

Aus der Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde der Universität Rostock

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

## **GLARE-PERIMETRY**

### **Entwicklung einer neuen Methode zur Objektivierung von Dysphotopsieeffekten**

Inauguraldissertation

zur

Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Medizin

der Medizinischen Fakultät

der Universität Rostock

vorgelegt von

Dagmar Meikies,

geb. in Malchin,

aus Rostock

Rostock, Februar 2012

Dekan: Prof. Emil C. Reisinger

1. Gutachter: Prof. Dr. R. F. Guthoff  
Universitäts-Augenklinik Rostock
2. Gutachter: Prof. Dr. K. Sternberg  
Institut für Biomedizinische Technik der Universität Rostock
3. Gutachter: Prof. Dr. W. Haigis  
Universitäts-Augenklinik Würzburg
- Tag der Einreichung: 24. Februar 2012
- Tag der Verteidigung: 16. Oktober 2012

Das ist ja, was den Menschen zieret,  
Und dazu ward ihm der Verstand,  
Daß er im innern Herzen spüret,  
Was er erschafft mit seiner Hand.

(Friedrich Schiller)

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung .....	1
1.1	ZIELSETZUNG .....	1
1.2	ANATOMIE DER LINSE .....	4
1.3	PATHOLOGISCHE VERÄNDERUNGEN DER LINSE .....	7
1.4	KATARAKT-CHIRURGIE .....	9
1.4.1	Vorüberlegungen .....	9
1.4.2	Die Phakoemulsifikation .....	10
1.4.3	Alternative Operationsverfahren .....	10
1.4.4	Komplikationen .....	11
1.5	INTRAOKULARLINSEN .....	12
1.5.1	Verschiedene Materialien für Intraokularlinsen .....	13
1.5.2	Verschiedene Designs von Intraokularlinsen .....	14
1.6	BLENDLICHTPHÄNOMENE .....	17
1.6.1	Klinische Relevanz von Blendlichtphänomenen .....	17
1.6.2	Entstehung von Blendungsphänomenen im Auge .....	18
1.6.3	Bereits bestehende Möglichkeiten der Messung von Dysphotopsien .....	20
2	Methoden .....	25
2.1	VERSUCHSABLAUF .....	25
2.1.1	Prinzip der Glare-Perimetry .....	25
2.1.2	Versuchsaufbau .....	26
2.1.3	Untersuchungsablauf .....	28
2.2	PROBANDENAUSWAHL .....	29
2.2.1	Phake Probanden .....	30
2.2.2	Monofokallinsen-Träger .....	30

2.2.3	Multifokallinsen-Träger.....	31
2.2.4	Auswahlkriterien.....	31
2.3	STATISTISCHE AUSWERTUNG .....	32
3	Ergebnisse .....	34
3.1	MESSUNGEN AN EINZELNEN PROBANDEN .....	34
3.2	ABSOLUTE GRÖSSE DER BLENDEMPFINDLICHKEIT .....	36
3.2.1	Test auf Normalverteilung.....	36
3.2.2	Häufigkeitsverteilung für alle Ergebnisse der Blendempfindlichkeit .....	37
3.2.3	Häufigkeitsverteilung der Blendempfindlichkeit bei Visus $\geq 0.9$ .....	38
3.2.4	Häufigkeitsverteilung der Blendempfindlichkeit bei Visus $\geq 1.0$ .....	39
3.2.5	Gegenüberstellung der Blendempfindlichkeit der phaken, monofokalen und multifokalen Probanden.....	40
3.3	VERGLEICH DER EINZELNEN PROBANDENGRUPPEN .....	42
3.3.1	Vergleich phaker und pseudophaker Probanden.....	42
3.3.2	Vergleich monofokaler und multifokaler IOLs .....	42
3.3.3	Vergleich multifokaler IOLs aus Silikon beziehungsweise Akryl.....	43
3.3.4	Vergleich multifokaler IOLs mit asymmetrischer Lichtverteilung.....	43
3.4	KORRELATION VON ALTER UND BLENDEMPFINDLICHKEIT .....	44
3.4.1	Korrelation von Alter und Blendempfindlichkeit in der phaken Kontrollgruppe .. .....	44
3.4.2	Korrelation von Alter und Blendempfindlichkeit im pseudophaken Probandenkollektiv.....	45
3.5	KORRELATION VON VISUS [logMAR] UND BLENDEMPFINDLICHKEIT ...	45
3.6	KORRELATION VON SUBJECTIVE GLARE RATING UND BLENDEMPFINDLICHKEIT .....	46
3.7	GESCHLECHTSUNTERSCHIEDE.....	48
3.7.1	Korrelation von Geschlecht und Blendempfindlichkeit .....	48
3.7.2	Korrelation von Geschlecht und Subjective Glare Rating.....	49

3.7.3	Korrelation von Subjective Glare Rating (SGR) und Blendempfindlichkeit getrennt nach Geschlecht.....	50
3.8	EINFLUSS DER PUPILLENGRÖÙE.....	51
3.9	KORRELATION VON BLENDEMPFINDLICHKEIT UND ZEITRAUM NACH LINSENIMPLANTATION.....	51
3.10	BINOKULARE MESSUNGEN.....	51
3.11	MULTIPLE REGRESSIONSANALYSE .....	54
4	Diskussion.....	55
4.1	DISKUSSION DER METHODE .....	55
4.1.1	Vergleich mit anderen Methoden der Blendempfindlichkeitsmessung .....	55
4.1.2	Mögliche Fehlerquellen.....	59
4.1.3	Verbesserungsmöglichkeiten .....	61
4.2	DISKUSSION DER ERGEBNISSE.....	61
4.3	DISKUSSION VON ANWENDUNGSMÖGLICHKEITEN .....	65
4.3.1	Bewertung von IOLs .....	65
4.3.2	Katarakt-Chirurgie .....	66
4.3.3	Beurteilung der Nachtfahrtauglichkeit .....	67
5	Zusammenfassung und Ausblick.....	68
6	Thesen.....	70
7	Literaturverzeichnis .....	72
8	Danksagung.....	77
9	Datentabellen.....	78
9.1	Phake Probanden.....	78
9.2	Monofokale Probanden.....	79
9.3	Multifokale Probanden .....	81

# Tabellenverzeichnis

Tab. 1-1:	Pseudophake Blendphänomene und ihre Ursachen modifiziert nach Arnold .....	2
Tab. 2-1:	Einteilung der phaken Gruppe nach dem Alter der Probanden .....	30
Tab. 2-2:	Untersuchte Monofokallinsen .....	31
Tab. 2-3:	Aufteilung der multifokalen Gruppe nach Linsentyp .....	31
Tab. 2-4:	Statistische Kenngrößen der Visusverteilung in den 3 Versuchsgruppen .....	32
Tab. 3-1:	Charakterisierung der ersten einzelnen Probanden .....	34
Tab. 3-2:	Statistische Kenngrößen der monokularen Blendempfindlichkeit in den drei Probandengruppen .....	38
Tab. 3-3:	Vergleich der mittleren monokularen Blendempfindlichkeit zwischen phaken und pseudophaken Augen bei Visus = 1.0 .....	42
Tab. 3-4:	Vergleich der monokularen Blendempfindlichkeit zwischen monofokaler und multifokaler Probandengruppe .....	43
Tab. 3-5:	Korrelation zwischen Subjective Glare Rating (SGR) und binokularer Blendempfindlichkeit .....	47
Tab. 3-6:	Korrelation zwischen SGR und binokularer Blendempfindlichkeit in den verschiedenen Probandengruppen bei Visus $\geq 0.9$ .....	48
Tab. 3-7:	Vergleich der binokularen Blendempfindlichkeit zwischen weiblichen und männlichen Probanden .....	49
Tab. 3-8:	Korrelation von SGR und binokularer Blendempfindlichkeit getrennt nach dem Geschlecht .....	50
Tab. 3-9:	Korrelation von maximaler Pupillengröße und monokularer Blendempfindlichkeit in den verschiedenen Probandengruppen .....	51
Tab. 3-10:	Korrelation von monokularer Blendempfindlichkeit und Zeitraum nach Linsenimplantation .....	51
Tab. 3-11:	Statistische Kenngrößen der binokularen Blendempfindlichkeit in den drei Probandengruppen .....	52

Tab. 3-12: Statistische Kenngrößen von monokularer und binokularer Blendempfindlichkeit im Vergleich bei phaken und monofokalen Probanden mit monokularem Visus $\geq 0.9$ .....	52
Tab. 3-13: Statistische Kenngrößen von monokularer und binokularer Blendempfindlichkeit im Vergleich bei phaken Probanden mit monokularem Visus = 1.25 .....	54



# Abbildungsverzeichnis

Abb. 1-1: Anatomische Strukturen des Auges .....	4
Abb. 1-2: Mikroskopische Anatomie der Linse .....	5
Abb. 1-3: Anatomie des Aufhängungsapparates der Linse .....	6
Abb. 1-4: Morphologische Formen der Katarakt .....	7
Abb. 1-5: Cataracta Morgagnia .....	7
Abb. 1-6: Verschiedene Haptik-Designs am Beispiel von Akryl-IOLs (AIVIMED) .....	12
Abb. 1-7: C-Quant: Gerät und Benutzeroberfläche .....	23
Abb. 2-1: Prinzip der Blendempfindlichkeitsmessung mit der Glare-Perimetry .....	25
Abb. 2-2: Schematischer Versuchsaufbau der Glare-Perimetry .....	26
Abb. 2-3: Praktischer Versuchsaufbau der Glare-Perimetry .....	27
Abb. 2-4: Ablauf der Glare-Perimetry .....	28
Abb. 3-1: Erste Ergebnisse der Blendempfindlichkeitsmessung an einzelnen Probanden .....	34
Abb. 3-2: Monokulare und binokulare Blendempfindlichkeit der Multifokallinsenträgerin .....	35
Abb. 3-3: Binokulare Blendempfindlichkeit im zeitlichen Verlauf .....	36
Abb. 3-4: Summierte absolute Häufigkeiten der monokularen Blendempfindlichkeit .....	37
Abb. 3-5: Summierte absolute Häufigkeiten der monokularen Blendempfindlichkeit aller Augen mit einem Visus von mindestens 0.9 .....	38
Abb. 3-6: Summierte absolute Häufigkeiten der monokularen Blendempfindlichkeit aller Augen mit einem Visus von mindestens 1.0 .....	39
Abb. 3-7: Boxplot der monokularen Blendempfindlichkeit aller gemessenen Augen unterschieden nach Probandengruppen .....	40
Abb. 3-8: Boxplot der monokularen Blendempfindlichkeit aller gemessenen Augen mit einem Visus von mindestens 0.9 unterschieden nach Probandengruppen .....	41
Abb. 3-9: Boxplot der monokularen Blendempfindlichkeit aller Augen mit Visus = 1.0 und bei einem Alter zwischen 65 und 74 Jahren im Vergleich .....	41
Abb. 3-10: Korrelation von Alter und monokularer Blendempfindlichkeit in der phaken Gruppe .....	44
Abb. 3-11: Korrelation von Visus [logMAR] und monokularer Blendempfindlichkeit .....	46
Abb. 3-12: Korrelation von SGR und binokularer Blendempfindlichkeit .....	47

Abb. 3-13: Binokulare Blendempfindlichkeit der weiblichen und männlichen Probanden im Vergleich.....	48
Abb. 3-14: Gegenüberstellung der subjektiven Beschwerdeskala getrennt nach dem Geschlecht.....	49
Abb. 3-15: Binokulare Blendempfindlichkeit der drei Probandengruppen im Vergleich .....	53
Abb. 4-1: Point Spread Function entsprechend des CIE-Standards .....	56
Abb. 4-2: Streulichtwerte als Funktion des Alters für Pseudophake und Phake ohne beziehungsweise mit Katarakt .....	57
Abb. 4-3: Blendempfindlichkeit [Grad] als Funktion des Alters: .....	58

---

# 1 Einleitung

## 1.1 ZIELSETZUNG

Die Kataraktchirurgie nimmt eine bedeutende Position in der ophthalmologischen Chirurgie ein. Mit routinierten Operateuren und ausgefeilter Technologie inklusive einer umfangreichen Auswahl verschiedenster Intraokularlinsen (IOLs) eröffnet es die Möglichkeit einer erheblichen Sehverbesserung für den Patienten. Damit kann für viele Menschen die Lebensqualität deutlich angehoben werden. Während das Hauptziel, die Verbesserung der Sehschärfe, immer optimaler realisiert werden kann, gewinnen etwaige unerwünschte Nebeneffekte immer mehr an Aufmerksamkeit und Bedeutung, vor allem in der Herstellung von Intraokularlinsen.

Patienten nach Katarakt-OP, die bei den traditionellen Messungen der Sehschärfe gut abschneiden, berichten teilweise über schlechtes Sehen oder Lichtsensationen in alltäglichen Situationen. [1] Zusätzliche Lichtphänomene auf der Netzhaut werden Photopsien genannt. Sie überlagern das reale Netzhaut-Bild. Wenn sie subjektiv stören oder die Sehleistung herabsetzen, wird von *Dysphotopsien* gesprochen.

Ziel dieser Arbeit ist die Quantifizierung dieser Form von Beschwerden, um einerseits ihr Ausmaß zwischen verschiedenen Individuen vergleichen zu können und andererseits auch einen intraindividuellen Verlauf objektiv beurteilen zu können. Da die dysphotopischen Phänomene die unterschiedlichsten Formen annehmen können, ist der konkrete Gegenstand der Messungen die daraus resultierende Einschränkung des Sehvermögens. Diese wird im Rahmen dieser Arbeit fortan als "Blendempfindlichkeit" bezeichnet, was in der englischsprachigen Literatur der „Disability Glare“ entspricht. Die Messmethode soll realistische Bedingungen berücksichtigen, wie sie im Verkehr bei Dunkelheit durch direkte Blendung einer starken Lichtquelle, wie z. B. Scheinwerfer eines entgegenkommenden Autos, entstehen. Die erhobenen Messwerte sollen die Dimension der Blendempfindlichkeit zu einem objektiven Maß und somit besser verwendbar für die klinische Praxis machen.

Eine weitere Unterteilung der Dysphotopsien kann in „positiv“ und „negativ“ vorgenommen werden. Positive Dysphotopsien sind helle Artefakte auf der Netzhaut, die in Form von Lichtbögen, Streifen, Ringen und Halos auftreten können, eventuell nur unter bestimmten

---

Beleuchtungsbedingungen oder nur bei bestimmten Lokalisationen peripherer Blendungsquellen. Diese unerwünschten Phänomene wurden unter anderem bei Patienten nach Kataraktchirurgie mit IOLs aus verschiedenen Materialien gefunden. [2] Sie wurden häufig mit Kanten-Effekten der IOLs in Verbindung gebracht, während negative Dysphotopsien noch weitgehend unergründet bleiben und eher mit den anatomischen Strukturen des Patienten assoziiert zu sein scheinen. [3] Letztere Phänomene entstehen, wenn der Lichteinfall auf gewisse Teile der Netzhaut verhindert wird. Sie äußern sich als Schatten oder dunkle Punkte, sind meist im temporalen Feld lokalisiert und treten besonders bei normalen Beleuchtungsbedingungen mit durchschnittlichem Pupillendurchmesser auf. Positive Dysphotopsien dagegen werden häufiger bei geringer Beleuchtung beobachtet, wenn die Pupille groß ist.

Arnold [4] lehnt den Begriff der negativen Dysphotopsien ab und spricht von Dysphotopsien nur als Empfangen von zusätzlichen Lichteindrücken, die Unbehagen erzeugen beziehungsweise das Sehvermögen reduzieren und ordnet verschiedenen Blendungsphänomenen bestimmte Ursachen zu. (Tab. 1-1)

**Tab. 1-1: Pseudophake Blendphänomene und ihre Ursachen modifiziert nach Arnold [4]**

<b>Blendphänomen</b>	<b>Beschreibung</b>	<b>Ursache</b>
<u>Halos</u>	kreisförmiges Licht in dunkler Umgebung um eine helle Lichtquelle herum	IOL-Optik PCO (Posterior Capsule Opacification)
<u>Flare</u>	Lichtstreifen oder –Schweif immer von der gleichen Stelle aus in die gleiche Richtung verlaufend, sobald punktförmige Lichtquelle im Gesichtsfeld liegt	IOL-Dezentrierung iatrogene Pupillenektopie
<u>Flash</u>	kurz aufleuchtender Punkt, Lichtspritzer oder -streifen scheinbar unabhängig von einer Lichtquelle	interne Reflektion von der IOL-Optik
<u>Glare</u>	reduzierte Sehschärfe in Gegenwart von hellem Licht	Makula-Degeneration PCO
<u>Streak</u>	wenige Sekunden andauernder Bogen oder Halbkreis aus Licht meist in Dunkelheit	hintere Glaskörperablösung

Die Mehrheit der Patienten nach Kataraktchirurgie weist diese Probleme nicht auf beziehungsweise nur in bestimmten Situationen ohne subjektive Beeinträchtigung, aber ein

---

kleiner Teil leidet an Problemen dieser Natur, die dem präoperativen Zustand vergleichbar beziehungsweise sogar schwerer sind. [3]

Multifokallinsen-Träger berichten im Allgemeinen über ein besseres Sehvermögen, weniger Einschränkungen des Sehens und weniger Brillengebrauch als Monofokallinsen-Träger. [5]

Bei vergleichbarer Sehschärfe lassen sich bei Ersteren ein besseres Sehen in der Nähe und eine größere Tiefenschärfe feststellen. [6] Multifokallinsen sind allerdings allgemein dafür bekannt, die Kontrastsensitivität in Niedrig-Kontrast-Bedingungen zu reduzieren und optische Phänomene hervorzurufen, die oft als Halos beschrieben werden. [7-10] Der theoretische Nachteil der Multifokal-IOLs ist, dass das einfallende Licht auf mehrere Fokusse verteilt wird, sodass das einzelne Netzhaut-Bild jeweils eine geringere Lichtintensität erhält, [11] und reduzierter Kontrast und Dysphotopsien begünstigt werden. [12] Im Rahmen dieser Studie sollte anhand von Probanden mit Mono- und Multifokal-IOLs auch untersucht werden, ob zwischen diesen Gruppen Unterschiede in der Blendempfindlichkeit bestehen, die mit der Glare-Perimetry messbar sind.

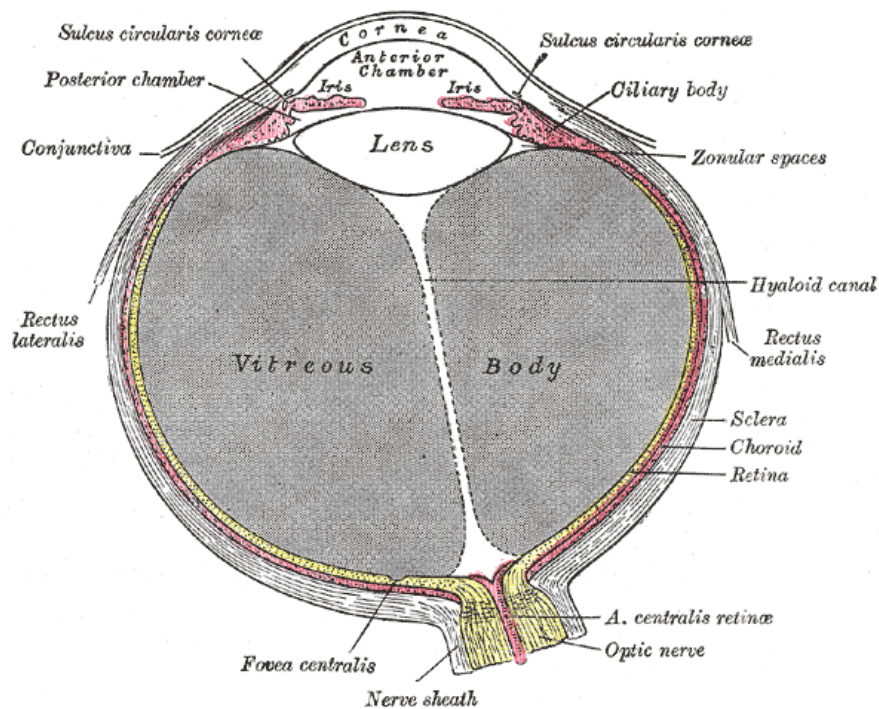
Die gute Sehqualität dieser Linsen lässt vermuten, dass diese durch Dysphotopsie-Phänomene nicht wesentlich verschlechtert wird. Dies kann unter anderem an der retinalen und kortikalen Verarbeitung liegen, die zum Beispiel einen verbesserten Kontrast-Eindruck des Netzhautbildes zur Folge hat. [13] Weitere Einschränkungen bei Multifokal-IOLs sind auch erschwerte Bedingungen bei panretinaler Laser-Anwendung und Netzhautchirurgie. [12]

Pseudophake Dysphotopsien werden meist beim nächtlichen Autofahren erlebt [14] und stellen in diesem Bereich eine erhebliche Störung, wenn nicht sogar Gefahr dar, auf die in Kapitel 1.6.1 noch näher eingegangen wird. Hinzu kommt, dass die Blendempfindlichkeit („*Disability Glare*“), definiert als Reduktion des Sehvermögens bei Vorhandensein einer Blendungsquelle im Gesichtsfeld, nicht zwangsläufig subjektive Beschwerden verursacht.

Eine standardisierte Messung solcher dysphotopischen Effekte ist bislang nicht möglich, wobei verschiedenste Herangehensweisen mit unterschiedlichen Ergebnissen versucht wurden, auf die im Kapitel 1.6.3 und der Diskussion noch genauer eingegangen wird. Darunter sei bereits an dieser Stelle der C-Quant (Oculus GmbH, Germany) erwähnt, welcher sich für die Messung von Streulicht bewährt hat, das einen Einfluss auf die Blendempfindlichkeit hat.

---

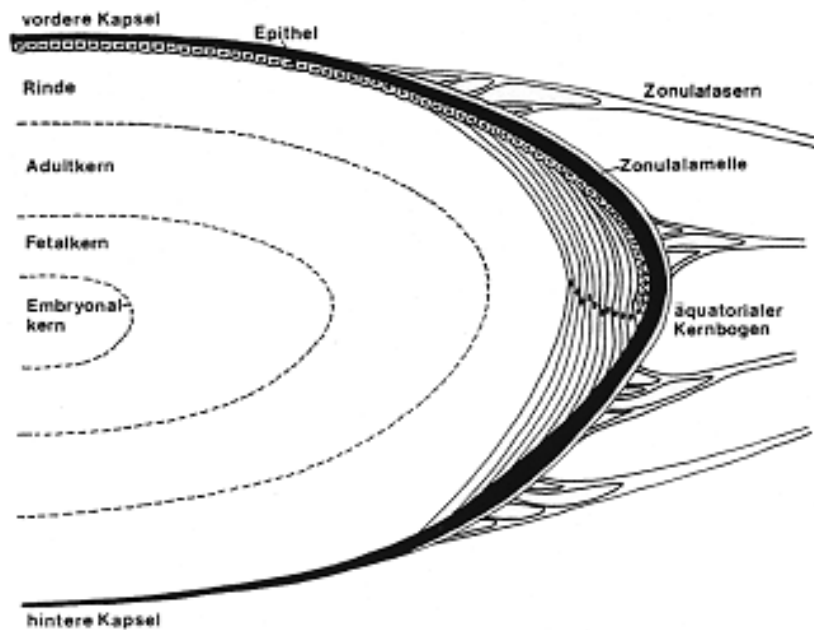
## 1.2 ANATOMIE DER LINSE



**Abb. 1-1: Anatomische Strukturen des Auges (from the 20th U.S. edition of Gray's Anatomy of the Human Body, originally published in 1918). Quelle: <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/e/eb/Gray869.png/250px-Gray869.png>**

Die kristalline Linse im phaken Auge ist eine transparente, bikonvexe Struktur. Sie ist anterior begrenzt durch Pupille, Iris und Hinterkammer (von zentral nach peripher) und posterior durch den Glaskörper. (siehe Abb. 1-1) Über die Zonulafasern ist die Linse am Ziliarkörper fixiert. Die Bildung neuer Linsenfasern erfolgt zu Lebzeiten fortlaufend. Sie entstehen vom einreihigen Linsenepithel aus, welches unter der vorderen Kapsel und im Bereich des Linsenäquators, auch transitionale Zone genannt, lokalisiert ist. So kommt es zu einer stetigen Dickenzunahme und Verdichtung der Linse. Die neu gebildeten Linsenfasern lagern sich von außen auf die Älteren, weshalb die ältesten Fasern, der sogenannte Embryonalkern, im Zentrum der Linse zu finden ist. Darauf folgen entsprechend der körperlichen Entwicklung fetaler, infantiler und adulter Kern. Nach außen hin schließen sich die Linsenrinde (Kortex) und die Linsenkapsel an. Letztere ist am Äquator am dicksten und am hinteren Pol am

dünnsten. (siehe Abb. 1-2) Gefäße und Nerven fehlen bei der Linse vollständig. Die Versorgung des Linsenepithels erfolgt aus dem Kammerwasser.



**Abb. 1-2: Mikroskopische Anatomie der Linse (nach Naumann GOH (Hrsg.): *Pathologie des Auges* . Band II. Springer-Verlag , Berlin, Heidelberg 1997 ; 845-894)**

Die Funktion der Linse besteht in der Fokussierung des einfallenden Lichtes. Beim Erwachsenen macht sie circa 20 Dioptrien aus, das entspricht in etwa einem Drittel der gesamten Brechkraft des Auges. Durch unterschiedliche Aktivität des Musculus ciliaris wird darüber hinaus die Akkommodation ermöglicht, eine Fokussierung auf verschiedene Distanzen. Dieser Muskel wird durch den parasympathischen Nervus oculomotorius innerviert und bewirkt bei Kontraktion eine Erschlaffung, bei Relaxation eine Straffung der Zonulafasern. (Anatomie des Aufhängungsapparates der Linse siehe Abb. 1-3) Die Linse hat aufgrund ihrer Elastizität die Tendenz, eine Kugelform anzunehmen, womit die größte Brechkraft erreicht wird. Der Zug der Zonulafasern wirkt dem entgegen, wodurch hauptsächlich der Radius der vorderen Linsenfläche vergrößert und die Brechkraft der Linse reduziert wird. Bei der Akkommodation wird folglich durch Kontraktion des Musculus ciliaris über eine Abkuglung der Linse eine höhere Brechkraft erzielt, was das scharfe Sehen in der Nähe ermöglicht.

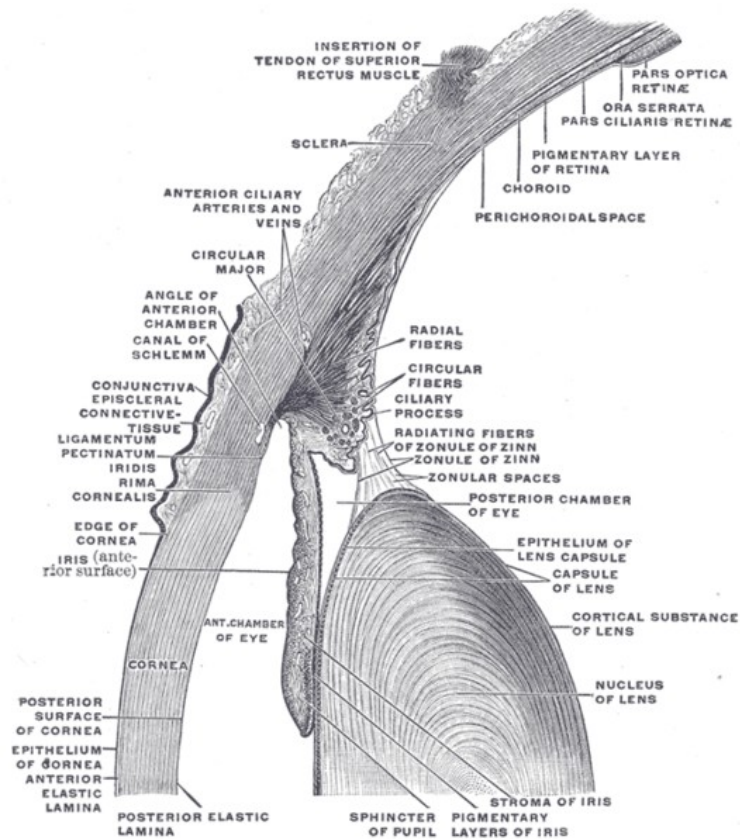


Abb. 1-3: Anatomie des Aufhängungsapparates der Linse (from the 20th U.S. edition of Gray's Anatomy of the Human Body, originally published in 1918). Quelle: <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/5/55/Gray883.png/400px-Gray883.png>



### 1.3 PATHOLOGISCHE VERÄNDERUNGEN DER LINSE

Veränderungen der Linse mit Krankheitswert zeigen sich hauptsächlich in Form einer Katarakt. Daneben können Anomalien der Linsenform vorliegen oder eine Ektopie.

Die Katarakt, auch Grauer Star genannt, ist die häufigste pathologische Veränderung der Linse. Sie ist meist erworben, kann aber auch angeboren sein. Ätiologisch werden in der ersten Gruppe Altersabhängige, Präsenile, Traumatische, Medikamenten-induzierte und Sekundäre Katarakt unterschieden.

Die Cataracta senilis lässt sich zum einen nach morphologischen Kriterien einteilen. Hier werden Kernkatarakt, anteriore und posteriore subkapsuläre Katarakt, kortikale Katarakt und Christbaumschmuck-Katarakt unterschieden. (siehe Abb. 1-4)



**Abb. 1-4: Morphologische Formen der Katarakt. Links: bruneszente Kernsklerose mit anteriorer subkapsulärer Katarakt. Mitte: nukleäre und kortikale Katarakt. Rechts: Christbaumschmuck-Katarakt. Quelle: <http://www.atlasophthalmology.com>**

Daneben kann eine Klassifikation nach der Reife vorgenommen werden: von immaturer über mature bis hin zur hypermaturen Katarakt. Bei der Extremform Cataracta Morgagnia kommt es dazu, dass der Kern durch die komplette Verflüssigung der Rinde im schlaffen Kapselsack nach unten sinkt. (siehe Abb. 1-5)



**Abb. 1-5: Cataracta Morgagnia. Quelle: <http://www.atlasophthalmology.com>**

---

Die kongenitale Katarakt betrifft etwa 3 von 10000 Lebendgeburten und tritt überwiegend bilateral auf. Den meisten Fällen liegt eine genetische Mutation zugrunde, aber auch Chromosomenanomalien, wie zum Beispiel beim Down-Syndrom, metabolische Erkrankungen, zum Beispiel die Galaktosämie, intrauterine Erkrankungen, wie zum Beispiel eine Rötelninfektion, und komplexe Entwicklungsstörungen des Auges können ursächlich sein.

Als abnorme Linsenformen seien an dieser Stelle das Linsenkolobom, der Lentikonus anterior beziehungsweise posterior, der Lentiglobus, die Mikrophakie und die Mikrosphärophakie genannt.

Als *Linsenkolobom* wird eine segmentale Agenesie am unteren Äquator mit fehlenden Zonulafasern an der betroffenen Stelle bezeichnet. Es handelt sich hierbei um kein echtes Kolobom, da zum Fehlen einer Gewebeschicht kein inkompletter Verschluss der Augenbecherspalte geführt hat. Beim *Lentikonus anterior* findet sich eine meist bilaterale axiale Vorwölbung der vorderen Linsenfläche in die Vorderkammer. In etwa 90% der Fälle ist er mit einem Alport-Syndrom assoziiert. Der *Lentikonus posterior* dagegen ist eine sehr seltene, meist unilaterale Veränderung mit einer Vorwölbung der hinteren Linsenfläche in den Glaskörper. Eine allgemeine sphärische Verformung der Linse wird *Lentiglobus* genannt. Dieser ist selten, kommt meist unilateral vor und kann mit einer Linsentrübung am hinteren Pol assoziiert sein. Liegt der Durchmesser der Linse unterhalb der Norm, wird von einer *Mikrophakie* gesprochen. Diese kann mit dem Lowe-Syndrom vergesellschaftet sein und besitzt dann zusätzlich eine Scheibenform. Unter der *Mikrosphärophakie* ist das Vorliegen einer kugelförmigen Linse mit kleinem Durchmesser zu verstehen.

Neben der Form kann auch die Lage der Linse krankhaft verändert sein. Dabei kann eine *Subluxation* vorliegen, so dass die Linse noch im Pupillenbereich bleibt, oder aber eine vollständige *Luxation* mit einer aphaken Pupille. Die hereditäre *Ektopia lentis* kann mit systemischen Assoziationen wie Marfan-Syndrom, Weill-Marchesani-Syndrom, Homocystinurie, Ehlers-Danlos-Syndrom oder anderen auftreten. Bei Letzterem kann zusätzlich auch eine Ektopie der Pupille vorliegen oder gelegentlich eine Aniridie. Ursachen einer erworbenen Linsenektomie können ein Trauma, ein zu großes Auge, Tumoren der Uvea und eine hypermature Katarakt sein.

---

---

## 1.4 KATARAKT-CHIRURGIE

Therapie der Wahl bei der Cataracta senilis ist die chirurgische Entfernung der getrübbten Linse. Als Ersatz wird eine künstliche Intraokularlinse eingesetzt, für die es unterschiedliche Materialien, Designs und Fixierungsmöglichkeiten gibt, auf welche in Kapitel 1.5 genauer eingegangen wird. Darüber hinaus befindet sich als Alternative derzeit ein Linsenersatz durch Injektion flüssiger Substanzen in einem frühen experimentellen Stadium. [15] Von diesen versprechen sich die Wissenschaftler eine zumindest partielle Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit nach Katarakt-OP. [16]

### 1.4.1 Vorüberlegungen

Die Indikation zu einer Operation kann aus verschiedenen Gründen gestellt werden. Meist ist es eine Sehverbesserung, die angestrebt wird, wenn der Patient im alltäglichen Leben durch die fortgeschrittene Katarakt stark eingeschränkt ist oder eine spezielle Tätigkeit, für die eine gute Sehschärfe nötig ist, weiter ausführen möchte. Medizinisch indiziert ist die Operation auch, wenn die Katarakt andere Augenkrankheiten bedingt, beispielsweise bei einem phakolytischen oder phakomorphen Glaukom, beziehungsweise deren Diagnostik oder Therapie beeinträchtigt, zum Beispiel bei Augenhintergrunderkrankungen. Ein operativer Eingriff aus rein kosmetischen Gründen bei funktionslosem Auge zur Wiederherstellung einer schwarzen Pupille wird selten vorgenommen.

Präoperativ muss eine Reihe an Augenuntersuchungen durchgeführt werden, um einerseits eine realistische Prognose bezüglich der Visusverbesserung durch die Operation stellen zu können und andererseits um Komplikationen vermeiden beziehungsweise Risiken oder erschwerende Operationsbedingungen einschätzen zu können. Nach sorgfältigem Abwägen von Nutzen und Risiken wird die Entscheidung über die Operation gefällt.

Da der Patient durch die Entfernung seiner Linse stark hyperop wäre, muss für einen entsprechenden Refraktionsausgleich gesorgt werden. Dies erfolgt durch Implantation einer Kunstlinse anstelle der Natürlichen. Im Rahmen der Biometrie wird anhand von Untersuchungen, unter anderem der Hornhautkrümmung und der Achslänge, und Anwendung bestimmter Formeln die bestmögliche Korrektur berechnet. Für ein optimales postoperatives Ergebnis sollte tendenziell eher eine geringe Myopie angestrebt werden und die postoperative Refraktion um nicht mehr als 2 Dioptrien von der Refraktion des anderen Auges abweichen.

---

Letztendlich muss auch berücksichtigt werden, dass der Patient mit der Kunstlinse wie mit der gealterten natürlichen Linse nicht akkomodieren kann, weshalb für das Sehen in der Nähe eine Brillenkorrektur nötig ist, alternativ eine Fernkorrektur, wenn Emmetropie im Nahbereich gewünscht ist. Multifokale Intraokularlinsen oder die Anwendung des Monovision-Prinzips (Korrektur eines Auges auf die Ferne, des anderen auf die Nähe) bilden hier eine Ausnahme.

Die Katarakt-Chirurgie kann sowohl in Lokalanästhesie als auch in Vollnarkose durchgeführt werden. Methode der Wahl bei diesem zumeist ambulanten Eingriff sind lokale Verfahren.

Im Folgenden werden verschiedene Operations-Prinzipien beschrieben.

### **1.4.2 Die Phakoemulsifikation**

Diese stellt die aktuell bevorzugte Methode dar. Das Konzept hierbei ist die Entfernung von zentraler Linsenvorderkapsel, Kern und Rinde unter Belassung des Kapselsackes.

Dies kann auf verschiedene Art und Weise geschehen. Im Folgenden werden hier nur die Basis-Schritte der klassischen 4-Quadranten-„*Divide-and-conquer*“-Technik beschrieben. Zunächst wird über die klare periphere Hornhaut oder über die Sklera, meist temporal, eine selbstschließende Tunnelinzision in die Vorderkammer angelegt und zur Stabilisierung dieser und Schutz der Hornhaut ein Viskoelastikum injiziert. Rechtwinklig zum ersten Zugang erfolgt eine zweite Stichinzision in die periphere Hornhaut. Dann wird die vordere Linsenkapsel kontinuierlich mittels Kapsulorrhexis eröffnet. Die Mobilisierung des Kerns wird mit einer Hydrodissektion erreicht: Mit dem Phakostift wird eine erste Rinne geschaffen und nach Drehung des Kerns mit einem zweiten Instrument um 90° wird diese mit einer weiteren Rinne zu einem Kreuz ergänzt. An diesen Schwachstellen wird nun die Linse nacheinander in 4 Teile gebrochen, die anschließend jeweils fragmentiert, emulgiert und aspiriert werden. Nachdem die restliche Rinde abgesaugt wurde, wird der Kapselsack mit einem Viskoelastikum aufgefüllt. Nach fakultativer Vergrößerung der Inzision wird eine Intraokularlinse in den Kapselsack eingeführt und das Viskoelastikum wieder aspiriert. Der Verschluss der Inzisionen erfolgt meist spontan ohne Naht.

### **1.4.3 Alternative Operationsverfahren**

Neben der Phakoemulsifikation gibt es die Möglichkeit der extrakapsulären Kataraktextraktion (ECCE) mit dem Unterschied, dass bei dieser der Linsenkern im Ganzen oder in mehreren Fragmenten durch einen etwa 7 bis 10 mm großen korneoskleralen Zugang entfernt wird und ein chirurgischer Wundverschluss erfolgen muss.

---

Im Rahmen der intrakapsulären Kataraktextraktion (ICCE) dagegen wird die natürliche Linse nach einer fermentativen Zonulolyse in toto entnommen. Dieses Verfahren erfordert die Implantation einer nahtfixierten Hinterkammerlinse oder einer Vorderkammerlinse.

Im Rahmen einer Vitrektomie kann auch eine Phakektomie via Pars Plana erfolgen, wobei die Linse komplett oder unter Schonung von Zonula und vorderer Linsenkapsel entfernt werden kann.

Ebenfalls mittels Vitrektomieinstrumentarium kann die Phakektomie bei kindlicher Katarakt vorgenommen werden.

#### **1.4.4 Komplikationen**

Da die hintere Linsenkapsel sehr dünn ist, stellt ihre Ruptur eine gefürchtete intraoperative Komplikation dar.

Gehen Linsenfragmente in den Glaskörperraum verloren, können diese zu einem Glaukom, einer chronischen Uveitis, Netzhautablösung oder chronischem Makulaödem führen.

Die Dislokation der Intraokularlinse kann eine Glaskörperblutung oder ebenfalls eine Netzhautablösung, Uveitis oder chronisches Makulaödem auslösen.

In sehr seltenen Fällen kann es intraoperativ zu einer suprachoroidalen Blutung kommen.

Postoperativ stellt die akute Endophthalmitis eine ernstzunehmende Komplikation dar. Aber auch nach Wochen bis Jahren kann sich eine verzögerte chronische Endophthalmitis ausbilden.

Die häufigste Spätkomplikation einer unkomplizierten Kataraktextraktion wird als Nachstar bezeichnet und besteht in einer zunehmenden Trübung der verbliebenen hinteren Kapsel durch Proliferation verbliebener Linsenzellen. Ihr Auftreten und Ausmaß kann bei den verschiedenen Intraokularlinsen variieren.

---

## 1.5 INTRAOKULARLINSEN

Intraokularlinsen bestehen einerseits aus einer Optik, die für die refraktive Funktion verantwortlich ist, und andererseits aus einer Haptik, die für die Fixierung im Auge sorgt. Im idealen Fall erfolgt die Implantation in die „natürliche“ Lokalisation, den Kapselsack. Unter besonderen Umständen kann die IOL alternativ unter anderem ebenfalls in der Hinterkammer im Sulcus ciliaris oder als Vorderkammerlinse im Kammerwinkel positioniert werden. Eine weitere Möglichkeit bieten *Irisfixierte IOLs*. Diese Linsen werden durch Enklavation oder Einhaken von Klauen an der Iris fixiert und bevorzugt in der refraktiven Chirurgie als Vorderkammerlinsen eingesetzt, z.B. die Verisyse-IOL der Firma AMO, Santa ANA, CA, USA. War im Rahmen einer Katarakt-Operation aufgrund eines Defektes der Linsenkapsel die Implantation einer kapselsackfixierten Linse nicht möglich, kann sekundär eine Hinterkammerlinse mittels Irisnahtfixation eingebracht werden. [17] Als Beispiel sei hier die Binder-IOL der Firma Iolution in Itzehoe genannt.

Es gibt diverse IOL-Designs und stetig kommen Neuentwicklungen dazu. Für harte Linsen muss die Inzision größer sein als der Durchmesser der Optik. Flexible Linsen können gefaltet mit Pinzette oder mittels Injektor durch eine deutlich kleinere Öffnung eingebracht werden.

Die Haptiken werden von Schlaufen oder Platten gebildet. Bei *One-Piece-IOLs* bestehen Optik und Haptik aus demselben Material ohne Verbindungsstellen. *Three-Piece-IOLs* sind aus Optik und Haptiken verschiedenen Materials zusammengesetzt. Beispiele für Haptik-Designs gibt die unten stehende Abbildung.

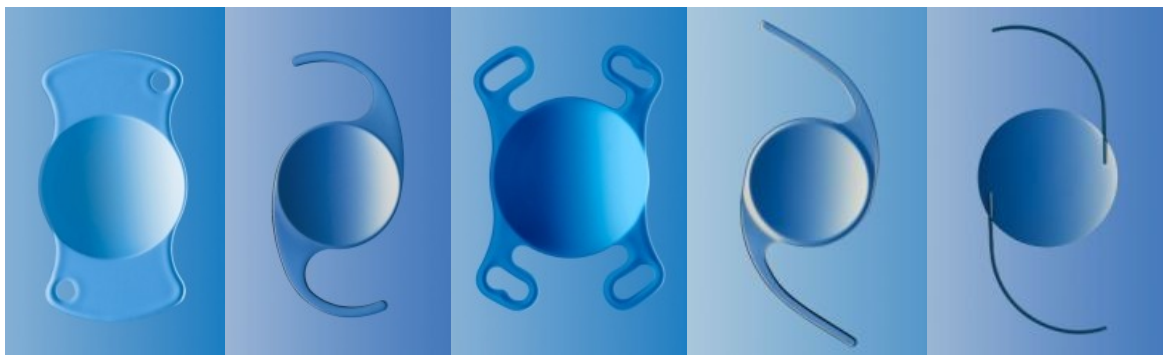


Abb. 1-6: Verschiedene Haptik-Designs am Beispiel von Akryl-IOLs der Firma AIVIMED

(Quelle: <http://www.aivimed.de>)

---

Größe und Form der Optik sind ebenfalls variabel. Die breiteste Anwendung finden monofokale IOLs, aber auch multifokale IOLs gewinnen zunehmend an Bedeutung.

Ziel der Implantation einer IOL kann neben dem Ersatz der natürlichen Linse im Rahmen der Katarakt-Chirurgie unter anderem auch der Ausgleich von höheren Refraktionsfehlern bei phaken Personen („*phake IOL*“), die Schaffung einer tieferen Vorderkammer bei einem Engwinkelglaukom oder der Ersatz des fehlenden Iris-Linsendiaphragmas bei traumatischer Aniridie („*Irisblenden-IOL*“) sein.

### **1.5.1 Verschiedene Materialien für Intraokularlinsen**

PMMA ist das einzige Material, welches in der Produktion harter IOLs resultiert. Flexible IOLs können aus Akryl, Silikon, Hydrogel oder Collamer hergestellt werden. Die Haptiken bestehen aus PMMA, Polypropylen oder Polyamid.

#### **1.5.1.1 PMMA-IOLs**

Der Vorteil des Polymethylmethakrylats (PMMA) ist gleichzeitig auch sein Nachteil. Es ist sehr stabil, daher nicht faltbar und somit nur über eine große Inzision implantierbar. Sie werden zunehmend durch faltbare IOLs verdrängt, die bereits durch Schnitte von 1,5 bis 3,0 mm implantiert werden können. Intraokularlinsen aus PMMA verfügen über einen Refraktiven Index von 1,49. Als Neuentwicklungen sind Oberflächenbeschichtungen zu nennen, wie zum Beispiel bei den heparinmodifizierten PMMA-IOLs, die verglichen mit herkömmlichen PMMA-Linsen eine reduzierte postoperative Entzündungsreaktion bewirken sollen.

#### **1.5.1.2 Akryl-IOLs**

Chemische Substanzen mit der Akrylgruppe ( $\text{CH}_2=\text{CH-COR}$ ) beziehungsweise Polymere dieser Stoffe werden als Akryl bezeichnet. Hydrophobe Akryllinsen sind trocken verpackt und weisen hydrophilen Akryllinsen gegenüber eine geringere Nachstarrate, einen höheren refraktiven Index (1,47-1,55) und ein langsames Entfalten bei der Implantation auf. Ihr Nachteil ist, dass sie gelegentlich „Glistenings“ aufweisen, feine glitzernde Einlagerungen. Geläufig ist heutzutage ein „Single-piece-Design“ mit Haptiken aus Akryl statt PMMA wie in den 3-Piece-Linsen, mit dem weniger Kapselspannfalten erzeugt werden. Die meist bikonvexe Optik ist entweder gleichmäßig auf Vorder- und Rückseite verteilt oder aber auf der Rückseite fixiert und auf der Vorderseite variabel.

Hydrophile Akryllinsen haben je nach Wassergehalt unterschiedliche refraktive Indizes, die

---

im Allgemeinen unter denen der hydrophoben Akryl-IOLs liegen. Sie sind in einer Konservierungslösung verpackt, erzeugen eine geringere Entzündungsantwort, sind unempfindlicher gegenüber YAG-Laser-Einwirkung, haben eine hohe Biokompatibilität und ein einfaches Handling. Nachteilig sind die höhere Neigung zu Nachstar und gelegentliche Kalziumablagerungen. Bei diesen Linsen findet sich häufig ein „Single-piece-Plattendesign“ mit 3 bis 4 Fixationspunkten.

Das Material Akryl, genauso wie *square-edge*-Design, scheint die Rate an Nachstar zu reduzieren. [3]

#### ***1.5.1.3 Silikon-IOLs***

Ihr refraktiver Index liegt etwas unter dem der Akryllinsen (1,41-1,46). Sie überzeugen durch hohe optische Reinheit, eine niedrige Langzeit-Nachstarrate und geringe Neigung zu Zellbesiedlung. Im nassen Zustand sind sie allerdings schlecht zu handhaben und aufgrund ihrer Adhärenz zu Silikonöl verbieten sie sich bei Augen mit Silikonöltamponade und sind daher heutzutage generell bei chirurgisch zu behandelnden Netzhauterkrankungen kontraindiziert.

#### ***1.5.1.4 Hydrogel-IOLs***

Diese Linsen sind den Akryl-IOLs ähnlich, haben aber einen höheren Wassergehalt von 38% und sind nur im Three-Piece-Design erhältlich. Ihr Einsatz ist allerdings mit möglichen Komplikationen behaftet und bedarf daher einer gründlichen Aufklärung des Patienten. [18]

#### ***1.5.1.5 Collamer-IOLs***

Das neueste Material besteht aus einer Mischung von Kollagen und Hydrogel. Solche IOLs wurden bereits erfolgreich zur Zufriedenheit der Patienten eingesetzt. [19]

### **1.5.2 Verschiedene Designs von Intraokularlinsen**

Wie bereits erwähnt, sind die Entwicklungen im Bereich des IOL-Designs sehr zahlreich. Daher ist die folgende Auswahl als willkürlich anzusehen und erhebt keinen Anspruch auf Vollständigkeit.

#### ***1.5.2.1 Multifokale Linsen***

Refraktive Multifokallinsen erzeugen eine „echte“ Multifokalität mit mehr als zwei Fokusebenen, da sie mit multiplen, asphärischen, refraktiven Zonen mit unterschiedlicher Brechkraft

---



---

ausgestattet sind. Unter photopischen Bedingungen wird so ein besserer Fernvisus erzielt. Der geringe Lichteinfall auf die intermediären Zonen limitiert allerdings den intermediären Visus. Bei diffraktiven Multifokallinsen wird das einfallende Licht an jeder Stelle der Optik hauptsächlich auf zwei Brennpunkte verteilt. Dadurch ist bei ihnen im Gegensatz zu den refraktiven Multifokallinsen der Nahvisus unabhängig von der Pupillenweite, die Lichtausschöpfung unter mesopischen Bedingungen besser und eine Dezentrierung der Linse von geringerer Bedeutung. In den modernen IOL-Designs ist zunehmend eine Kombination aus refraktiven und diffraktiven Prinzipien zu finden. Einen weiteren Ansatz stellt das asymmetrische Prinzip zum Beispiel der *Acri.Twin*-Serie von Acri.Tec/Carl Zeiss Meditec dar, bei der in beide Augen jeweils Multifokal-IOLs mit unterschiedlicher Fern- und Nahgewichtung der Lichtverteilung implantiert werden.

#### ***1.5.2.2 Asphärische Linsen***

Asphärische Linsen sind derart gestaltet, dass ihre Oberflächen nicht Ausschnitte einer Kugelform darstellen, sondern die Brechkraft vom Zentrum zur Peripherie hin abnimmt, wodurch Abbildungsfehler reduziert werden können. Eine Weiterentwicklung stellen aberationskorrigierende asphärische Linsen dar. Bei diesen wird berücksichtigt, dass die Hornhaut nicht sphärisch geformt ist, und eine entsprechende durchschnittliche Asphärität einkalkuliert. So kann aberationsbedingten Veränderungen wie Blendung und reduziertem Kontrastsehen entgegengewirkt werden. Auf der anderen Seite sind sie aufgrund der Anpassung an die durchschnittliche Abberation der Hornhaut durch Verkippung und Dezentrierung der Optik im Auge störanfällig. Dahingehend sicherer sind asphärische Linsen, die keine neuen Aberrationen erzeugen.

#### ***1.5.2.3 Lichtadjustierbare Linsen***

Die definitive Stärke dieser Linsen wird einige Wochen nach Implantation mittels eines ultravioletten Laserstrahls eingestellt. Dies wird durch eine gezielte Polymerisierung photosensitiver Silikonuntereinheiten der Optik ermöglicht. [20]

#### ***1.5.2.4 Torische Linsen***

Mit torischen Intraokularlinsen können neben sphärischen auch astigmatische Refraktionsfehler ausgeglichen werden. Sie sind in unterschiedlichen Designs und mit verschiedenen Haptiken erhältlich und zur Sulkus- oder Kapselsackfixierung geeignet. Gerade bei diesen IOLs kommt es auf eine gute Zentrierung und eine hohe Rotationsstabilität an. [21, 22]

---

### ***1.5.2.5 Akkommodative Linsen***

Mithilfe von akkommodativen Linsen soll theoretisch die natürliche Naheinstellungsreaktion annähernd nachgestellt werden. Messungen haben ergeben, dass dies in der Praxis nur wenig umgesetzt werden konnte. Gelegentlich traten massive Kapselkapselproliferationen auf. [23]

Neuerdings sind Kapselsackimplantate in Entwicklung und klinischer Erprobung, deren akkommodierende Wirkung auf der Verschiebung zweier Optiken gegeneinander beruht. Diese Dual-optic-Linsen sind in der Theorie effektiver als die Single-optic-Linsen. Auf diesem Gebiet besteht noch viel Forschungsbedarf bevor das Ziel der Akkommodationsfähigkeit erreicht ist. [24]

### ***1.5.2.6 Linsen mit UV-Blocker***

Durch Exposition gegenüber UV-Licht kann es zu einer Schädigung der Makula kommen. Mittels in-vitro-Versuchen konnte zum Beispiel eine deutliche Minderung von Zellentwicklung und phagozytotischer Aktivität der retinalen Pigmentepithelzellen nachgewiesen werden. [25] Durch zusätzlichen Schutz im ultravioletten und sichtbaren Violett- und Blaubereich kann somit ein Schutz der Makula erreicht werden.

---

## 1.6 BLENDLICHTPHÄNOMENE

### 1.6.1 Klinische Relevanz von Blendlichtphänomenen

Pseudophake Dysphotopsien werden eher selten beklagt. Dann ist der durch sie verursachte Leidensdruck aber so stark, dass zum Teil ein Linsenaustausch nötig wird. [14, 26] IOLs mit eckigen vorderen und hinteren Kanten sind oft assoziiert mit Dysphotopsien wie Blendung, Halos, Lichtbögen und Phantombildern. Diese können im Einzelfall so störend sein, dass die verursachende IOL gegen eine IOL mit abgerundeten Kanten ausgetauscht werden muss, wodurch die Blendungsphänomene meist verschwinden. [27-29]

Ein Indiz für die klinische Relevanz des Symptoms Dysphotopsie ist der Umstand, dass sie der hauptsächliche Grund für den rückläufigen Gebrauch von ovoiden IOLs waren. [30] Die Dringlichkeit einer diagnostischen Quantifizierung von Blendempfindlichkeit wird vor allem auch angesichts der Gefahren im nächtlichen Straßenverkehr klar.

Es wurde beispielsweise gezeigt, dass einige Patienten nach Katarakt-OP eine so starke Blendempfindlichkeit besaßen, dass bei ihnen normalerweise für die Nacht keine Fahrtauglichkeit mehr vorlag. [31, 32] Dass dies keine seltenen Einzelfälle sein dürften, wird aus einer telefonischen Umfrage von Tester et al. deutlich, in deren Rahmen 40% der IOL-Träger, die nicht im Dunkeln fahren, angaben, dass der Grund Blendungsprobleme seien. [2]

Auch Patienten mit „phaken IOLs“ (künstliche Linse zusätzlich zur Natürlichen zwecks Korrektur einer höheren Refraktionsanomalie) berichteten über eine deutlich verstärkte Blendempfindlichkeit beim Entgegenkommen eines Fahrzeuges und Halos um Scheinwerfer oder Straßenlaternen und erfüllten postoperativ signifikant weniger die Anforderungen der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft zur Blendempfindlichkeit. [33] Alarmierend sind nicht zuletzt die Ergebnisse von Lachenmayr et al. [34], die in umfassenden Nachuntersuchungen von verunfallten Verkehrsteilnehmern nachweisen konnten, dass Unfälle bei Dunkelheit signifikant häufiger bei Personen mit reduzierter Dämmerungssehstärke und erhöhter Blendempfindlichkeit vorkamen als bei Personen mit unauffälligem mesopischen Sehvermögen.

---

## 1.6.2 Entstehung von Blendungsphänomenen im Auge

Ein wichtiger Faktor in der Diskussion über Dysphotopsien ist Streulicht. Dies ist die bekannte Ursache von *Disability Glare*. [35] Streulicht wirft einen Lichtschleier auf die Netzhaut, wodurch der Kontrast des realen Bildes reduziert wird. Entlang der optischen Achse kann es in der Kornea, in der kristallinen Linse, im Glaskörper und auch durch Reflektion vom Fundus entstehen. Eine erhöhte Blendempfindlichkeit (gemessen anhand von „Glare Scores“) kann mit dem Alter und bei Patienten mit Kornealödem, Hornhautnarben, Keratokonus und Linsenkapseltrübung auftreten. [36] Weiterhin kann „periphere Lichtfokussierung“ über die limbusnahe Hornhaut Blendung verursachen, sowohl bei phaken Personen als auch bei Patienten mit IOLs. [37-39]

Davison [14] gibt 6 mögliche Erklärungen für pseudophake Dysphotopsien an:

- Reflektionen an Vorder- oder Rückseite von Material mit höherem refraktiven Index
- Reflektionen an den abgerundeten Kanten von high index Materialien
- optische Defekte bei der Herstellung
- zentrale optische Defekte während des Faltungsprozesses
- optische Überlappung durch inkomplette Kapsulorrhexis und
- komplexe Interaktion eines prädisponierten und empfindlichen pseudophaken visuellen Systems (unter anderem eine bestimmte prädisponierende Persönlichkeit).

Bei Multifokal-IOLs kann der zusätzliche Fokus (im Gegensatz zu Monofokallinsen) zu einer Überlappung des retinalen Bildes durch ein zweites mit größerem Durchmesser führen. Ähnliches gilt für multifokale Kontaktlinsen. [40] Neben dem Design können auch das Material und die Optik der IOL einen Einfluss auf dysphotopische Phänomene haben [4, 41-43], zum Beispiel der Refraktionsindex [14] und das Kantendesign. Beispiele hierfür seien an dieser Stelle

- das Prinzip der asphärisch ondulierenden, d.h. stufenlos gleitenden, Übergänge zwischen den einzelnen refraktiven Zonen, das in Untersuchungen von Eisenmann et al. von 1996 weniger anfällig für störendes Streulicht zu sein schien als das der diffraktiven Multifokal-IOL [44]
- weniger Dysphotopsien bei PMMA und Silikon als bei *square-edged* Akryl (ausgenommen solche mit nicht-reflektiven Kanten) [14], wofür am ehesten der unterschiedliche Brechungsindex ursächlich sei
- im Jahr 1993: 45% Korrelation ovoider IOLs mit dem Auftreten von Dysphotopsien im Vergleich zu 17% bei IOLs mit runden Kanten [41]

- das häufigere Auftreten von Problemen v.a. in Form von sogenannten „ghost images“ bei diffraktiven IOLs als bei Refraktiven [44, 45] und
- Entstehung von „Geisterbildern“ auf der Netzhaut als Folge von Kantenblendlicht („*Edge Glare*“) und höhere Intensität derselben bei IOLs mit kantigem Rand („*Double Square-edged*“) als bei IOLs mit abgerundetem Rand („*Double Round-edged*“) [46] Mit Hilfe von *Nonsequential Raytracing* haben Holladay et al. [47] dazu herausgefunden, dass sowohl *round edged* als auch *square edged* IOLs Streulicht erzeugen, dass aber nur die *square edged* IOLs dieses Licht in einem Bogen scharf auf die Retina konzentrieren, während es bei abgerundeten Kanten auf eine viel größere Fläche verteilt wird und so nur zu Veränderungen führt, die unterhalb der Schwelle zur bewussten Wahrnehmung liegen.

Modelle zur Verbesserung in Fragen des Designs sind unter anderem die Sensar® OptiEdge IOL, die den Vorteil geringerer Nachstarbildung einer IOL mit kantigem Rand [48, 49] mit deutlich reduziertem Kantenblendlicht verbindet, [46] und mattierte Linsenkanten, die die Intensität von „Geisterbildern“ allerdings nur in geringem Umfang vermindern konnten. [50] Franchini et al. erhielten dahingehend Ergebnisse in der Form, dass untexturierte *square edged* IOLs einen Ring auf der Netzhaut formen, während ein rundes Kantendesign das Streulicht weit verteilt. Sie untersuchten auch das *OptiEdge* Design mit abgeschrägten Kanten. Damit trat ein geformter Bogen auf der Retina auf, dessen Intensität allerdings weitaus geringer als die der Dysphotopsien der nicht gefrosteten Kanten war. [46, 50]

Eine andere Ursache für Blendungsphänomene kann eine zu weite Pupille sein. Hierbei können auch Lichtstrahlen auf die Netzhaut fallen, die an der Optik vorbei in das Auge gelangt sind und zu einem Halo führen. [51] *Positioning Holes* wurden in Einzelfällen mit ungewollten Seheindrücken in Verbindung gebracht und daraufhin eliminiert. [52, 53] Dysphotopsien direkt nach Kataraktchirurgie können auf der Interaktion von Linsenimplantat und umgebendem Gewebe beruhen, zum Beispiel Falten der hinteren Kapsel. [54] Auch nach refraktiver Hornhautchirurgie können Blendung und ungewollte Seheindrücke auftreten. [38, 55, 56]

---

## 1.6.3 Bereits bestehende Möglichkeiten der Messung von Dysphotopsien

### 1.6.3.1 Fragebögen

Ein einfacher Ansatz zur Erhebung dysphotopischer Beschwerden sind Fragebögen, wie die Patienten im alltäglichen Leben zurechtkommen. Diese wurden bereits in einigen Kataraktstudien verwendet [57-59], zum Beispiel der Fragebogen nach Arnold [4] über Blendungsphänomene, die nach der OP neu aufgetreten sind, deren Form und Persistenz. Häring et al. [60] ergänzten diesen um die Frage nach dem Ausmaß der subjektiven Störung. Nachteilig an diesen Modellen sind das Fehlen von Standards, die zeitaufwändige Durchführung, eine erforderliche gute Kooperation des Patienten und die Beurteilung ausschließlich des binokularen Sehens.

Als Fragebogen mit ausgezeichneter Wiederholbarkeit und Reliabilität hat sich der photographische Fragebogen von Aslam et al. [61] herausgestellt, der Fotos enthält, die verschiedene Formen und Ausprägungen von Dysphotopsien darstellen.

### 1.6.3.2 Messung reduzierter Kontrastempfindlichkeit

Es sind unter anderem Blendungstests in Gebrauch, die die Kontrastempfindlichkeit unter Blendung messen. Dazu gehört das *Vistech MCT8000*, eine tragbare Einheit, mit der die Kontrastempfindlichkeit bei unterschiedlichen Winkeln unter Nacht- und Tageszeit-Beleuchtungsbedingungen (3 beziehungsweise 125 cd/m<sup>2</sup>) mit und ohne Blendungsquelle gemessen werden kann. Jedes Target besteht aus sieben Scheiben mit jeweils einem Sinusgitter einer bestimmten Ortsfrequenz in unterschiedlicher Orientierung. Abbruchkriterium ist das Sehzeichen mit der höchsten Ortsfrequenz, das in seiner Orientierung noch richtig erkannt wird. Die Messung der Kontrastempfindlichkeit bei 6 Perioden pro Grad Schwinkel mit und ohne Blendung wird als *Functional Disability Test (FDT)* bezeichnet und als Screeningmethode empfohlen. [62]

Als *Miller-Nadler Glare Tester* wird ein modifizierter Diaprojektor bezeichnet, bei dem zufällig ausgerichtete Landolt-Ringe abnehmenden Kontrastes (80% bis 2,5%) von einer konstanten Blendungsquelle umgeben sind. Untersuchungsdistanz sind 40 cm. Der Test endet mit der zuletzt korrekt identifizierten Folie.

Der *Brightness Acuity Tester (BAT)* ist ein tragbares Gerät in Form einer hemisphärischen Kugel mit einer beleuchteten Oberfläche im Innern. Der Proband hält es direkt vor das zu untersuchende Auge und schaut durch eine 12 mm große Öffnung. Es kann in Verbindung mit

---

---

dem Pelli-Robson-Chart (Buchstaben gleicher Größe und abnehmenden Kontrastes) angewendet werden.

Zur Messung von Kontrast- und Blendempfindlichkeit kann der *Halogen Glare Test CSV-1000 HGT* (Vector Vision, Dayton, OH, USA) [63] angewandt werden. Dieser besteht aus 4 Reihen mit jeweils  $8 \times 2$  Sehzeichen abnehmenden Kontrastes mit 2 flankierenden Halogen-Blendlichtquellen.

#### **1.6.3.3 Bestimmung von Hoch- oder Niedrig-Kontrast-Sehschärfe**

Als einfachster Ansatz der Blendempfindlichkeitsmessung wird die Messung der Hochkontrast-Sehschärfe erschwert durch ein zusätzliches Blendlicht, zum Beispiel eine Stablampe, beschrieben. [64-66]

Zur Messung der Blendempfindlichkeit kann auch die Kombination aus *BAT* und *Regan Charts* (Visustafeln mit variierendem Kontrast) angewendet werden.

Eine weitere Möglichkeit ist der *Berkeley Glare Test*. Dabei müssen unter Blendung Buchstaben eines Niedrig-Kontrast-Bailey-Lovie-Charts richtig erkannt werden. Die Blendung erfolgt mittels einer transilluminierten Plexiglasscheibe ( $750 \text{ cd/m}^2$ ).

Bei der Untersuchung mit dem *Nyktometer* muss der Patient binokular Sehzeichen bei unterschiedlichem Kontrast mit und ohne Blendung erkennen.

Elliot et al. schlossen aus ihren Untersuchungen, dass Kontrastempfindlichkeits-Charts oder Niedrig-Kontrast Visus Charts unter Blendungsbedingungen eine bessere Einschätzung der Lichtstreuung erlauben als Hoch-Kontrast-Visus-Charts mit Blendquelle. All diese Verfahren seien hilfreich zur Bestimmung der Sehbeeinträchtigung, soweit die neuralen Funktionen intakt sind. Bei Patienten mit beginnender Katarakt oder leichten neuralen Defiziten hingegen sollten *Blendempfindlichkeitsscores* Anwendung finden. [62] Diese ergeben sich aus der Differenz der Messergebnisse mit und ohne Blendung.

#### **1.6.3.4 Messung von Forward Light Scatter**

Ein psychophysikalischer Test zur Messung von Streulicht im Auge, der in den letzten Jahren weitverbreitete Anwendung fand, ist die von van den Berg et al. entwickelte *Direct Compensation Method*:

Mit Hilfe eines LED-Testfeldes wird dem Probanden ein heller flimmernder Ring in einem bestimmten Winkel-Abstand zu einem darin zentrierten dunkleren Testfeld präsentiert. Aufgrund intraokularen Streulichts erreicht ein Teil des Flacker-Lichtes auch den Bereich auf der Netzhaut, auf dem das Testfeld abgebildet wird, so dass der Proband dort ein „falsches“ Flimmern empfindet. Mit einem gegenläufig flackernden modulierenden Licht kann dieser

---

---

Seheindruck minimiert werden. Der Bedarf an zusätzlichem Licht bis zum subjektiven Erlöschen des Flimmerns entspricht dem Ausmaß retinalen Streulichts im Probandenauge. Der resultierende Streulichtparameter  $s$  ( $\text{deg}^2/\text{sr}$ ) gibt an, wie groß der Anteil des Streulichtes am gesamten Licht ist, das ins Auge einfällt. Mit dieser Versuchsanordnung wurden unter anderem die folgenden Aussagen herausgefunden:

- $s$  nimmt mit dem Alter zu [36]
- $s$  nimmt mit zunehmender Pigmentation des Auges aufgrund abnehmender Licht-Durchlässigkeit von Iris und Augenhaut ab [67]
- $s$  ist signifikant erhöht bei Retinitis pigmentosa [68] und Katarakt [69]

Zwischenzeitlich wurde die Direct Compensation Method in eine tragbare Konstruktion integriert (*Straylightmeter*) und damit wurden weitere Erkenntnisse gewonnen:

- $s$  ist erhöht bei induziertem Hornhautödem [70], Kontaktlinsenträgern [71] und 25% der Patienten ein Jahr nach photorefraktiver Keratektomie mittels Excimer-Laser [72]
- $s$  korreliert signifikant mit dem klinischen Grading von Linsentrübung und Rückstreuung („lens back scatter“) [73], mit Hornhautschwellung [74] und Nachstar [75]

An dieser Stelle sei hervorgehoben, dass sich die van den Berg Methode derart bewährt hat, dass sie unter anderem als Referenzstandard zur Abschätzung der Validität von Glare Tests genutzt wurde. [62]

Trotzdem wies sie einige Nachteile auf, die mit der Weiterentwicklung zur *Compensation Comparison Method* beseitigt wurden, da diese leicht und schnell durchführbar ist, einfacher zu erklären, fälschungssicher und kriterienunabhängig [76]). Der Versuchsaufbau ist gleich geblieben, nur das Testfeld wurde halbiert und bietet so unterschiedliche Stimuli zum simultanen Vergleich. Der kompensierende Flicker in variierender Intensität wird zufällig nur einer Hälfte zugeteilt. Der Proband soll entscheiden, welche Hälfte stärker flimmert.

Die erneuerte Methode wurde in einer internationalen Feldstudie mit 2422 Probanden erprobt mit dem einzigen Einschlusskriterium, ein aktiver Autofahrer zu sein. (siehe [www.glare.be](http://www.glare.be))

Als Vorteile der Compensation Comparison Methode werden in der Literatur unter anderem genannt [36, 69, 77-79]:

1. direkte Messung von vorwärts gerichteter Lichtstreuung und nicht von reduziertem Kontrast oder Auflösungsvermögen
  2. mögliche Messung von Lichtstreuung mit verschiedenen Blendungswinkeln
  3. von neuronaler Interferenz freie Ergebnisse
  4. wiederholbar und sensitiv
-



Mittlerweile ist das Prinzip der Compensation Comparison Method in Form des Messgerätes *C-Quant* (=“Cataract-Quantifier“, OCULUS Optikgeräte GmbH, Wetzlar) kommerziell erhältlich. In der unten stehenden Abbildung ist dieses Sehtestgerät dargestellt.

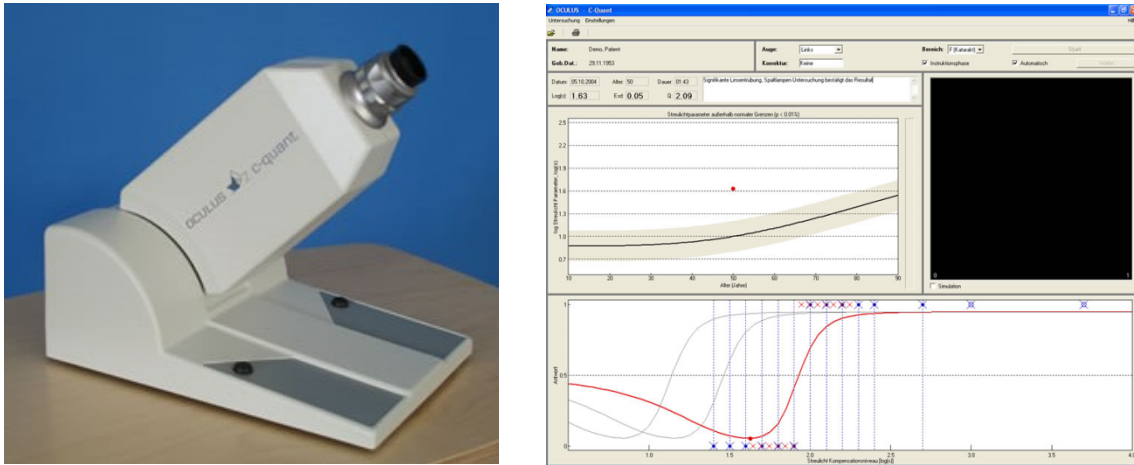


Abb. 1-7: C-Quant: Links ist das Gerät zu sehen, rechts die Benutzeroberfläche. (www.ocus.de)

### 1.6.3.5 Weitere Ansätze

In modifizierter Form wurde die Direct Compensation Method in einem Computerprogramm zur Untersuchung der Blendempfindlichkeit und objektiven Messung der Lichthofgröße um eine zentrale Lichtquelle von circa  $90 \text{ cd/m}^2$  genutzt. Intensität oder Form des Halos wurden dabei aber nicht berücksichtigt. [44]

Gutiérrez et al. [80] entwickelten ein „Halometer“ in Form einer Tafel mit elektronischen Komponenten in einer Methakrylat-Box, verbunden mit einem PC. Der Proband sitzt davor und sieht eine schwarze Fläche mit Löchern zentral und peripher in 12 radiären Linien, aus denen das Licht von Dioden strahlt. Nach kurzer Dunkeladaptation fixiert der Proband das zentrale helle Licht und muss die zufällig präsentierten weniger hellen lateralen Spots erkennen. Der Quotient der Fläche, innerhalb derer die Spots nicht erkannt wurden, und der gesamten präsentierten Fläche wird als *Disturbance Index* [%] bezeichnet. Ein erhöhter Disturbance Index und somit reduzierte Diskriminationsfähigkeit als Folge von Halos wurde nach LASIK festgestellt. [81]

Das sogenannte *Glaremeter* von Lee et al. [82] ist ein computerbasiertes Verfahren zur Halo-Messung. Auf einem LCD-Bildschirm wird der Testperson eine weiße Kreisfläche von 316 Pixeln auf einem schwarzen Hintergrund präsentiert. Mit Hilfe eines Grafik-Tablets soll der

Proband die Begrenzung des subjektiv wahrgenommenen Halos zeichnen. Anschließend wird daraus die Halo-Größe in Pixel berechnet.

Ein weiteres computerisiertes Verfahren zur objektiven Bestimmung von Halos ist das nach Lohmann et al. [40]: Die Versuchsperson fixiert in einem abgedunkelten Raum auf einem dunklen Computerbildschirm ein rotes Kreuz in einem hellen Kreis. Mit der Maus soll er eine kleine Messmarke auf 12 Meridianen nach zentral bewegen und so den äußeren Rand des Halos um den Licht-Kreis markieren. Die Lichthofffläche wird in cm<sup>2</sup> angegeben.

Shambhu et al. [83] haben in ihrer Untersuchung verschiedener Akryllinsen ein kombiniertes Verfahren aus Befragung und Provokationstest angewendet: Die Probanden wurden mit einem „*Lightmeter*“ (*ACT 1330 digital light meter* manufactured by ACT meters LTD, St Helens, UK) unter photopischen und skotopischen Bedingungen aus Winkeln von 30 und 60 Grad zum Pupillenrand geblendet. Ein Score mit Werten von 0 bis 3 zur Einschätzung der Schwere von Dysphotopsien wurde vor und nach dieser Provokation erhoben und addiert.

Diesen verschiedenen Ansätzen gemein ist die Tatsache, dass der Versuchsaufbau jeweils fern der Realität ist. Wünschenswert wäre eine Untersuchungsmethode, die unter realen Bedingungen die Einschränkungen durch Blendung misst, wie sie der Patient am eigenen Leib erfährt. Diesem Anspruch wird die Glare-Perimetry gerecht, deren Methodik im folgenden Kapitel erläutert wird.

---

---

# 2 Methoden

## 2.1 VERSUCHSABLAUF

### 2.1.1 Prinzip der Glare-Perimetry

Um die Einschränkung durch Blendung realistisch abschätzen zu können, simuliert die Glare-Perimetry die alltägliche Situation, die entsteht, wenn eine Person im Straßenverkehr bei Dunkelheit von einem entgegenkommenden Fahrzeug geblendet und dadurch am Erkennen von weniger beleuchteten Objekten behindert wird.

Dafür wurde eine sehr helle Lichtquelle auf einem schwarzen Hintergrund zentriert. Um das Licht herum gibt es einen Blendungs-Hof, in dem ein anderes Objekt geringerer Helligkeit nicht wahrgenommen werden kann. Mit zunehmender Blendempfindlichkeit wird die Fläche dieses Hofes größer. Diesen Sachverhalt verdeutlichen die beiden folgenden Fotos (Abb. 2-1).



**Abb. 2-1: Prinzip der Blendempfindlichkeitsmessung mit der Glare-Perimetry. Links: Helle Lichtquelle mit kleinem Blendhof. Rechts: Erheblich größeres Ausmaß an Blendung durch Trübung der optischen Medien.**

Mit Hilfe der „Glare-Perimetry“ wurde nun versucht, die Begrenzung dieser sogenannten „blinden“ Fläche für die jeweilige Versuchsperson festzulegen.

---

Die resultierenden Werte repräsentieren die Blendempfindlichkeit des Probanden und ermöglichen so quantifizierbare Aussagen über Einschränkungen, wie sie auch durch Dysphotopsie-Effekte bedingt sein können.

### 2.1.2 Versuchsaufbau

In der folgenden Skizze (Abb. 2-2) ist der Versuchsaufbau schematisch dargestellt:

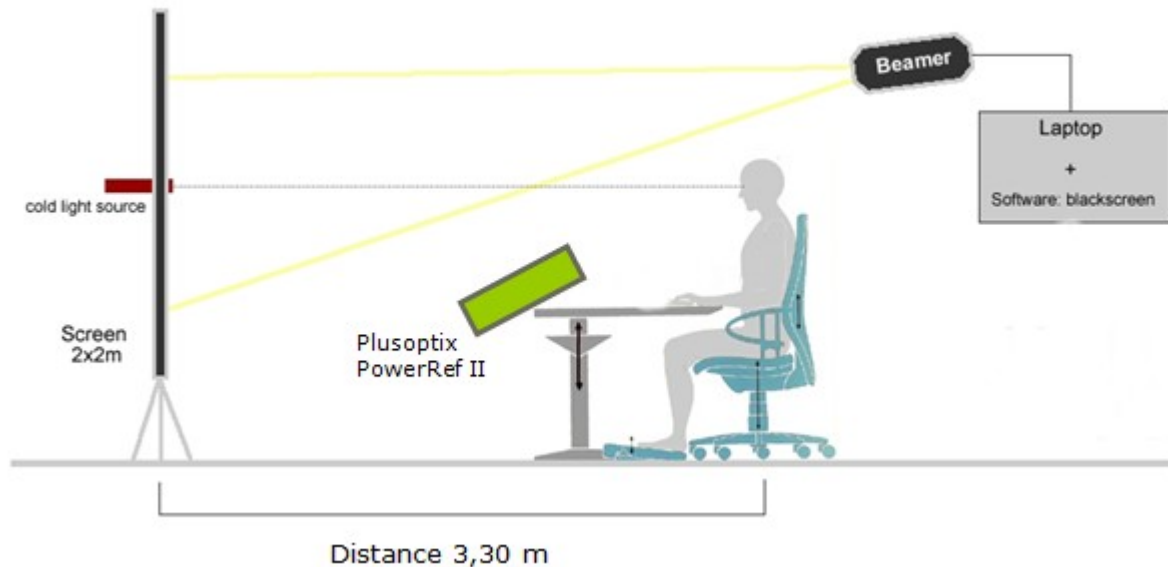


Abb. 2-2: Schematischer Versuchsaufbau der Glare-Perimetry (Erläuterungen siehe Text)

Die Messung fand in einem Raum mit skotopischen Beleuchtungsbedingungen statt ( $<0,01$   $\text{cd}/\text{m}^2$ ). Der Proband saß an einem Stativ mit Kinn- und Stirn-Stütze, womit die Position seiner Augen möglichst gut fixiert wurde. Die zentrale Blendungslichtquelle wurde von einer Kaltlichtquelle mit Faseroptik (LQ 1100) von LINOS in Verbindung mit einem Lichtleiter (LMA 1 von LINOS) produziert. Dieser war mit einem Faserbündel von 1 mm Durchmesser ausgestattet und erzeugte eine Lichtintensität von etwa 500 lux gemessen an der Leinwand und etwa 0,5 lux am Probandenauge. Nach einer Dunkeladaptionzeit von mindestens 5 min wurde der vorher ermittelte Refraktionsausgleich vor das zu untersuchende Auge gesetzt, während das andere mit einer Augenklappe abgedeckt wurde. Um möglichst gleiche Bedingungen für jedes Auge beziehungsweise jeden Probanden zu schaffen und Messfehler durch den Einsatz beziehungsweise das Fehlen von Korrekturgläsern zu minimieren, wurde auch bei vollem unkorrigierten Visus ein Glas vor das Auge gesetzt. Da viele Probanden eine Refraktionskorrektur benötigten, war diese Maßnahme notwendig. Während der

Untersuchung wurde mit Hilfe des Plusoptix S04 PowerRef II (Plusoptix GmbH, Nürnberg) die Pupillengröße registriert und bei binokularer Messung auch der Augenabstand gemessen. Ein Beamer (HC4900 von Mitsubishi) projizierte über eine Distanz von 4,50 m die Benutzeroberfläche der eigens entwickelten Software Blackscreen vs. 70.0 auf die Leinwand. Dazu gehörte der „schwarze“ Hintergrund mit annähernd 0 cd/m<sup>2</sup> Leuchtdichte und ein weißer Punkt mit 5 mm Durchmesser und circa 30 cd/m<sup>2</sup> Leuchtdichte als Marker (jeweils an der Leinwand gemessen), der zunächst direkt auf der Lichtquelle abgebildet wurde und sich dann schrittweise in die Peripherie bewegte. Die Plusoptix-Software und das Programm Blackscreen wurden jeweils mit einer handelsüblichen Rechentechnik ausgeführt.

Für die Bestimmung der Leuchtdichten wurde das Photometer Tek Lumicolor von Tektronix verwendet.

Einen Eindruck des Versuchsaufbaus vermittelt Abb. 2-3. Hier sind auch Proband (rechts) und Untersucher zu sehen.



**Abb. 2-3: Praktischer Versuchsaufbau der Glare-Perimetry**

Der Marker mit 5 mm Durchmesser in 3,30 m Entfernung vom Probandenauge erforderte einen Mindestvisus von 0,2 (dekadisch) um ohne Blendung erkannt werden zu können. Die untersuchten Augen hatten alle einen Visus von mindestens 0,4 und erfüllten somit diese Bedingung.

### 2.1.3 Untersuchungsablauf



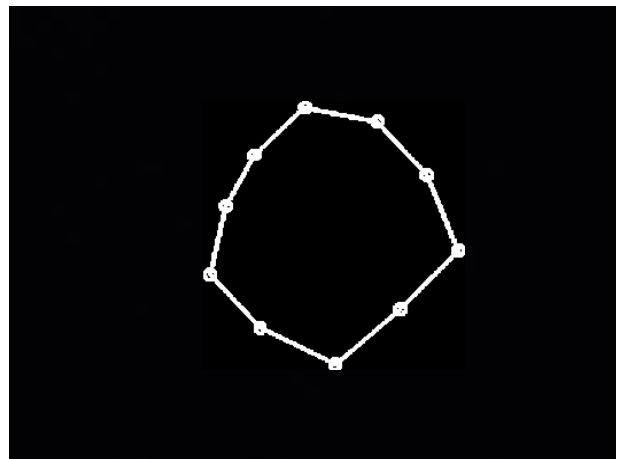
A



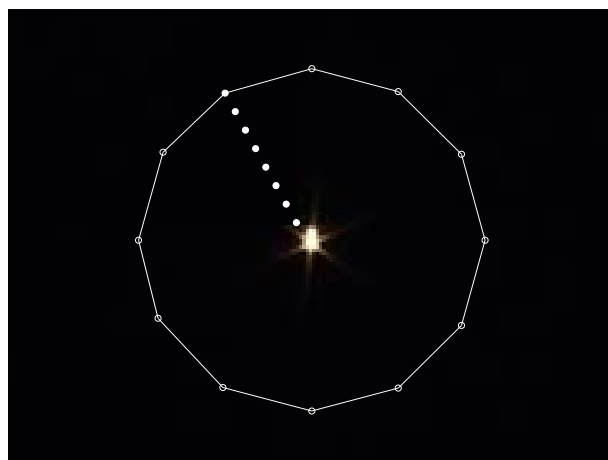
B



C



D



E

Abb. 2-4: Ablauf der Glare-Perimetry:

A: Zentrale Lichtquelle.

B: Marker bewegt sich nach peripher. Der Proband sieht jeweils nur den äußersten Punkt.

C: Proband erkennt Marker (Endpunkt, zur besseren Darstellung hier umrandet).

D: Verbundene Endpunkte aller Richtungen (hier wie in den ersten Untersuchungen  $n=10$ , in der endgültigen Version  $n=12$ ).

E: schematische Darstellung aller 12 Endpunkte, verbunden, in diesem Fall mit jeweils gleichem Abstand zur Blendungsquelle (genauere Erläuterungen im Text)

Die Glare-Perimetry lief folgendermaßen ab (Abb. 2-4): Der Proband wurde aufgefordert, für die Dauer der Untersuchung direkt in das zentrale Licht zu schauen. Der weiße Marker wurde in einsekündigen Abständen automatisch schrittweise in eine zufällig bestimmte Richtung aus der Mitte heraus bewegt (Start mit Taste „F9“ im Blackscreen-Programm), dargestellt durch die gepunktete Linie nach oben links. Ein solcher Schritt entsprach etwa 1,47 cm auf der Leinwand bzw. einem Sehwinkel von 0,255 Grad zum Auge des Probanden.

Sobald die Versuchsperson den Marker vom Blendhof der Lichtquelle unterscheiden konnte, musste sie dies verbal melden. Der Marker wurde dann umgehend vom Untersucher manuell gestoppt (Taste „F10“) und das Computer-Programm speicherte den aktuellen Abstand zur zentralen Lichtquelle ab. Anschließend wurde zufällig die Richtung geändert (Taste „m“), sodass letztendlich 12 Richtungen im Abstand von 30° untersucht wurden (siehe Abb. 2-4 E) und zwar jeweils mit insgesamt 3 Wiederholungen pro Auge beziehungsweise binokularer Messung.

Ursprünglich wurden für die ersten Messungen an einzelnen Probanden insgesamt nur 10 Richtungen mit gleichem Abstand untersucht (siehe Abb. 2-4 D). Per Zufallsgenerator wurde die erste Richtung festgelegt, wodurch in jedem Untersuchungsdurchlauf unterschiedliche Winkel angewählt wurden (siehe Kreisdiagramme in Abb. 3-1, 3-2 und 3-3). In der endgültigen Version der Blackscreen-Software, die für die Messungen am großen Kollektiv genutzt wurde, wurden immer die gleichen 12 Richtungen untersucht, wie sie in Abbildung 2-4 E zu sehen sind.

Die Endpunkte aller 12 untersuchten Winkel (gespeichert mit Taste „s“) markieren jeweils den Rand der „blinden Fläche“. Wenn diese als Kreisfläche angenommen wird, besitzt sie einen definierten Radius. Dieser Radius auf der Leinwand wird in einem bestimmten Sehwinkel im Probandenaug abgebildet. Ab sofort wird dieser Winkel in Grad als Dimension der „Blendempfindlichkeit“ („Disability Glare“) verwendet.

## 2.2 PROBANDENAUSWAHL

Ziel dieser Arbeit war neben der Erhebung von Normwerten an Augen-gesunden Probanden auch die Untersuchung von Patienten mit verschiedenen Intraokularlinsen auf eventuelle Unterschiede. Dafür wurde die Glare-Perimetry an insgesamt 216 Augen von 3 verschiedenen Probandengruppen angewendet. Dabei handelte es sich um

- (1) „sehgesunde“ Testpersonen mit der eigenen kristallinen Linse  
(im Weiteren auch als „Phake“ bezeichnet)

- (2) Patienten nach Katarakt-OP mit implantierten Monofokal-Intraokularlinsen (=„Monofokal-IOLs“ beziehungsweise „monofokal“)
- (3) Patienten nach Katarakt-OP mit implantierten Multifokal-Intraokularlinsen (=„Multifokal-IOLs“ beziehungsweise „multifokal“).

Die Probanden in Gruppe (2) und (3) mit Intraokularlinsen werden im folgenden Text auch zusammenfassend als „Pseudophake“ bezeichnet.

### 2.2.1 Phake Probanden

Als Kontrollgruppe und zur Erhebung von Normwerten für die nicht kataraktoperierte Population wurden 60 phake Personen in 6 verschiedenen Altersgruppen (siehe Tab. 2-1) untersucht.

**Tab. 2-1: Einteilung der phaken Gruppe nach dem Alter der Probanden**

Altersgruppe der Phaken	N
bis 24 Jahre	10
25-34 Jahre	10
35-44 Jahre	10
45-54 Jahre	10
55-64 Jahre	10
65-74 Jahre	10

Der Altersdurchschnitt lag in diesem Kollektiv bei  $45 \pm 17.1$  Jahren. 33 der Probanden waren weiblich, 27 männlich. Die Untersuchungen erfolgten zunächst an den einzelnen Augen ( $n_{\text{gesamt}}=120$ ) und anschließend binokular. Alle phaken Augen wiesen einen bestkorrigierten Visus von mindestens 1.0 auf.

### 2.2.2 Monofokallinsen-Träger

In diesem Kollektiv wurden 31 Monofokallinsen-Träger mit einem durchschnittlichen Alter von  $70 \pm 6.7$  Jahren untersucht. Darunter befanden sich 20 weibliche und 11 männliche Probanden. Nur die operierten Augen wurden getestet ( $n_{\text{gesamt}}=48$ ). Sofern in beide Augen der gleiche IOL-Typ implantiert war, wurde auch eine binokulare Messung durchgeführt. Der Visus reichte in dieser Gruppe von 0.5 bis 1.25. Der postoperative Zeitraum nach IOL-Implantation betrug  $9 \pm 20.9$  Monate. In der folgenden Tabelle sind die betreffenden monofokalen IOLs aufgeführt.



**Tab. 2-2: Untersuchte Monofokallinsen**

Monofokallinse	N
Akreos Adapt-AO	23
Alcon SA60AT	21
Chiron adatomed 75ST6	2
Alcon AcrySof MA60AC	1
XL Stabi ZO	1

### 2.2.3 Multifokallinsen-Träger

Es wurden auch die Messergebnisse jeweils beider Augen von 25 Multifokallinsen-Trägern mit einem Altersdurchschnitt von  $71 \pm 8.5$  Jahren erhoben. Darunter befanden sich 14 Frauen und 11 Männer ( $n_{\text{gesamt}}=50$ ). Für dieses Kollektiv wurden Visuswerte von 0.4 bis 1.0 erhoben. Die Messungen wurden  $16 \pm 16.8$  Monate nach Implantation durchgeführt. Die Multifokallinsen-Gruppe setzte sich zusammen aus 16 Probanden mit jeweils einer Silikon-IOL in dem einen und einer Akryl-IOL im zweiten Auge (siehe Untergruppe a in Tab. 2-3) und 9 Probanden mit IOLs von asymmetrischer Lichtverteilung (siehe Untergruppe b in Tab. 2-3). Im Folgenden wird für „multifokale Intraokularlinse“ auch die Abkürzung „MIOL“ verwendet.

**Tab. 2-3: Aufteilung der multifokalen Gruppe nach Linsentyp**

	n	IOL im 1. Auge	IOL im 2. Auge	Alters- Durchschnitt	Geschlechts- Verteilung (w:m)
a)	16	Silikon-IOL (AMO Tecnis ZM900)	Akryl-IOL (AMO Tecnis ZMA00)	$70 \pm 6.6$ Jahre	9:7
b)	9	30:70 Ferndominanz (Acri.Twin 527)	70:30 Nahdominanz (Acri.Twin 523)	$74 \pm 11.3$ Jahre	5:4

### 2.2.4 Auswahlkriterien

Bestkorrigierter Fernvisus wird im Folgenden nur noch als „Visus“ bezeichnet. Dieser klinisch übliche Sehschärfe-Begriff bezeichnet den Kehrwert des minimalen Auflösungswinkels und wurde in dieser Arbeit zur besseren statistischen Handhabbarkeit in die lineare Skala logMAR übertragen, den dekadischen Logarithmus des minimalen Auflösungswinkels. Daraus ergaben sich für den Visus in logMAR für die drei Probandengruppen die statistischen Kenngrößen in Tab. 2-4.

**Tab. 2-4: Statistische Kenngrößen der Visusverteilung in den 3 Versuchsgruppen**

Probandengruppe	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Spannweite
phak	-0.07	0.039	-0.10	0.00	0.10
monofokal	0.01	0.074	-0.10	0.30	0.40
multifokal	0.12	0.092	0.00	0.40	0.40

Ausschlusskriterien waren alle die optische Achse betreffenden Augenerkrankungen und Gesichtsfelddefekte. Eventuelle Refraktionsfehler wurden für die Messungen korrigiert.

Nach Erhebung der persönlichen Daten (Name, Geburtsdatum und Geschlecht) wurde mit Hilfe von Sehprobentafeln der Visus (im Dezimalsystem) bestkorrigiert bestimmt, bei den phaken Probanden mittels Spaltlampenmikroskopie eine Katarakt ausgeschlossen und bei den pseudophaken Probanden der Linsentyp und der Zeitpunkt der Implantation (Monat/Jahr) erfragt.

Außerdem sollten die Versuchspersonen ihre subjektiv empfundene Blendempfindlichkeit einschätzen. Dies geschah mittels einer Skala von 0 bis 3, wobei die Patienten bei fehlenden Symptomen eine 0, bei leichten Symptomen eine 1, bei mittleren Symptomen eine 2 und bei schweren Symptomen eine 3 angeben sollten. Diese Methode wurde unter dem Namen „*Subjective Glare Rating*“ bereits in einem Paper von Lee et al. [82] erwähnt und angewendet. Die gemessenen Distanzen von zentraler Lichtquelle zum Rand der „blinden Fläche“ wurden mit dem Mathematik-Programm Matlab 4.1 weiterverarbeitet.

Aus den Mittelwerten der 3 Messreihen wurde die Größe des Blendungshofs berechnet und diese Fläche für die statistische Auswertung mittels SPSS 15.0 weiterverwendet.

## 2.3 STATISTISCHE AUSWERTUNG

Für die statistischen Berechnungen wurden alle phaken und nur solche pseudophaken Augen berücksichtigt, die einen bestkorrigierten Visus von mindestens 0.9 aufwiesen. Da ein Visus von 1.0 bei nur 14 Augen mit Monofokallinsen und nur 2 Augen mit Multifokallinsen vorlag, wurden für die meisten statistischen Berechnungen auch alle pseudophaken Augen mit einem Visus von 0.9 oder 0.95 einbezogen (n „monofokal“=27, n „multifokal“=14). Für vergleichende Untersuchungen zwischen phaken und pseudophaken Augen wurde wiederum ausschließlich die Blendempfindlichkeit von Augen mit gleichem Visus (1.0) verwendet. Als Grundlage für die Ermittlung statistischer Kenngrößen wurde die Blendempfindlichkeit, angegeben in Grad des Seh winkels, verwendet. Das Signifikanzniveau wurde auf 5% festgelegt.

Es sollten deskriptive Aussagen über die Höhe der gemessenen Blendempfindlichkeit in den Probanden-Gruppen gemacht werden. Darüber hinaus sollten die Gruppen-Ergebnisse auf signifikante Unterschiede und mögliche Einflussgrößen auf Korrelation geprüft werden.

Die Normalverteilung wurde mit dem Kolmogorov-Test geprüft. Da diese nicht vorausgesetzt werden konnte und es sich um relativ kleine Stichproben handelte, wurden nur nichtparametrische Tests wie Mann-Whitney-U und Korrelationsanalysen nach Spearman durchgeführt.

---

## 3 Ergebnisse

### 3.1 MESSUNGEN AN EINZELNEN PROBANDEN

Die ersten Probemessungen erfolgten an drei weiblichen Versuchspersonen mit einem Visus von 1.0 und ohne Augenerkrankungen, abgesehen von der vorausgegangenen senilen Katarakt der pseudophaken Probanden:

Tab. 3-1: Charakterisierung der ersten einzelnen Probanden

Proband	Alter	Linse
1	39	beidseits natürliche kristalline Linse
2	85	im rechten Auge Monofokallinse (Acriflex 414 (jetzt: Lentis L-200); Wave Light AG, Erlangen; Silikon; +21.0 Dpt.) 43 Monate postoperativ
3	70	Multifokallinse (AcrySof ReSTOR Natural 10L (SN60D3); Alcon; Akryl; +20.5 Dpt.) rechtes Auge circa 3 Monate, linkes Auge circa 2 Monate postoperativ

Zu Beginn wurde die mit der Glare-Perimetry gemessene Blendempfindlichkeit als Flächeninhalt der „blinden Fläche“ auf der Leinwand angegeben, was eine erste, anschauliche Auswertung

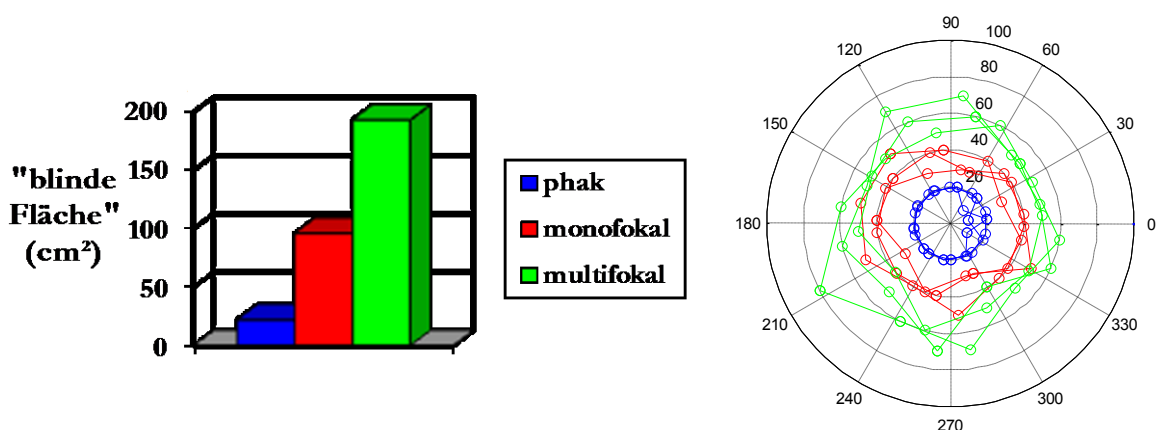
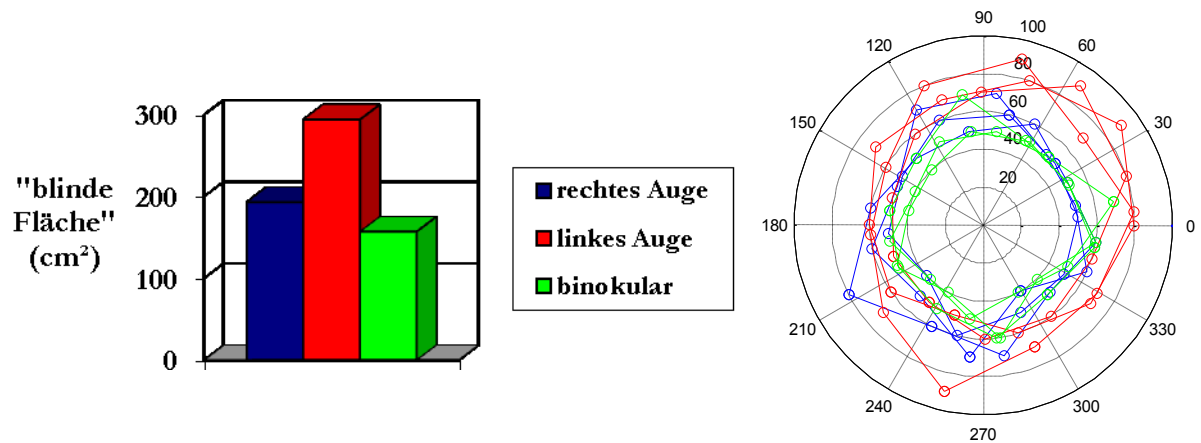


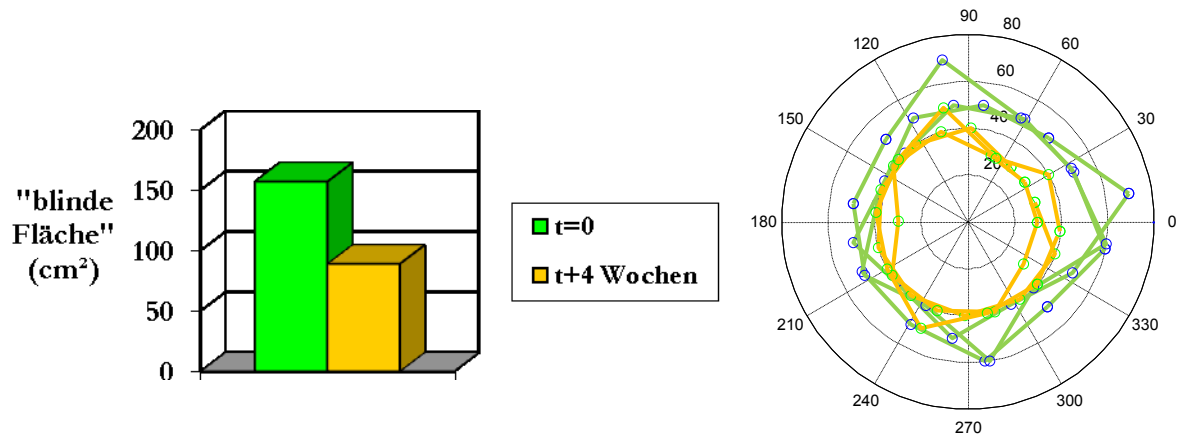
Abb. 3-1: Erste Ergebnisse der Blendempfindlichkeitsmessung an einzelnen Probanden (jeweils das rechte Auge wurde gemessen): Links ist schematisch der Flächeninhalt der „blinden Fläche“ dargestellt. Rechts sind die korrespondierenden Begrenzungen der „blinden Fläche“ aus allen 3 Untersuchungsdurchgängen gegenübergestellt.

Es wird deutlich, dass die Blendempfindlichkeit am kleinsten bei der phaken Testperson und am größten bei der Probandin mit der Multifokallinse ist.

Die Multifokallinsenträgerin wurde jeweils rechts und links monokular und binokular untersucht. Daraus ergaben sich die in Abb. 3-2 dargestellten Werte der Blendempfindlichkeit.



**Abb. 3-2: Monokulare und binokulare Blendempfindlichkeit der Multifokallinsenträgerin (=„blinde Fläche“) von rechtem (blau) und linkem (rot) Auge: Sie war bei den einzelnen Augen unterschiedlich groß und jeweils größer als die in der binokularen (grün) Messung.**



**Abb. 3-3: Binokulare Blendempfindlichkeit im zeitlichen Verlauf: Die zweite Messung nach 4 Wochen (rechtes Auge: 4 Monate postoperativ, linkes Auge: 3 Monate postoperativ) ergab eine deutlich geringere Blendempfindlichkeit.**

Dieselbe Patientin wurde zu zwei verschiedenen Zeitpunkten im Abstand von 4 Wochen untersucht, jeweils binokular. Die Ergebnisse sind in Abb. 3-3 nachzuvollziehen. Die MIOLs waren 3 Monate und 1 Woche (rechtes Auge) beziehungsweise 1 Monat und 3 Wochen (linkes Auge) vor der ersten Untersuchung implantiert worden.

Diese ersten Ergebnisse waren vielversprechend und sollten daher in einem großen Kollektiv auf allgemeine Gültigkeit geprüft werden. Dafür wurden insgesamt 193 Augen von 116 Probanden mit der Glare-Perimetry untersucht. 67 (57,8%) der Versuchspersonen waren weiblich, 49 (42,2%) männlich. Für eine vergleichbare Sehschärfe wurden die Ergebnisse von 43 Augen aufgrund eines bestkorrigierten Visus von unter 0.9 von den folgenden statistischen Berechnungen ausgeschlossen, sofern dies nicht explizit anders ausgewiesen wird. Als Einheit für die Blendempfindlichkeit wird im Folgenden Grad (des Schwinkels) verwendet, wie sie bereits in den Methoden definiert wurde.

## 3.2 ABSOLUTE GRÖSSE DER BLENDEMPFINDLICHKEIT

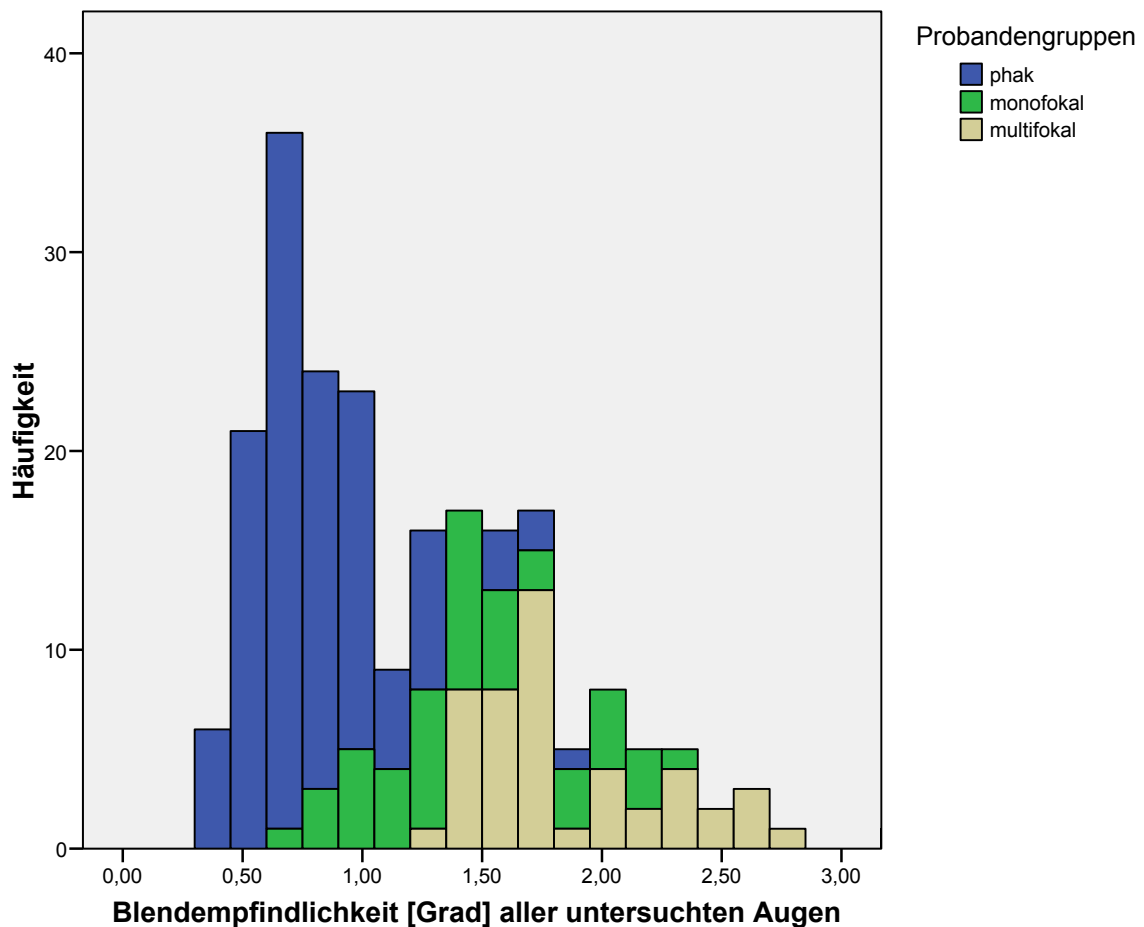
### 3.2.1 Test auf Normalverteilung

Für verlässliche statistische Berechnungen ist die Verteilung der Messwerte von Bedeutung. Ob eine Normalverteilung vorliegt, lässt sich mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test ermitteln. Auf diese Art und Weise wurde mit den Ergebnissen der Blendempfindlichkeitsmessung

verfahren. Mit sehr hoher Wahrscheinlichkeit ( $p < 0.001$ ) konnte so eine Normalverteilung der Blendempfindlichkeit in allen Probandengruppen ausgeschlossen werden.

### 3.2.2 Häufigkeitsverteilung für alle Ergebnisse der Blendempfindlichkeit

Die Häufigkeitsverteilung der gemessenen Blendempfindlichkeit aller untersuchten Augen ungeachtet von unterschiedlichem Visus und Alter ist in der folgenden Abbildung zusammengefasst.



**Abb. 3-4: Summierte absolute Häufigkeiten der monokularen Blendempfindlichkeit:** Es deutet sich für die drei Gruppen eine ähnliche Form der Verteilung an mit einer Häufung von Werten jeweils im unteren Werte-Bereich. In der Reihenfolge phak-monofokal-multifokal sind die Messwerte [Grad des Schwinkels] immer weiter rechts auf der x-Achse angesiedelt. In dieser Grafik wurden Visus und Alter noch nicht berücksichtigt.

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Blendempfindlichkeit der verschiedenen Probandengruppen sind in Tab. 3-2 aufgeführt.

Tab. 3-2: Statistische Kenngrößen der monokularen Blendempfindlichkeit in den drei Probandengruppen

Gruppe	Mittelwert [Grad]	Standardabweichung [Grad]
phak	0,81	0,303
monofokal	1,46	0,489
multifokal	1,78	0,357

### 3.2.3 Häufigkeitsverteilung der Blendempfindlichkeit bei Visus $\geq 0.9$

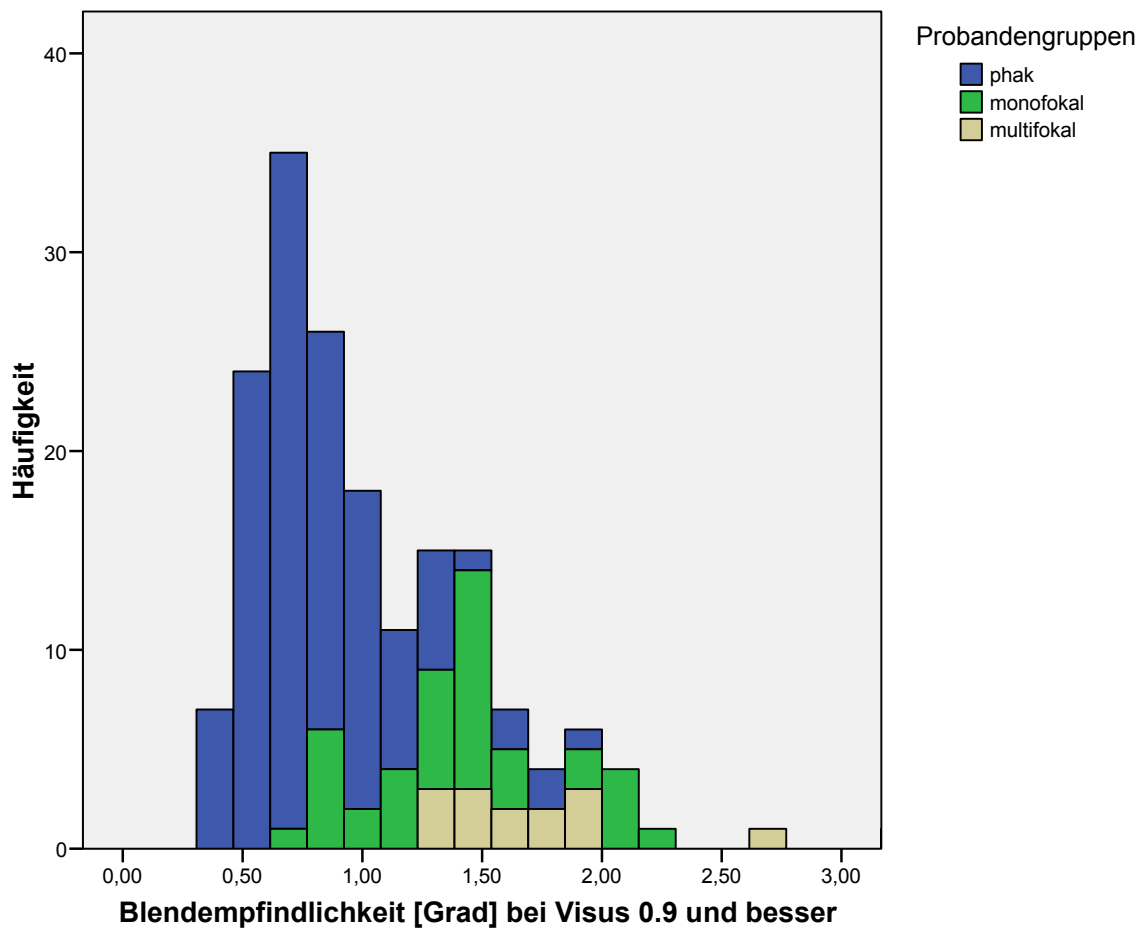


Abb. 3-5: Summierte absolute Häufigkeiten der monokularen Blendempfindlichkeit aller Augen mit einem Visus von mindestens 0.9.

Die oben stehende Abbildung gibt einen Überblick aller untersuchten Augen, die in die statistischen Berechnungen eingingen. Der pseudophake Anteil wird kleiner.



### 3.2.4 Häufigkeitsverteilung der Blendempfindlichkeit bei Visus $\geq 1.0$

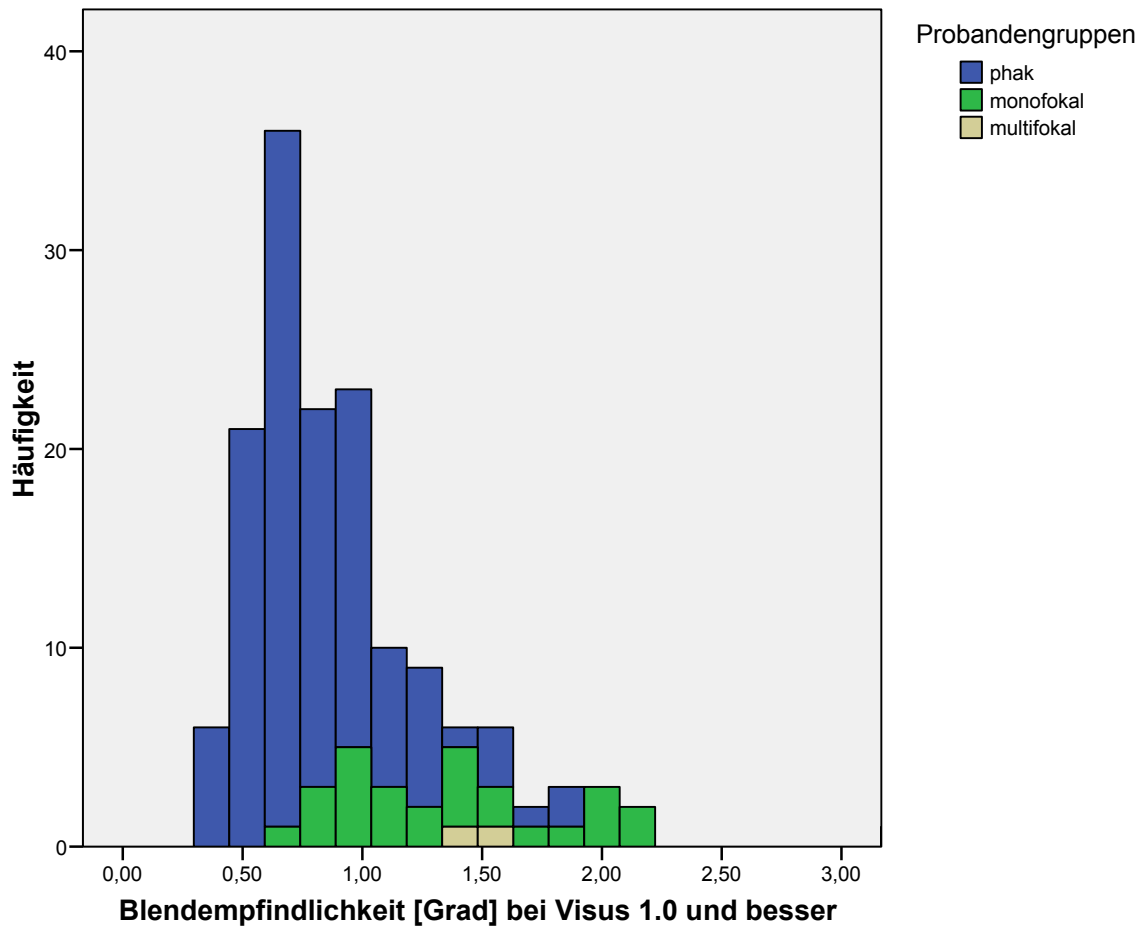


Abb. 3-6: Summierte absolute Häufigkeiten der monokularen Blendempfindlichkeit aller Augen mit einem Visus von mindestens 1.0.

Bei „voller“ Sehschärfe (Visus = 1,0 und besser) sind in dieser Studie kaum noch Multifokallinsen vertreten, wie aus Abb. 3-6 ersichtlich ist.

### 3.2.5 Gegenüberstellung der Blendempfindlichkeit der phaken, monofokalen und multifokalen Probanden

In den unten stehenden Boxplots wurden die drei Probandengruppen bezüglich der gemessenen Blendempfindlichkeit gegenübergestellt. In Abb. 3–7 sind alle Probanden berücksichtigt, in Abb. 3–8 alle Probanden mit einem Visus von mindestens 0.9 und in Abb. 3-9 vergleichbare Probanden mit einem Visus von 1.0 und einem Alter von 65 bis 74 Jahren.

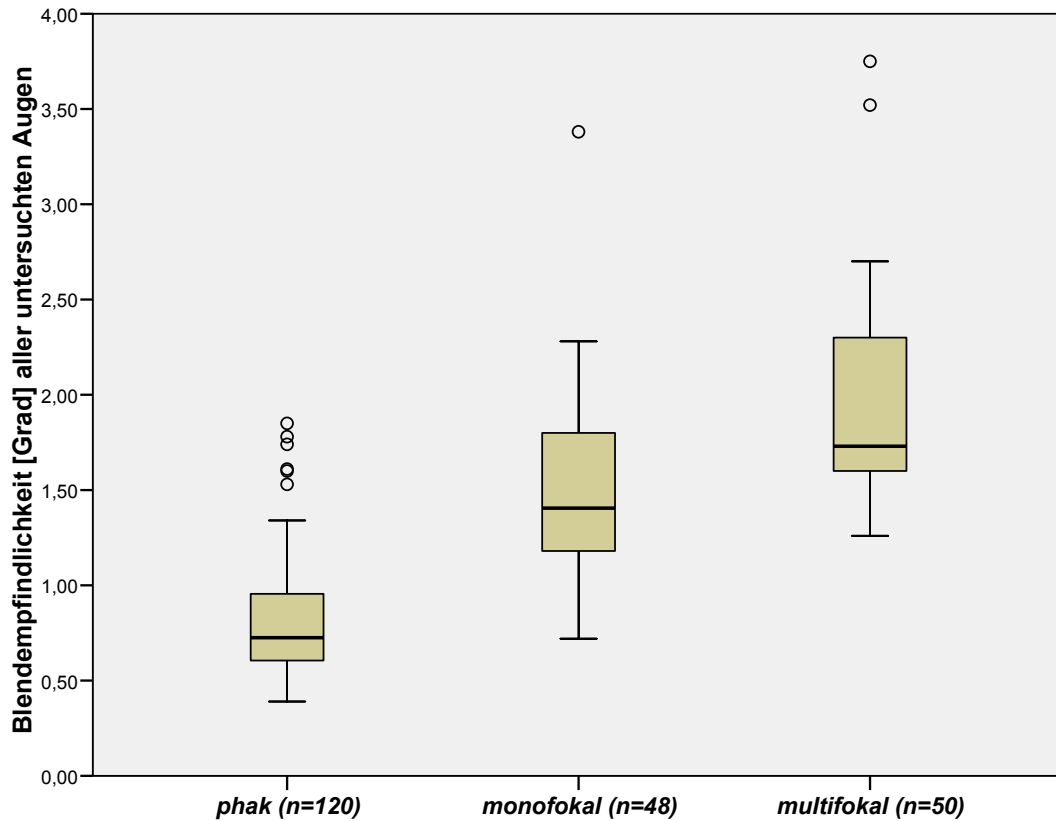


Abb. 3-7: Boxplot der monokularen Blendempfindlichkeit aller gemessenen Augen unterschieden nach Probandengruppen. Die Balken verkörpern die mittleren zwei Quartile, das T begrenzt jeweils die äußeren zwei Quartile und die Kreise stehen für einzelne Ausreißer.

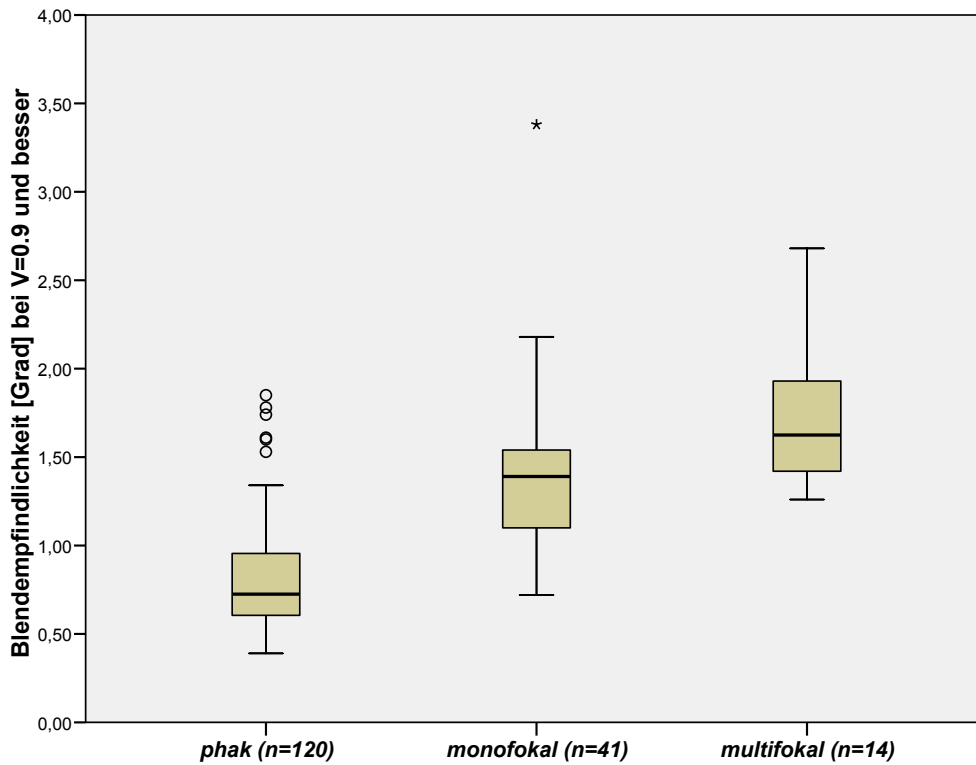


Abb. 3-8: Boxplot der monokularen Blendempfindlichkeit aller gemessenen Augen mit einem Visus von mindestens 0.9 unterschieden nach Probandengruppen (\* = „extremer“ Ausreißer)

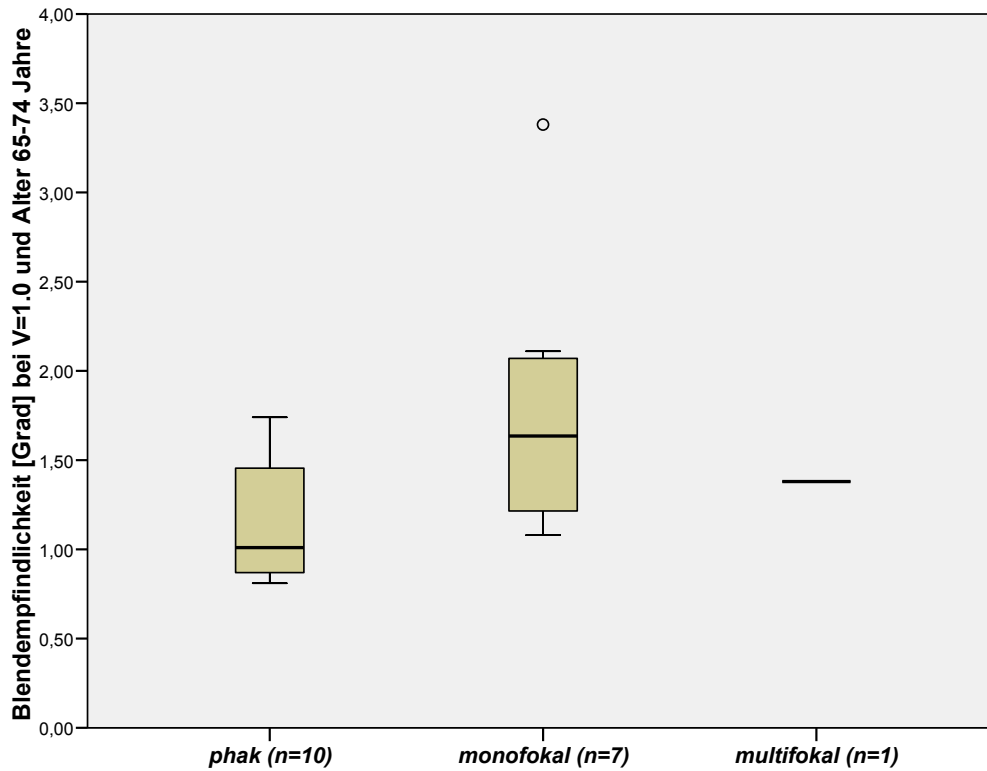


Abb. 3-9: Boxplot der monokularen Blendempfindlichkeit aller Augen mit einem Visus=1.0 und einem Alter des Probanden zwischen 65 und 74 Jahren im Vergleich

### 3.3 VERGLEICH DER EINZELNEN PROBANDENGRUPPEN

Um zu prüfen, ob eine Differenz zwischen der Blendempfindlichkeit der untersuchten Probandengruppen auch auf die Grundgesamtheit übertragen werden kann, wurde mittels Mann-Whitney-U-Test auf eine statistische Signifikanz der Unterschiede der Mittelwerte getestet. Zur Auswertung wird in diesem Kapitel der so errechnete p-Wert angegeben.

#### 3.3.1 Vergleich phaker und pseudophaker Probanden

Es konnte nachgewiesen werden, dass phake Personen auch in der Grundgesamtheit bei einem Visus von 1.0 mit  $p < 0.001$  statistisch hoch signifikant weniger blendempfindlich sind als die Träger einer IOL. (siehe Tab. 3-3)

Da, wie sich in Kapitel 3.4 noch zeigen wird, ein Einfluss des Alters auf die Blendempfindlichkeit möglich ist, und sich das durchschnittliche Alter in den phaken und pseudophaken Probandengruppen deutlich unterscheidet, wurde der Mann-Whitney-U-Test ein weiteres Mal nur mit den Messergebnissen der Probanden mit einem Alter von 65 bis 74 Jahren durchgeführt.

Auch in diesem Fall besteht statistisch signifikant eine niedrigere mittlere Blendempfindlichkeit bei den Phaken gegenüber den IOL-Trägern mit  $p = 0.028$ .

**Tab. 3-3: Vergleich der mittleren monokularen Blendempfindlichkeit zwischen phaken und pseudophaken Augen bei Visus = 1.0**

	n	phak	n	pseudophak
Mittelwert (Standardabw.) [Grad]	24	1.00 (0.336)	16	1.56 (0.622)
p (Signifikanz der Differenz der Mittelwerte)			<0.001	
Mittelwert (Standardabw.) [Grad] 65-74 Jahre	12	1.16 (0.340)	9	1.74 (0.735)
p (Signifikanz der Differenz der Mittelwerte)			0.028	

#### 3.3.2 Vergleich monofokaler und multifokaler IOLs

Bei guter Sehschärfe ( $V \geq 0.9$ ) ist die Blendempfindlichkeit der multifokalen Gruppe statistisch signifikant ( $p = 0.020$ ) höher als die der Monofokalen ( $1.69 \pm 0.367$  Grad  $>$   $1.43 \pm 0.492$  Grad). Dabei war das durchschnittliche Alter vergleichbar:  $67.3 \pm 7.69$  Jahre in der multifokalen und  $68.8 \pm 7.32$  Jahre in der monofokalen Gruppe. Der durchschnittliche dekadische Visus war bei den multifokalen IOLs mit  $0.93 \pm 0.038$  kleiner als bei den

monofokalen IOLs mit  $1.04 \pm 0.114$ . Bei niedrigerem Visus ( $<0.9$ ) besteht bezüglich der Blendempfindlichkeit kein signifikanter Unterschied mehr ( $p=0.664$ ). Dies ist in Tab. 3-4 noch einmal übersichtlich dargestellt.

**Tab. 3-4: Vergleich der monokularen Blendempfindlichkeit (Mittelwert und Standardabweichung) zwischen monofokaler und multifokaler Probandengruppe bei gutem Visus ( $V \geq 0.9$ ) und eingeschränktem Visus ( $V < 0.9$ ) mit statistischer Signifikanz (p) der jeweiligen Differenz**

Visus	Blendempfindlichkeit [Grad]						Signifikanz-Niveau p
	monofokal			multifokal			
	n	Mittelwert	Standardabw.	n	Mittelwert	Standardabw.	
$V \geq 0.9$	41	1.43	0.492	14	1.69	0.367	0.020
<i>nur 65-74 J.</i>	22	1.57	0.533	10	1.73	0.413	0.190
$V < 0.9$	7	1.82	0.368	36	2.09	0.751	0.664

### 3.3.3 Vergleich multifokaler IOLs aus Silikon beziehungsweise Akryl

Bei Betrachtung der Gruppe der multifokalen IOL-Träger (Visus  $\geq 0.9$ ) mit Unterscheidung der verschiedenen Materialien, ist bezüglich der Blendempfindlichkeit zwischen den IOLs aus Silikon ( $n=6$ , refraktiver Index [RI]=1.46) und Akryl ( $n=7$ , RI=1.47) kein statistisch signifikanter Unterschied zu erkennen ( $p=0.628$ ).

Der Mittelwert der Blendempfindlichkeit in dieser Stichprobe war bei den Akryl-IOLs ( $1.79 \pm 0.469$  Grad) größer als bei den Silikon-IOLs ( $1.60 \pm 0.245$  Grad).

### 3.3.4 Vergleich multifokaler IOLs mit asymmetrischer Lichtverteilung

Zunächst muss aufgrund des Linsendesigns berücksichtigt werden, dass sich der dekadische Fernvisus zwischen der nahdominanten Acri.Twin523 ( $0.64[0.172]$ ) und der ferndominanten Acri.Twin527 ( $0.79[0.082]$ ) selbstverständlich unterscheidet. Die Differenz war in dieser Studie mit  $p=0.094$  auf dem Signifikanzniveau 5% nicht statistisch signifikant, aber vorhanden, mit einem besseren Fernvisus auf der Seite der Acri-Twin527-IOLs.

Die monokulare Blendempfindlichkeit aller untersuchten Probanden mit Acri.Twin-IOLs (bis auf 1 Auge alle mit einem Visus unter 0.9) war dementsprechend bei der nahdominanten Acri.Twin523 ( $2.72$  Grad [ $1.062$ ],  $n=9$ ) größer als bei der ferndominanten Acri.Twin527 ( $1.92$  Grad [ $0.670$ ],  $n=9$ ) und dies statistisch signifikant mit  $p=0.024$ .

Bei Vergleich der Acri.Twin-IOLs mit gleichem Visus von 0.8 bleibt dieser Unterschied bestehen, aber mit  $p=0.067$  und somit  $> 0.05$  nicht mehr signifikant. (Acri.Twin527: 2.03 Grad [0.306],  $n=4$ , und Acri.Twin523: 1.62 Grad [0.139],  $n=6$ )

## 3.4 KORRELATION VON ALTER UND BLENDENPFINDLICHKEIT

### 3.4.1 Korrelation von Alter und Blendempfindlichkeit in der phaken Kontrollgruppe

Um einen eventuellen Zusammenhang zwischen dem Alter und der Blendempfindlichkeit herauszufinden, wurden die entsprechenden Werte der phaken Gruppe korreliert. Einen optischen Eindruck gibt das unten stehende Streudiagramm (Abb. 3-10).

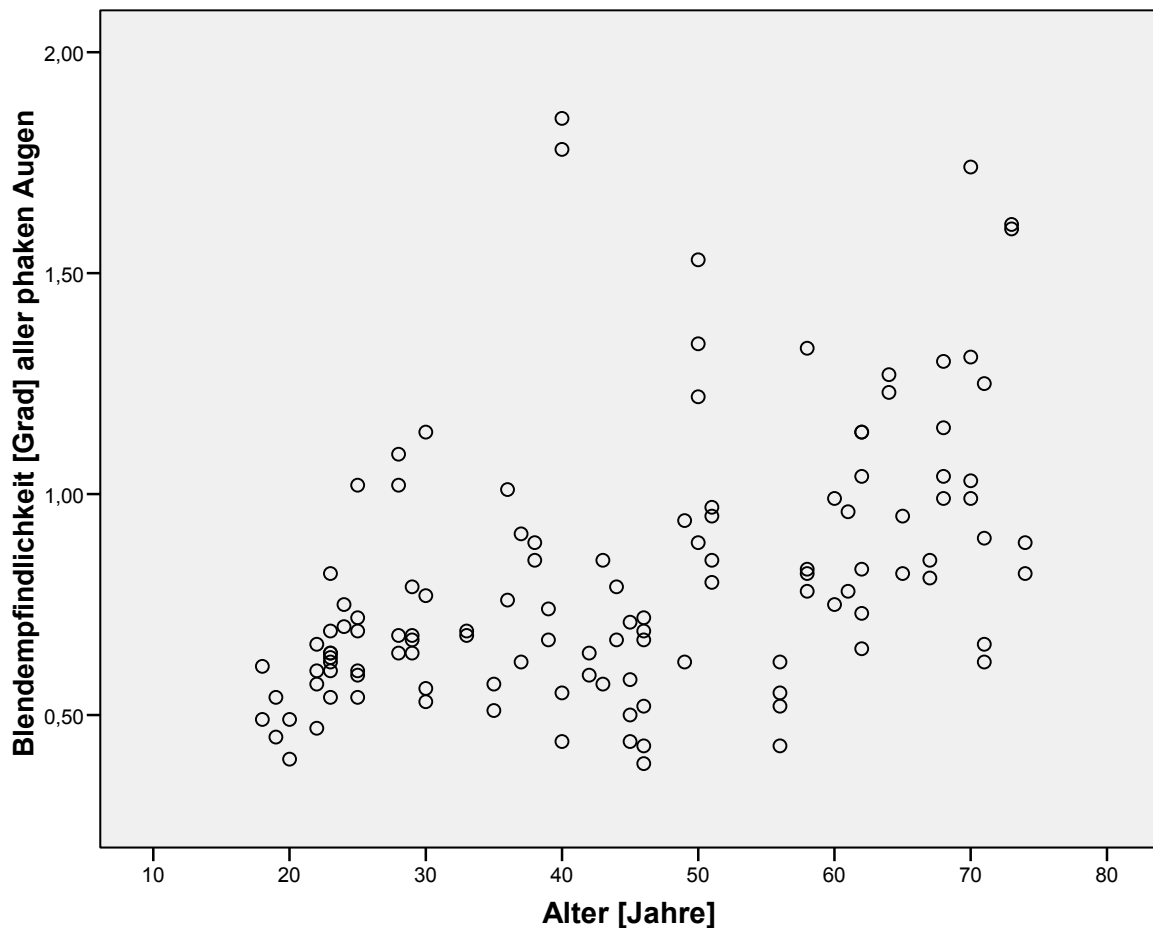


Abb. 3-10: Korrelation von Alter und monokularer Blendempfindlichkeit in der phaken Gruppe: Schon rein optisch deutet sich eine gewisse Abhängigkeit dieser Parameter an.

Zur Berechnung der Korrelation bei nicht normalverteilten Werten von relativ kleinen Stichproben, Umstände wie in dieser Untersuchung, bietet sich die Korrelationsanalyse nach Spearman an. Diese ergibt für die phaken Probanden eine mittlere Korrelation von Alter und Blendempfindlichkeit mit  $r=0.534$ . Mit  $p<0.001$  ist diese statistisch hoch signifikant. Das heißt, mit sehr hoher Wahrscheinlichkeit steigt mit zunehmendem Alter auch die Blendempfindlichkeit an.

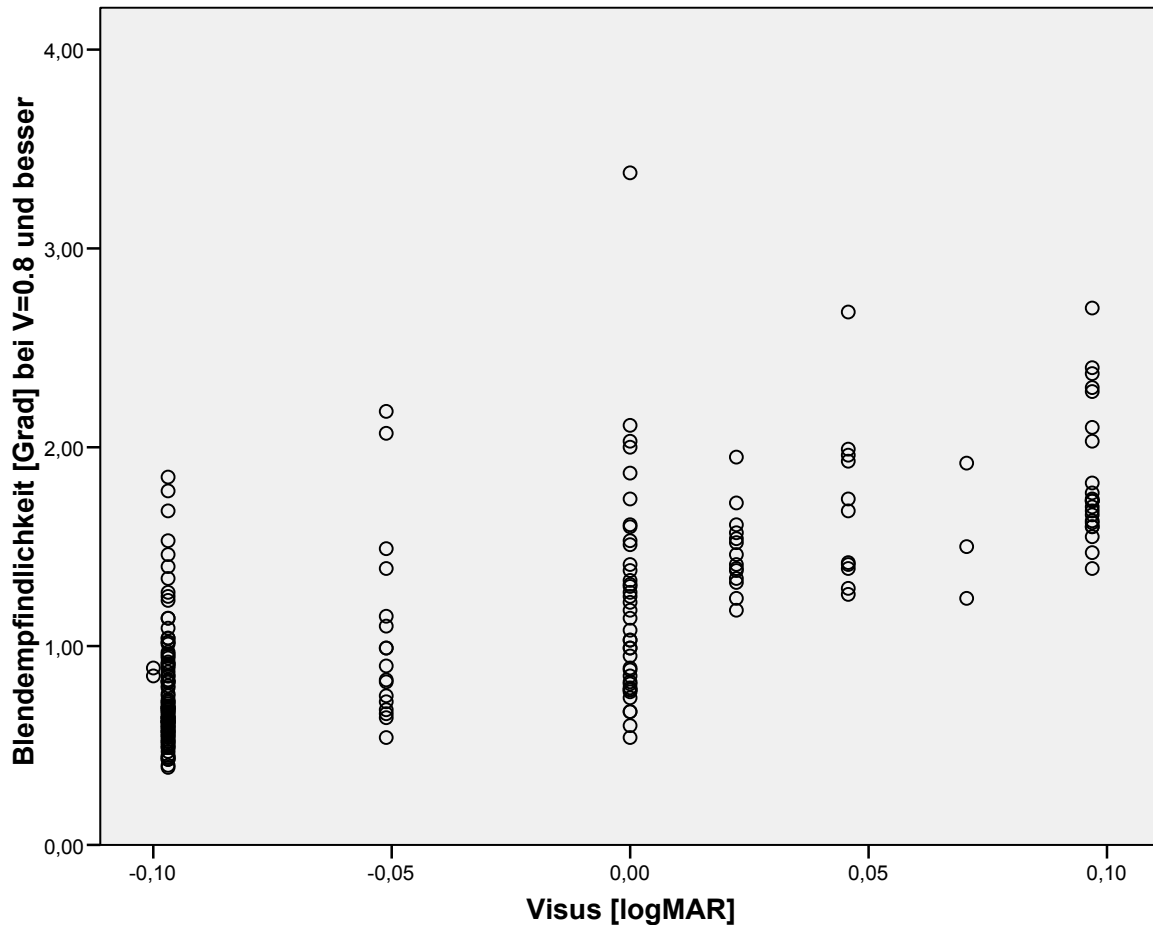
### **3.4.2 Korrelation von Alter und Blendempfindlichkeit im pseudophaken Probandenkollektiv**

Unter Einbeziehung aller untersuchten Augen mit  $\text{Visus} \geq 0.9$  ergibt sich auch im pseudophaken Kollektiv eine geringe positive Abhängigkeit der Blendempfindlichkeit vom Alter mit  $r=0.377$  ( $p=0.005$ ). Dabei ist die Korrelation bei den Monofokallinsen mit  $r=0.474$  höher und statistisch signifikant ( $p=0.002$ ) als bei den Multifokallinsen mit  $r=0.301$  und fehlender statistischer Signifikanz ( $p=0.296$ ).

## **3.5 KORRELATION VON VISUS [logMAR] UND BLENDEMPFINDLICHKEIT**

Im Folgenden wurde die Korrelation von Visus [logMAR] und Blendempfindlichkeit untersucht (Abb. 3-11). Dafür wurden alle untersuchten Augen mit einem Visus von mindestens 0.8 berücksichtigt.

---



**Abb. 3-11: Korrelation von Visus [logMAR] und monokularer Blendempfindlichkeit: Es besteht augenscheinlich ein bedeutender Zusammenhang dieser Größen.**

Im oben stehenden Streudiagramm deutet sich bereits an, dass eine hohe positive Korrelation von Visus [logMAR] und Blendempfindlichkeit vorliegt. Dies konnte mit Hilfe der Berechnung nach Spearman mit einem Korrelationskoeffizienten von  $r=0.706$  und höchster statistischer Signifikanz ( $p<0.001$ ) belegt werden. Mit abnehmender Sehschärfe nimmt somit die Blendempfindlichkeit zu.

### **3.6 KORRELATION VON SUBJECTIVE GLARE RATING UND BLENDEMPFINDLICHKEIT**

Eine Korrelationsanalyse der subjektiven Beschwerdeskala („Subjective Glare Rating“=SGR) mit der Blendempfindlichkeit [Grad] aller binokularen Ergebnisse von Probanden mit einem Mindestvisus von 0.9 beidseits ergab keine statistisch signifikante Korrelation ( $r=0.150$  mit  $p=0.189$ ).



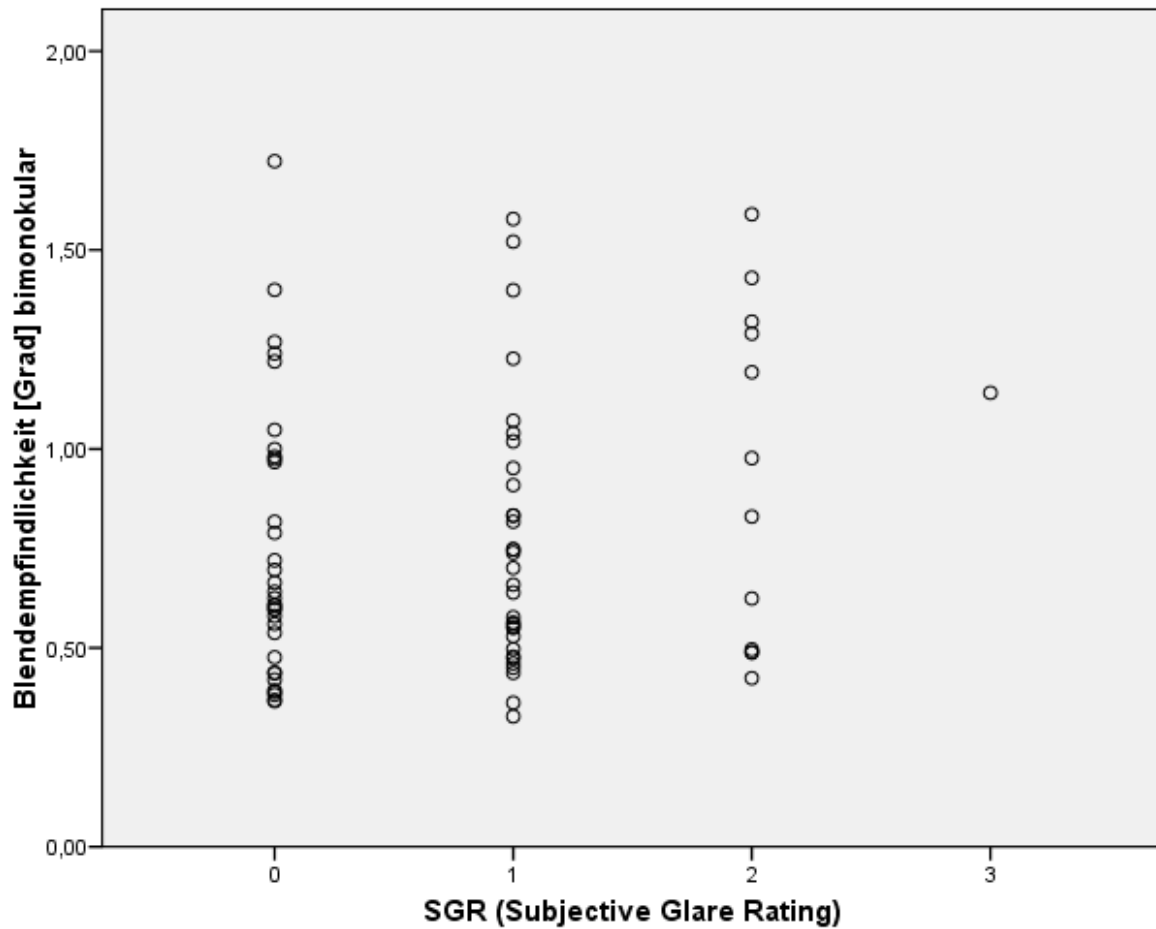


Abb. 3-12: Korrelation von SGR (Subjective Glare Rating) und binokularer Blendempfindlichkeit

In Tab. 3-5 wurde die Korrelation von subjektiver Beschwerdeskala (SGR) und Blendempfindlichkeit getrennt für unterschiedliche Altersgruppen und in Tab. 3-6 getrennt nach Probandengruppen betrachtet. In diesen Analysen zeigte sich keine statistisch signifikante Korrelation.

Tab. 3-5: Höhe und statistische Signifikanz der Korrelation zwischen Subjective Glare Rating und binokularer Blendempfindlichkeit in verschiedenen Altersgruppen

Alter [Jahre]	n	Korrelationskoeffizient r	Signifikanzniveau p
15 bis 24	10	-0.038	0.917
25 bis 34	10	0.220	0.541
35 bis 44	10	-0.118	0.745
45 bis 54	12	0.439	0.154
55 bis 64	13	-0.484	0.094
65 bis 74	21	0.183	0.428

**Tab. 3-6: Höhe und statistische Signifikanz der Korrelation zwischen SGR und binokularer Blendempfindlichkeit in den verschiedenen Probandengruppen bei Augen mit  $V \geq 0.9$**

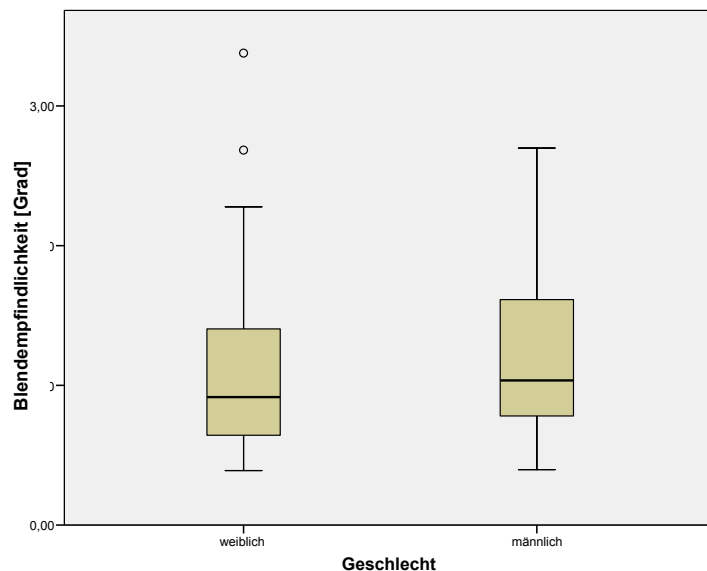
Probandengruppe	n	Korrelationskoeffizient r	Signifikanzniveau p
phak	60	0.039	0.766
monofokal	13	-0.187	0.541
multifokal	5	0.447	0.450

## 3.7 GESCHLECHTSUNTERSCHIEDE

Für die statistischen Berechnungen zu den Unterschieden zwischen den Geschlechtern wurden zunächst nur die Daten der phaken Probanden herangezogen.

### 3.7.1 Korrelation von Geschlecht und Blendempfindlichkeit

Der Mittelwert der binokularen Blendempfindlichkeit (siehe Abb. 3-13) war in der untersuchten Stichprobe bei den männlichen Probanden ( $0.76 \pm 0.329$  Grad) größer als bei den Weiblichen ( $0.58 \pm 0.185$  Grad). Dieser Unterschied erwies sich im Mann-Whitney-U-Test als statistisch signifikant mit  $p=0.020$ .



**Abb. 3-13: Binokulare Blendempfindlichkeit der weiblichen und männlichen Probanden im Vergleich**

Die männlichen Probanden waren allerdings durchschnittlich auch älter ( $48.0[17.03]$ ;  $n=27$ ) als die weiblichen Probanden ( $41.6[16.93]$ ;  $n=33$ ). Daher wurde im nächsten Schritt die binokulare Blendempfindlichkeit phaker Probanden in gleichen Altersgruppen und mit gleichem monokularem Visus verglichen (siehe Tab. 3-7). Ein statistisch signifikanter

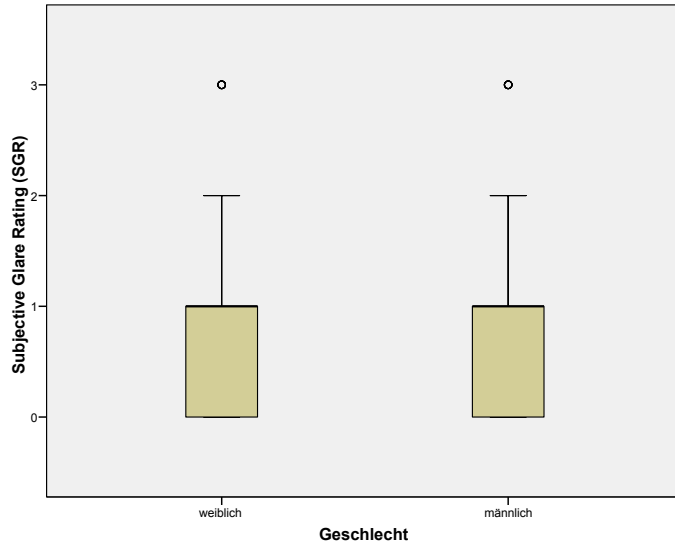
Unterschied ( $p=0.048$ ) der Blendempfindlichkeit zugunsten der weiblichen Probanden konnte auf diese Weise nur in der Gruppe der 45- bis 54-Jährigen gefunden werden.

**Tab. 3-7: Vergleich der binokularen Blendempfindlichkeit zwischen weiblichen und männlichen Probanden mit einem Visus von beidseits 1.25 unterteilt nach Altersklassen**

Alter (Jahre)	Blendempfindlichkeit [Grad] (V=1.25)				
	weiblich	(n)	männlich	(n)	p
15-24	0.45 (0.087)	7	0.41 (0.120)	2	0.667
25-34	0.57 (0.035)	3	0.54 (0.109)	4	1.0
35-44	0.53 (0.077)	4	0.81 (0.450)	4	0.486
45-54	0.51 (0.131)	6	0.71 (0.127)	3	0.048
55-64	0.73 (0.321)	4	0.65 (0.139)	2	1.0
65-74	-	0	1.27	1	-

### 3.7.2 Korrelation von Geschlecht und Subjective Glare Rating

Die Werte der subjektiven Beschwerdeskala sind bei weiblichen und männlichen Probanden in etwa gleich groß, wie anhand des folgenden Boxplots zu erkennen ist.



**Abb. 3-14: Gegenüberstellung der subjektiven Beschwerdeskala getrennt nach dem Geschlecht**

### 3.7.3 Korrelation von Subjective Glare Rating (SGR) und Blendempfindlichkeit getrennt nach Geschlecht

Aus den Korrelationsanalysen (siehe Tab. 3-8) wird ersichtlich, dass sowohl bei den weiblichen als auch bei den männlichen Probanden keine Wechselbeziehung zwischen subjektiver Beschwerdeskala und gemessener Blendempfindlichkeit besteht.

**Tab. 3-8: Höhe und statistische Signifikanz der Korrelation von SGR und binokularer Blendempfindlichkeit getrennt nach dem Geschlecht der Probanden**

	<b>Geschlecht</b>	<b>Korrelationskoeffizient r</b>	<b>Signifikanzniveau p</b>
nur phake Probanden	weiblich	-0.073	0.685
	männlich	0.215	0.282
alle Probanden	weiblich	0.123	0.422
	männlich	0.210	0.242

### 3.8 EINFLUSS DER PUPILLENGRÖßE

An Tab. 3-9 ist zu sehen, dass die maximale gemessene Pupillengröße in keiner der drei Versuchsgruppen eine statistisch signifikante Korrelation mit der Blendempfindlichkeit aufwies, da p immer deutlich über 0.05 lag.

**Tab. 3-9: Höhe und statistische Signifikanz der Korrelation von maximaler Pupillengröße und monokularer Blendempfindlichkeit in den verschiedenen Probandengruppen**

Probandengruppe	Korrelationskoeffizient r	Signifikanzniveau p
Phak	-0.088	0.341
Monofokal	-0.087	0.602
Multifokal	0.158	0.590

### 3.9 KORRELATION VON BLENDEMPFINDLICHKEIT UND ZEITRAUM NACH LINSENIMPLANTATION

Für die pseudophaken Gruppen wurden die Blendempfindlichkeit und die Zeit nach Katarakt-Operation in Monaten korreliert. Dabei wurde keine statistisch signifikante Korrelation gefunden ( $r=0.019$ ,  $p=0.890$  und somit weit über 0.05), auch nicht bei getrennter Betrachtung der unterschiedlichen Linsen-Typen. (siehe Tab. 3-10)

**Tab. 3-10: Höhe und statistische Signifikanz der Korrelation von monokularer Blendempfindlichkeit und Zeitraum nach Linsenimplantation getrennt nach Linsen-Typen**

Linsen-Typ	Korrelationskoeffizient r	Signifikanzniveau p
Monofokal-IOLs (n=41)	0.045	0.778
Silikon-Multifokal-IOLs (n=6)	-0.147	0.781
Akryl-Multifokal-IOLs (n=7)	0.321	0.483
Multifokal-IOLs mit asymmetrischer Lichtverteilung	n=1, d.h. keine Korrelationsanalyse möglich	

### 3.10 BINOKULARE MESSUNGEN

Sofern möglich, wurde die Glare-Perimetry zusätzlich zur gesonderten Untersuchung der einzelnen Augen auch binokular durchgeführt, d.h. bei allen phaken Probanden und bei pseudophaken Probanden mit binokular durchgeführter Blendempfindlichkeitsmessung und

einem Mindestvisus von jeweils 0.9 der einzelnen Augen ohne Berücksichtigung gegebenenfalls unterschiedlicher Linsentypen in rechtem und linkem Auge. Für die Probandengruppen ergaben sich daraus die Kenngrößen (Mittelwert und Standardabweichung) in Tab. 3-11.

**Tab. 3-11: Statistische Kenngrößen der binokularen Blendempfindlichkeit in den drei Probandengruppen**

Probandengruppe	n	Mittelwert [Grad]	Standardabweichung [Grad]
phak	60	0.66	0.269
monofokal	13	1.11	0.289
multifokal	5	1.39	0.159

Das Ausmaß der binokularen Blendempfindlichkeit unterschied sich zwischen dem phaken Kollektiv und den pseudophaken Probandengruppen jeweils mit höchster statistischer Signifikanz ( $p < 0.001$ ), zwischen monofokal und multifokal mit  $p = 0.046$  ebenfalls statistisch signifikant.

In den ersten Einzelmessungen wurde beobachtet, dass die Blendempfindlichkeit bei binokularer Messung jeweils niedriger war als bei der Messung nur eines Auges (=monokular). Dieser Sachverhalt wurde auch an diesem Probanden-Kollektiv getestet, indem die Mittelwerte des jeweils weniger blendempfindlichen Auges mit denen der binokularen Messungen verglichen wurden (Tab. 3-12). Dies geschah mithilfe des Wilcoxon-Tests für verbundene Stichproben. Danach ist mit höchster statistischer Signifikanz ( $p < 0.001$ ) die Blendempfindlichkeit des rechten beziehungsweise linken Auges einzeln höher als diejenige bei binokularer Messung.

**Tab. 3-12: Statistische Kenngrößen von monokularer und binokularer Blendempfindlichkeit im Vergleich (Ergebnisse aller phaken Probanden und von Monofokallinsenträgern mit beidseits gemessenen Augen und einem monokularen Visus von jeweils mindestens 0.9)**

Messweise	Mittelwert [Grad]	Standardabweichung [Grad]
monokular	0.86	0.356
binokular	0.78	0.351

In Abb. 3–15 sind zur Anschauung die monokulare und binokulare Blendempfindlichkeit getrennt nach Probandengruppen dargestellt.

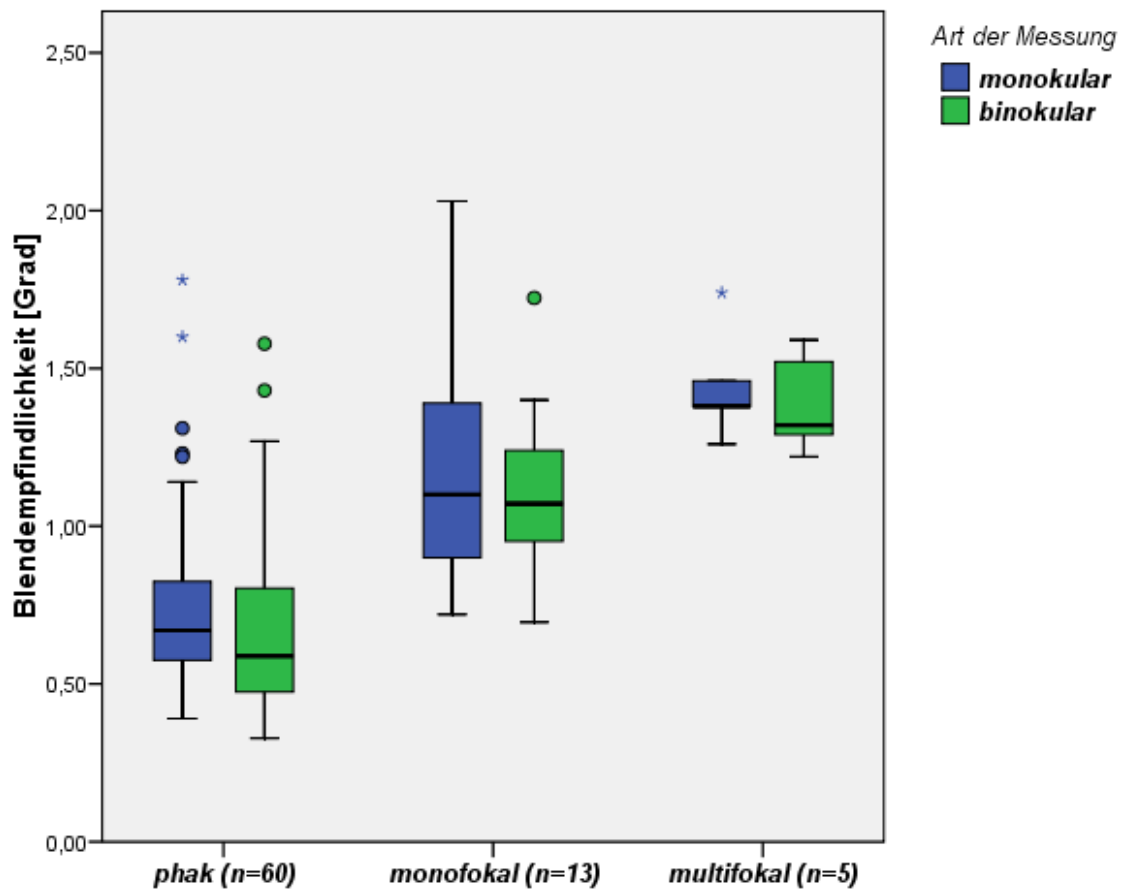


Abb. 3-15: Binokulare Blendempfindlichkeit der drei Probandengruppen im Vergleich (grün), links nebenstehend die Werte der monokularen Messungen (blau).

Es gilt zu beachten, dass in dieser Studie kein binokularer Visus erhoben wurde. Dieser ist im Allgemeinen besser als bei monokularer Sicht. Für die meisten pseudophaken Probanden ist somit ein signifikanter Unterschied zwischen monokularem und binokularem Visus zu erwarten, was einen verlässlichen Vergleich der monokularen und binokularen Blendempfindlichkeit nicht zulässt. Deshalb wurden zum Vergleich im Folgenden nur die Messwerte der phaken Probanden verwendet, bei denen beidseits mit 1.25 bereits monokular ein „sehr guter“ Visus vorlag. Auch hier sind die Mittelwerte der Blendempfindlichkeit binokular kleiner als monokular mit statistischer Signifikanz bei  $p=0.020$ :

**Tab. 3-13: Statistische Kenngrößen von monokularer und binokularer Blendempfindlichkeit im Vergleich (Ergebnisse der phaken Probanden mit jeweils monokularem Visus von 1.25)**

Messweise	Mittelwert [Grad]	Standardabweichung [Grad]
monokular	0.69	0.262
binokular	0.60	0.238

### 3.11 MULTIPLE REGRESSIONSANALYSE

Bisher konnte gezeigt werden, dass sowohl Visus als auch Alter signifikant mit der Blendempfindlichkeit korrelieren. Abschließend stellt sich nun die Frage, welche dieser beiden Faktoren den größten Einfluss auf die Blendempfindlichkeit hat. Für die Bestimmung von Zusammenhängen von mehr als zwei Variablen wird die multiple Regressionsanalyse verwendet. Diese wurde schrittweise mit der monokularen Blendempfindlichkeit [Grad] als abhängige Faktoren und Alter [Jahre] und Visus [logMAR] als unabhängige Faktoren durchgeführt.

Dadurch konnte ermittelt werden, dass bei Berücksichtigung aller Messungen (auch mit einem Visus<0.9) der Visus [logMAR] eine größere Bedeutung (Beta=0.575) für die Blendempfindlichkeit hat als das Alter (Beta=0.297). Dieses Ergebnis ist mit  $p < 0.001$  von höchster statistischer Signifikanz und trifft auch für die gesonderte Betrachtung nur solcher gemessenen Augen mit einem Visus von  $\geq 0.9$  zu mit Beta(Visus)=0.441 und Beta(Alter)=0.324.



# 4 Diskussion

## 4.1 DISKUSSION DER METHODE

### 4.1.1 Vergleich mit anderen Methoden der Blendempfindlichkeitsmessung

In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass mit Hilfe der entwickelten Glare-Perimetry eine Möglichkeit gefunden wurde, Blendempfindlichkeit unter alltäglichen Bedingungen direkt messbar zu machen. Dies gelang durch Simulierung einer realistischen Blendungs-Situation, wie sie täglich auf der Straße bei Gegenverkehr in Dunkelheit auftritt. Damit kann sie für die Praxis relevantere Aussagen zur Blendempfindlichkeit machen als die reine Bestimmung von Hoch- oder Niedrigkontrast-Sehschärfe oder Kontrastempfindlichkeit unter Blendung mit den gängigen Charts. Außerdem findet bei der Glare-Perimetry die frühestmögliche Diskriminierung zwischen Helligkeit des Markers und subjektiver Helligkeit des Blendhofes an Stellen auf der Netzhaut statt, die unterschiedlich weit von der Makula entfernt sind. Auch hierin besteht ein deutlicher Unterschied zu den vorher genannten Messmethoden, die die zentrale Kontrastempfindlichkeit beziehungsweise Sehschärfe bestimmen. Anders sieht es beim Halometer von Gutiérrez et al. aus. [80] Die Blendquelle ist ebenfalls vor dem Probandenauge zentriert. Die zentrale Blendquelle hat hier eine Winkelgröße von  $0.34^\circ$  und die peripheren Marker von  $0.06^\circ$ , während Lichtquelle und Marker bei der Glare-Perimetry den gleichen Durchmesser (circa  $0.087^\circ$ ) besitzen und verschiedene Leuchtstärken aufweisen. Auch unter dem Aspekt der Lichtquelle unterscheiden sich Halometer und Glare-Perimetry: bei der ersten Methode werden ausschließlich Dioden verwendet. Die Glare-Perimetry nutzt unterschiedliche Lichtquellen: Eine direkt anstrahlende, helle Lichtquelle wie der Scheinwerfer eines Fahrzeuges und als Test-Objekt ein indirektes, durch Reflektion an einer inkomplett spiegelnden Oberfläche gewonnenes Licht wie bspw. ein Fußgänger am Straßenrand. Beim Halometer sitzt der Proband direkt vor dem Gerät, womit das Nahbeziehungsweise Intermediärsehen abgedeckt wird. Ein Abstand von mehreren Metern in der Glare-Perimetry erlaubt eine bessere Beurteilung der Blendempfindlichkeit bei Fernsicht, wie sie speziell im Straßenverkehr von Bedeutung ist.

---

Messmethoden zur Bestimmung der Größe von Halos [40, 82] stellvertretend für die dysphotonischen Beschwerden der Probanden weisen eine große Einschränkung auf. Ursprünglich wurde der Glare-Perimetry-Aufbau zu eben diesem Zweck mit einem Grafik-Tablett kombiniert. Im Selbstversuch konnte so in Erfahrung gebracht werden, dass der Versuch, den subjektiven Halo zeichnerisch festzuhalten, nicht selten frustan endet. Zum einen werden z.T. mehrere Halos wahrgenommen. Außerdem fällt es sehr schwer, den Halo eindeutig vom Blendhof um die Blendlichtquelle abzugrenzen. Hinzu kommt, dass sobald im Blickfeld Manipulationen durch die Hand des Probanden, wie eine mit dem Grafiktablett gezeichnete Linie beziehungsweise eine Marker-Bewegung, geschehen, die Fixierung des untersuchten Auges beeinträchtigt wird und daraus Ungenauigkeiten resultieren. Die Durchführung solcher Messungen ist auch stark von den motorisch-koordinativen Fähigkeiten des Probanden im Allgemeinen und den zeichnerischen Begabungen im Speziellen abhängig und schon allein aus diesem Grund sind die so gewonnenen Ergebnisse schlecht vergleichbar. Ungeachtet dieser Aspekte ist die Aussagekraft des Ergebnisses Halo-Größe eher klein, da weder die Intensität, noch die subjektive Beeinträchtigung durch sie Berücksichtigung findet.

Der C-Quant misst das Ausmaß von Streulicht im Auge. Die so ermittelte Streulicht-Intensität bei einem definierten Sehwinkel von etwa  $7^\circ$  trägt zur Charakterisierung der *Point Spread Function* (PSF) des menschlichen Auges bei, wie sie in Abb. 4-1 wiedergegeben ist. [84]

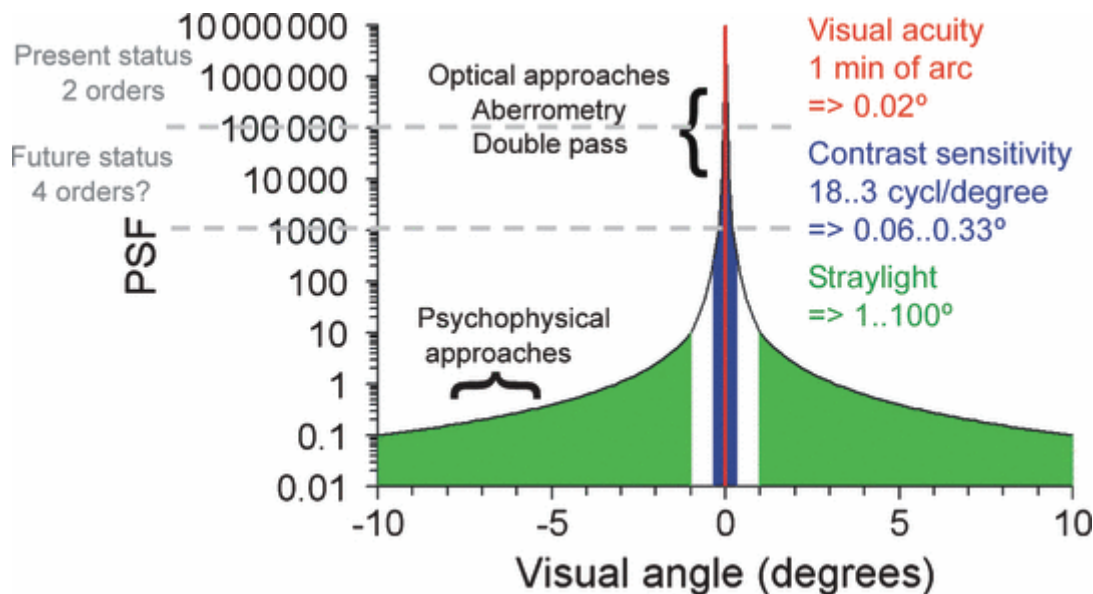
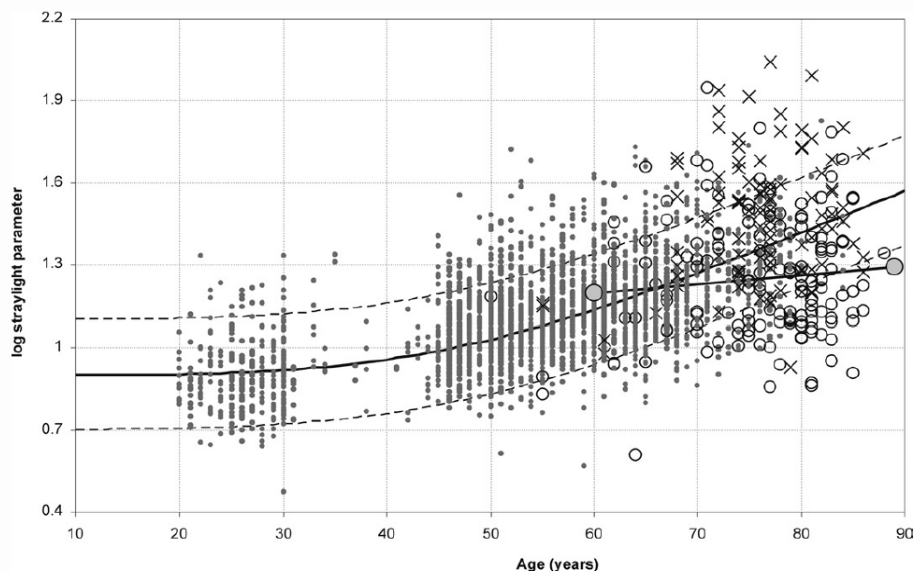


Abb. 4-1: Point Spread Function entsprechend des CIE-Standards. Abbildung aus [84].

Die mit der Glare-Perimetry gemessene Blendempfindlichkeit lässt sich sozusagen in umgekehrter Form in diese Funktion einbringen. Hier wird der Sehwinkel ermittelt, bis zu

welchem eine bestimmte Lichtstärke die Netzhaut erreicht, welche der y-Achse der PSF entspricht. Diese ist durch das Verhältnis von Leuchtdichte des Markers ( $\text{cd}/\text{m}^2$ ) zur Lichtintensität (lux) der Blendquelle definiert und bei der Glare-Perimetry konstant. Die starke Abhängigkeit vom Visus, die für den C-Quant nicht besteht [35], ist einerseits dadurch bedingt, dass das Streulicht auf der Netzhaut in unterschiedlicher Entfernung zur Fovea gemessen wird. Bei der Glare-Perimetry befinden wir uns im Bereich von ca.  $0.3$  bis  $1.8^\circ$  (in der phaken Gruppe) und damit recht nah am Peak der PSF und somit auch der Fovea, mit dem C-Quant weiter peripher im flachen Abschnitt der PSF. Außerdem verwendet die Glare-Perimetry ein relativ kleines Target als Marker, das erkannt werden muss, während beim C-Quant mit größeren Flächen gearbeitet wird und statt des Visus hauptsächlich die Intensität des kompensierenden Flickerlichtes von Bedeutung ist. Da die PSF des menschlichen Auges Einfluss auf die optische Abbildungs-Qualität hat, können Messungen mit der Glare-Perimetry in Zukunft ebenfalls ergänzende Informationen hierzu geben.

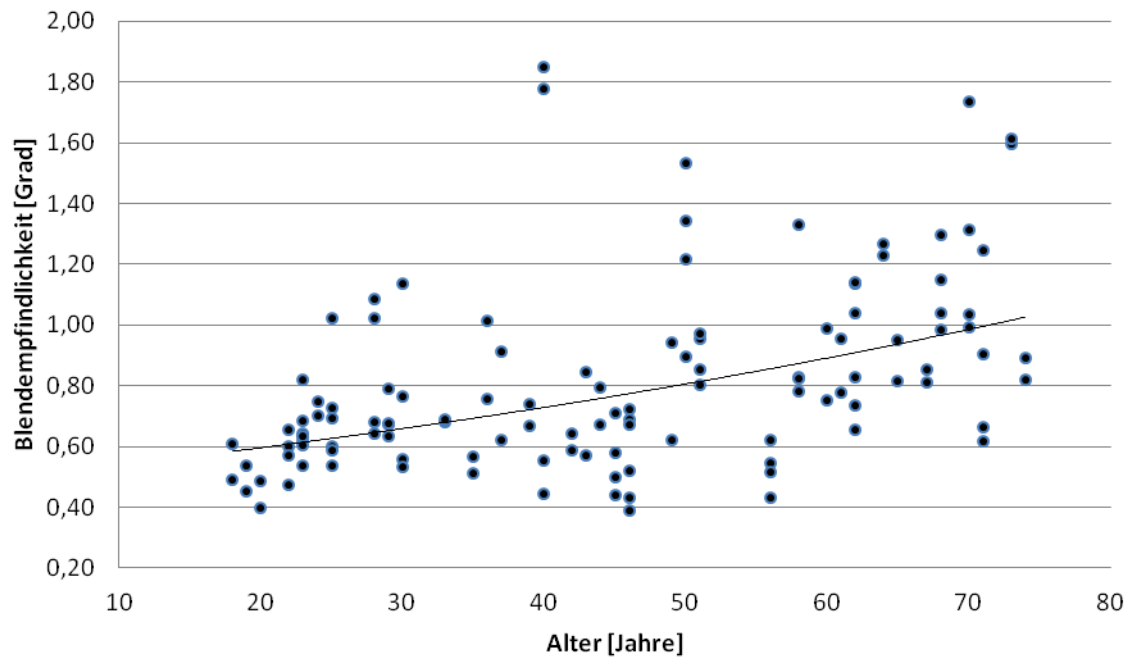
Mit dem C-Quant konnte gezeigt werden, dass die Lichtstreuung durch die Linse mit dem Alter deutlich ansteigt. [85] Dieser Zusammenhang wurde im Rahmen dieser Arbeit auch mit der Glare-Perimetry gefunden. Van den Berg erhielt mit Hilfe der im C-Quant verwendeten Compensation Comparison Methode einen Altersverlauf des Streulichtes, der sich mit der Modell-Funktion  $\log(s) = C + \log(1 + (\text{age}/65)^4)$  beschreiben lässt (siehe Abb. 4-2). [35]



**Abb. 4-2: Streulichtwerte als Funktion des Alters für Pseudophake (Kreise) und Phake ohne (Punkte) beziehungsweise mit (Kreuze) Katarakt (aus [35])**

Die mit C-Quant ermittelten Werte von  $\log(s)$  sind bis zu einem Alter von 40 Jahren etwa gleich, mit 65 Jahren doppelt so hoch und bei 77 Jahren haben sie sich verdreifacht. Die mit

der Glare-Perimetry gemessene monokulare Blendempfindlichkeit der phaken Probandengruppe in Abhängigkeit vom Alter im unten stehenden Diagramm zeigt einen flacheren Anstieg.



**Abb. 4-3: Blendempfindlichkeit [Grad] als Funktion des Alters: Ergebnisse monokularer Messungen mit der Glare-Perimetry an phaken Probanden unter Verwendung einer exponentiellen Trendlinie**

Interessant wäre eine Studie mit paralleler Messung von Streulicht und Blendempfindlichkeit. Damit ließe sich ermitteln, wie gut beide Werte korrelieren beziehungsweise welcher Zusammenhang bestehen könnte. Insbesondere die Differenzen abhängig von verschiedenen Faktoren wie zum Beispiel Hornhauttrübungen (zum Beispiel bei Stroma-Ödem), Linsentrübung, Nachstar, Glaskörpertrübungen, z.N. Entfernung des Glaskörpers (Pars-plana-Vitrektomie) und Epiretinaler Gliose könnten Aufschluss über die Rolle der okulären Strukturen und ihre pathologischen Veränderungen in der Entstehung von Blendempfindlichkeit und die subjektive Beeinträchtigung durch sie geben.

Erste parallele Messungen einzelner Probanden mit beiden Methoden erfolgen in einer aktuellen Studie an der Universitäts-Augenklinik Rostock.

---

### 4.1.2 Mögliche Fehlerquellen

Nachdem bereits auf einige Vorteile der Glare-Perimetry eingegangen wurde, werden im Folgenden Faktoren genannt, die störend auf Durchführung und Ergebnisse einwirken könnten.

Der Versuchs-Aufbau aus mehreren Einzelteilen in einem offenen Raum birgt von vorn herein einige Fehlerquellen der Standardisierung, wie sie beispielsweise beim C-Quant nicht auftreten können, wo ein einzelnes Auge in die Öffnung eines kompakten Gerätes schaut, wodurch die Versuchsbedingungen automatisch konstant sind. Schon allein die Beleuchtungsbedingungen, wenn auch einzelne Größen wie angegeben immer eingehalten werden, können variieren, je nach Farbe der Kleidung, die Proband oder Untersucher tragen oder Vorhandensein anderer Objekte im Untersuchungsraum, an deren Oberflächen Licht reflektiert oder absorbiert werden kann. Im konkreten Fall trug der Untersucher immer einen weißen Kittel, die Wände waren weiß und der Boden hell.

Weiterhin war das Stativ mit der Kopfstütze für den Probanden nicht fest am Boden befestigt, wodurch während der Untersuchung gewisse Verschiebungen durch unbewusste Manipulationen des Probanden oder des Untersuchers stattfinden konnten.

Auch die Position der Augen war nicht immer konstant einzuhalten. Es gab zwar eine Ziel-Höhe, die angestrebt wurde, aber Kopfgröße, Gesichtsproportionen und Körperbau sind selbstverständlich bei jedem Menschen anders. Dadurch konnte es trotz der Fixpunkte Kinn und Stirn zu geringen Abweichungen der Augenhöhe, des Abstandes zwischen Auge und Blendquelle und des Winkels des Lichteinfalls in das Auge kommen. All diese Faktoren können das Ergebnis der Blendempfindlichkeitsmessung beeinflussen. Hinzu kam, dass die Körperhaltung für den Probanden trotz aller Bemühungen oft unbequem war und während der minutenlangen Untersuchung bewusst oder unbewusst korrigiert wurde, wodurch es unter Umständen wiederum zu Veränderungen der Untersuchungsbedingungen kam. Selbst kleinste Bewegungen des Kopfes konnten dazu führen, dass der Marker in diesem Moment auf einer Stelle der Netzhaut abgebildet wurde, die mehr oder weniger starker Blendung unterlag. Der Proband selbst ist als bedeutende Fehlerquelle zu berücksichtigen. Allein die Motivation, den Marker schnellstmöglich zu erkennen, war sicherlich verschieden. Bei zu hohem Bestreben, ihn zu sehen, wurde die Maßgabe, die zentrale Blendquelle zu fixieren, vielleicht nicht immer beachtet und der Marker womöglich früher erkannt, als dies normalerweise der Fall gewesen wäre. Auch die Konzentrationsfähigkeit variiert stark, je nach Alter des Probanden, der Uhrzeit der Untersuchung und dem persönlichen Hintergrund, ob die Person gerade gestresst ist, einen langen Arbeitstag hinter sich hatte oder übermüdet beziehungsweise gut erholt und

---

---

belastbar war. Die Ermüdung während der Untersuchung mit der Zeit ist ebenfalls nicht zu unterschätzen. Gerade die älteren Probanden, für die eine höhere Blendempfindlichkeit und somit auch längere Untersuchungsdauer angenommen werden kann, dürften im Allgemeinen schneller ermüdbar sein als junge, leistungsstarke Versuchspersonen, was zu einer Potenzierung dieser Fehlerquelle führt. Ebenso verstärkend wirkt der Aspekt, dass mit zunehmender Exzentrizität des Markers auch seine Diskriminierung erschwert wird, da das Auflösungsvermögen der Netzhaut von zentral nach peripher abnimmt.

Neben den konditionellen Voraussetzungen des Probanden spielen auch die motorischen Fähigkeiten eine die Messwerte beeinflussende Rolle. Zum einen auf Seiten des Probanden, der das bewusste visuelle Erkennen des Markers in eine verbale Äußerung umsetzen musste, und zum anderen seitens des Untersuchers, bei dem dieser akustische Reiz zu einer motorischen Aktion führen musste, die das Fortschreiten des Markers stoppt. Beide Vorgänge unterliegen einer zeitlichen Verzögerung, die oberhalb der Dauer eines Marker-Schrittes liegen kann. Dies ist im ersten Fall durch eine konditionelle oder motorische Schwäche gewisser Probanden möglich und ist im letzten Fall meist korrigierbar, indem der Marker durch den Untersucher manuell einen Schritt zurückgesetzt wird (Taste „b“ in der Bedienung von Blackscreen).

Als eine Störquelle, die auch von einigen Probanden explizit bemängelt wurde, stellten sich Reflektionen durch die Korrekturgläser heraus. Diese waren aber bei vielen Versuchspersonen notwendig, um Refraktionsfehler auszugleichen und so den erforderlichen Visus erreichen zu können. Ursprünglich sollte diese Fehlerquelle „Gläser/keine Gläser“ dadurch minimiert werden, dass jedem zu untersuchenden Auge ein Glas vorgesetzt wurde. Diese Maßnahme barg allerdings eine weitere Fehlermöglichkeit, da die Probanden offensichtlich in unterschiedlichem Maße durch Reflektionen beeinträchtigt wurden.

Untersuchungen der Farbkontrastsensitivität [12] haben bereits ergeben, dass diese unter anderem von der Konzentration des Patienten und dem Tränenfilm abhängen. Dieser dürfte auch in dieser Studie eine Rolle spielen, da die individuelle Belastungssituation und konditionelle Fähigkeiten variierten und einige Probanden durch die starke Blendung teilweise einen hohen Tränenfluss entwickelten. Ebenso bei Probanden mit einer Sicca-Symptomatik oder bei großem Bestreben, die Augen solange offen zu halten, bis der Marker erkannt wurde, konnte es am Ende dazu führen, dass der Tränenfilm aufriss und die Augen dann reflektorisch vermehrt trännten.

Alles in allem wird ersichtlich, dass Messungen mit der Glare-Perimetry immer einem gewissen Unsicherheitsfaktor unterliegen und Schwankungen auch bei der Untersuchung

---

---

derselben Person auftreten können. Es sind somit eher orientierende Ergebnisse, denen in der Auswertung ein bestimmter Toleranzbereich eingeräumt werden sollte.

### **4.1.3 Verbesserungsmöglichkeiten**

Das Prinzip der Ausmessung des Blendhofes von zentral nach peripher birgt bei stark blendempfindlichen Personen ein Zeit-Problem, verbunden mit den bereits beschriebenen Nachteilen zunehmender Ermüdung der Augen, nachlassender Konzentration und Motivation. Außerdem leidet darunter die Fixierung, da der Proband zunehmend mehr oder weniger unbewusst die Leinwand nach dem Marker „abscannt“.

Dies sind Probleme, wie sie auch mit dem Goldmann-Perimeter auftreten können, wenn die Lage der Gesichtsfeldausfälle unbekannt ist. Im Bereich der automatischen Perimetrie wurden solche Probleme mit einer Software gelöst, die gezielt empirisch ermittelte Punkte im Gesichtsfeld prüft, wo sich bei bestimmten Erkrankungen charakteristischerweise Ausfälle finden lassen. So lässt sich Zeit einsparen und insgesamt die Mitarbeit des Probanden verbessern. Dieses Prinzip könnte nach gründlichen Untersuchungen an spezifischen Gruppen mit „charakteristischer“ Blendempfindlichkeit auch in der Glare-Perimetry Anwendung finden. Nach entsprechender Bearbeitung der Software ließe es sich in den Untersuchungsvorgang integrieren.

Gerade bei Messungen, die nicht nur einmalig durchgeführt werden sollen, ist ein gewisser Übungseffekt zu berücksichtigen. Dieser kann reduziert werden, indem der Proband einen Testlauf absolviert, bevor die eigentliche Erfassung der Messdaten beginnt.

## **4.2 DISKUSSION DER ERGEBNISSE**

Als markantes Ergebnis ging aus dieser Studie hervor, dass Pseudophake eine höhere Blendempfindlichkeit aufwiesen als Phake.

Dies steht in starkem Kontrast zu den Ergebnissen von de Vries et al., wo die Streulicht-Werte bei Pseudophaken größtenteils unter denen von Phaken (ohne Katarakt oder Blend-Beschwerden) gleichen Alters liegen. [85] Als Begründung der „super-normalen“ Werte der Pseudophaken wurde zu bedenken gegeben, dass IOLs im Gegensatz zur älteren kristallinen Linse keine Lamellen haben, klar und dünner sind. [35] Signifikant niedriger seien die Werte aber nur bei Probanden mit einem Alter von mindestens 70 Jahren, was damit begründet wird, dass ab diesem Alter in der Normalpopulation ein gravierender Anstieg des Streulichtlevels von statten geht, was eine größere Verbesserung durch IOL-Implantation zulässt. Aus dieser

---

---

Reduktion der Streulichtwerte leiteten de Vries et al. eine Reduktion von Blendung und Halos ab. [85]

Aus diesen Unterschieden lässt sich schlussfolgern, dass Streulicht nicht gleichbedeutend mit Blendempfindlichkeit, gemessen mit der Glare-Perimetry, ist, und dass pseudophake Dysphotopsien vielleicht stärker von anderen Faktoren, wie zum Beispiel retinaler und zentraler Reizverarbeitung, beeinflusst werden als durch das Streulicht an sich.

Weiterhin konnte herausgestellt werden, dass in der Gruppe der Intraokularlinsenträger bei einem guten Visus die Monofokallinsen den Multifokallinsen bezüglich der Blendempfindlichkeit überlegen waren. Bei schlechtem Visus überwiegt offenbar dessen Einfluss, sodass in dem Fall kein signifikanter Unterschied bestand.

Dieses Ergebnis geht konform mit einer Studie von Hessemer et al. aus dem Jahr 1994, wo bei den damals untersuchten diffraktiven multifokalen IOLs das mesopische Sehen ohne und unter Blendung schlechter ausfiel als bei monofokalen IOLs. [86]

Auch bei der Tritan Colour Contrast Sensitivity unter Blendung zeigten refraktive Multifokal-IOLs schlechtere Werte als Monofokal-IOLs. [12]

Mit der Compensation Comparison Method wurden bezüglich des Streulichtlevels ebenfalls niedrigere Werte bei den Monofokal-IOLs gemessen als bei den Multifokal-IOLs. [85]

Keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen Mono- und Multifokal-IOLs hingegen wurden in einer Untersuchung der Kontrastempfindlichkeit unter Blendung mit Halogen-Licht gefunden, wie es in Scheinwerfern im Straßenverkehr Verwendung findet. [63]

Ebenfalls nicht statistisch signifikant zeigte sich die Differenz der durchschnittlichen Halogröße zwischen mono- und multifokalen IOLs in einer Studie von Dick et al. [87], ganz anders als bei Pieh et al. [40], wo die Halos bei den untersuchten Multifokal-IOLs statistisch signifikant größer waren als bei den Monofokal-IOLs.

Das Material der Multifokallinsen hatte in dieser Studie keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die Blendempfindlichkeit. Somit konnte z.B. die bessere Kontrastempfindlichkeit unter Blendung bei Akryl-IOLs im Vergleich zu Silikon-IOLs in einer Studie von Kershner et al. in dieser Studie nicht nachvollzogen werden. [88]

Wie in dieser Untersuchung anhand des phaken Probandengutes gezeigt werden konnte, besteht möglicherweise eine mittlere positive Korrelation von Alter und Blendempfindlichkeit.

Allein die mit dem Alter zunehmende Dichte und Inhomogenität der natürlichen Linse könnte mehr Streulicht und somit auch eine höhere Blendempfindlichkeit verursachen. Da aber auch in der monofokalen Gruppe eine starke Korrelation von Alter und Blendempfindlichkeit

---



---

gefunden wurde, müssen auch noch andere Faktoren als die Linse einen wesentlichen Einfluss auf die Blendempfindlichkeit haben, wie z.B. aus Untersuchungen von Elliott et al. bedeutende Einflüsse des Nervensystems bezüglich der Kontrastsensitivität in Abhängigkeit vom Alter hervorgehen. [89]

Ein weiteres deutliches Ergebnis ist die hohe Korrelation von Visus [logMAR] und Blendempfindlichkeit. Somit erhöht ein schlechter Visus, unabhängig von der Ursache, mit hoher Wahrscheinlichkeit die Empfindlichkeit gegenüber Blendung. Dabei ist noch unklar, inwieweit allein das geringere Auflösungsvermögen das Erkennen des Markers in der Glare-Perimetry beeinträchtigt.

Auch in diesem Aspekt unterscheidet sich die mittels Glare-Perimetry bestimmte Blendempfindlichkeit vom via C-Quant ermittelten Streulicht: für Letzteres konnte in einer Studie von van den Berg keine Beziehung zum Visus hergestellt werden. [35] Die unterschiedliche Exzentrizität der untersuchten Blendung auf der Retina als Ursache hierfür wurde bereits in Kap. 4.1.1 erklärt.

Blendempfindlichkeit gemessen an den mit der Glare-Perimetry gewonnenen Werten und die subjektive Bewertung fielen zumeist unterschiedlich aus, was sich in dem geringen Zusammenhang zwischen Ersteren und dem *Subjective Glare Rating* widerspiegelte. Dies dürfte unter anderem durch interindividuelle Unterschiede in der Reizverarbeitung und sensiblen Toleranz begründet sein und birgt unter anderem im Straßenverkehr das Risiko einer Unterschätzung der Sehbeeinträchtigung durch Blendung. Weiterhin ist auch die Qualität des *Subjective Glare Ratings* zur Wiedergabe relevanter subjektiver Einschränkungen durch Blendung in Frage zu stellen. (siehe Kap. 4.3.1)

Aus der Geschlechtsverteilung der Blendempfindlichkeit, die bei den Männern höher ausfiel, während die subjektive Einschätzung keinen signifikanten Unterschied ergab, könnte zum einen geschlossen werden, dass Männer sich durch Blendung weniger beeinträchtigt fühlen. Zum Anderen könnte daraus aber auch herausgehen, dass sich die Frauen während der Glare-Perimetry mehr bemüht hatten, den Marker schnellstmöglich zu erkennen und/oder schlechter fixiert und durch mehr oder weniger unbewusstes Suchen den Marker schneller erkannt haben.

Ein Einfluss der Pupillengröße auf die Blendempfindlichkeit konnte in dieser Studie nicht gefunden werden. Da diese Größe allein schon während der recht konstanten Versuchsbedingungen stark schwankte, sind die Messergebnisse des Pupillometers eher vorsichtig zu verwerten.

---

---

Für eine wissenschaftliche Untersuchung des Faktors Pupillengröße sollten möglichst Versuche mit fixierter Pupille (in medikamentöser Mydriasis beziehungsweise Miosis) durchgeführt werden. Allerdings würde dies nicht der realen Situation im nächtlichen Straßenverkehr entsprechen, denn wie bereits vorher in der Literatur zu bedenken gegeben wurde, verengen sich die Pupillen angesichts von Blendung durch Scheinwerfer oder ähnliche Lichtquellen unter Umständen bis auf Tageslichtniveau. [90]

Außerdem konnten Häring et al. auch durch Pilocarpin-Gabe keine Besserung von Kantenbedingten Blendungsbeschwerden von IOLs feststellen, was wiederum für eine Unabhängigkeit von der Pupillengröße spricht. [60]

Weiterhin haben Franssen et al. herausgefunden, dass Streulicht bei natürlichen Pupillen von 2 bis 7 mm nur geringfügig abhängig von der Pupillengröße sei, bei größeren Einfallswinkeln und Pupillen unter 2 mm allerdings deutlich ansteigen könne, [90] was daran liegt, dass Streulicht auch außerhalb der optischen Achse entstehen kann. So habe die Lichtdurchlässigkeit der Augenwand ebenfalls einen funktionellen Einfluss, vor allem bei blauen Augen aufgrund der dort geringeren Pigmentierung. [90]

Eine Studie von Pieh et al. [40] hingegen hat einen Zusammenhang von Halo-Durchmesser und Pupillengröße bei refraktiven Multifokallinsen finden können. Dies widerspricht nicht den Ergebnissen der Glare-Perimetry, da hier keine Halogröße gemessen wurde.

Um eine mögliche Besserung von Dysphotopsie-Beschwerden einige Zeit nach Implantation nachzuweisen, wurde der postoperative Zeitraum in Monaten mit der Blendempfindlichkeit in Grad des Seh winkels korreliert. Dabei konnte jedoch für keine der verschiedenen untersuchten IOL-Typen eine statistisch signifikante Beziehung herausgestellt werden. Dies kann unter anderem daran liegen, dass sich bei einigen Probanden bereits eine Kapsel fibrose entwickelt hatte. Andere wiederum hatten sich bereits einer YAG-Laserkapsulotomie unterzogen. An dieser Stelle darf somit nicht vergessen werden, dass es in dieser Studie hauptsächlich um die Beschreibung einer neuen Testmethode ging und es sich bei den pseudophaken Probanden um eine relativ inhomogene Gruppe von Probanden handelte. Eventuell ließe sich mit einer separaten prospektiven Kohortenstudie mit mehreren Follow-Up-Messungen letztendlich doch ein Zusammenhang zwischen postoperativem Zeitraum und Blendempfindlichkeit darstellen, wie er sich bei der vorläufigen Messung an einer Multifokallinsenträgerin andeutete (siehe Kap. 3.1).

Auch die binokulare Summation wurde in dieser Arbeit statistisch untersucht. Diese bestätigte sich durch signifikant niedrigere Glare-Perimetry-Werte in den binokularen Messungen als bei Untersuchung des jeweils weniger blendempfindlichen Auges. Dies kann einerseits daran

---

liegen, dass jeweils „Schwachstellen“ eines einzelnen Auges durch das Partnerauge ausgeglichen werden. Außerdem erreicht das Licht von Blendquelle und Marker rechtes und linkes Auge in einem unterschiedlichen Winkel. Dadurch sind zum einen Unterschiede zwischen den Augen bei sonst gleichen Voraussetzungen besser erklärbar. Zum anderen werden dadurch auch zentrale Prozesse ermöglicht, wie sie beispielsweise beim räumlichen Sehen ablaufen. Auf die aktuelle Auswertung der binokularen Summation wirkt sich limitierend aus, dass in dieser Studie kein binokularer Visus erhoben wurde.

## 4.3 DISKUSSION VON ANWENDUNGSMÖGLICHKEITEN

### 4.3.1 Bewertung von IOLs

In der bisherigen Literatur wurden diverse Untersuchungstechniken zur Beurteilung von IOLs angewendet, darunter eine ganze Reihe physikalischer Tests, aber auch subjektive Einschätzungen in Form von Patientenbefragungen. Neben diesen vorhandenen Kriterien zur Bewertung von IOLs kann auch die Glare-Perimetry ihren Beitrag leisten.

Unerwünschte optische Effekte kämen laut Häring et al. bei refraktiven MIOs signifikant häufiger vor als bei Monofokal-IOLs [60]. In dieser Studie konnte mit der Glare-Perimetry bei diffraktiven MIOs eine höhere Blendempfindlichkeit festgestellt werden als bei verschiedenen Monofokal-IOLs, was die Ergebnisse von Häring unterstützen könnte. Im Gegensatz dazu stellten Eisenmann et al. [44] keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen monofokalen und refraktiven Array Multifokal-IOLs fest.

Erie et al. [91] haben durch Raytracing-Analysen eine weitere Blendungs-Ursache gefunden, nämlich den Anteil des Lichtes, welches von den Oberflächen der Linse reflektiert wird. Materialien mit höherem refraktiven Index (=“RI“) und IOLs mit ungleich bikonvexem Design konzentrierten dieses Licht stärker auf der Netzhaut als equikonvexes Design mit niedrigerem refraktiven Index. Während hierbei der Retina-Linsenrückfläche-Retina-Pfad untersucht wurde, gaben Farbowitz et al. [27] den Weg des Streulichtes Rückflächenreflektion-Vorderflächenreflektion-Rückflächentransmission zu bedenken. Da dieser Weg in allen IOLs vorkommt, scheint die höhere Oberflächenreflektivität des Materials Akryl (RI=1,55) vs. Silikon (RI=1,43) und PMMA (RI=1,49) den Unterschied auszumachen. Dies könnte auch erklären, warum in dieser Studie kein signifikanter Unterschied zwischen den Materialien Silikon (RI=1.46) und Akryl (RI=1.47) gefunden wurde, denn der Refraktive Index unterschied sich im konkreten Fall nur um 0,01. Wenn auch Ellis [28] in einigen

Fallstudien feststellen konnte, dass nach dem Dysphotopsie-bedingten Austausch von Akryllinsen durch PMMA-IOLs vergleichbare Probleme nicht weiter auftraten, so könnte unter diesem Aspekt zur Reduktion von Blendungseffekten auch das Material Akryl beibehalten werden und als Ersatz einfach eine IOL mit niedrigerem RI verwendet werden. Schließlich steigt die Nachfrage nach Akryllinsen immer mehr [92], v.a. aufgrund der geringeren Nachstarrate [93], gleichzeitig sind sie aber auch die mit den meisten Dysphotopsie-Beschwerden, was in dieser Studie andeutungsweise auch mit der Glare-Perimetry nachvollzogen werden konnte. Daher lohnen sich gerade bei diesem Material auf Blendungs-Reduzierung zielende Änderungen.

Aus diesen Beispielen wird ersichtlich, dass auch die Blendempfindlichkeit ein wichtiger Parameter in der Linsenherstellung ist. Aufgrund der zahlreichen, zum Teil sehr theoretischen, angewendeten Test-Methoden ist ein direkter Vergleich der bisherigen Forschungsergebnisse kaum möglich. Eine Methode zur einheitlichen Messung und somit zur Feststellung signifikanter Unterschiede ist nötig, um effektive Verbesserungen der IOL-Verträglichkeit zu ermöglichen. Hier könnte die Glare-Perimetry Verwendung finden. Günstig wäre für Linsenhersteller in Sachen Patientenzufriedenheit auch, wenn bei gleicher Blendempfindlichkeit [Grad], die gleichwohl niedrig sein sollte, die subjektive Beeinträchtigung niedrig ausfällt. Letztere würde sich zum Beispiel mit dem photographischen Fragebogen von Aslam [61] erfassen lassen, da dieser sowohl Formen als auch Intensitäten von Dysphotopsien berücksichtigt.

Davison beschreibt, dass es mit der Zeit in einigen Fällen zur Besserung der Symptome kommen kann. [14] Der betreuende Arzt sollte sich bei dysphotopischen Beschwerden demzufolge zunächst abwartend verhalten. Diese Beobachtung konnte mit der Glare-Perimetry an einer Multifokal-IOL-Trägerin ebenfalls beobachtet werden, die in einer zweiten Untersuchung 3 Wochen nach der Ersten deutlich kleinere Werte zeigte. Zur Bestätigung dieser Annahme stehen allerdings noch klinische Studien in ausreichendem Umfang aus.

### **4.3.2 Katarakt-Chirurgie**

Blendempfindlichkeit stellt eine häufige Beschwerde bei Patienten mit Katarakt dar. Nun stellt sich die Frage, ob allein dieser Leidensdruck bei beginnender, noch nicht visusrelevanter Katarakt bereits eine OP rechtfertigt. Dazu können die Ergebnisse einer Studie von Tester et al. herangezogen werden. [2] Sie befragten telefonisch 302 Patienten nach Katarakt-OP und 50 Kontrollpatienten mit Presbyopie über Blendung, Lichtempfindlichkeit und ungewollte Seheindrücke. IOL-Träger mit Linsen aus anderem Material als PMMA berichteten zu 12 bis

---

26% über Blendung, was auch 22% der Kontroll-Patienten taten. Daraus schlussfolgerten sie, dass die zuvor genannten IOLs eine ähnliche Prävalenz von Blendungs-Effekten haben wie eine beginnende Katarakt. Das bloße Auftreten von Blendempfindlichkeit sollte tendenziell eher nicht zur Entscheidung für die OP führen, wenn das Auftreten ähnlicher Beschwerden postoperativ fast genauso wahrscheinlich ist. Allerdings wird bei dieser Überlegung nur dem Aspekt der Häufigkeit von Blendphänomenen Rechnung getragen. Mithilfe der Glare-Perimetry wäre nun auch eine Quantifizierung der Blendbeschwerden möglich und somit ein Vergleich zwischen Katarakt- und pseudophaken Patienten. Damit ließe sich unter Umständen aufzeigen, dass die Beeinträchtigung der Patienten durch Blendempfindlichkeit bei beginnender, noch nicht Visus-relevanter Katarakt stärker ist als beim Tragen von Intraokularlinsen. Dies könnte einen früheren operativen Eingriff bei noch tolerablem Visus und klinischen Erscheinungsbild rechtfertigen.

### **4.3.3 Beurteilung der Nachfahrtauglichkeit**

Einige Fehlerquellen der Glare-Perimetry neutralisieren sich in diesem Kapitel, da neben optischen Voraussetzungen auch motorisch-koordinative und konditionelle Aspekte die Fahrtauglichkeit beeinflussen.

Da Blendempfindlichkeit den einzelnen Probanden größtenteils selbst nicht auffällt, wie sich mit einer fehlenden Korrelation zum Subjective Glare Rating in dieser Studie gezeigt hat, lauern im nächtlichen Straßenverkehr zusätzlich Gefahren, die mit der Glare-Perimetry aufgedeckt werden könnten.

In einer Studie von Eisenmann et al. [44] zeigten Patienten mit Katarakt eine signifikant schlechtere Kontrastempfindlichkeit unter Blendung, größere Halos und einen ausgeprägteren Visusabfall bei Gegenlicht als pseudophake Patienten mit monofokaler oder multizonal progressiver IOL. Er fordert dementsprechend eine besonders kritische Untersuchung auf Nachfahrtauglichkeit von Patienten mit beginnender Katarakt bei eventuell noch für den Führerschein ausreichender Sehschärfe. Hier läge ein weiteres mögliches Anwendungsgebiet für die Glare-Perimetry.

Die Ergebnisse dieser Studie bezüglich der Blendempfindlichkeit tragen auch ein weiteres Stück dazu bei, die Nachfahrtauglichkeit von Patienten mit Multifokal-IOLs kritisch zu betrachten, die bereits seit ihrer Markteinführung im Jahr 1993 diskutiert wird [94].

---

---

## 5 Zusammenfassung und Ausblick

Trotz guter bis sehr guter Ergebnisse bei den traditionellen Messungen der Sehqualität stellen Dysphotopsien ein großes postoperatives Problem in der Kataraktchirurgie dar, besonders bei Patienten mit Multifokallinsen. Dass der untersuchende Augenarzt womöglich keine Ursache am Auge beziehungsweise der IOL finden kann, mag den Patienten nur noch zusätzlich irritieren.

Ebenso können subjektiv schwere Beeinträchtigungen durch erhöhte Blendempfindlichkeit bei Patienten mit beginnender Katarakt schon vorliegen bevor eine Visusreduktion eingetreten ist, die eine Operation rechtfertigen würde.

Die entwickelte Glare-Perimetry ermöglicht die Messung der Blendempfindlichkeit und ist offenbar sensitiv genug um Unterschiede bereits innerhalb der augengesunden Population zu finden. In der entsprechenden Probandengruppe konnte ein Anstieg der Blendempfindlichkeit mit dem Alter verzeichnet werden.

Mit der neuen Methode konnten sowohl zwischen phaken und pseudophaken Probanden als auch zwischen verschiedenen Linsendesigns Unterschiede gefunden werden. So bietet die Glare-Perimetry unter Umständen für Linsenhersteller ein interessantes Potential zur Verbesserung ihrer Produkte.

Trotz größtenteils statistisch signifikanter Ergebnisse sollte die Glare-Perimetry als Nächstes gründlich auf Testgütekriterien wie Objektivität und Reliabilität untersucht werden. Bisher wurden die Messungen nur von einem Untersucher vorgenommen und zu wenig Wiederholungsreihen angelegt, um statistisch bedeutsame Aussagen über die Durchführungsqualität der Methode machen zu können.

Nach Überarbeitung der Glare-Perimetry hinsichtlich der in der Diskussion angesprochenen Verbesserungsmöglichkeiten bieten sich weitere, umfassendere klinische Studien an:

Es könnte vor allem bei Patienten mit verschiedenen Kataraktstadien untersucht werden, wie sich die Blendempfindlichkeit dazu verhält.

Folgeuntersuchungen an Patienten nach IOL-Implantation von direkt postoperativ bis Monate beziehungsweise Jahre nach OP könnten eine Regression von pseudophaker Blendempfindlichkeit genauer analysieren, wie sie sich laut Davison [14] und einer einzelnen Beobachtung mit der Glare-Perimetry andeuten.

---

---

Weitere Untersuchungen mit der neuen Methode sollten optimaler Weise durch Messungen mit dem bewährten C-Quant ergänzt werden. So könnten vielleicht Streulichtparameter und Blendempfindlichkeit genauer in Beziehung gebracht werden.

Um den subjektiven Beschwerden besser Rechnung zu tragen, sollten eventuell zukünftige Studien in Kombination mit einem fotografischen Fragebogen wie dem von Aslam durchgeführt werden. Damit würde auch durch Anerkennung ihrer persönlichen Beschwerden für eine höhere Zufriedenheit der Patienten gesorgt werden. Trotz fehlender Korrelation der Glare-Perimetry-Ergebnisse mit dem subjektiven Blendungsempfinden (siehe Ergebnisse: *Subjective Glare Rating*) in dieser Studie wäre diese Messung sinnvoll, denn selbst bei hoher subjektiver Beeinträchtigung könnten auch niedrige Glare-Perimetry-Werte den Betroffenen zumindest insofern beruhigen, dass die Sehleistung an sich unter Blendung nicht wesentlich reduziert ist.

Aus diesen Elementen (C-Quant, Glare-Perimetry und Foto-Fragebogen) könnte ein Score errechnet werden, der sowohl die Ursache von Blendung, als auch die Behinderung durch Dysphotopsien und die subjektive Beeinträchtigung berücksichtigt.

Diagnostische Bedeutung kann die Glare-Perimetry haben, wenn mit Hilfe des durch sie nachgewiesenen kritischen Disability Glare zum Beispiel früher eine OP gerechtfertigt ist. Schließlich kann schon bei beginnender Katarakt das Sehvermögen unter Blendung so eingeschränkt sein, dass eine Nachtfahrtauglichkeit nicht mehr gegeben ist. [44]

Auch zur ergänzenden Beurteilung der nächtlichen Fahrtauglichkeit bei beruflich darauf angewiesenen Kraftfahrern oder speziell nach einem Unfall bei Nacht zur Abklärung der Ursache könnte die neue Methode genutzt werden.

Weiterhin könnte die Glare-Perimetry Anwendung in der Betreuung von Patienten mit Blendungsbeschwerden nach Katarakt-OP finden und das zuwartende Verhalten unterstützen, wenn sich in Zukunft zeigen sollte, dass in den überwiegenden Fällen über die Zeit mit einem Rückgang der Dysphotopsien zu rechnen ist.

---

---

## 6 Thesen

- Die entwickelte Methode der Glare-Perimetry erlaubt die Quantifizierung von Blendungseffekten unter realistischen Bedingungen.
  - Bei gleichem Visus von 1.0 und vergleichbarem Alter von 65 bis 74 Jahren haben pseudophake Augen (n=9) statistisch signifikant ( $p=0.028$ ) eine höhere monokulare Blendempfindlichkeit als phake Augen (n=12).
  - In der Gruppe der IOL-Träger mit einem Visus von mindestens 0.9 und ohne Berücksichtigung des Alters ist die monokulare Blendempfindlichkeit bei den untersuchten Multifokallinsen (n=14) signifikant größer als bei den Monofokallinsen (n=41) mit  $p=0.02$ . Im Altersbereich zwischen 65 und 74 Jahren (monofokale IOL n=22, multifokale IOL n=10) ist dieser Unterschied noch vorhanden, aber nicht mehr signifikant ( $p=0.19$ ). Bei schlechterem Visus ( $<0.9$ ) ist kein signifikanter Unterschied mehr zu finden ( $p=0.664$ ).
  - In der Gruppe der Multifokallinsenträger konnte keine signifikante Abhängigkeit der Blendempfindlichkeit vom verwendeten IOL-Material (Silikon, Akryl) gefunden werden.
  - Die monokular gemessene Blendempfindlichkeit phaker Augen (n=120, Visus  $\geq 1.0$ ) steigt mit zunehmendem Alter signifikant an ( $p<0.001$ ).
  - Die monokulare Blendempfindlichkeit aller gemessenen phaken und pseudophaken Probanden ( $V \geq 0.8$ ) steht mit dem logarithmischen Visus statistisch signifikant in negativer Korrelation ( $p<0.001$ ). Eine schlechte Sehschärfe geht somit mit einer hohen Blendempfindlichkeit einher.
-



- 
- Eine Korrelation von subjektiver Einschätzung der Blendempfindlichkeit (*Subjective Glare Rating*) und der mittels Glare-Perimetry gemessenen Blendempfindlichkeit konnte in dieser Studie nicht gefunden werden.
  - Im phaken Probandenkollektiv ( $V \geq 1.0$ ) zeigen männliche Probanden ( $n=27$ , Alter  $48 \pm 17$  Jahre) eine signifikant höhere binokulare Blendempfindlichkeit als weibliche Probanden ( $n=33$ , Alter  $43 \pm 17$  Jahre) mit  $p=0.027$ , während sich die subjektive Einschätzung im *Subjective Glare Rating* nicht unterschied.
  - Bei Vergleich der binokularen Blendempfindlichkeit bei phaken Probanden mit einem Visus von beidseits 1.25 und Unterscheidung nach Altersgruppen lässt sich nur im Alter zwischen 45 und 54 Jahren ein signifikanter ( $p=0.048$ ) Unterschied zwischen weiblichen ( $0.51 \pm 0.131$  Grad,  $n=6$ ) und männlichen ( $0.71 \pm 0.127$  Grad,  $n=3$ ) Probanden finden und zwar eine geringere Blendempfindlichkeit bei den Frauen.
  - Im gesamten untersuchten Patientenkollektiv hat die maximale Pupillenweite (ohne medikamentöse Manipulation) weder bei phaken noch bei pseudophaken Augen einen signifikanten Einfluss auf die Blendempfindlichkeit.
  - In dieser Studie wurde kein Zusammenhang von Blendempfindlichkeit und Zeitraum nach IOL-Implantation gefunden.
  - Binokulare Summation führt bei phaken Probanden (mit beidseitigem Visus von 1.25) zu einer signifikanten Reduzierung der Blendempfindlichkeit ( $p=0.020$ ).
-

---

## 7 Literaturverzeichnis

1. Nadler, D., *Glare and contrast sensitivity in cataracts and pseudophakia*, in *Glare and contrast sensitivity for clinicians*, M. Nadler, D. Miller, and D. Nadler, Editors. 1990, Springer: New York. p. 53-65.
  2. Tester, R., et al., *Dysphotopsia in phakic and pseudophakic patients: incidence and relation to intraocular lens type(2)*. J Cataract Refract Surg, 2000. **26**(6): p. 810-6.
  3. Schwiegerling, J., *Recent developments in pseudophakic dysphotopsia*. Curr Opin Ophthalmol, 2006. **17**(1): p. 27-30.
  4. Arnold, P.N., *Photoc phenomena after phacoemulsification and posterior chamber lens implantation of various optic sizes*. J Cataract Refract Surg, 1994. **20**(4): p. 446-50.
  5. Javitt, J.C., et al., *Outcomes of cataract extraction with multifocal intraocular lens implantation: functional status and quality of life*. Ophthalmology, 1997. **104**(4): p. 589-99.
  6. Arens, B., N. Freudenthaler, and C.D. Quentin, *Binocular function after bilateral implantation of monofocal and refractive multifocal intraocular lenses*. J Cataract Refract Surg, 1999. **25**(3): p. 399-404.
  7. Steinert, R.F., et al., *A prospective comparative study of the AMO ARRAY zonal-progressive multifocal silicone intraocular lens and a monofocal intraocular lens*. Ophthalmology, 1999. **106**(7): p. 1243-55.
  8. Holladay, J.T., et al., *Optical performance of multifocal intraocular lenses*. J Cataract Refract Surg, 1990. **16**(4): p. 413-22.
  9. Gimbel, H.V., D.R. Sanders, and M.G. Raanan, *Visual and refractive results of multifocal intraocular lenses*. Ophthalmology, 1991. **98**(6): p. 881-7; discussion 888.
  10. Rossetti, L., et al., *Performance of diffractive multifocal intraocular lenses in extracapsular cataract surgery*. J Cataract Refract Surg, 1994. **20**(2): p. 124-8.
  11. Maxwell, A., Nordan L. T., *Multifocal intraocular lenses*, N.J. Thorofare, Editor. 1991.
  12. Pieh, S., et al., *Tritan colour contrast sensitivity function in refractive multifocal intraocular lenses*. Br J Ophthalmol, 2001. **85**(7): p. 811-5.
  13. Roth, E.H. *Sinnesphysiologische Aspekte des Sehens mit bifokaler Intraokularlinse*. in *6. Kongreß der Deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsen Implantationen*. 1993: Springer.
  14. Davison, J.A., *Positive and negative dysphotopsia in patients with acrylic intraocular lenses*. J Cataract Refract Surg, 2000. **26**(9): p. 1346-55.
  15. Hao, X., et al., *Functionalised polysiloxanes as injectable, in situ curable accommodating intraocular lenses*. Biomaterials, 2010. **31**(32): p. 8153-63.
  16. Yutaro, N., et al., *Lens refilling to restore accommodation*. Journal of cataract and refractive surgery, 2009. **35**(2): p. 374-382.
  17. Joseph, D.B., P. Estuardo Alfonso, and R.D. Alan, *Injection of an intraocular lens in an eye without capsular support*. Journal of cataract and refractive surgery, 2007. **33**(1): p. 15-18.
  18. Theoulakis, P.E., et al., *Hydrogel Intraocular Lens Exchange: Five-Year Experience*. Klin Monatsbl Augenheilkd, 2009. **226**(04): p. 254,257.
-

- 
19. United States Food and Drug Administration clinical trial of the Implantable Collamer Lens (ICL) for moderate to high myopia: Three-year follow-up. *Ophthalmology*, 2004. **111**(9): p. 1683-1692.
  20. Schwartz, D.M., *Light-adjustable lens*. *Trans Am Ophthalmol Soc*, 2003. **101**: p. 417-36.
  21. James, S.W. and J.B. Phillip, *Objective analysis of toric intraocular lens rotation and centration*. *Journal of cataract and refractive surgery*, 2010. **36**(5): p. 778-782.
  22. John, J.K., et al., *Rotational stability of a single-piece toric acrylic intraocular lens*. *Journal of cataract and refractive surgery*, 2010. **36**(10): p. 1665-1670.
  23. Mastropasqua, L., et al., *Longterm results of 1 CU® accommodative intraocular lens implantation: 2-year follow-up study*. *Acta Ophthalmologica Scandinavica*, 2007. **85**(4): p. 409-414.
  24. Sheppard, A.L., et al., *Accommodating intraocular lenses: a review of design concepts, usage and assessment methods*. *Clinical and Experimental Optometry*, 2010. **93**(6): p. 441-452.
  25. Youn, H.-Y., et al., *In vitro assays for evaluating the ultraviolet B-induced damage in cultured human retinal pigment epithelial cells*. *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*, 2007. **88**(1): p. 21-28.
  26. Gills, J.P., *Subjective photic phenomena with refractive multifocal and monofocal IOLs*. *J Cataract Refract Surg*, 2001. **27**(8): p. 1148.
  27. Farbowitz, M.A., et al., *Visual complaints associated with the AcrySof acrylic intraocular lens(1)*. *J Cataract Refract Surg*, 2000. **26**(9): p. 1339-45.
  28. Ellis, M.F., *Sharp-edged intraocular lens design as a cause of permanent glare*. *J Cataract Refract Surg*, 2001. **27**(7): p. 1061-4.
  29. Davison, J.A., *Clinical performance of Alcon SA30AL and SA60AT single-piece acrylic intraocular lenses*. *J Cataract Refract Surg*, 2002. **28**(7): p. 1112-23.
  30. Leaming, D.V., *Practice styles and preferences of ASCRS members--1993 survey*. *J Cataract Refract Surg*, 1994. **20**(4): p. 459-67.
  31. Aust, W., [*Scattered light in implanted artificial lenses in a model trial*]. *Klin Monbl Augenheilkd*, 1986. **188**(1): p. 69-71.
  32. van der Heijde, G.L., J. Weber, and R. Boukes, *Effects of straylight on visual acuity in pseudophakia*. *Doc Ophthalmol*, 1985. **59**(1): p. 81-4.
  33. Maroccos, R., et al., [*Glare and halos after "phakic IOL". Surgery for the correction of high myopia*]. *Ophthalmologe*, 2001. **98**(11): p. 1055-9.
  34. Lachenmayr, B., B. A., and K. O., *Sehstörungen als Unfallursache*, in *Berichte der Bundesanstalt für Strassenwesen*. 1996.
  35. Van Den Berg, T.J., et al., *Straylight effects with aging and lens extraction*. *Am J Ophthalmol*, 2007. **144**(3): p. 358-363.
  36. JK, I.J., et al., *The intraocular straylight function in 129 healthy volunteers; dependence on angle, age and pigmentation*. *Vision Res*, 1990. **30**(5): p. 699-707.
  37. Coroneo, M.T., T. Pham, and L.S. Kwok, *Off-axis edge glare in pseudophakic dysphotopsia*. *J Cataract Refract Surg*, 2003. **29**(10): p. 1969-73.
  38. Kwok, L.S., et al., *Peripheral light focusing as a potential mechanism for phakic dysphotopsia and lens phototoxicity*. *Ophthalmic Physiol Opt*, 2004. **24**(2): p. 119-29.
  39. Maloof, A.J., A. Ho, and M.T. Coroneo, *Influence of corneal shape on limbal light focusing*. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 1994. **35**(5): p. 2592-8.
  40. Pieh, S., et al., *Halo size under distance and near conditions in refractive multifocal intraocular lenses*. *Br J Ophthalmol*, 2001. **85**(7): p. 816-21.
  41. Masket, S., et al., *Undesired light images associated with ovoid intraocular lenses*. *J Cataract Refract Surg*, 1993. **19**(6): p. 690-4.
-

42. Wallin, T.R., et al., *A clinical comparison of single-piece and three-piece truncated hydrophobic acrylic intraocular lenses*. Am J Ophthalmol, 2003. **136**(4): p. 614-9.
43. Bournas, P., et al., *Dysphotopsia after cataract surgery: comparison of four different intraocular lenses*. Ophthalmologica, 2007. **221**(6): p. 378-83.
44. Eisenmann, D., et al., *[Glare sensitivity of phakic and pseudophakic eyes]*. Klin Monbl Augenheilkd, 1996. **208**(2): p. 87-92.
45. Ellingson, F.T., *Explantation of 3M diffractive intraocular lenses*. J Cataract Refract Surg, 1990. **16**(6): p. 697-702.
46. Franchini, A., B.Z. Gallarati, and E. Vaccari, *Computerized analysis of the effects of intraocular lens edge design on the quality of vision in pseudophakic patients*. J Cataract Refract Surg, 2003. **29**(2): p. 342-7.
47. Holladay, J.T., A. Lang, and V. Portney, *Analysis of edge glare phenomena in intraocular lens edge designs*. J Cataract Refract Surg, 1999. **25**(6): p. 748-52.
48. Nishi, O. and K. Nishi, *Preventing posterior capsule opacification by creating a discontinuous sharp bend in the capsule*. J Cataract Refract Surg, 1999. **25**(4): p. 521-6.
49. Nishi, O., et al., *Effect of round-edged acrylic intraocular lenses on preventing posterior capsule opacification*. J Cataract Refract Surg, 2001. **27**(4): p. 608-13.
50. Franchini, A., B.Z. Gallarati, and E. Vaccari, *Analysis of stray-light effects related to intraocular lens edge design*. J Cataract Refract Surg, 2004. **30**(7): p. 1531-6.
51. Mellerio, J. and D.A. Palmer, *Entopic halos*. J Physiol, 1969. **201**(2): p. 62P-63P.
52. Landry, R.A., *Unwanted optical effects caused by intraocular lens positioning holes*. J Cataract Refract Surg, 1987. **13**(4): p. 421-3.
53. Apple, D.J., et al., *Visual aberrations caused by optic components of posterior chamber intraocular lenses*. J Cataract Refract Surg, 1987. **13**(4): p. 431-5.
54. Guerin, E. and S. Armstrong, *Case report: pseudophakic dysphotopsia simulating Bagolini glasses*. Ophthalmic Physiol Opt, 2006. **26**(5): p. 532-3.
55. Lackner, B., et al., *Glare and halo phenomena after laser in situ keratomileusis*. J Cataract Refract Surg, 2003. **29**(3): p. 444-50.
56. DP, O.B., et al., *Night vision after excimer laser photorefractive keratectomy: haze and halos*. Eur J Ophthalmol. **4**(1): p. 43-51.
57. Bernth-Petersen, P., *Visual functioning in cataract patients. Methods of measuring and results*. Acta Ophthalmol (Copenh), 1981. **59**(2): p. 198-205.
58. Koch, D.D., *Glare and contrast sensitivity testing in cataract patients*. J Cataract Refract Surg, 1989. **15**(2): p. 158-64.
59. Elliott, D.B., M.A. Hurst, and J. Weatherill, *Comparing clinical tests of visual function in cataract with the patient s perceived visual disability*. Eye (Lond), 1990. **4 ( Pt 5)**: p. 712-7.
60. Hring, G., et al., *Subjective photic phenomena with refractive multifocal and monofocal intraocular lenses. results of a multicenter questionnaire*. J Cataract Refract Surg, 2001. **27**(2): p. 245-9.
61. Aslam, T.M., et al., *Development of a forced choice photographic questionnaire for photic phenomena and its testing - repeatability, reliability and validity*. Ophthalmologica, 2004. **218**(6): p. 402-10.
62. Elliott, D.B. and M.A. Bullimore, *Assessing the reliability, discriminative ability, and validity of disability glare tests*. Invest Ophthalmol Vis Sci, 1993. **34**(1): p. 108-19.
63. Schmitz, S., et al., *Contrast sensitivity and glare disability by halogen light after monofocal and multifocal lens implantation*. Br J Ophthalmol, 2000. **84**(10): p. 1109-12.
64. Holladay, J.T., et al., *Brightness acuity test and outdoor visual acuity in cataract patients*. J Cataract Refract Surg, 1987. **13**(1): p. 67-9.

- 
65. Neumann, A.C., et al., *Glare disability devices for cataractous eyes: a consumer's guide*. J Cataract Refract Surg, 1988. **14**(2): p. 212-6.
  66. Prager, T.C., et al., *Glare testing in cataract patients: instrument evaluation and identification of sources of methodological error*. J Cataract Refract Surg, 1989. **15**(2): p. 149-57.
  67. van den Berg, T.J., I.J. JK, and P.W. de Waard, *Dependence of intraocular straylight on pigmentation and light transmission through the ocular wall*. Vision Res, 1991. **31**(7-8): p. 1361-7.
  68. Van den Berg, T.J., *Red glasses and visual function in retinitis pigmentosa*. Doc Ophthalmol, 1989. **73**(3): p. 255-74.
  69. de Waard, P.W., et al., *Intraocular light scattering in age-related cataracts*. Invest Ophthalmol Vis Sci, 1992. **33**(3): p. 618-25.
  70. Elliott, D.B., et al., *Relative sensitivity of clinical tests to hydrophilic lens-induced corneal thickness changes*. Optom Vis Sci, 1993. **70**(12): p. 1044-8.
  71. Elliott, D.B., S. Mitchell, and D. Whitaker, *Factors affecting light scatter in contact lens wearers*. Optom Vis Sci, 1991. **68**(8): p. 629-33.
  72. Butuner, Z., et al., *Visual function one year after excimer laser photorefractive keratectomy*. J Refract Corneal Surg, 1994. **10**(6): p. 625-30.
  73. Yager, D., et al., *Relations between three measures of ocular forward light scatter and two measures of backward light scatter*. OSA Technical Digest Series, 1993. **3**: p. 174-177.
  74. Fonn, D., et al., *Sympathetic swelling response of the control eye to soft lenses in the other eye*. Invest Ophthalmol Vis Sci, 1999. **40**(13): p. 3116-21.
  75. Meacock, W.R., et al., *The effect of posterior capsule opacification on visual function*. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2003. **44**(11): p. 4665-9.
  76. Franssen, L., J.E. Coppens, and T.J. van den Berg, *Compensation comparison method for assessment of retinal straylight*. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2006. **47**(2): p. 768-76.
  77. Elliott, D.B., M.A. Hurst, and J. Weatherill, *Comparing clinical tests of visual loss in cataract patients using a quantification of forward light scatter*. Eye (Lond), 1991. **5** (Pt 5): p. 601-6.
  78. van den Berg, T.J., *On the relation between glare and straylight*. Doc Ophthalmol, 1991. **78**(3-4): p. 177-81.
  79. van den Berg, T.J., *Importance of pathological intraocular light scatter for visual disability*. Doc Ophthalmol, 1986. **61**(3-4): p. 327-33.
  80. Gutierrez, R., et al., *Simple device for quantifying the influence of halos after lasik surgery*. J Biomed Opt, 2003. **8**(4): p. 663-7.
  81. Jimnez, J.R., et al., *Binocular visual performance after LASIK*. J Refract Surg, 2006. **22**(7): p. 679-88.
  82. Lee, H.K., et al., *Measurement of contrast sensitivity and glare under mesopic and photopic conditions following wavefront-guided and conventional LASIK surgery*. J Refract Surg, 2006. **22**(7): p. 647-55.
  83. Shambhu, S., V.A. Shanmuganathan, and S.J. Charles, *The effect of lens design on dysphotopsia in different acrylic IOLs*. Eye (Lond), 2005. **19**(5): p. 567-70.
  84. Van Den Berg, T.J.T.P., L. Franssen, and J.E. Coppens, *Straylight in the human eye: testing objectivity and optical character of the psychophysical measurement*. Ophthalmic and Physiological Optics, 2009. **29**(3): p. 345-350.
  85. de Vries, N.E., et al., *Intraocular straylight after implantation of the multifocal AcrySof ReSTOR SA60D3 diffractive intraocular lens*. J Cataract Refract Surg, 2008. **34**(6): p. 957-62.
-

- 
86. Hessemer, V., et al., [*Mesopic vision in multi- and monofocal pseudophakia and in phakic control eyes*]. *Ophthalmologe*, 1994. **91**(4): p. 465-8.
  87. Dick, H.B., et al., *Objective and subjective evaluation of photic phenomena after monofocal and multifocal intraocular lens implantation*. *Ophthalmology*, 1999. **106**(10): p. 1878-86.
  88. Kershner, R.M., *Retinal image contrast and functional visual performance with aspheric, silicone, and acrylic intraocular lenses: prospective evaluation*. *Journal of cataract and refractive surgery*, 2003. **29**(9): p. 1684-1694.
  89. Elliott, D., D. Whitaker, and D. MacVeigh, *Neural contribution to spatiotemporal contrast sensitivity decline in healthy ageing eyes*. *Vision Research*, 1990. **30**(4): p. 541-547.
  90. Franssen, L., et al., *Pupil size and retinal straylight in the normal eye*. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2007. **48**(5): p. 2375-82.
  91. Erie, J.C., M.H. Bandhauer, and J.W. McLaren, *Analysis of postoperative glare and intraocular lens design*. *J Cataract Refract Surg*, 2001. **27**(4): p. 614-21.
  92. Leaming, D.V., *Practice styles and preferences of ASCRS members--2000 survey*. *American Society of Cataract and Refractive Surgery*. *J Cataract Refract Surg*, 2001. **27**(6): p. 948-55.
  93. Hayashi, H., Hayashi, Y., *Quantitative comparison of PCO after PMMA, silicone and acrylic IOL implantation*. *Arch Ophthalmol*, 1998. **116**: p. 1579-1582.
  94. Hessemer, V., D. Eisenmann, and K.W. Jacobi, [*Multifocal intraocular lenses--an assessment of current status*]. *Klin Monbl Augenheilkd*, 1993. **203**(1): p. 19-33.
-

## 8 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen danken, die mich maßgeblich bei der Fertigstellung dieser Arbeit unterstützt haben.

Besonderen Dank möchte ich meinem Doktorvater Professor Dr. R.F. Guthoff für die Vergabe dieses Themas aussprechen, welches mich zur Umsetzung nicht zuletzt auch über Stadt- und Landesgrenzen hinaus geführt und so verschiedene Horizonte erweitert hat.

Weiterhin geht ein großer Dank an meinen Doktorarbeits-Betreuer Herrn Dr. O. Stachs für die Unterstützung speziell in technischen Fragen und für seinen guten Rat, wann immer dieser teuer war.

Vielen Dank auch Herrn Dr. T. Terwee für fruchtbare Kritiken und Diskussionen, Herrn C. Schlueter für die technische Umsetzung der Software Blackscreen und Frau H. Krentz für die Beratung im Bereich Statistik.

Nicht zuletzt gilt mein Dank auch meiner Familie, die mir allzeit den Rücken gestärkt hat.

---

# 9 Datentabellen

## 9.1 Phake Probanden

Nr.	Alter	Geschlecht	Visus [logMAR]		SGR	max. Pupillen- Durchmesser [mm]		Blendempfindlichkeit [°]		
			RA	LA		RA	LA	RA	LA	binokular
1	45	w	-0,10	-0,10	1	4,6	4,2	0,58	0,71	0,56
2	23	w	-0,10	-0,10	0	6,5	6,1	0,62	0,82	0,61
3	18	w	-0,10	-0,10	0	–	5,5	0,61	0,49	0,37
4	36	w	-0,10	-0,10	0	5,7	6,1	1,01	0,76	0,62
5	37	w	-0,10	-0,10	1	7,2	7,3	0,62	0,91	0,56
6	68	w	0,00	-0,10	1	5,5	4,7	1,30	1,04	0,91
7	19	w	-0,10	-0,10	0	5,3	5,2	0,45	0,54	0,39
8	25	w	-0,10	-0,10	1	4,9	5,7	0,60	0,69	0,58
9	33	w	-0,10	-0,10	1	6,7	6,1	0,68	0,69	0,53
10	24	m	-0,10	-0,10	1	7,6	7,6	0,70	0,75	0,50
11	23	m	0,00	0,00	1	7,7	7,4	0,54	0,60	0,46
12	70	m	0,00	0,00	1	6,4	5,5	1,74	1,31	1,23
13	42	w	-0,10	-0,10	2	5,3	5,3	0,64	0,59	0,49
14	61	w	0,00	-0,10	0	5,6	–	0,78	0,96	0,64
15	64	w	-0,10	-0,10	0	6,2	6,3	1,23	1,27	0,97
16	35	m	-0,10	-0,10	0	7,3	7,1	0,57	0,51	0,38
17	40	m	-0,10	-0,10	2	7	6,6	1,78	1,85	1,43
18	65	m	0,00	-0,05	0	–	5,7	0,95	0,82	0,79
19	23	w	-0,10	-0,10	0	7,4	7,2	0,63	0,64	0,44
20	73	m	0,00	0,00	1	4,5	5,3	1,60	1,61	1,58
21	71	m	-0,05	-0,10	0	6,6	5,5	0,66	0,62	0,48
22	28	w	-0,10	-0,10	0	6,2	7,1	0,64	0,68	0,60
23	46	w	-0,10	-0,10	1	5,4	5	0,69	0,52	0,48
24	50	m	-0,10	-0,10	1	5,9	6,1	1,34	0,89	0,83
25	70	w	-0,05	0,00	0	5	4,8	0,99	1,03	0,98
26	20	m	-0,10	-0,10	1	–	6,6	0,49	0,40	0,33
27	56	w	-0,10	-0,10	2	6,8	6,5	0,43	0,55	0,42
28	68	w	0,00	-0,05	1	6,4	7	0,99	1,15	0,82
29	22	w	-0,10	-0,10	0	6,4	6,6	0,66	0,60	0,44
30	49	m	-0,10	-0,10	0	6,3	6,4	0,62	0,94	0,58
31	50	m	0,00	-0,10	1	7,6	5,7	1,22	1,53	1,02
32	30	w	0,00	0,00	1	8,1	8,2	1,14	0,77	0,66
33	39	w	0,00	0,00	1	6,1	5,9	0,74	0,67	0,55
34	40	w	-0,10	-0,10	1	4,6	5,3	0,44	0,55	0,45
35	28	m	-0,10	-0,10	1	7,1	7,3	1,02	1,09	0,64
36	58	m	-0,10	-0,10	1	4,9	5,6	0,83	0,82	0,75
37	51	m	-0,10	-0,10	0	5,8	5,2	0,95	0,85	0,72
38	25	m	-0,10	-0,10	2	6,7	7,1	0,72	1,02	0,62
39	46	w	-0,10	-0,10	0	6,3	6,2	0,72	0,67	0,56



Nr.	Alter	Geschlecht	Visus [logMAR]			max. Pupillen-Durchmesser [mm]		Blendempfindlichkeit [°]		
			RA	LA	SGR	RA	LA	RA	LA	binokular
40	29	w	-0,05	-0,05	2	8	7,6	0,64	0,68	0,50
41	29	m	-0,10	-0,10	1	6,8	6,2	0,67	0,79	0,47
42	44	m	0,00	0,00	0	6,8	6,3	0,79	0,67	0,60
43	43	m	-0,10	-0,10	0	6,2	6,2	0,57	0,85	0,61
44	62	m	-0,10	-0,10	1	5	4,8	0,65	0,73	0,55
45	67	m	0,00	0,00	0	7	6,7	0,85	0,81	0,66
46	56	w	-0,10	-0,10	2	6,8	6,5	0,62	0,52	0,49
47	60	m	-0,05	-0,05	1	5	5,7	0,75	0,99	0,83
49	62	w	-0,10	-0,10	0	5,9	5,9	1,14	1,14	1,05
50	45	w	-0,10	-0,10	0	6,3	6,4	0,44	0,50	0,37
51	23	w	-0,10	-0,10	0	–	6,1	0,69	0,64	0,54
52	22	w	-0,10	-0,10	0	5,5	5,4	0,47	0,57	0,39
53	25	w	-0,10	-0,05	1	7,4	7,2	0,59	0,54	0,44
54	46	w	-0,10	-0,10	1	5,3	5,8	0,39	0,43	0,36
55	51	w	-0,10	-0,10	1	5,7	6,2	0,97	0,80	0,70
56	38	m	-0,10	-0,10	0	6,3	6,1	0,85	0,89	0,82
56	62	m	-0,10	-0,05	0	4,7	5,9	1,04	0,83	0,98
57	30	m	-0,10	-0,10	0	5,7	5,6	0,56	0,53	0,42
58	74	w	0,00	0,00	1	5,3	5	0,82	0,89	0,75
59	58	m	0,00	0,00	2	5,9	4,9	0,78	1,33	0,98
60	71	m	-0,10	-0,10	0	3,9	4	1,25	0,90	1,27

## 9.2 Monofokale Probanden

Nr.	Alter	Geschlecht	Visus [logMAR]			max. Pupillen-Durchmesser [mm]		Blendempfindlichkeit [°]		
			RA	LA	SGR	RA	LA	RA	LA	binokular
1	59	m	0,00	–	3	6,3	–	1,87	–	–
2	64	m	0,00	0,00	0	4,4	4,4	1,03	1,53	1,00
3	56	w	-0,10	-0,10	0	5,2	4,9	0,92	0,87	0,70
4	73	w	0,07	–	2	5,3	–	1,92	–	–
5	74	m	–	0,02	1	–	6,3	–	1,95	–
6	67	w	0,02	–	0	5,4	–	1,39	–	–
7	75	m	0,00	–	0	3,9	–	0,99	–	–
8	66	w	0,00	0,00	1	4,9	4,7	1,18	1,27	0,95
9	74	m	-0,10	0,00	0	2,8	–	1,68	1,08	1,72
10	78	w	0,10	0,07	0	4	4,6	2,28	1,24	1,30
11	75	w	0,02	–	1	4,3	–	1,34	–	–
12	72	w	-0,05	-0,10	2	3,6	4,3	1,49	1,40	1,19
13	72	w	0,00	0,00	0	3,8	3,9	3,38	2,03	1,40
14	68	m	-0,05	–	1	4	–	1,39	–	–
15	79	w	0,02	0,02	1	4,3	4,5	1,41	1,52	1,40
16	68	w	0,02	-0,05	1	4,3	4,2	1,32	0,90	1,07
17	74	w	-0,05	–	1	5,5	–	2,07	–	–
18	73	w	–	0,30	–	–	5,9	–	2,21	–
19	74	w	0,10	0,00	2	6,2	6,2	1,82	2,00	1,04
20	68	w	0,05	0,02	0	5,6	5,4	1,39	1,61	1,24
21	52	m	-0,10	-0,05	1	–	–	0,82	0,72	0,74
22	73	m	0,00	–	0	4	–	2,11	–	–

Nr.	Alter	Geschlecht	Visus [logMAR]			max. Pupillen-Durchmesser [mm]		Blendempfindlichkeit [°]		
			RA	LA	SGR	RA	LA	RA	LA	binokular
23	65	m	-0,05	0,00	1	5,4	5	1,10	1,25	1,04
24	71	m	–	0,05	1	–	5	–	1,41	–
25	59	w	-0,10	0,00	2	4	5,4	0,91	0,88	0,83
26	63	w	–	-0,10	0	–	3,8	–	1,46	–
27	76	m	0,00	-0,05	0	5,3	4,3	1,41	2,18	–
28	73	w	0,19	–	1	3,7	–	1,78	–	–
29	74	w	0,02	0,07	1	5,2	4,5	1,24	1,05	1,09
30	77	w	0,05	0,02	3	5,4	3,5	1,29	1,54	1,14
31	78	w	0,02	–	3	4,4	–	1,18	–	–

Nr.	IOL		Zeitraum postoperativ [Monate]	
	RA	LA	RA	LA
1	Alcon AcrySof MA60AC	–	78	–
2	Akreos Adapt-AO	Akreos Adapt-AO	3	9
3	Akreos Adapt-AO	Akreos Adapt-AO	3	9
4	Alcon SA60AT	–	3	–
5	–	Akreos Adapt-AO	–	3
6	Akreos Adapt-AO	–	3	–
7	Akreos Adapt-AO	–	3	–
8	Alcon SA60AT	Alcon SA60AT	3	4
9	Akreos Adapt-AO	Akreos Adapt-AO	3	5
10	Akreos Adapt-AO	Akreos Adapt-AO	8	3
11	Alcon SA60AT	–	1	–
12	Alcon SA60AT	Alcon SA60AT	3	8
13	Alcon SA60AT	Alcon SA60AT	4	3
14	Chiron adatomed 75ST6	–	4	–
15	Akreos Adapt-AO	Akreos Adapt-AO	4	20
16	Akreos Adapt-AO	Akreos Adapt-AO	1	5
17	Alcon SA60AT	–	4	–
18	–	Alcon SA60AT	–	8
19	Alcon SA60AT	Alcon SA60AT	3	7
20	XL Stabi ZO	Akreos Adapt-AO	10	3
21	Akreos Adapt-AO	Akreos Adapt-AO	3	1
22	Alcon SA60AT	–	3	–
23	Alcon SA60AT	Alcon SA60AT	3	6
24	–	Alcon SA60AT	–	3
25	Alcon SA60AT	Alcon SA60AT	7	3
26	–	Akreos Adapt-AO	–	4
27	Akreos Adapt-AO	Akreos Adapt-AO	4	3
28	Alcon SA60AT	–	3	–
29	Alcon SA60AT	Alcon SA60AT	3	3
30	Akreos Adapt-AO	Akreos Adapt-AO	4	1
31	Chiron adatomed 75ST6	–	127	–

### 9.3 Multifokale Probanden

Nr.	Alter	Geschlecht	Visus [logMAR]		SGR	max. Pupillen-Durchmesser [mm]		Blendempfindlichkeit [°]		
			RA	LA		RA	LA	RA	LA	binokular
1	74	w	0,15	0,10	2	4,7	5	1,44	1,66	1,56
2	69	w	0,10	0,05	3	3,6	4,3	1,47	1,96	1,53
3	77	m	0,05	0,15	2	5,5	3,1	1,93	2,03	1,76
4	70	m	0,10	0,10	3	4,4	4,5	2,40	2,70	2,05
5	62	m	0,10	0,10	3	5	4,5	1,62	1,70	1,57
6	76	w	0,15	0,10	1	4,4	4	2,18	1,74	1,71
7	72	w	0,05	0,05	2	5,5	4,8	2,68	1,74	1,59
8	71	w	0,12	0,40	2	4,2	3,1	1,75	1,73	1,56
9	72	m	0,02	0,02	1	4,5	3,8	1,46	1,72	1,52
10	72	w	0,05	0,05	0	4,8	4,6	1,68	1,26	1,22
11	66	m	0,05	0,10	3	5	4,9	1,99	1,73	1,59
12	53	m	0,02	0,00	2	5,7	5,4	1,38	1,51	1,29
13	72	w	0,19	0,12	0	4,6	4,7	1,40	1,63	1,30
14	79	w	0,10	0,10	1	3,9	3,8	1,73	1,60	1,53
15	68	w	0,05	0,00	2	4,7	4,5	1,42	1,38	1,32
16	61	m	0,10	0,15	1	3,6	3,3	2,30	2,37	2,05
17	71	w	0,20	0,10	2	4,6	4,9	3,75	1,55	1,34
18	76	m	0,10	0,20	1	3,3	4	2,37	3,52	2,47
19	57	m	0,10	0,10	2	4,7	4,7	1,77	2,10	1,24
20	56	w	0,02	0,10	3	3,9	3,8	1,57	1,63	1,66
21	80	m	0,10	0,20	1	5,4	5,2	1,60	2,34	1,54
22	85	w	0,10	0,30	1	4,4	4,5	1,68	2,62	1,68
23	73	w	0,10	0,40	0	4,5	4,4	1,73	2,59	1,71
24	77	m	0,10	0,10	0	3,3	3	2,03	1,39	1,53
25	89	w	0,40	0,12	0	3,4	3,1	5,09	2,44	2,23

Nr.	IOL		Zeitraum postop. [Monate]	
	RA	LA	RA	LA
1	AMO Tecnis ZM900	AMO Tecnis ZMA00	7	6
2	AMO Tecnis ZM900	AMO Tecnis ZMA00	3	3
3	AMO Tecnis ZM900	AMO Tecnis ZMA00	2	5
4	AMO Tecnis ZM900	AMO Tecnis ZMA00	4	3
5	AMO Tecnis ZM900	AMO Tecnis ZMA00	5	5
6	AMO Tecnis ZMA00	AMO Tecnis ZM900	6	6
7	AMO Tecnis ZMA00	AMO Tecnis ZM900	4	5
8	AMO Tecnis ZMA00	AMO Tecnis ZM900	5	5
9	AMO Tecnis ZMA00	AMO Tecnis ZM900	5	5
10	AMO Tecnis ZMA00	AMO Tecnis ZM900	5	7
11	AMO Tecnis ZMA00	AMO Tecnis ZM900	2	2
12	AMO Tecnis ZMA00	AMO Tecnis ZM900	2	2
13	AMO Tecnis ZM900	AMO Tecnis ZMA00	3	3
14	AMO Tecnis ZM900	AMO Tecnis ZMA00	2	2
15	AMO Tecnis ZM900	AMO Tecnis ZMA00	1	1
16	AMO Tecnis ZMA00	AMO Tecnis ZM900	0	1
17	Acri.Twin 523	Acri.Twin 527	37	38

---

Nr.	IOL		Zeitraum postop. [Monate]	
	RA	LA	RA	LA
18	Acri.Twin 523	Acri.Twin 527	39	39
19	Acri.Twin 527	Acri.Twin 523	40	41
20	Acri.Twin 527	Acri.Twin 523	34	34
21	Acri.Twin 527	Acri.Twin 523	36	37
22	Acri.Twin 527	Acri.Twin 523	34	34
23	Acri.Twin 527	Acri.Twin 523	36	36
24	Acri.Twin 523	Acri.Twin 527	42	42
25	Acri.Twin 523	Acri.Twin 527	42	41

---