

Aus der Klinik für Augenheilkunde  
(Direktor UAK: Prof. Dr. med. habil. Rudolf F. Guthoff)  
und  
dem Institut für Biomedizinische Technik  
der Universität Rostock  
(Direktor IBMT: Prof. Dr.-Ing. habil. Klaus-Peter Schmitz)

# **Charakterisierung von Intraokularlinsen im Hinblick auf biomechanische Eigenschaften und Oberflächenqualität**

**Inauguraldissertation**  
zur  
Erlangung des akademischen Grades  
Doktor der Medizin  
der Medizinischen Fakultät  
der Universität Rostock

vorgelegt von  
**Susann Settgast**  
Geboren am 12. März 1986  
in Wismar

Rostock, 2012  
Prof. Dr. med. habil. Emil Christian Reisinger

Dekan

1. Gutachter: Prof. Dr. med. habil. Rudolf F. Guthoff  
Klinik für Augenheilkunde, Universität Rostock
2. Gutachter: Prof. Dr.-Ing. habil. Klaus-Peter Schmitz  
Institut für Biomedizinische Technik, Universität Rostock
3. Gutachter: Prof. Dr. med. habil. Karl H. Emmerich  
Klinik für Augenheilkunde, Klinikum Darmstadt

Datum der Einreichung: 14. Juni 2012

Datum der Verteidigung: 12. März 2013

## Gliederung

1	Einleitung und Aufgabenstellung .....	3
2	Stand der Internationalen Literatur .....	5
2.1	Katarakt .....	5
2.2	Intraokularlinse.....	7
2.2.1	Indikation von Intraokularlinsen .....	7
2.2.2	Entwicklung von Intraokularlinsen .....	8
2.3	Komplikationen in der Kataraktchirurgie .....	10
2.4	Nachstar.....	11
2.5	Werkstoffeigenschaften.....	13
2.6	Oberflächeneigenschaften .....	14
2.6.1	Einfluss der Oberflächenrauigkeit.....	14
2.6.2	Einfluss des Kontaktwinkels zwischen Flüssigkeit und IOL-Oberfläche .....	15
2.7	Mechanische Eigenschaften der Intraokularlinsenhaptiken .....	17
2.7.1	Rückstellkraft .....	17
2.7.2	Anstellwinkel der Haptiken zum Kapselsack.....	18
2.7.3	Axiale Verschiebung der Optik im Kapselsack .....	19
2.7.4	Verkipfung der Optik.....	20
2.7.5	Verschiebung der Optik in Frontalebene .....	20
3	Material und Methoden .....	22
3.1	Auswahl der Intraokularlinsen .....	22
3.1.1	C-Haptiken .....	25
3.1.2	Mehrpunkthaptiken .....	26
3.1.3	4-Punkthaptiken .....	27
3.1.4	Geschlossene zirkuläre Haptiken .....	27
3.1.5	3-Punkthaptiken .....	28
3.2	Analyse der Oberflächenmorphologie .....	29
3.2.1	Konfokale Laserscanningmikroskopie (Reflection Mode)-CLSM-RM .....	29
3.2.2	Kontaktwinkelmessung zwischen Optikoberfläche und Flüssigkeit.....	31
3.2.3	Rasterelektronenmikroskopie.....	32
3.3	Ermittlung der mechanischen Funktionalitätsparameter in vitro .....	35
3.3.1	Aufbau der Prüfeinrichtung.....	35
3.3.2	Kraft-Weg-Messung.....	37

4	Ergebnisse .....	47
4.1	Oberflächeneigenschaften .....	47
4.1.1	Oberflächenrauigkeit .....	47
4.1.2	Kontaktwinkel zwischen Flüssigkeit und Optikoberfläche .....	50
4.1.3	Meniskusbildung zwischen Flüssigkeit und Optikoberfläche .....	52
4.2	Mechanische Funktionalitätsparameter .....	54
4.2.1	Rückstellkraft der Haptiken .....	55
4.2.2	Anstellwinkel der Haptiken zum Kapselsack .....	59
4.2.3	Axiale Verschiebung der Optik .....	63
4.2.4	Verkipfung der Optik .....	67
4.2.5	Verschiebung der Optik in Frontalebene .....	70
5	Diskussion .....	74
5.1	Oberflächenrauigkeit .....	74
5.2	Oberflächenbenetzbarkeit .....	76
5.3	Biomechanische Parameter .....	77
5.3.1	Rückstellkraft der Haptiken .....	78
5.3.2	Anstellwinkel der Haptiken zum Kapselsack .....	78
5.3.3	Axiale Verschiebung der Optik .....	79
5.3.4	Verkipfung der Optik .....	80
5.3.5	Verschiebung der Optik in Frontalebene .....	80
6	Zusammenfassung .....	82
7	Literaturverzeichnis .....	88
8	Danksagung .....	95
9	Selbstständigkeitserklärung .....	96
10	Thesen zur Promotion .....	97

## 1 Einleitung und Aufgabenstellung

Die Behandlung der Katarakt, eine Trübung der Augenlinse, geht zurück bis in die babylonische Zeit. Die älteste Überlieferung in Form einer Tontafel stammt aus der Zeit des Königs Hammurapis um 1700 vor Christus [1][8][11]. Die damals übliche Methode war der Starstich, einer der ältesten operativen Eingriffe. Bei dieser Methode wurde die getrübte Linse mit einem nadelförmigen Gegenstand ins Augeninnere versenkt. Der Nachteil der Methode bestand in zahlreichen Komplikationen, wie Endophthalmitis und Uveitis. Aufgrund der damaligen schlechten hygienischen Verhältnisse kam es oft zu Entzündungen und Erblindungen [2]. Um diese Komplikationen zu vermeiden, extrahierte der Franzose Jacques Daviel in der Mitte des 18. Jahrhunderts die ganze Linse über einen Hornhautschnitt und war damit der Begründer der modernen Kataraktchirurgie [2].

Einen weiteren Meilenstein in der Entwicklung der Kataraktbehandlung setzte der englische Arzt Harold Ridley. Als Truppenarzt während des 2. Weltkriegs beobachtete er, dass PMMA-Splitter im Auge von Piloten keine Abstoßungsreaktion im Augeninneren hervorrufen. Daraufhin setzte er im Jahre 1949 die erste, aus PMMA bestehende, Intraokularlinse ein [2]. Heute ist das Einsetzen von Intraokularlinsen mit 450.000 Eingriffen pro Jahr in Deutschland, das am häufigsten durchgeführte operative Verfahren [3].

Eine moderne Methode der Kataraktchirurgie ist die Phakoemulsifikation. Sie wurde 1967 von Charles Kelman eingeführt [4]. Bei der Kelman-Methode wird der Linsenkern mittels Ultraschall zerkleinert und abgesaugt [7]. Die Intraokularlinse kann daraufhin in den verbleibenden Kapselsack integriert werden. Zum Einsetzen faltbarer Intraokularlinsen ist eine etwa 3 mm große Inzision nötig. Die nicht-faltbaren PMMA-Intraokularlinsen benötigen größere Einschnitte von 5-7 mm [4].

Auf Grund der geringen Intervention hat sich die Komplikationsrate in den letzten Jahren signifikant erniedrigt. Als Komplikationen gelten unter anderem die postoperative Infektion, die Netzhautablösung (0,4-7% Häufigkeit), das zystoide Makulaödem (4% Häufigkeit) und die Dislokation der IOL (0,6-2,6% Häufigkeit) [4].

Eine Spätfolge ist der so genannte Nachstar, eine Hinterkapseleintrübung, ausgelöst durch Proliferation und Migration von zurückgebliebenen Linsenepithelzellen im Kapselsackäquator [4][5]. Die Häufigkeit des Nachstars beträgt etwa 20-40 % in den ersten 2-5 Jahren postoperativ. Die Behandlung besteht aus einer Kapsulotomie mit einem Nd:YAG-Laser (Neodym-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser). Der Nachstar ist von mehreren

Faktoren abhängig, unter anderem vom Material und Design der Intraokularlinsen und den damit verbundenen oberflächenmorphologischen und mechanischen Eigenschaften [5]. Die Behandlung von Komplikationen und Spätfolgen birgt gewisse Risiken in sich und ist für das Gesundheitssystem sehr kostenintensiv [5].

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist ein Vergleich moderner Intraokularlinsen unter morphologischen und mechanischen Gesichtspunkten sowie unter dem Aspekt der Prävention von Komplikationen und Spätfolgen.

Es soll untersucht werden, inwiefern die Konfiguration und die Anzahl der IOL-Haptiken einen Einfluss auf deren mechanische Eigenschaften ausüben. Zu diesen mechanischen Eigenschaften zählt der ausgeübte Druck der Haptiken auf den Kapselsack, die Dezentrierung und die Verkippung der IOL-Optik, sowie die Ausspannung des Kapselsackäquators.

Weiterhin soll unter dem Aspekt der Abhängigkeit des Linsenepithelzellwachstums von der Oberflächenmorphologie eine Untersuchung des Optikmaterials erfolgen. Anhand der wesentlichen Parameter Benetzbarkeit und Oberflächenrauigkeit erfolgt eine Charakterisierung der Oberfläche.

## 2 Stand der Internationalen Literatur

### 2.1 Katarakt

Die Katarakt ist die häufigste Erblindungsursache in der Dritten Welt, in Industrieländern die dritthäufigste [2].

Die Erkrankung der Katarakt war bereits in der Antike bekannt. Die verbreitete Meinung in der antiken Heilkunde besagte, dass der Mensch erblindet, wenn vom Gehirn Wasser oder Schleim in das Auge strömt und vor der Kristalllinse zu einem lichtundurchlässigen Starhäutchen gerinnt. Damals wurde diese Erscheinung als „Star“ bezeichnet, dem griechischen Begriff für „Untergießung“. Im Mittelalter bildete sich schließlich die noch heute verwendete Bezeichnung „cataract“ (griech. Wasserfall) heraus [2].

Die menschliche Augenlinse ist mit einem Kapselsack umschlossen [8]. Der schematische Aufbau ist in der Abbildung dargestellt (Abb. 1).

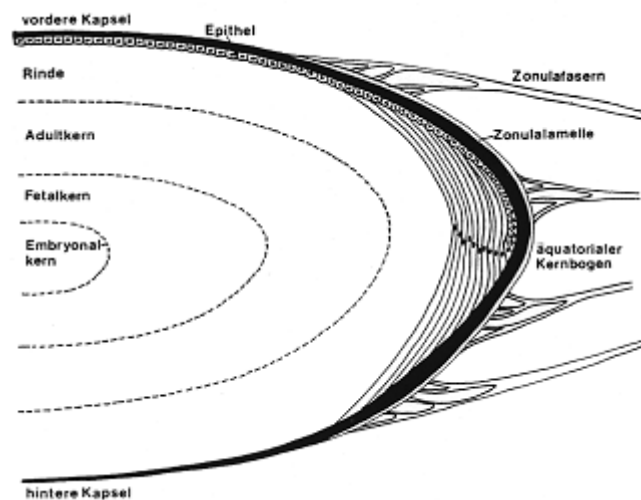


Abb. 1: Schematische Darstellung der Augenlinse [75], Schnitt einer Linsenhälfte

Die Linse setzt sich aus kern- und organellenfreien Linsenfaserzellen zusammen, die regelmäßig zirkulär um den Linsenkern angeordnet sind [8]. An der Linsenvorderfläche befindet sich ein einschichtiges, durchsichtiges Epithel. Im Bereich des Linsenäquators differenzieren sich diese Epithelzellen zu langgestreckten Faserzellen und bilden die Linsrinde [10]. Die Proliferation des Linsenepithels und die Umwandlung in Linsenfaserzellen dauern zeitlebens an. Die neugebildeten Linsenfaserzellen komprimieren die Fasern im Inneren und es kommt zur Degeneration von Linsenfaserzellen im Linsenkern und zur Ausbildung einer physiologischen

Kernsklerose. Der Wassergehalt der menschlichen Linse beträgt ca. 65 %. Der Proteingehalt der Augenlinse beträgt ca. 35 %; die Linse ist damit das eiweißreichste Organ des Körpers [8].

Aufgrund der extremen Langlebigkeit der Linsenproteine sind diese vielfältigen kumulativen Einflüssen ausgesetzt. Dazu zählen unter anderem die UV-Strahlung, Oxidierungsprozesse und verschiedene posttranslationale Modifikationen. Jeder Insult kann zu einer Störung der Zellmembran und der Proteinstrukturbildung führen [8][11].

Eine Folge dieser Störungen ist die Katarakt. Die Katarakt, bzw. der graue Star, ist ein Sammelbegriff für angeborene und erworbene Trübungen der Augenlinse. Sie lässt sich nach mehreren Klassifikationen einteilen, unter anderem nach dem Zeitpunkt des Auftretens, dem Reifegrad und der Morphologie.

Nach dem Zeitpunkt des Auftretens wird zwischen erworbener und kongenitaler Katarakt unterschieden. Bei über 99 % der betroffenen Patienten handelt es sich um eine erworbene Katarakt. Davon erkranken über 90 % an der Alterskatarakt, der so genannten *Cataracta senilis*. Weiterhin sind verschiedene metabolische Störungen, wie Diabetes mellitus und Galaktosämie Auslöser der erworbenen Katarakt. Medikamentöse Behandlungen mit Kortison und Schilddrüsenmedikamenten gelten ebenfalls als Risikofaktoren [8][11].

Der Anteil der Patienten mit kongenitaler Katarakt beläuft sich auf unter 1 %. Bei der kongenitalen Katarakt wird zwischen vererbter Katarakt und Katarakt infolge embryonaler Schädigungen, wie der Rötelnembryopathie, unterschieden [9].

Eine weitere Unterteilung der Katarakt erfolgt anhand der Morphologie. Eine Klassifikation in *Cataracta nuclearis*, *Cataracta corticalis*, *Cataracta subcapsularis* und Mischformen ist international anerkannt [6].

Die unterschiedlichen Kataraktformen werden durch verschiedene Faktoren begünstigt. Als ein allgemein akzeptierter Risikofaktor für die nukleäre Katarakt gilt das Zigarettenrauchen. Eine kortikale Katarakt wird durch UV-B-Strahlung begünstigt. Ebenfalls werden genetische Einflüsse auf die Entstehung der nukleären und kortikalen Katarakt diskutiert. Zu den Risikofaktoren für die Kataraktentstehung zählen außerdem das weibliche Geschlecht und die Zugehörigkeit zu Gruppen mit einem niedrigen sozioökonomischen Status [8].

Der bedeutendste Faktor für die Entstehung der Katarakt bleibt jedoch das Altern [11]. Die senile Katarakt entwickelt sich insbesondere bei Personen ab dem 60. Lebensjahr im Verlauf von mehreren Jahren [8]. Durch unterschiedliche Alterungsprozesse nimmt die antioxidative Schutzkapazität ab, welche unter anderem aus dem Glutathionsystem besteht, das die Linsenproteinstrukturen vor oxidativem Stress schützt. Daraufhin kommt es zu



Glykosilierungs- und Quervernetzungsprozessen innerhalb der Linsenfasern. Außerdem tritt eine Akkumulation unlöslicher, lichtstreuender Proteinaggregate auf. Durch die Kombination schädigender Einflüsse und den physiologischen Altersveränderungen der Linse, wie Kernsklerose und abnehmende Proliferationsrate der Linsenepithelzellen, kommt es schließlich zur Entstehung der Katarakt [8][11].

Die derzeit einzige Therapieform ist die Implantation einer Intraokularlinse [6].

## **2.2 Intraokularlinse**

### 2.2.1 Indikation von Intraokularlinsen

In der Intraokularlinsen Chirurgie werden zwei große Bereiche unterschieden.

Die erste Gruppe der Intraokularlinsen Chirurgie ist die Katarakt Chirurgie [13]. Sie lässt sich in die Standardkatarakt Chirurgie und den Bereich der komplizierten kataraktchirurgischen Eingriffe einteilen, welche die Behandlung pädiatrischer Altersgruppen und die Kataraktoperation bei bekannten entzündlichen Erkrankungen umfasst. Die Standardkatarakt Chirurgie ist die Therapie der altersbedingten Katarakt und stellt heute einen Routineeingriff dar. Es werden verschiedene Optik- und Haptikdimensionen und -konfigurationen verwendet. Außerdem spielen Faltilinsen eine immer größere Rolle [12].

Der zweite Bereich umfasst die refraktive Intraokularlinsen Chirurgie. Sie beschäftigt sich mit der Korrektur eines Sehfehlers durch Entfernung der kristallinen Linse und dem Einsatz eines Intraokularlinsenimplantates [13]. Die Refraktive Intraokularlinsen Chirurgie wird unter anderem bei Aphakie, Astigmatismus und Myopia magna eingesetzt [16]. Bei der hochgradigen Myopie gilt diese Therapiemethode als sehr sicher und ist eine zufrieden stellende Alternative zur Hornhaut Chirurgie, welche auf Grund ihrer physikalischen Grenzen nur eine unzureichende Besserung bei stark ausgeprägter Myopie liefert [15].

Zur Behandlung von Presbyopie werden unter anderem Multifokallinsen verwendet. Diese zeichnen sich im Vergleich zu Monofokallinsen durch zwei oder mehrere Brennpunkte aus. Dadurch ist ein Sehen in der Nähe und in der Ferne ohne eine zusätzliche Korrektur möglich. Ein Nachteil der Multifokallinsen sind die häufig auftretenden störenden optischen Phänomene, wie Blendung, Halos und verminderte Kontrastempfindlichkeit [13]. Die Kontrastempfindlichkeit nähert sich jedoch bei bilateraler Implantation multifokaler Intraokularlinsen derjenigen von monofokalen Intraokularlinsen an [14]. Parallel werden

akkommodative Intraokularlinsen entwickelt, welche durch die Ziliarkörperkontraktion in anteroposteriorer Richtung bewegt werden können [13].

### 2.2.2 Entwicklung von Intraokularlinsen

Die Entwicklungsgeschichte der Intraokularlinse geht zurück bis in die späten vierziger Jahre des 20. Jhd. 1949 implantierte Sir Harold Ridley einer 45-jährigen Frau die erste Intraokularlinse aus PMMA. Er war damit der Begründer der ersten Generation in der Entwicklungsgeschichte der IOL. Die folgende Einteilung der Intraokularlinsen erfolgte nach Auffarth und Apple [12].

#### **Generation I**

Harold Ridley implantierte die erste Intraokularlinse in den Kapselsack und stieß damit auf viel Widerstand in akademischen Kreisen [2]. Einige Chirurgen jedoch folgten seinem Beispiel und implantierten seine Intraokularlinsen. Trotz weiterer Modifizierungen war das Problem der Intraokularlinsenluxation von großer Bedeutung.

In der Mitte der fünfziger Jahre wurde daher die zweite Generation der Intraokularlinsen, die frühen Vorderkammerlinsen, entwickelt [12].

#### **Generation II**

1955 wurde die erste Vorderkammerlinse (VKL) mit elastischen Befestigungsbügeln eingesetzt [17]. Durch die Fixation im Kammerwinkel kam es bei der Implantation der VKL zu einer geringeren Dezentrierung der Intraokularlinse als bei den Hinterkammerlinsen der ersten Generation [12].

Vorderkammerlinsen können nach intrakapsulärer und extrakapsulärer Kataraktextraktion eingesetzt werden. Bei der intrakapsulären Kataraktextraktion wird die gesamte Kapsel komplett entfernt. Bei der extrakapsulären Kataraktextraktion wird nur die Vorderkapsel, die Rinde und der Linsenkern extrahiert [2].

Die Vorderkammerlinsen der zweiten Generation ließen sich in rigide oder semistarre und flexible bzw. semiflexible Intraokularlinsen einteilen. Die Letztere der beiden Gruppen wurde außerdem in Intraokularlinsen mit geschlossenen und Intraokularlinsen mit offenen Haptikschlaufen unterteilt.

Ein wichtiger Entwicklungsschritt im IOL-Design erfolgte durch Barraquer. Er entwickelte die erste Vorderkammerlinse mit einer J-Haptik. Die aus Polyamid 6.6 (PA6.6) bestehenden Haptiken führten jedoch zu schwerwiegenden Komplikationen, ausgelöst durch Biodegradation der Haptiken und entzündliche Reaktionen und Erosionen in uvealen

Strukturen. Außerdem kam es nach Implantation häufig zu bullösen Keratopathien, Uveitis-Glaukom-Hyphäma-Syndromen oder chronisch zystoiden Makulaödemen [19].

Auf Grund der häufigen kornealen Komplikationen wurden irisfixierte Intraokularlinsen entwickelt [12].

### **Generation III**

Auch nach Implantation der irisfixierten Intraokularlinsen traten zahlreiche Komplikationen auf. Unter anderem sind ausgeprägte Irispigmentdefekte, Pigmentdispersionsglaukome und korneale Komplikationen dokumentiert.

1957 entwickelte Binkhorst die erste Iris-Clip-Linse, welche insgesamt vier Haptiken besaß. Zwei der Haptiken wurden vor der Iris fixiert, zwei dahinter. Es kam zu vielfachen Modifikationen dieser irisfixierten IOL. Das Problem der Dislokation trat bei diesen Intraokularlinsen stark vermindert auf [12].

### **Generation IV**

Zeitgleich mit der Entwicklung der irisfixierten IOL wurden die Vorderkammerlinsen weiterentwickelt. Der Abstand zwischen Iris und Optikhinterseite wurde gewährleistet, um Komplikationen zu vermeiden [17]. Einige dieser Vorderkammerlinsen werden noch heute implantiert. Dazu gehören die flexiblen offenschlaufigen VKL, die flexiblen offenschlaufigen VKL mit radiären Haptiken und die Universallinse zur Implantation in die Vorder- oder Hinterkammer/ Kapselsack.

Trotz großer Fortschritte in der Entwicklung der Vorderkammerlinse traten häufig korneale Komplikationen auf. Infolge der Weiterentwicklung in der Kataraktchirurgie und dem Einsatz der Phakoemulsifikation wurden Vorderkammerlinsen fast vollständig durch Hinterkammerlinsen ersetzt [12].

### **Generation V**

Die Gruppe der Hinterkammerlinsen setzt sich aus den PMMA-Hinterkammerlinsen, den Weichlinsen und den Spezialentwicklungen zusammen.

Als Schlaufenmaterial wurde in dieser Generation Polypropylen eingesetzt. Später wurde PMMA verwendet.

Die Haptikkonfiguration der Hinterkammerlinsen unterlag vielen Veränderungen. Es wurden J-Haptiken, C-Haptiken und modifizierte C-Haptiken mit unterschiedlichen Längen und Durchmessern entwickelt. Sie wurden im Sulcus oder asymmetrisch mit einer Schlaufe in der Kapsel implantiert. Auf Grund einer Verbesserung der Phakoemulsifikationstechnik und der Einführung der Kapsulorhexistechnik, wurde die intrakapsuläre Kataraktextraktion bald vollständig von der extrakapsulären Kataraktextraktion verdrängt [12].

## **Generation VI**

Die VI. Generation der IOL ist die aktuelle Generation, in der Faltlinsen eine große Rolle spielen [12]. Zur Implantation einer Faltlinse ist ein kleinerer Einschnitt in die Hornhaut notwendig als bei der Implantation starrer Intraokularlinsen. Durch die geringere Traumatisierung verkürzt sich der Heilungsverlauf und es besteht ein geringeres Risiko für einen operativ induzierten Astigmatismus [18].

### **2.3 Komplikationen in der Kataraktchirurgie**

Durch hochentwickelte Operationstechniken und Intraokularlinsen-Designs konnte die Komplikationsrate bei der Implantation von Hinterkammerlinsen seit 1988 von 50 % auf unter 10 % gesenkt werden [73]. Dadurch entsteht ein neues Komplikationsprofil, das sich größtenteils aus mechanischen Traumen, Entzündungen und optischen Problemen zusammensetzt [20]. Zu den häufigsten Explantationgründen zählen die Eintrübung der IOL, optische Fehler, Blendung und Lichtsensationen, welche gehäuft bei Multifokallinsen auftreten [19].

Die Trübung der IOL-Optik führt zu signifikanten visuellen Beeinträchtigungen. Sie kann unter anderem nach Jahren postoperativ auf Grund von Herstellungsverfahren entstehen („Snowflake“-Degeneration) oder durch Kalzifikation ausgelöst werden [29].

Der häufigste Grund der Explantation sowohl faltbarer, als auch rigider Intraokularlinsen, ist die Dezentrierung. Sie wird unter anderem durch Traumen, einem Missverhältnis zwischen Intraokularlinsendurchmesser und Kapselsackdurchmesser, Vernarbungen und Kapselsackschrumpfung ausgelöst [20]. Die IOL-Dislokation ist in 25 % der Fälle ein Grund für die Explantation der Intraokularlinse [19].

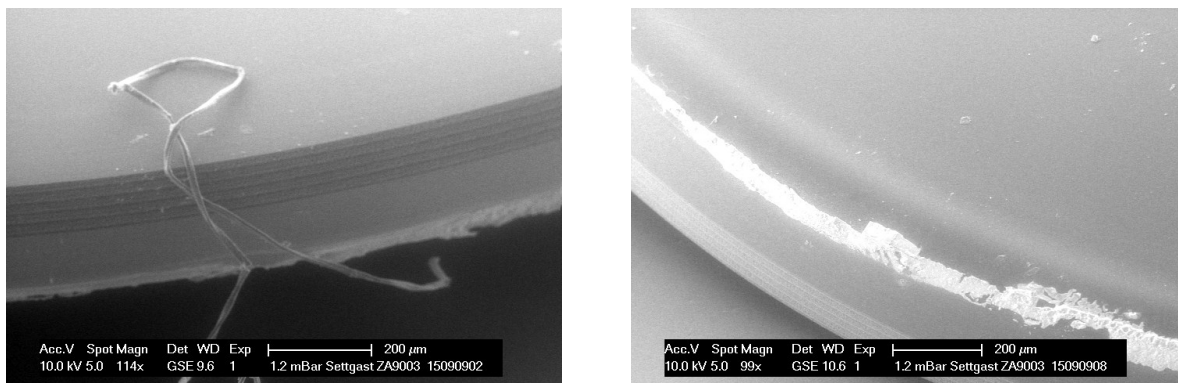
Eine der schwersten Komplikationen nach Kataraktoperationen ist die meist infektiös bedingte Endophthalmitis [22], deren Inzidenz 0,02 %-0,26 % beträgt [21]. Die bakterielle Besiedlung ist unter anderem abhängig vom IOL-Material und dessen Benetzbarkeit [23][26][27][28]. Außerdem ist eine Abhängigkeit der Adhäsion von Linsenepithelzellen und Bakterien vom Grad der Oberflächenrauigkeit der Intraokularlinse nachweisbar [24][26][30].

## 2.4 Nachstar

Trotz deutlicher Reduktion der Nachstarbildung auf Grund von Modifikationen der Intraokularlinsen ist das Auftreten des Nachstars die häufigste Komplikation in der Kataraktchirurgie. Die Trübung wird ausgelöst durch die Proliferation von Zellen im Kapselsack und durch Wandern der äquatorialen Linsenepithelzellen entlang der Kapselsackhinterwand [32][37].

Nach Auffarth et al. [32] wird die Nachstarrate chirurgisch durch ein ausgiebiges „Cortical Clean-up“ und durch die Auswahl eines Intraokularlinsendesigns, welches das Einwandern von Linsenepithelzellen in die zentrale optische Achse vermeidet, gesenkt. Das Material der Intraokularlinse und die Oberflächeneigenschaften haben ebenfalls einen bedeutsamen Einfluss auf die Nachstarentwicklung [33][34][35][36].

Nishi et al. [31] berichten 2005 von einer signifikanten Nachstarreduzierung als Folge des Scharfkantendesigns von Intraokularlinsen. Auf Grund von unzureichenden Angaben zum Radius der scharfen Kante, wurden eigene rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen vorgenommen. Als Beispiel wurde die Tecnis ZA9003-IOL verwendet. Die vordere Kante der Tecnis ZA9003 ist abgerundet und weist einen Kantenradius von  $\approx 20 \mu\text{m}$  auf (Abb. 2). Die hintere Kante der Tecnis ZA9003 gilt als „scharfe Kante“. Es wurde ein Kantenradius von  $\approx 100 \text{ nm}$  ermittelt. Die „scharfe Kante“ ist demzufolge definiert als Kante, deren Radius  $\leq 100 \text{ nm}$  beträgt (Abb. 2).



*Abb. 2: Scharfe Optikkante im REM (links) und abgerundete Optikkante im REM (rechts) am Beispiel der Tecnis ZA9003*

Nishi et al. [31] postulieren, dass sich durch die scharfe Optikkante ein scharfer Kapselsackknick herausbildet, an dem die Migration der Linsenepithelzellen gehemmt wird. Sie geben an, dass sich der präventive Effekt proportional zum Grad der Kantenschärfe erhöht

und die Nachstarprävention unabhängig vom IOL-Material ist. Gleichzeitig beziehen sie sich auf die Arbeitsgruppe Hollick et al. [34], die eine vom IOL-Material abhängige Regression der auf die Hinterkapsel migrierten Linsenepithelzellen beschreibt. Sie verglichen 90 Augen mit Intraokularlinsen aus PMMA, Silikonelastomer und MMA im Hinblick auf das Wachstum von Linsenepithelzellen und deren anschließender langsamer Rückgang. 90 Tage nach der Implantation der IOL wurden auf 93 % der Silikonelastomer-IOL Linsenepithelzellen nachgewiesen. Außerdem befanden sich auf 97 % der IOL aus PMMA und auf 46 % der IOL aus MMA Linsenepithelzellen. Bei insgesamt 8 % der besiedelten Intraokularlinsen wurde nach 2 Jahren ein Rückgang der Zellen nachgewiesen. Die Linsenepithelzellen bildeten sich auf 15 % der PMMA-Linsen und auf 83 % der MMA-IOL zurück. Auf Grund dieser Ergebnisse gibt die Arbeitsgruppe an, dass die Intraokularlinsen aus MMA im Hinblick auf Wachstum und Regression von Linsenepithelzellen am besten abschnitten.

Nach Nishi et al. [31] hat die Geschwindigkeit der Kapselsackknickbildung an der scharfen Optikkante einen signifikanten Einfluss auf die Nachstarbildung. Der Kapselsackknick ist bei der PMMA-IOL im Vergleich zur MMA- und Silikonelastomer-IOL stark verzögert, was wiederum für eine Materialabhängigkeit spricht. Hayashi et al. [38] und Sacu et al. [39] sehen ebenfalls einen Zusammenhang zwischen Kapselsackknickbildung und dem Material der Intraokularlinse.

Nishi et al. [31] postulieren weiterhin, dass die Linsenepithelzellen unterschiedliche Reaktionen auf das Material zeigen und ein Zusammenhang zwischen IOL-Material und dem Auftreten von Nachstar besteht. Im Vergleich zu Intraokularlinsen aus PMMA und Silikonelastomer bildet sich auf den IOL aus MMA eine ausgeprägtere Fibronektinschicht aus. Diese vermindert die Migration der Linsenepithelzellen.

Auch Zemaitine et al. [36] beschreiben einen Zusammenhang zwischen der Materialeigenschaft Hydrophobizität und der Nachstarprävention.

Allers et al. [18] sehen in einer 360° Ausspannung der Hinterkapsel durch die Haptiken und die Adhäsion der Intraokularlinse an die Hinterwand eine große Bedeutung für die Vermeidung einer Nachstarentwicklung.

## 2.5 Werkstoffeigenschaften

Das Material von Intraokularlinsen hat einen signifikanten Einfluss auf die Funktionalitätsparameter und auf die Biokompatibilität von Intraokularlinsen. Kurosaka et al. [41] verglichen scharfkantige MMA- und PMMA-IOL mit IOL-Optiken aus Silikonelastomer und PMMA mit abgerundeten Optikkanten im Hinblick auf das Linsenepithelzellwachstum. Die Optiken hatten einen Durchmesser von 6 mm. 10 Tage postoperativ waren  $40,1 \pm 8,0$  % der Optikoberfläche der scharfkantigen MMA-IOL zellfrei. Auf der Optik der scharfkantigen PMMA-IOL wurde eine zellfreie Fläche von  $60,9 \pm 39,0$  % gemessen. Die Silikonelastomeroptik war komplett mit Zellen bewachsen. Die zellfreie Fläche der PMMA-Optik mit abgerundeten Kanten betrug  $1,5 \pm 1,2$  %. Die Untersuchungen ergaben, dass scharfkantige Intraokularlinsen in vitro einen signifikant geringeren Zellbewuchs zeigen, als IOL mit abgerundeten Kanten. Bei einer vermehrten Migration der Linsenepithelzellen auf Grund einer insuffizienten scharfen Kante zeigen die MMA-IOL Vorteile. Die Zellen proliferieren zwar in der peripheren Zone der Optik, jedoch weist die zentrale Zone einen signifikant geringeren Bewuchs mit Linsenepithelzellen auf, als die aus Silikonelastomer oder PMMA gefertigten Intraokularlinsenoptiken. Dadurch bleibt die Transparenz der zentralen Zone erhalten. Die Arbeitsgruppe um Kurosaka et al. [41] postuliert, dass epithelzellenbeeinflussende Stoffe wie Fibronectin und Laminin besser an MMA-Optiken binden als an anderen Materialien.

Die stark ausgeprägte Adhäsion der MMA-IOL an die Kapselsackhinterwand könnte einen Vorteil in der Nachstarentwicklung darstellen [41].

Hollick et al. [34] unterstützen mit ihren Untersuchungen Kurosakas Beobachtungen und begründen die geringere Nachstarrate mit der Kompression der Intraokularlinse auf die Linsenepithelzellen und eine damit verbundene Atrophie sowie eine mögliche Verhinderung der Zufuhr von Nährstoffen und Wachstumsfaktoren. Sie postulieren eine schnellere Regression der eingewanderten Linsenepithelzellen an IOL aus MMA im Vergleich zu IOL aus PMMA und Silikonelastomer [34].

Die Arbeitsgruppe um Cooke et al. [46] befasste sich ebenfalls mit der Adhäsion von humanen Linsenepithelzellen an Intraokularlinsen in Abhängigkeit vom IOL-Material. Sie berichten von einer stärkeren Adhäsion der Zellen an MMA-Optiken im Vergleich zu PMMA- und Silikonelastomeroptiken und begründen die geringere Nachstarrate der MMA-IOL mit der ausgeprägten Adhäsion der Optik an die Kapselsackhinterwand. Cooke et al. [46] beziehen sich auf die Arbeitsgruppe von Linnola et al. [47], welche die Adhäsion

extrazellulärer Komponenten an der Intraokularlinse untersuchten. Unter anderem berichten sie von Fibronectin, einem Mediator zwischen Kapselsack und Linsenepithelzellen, sowie zwischen Linsenepithelzellen und IOL. Intraokularlinsen aus hydrophobem MMA weisen die am stärksten ausgeprägte Adhäsion von Fibronectin und damit auch zum Kapselsack und zu Linsenepithelzellen auf.

Nicht nur die Menge der immigrierten Linsenepithelzellen spielt eine Rolle für die Nachstarentwicklung, sondern auch deren Morphologie. Yan et al. [48] verglichen die Morphologie und das Wachstum humaner Linsenepithelzellen auf hydrophoben MMA-IOL, PMMA- und Silikonelastomerintraokularlinsen. Ihre Untersuchungen ergaben, dass sich auf den MMA-IOL ein einschichtiges Linsenepithel ausbildet. Auf den PMMA und Silikonelastomer-IOL jedoch zeigten sich myofibroblastenähnliche Zellen mit irregulären runden Formen. Eine einschichtige Epithelzellschicht hat keinen negativen Einfluss auf die Lichttransmission und kann den Nachstar, der durch fibroblastische Zellen ausgelöst wird, sogar hemmen [43].

## **2.6 Oberflächeneigenschaften**

### **2.6.1 Einfluss der Oberflächenrauigkeit**

Alava et al. [49] geben an, dass die Rauigkeit der Intraokularlinsenoberfläche einen wesentlichen Einfluss auf die bakterielle Besiedlung und dem damit verbundenem Krankheitsbild der Endophthalmitis hat. Rauigkeiten und Irregularitäten vergrößern die Intraokularlinsenoberfläche und sind prädestiniert für eine vermehrte Bakterienbesiedlung mit *Pseudomonas aeruginosa*. Besonders die Befestigungen der Haptiken an der IOL-Optik unterliegen einer bakteriellen Besiedlung.

Die Arbeitsgruppe von Doan et al. [42] sieht eine mögliche Abhängigkeit zwischen Oberflächenrauigkeit und der Adhärenz der IOL zum Kapselsack. Silikonelastomer als Material mit einer geringen Oberflächenrauigkeit ist nur wenig adhärent zum Kapselsack.

Yamakawa et al. [59] untersuchten die Adhäsion von aus Ratten gewonnene Splenozyten an der Oberfläche von Intraokularlinsenoptiken in Abhängigkeit von der Oberflächenrauigkeit. Die Adhäsion von Entzündungszellen kann zu einer Verminderung der Kontrastsensitivität führen. Sie untersuchten 3 Typen von PMMA-Intraokularlinsen. Die erste Gruppe wurde unpoliert mit einem Rauigkeitswert  $R_a$  von  $14,18 \pm 2,48$  nm untersucht. Die zweite Gruppe



wurde für einen Tag mit einer nicht näher beschriebenen Methode poliert und wies anschließend einen Rauheitswert von  $3,71 \pm 0,33$  nm auf. Die dritte Gruppe wurde 5 Tage mit einem resultierenden Rauheitswert von  $1,37 \pm 0,15$  nm poliert. Anschließend wurde die Splenozytenbesiedlung auf den Intraokularlinsen gemessen. Das Ergebnis zeigte einen signifikanten Unterschied zwischen der Adhäsion auf der unpolierten Oberfläche, welche  $85,5$  Zellen/mm<sup>2</sup> betrug, und der für 5 Tage polierten Optikoberfläche, bei der eine Besiedlung von  $48,9$  Zellen/mm<sup>2</sup> ermittelt wurde. Die Adhäsion an der polierten Oberfläche war signifikant geringer, als an der unpolierten Oberfläche. Sie bestätigten damit ihre aufgestellte Hypothese, dass der Grad der Rauheit der Intraokularlinsenoberfläche die Zelladhäsion beeinflusst.

Die Arbeitsgruppe um Tanaka et al. [60] untersuchte MMA-Intraokularlinsen. Sie unterteilten die zur Verfügung stehenden Intraokularlinsen ebenfalls in drei Gruppen. Die erste Gruppe war unpoliert mit einem Rauheitswert von  $10,0$  nm, welcher mit Hilfe eines Oberflächenstrukturanalysators (New View 200; Zigo Corp) bestimmt wurde. Die zweite Gruppe wurde 5 Stunden mit einer nicht näher beschriebenen Methode poliert und wies anschließend einen resultierenden Rauheitswert von  $2,5$  nm auf. Die dritte Gruppe der Intraokularlinsenoptiken wurde 72 Stunden poliert und der Rauheitswert betrug anschließend  $0,7$  nm. Die ausgeprägteste Besiedlung mit Splenozyten wurde auf der unpolierten Intraokularlinsenoberfläche beobachtet, gefolgt von der für 5 Stunden und für 72 Stunden polierten Optikoberfläche.

### 2.6.2 Einfluss des Kontaktwinkels zwischen Flüssigkeit und IOL-Oberfläche

Die Benetzbarkeit ist ein weiterer wichtiger Faktor zur Beschreibung der physikochemischen Eigenschaften von Intraokularlinsen. Die Hydrophobizität hat unter anderem einen Einfluss auf die bakterielle Besiedlung und dem damit verbundenen Risiko an einer Endophthalmitis zu erkranken. Alava et al. [49] postulieren, dass die bakterielle Besiedlung mit steigender Hydrophobizität abnimmt. Damit unterstützt er die Ansicht der Arbeitsgruppe von Doan et al. [42], Mullner-Eidenbruch et al. [44] und Schauersberger et al. [45], die eine vermehrte Besiedlung mit humanen Linsenepithelzellen auf Intraokularlinsen aus hydrophilem MMA postulieren.

Yuen et al. [43] untersuchten die Änderung der Adhäsion von bovinen Linsenepithelzellen nach chemischer Modifikation der IOL-Optikoberfläche mit einer Gas-Plasma-Behandlung. Die Arbeitsgruppe verglich PMMA-IOL, Silikonelastomer-IOL und hydrophobe MMA-IOL. Die PMMA-IOL wurden mit Stickstoffplasma behandelt, die Silikon-IOL und die

hydrophoben MMA-IOL mit Luftplasma. Die Plasmabehandlung erhöhte die Hydrophilität der Oberflächen, die mit Hilfe des Kontaktwinkels zwischen Intraokularlinsenoberfläche und destilliertem Wasser gemessen wurde. Nach Inkubation mit bovinen Linsenepithelzellen verglichen sie die mit Gas-Plasma behandelten Intraokularlinsen mit den unbehandelten IOL. Auf den unbehandelten PMMA- und Silikonelastomer-IOL waren spindelförmige, fibroblastische Zellen zu verzeichnen. Die plasmabehandelten IOL wiesen cuboide Linsenepithelzellen auf. Zwischen Silikonelastomer- und PMMA-IOL wurden keine signifikanten Unterschiede gemessen. Auf den plasmabehandelten MMA-IOL befanden sich, wie auch auf den unbehandelten MMA-IOL, spindelförmige, fibroblastische Zellen, jedoch in größerer Anzahl, als auf den unbehandelten. Auch die Arbeitsgruppe von Barbour et al. [51] untersuchte Silikonelastomer-IOL, hydrophile und hydrophobe MMA-Intraokularlinsen. In den Untersuchungen zeigten die hydrophilen IOL die höchste Rate an Linsenepithelzellbewuchs, gefolgt von der Intraokularlinse aus hydrophobem MMA und der Silikonelastomerintraokularlinse.

Boreau et al. [50] führten eine Studie mit 767 Patienten zwischen 50 und 85 Jahren durch, in der die Zahl der Nachstarbehandlungen nach Implantation verschiedener IOL dokumentiert wurde. Zwei unterschiedliche hydrophobe MMA-Intraokularlinsen und eine hydrophile MMA-IOL wurden jeweils zu gleichen Teilen implantiert. Mehr als 30 % der Patienten erkrankten am Nachstar. Der Hälfte der am Nachstar erkrankten Patienten war eine hydrophile MMA-Intraokularlinse eingesetzt worden. Demzufolge ist die Nachstarrate bei der Implantation hydrophiler Intraokularlinsen signifikant erhöht.

Tanaka et al. [60] untersuchten ebenfalls die Abhängigkeit des Zellwachstums vom Kontaktwinkel. Für 72 Stunden polierte Intraokularlinsenoptiken wurden anschließend chemisch mit MPC (2-Methacryloxyloxyethylphosphorylcholin) oder einem Methanplasma beschichtet, um den Kontaktwinkel zwischen Flüssigkeit und Optikoberfläche zu ändern und einen Zusammenhang zwischen Benetzbarkeit und Adhäsion von Zellen zu untersuchen. Um die Oberfläche hydrophober zu gestalten, wurde sie mit MPC (2-Methacryloxyloxyethylphosphorylcholin) behandelt. Der resultierende Kontaktwinkel betrug anschließend  $100^\circ$ . Die unbehandelte Oberfläche wies einen Kontaktwinkel von  $93,5^\circ$  auf und die Plasma-beschichtete Optikoberfläche einen Kontaktwinkel von  $57,5^\circ$ . Das verwendete Plasma bestand aus einer Methan-Luft-Mischung. Die Oberfläche wird der Gruppe der hydrophilen Intraokularlinsen zugeordnet. Der geringste Bewuchs von Splenozyten mit  $10,5 \pm 3,8$  Zellen/mm<sup>2</sup> wurde anschließend auf der hydrophoben MPC-beschichteten

Intraokularlinsenoberfläche beobachtet. Die mit Plasma beschichtete hydrophile Oberfläche wies mit  $56,1 \pm 25,2$  Zellen/mm<sup>2</sup> den ausgeprägtesten Zellbewuchs der drei Gruppen auf.

## **2.7 Mechanische Eigenschaften der Intraokularlinsenhaptiken**

Der durchschnittliche Kapselsackdurchmesser wird in der Literatur mit  $10,32 \pm 0,42$  mm angegeben [74]. Nach der Implantation einer Intraokularlinse in den Kapselsack kann es zu einer Reduktion des äquatorialen Durchmessers kommen. Sickenberg et al. [54] postulieren eine durch Unausgewogenheit zwischen der nach innen und der nach außen wirkenden Kraft ausgelöste Kapselsackschrumpfung.

Der Gesamtdurchmesser der Intraokularlinsen variiert zwischen 10,0 mm und 15,0 mm. Auf Grund der Deformierung der Intraokularlinsenhaptiken während und nach der Implantation in den Kapselsack kann es zu Verkippungen und Dezentrierungen kommen. Das Material und das Design der Haptiken beeinflussen die Kraft, welche die Haptik auf den Kapselsack ausübt. Diese Rückstellkraft und der Anstellwinkel der Haptiken zum Kapselsackäquator können die Verkippung und Dezentrierung beeinflussen [53][58].

### **2.7.1 Rückstellkraft**

Die Arbeitsgruppe von Guthoff et al. [55] publizierte bereits 1990 eine Studie über die Rückstellkraft der Intraokularlinsenhaptiken. Für ihre Messungen wurde ein elektronisches Dynamometer verwendet, welches die Rückstellkraft jeweils einer IOL-Haptik bestimmte. An 28 Intraokularlinsentypen wurden unterschiedliche Parameter ermittelt. Es wurde die Kraft bestimmt, um die Haptiken auf einen Kapselsackdurchmesser von 10,5 mm zu verformen und die Kraft, welche aufgewendet werden muss, um die Intraokularlinsen, die für die Sulcusimplantation geeignet waren, auf einen Sulcus ciliaris-Durchmesser von 11,0 mm zu verformen. Außerdem wurde die Haptikdeformation gemessen, die durch Einwirken einer Kraft von 5,0 mN erzeugt wird.

Die Messungen ergaben, dass sich die C-Haptiken beim Einwirken einer bestimmten Kraft auf den kleinsten Durchmesser verformen lassen. Es folgen die J-Schlingen und die aus Silikonelastomer gefertigten Intraokularlinsenhaptiken. Die Rückstellkraft ist bei den C-Haptiken ebenfalls durchschnittlich am geringsten.

Pärssinen et al. [53] untersuchten 28 verschiedene Intraokularlinsen mit einem Gesamtdurchmesser von 12,0 mm bis 14,0 mm. Das Zentrum der IOL-Optiken wurde fixiert, um eine IOL-Rotation zu vermeiden. Anschließend wurde eine Haptik bis auf einen Durchmesser von 9,0 mm verformt. Die Kraft, die aufgewendet wurde, um die Haptiken der einteiligen IOL von der jeweiligen Originalgröße, die zwischen 12,0 mm und 14,0 mm variierte, auf 10,0 mm zu verformen und die Kraft, die aufgewendet wurde, um die IOL von 10,0 mm auf 9,0 mm zu verformen, war gleich. Die Kraft, die notwendig war, um die Haptiken einer dreiteiligen IOL von der jeweiligen Originalgröße auf 9,0 mm zu deformieren, war linear.

Pärssinen et al. [53] postulieren, dass die Implantation der IOL einfacher ist, wenn die Haptiken der Intraokularlinsen sich mit einer gleichmäßigen Kraft auf den Kapselsackdurchmesser von 9,0 mm deformieren lassen. Ferner kommt es nach der Implantation zeitnah zu einem Nachlassen des Drucks auf die Kapselsackwand [52]. Sind die Haptiken jedoch zu flexibel, kann dies zur IOL-Dezentrierung und der Entstehung von Hinterwandfalten führen. Parallel kann die geringe Kraft, welche die Haptiken auf die Kapselsackwand ausüben, zu einer beschleunigten Kapselsackschrumpfung führen, welche wiederum die Dezentrierung negativ beeinflusst [53]. Eine höhere radial einwirkende Kraft führt hingegen zu einer geringeren Kapselsackkontraktion und zu einer optimalen Fixierung, unter Vermeidung von Dezentrierung und Verkipfung [54][56].

Ein Jahr später wiederholte die Arbeitsgruppe von Pärssinen et al. [57] die Untersuchungen mit Hilfe eines weiterentwickelten Versuchsaufbaus. Die Haptiken von 28 IOL-Modellen wurden von der jeweiligen Originalgröße, welche zwischen 12,0 und 14,0 mm variierte, auf 9,0 mm verformt. Die Optiken wurden nicht fixiert, sondern Optik und Haptiken konnten frei rotieren. Die Ergebnisse der Untersuchungen zeigen, dass die aufgewendeten Kräfte zur Verformung der frei rotierbaren Haptiken kleiner sind, als die in den vorherigen Untersuchungen, bei denen die Optiken fixiert wurden. Durch die freie Beweglichkeit der Optik und Haptiken wurde die Position der geringsten elastischen Rückstellkraft eingenommen.

### 2.7.2 Anstellwinkel der Haptiken zum Kapselsack

Der Anstellwinkel der Intraokularlinsen-haptiken zum Kapselsack ist ein weiterer entscheidender Parameter zur Charakterisierung von IOL. Bei der Sulcusimplantation spielt der Kontakt zwischen der Haptik und dem gefäßführenden Gewebe im Sulcusbereich eine

entscheidende Rolle. Die C-Haptiken, die einen größeren Krümmungsradius als die J-Haptiken aufweisen, verteilen die Kraft auf einen breiteren Sektor. Mögliche Gewebeschäden durch die IOL-Haptiken können auf diese Weise vermindert werden [55]. Bei der Implantation von Intraokularlinsen in den Kapselsack gelten ähnliche Prinzipien. 1978 publizierte die Arbeitsgruppe von Anis et al. [61], dass eine zirkuläre Ausspannung des Kapselsackäquators zu einer Verminderung der Nachstarrate führt. Die Arbeitsgruppe von Guthoff et al. [55] postuliert, dass eine 360° Ausspannung des Kapselsackäquators erstrebenswert ist. Die Arbeitsgruppe von Lane et al. [56] kommt zu ähnlichen Ergebnissen. Eine Kombination aus einem großen Berührungswinkel zwischen Haptiken und Kapselsack, sowie einer geringen Kraftausübung auf die Kapselsackwand hemmt die Entstehung von Falten und ist damit eine wirksame Prophylaxe für die Nachstarrate [56].

Hara et al. [58] publizierten, dass die zirkuläre Ausspannung des Kapselsacks notwendig ist, um die Form des Kapselsacks zu erhalten und eine postoperative Kapselsackschrumpfung zu vermeiden. Eine zirkuläre Ausspannung ist damit ebenfalls ein wichtiger Parameter in der Prophylaxe der Dezentrierung und Verkippung der Intraokularlinse an ihrem Implantationsort.

### 2.7.3 Axiale Verschiebung der Optik im Kapselsack

Die postoperative Kapselsackschrumpfung kann zur axialen anteroposterioren Verschiebung der Intraokularlinse führen und in Refraktionsänderungen, Dezentrierung und Verkippung resultieren [66].

Die Arbeitsgruppe von Lane et al. [56] publizierte 2004, dass eine ausgeprägte axiale Bewegung der Intraokularlinse bei Verformung der Haptiken zu Komplikationen führen kann. Sie untersuchten 9 IOL-Typen unter Berücksichtigung der axialen Verschiebung bei Verformung der Haptiken von der jeweiligen Originalgröße auf 10,0 mm. Die Untersuchungen ergaben die geringste axiale Verschiebung der einteiligen MMA-Intraokularlinse, welche damit die besten Ergebnisse aufwies. Auf Grund der geringen axialen Verschiebung wird eine stabile und konstante Intraokularlinsenposition sichergestellt. Die Sehkraft und die Refraktivität werden auch Jahre nach der Implantation aufrechterhalten. Eine anteriore axiale Verschiebung der IOL kann außerdem zur Berührung und Verklebung mit der Iris und der Pupille führen [52]. Dauerhafter Druck auf das Irisepithel kann zu Nekrosen führen. Durch die Berührung der IOL mit der Pupille wird deren Bewegung eingeschränkt. Eine stabile und konstante IOL-Position ist nach Lane et al. [56] daher wünschenswert.

Vock et al. [62] postulierten 2007, dass die vordere Kapselsacktrübung durch einen ausgeprägten Anstellwinkel zur Horizontalebene vermindert wird, da ein geringerer permanenter Kontakt zwischen vorderer Kapselsackwand und Intraokularlinsenoptik besteht.

### 2.7.4 Verkippung der Optik

Taketani et al. [63] stellten fest, dass sich die effektive optische Zone um 11 % vermindert, wenn sich eine 6,0 mm Intraokularlinsenoptik um 0,5 mm dezentriert oder es zu einer Verkippung der Optik im Kapselsack von mehr als 5° kommt. Sie untersuchten 40 Augen, in denen Intraokularlinsen implantiert worden waren, unter dem Gesichtspunkt der IOL-Verkippung und Dezentrierung. Es ergab sich ein signifikanter Zusammenhang zwischen Verkippung der Intraokularlinse und einer Aberrationsstörung. Taketani bezieht sich auf die Arbeitsgruppen von Hayashi et al. [64] und Kim et al. [65], die ähnliche Untersuchungen durchführten. Im Vergleich von PMMA-IOL, Silikonelastomer-IOL und Intraokularlinsen, die aus MMA gefertigt waren, fanden sie bis 12 Monate nach der Implantation keine signifikanten Unterschiede in der Dezentrierung und Verkippung der Intraokularlinsen.

### 2.7.5 Verschiebung der Optik in Frontalebene

Nach Mutlu et al. [69] führt eine zu starke Verkippung und Dezentrierung der IOL zu Astigmatismus, Blendung und Reflexion. Das Intraokularlinsendesign und das Material haben ebenso einen Einfluss auf diese Parameter.

Die Arbeitsgruppe von Baumeister et al. [70] postulierte 2005, dass eine stabile und vorhersagbare Refraktion von der langanhaltenden Stabilität der Intraokularlinsenposition abhängig ist. Nicht nur die anteroposteriore Bewegung hat einen entscheidenden Einfluss auf Refraktion und Aberration, sondern auch die Verkippung und Dezentrierung. Eine Verkippung der IOL um 5° oder eine Dezentrierung der Optik um mehr als einen Millimeter führt zu schwerwiegenden Myopien und Astigmatismus [71]. Auch Baumeister et al. [70] hält das Design der Haptiken für einen einflussreichen Faktor auf den Parameter Dezentrierung und Stabilität.

Hayashi et al. [68] publizierten 1998 eine Studie, in der geprüft wurde, ob eine einteilige PMMA-IOL besser zentriert ist als eine dreiteilige PMMA-IOL. 91 Patienten wurden untersucht, bei denen jeweils in das eine Auge eine einteilige, in das andere Auge eine dreiteilige PMMA-Intraokularlinse implantiert wurde. Die Ergebnisse der Untersuchungen

nach einer Woche, einem Monat, drei Monaten und sechs Monaten zeigten eine signifikant geringere Dezentrierung der einteiligen IOL im Vergleich zur dreiteiligen IOL. Bei der Verkippung hingegen wurden keine signifikanten Unterschiede im Vergleich der beiden IOL-Typen gemessen. Gemäß den Untersuchungen hält eine einteilige Intraokularlinse der postoperativen Kapselsackschrumpfung besser stand, als eine dreiteilige IOL mit flexiblen C-Haptiken.

2005 publizierten Hayashi et al. [72] eine weitere Studie, in der einteilige MMA-Intraokularlinsen und dreiteilige MMA-IOL verglichen wurden. Sie untersuchten implantierte Intraokularlinsen von 60 Patienten im Hinblick auf IOL-Dezentrierung, Verkippung der Optik, anteroposteriore Bewegung der Optik und Kapselsackkontraktion. Die Untersuchungen ergaben keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Intraokularlinsentypen. In beiden Gruppen waren keine Dezentrierung über einem Millimeter und keine Verkippung größer als  $5^\circ$  innerhalb von 6 Monaten nach der Implantation messbar. Beide IOL-Typen wiesen trotz unterschiedlicher Flexibilität der Haptiken ähnliche Ergebnisse im Hinblick auf Dezentrierung und Verkippung auf.

### 3 Material und Methoden

#### 3.1 Auswahl der Intraokularlinsen

Für die Untersuchungen standen 28 im klinischen Einsatz befindliche Intraokularlinsen zur Verfügung, welche geordnet nach den Kriterien Werkstoff, konstruktive Auslegung von Intraokularlinsenkörper und -haptiken sowie der Benetzbarkeit in der Tabelle (Tab. 1) aufgeführt sind. International verbindliche Klassifikationskriterien existieren bisher nicht.

*Tab. 1 Klassifikationsparameter der untersuchten Intraokularlinsen*

<i>Hersteller/ Produkt</i>	<i>Werkstoff Linsenkörper/ Haptik</i>	<i>Durchmesser Linsenkörper/ Haptik [mm]</i>	<i>Anzahl Haptikelemente</i>	<i>Benetzbarkeit</i>
Bausch & Lomb Akreos Adapt AO	MMA	6,0/10,7	4	hydrophil
Bausch & Lomb Akreos MI-60	MMA	6,0/10,7	4	hydrophil
Bausch & Lomb Soflex SE	Silikonelastomer/ PMMA	6,0/13,0	2	hydrophob
Bausch & Lomb SofPort AO	Silikonelastomer/ PMMA	6,0/13,0	2	hydrophob
Alcon AcrySof SN60WF	MMA	6,0/13,0	2	hydrophob
Alcon AcrySof MN60AC	MMA/PMMA	6,0/13,0	2	hydrophob
Alcon AcrySof SN60AT	MMA	6,0/13,0	2	hydrophob



## Material und Methoden

<i>Hersteller/ Produkt</i>	<i>Werkstoff Linsenkörper/ Haptik</i>	<i>Durchmesser Linsenkörper/ Haptik [mm]</i>	<i>Anzahl Haptikelemente</i>	<i>Benetzbarkeit</i>
Amo Duralens II/DL 60	PMMA	8,0/13,0	2	hydrophob
Amo Tecnis CL Z9002	Silikonelastomer/ PMMA	6,0/13,0	2	hydrophob
Amo Tecnis ZA9003	MMA/PMMA	6,0/ 13,0	2	hydrophob
Amo Tecnis 1-piece ZCB00	MMA	6,0/13,0	2	hydrophob
Morcher 46 G	MMA	6,0/15,0	2	hydrophil
Morcher 92 C	MMA	6,0/10,5	4	hydrophil
Rayner C-Flex 570 C	MMA	5,75/12,0	2	hydrophil
Rayner 755U	PMMA	7,0/13,5	2	hydrophob
Polytech Polylens A 64	MMA	6,0/11,0	4	hydrophil
Polytech Polylens A 62	MMA	6,0/12,5	2	hydrophil
Polytech Polylens S 80	Silikonelastomer/ PMMA	6,0/12,5	2	hydrophob

## Material und Methoden

<i>Hersteller/ Produkt</i>	<i>Werkstoff Linsenkörper/ Haptik</i>	<i>Durchmesser Linsenkörper/ Haptik [mm]</i>	<i>Anzahl Haptikelemente</i>	<i>Benetzbarkeit</i>
Polytech PolyLens A 63	MMA	6,0/10,5	3	hydrophil
Acri.Tec Acri.LISA 366D	MMA	6,0/11,0	4	hydrophob
Acri.Tec Acri.Lyc 44S	MMA	6,0/11,0	2	hydrophob
Acri.Tec Acri.Lyc 43TS	MMA	5,8/10,1	3	hydrophob
Acri.Tec Acri.Lyc 47S	MMA	6,0/12,5	2	hydrophob
Acri.Tec Acri.Twin 447D	MMA	6,0/11,0	4	hydrophob
Technoko 635 TS	Silikonelastomer/ PMMA	6,0/12,5	2	hydrophob
Technoko YellowFlex	MMA	6,0/10,5	4	hydrophil
W.Franken PC525Ergomax	MMA	6,0/10,5	2	hydrophil
W2O Medizintechnik Care Flex II	MMA	6,0/11,0	2	hydrophil

Die Intraokularlinsen wurden nach der Konfiguration ihrer Haptiken in fünf Gruppen eingeteilt.

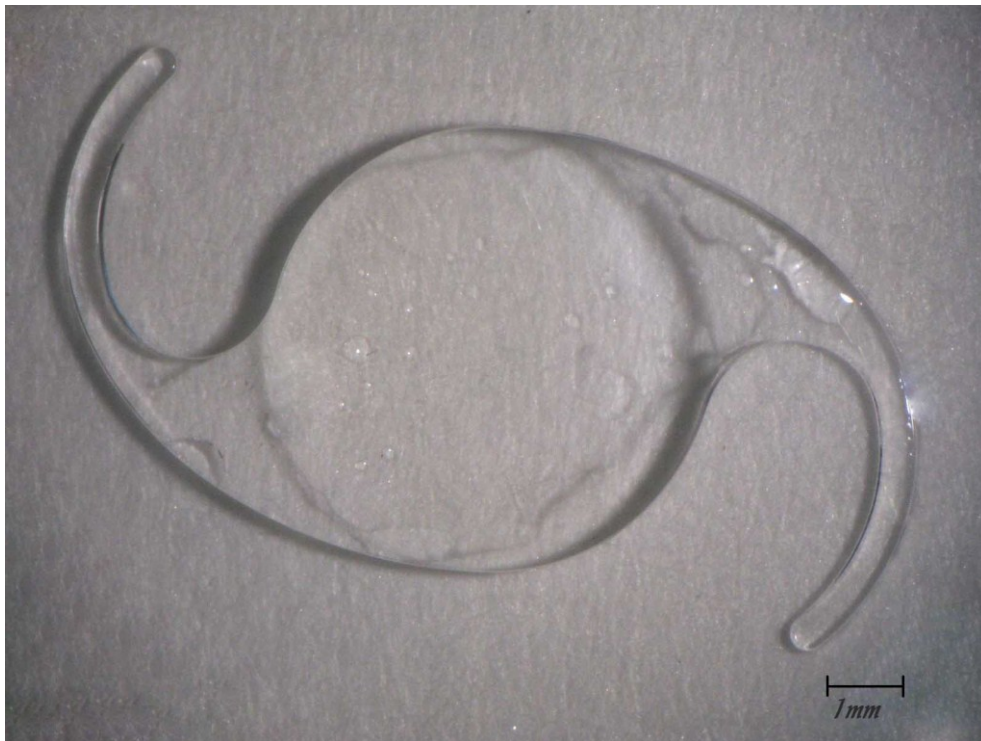
### 3.1.1 C-Haptiken

Die C-Haptiken setzen sich aus zwei offenen Haptiken zusammen, die in einem relativ konstanten Krümmungsradius verlaufen.

Intraokularlinsen mit einer C-Haptik können in einteilige IOL und mehrteilige IOL unterteilt werden:

#### 3.1.1.1 Einteilig

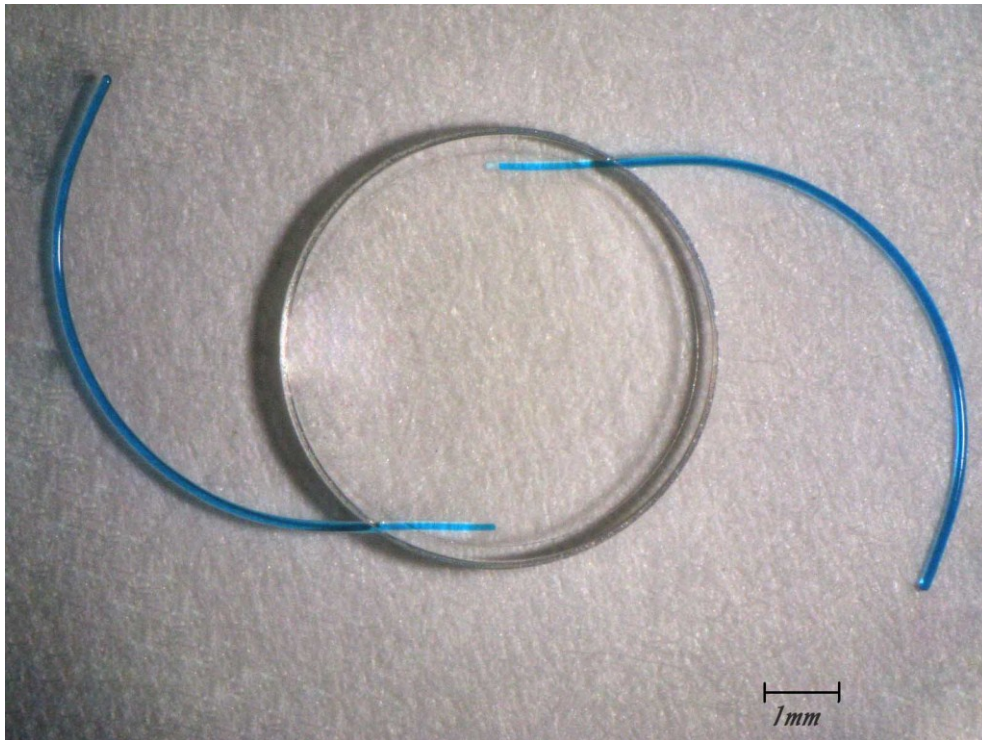
Die IOL und die Haptiken sind aus einem Stück gefertigt. Einteilige IOL bestehen aus PMMA oder hydrophilem bzw. hydrophobem MMA. Ein Beispiel für eine einteilige IOL ist die Polytech Polylens A62 (Abb. 3).



*Abb. 3: Makroaufnahme Polytech Polylens A 62*

#### 3.1.1.2 Mehrteilig

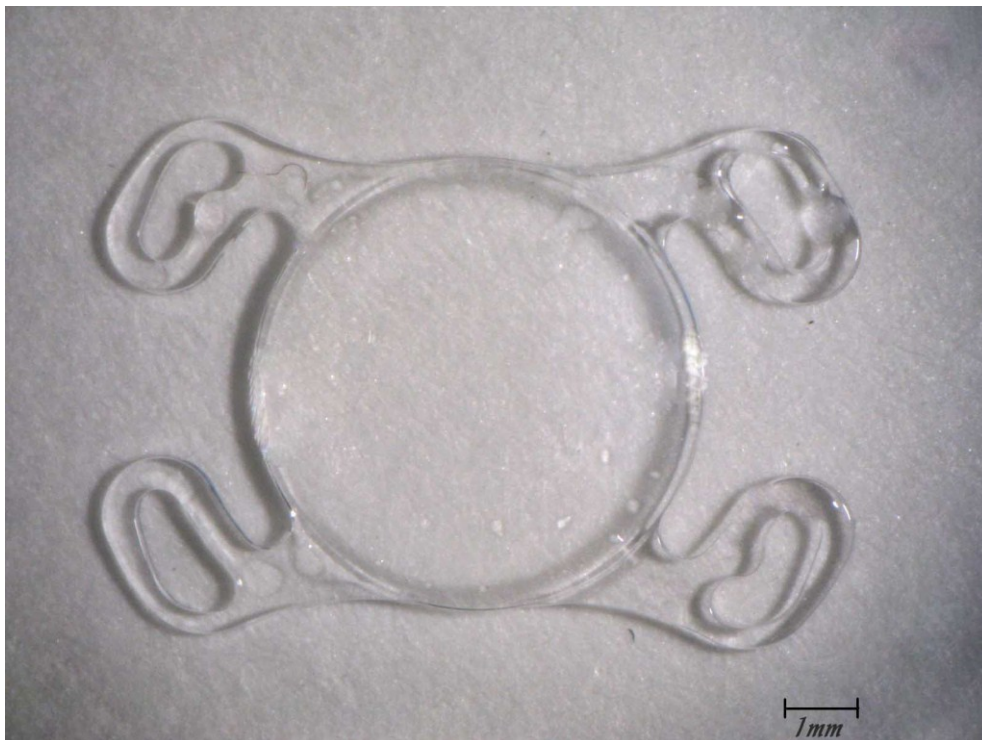
Die IOL und die Haptiken sind aus unterschiedlichen Werkstoffen hergestellt. Für die Linsenkörper werden MMA's oder Silikonelastomere verwendet. Die Haptiken bestehend aus PMMA sind im Linsenkörper adhäsiv befestigt (Abb. 4).



*Abb. 4: Makroaufnahme Amo Tecnis CL Z9002*

### 3.1.2 Mehrpunkthaptiken

Die Gruppe der Mehrpunkthaptiken setzt sich aus einer Vielzahl von Haptikkonfigurationen zusammen, deren gemeinsame Eigenschaft darin besteht, dass sie den Kapselsack an mehr als zwei Punkten berühren und aufspannen (Abb. 5).



*Abb. 5: Makroaufnahme Bausch & Lomb Akreas AO*

### 3.1.3 4-Punkthaptiken

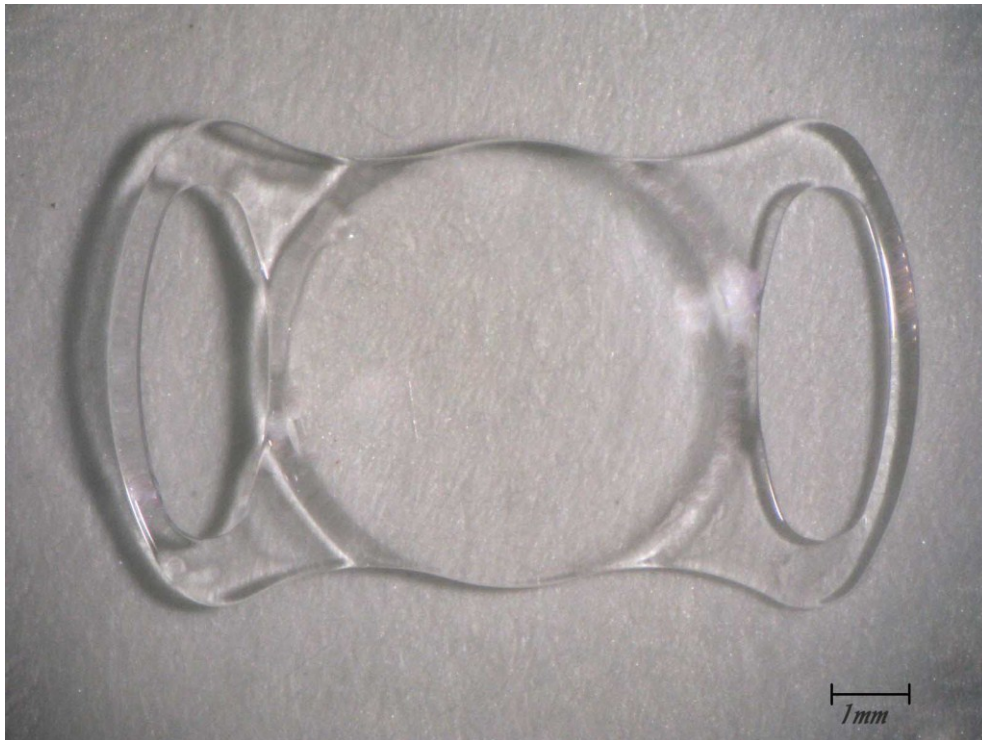
Diese Intraokularlinsen haben mit dem Kapselsack an vier Punkten Kontakt. Ihre Schlaufen sind im 90° Winkel zueinander angeordnet (Abb. 6).



*Abb. 6: Makroaufnahme Morcher 92 C*

### 3.1.4 Geschlossene zirkuläre Haptiken

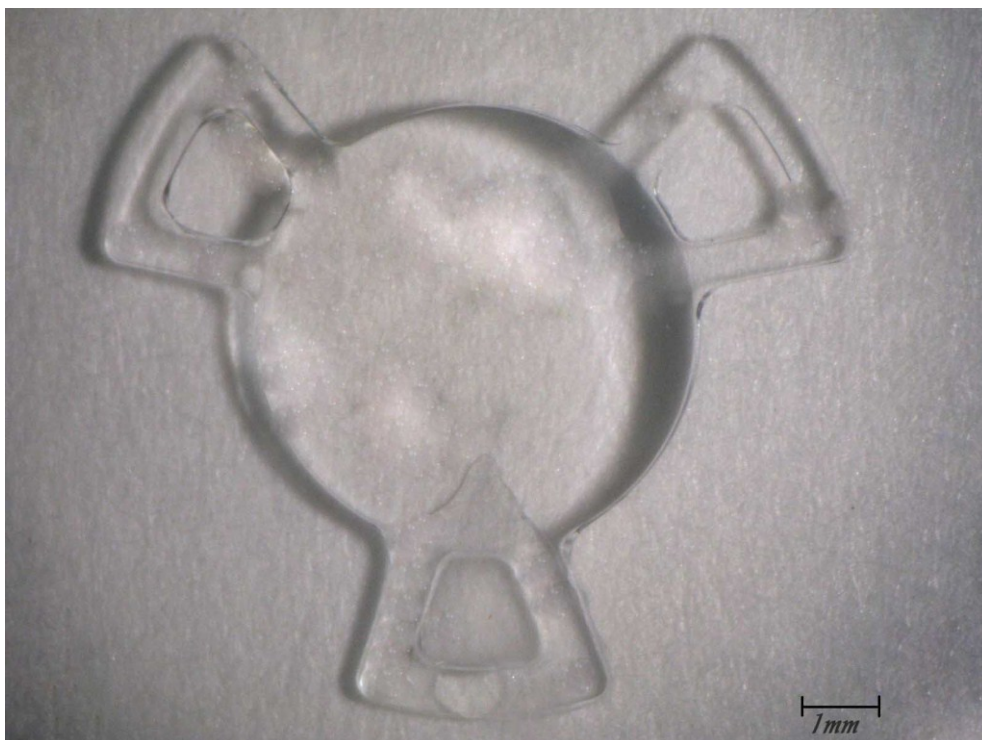
Die Intraokularlinsen besitzen zwei ellipsoide Haptiken, die zur IOL hin geschlossen sind (Abb. 7).



*Abb. 7: Makroaufnahme W2O Medizintechnik CareFlex II*

### 3.1.5 3-Punkthaptiken

Diese IOL verfügt über 3 Haptiken, die in einem  $120^\circ$  Winkel zueinander versetzt angeordnet sind (Abb. 8).



*Abb. 8: Makroaufnahme Polytech Polylens A 63*

### 3.2 Analyse der Oberflächenmorphologie

Die Rauigkeit der Intraokularlinsenoberfläche und ihre Benetzbarkeit haben wesentlichen Einfluss auf die Komplikationsrate nach der IOL-Implantation. Diese Parameter beeinflussen das Wachstum von Linsenepithelzellen, Entzündungszellen und Bakterien.

#### 3.2.1 Konfokale Laserscanningmikroskopie (Reflection Mode)-CLSM-RM

Die Oberfläche der IOL wurde mittels eines konfokalen Laserscanningmikroskopes untersucht (LEXT OLS 3000; Olympus, Japan). Mit Hilfe einer Beleuchtungseinrichtung (LG- PS2, Laserwellenlänge: 405 nm, Hellfeld) und einem Wasserimmersionsobjektiv (UMP Pan FI, 20X /0n50 W,  $\infty$  /0) konnte die Topologie der IOL-Oberfläche dokumentiert werden. Die Untersuchungen erfolgten in isotoner Kochsalzlösung bei Raumtemperatur.

Die konfokale Laserscanningmikroskopie ist eine relativ neue lichtmikroskopische Methode, die sich von der konventionellen Mikroskopie unter anderem durch eine höhere optische Auflösung unterscheidet. Mit dem Laserscanningmikroskop ist es möglich, dreidimensionale Bilder zu erstellen, ohne das zu untersuchende Objekt zu zerstören.

Bei dieser Methode werden optische Ebenen mit definierten Abständen durch ein transparentes Objekt positioniert. Dabei wird jeweils ein Punkt einer Ebene beleuchtet und registriert. Auf diese Weise wird der zu untersuchende Gegenstand zeilenförmig in der x-y-Ebene abgetastet. Die z-Information aus der Verschiebung der Lochblende liefert die Grundlage für eine hochauflösende 3-D-Konstruktion von Topologien.

Der Aufbau eines konfokalen Laserscanningmikroskopes ist in der Abbildung (Abb. 9) schematisch dargestellt. Laserlicht der Wellenlänge 405 nm wird durch eine Lochblende mit Hilfe eines Spiegels auf das Objekt fokussiert.

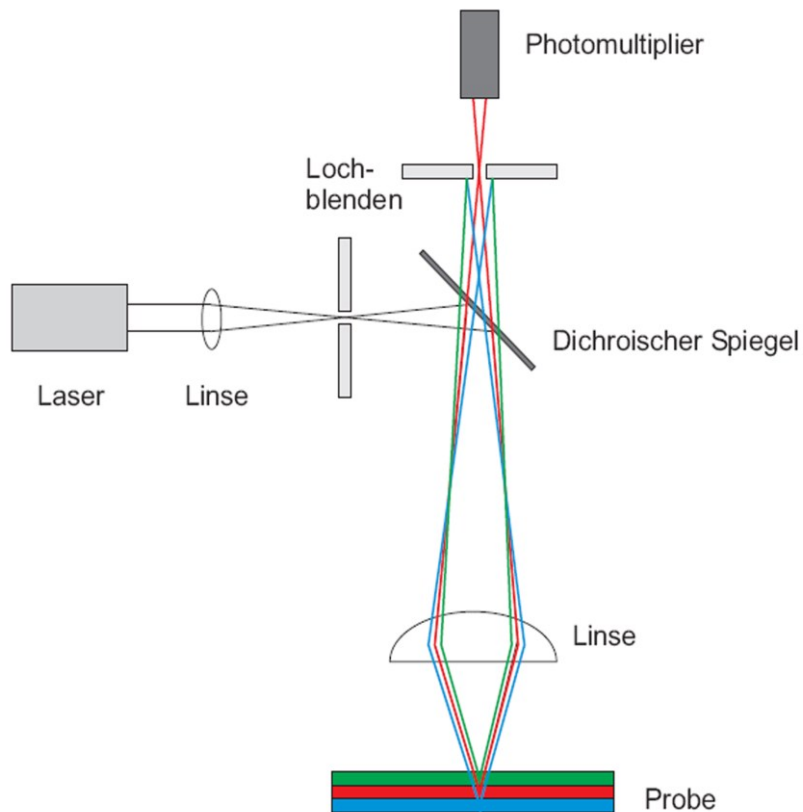


Abb. 9: Schematischer Aufbau eines konfokalen Laserscanningmikroskopes

Um eine Rauigkeitsanalyse durchführen zu können, wurden jeweils 10 statistisch über die Intraokularlinsenoberfläche verteilte Quadrate mit einer Seitenlänge von  $100\ \mu\text{m}$  gewählt. Anschließend wurde der arithmetische Mittelrauhwert  $R_a$  bestimmt ( $R_a = 1/I \int |y(x)| dx$ ) [87], welcher in der Abb. 10 grafisch dargestellt ist.

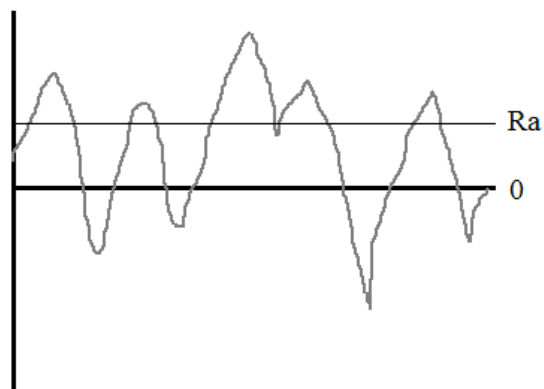


Abb. 10: Skizze Mittelrauhwert  $R_a$



### 3.2.2 Kontaktwinkelmessung zwischen Optikoberfläche und Flüssigkeit

Die Benetzbarkeit der Intraokularlinsenoberfläche hat einen Einfluss auf das Auftreten von Komplikationen. Die vorliegenden IOL wurden nach Herstellerangaben in hydrophile und hydrophobe Intraokularlinsenoberflächen eingeteilt. In der Ophthalmologie werden IOL als „hydrophil“ bezeichnet, deren Wassergehalt mehr als 25 % beträgt. „Hydrophobe“ IOL enthalten einen Wassergehalt von unter 1 % [78]. Intraokularlinsenoberflächen sind hydrophil bzw. benetzbar, wenn der Winkel zwischen Flüssigkeit, Luft und IOL-Oberfläche weniger als  $65^\circ$  beträgt. Ist der Kontaktwinkel größer als  $65^\circ$ , so wird die Intraokularlinse als hydrophob bzw. nicht benetzbar eingestuft [76]. Aus dem gemessenen Kontaktwinkel kann die freie Oberflächenenergie berechnet werden.

Die Benetzungsfähigkeit einer Oberfläche wird über den sich ausbildenden Kontaktwinkel an den Phasengrenzen zwischen Flüssigkeit, Luft und dem Objekt beschrieben. Zur Bestimmung des Kontaktwinkels wurde zunächst die häufiger angewendete „sessile drop-Methode“ verwendet. Bei dieser Analyse wird ein Tropfen definierten Volumens auf das zu untersuchende Objekt gegeben. Mit Hilfe eines videogestützten, optischen Kontaktwinkelmessgerätes wird das Profil des ruhenden Tropfens analysiert und daraus der Kontaktwinkel an der Phasengrenze berechnet (Abb. 11). Dabei gilt, dass der ermittelte Kontaktwinkel umso kleiner ausgebildet ist, je vollständiger die Oberfläche mit der Flüssigkeit benetzt ist.

Das Profil des Tropfens wird vermessen, wenn sich ein Gleichgewicht zwischen Flüssigkeit und Oberfläche eingestellt hat. Aus den Angaben wird der statische Kontaktwinkel  $\Theta$  berechnet, der vom dynamisch ermittelten Kontaktwinkel abzugrenzen ist.

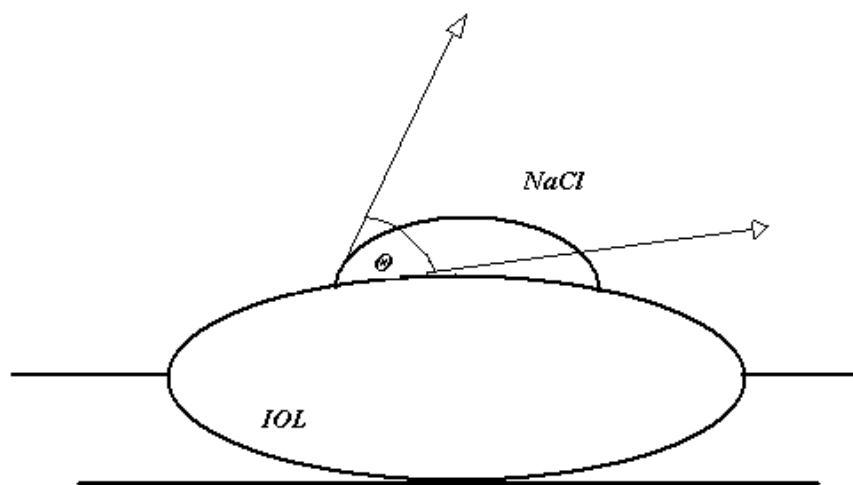


Abb. 11: Kontaktwinkel zwischen flüssiger, fester und gasförmiger Phase

Die Kontaktwinkelmessung erfolgte mittels eines Kontaktwinkelmessgerätes mit integrierter Kamera (OCA 20; Dataphysics Instruments GmbH, Deutschland). Als Benetzungsflüssigkeit wurde isotone Kochsalzlösung verwendet, um den Bedingungen im humanen Kapselsack möglichst nahe zu kommen. Die Messungen erfolgten bei Raumtemperatur.

Für die Kontaktwinkelmessung wurde ein Tropfen isotone Kochsalzlösung mit einem definierten Volumen von 6,3  $\mu\text{l}$  und einer Tropfgeschwindigkeit von 0,2  $\mu\text{l/s}$  zentral auf die IOL-Oberfläche appliziert. Die gekrümmte Oberfläche der IOL und das Profil des liegenden Tropfens wurden mit Hilfe eines Projektionsmikroskopes vermessen. Es erfolgten 10 Einzelmessungen des Kontaktwinkels, aus denen der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet wurden.

Eine modifizierte Methode der Kontaktwinkelmessung ist das Meniskusverfahren. Die Intraokularlinse wird dabei senkrecht in die Modellflüssigkeit (isotone Kochsalzlösung) eingetaucht. Daraufhin wird der Kontaktwinkel am Benetzungspunkt P ermittelt (Abb. 12).

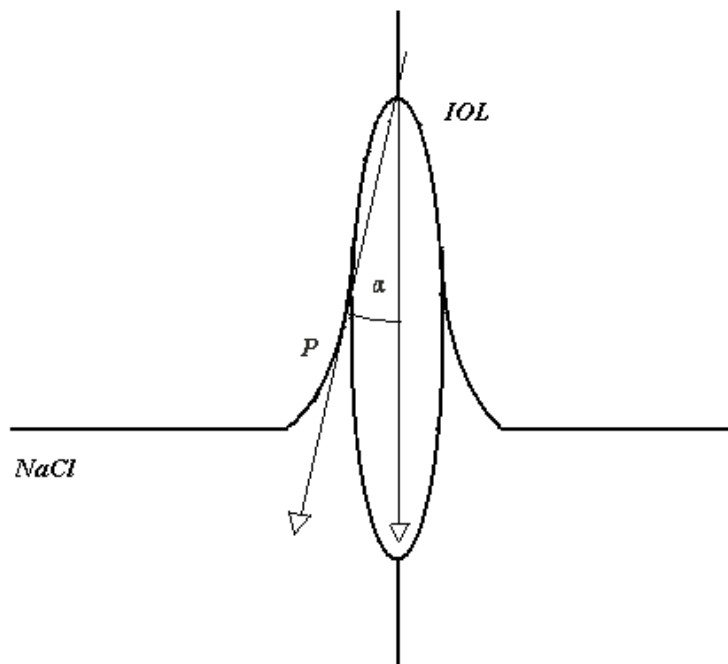


Abb. 12: Meniskuswinkel zwischen fester, flüssiger und gasförmiger Phase

### 3.2.3 Rasterelektronenmikroskopie

Für die Untersuchungen wurde ein Rasterelektronenmikroskop vom Typ Philips XL 30/ESEM (Philips, Eindhoven, Niederlande) verwendet.

Das Prinzip der Rasterelektronenmikroskopie beruht auf Wechselwirkungen zwischen einem gebündelten Strahl Elektronen und den oberen Schichten des Probenmaterials. Durch eine strukturierte Oberfläche entsteht ein kontrastreiches Bild, welches in Graustufen dargestellt wird.

Die Elektronen werden durch thermische Emission aus einer Wolframhaarnadel-Kathode freigesetzt und mit einer definierten Energie zwischen 2 und 40 keV beschleunigt. Der Strahl wird auf die zu untersuchende Probe fokussiert. Zur Bildgebung wird die Oberfläche systematisch abgerastert. Das Material des Untersuchungsobjektes emittiert daraufhin Sekundärelektronen, Rückstreuielektronen und Röntgenstrahlen. Diese Elektronen werden detektiert und einem Grauwert zugeordnet.

Während der Untersuchung sind die Aufladungseffekte von Isolatoren zu berücksichtigen. Sie sind charakterisiert durch das Ausstrahlen von nur wenigen Sekundärelektronen bei einer niedrigen Energie. Ist die Energie zu hoch, können sich Teile der Oberfläche negativ aufladen. Es kommt unter anderem zur Zerstörung der Probe durch Erwärmung.

Um den Aufladungseffekt zu vermeiden, erfolgte eine Sputterung mit Gold bis zu einer Schichtstärke von ca. 10 nm (Agar Sputter Coater 103). Die Beschichtung schützt das Untersuchungsobjekt vor den schädlichen Einflüssen der Strahlung und verbessert die Elektronenableitung.

Ein Störfaktor bei der Untersuchung mit dem Rasterelektronenmikroskop ist die starke Streuung der ausgesendeten Elektronen an den Gasmolekülen im Probenraum. Um diese Streuung zu vermeiden, wird die Untersuchung in einem Hochvakuum vorgenommen.

Der Vorteil gegenüber der Lichtmikroskopie ist das höhere Auflösungsvermögen, welches bei der Lichtmikroskopie maximal ca. 0,1  $\mu\text{m}$ , bei der Rasterelektronenmikroskopie 1 nm beträgt. Ein weiterer Vorteil ist die verbesserte Schärfentiefe [88][89].

### ESEM

Bei der Analyse mit Hilfe des ESEM-Modes erfolgt, im Vergleich zur konventionellen Untersuchung mit dem Rasterelektronenmikroskop, nur die Elektronenstrahlerzeugung im Hochvakuum. Die Probenkammer und die elektronenoptische Säule befinden sich nur in einem leichten Vakuum von 7-10 mmHg. Diese Kammer ist mit einem Gas, zum Beispiel Wasserdampf, gefüllt. Dieses Gas wird als Oszillator genutzt und verstärkt das Bildsignal von der Probenoberfläche. Außerdem hat es den Vorteil, dass die Ladung der Elektronen kompensiert wird und eine Beschichtung der Probe nicht mehr nötig ist.

In der vorliegenden Arbeit wurden beide genannten Verfahren zur Beschreibung der Intraokularlinsenoberfläche eingesetzt [89].

### 3.3 Ermittlung der mechanischen Funktionalitätsparameter in vitro

Das Verhalten der implantierten Intraokularlinse im Kapselsack beeinflusst die Komplikationsrate und den Erfolg der Kataraktoperation. Es erfolgte eine Charakterisierung der IOL nach den Parametern Rückstellkraft, Anstellwinkel der Haptiken zum Kapselsack, Verkippung und Dezentrierung der Optik.

#### 3.3.1 Aufbau der Prüfeinrichtung

Die mechanische Charakterisierung der Intraokularlinsen erfolgte mit Hilfe einer auf die speziellen Prüfanforderungen entwickelten Prüfeinrichtung (Compression Force and Displacement Tester; Institut für Implantattechnologie und Biomaterialien e.V., Rostock) und einer dazugehörigen Software (IOLMeasure Version 1.24, HaSoTec GmbH, Rostock 2007).

Die verwendete Gerätekonfiguration ist in der Abbildung (Abb. 13) schematisch dargestellt.

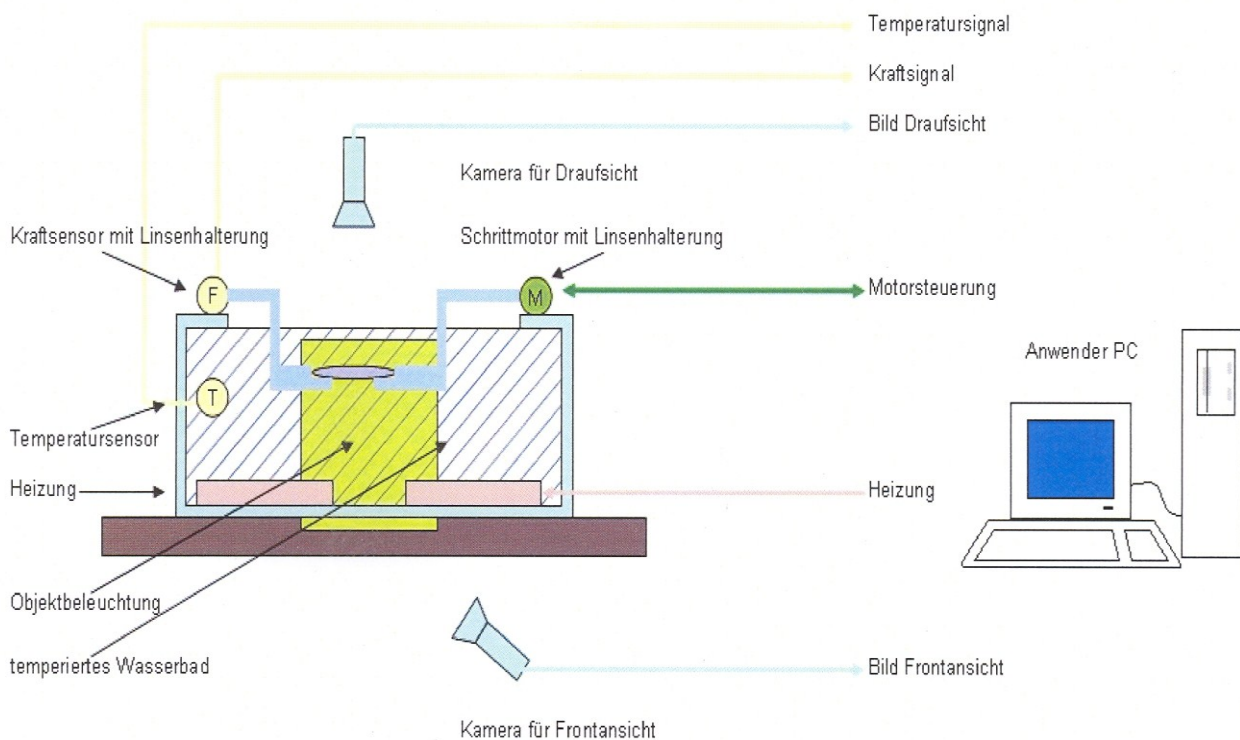


Abb. 13: Schematische Darstellung des Messaufbaus [86]

Die Prüfeinheit des Messgerätes setzt sich aus einem wassergefüllten Prüfbecken und zwei Haptikhalterungen zusammen. Das Wasser im Prüfbecken wird mittels einer integrierten Heizung auf 34°C bis 37°C temperiert. Die austauschbaren Haptikhalterungen sind mit einem motorgetriebenen Vorschub verbunden, welcher eine Deformierung der IOL mit einer definierten Geschwindigkeit ermöglicht. Die Größe der Halterungen ist an den jeweiligen Gesamtdurchmesser der Intraokularlinse angepasst. Die von der Intraokularlinse ausgeübte Kraft auf die Haptikhalterung wird mittels eines Kraftsensors gemessen. Der Messbereich des verwendeten Sensors beträgt 0-2000 mN mit einer Messgenauigkeit von 0,1 mN im kalibrierten Messbereich von 0-100 mN.

Mit Hilfe von zwei axial um 90° versetzten CCD-Kameras wird eine kontinuierliche räumlich und zeitlich aufgelöste Darstellung der Deformationsbewegung einer IOL in Auf- und Seitenansicht realisiert. Für einen möglichst großen Kontrastumfang wird das Messfeld von zwei Seiten mittels einer Leuchtfolie homogen ausgeleuchtet. Die Intraokularlinse wird im entlasteten und deformierten Zustand digital erfasst. Mit Hilfe einer gerätespezifischen Software werden die Bilder bearbeitet und Markierungspunkte positioniert, deren Abstand anschließend vermessen wird. Der Versuchsaufbau ist in der Abbildung dargestellt (Abb. 14).

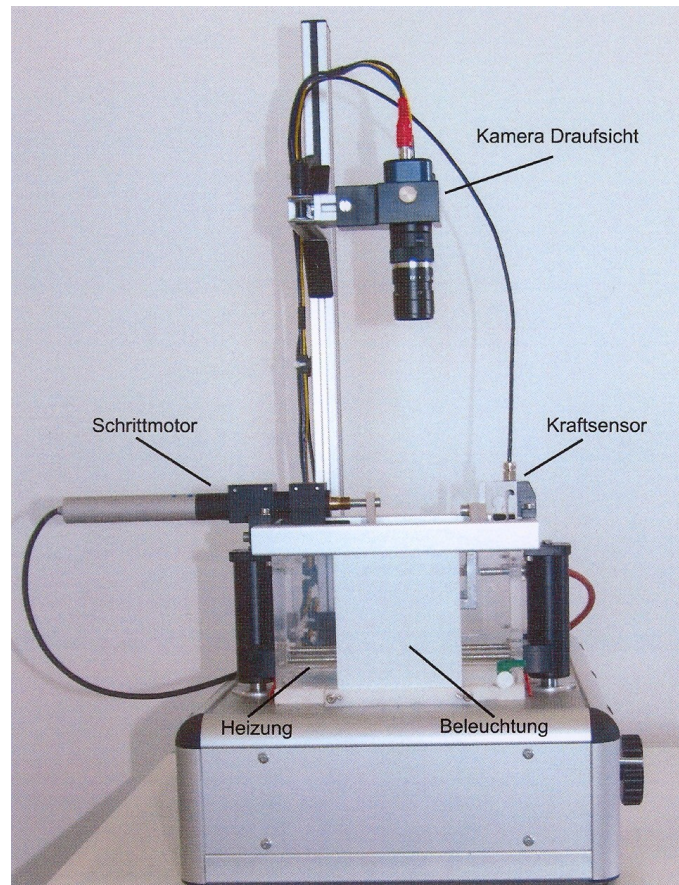


Abb. 14: Versuchsaufbau zur Untersuchung der mechanischen Funktionalitätsparameter *in vitro* [86]

### 3.3.2 Kraft-Weg-Messung

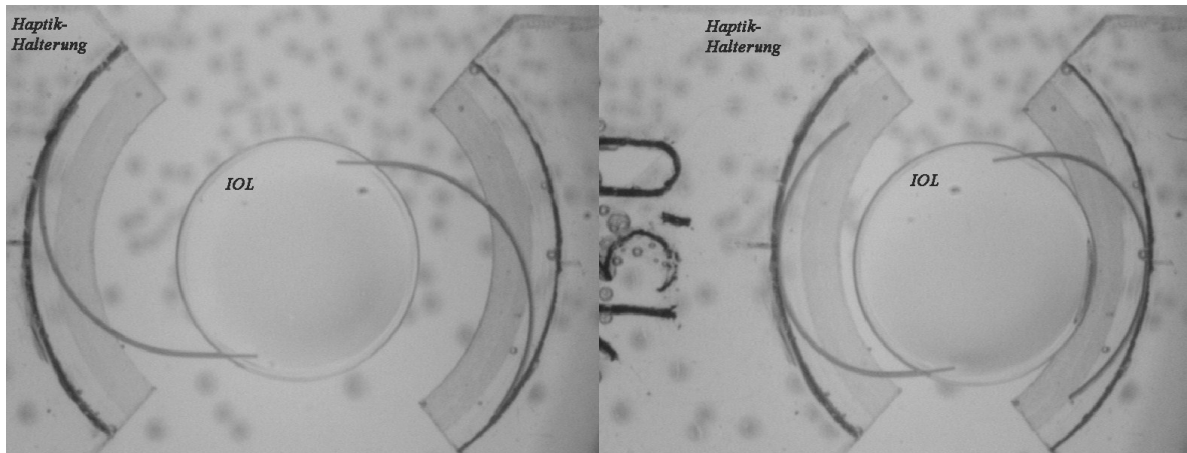
Bei dieser Untersuchung wurde eine vorgegebene Deformation aufgebracht und die dafür notwendige Kraft gemessen. Die Untersuchungen erfolgten in einem auf 37° C temperierten Wasserbad (destilliertes Wasser). Auf Grund der Möglichkeit abweichender Ergebnisse bei Verwendung isotoner Kochsalzlösung, begründet durch das Quellverhalten des IOL-Materials, wurden zusätzliche Untersuchungen mit isotoner Kochsalzlösung durchgeführt und die Ergebnisse mit den Messungen in destilliertem Wasser verglichen.

Die Haptiken der IOL wurden jeweils mit einer definierten Geschwindigkeit von 0,1 mm/s auf einen vorgewählten Wert deformiert. Die aufzuwendende Kraft während der Deformation wurde zu jedem Zeitpunkt der Messung angegeben. Entscheidend für die Untersuchungen war die Kraft, welche die Haptiken am Ende der Deformation auf die Halterungen ausübten. Anschließend wurden die Haptiken bis auf die ursprünglichen Größen entlastet.

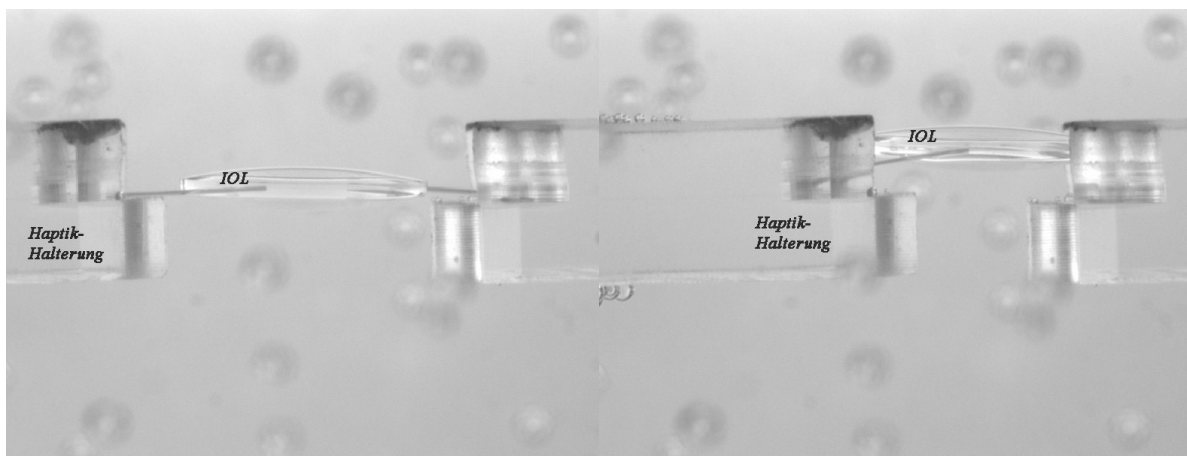
Die Haptiken der Intraokularlinsen wurden nacheinander von der jeweiligen Ausgangsgröße der IOL, die zwischen 10,0 mm und 15,0 mm variierte, auf 9,3 mm, 9,7 mm, 10,3 mm und 10,5 mm deformiert.

Jede der Deformationsstufen wurde dreimal absolviert.

Die entlastete und deformierte Intraokularlinse wird in der Aufsicht (Abb. 15) und Seitenansicht (Abb. 16) dargestellt.



*Abb. 15: Intraokularlinse im entlasteten und deformierten Zustand in Aufsicht*

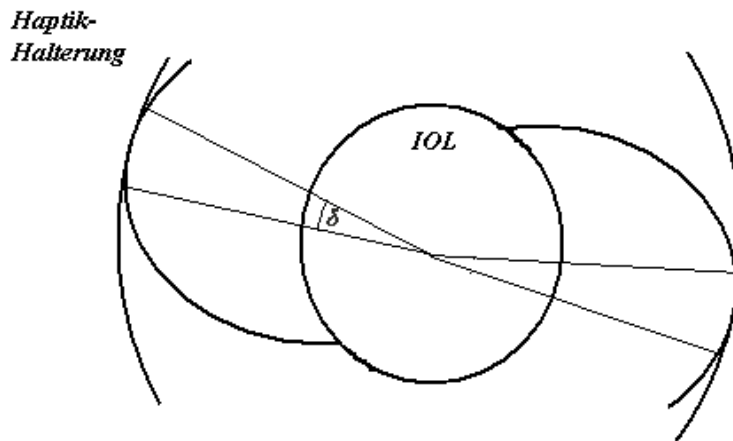


*Abb. 16: Intraokularlinse im entlasteten und deformierten Zustand in Seitenansicht*



### 3.3.2.1 Anstellwinkel

Der Anstellwinkel der Haptiken zu den Haptikhalterungen (Abb. 17) ist ein Maß für die zirkuläre Ausspannung des Kapselsackes durch die Intraokularlinsenhaptiken in vivo.



*Abb. 17: Schematische Darstellung des Anstellwinkels*

Dieser Winkel ändert sich im Verlauf der jeweiligen Deformationsstufen. Um diese Veränderung quantitativ beurteilen zu können, wurde der Winkel jeweils in der Ausgangsposition (Abb. 18) und in der Endposition der deformierten IOL (Abb. 19) gemessen.

Auf die Berührungspunkte der Haptiken mit den Halterungen wurden softwaregestützt Markierungspunkte positioniert. Diese Punkte wurden mit dem Mittelpunkt der IOL verbunden. Anschließend wurde der Winkel zwischen den Strecken vermessen.

Der Anstellwinkel wurde nach Deformation der IOL-Haptiken von der jeweiligen Originalgröße auf 9,3 mm, 9,7 mm, 10,3 mm und 10,5 mm ermittelt. Auf diese Weise konnte die Veränderung des Anstellwinkels jeweils für die einzelnen Deformationsstufen bestimmt werden.

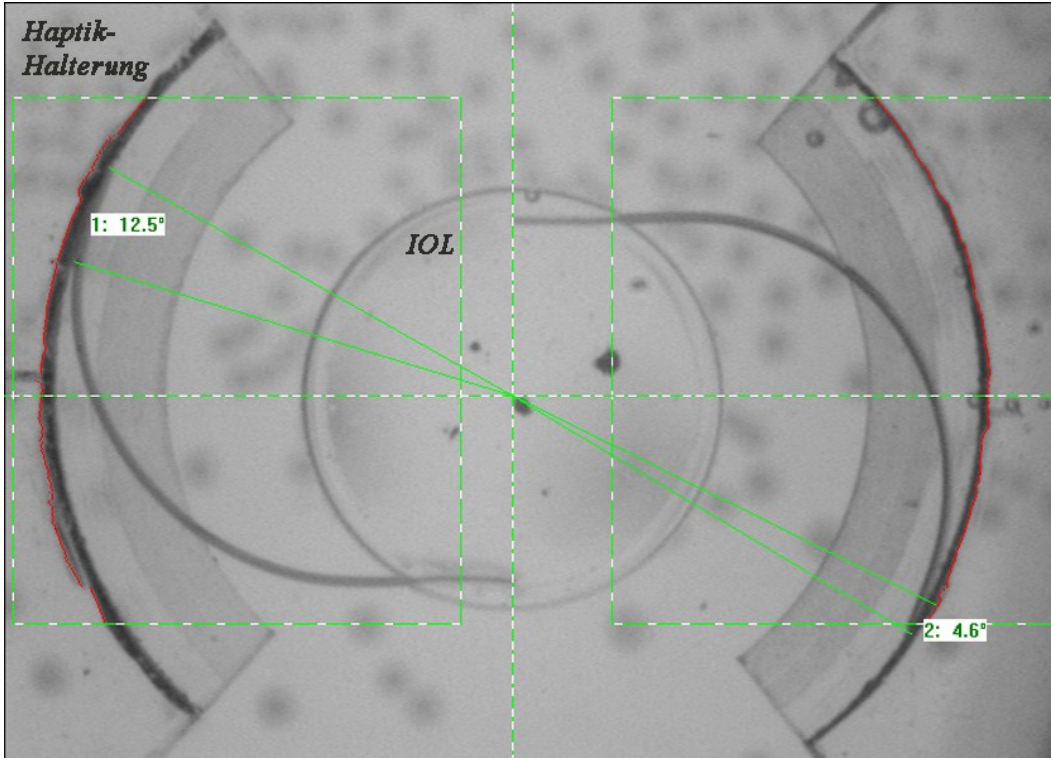


Abb. 18: Anstellwinkel der Haptiken in der Ausgangsposition

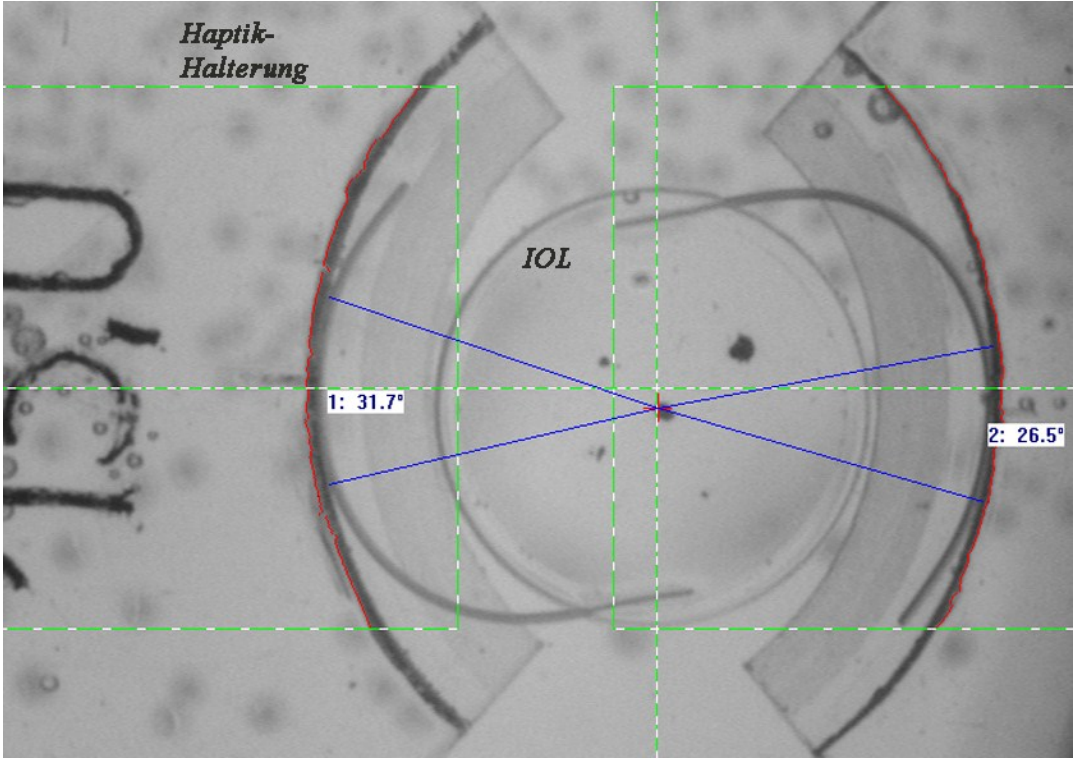
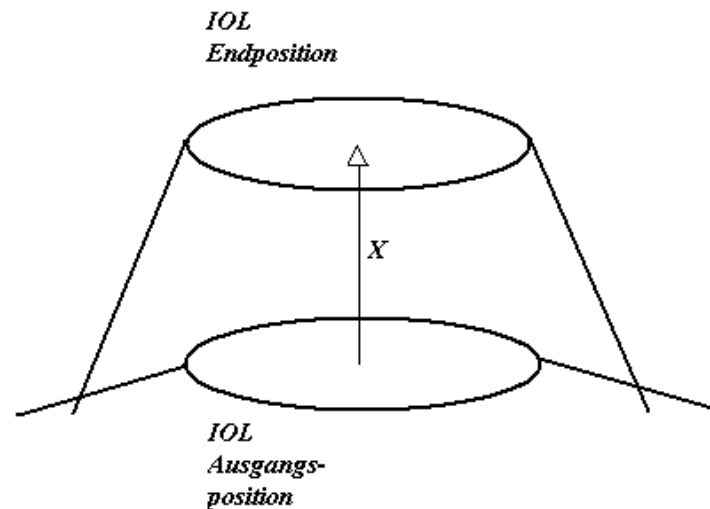


Abb. 19: Anstellwinkel der Haptiken bei maximaler Deformation

### 3.3.2.2 Ermittlung der axialen Verschiebung

Die axiale Verschiebung einer IOL ist gekennzeichnet durch die Abweichung der Position des Prüfobjektes bei Deformation von der Ausgangsposition in axialer Richtung (Abb. 20). Mit Hilfe der Seitenansichtaufnahmen ließ sich die Verschiebung der IOL exakt vermessen.



*Abb. 20: Schematische Darstellung der axialen Verschiebung*

Zur Ermittlung der axialen Verschiebung wurde die Intraokularlinse ebenfalls mit den genannten Parametern deformiert. Die Markierungen auf der entlasteten IOL, jeweils 5, sind in der Abb. 21 dargestellt. Hierzu wurden entweder die Ursprünge der Haptiken oder vor der Messung aufgetragene 5 Markierungen verwendet. Diese wurden mit einem Permanentmarker zentral auf der IOL-Oberfläche platziert. Im deformierten Zustand (Abb. 22) wurden diese Punkte ebenfalls aufgebracht. Anschließend wurde die vertikale Komponente des Abstands zwischen den markierten Punkten beider Abbildungen vermessen. Diese entspricht der Verschiebung in axialer Richtung.

Die Analyse der axialen Verschiebung erfolgte nach einer Deformation von der jeweiligen Originalgröße der IOL auf 9,3 mm, 9,7mm, 10,3 mm und 10,5 mm. Somit war es möglich, eine genaue Aussage über die axiale Verschiebung im Laufe der Deformationsbewegung zu treffen.

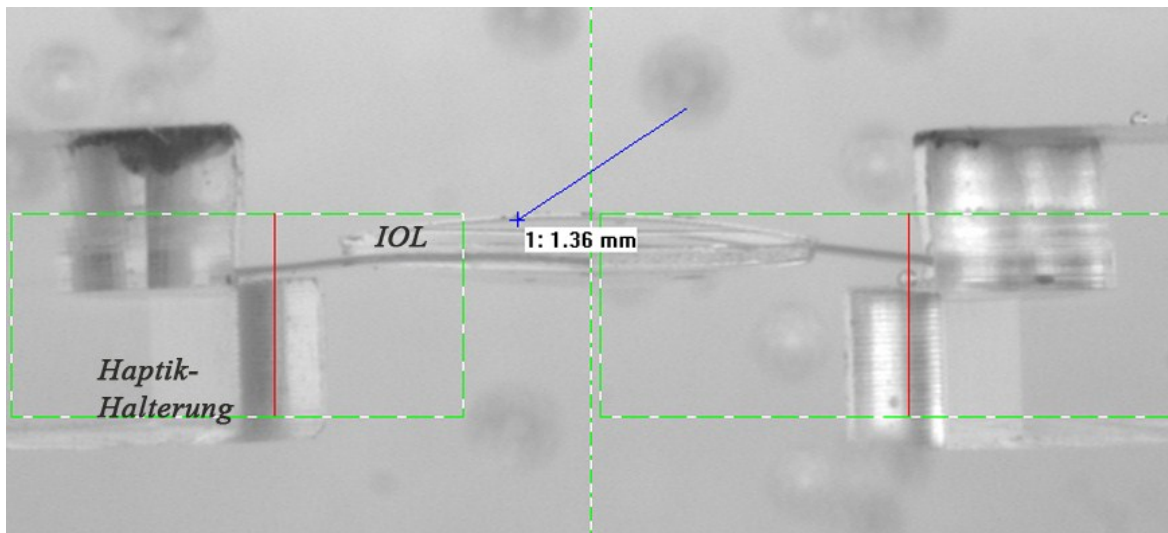


Abb. 21: Markierung in Ausgangsposition

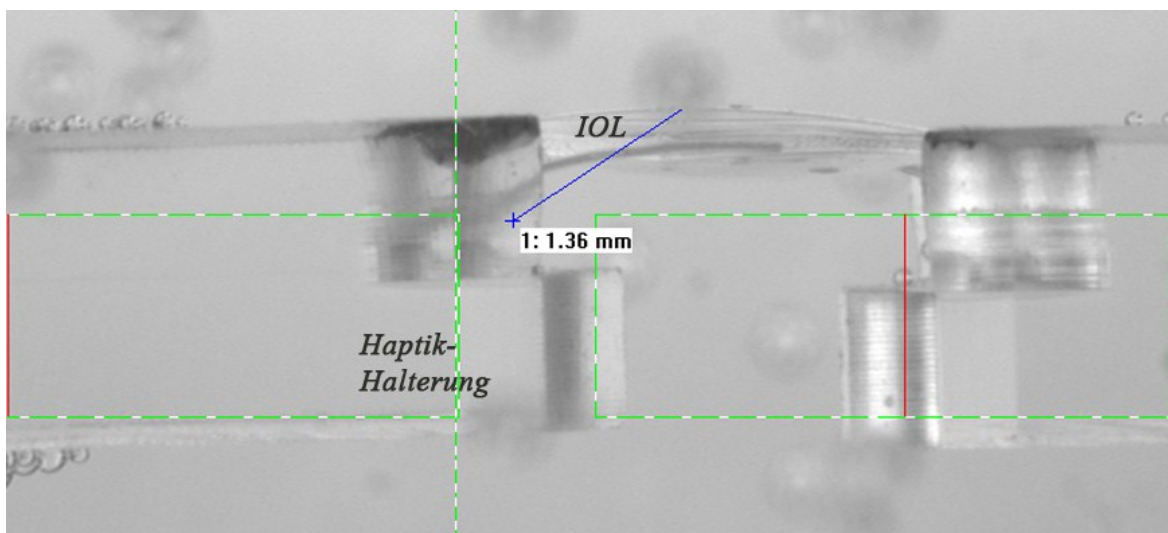
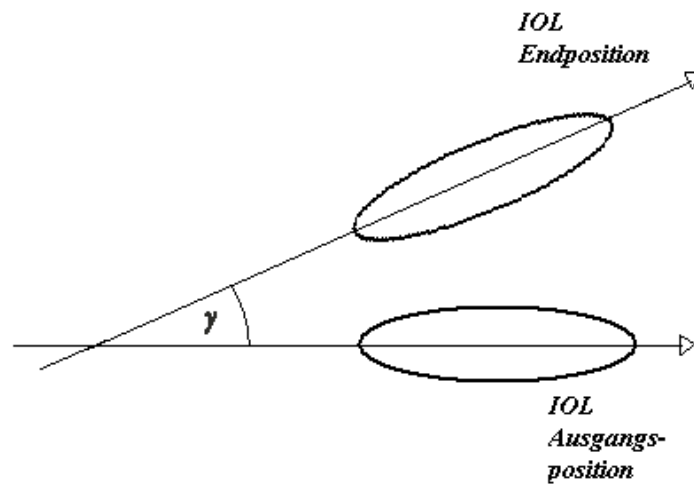


Abb. 22: Markierung bei maximaler Deformation

### 3.3.2.3 Verkippung

Die Verkippung entspricht dem Winkel zwischen der IOL-Achse im entlasteten Zustand und der Achse im deformierten Zustand der Intraokularlinse (Abb. 23).



*Abb. 23: Schematische Darstellung der Verkippung*

Bei den entlasteten IOL im Ruhezustand wurde die horizontale Achse markiert (Abb. 24). Im deformierten Zustand wurde dieser Vorgang wiederholt (Abb. 25). Durch Überlagerung der beiden Abbildungen, ließ sich ein Winkel zwischen den beiden Achsen ermitteln (Abb. 26). Dieser Winkel entspricht der Verkippung der Intraokularlinse.

Die Messung wurde jeweils bei einer Verformung der IOL von der jeweiligen Originalgröße auf 9,3 mm, 9,7mm, 10,3 mm und 10,5 mm durchgeführt.

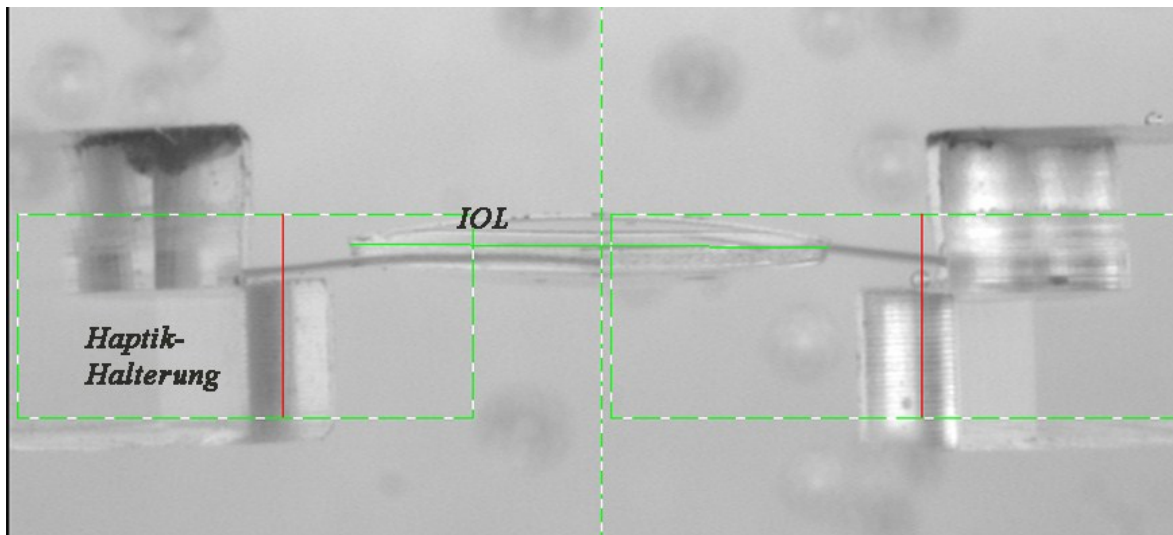


Abb. 24: Markierung der IOL-Achse in Ausgangsposition

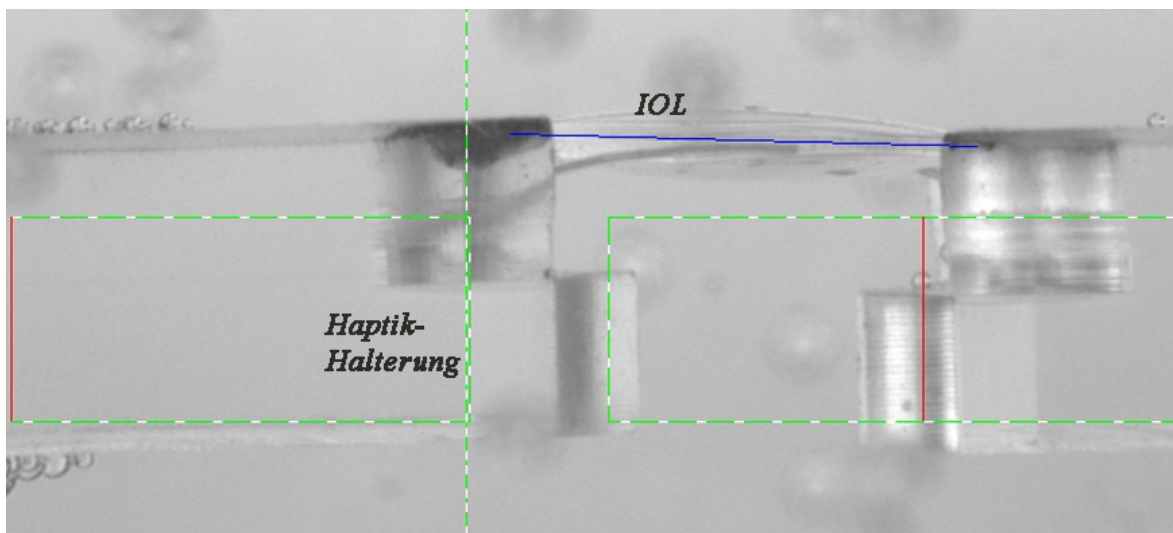


Abb. 25: Markierung der IOL-Achse bei maximaler Deformation

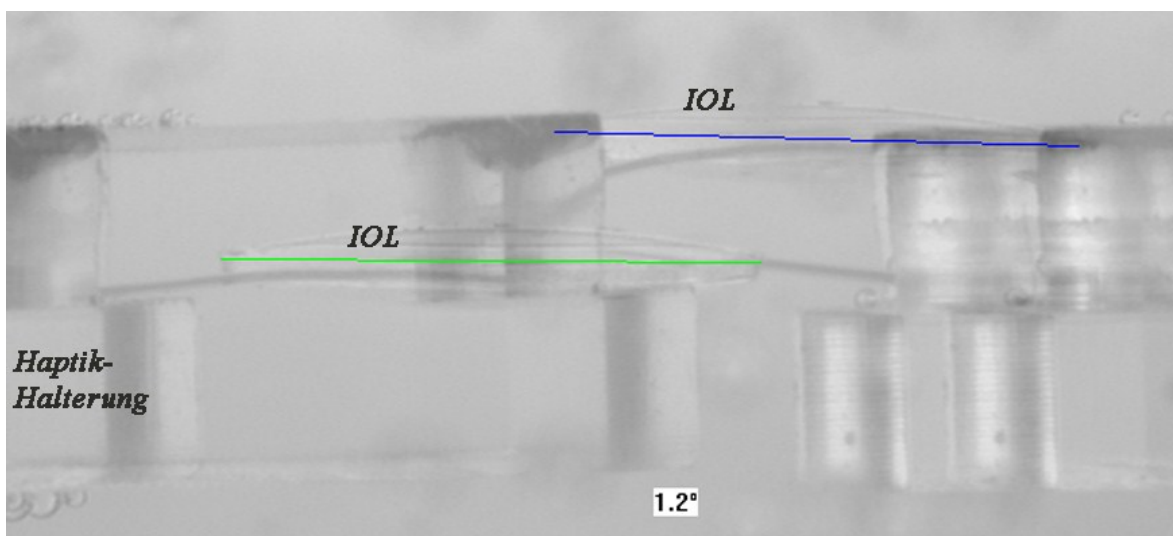


Abb. 26: Überlagerung der Bilder in Ausgangsposition und maximaler Deformation

### 3.3.2.4 Verschiebung in Frontalebene

Die Verschiebung in der Frontalebene ist als Abweichung der Position der IOL im deformierten Zustand von der Position der IOL im Ausgangszustand in der Frontalebene definiert (Abb. 27).

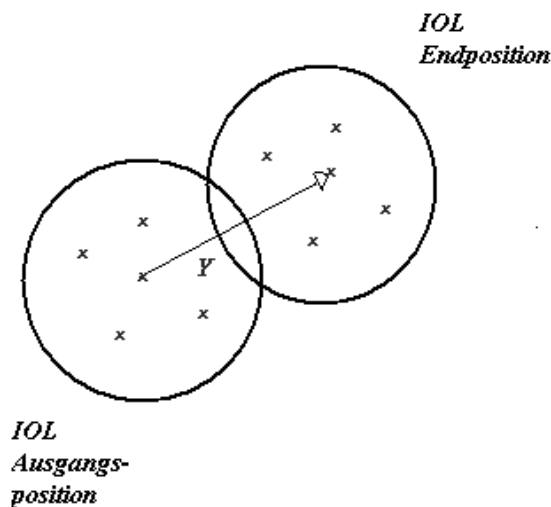


Abb. 27: Schematische Darstellung der Verschiebung in Frontalebene

Vor der Untersuchung wurden ebenfalls mit einem Permanentmarker 5 Punkte zentral auf der IOL-Optik markiert. Diese Kennzeichnungen wurden genutzt, um in der Projektion der IOL in Ausgangsposition und der IOL im deformierten Zustand Markierungspunkte zu positionieren. Der Abstand der Markierungspunkte beider Abbildungen zueinander wurde vermessen. Dieser Abstand entspricht der Verschiebung in Frontalebene (Abb. 28). Um die Verschiebung der IOL in der Frontalebene im Verlauf der Deformationsstufen beurteilen zu können, wurden die Haptiken aus der jeweiligen Originalgröße auf die Durchmesser 9,3 mm, 9,7 mm, 10,3 mm und 10,5 mm deformiert.

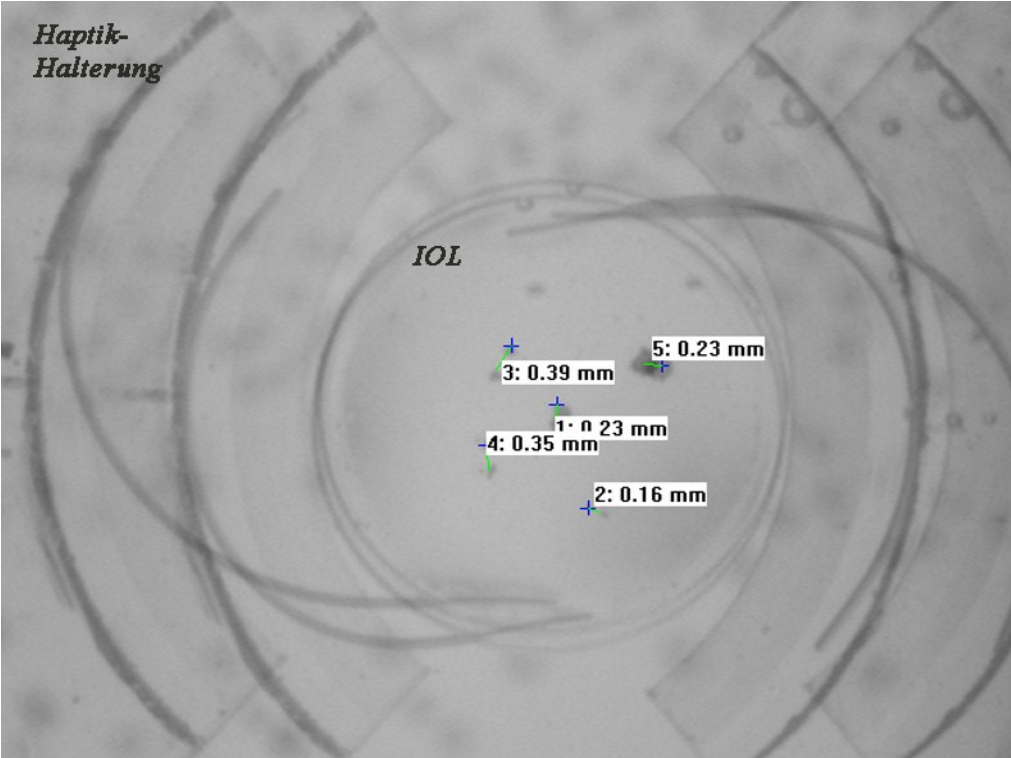


Abb. 28: Darstellung der Verschiebung in Frontalebene mit Markierungspunkten



## 4 Ergebnisse

### 4.1 Oberflächeneigenschaften

Die 28 untersuchten Intraokularlinsentypen wurden nach dem Material ihrer Optiken in vier Gruppen unterteilt: die Gruppe der hydrophilen MMA-Optiken, die der Silikonelastomer-Optiken, die PMMA-IOL und die Gruppe der hydrophoben MMA-Optiken.

Die ermittelten Werte der mittleren Oberflächenrauigkeit und der Benetzbarkeit wurden mit dem Statistikprogramm SPSS 15.0 (SPSS Inc. Chicago, USA) ausgewertet. Die Prüfung der Signifikanz der Ergebnisse erfolgte mit dem parameterfreien, beidseitigen Mann-Whitney-U-Test (Irrtumswahrscheinlichkeit  $p < 0,05$ ).

#### 4.1.1 Oberflächenrauigkeit

Der Mittelwert für den Parameter Ra wurde aus den Einzelmessungen von jeweils 10 Quadraten mit einer Kantenlänge von  $100 \mu\text{m}$  bestimmt.

Die Abbildung einer Optikoberfläche mit einer ausgeprägt hohen mittleren Rauigkeit Ra von  $348,85 \text{ nm}$  ist am Beispiel der Technoko 635 TS dargestellt (Abb. 29).

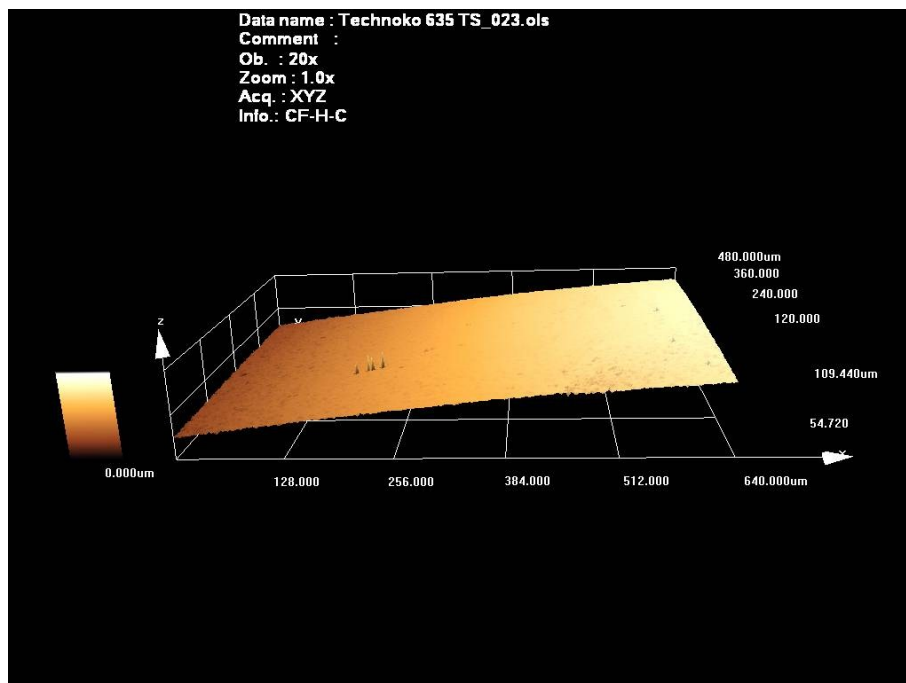


Abb. 29: Technoko 635 TS CLSM-Topographie

## Ergebnisse

Eine niedrige mittlere Rauigkeit  $R_a$  von 217,42 nm wurde auf der Optikoberfläche der Poly lens A 64 gemessen (Abb. 30).

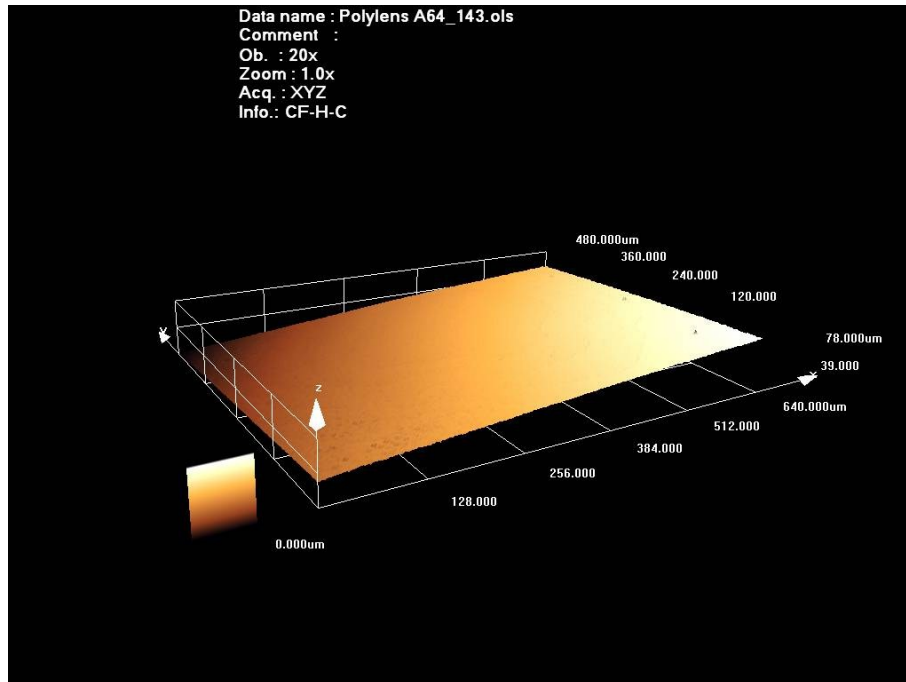


Abb. 30: Poly lens A 64 CLSM-Topographie

Aus den Messungen ergibt sich die folgende Reihung:

In der Gruppe der IOL aus hydrophilem MMA weist die Akreos AO MI-60 die größte mittlere Rauigkeit auf, gefolgt von der Akreos Adapt AO, der Poly lens A 63, der Morcher 46 G, der PC 525 Ergomax, der C-Flex 570 C, der Morcher 92 C, der Care Flex II, der Yellow Flex und der Poly lens A 62. Auf der Oberfläche der Poly lens A 64 wurde die geringste mittlere Rauigkeit in dieser Gruppe gemessen.

Eine weitere Gruppe ist die der Silikonelastomer-Intraokularlinsen mit nachfolgender Reihung:

Die Soflex SE zeigt die größte mittlere Rauigkeit  $R_a$ , gefolgt von der Technoko 635 TS, der SofPort AO und der Poly lens S 80. Die Tecnis CL Z9002 weist die geringste mittlere Rauigkeit der Silikonelastomer-IOL auf.

Die dritte Gruppe setzt sich aus den IOL zusammen, deren Optiken aus PMMA gefertigt sind. Die mittlere Rauigkeit der Rayner 755 U ist größer als die mittlere Rauigkeit der Duralens II/DL60.

Aus den Messungen der mittleren Rauigkeit der Intraokularlinsen aus hydrophobem MMA, welche die letzte der vier Gruppen darstellt, ergibt sich die folgende Reihung:

## Ergebnisse

Auf der Intraokularlinsenoberfläche der Acri.Twin 447D wurde die größte mittlere Rauigkeit Ra in der Gruppe der hydrophoben MMA-IOL gemessen, gefolgt von der Acri.Lyc 44 S, der Acri.LISA 366D, der AcrySof SN60AT, der Acri.Lyc 43 TS, der Acri.Lyc 47 S, der Tecnis ZA9003, der Tecnis 1-piece ZCB00 und der AcrySof MN60AC. Die kleinste mittlere Rauigkeit Ra zeigt die AcrySof SN60WF.

Die 28 untersuchten Intraokularlinsen sind geordnet nach dem Material der IOL-Optiken in der Abb. 31 dargestellt.

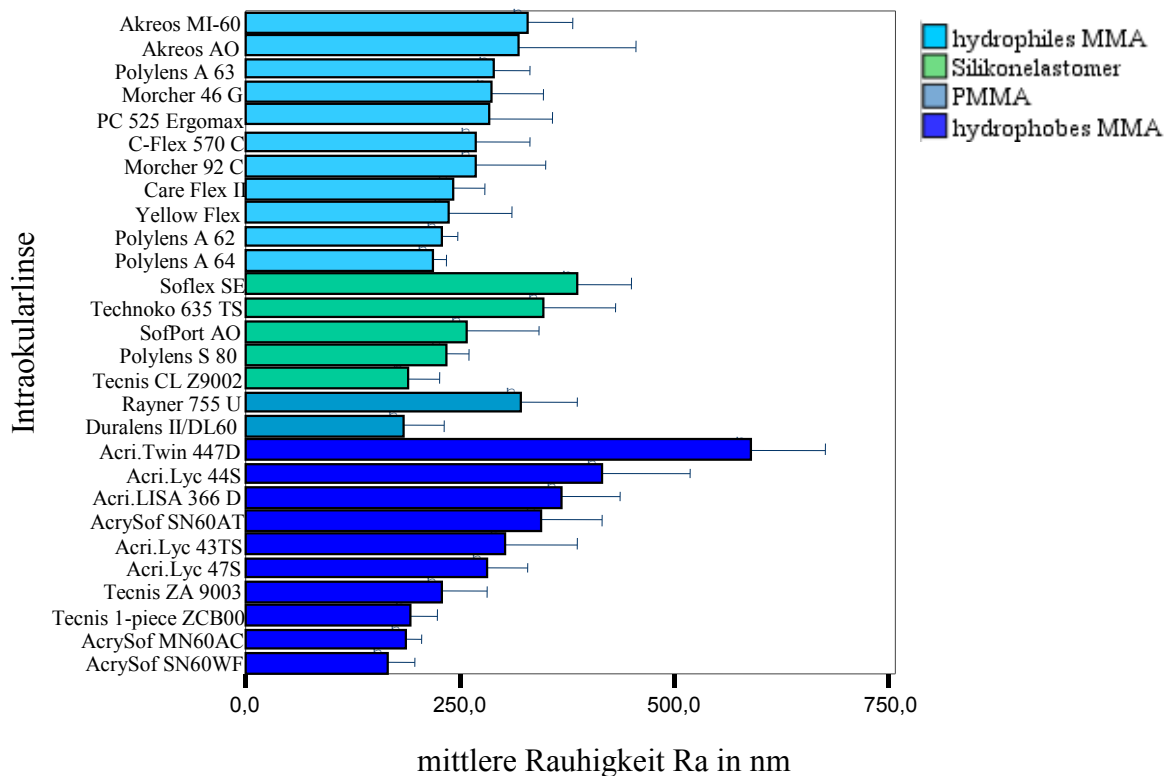


Abb. 31: Ergebnisse der mittleren Rauigkeit Ra

Zwischen den vier Gruppen der Intraokularlinsen sind keine signifikanten Unterschiede in der mittleren Rauigkeit Ra nachweisbar. Alle Rauigkeiten Ra waren deutlich kleiner als  $1 \mu\text{m}$ .

#### 4.1.2 Kontaktwinkel zwischen Flüssigkeit und Optikoberfläche

Ein weiterer Parameter zur Oberflächencharakterisierung ist der Kontaktwinkel, der sich zwischen Optikoberfläche, Luft und isotoner Kochsalzlösung ausbildet.

Der Kontaktwinkel einer hydrophilen Intraokularlinse ist am Beispiel der Technoko Yellow Flex in der Abb. 32 dargestellt.



*Abb. 32: Kontaktwinkelausbildung an einer Technoko Yellow Flex*

Die Kontaktwinkelausbildung an einer IOL aus hydrophobem Silikon ist am Beispiel der Soflex SE dargestellt (Abb. 33).



*Abb. 33: Kontaktwinkelausbildung an einer Soflex SE*

In dieser Untersuchung wurden die 28 Intraokularlinsentypen ebenfalls nach dem Optikmaterial in vier Gruppen eingeteilt.

Die Messungen der Intraokularlinsen aus hydrophilem MMA ergeben folgende Reihung:

Die Polylens A 63 bildet in den Untersuchungen den größten Kontaktwinkel aus, gefolgt von der Care Flex II, der PC 525 Ergomax, der Morcher 92 C, der Polylens A 64, der C-Flex 570

## Ergebnisse

C, der PolyLens A 62, der Morcher 46 G, der Akreos MI-60 und der Akreos Adapt AO. Der kleinste Kontaktwinkel in dieser Gruppe bildet sich an der Optik der Yellow Flex aus.

Die Messwerte der Silikonelastomer-Intraokularlinsen ergeben folgende Reihung:

Auf der Optikoberfläche der PolyLens S 80 wurde der größte Kontaktwinkel gemessen, gefolgt von der Tecnis CL Z9002, der Soflex SE, der SofPort AO und der Technoko 635 TS.

Die PMMA-IOL Rayner 755 U bildet einen größeren Kontaktwinkel aus als die aus PMMA gefertigte Duralens II/DL60.

Aus den Messwerten der Intraokularlinsen aus hydrophobem MMA ergibt sich folgende Reihung:

Die AcrySof SN60AT weist den größten Kontaktwinkel in dieser Gruppe auf, gefolgt von der AcrySof SN60WF, der Acri.Lyc 43 TS, der AcrySof MN60AC, der Tecnis ZA9003, der Acri.Lyc 47 S, der Acri.Lyc 44 S, der Tecnis 1-piece ZCB00 und der Acri.LISA 366D. Der kleinste Kontaktwinkel wurde auf der Acri.Twin 447D gemessen.

Die aus 10 Kontaktwinkelmessungen berechneten Mittelwerte sind geordnet nach dem Material der Optiken in der Abb. 34 grafisch dargestellt.

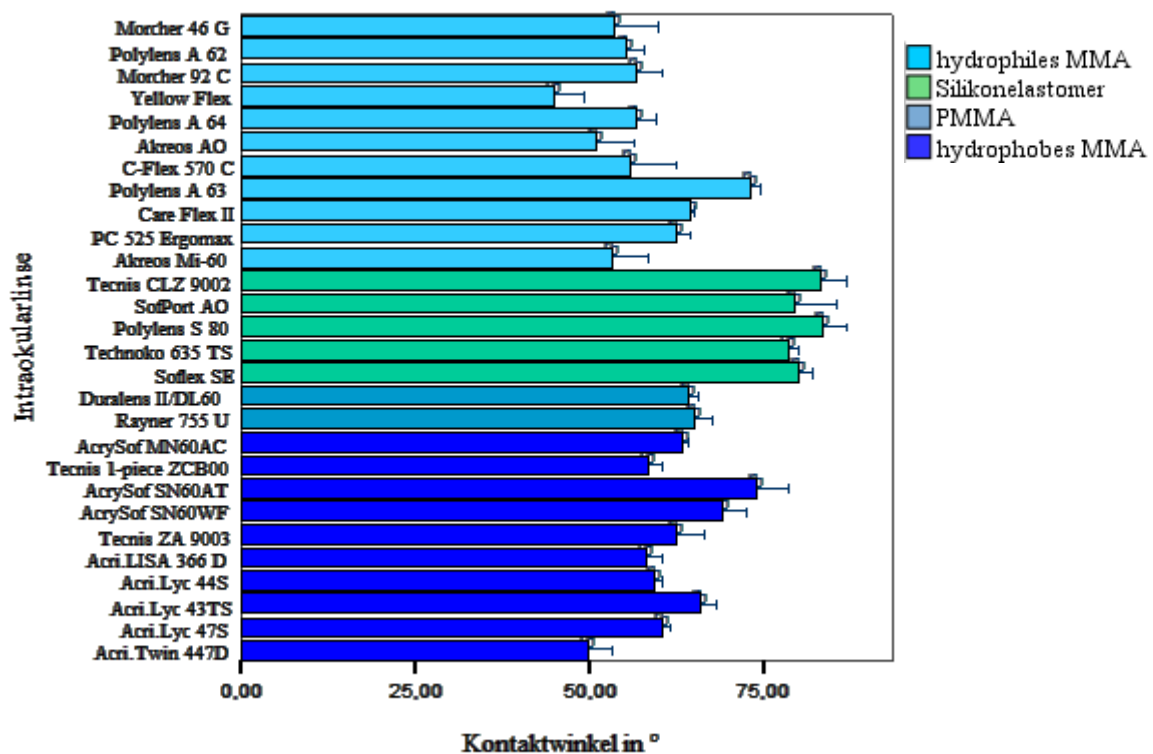
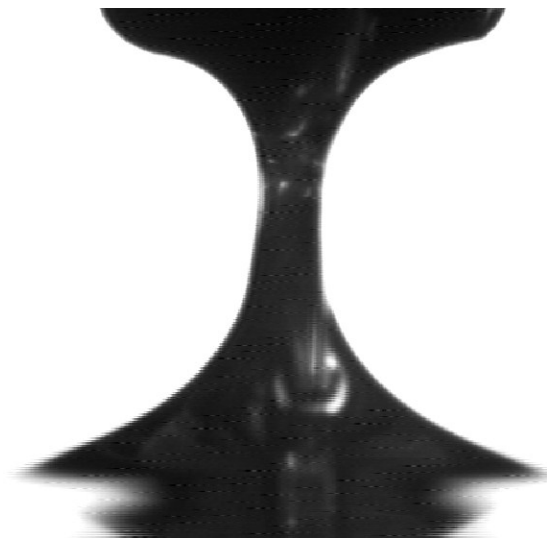


Abb. 34: Ergebnisse der Kontaktwinkelmessung

Zwischen der Gruppe der hydrophilen MMA-Intraokularlinsen und der Gruppe der hydrophoben Silikonelastomer-Optiken wurden in der Kontaktwinkelmessung hoch signifikante Unterschiede ( $p < 0,001$ ) nachgewiesen. Die Gruppe der Silikonelastomer-Intraokularlinsen weist außerdem signifikant größere Messwerte als die Gruppe der hydrophoben MMA-Intraokularlinsen auf. Tendenziell ( $p = 0,061$ ) niedrigere Ergebnisse der Kontaktwinkelmessung sind bei den IOL aus hydrophilem MMA im Vergleich zu den IOL aus hydrophobem MMA erkennbar.

### 4.1.3 Meniskusbildung zwischen Flüssigkeit und Optikoberfläche

Die Ausbildung des Meniskuswinkels auf hydrophilen MMA-Intraokularlinsen ist am Beispiel der PC 525 Ergomax in der Abb. 35 dargestellt.



*Abb. 35: Meniskusbildung am Beispiel der PC 525 Ergomax (hydrophil)*

Die Meniskusbildung auf hydrophoben Intraokularlinsenoberflächen ist am Beispiel der Tecnis-1-piece ZCB00, deren Optik aus hydrophobem MMA gefertigt ist, in der Abb. 36 dargestellt.



*Abb. 36: Meniskuswinkel am Beispiel der Tecnis-1-piece ZCB00 (hydrophob)*

Die Messungen der hydrophilen MMA-IOL ergeben folgende Reihung:

An der Optik der Morcher 46 G wurde der größte Meniskuswinkel in dieser Gruppe gemessen, gefolgt von der PolyLens A 62, der Morcher 92 C, der Yellow Flex, der PolyLens A 64, der Akreos Adapt AO, der C-Flex 570 C, der PolyLens A 63, der Care Flex II und der PC 525 Ergomax. Die Akreos MI-60 weist den kleinsten Meniskuswinkel auf.

Die Ergebnisse der Silikonelastomer-Intraokularlinsen sind in der folgenden Reihung dargestellt:

Die PolyLens S 80, die Tecnis CL Z9002 und die SofPort AO bilden einen Meniskuswinkel von ungefähr  $90^\circ$  aus. Der Meniskuswinkel der Technoko 625 TS ist geringer, gefolgt von der Soflex SE, welche den kleinsten Winkel aufweist.

Die Messwerte der Optiken, die aus PMMA gefertigt sind, ergeben folgende Reihung:

Die Meniskusausbildung an der Duralens II/DL60 ist größer als die Ausbildung an der Rayner 755 U.

Die Messwerte der hydrophoben MMA-Intraokularlinsen sind in folgender Reihung dargestellt:

Die AcrySof MN60AC weist den größten Meniskuswinkel auf, gefolgt von der Tecnis 1-piece ZCB00, der AcrySof SN60AT, der AcrySof SN60WF, der Tecnis ZA9003, der Acri.LISA 366D, der Acri.Lyc 44 S, der Acri.Lyc 43 TS und der Acri.Lyc 47 S. Der kleinste Meniskuswinkel wurde auf der Acri.Twin 447D gemessen.

Die jeweiligen Mittelwerte und Standardabweichungen aus 6 Einzelmessungen sind in der Abbildung grafisch dargestellt (Abb. 37).

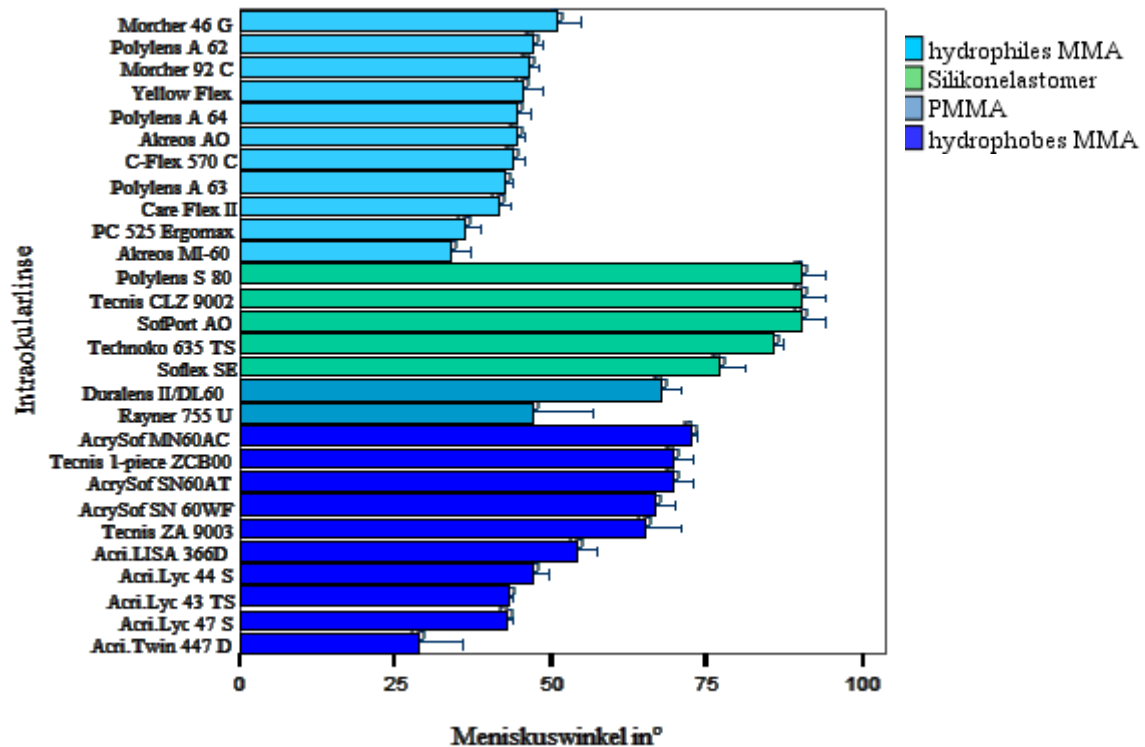


Abb. 37: Ergebnisse der Meniskusausbildung

Die Gruppe der hydrophilen MMA-Optiken weist in der Meniskuswinkelmessung hoch signifikant ( $p < 0,001$ ) kleinere Werte auf als die Gruppe der Silikonelastomer-Intraokularlinsen. Die Messwerte der hydrophilen MMA-IOL sind außerdem tendenziell ( $p = 0,051$ ) niedriger als die Ergebnisse der IOL aus hydrophobem MMA.

Die Mittelwerte der Meniskuswinkel der Silikonelastomer-Intraokularlinsen sind hoch signifikant ( $p < 0,001$ ) größer als die der hydrophoben MMA-Optiken.

#### 4.2 Mechanische Funktionalitätsparameter

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte mit Hilfe des Programms SPSS 15.0. Die Prüfung der Signifikanz der Ergebnisse erfolgte mit dem parameterfreien, beidseitigen Mann-Whitney-U-Test (Irrtumswahrscheinlichkeit  $p < 0,05$ ). Mit Hilfe der Software Excel (Microsoft) wurden die Ergebnisse grafisch dargestellt.

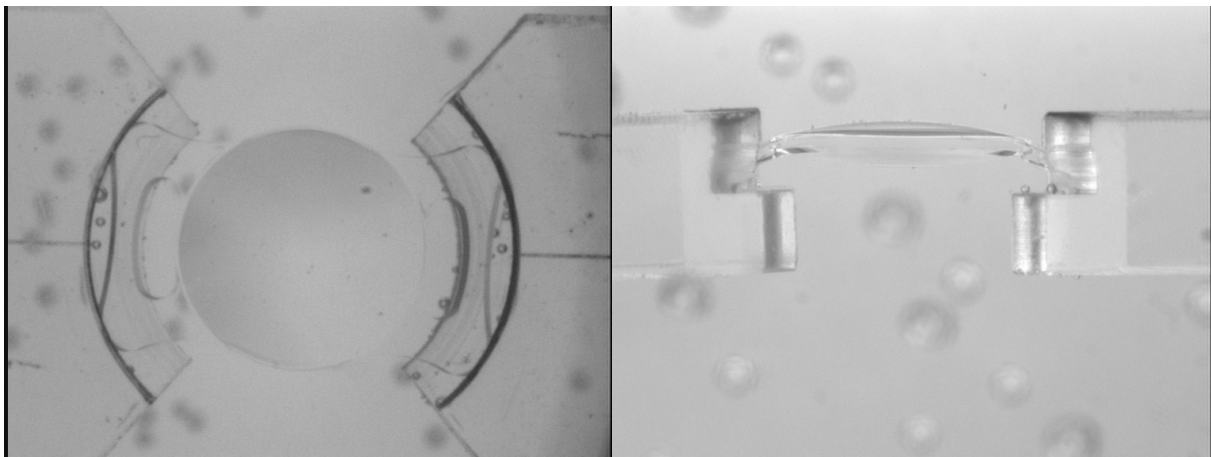


Eine Beurteilung der Signifikanz ist nur eingeschränkt möglich, da sich die Intraokularlinsen in den jeweiligen Gruppen in ihrem Gesamtdurchmesser und dem Material voneinander unterscheiden. Einige Gruppen umfassen außerdem eine nur sehr geringe Stückzahl ( $n = 1$ ) von Intraokularlinsentypen.

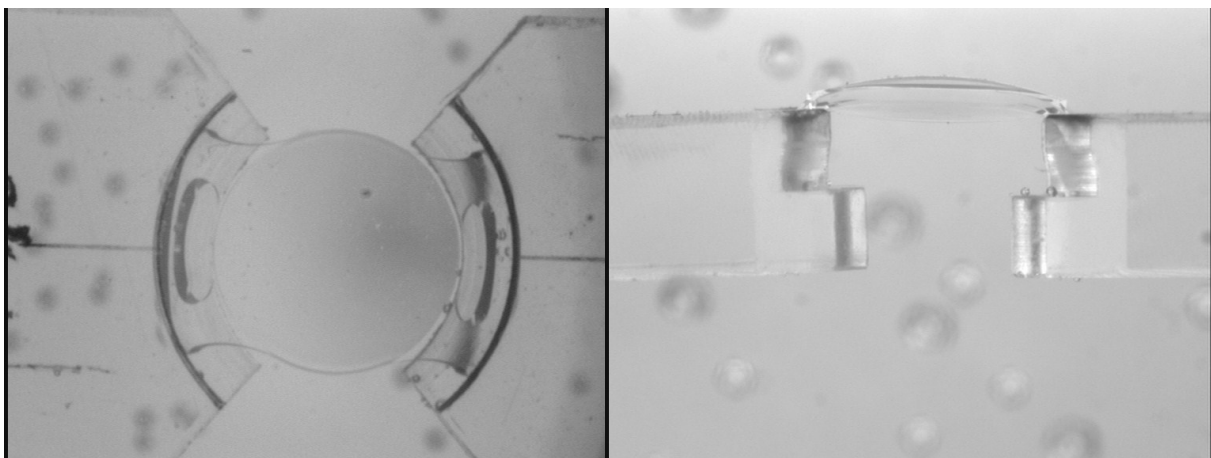
### 4.2.1 Rückstellkraft der Haptiken

Die Haptiken der 28 Intraokularlinsentypen wurden jeweils in drei Messreihen auf die verschiedenen Stufen deformiert. An jeder Deformationsstufe wurde die Rückstellkraft ermittelt und aus den drei Durchgängen ein Mittelwert berechnet.

IOL mit einer großen Rückstellkraft der Haptiken sind in der Abbildung der Ausgangsposition von 11,0 mm (Abb. 38) und nach Deformation der Haptiken auf 9,3 mm am Beispiel der Acri.Lyc 44S dargestellt (Abb. 39).

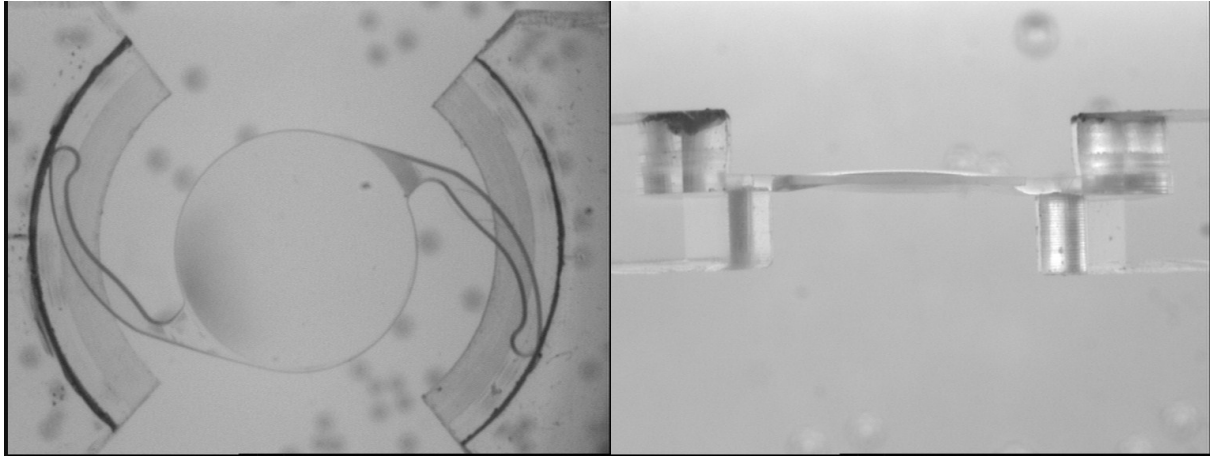


*Abb. 38: Acri.Lyc 44 S in Ausgangsposition*

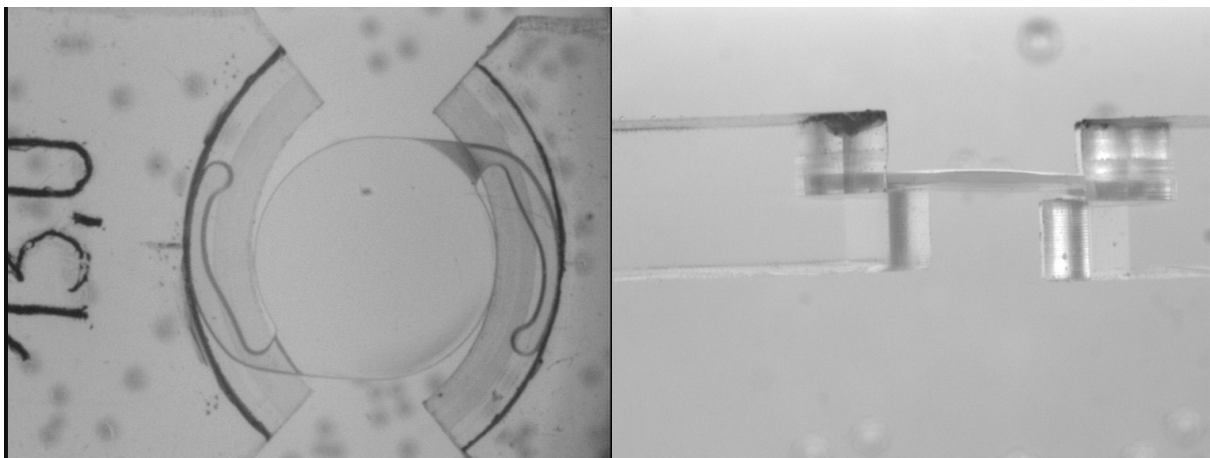


*Abb. 39: Acri.Lyc 44 S nach Deformation der Haptiken auf 9,3 mm*

Eine Intraokularlinse mit einer geringen Rückstellkraft der Haptiken ist am Beispiel der AcrySof SN60WF in der Ausgangsposition von 13,0 mm (Abb. 40) und nach Deformation der Haptiken auf 9,3 mm in der Abb. 41 dargestellt.



*Abb. 40: AcrySof SN60WF in Ausgangsposition*



*Abb. 41: AcrySof SN60WF nach Deformation der Haptiken auf 9,3 mm*

#### 4.2.1.1 Rückstellkraft bei Deformation auf 9,3 mm

Die Rückstellkraft der Gruppe der mehrteiligen IOL mit C-Haptiken ist tendenziell <sup>1</sup> kleiner als die der Intraokularlinsen mit 3-Punkthaptiken.

#### 4.2.1.2 Rückstellkraft bei Deformation auf 9,7 mm

Die Gruppe der mehrteiligen IOL mit C-Haptiken weist tendenziell <sup>2</sup> niedrigere Messwerte auf als die Gruppe der Intraokularlinsen mit 3-Punkthaptiken.

---

<sup>1</sup> p=0,056 kein signifikanter Unterschied nachweisbar

#### 4.2.1.3 Rückstellkraft bei Deformation auf 10,3 mm

Die Gruppe der IOL mit Mehrpunkthaptiken und die Gruppe der IOL mit geschlossenen Haptiken weisen signifikant größere Messwerte auf als die der einteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken.

Die Rückstellkräfte der Intraokularlinsen mit geschlossenen Haptiken sind tendenziell <sup>2</sup> größer als die der mehrteiligen IOL mit C-Haptiken.

#### 4.2.1.4 Rückstellkraft bei Deformation auf 10,5 mm

Signifikant höhere Messergebnisse der mehrteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken im Vergleich zu einteiligen IOL mit C-Haptiken konnten nachgewiesen werden. Die Rückstellkräfte der IOL mit geschlossenen Haptiken sind tendenziell <sup>2</sup> größer als die der mehrteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken.

Die Rückstellkraft der jeweiligen IOL-Haptiken auf den Deformationsstufen 9,3 mm, 9,7 mm, 10,3 mm und 10,5 mm ist in der Abb. 42 grafisch dargestellt.

---

<sup>2</sup> p=0,056 kein signifikanter Unterschied nachweisbar

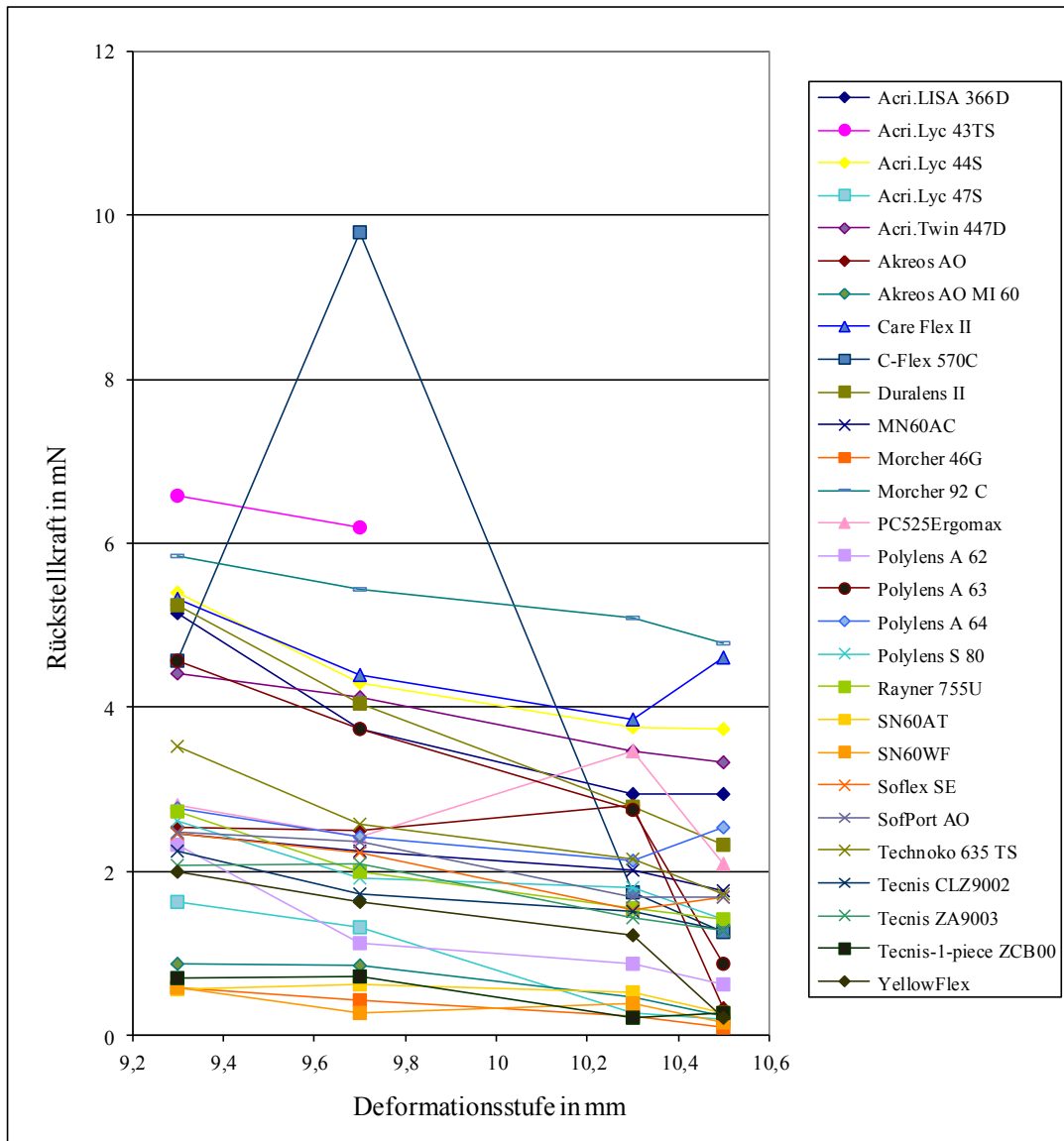


Abb. 42: Rückstellkraft der Haptiken

(einteilig IOL mit C-Haptiken ■, 3-Punkthaptiken ●, 4-Punkthaptiken ▣, geschlossene zirkuläre Haptiken ▲, Mehrpunkt-Haptiken ◆, mehrteilige IOL mit C-Haptiken X)

Die Abb. 43 zeigt eine zusammenfassende Grafik der Rückstellkraft der 6 Gruppen nach Deformation der Haptiken.

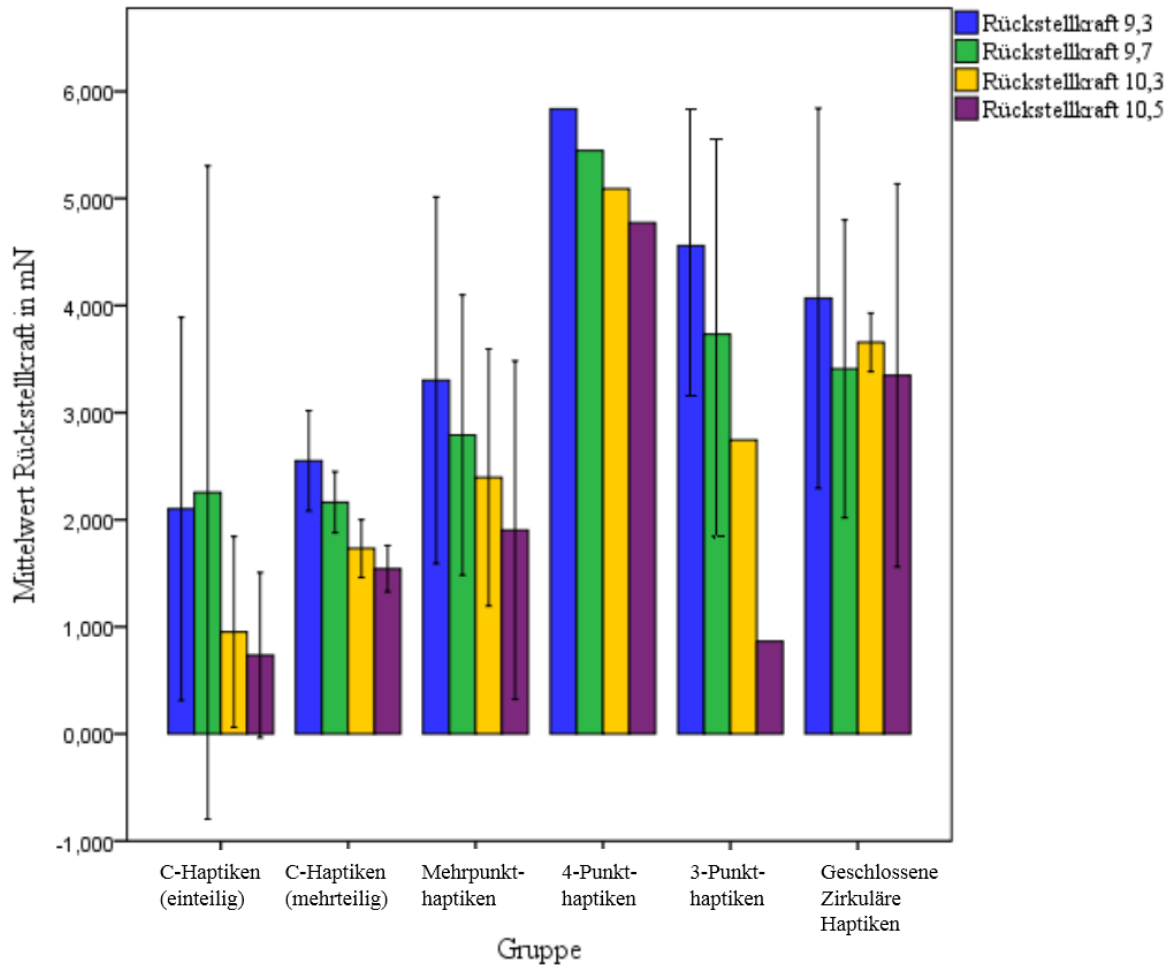
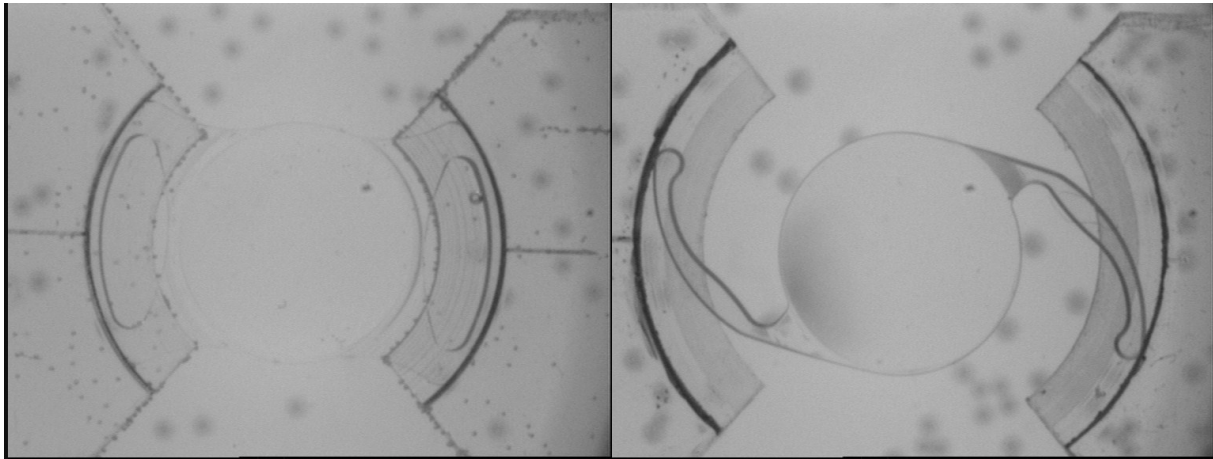


Abb. 43: Zusammenfassung Rückstellkraft der Haptiken

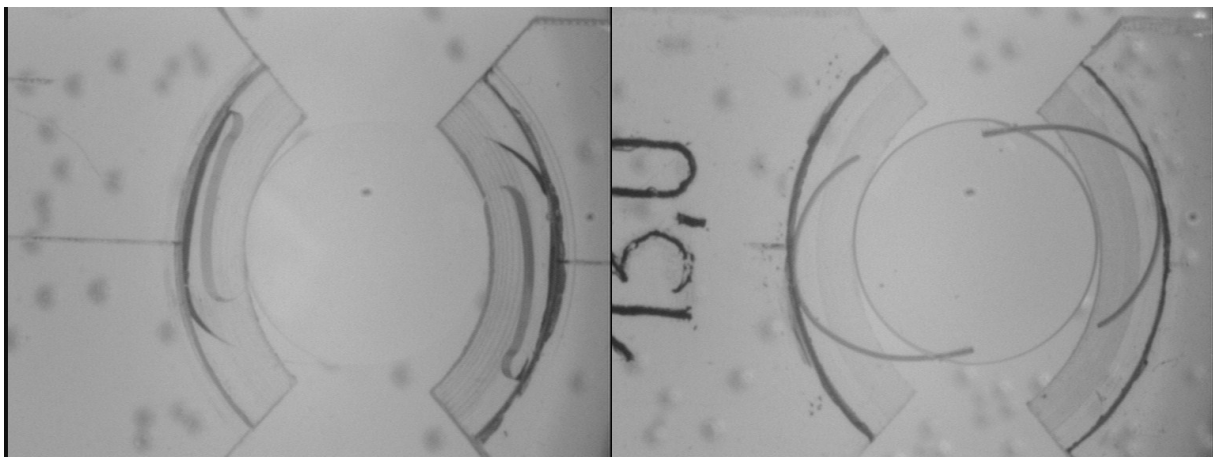
#### 4.2.2 Anstellwinkel der Haptiken zum Kapselsack

Ein großer Anstellwinkel der Haptiken in der Ausgangsposition wurde an der Care Flex II gemessen (Abb. 44). Die AcrySof SN60WF-IOL weist einen kleinen Anstellwinkel der Haptiken in Ausgangsposition auf (Abb. 44).



*Abb. 44: Anstellwinkel der Care Flex II (links) und AcrySof SN60WF (rechts) in Ausgangsposition*

Die Abb. 45 zeigt einen großen Anstellwinkel der Haptiken bei einer Deformation auf 9,3 mm am Beispiel der Acri.Lyc 47 S und einen kleinen Anstellwinkel am Beispiel der AcrySof MN60AC-IOL.



*Abb. 45: Anstellwinkel der Acri.Lyc 47 S (links) und AcrySof MN60AC (rechts) nach Deformation der Haptiken auf 9,3 mm*

#### 4.2.2.1 Anstellwinkel in Ausgangsposition

Die Ergebnisse der Winkelmessung der einteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken sind hoch signifikant ( $p < 0,001$ ) größer als die Haptikanstellwinkel der IOL mit Mehrpunkthaptiken und signifikant größer als die Werte der IOL mit geschlossenen Haptiken. Die Intraokularlinsen mit 3-Punkthaptiken weisen signifikant höhere Werte auf als die einteiligen IOL mit C-Haptiken. Die Werte der mehrteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken sind hoch signifikant ( $p < 0,001$ ) größer als die Messwerte in der Gruppe der IOL mit Mehrpunkthaptiken. Die IOL mit 3-Punkthaptiken und die Intraokularlinsen mit

geschlossenen Haptiken zeigen tendenziell <sup>3</sup> größere Haptikanstellwinkel als die mehrteiligen IOL mit C-Haptiken und die Intraokularlinsen mit Mehrpunkthaptiken.

### 4.2.2.2 Anstellwinkel bei Deformation auf 9,3 mm

Die Haptikanstellwinkel in der Gruppe der einteiligen IOL mit C-Haptiken sind hoch signifikant ( $p < 0,001$ ) größer als die Anstellwinkel der Gruppe der mehrteiligen IOL mit C-Haptiken. Die Winkel der Intraokularlinsen mit geschlossenen Haptiken sind signifikant größer als die der einteiligen IOL mit C-Haptiken und tendenziell <sup>3</sup> größer als die Anstellwinkel der mehrteiligen IOL mit C-Haptiken und die der Intraokularlinsen mit Mehrpunkthaptiken.

Die Gruppe der IOL mit Mehrpunkthaptiken weist sehr signifikant ( $p < 0,01$ ) größere Anstellwinkel auf als die Gruppe der mehrteiligen IOL mit C-Haptiken. Bei den Intraokularlinsen mit 3-Punkthaptiken wurden tendenziell <sup>3</sup> größere Anstellwinkel gemessen als bei den mehrteiligen IOL mit C-Haptiken.

### 4.2.2.3 Anstellwinkel bei Deformation auf 9,7 mm

Die signifikanten und tendenziellen Unterschiede zwischen den Intraokularlinsengruppen gleichen den Unterschieden nach Deformation der Haptiken auf 9,3 mm.

### 4.2.2.4 Anstellwinkel bei Deformation auf 10,3 mm

Die Haptikanstellwinkel der einteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken sind signifikant größer als die Anstellwinkel der mehrteiligen IOL mit C-Haptiken. Die IOL mit geschlossenen Haptiken weisen signifikant höhere Werte auf als die einteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken und tendenziell <sup>3</sup> größere Anstellwinkel als die mehrteiligen IOL mit C-Haptiken und die Intraokularlinsen mit Mehrpunkthaptiken.

Die Anstellwinkel der IOL mit Mehrpunkthaptiken sind hoch signifikant größer als die Winkel der mehrteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken.

### 4.2.2.5 Anstellwinkel bei Deformation auf 10,5 mm

Die Haptikanstellwinkel der einteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken sind hoch signifikant ( $p < 0,001$ ) größer als die Anstellwinkel der mehrteiligen IOL mit C-Haptiken. Die Gruppe der IOL mit Mehrpunkthaptiken weist sehr signifikant ( $p < 0,01$ ) größere Anstellwinkel auf als die einteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken. Sehr signifikant

---

<sup>3</sup>  $p = 0,056$  kein signifikanter Unterschied nachweisbar

## Ergebnisse

( $p < 0,01$ ) größere Anstellwinkel sind in der Gruppe der IOL mit Mehrpunkthaptiken im Vergleich zur Gruppe der mehrteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken nachweisbar.

Die Anstellwinkel der Haptiken nach Deformation auf 9,3 mm, 9,7 mm, 10,3 mm und 10,5 mm sind in Abb. 46 dargestellt.

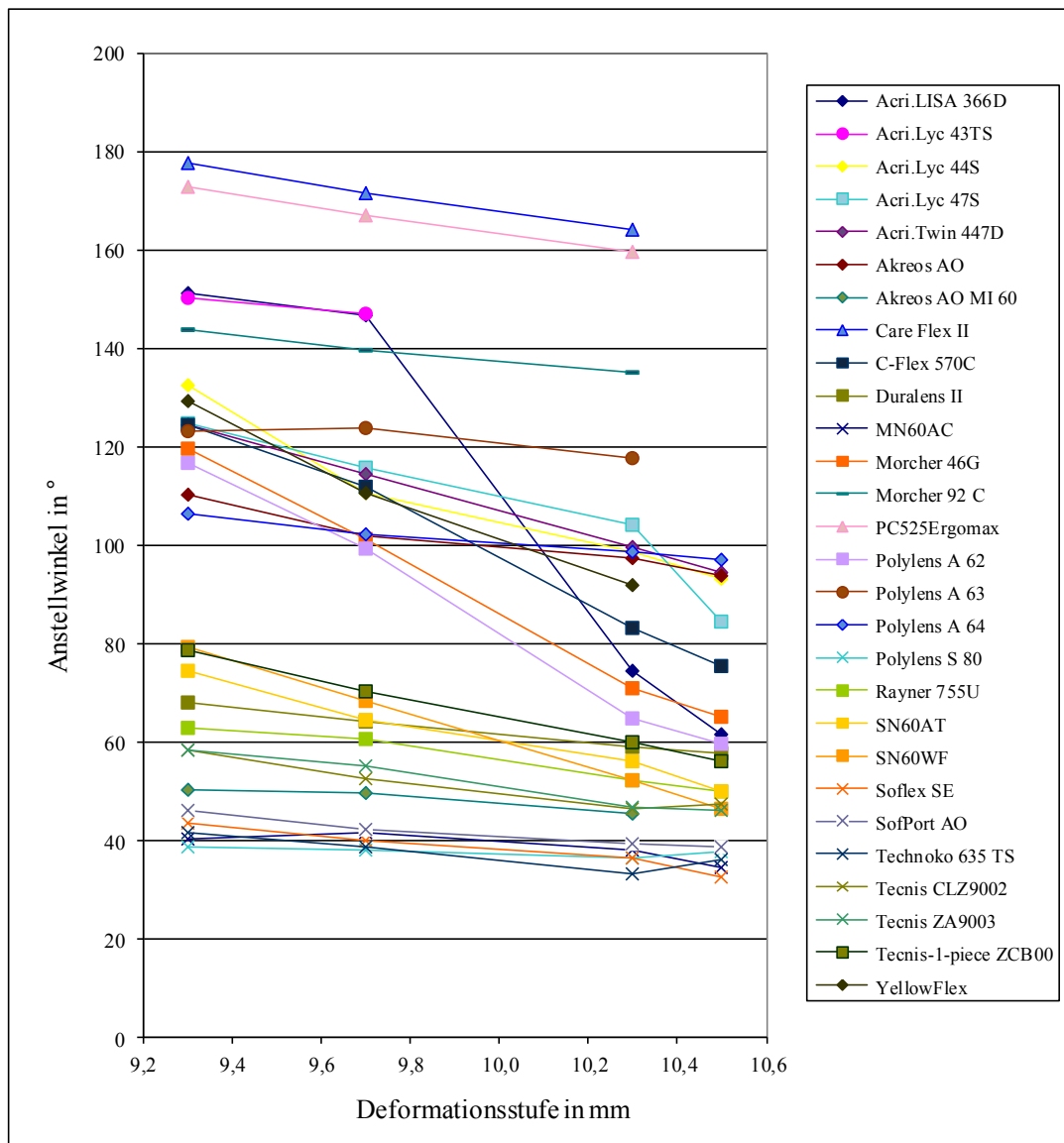


Abb. 46: Anstellwinkel der Haptiken nach Deformation der Haptiken

(einteilig IOL mit C-Haptiken ■, 3-Punkthaptiken ●, 4-Punkthaptiken ◻, geschlossene zirkuläre Haptiken ▲, Mehrpunkt-Haptiken ◆, mehrteilige IOL mit C-Haptiken X)



Die Abb. 47 zeigt den Anstellwinkel der Haptiken nach Deformation eingeteilt nach den Haptikkonfigurationen.

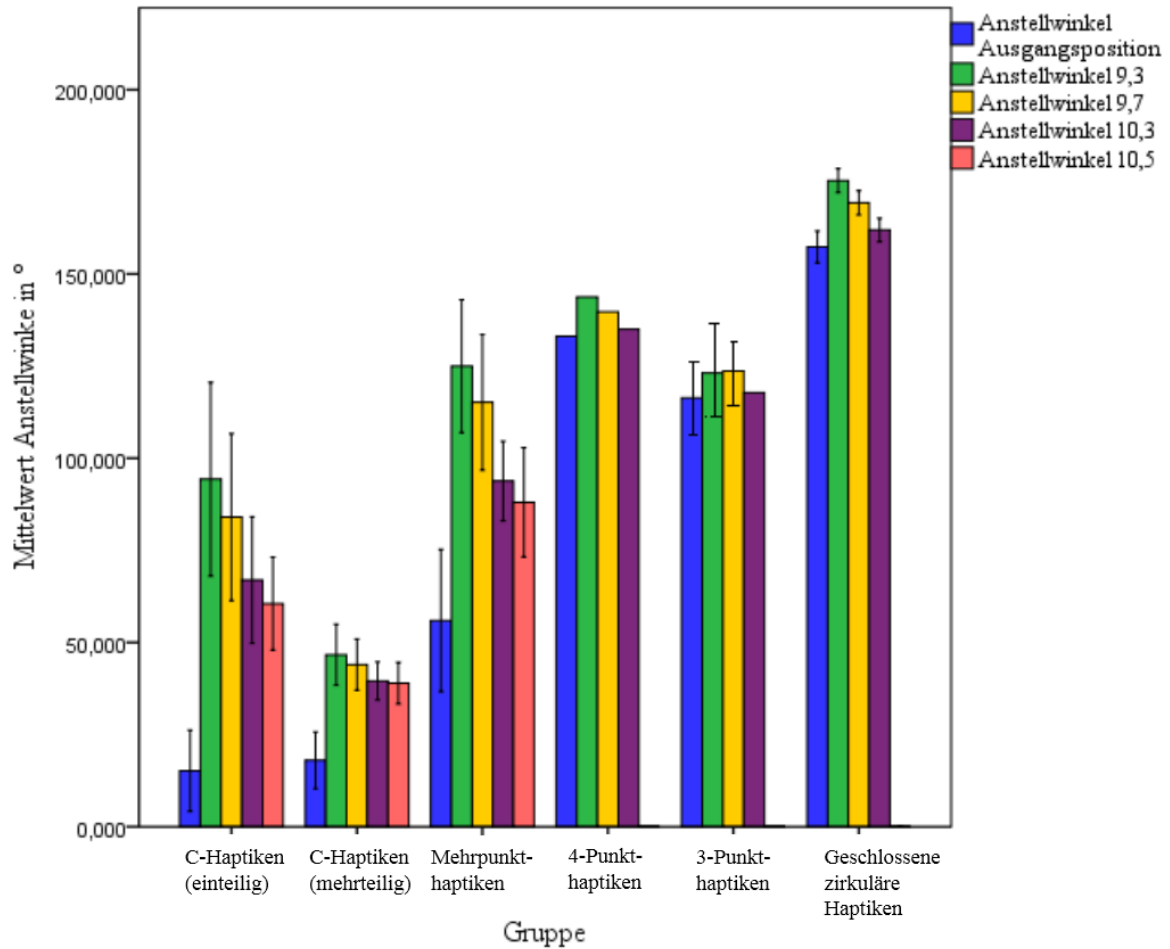
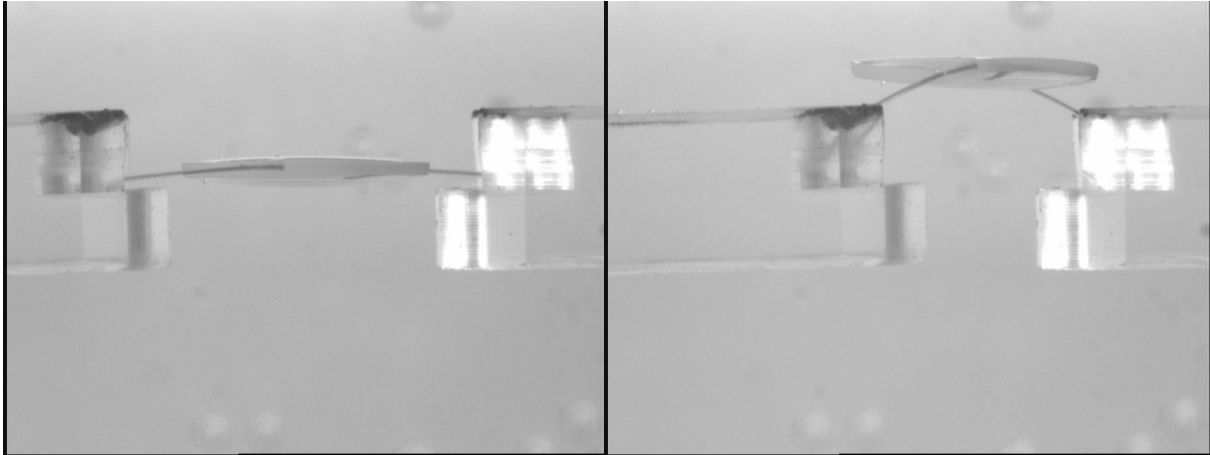


Abb. 47: Zusammenfassung Anstellwinkel der Haptiken

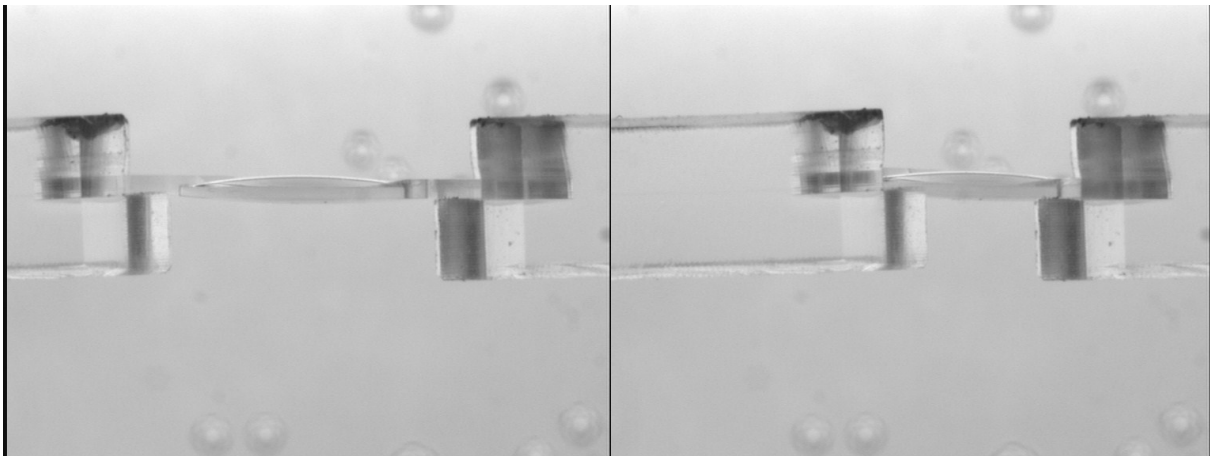
#### 4.2.3 Axiale Verschiebung der Optik

Eine ausgeprägte axiale Verschiebung der Optik bei einer Deformation der Haptiken auf 9,3 mm zeigt die AcrySof MN60AC-IOL (Abb. 48).



*Abb. 48: AcrySof MN60AC in Ausgangsposition (links) und nach Deformation der Haptiken auf 9,3 mm (rechts)*

Eine kleine axiale Verschiebung ist am Beispiel der AcrySof SN60AT-IOL in der Abbildung dargestellt (Abb. 49).



*Abb. 49: AcrySof SN60AT in Ausgangsposition (links) und nach Deformation der Haptiken auf 9,3 mm (rechts)*

#### 4.2.3.1 Axiale Verschiebung bei Deformation auf 9,3 mm

Zwischen den Gruppen sind keine signifikanten Unterschiede der axialen Verschiebung nachweisbar.

#### 4.2.3.2 Axiale Verschiebung bei Deformation auf 9,7 mm

Es konnten keine signifikanten Unterschiede der Verschiebung in axialer Richtung festgestellt werden.

#### 4.2.3.3 Axiale Verschiebung bei Deformation auf 10,3 mm

Die Gruppe der mehrteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken weist eine signifikant größere axiale Verschiebung auf, als die Gruppe der einteiligen IOL mit C-Haptiken.

#### 4.2.3.4 Axiale Verschiebung bei Deformation auf 10,5 mm

Die Gruppe der mehrteiligen IOL mit C-Haptiken zeigt tendenziell <sup>4</sup> höhere Messergebnisse als die Gruppe der einteiligen IOL mit C-Haptiken. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen sind nicht nachweisbar.

Die axiale Verschiebung der Optik nach Deformation der Haptiken jeweils auf die vier Deformationsstufen ist in der Abb. 50 grafisch dargestellt.

---

<sup>4</sup> p=0,55 kein signifikanter Unterschied nachweisbar

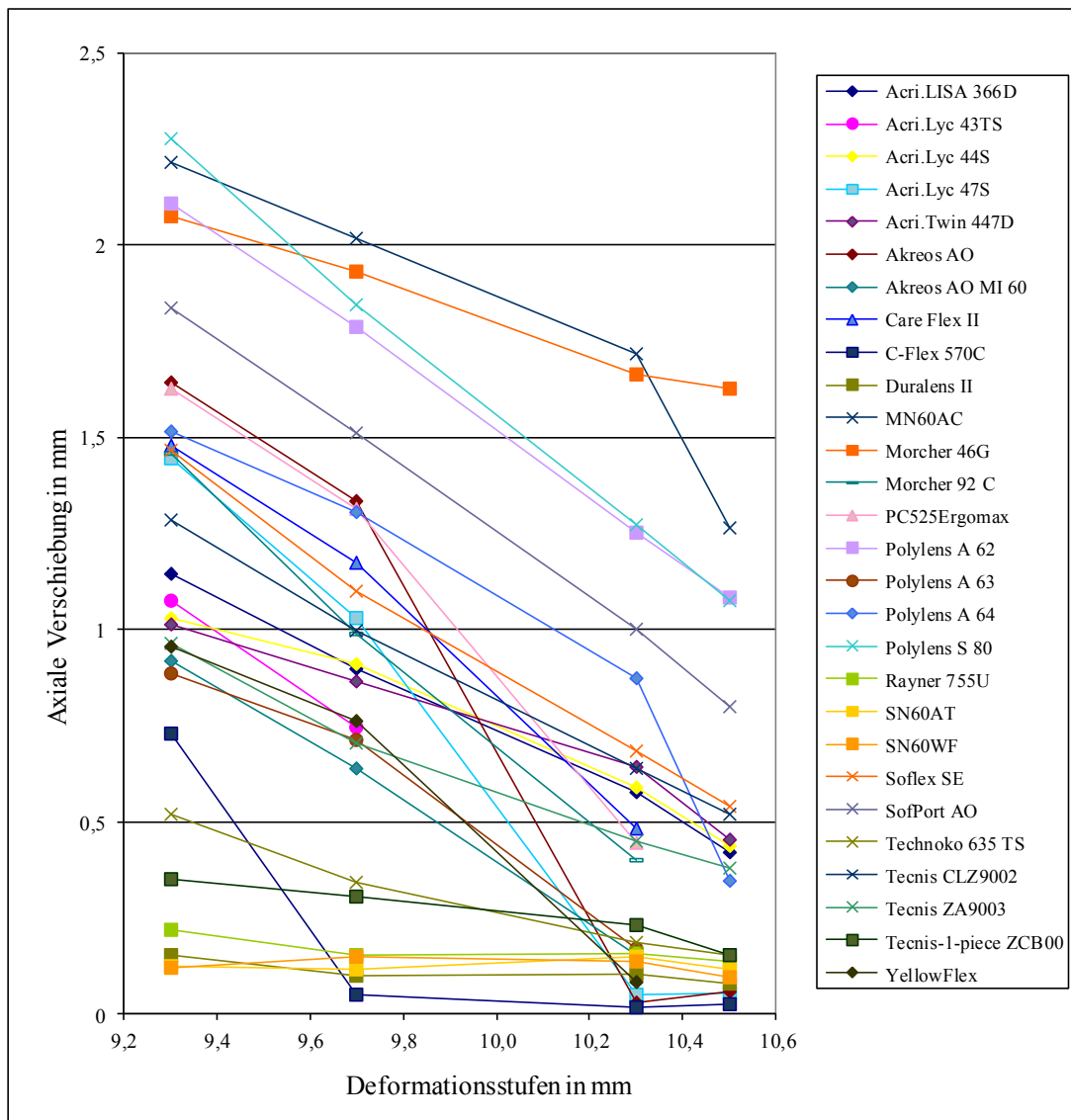


Abb. 50: Axiale Verschiebung nach Deformation der Haptiken

(einteilig IOL mit C-Haptiken ■, 3-Punkthaptiken ●, 4-Punkthaptiken ◐, geschlossene zirkuläre Haptiken ▲, Mehrpunkt-Haptiken ◆, mehrteilige IOL mit C-Haptiken ✕)

Die Abb. 51 stellt die axiale Verschiebung der IOL-Optiken nach Deformation der Haptiken in den 6 Gruppen grafisch dar.

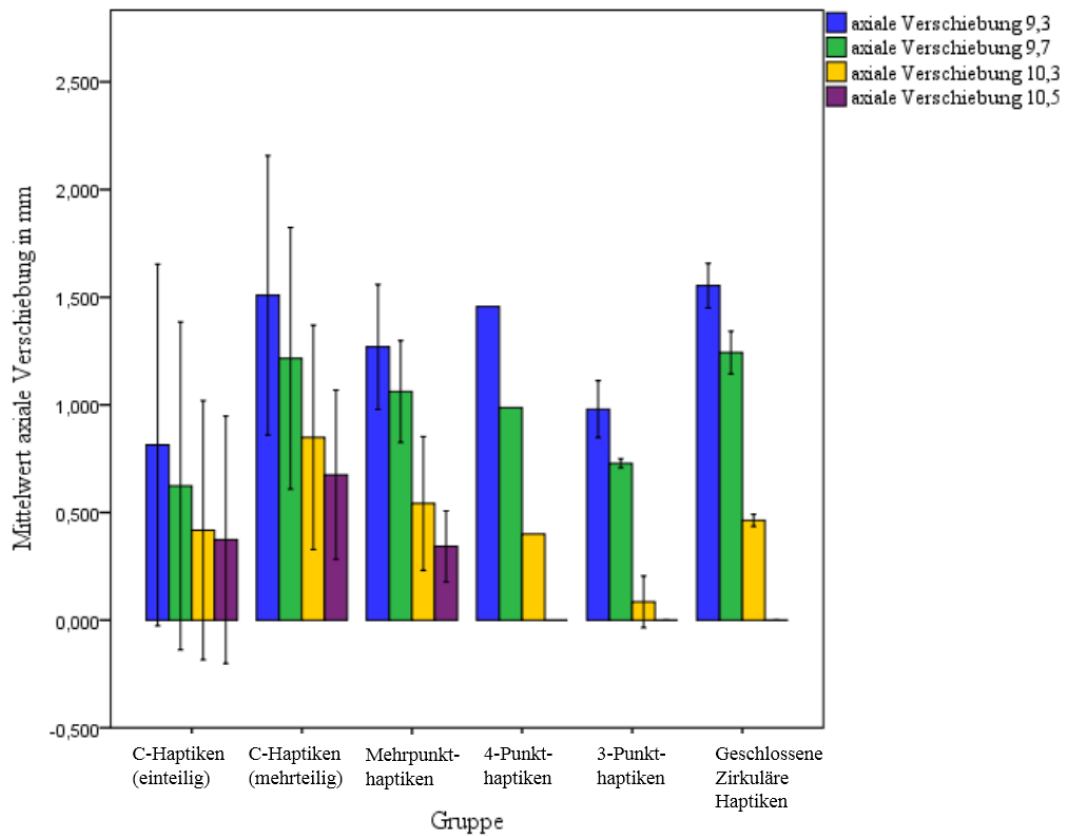


Abb. 51: Zusammenfassung Axiale Verschiebung der Optik

#### 4.2.4 Verkippung der Optik

Eine starke Verkippung der Optik auf der Deformationsstufe 9,3 mm ist am Beispiel der Morcher 46 G in der Abb. 52 dargestellt.

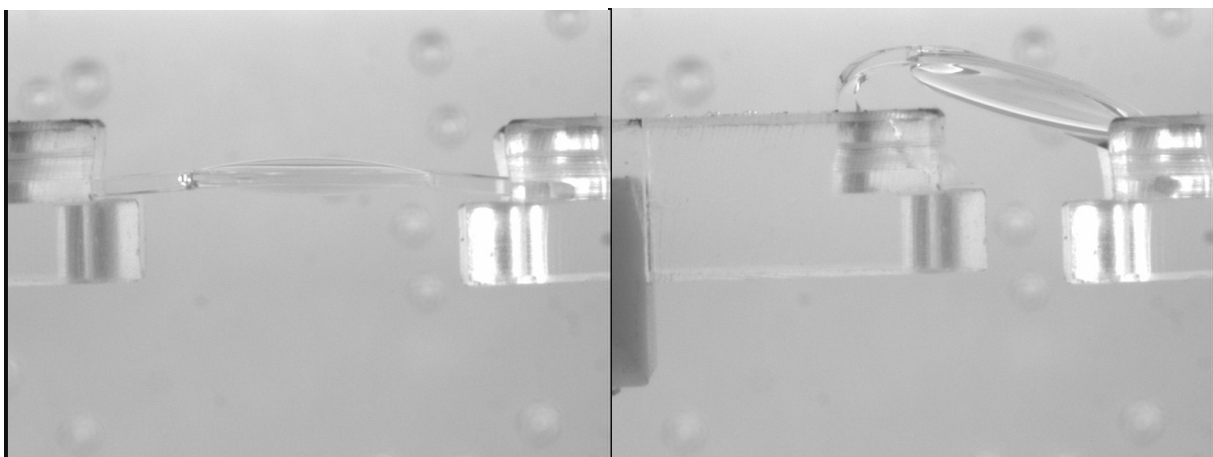
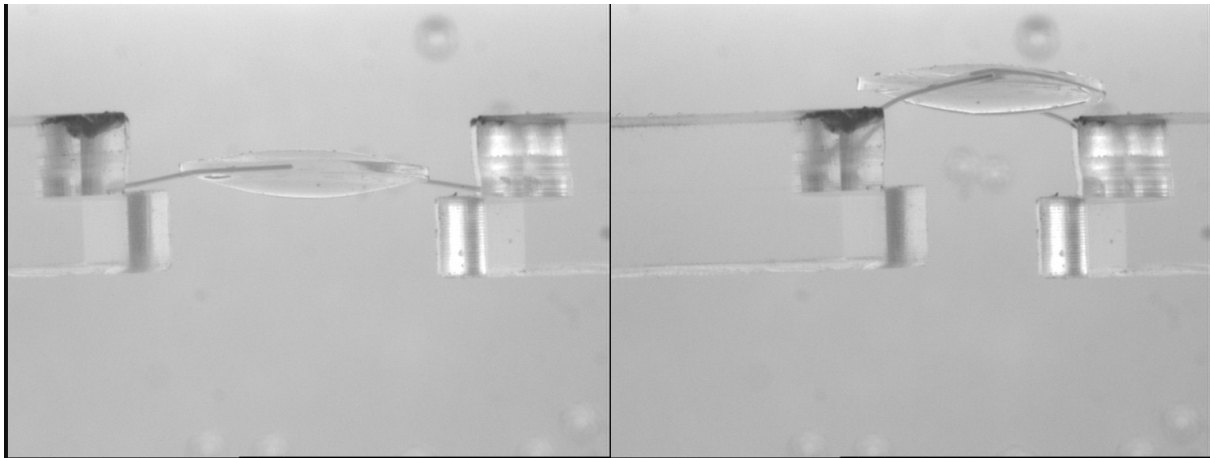


Abb. 52: Morcher 46 G in Ausgangsposition (links) und nach Deformation der Haptiken auf 9,3 mm (rechts)

Die IOL-Optik der SofPort AO weist in den Untersuchungen eine geringe Verkippung auf (Abb. 53).



*Abb. 53: SofPort AO in Ausgangsposition (links) und nach Deformation der Haptiken auf 9,3 mm (rechts)*

#### 4.2.4.1 Verkippung bei Deformation auf 9,3 mm

Die Gruppe der IOL mit 3-Punkthaptiken und die Gruppe der IOL mit geschlossenen Haptiken zeigen tendenziell <sup>5</sup> größere Verkippungen der Optik als die Gruppe der mehrteiligen IOL mit C-Haptiken und die Gruppe der IOL mit Mehrpunkthaptiken.

#### 4.2.4.2 Verkippung bei Deformation auf 9,7 mm

Tendenziell <sup>5</sup> größere Optikverkippungen der IOL mit 3-Punkthaptiken und der IOL mit geschlossenen Haptiken sind messbar im Vergleich zur Gruppe der mehrteiligen IOL mit C-Haptiken und der Gruppe der IOL mit Mehrpunkthaptiken.

#### 4.2.4.3 Verkippung bei Deformation auf 10,3 mm

Bei dieser Deformationsstufe treten keine signifikanten Unterschiede der Verkippung zwischen allen Gruppen auf.

#### 4.2.4.4 Verkippung bei Deformation auf 10,5 mm

Die Gruppe der Intraokularlinsen mit Mehrpunkthaptiken zeigt tendenziell <sup>6</sup> größere Verkippungen als die Gruppe der einteiligen IOL mit C-Haptiken.

---

<sup>5</sup> p=0,056 kein signifikanter Unterschied nachweisbar

<sup>6</sup> p=0,06 kein signifikanter Unterschied nachweisbar

Die Verkippungen der Optik nach Deformation der Haptiken sind in der Abb. 54

für die jeweiligen Deformationsstufen grafisch dargestellt.

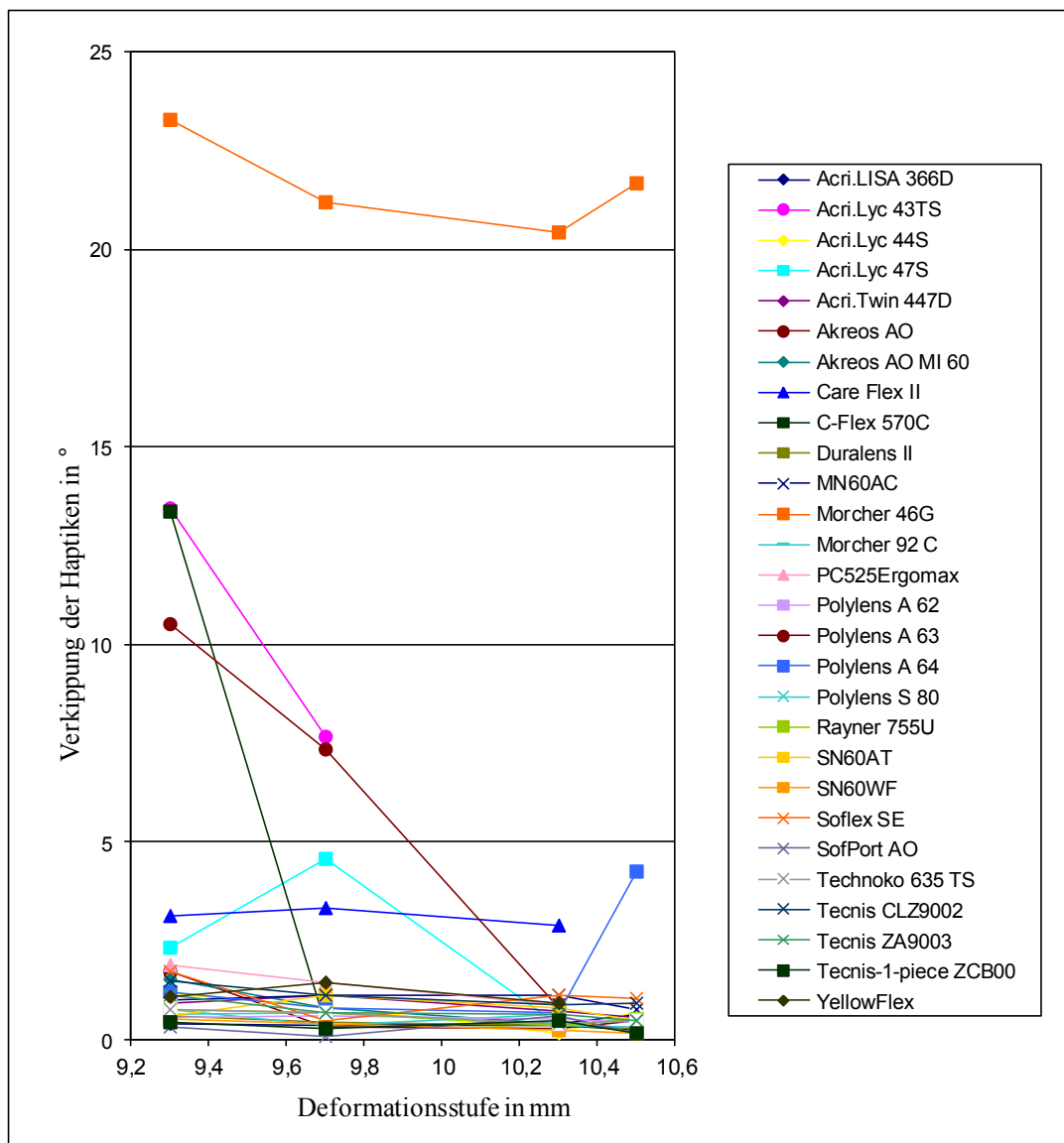


Abb. 54: Verkippung der Optiken nach Deformation der Haptiken

(einteilig IOL mit C-Haptiken ■, 3-Punkthaptiken ●, 4-Punkthaptiken ◐, geschlossene zirkuläre Haptiken ▲, Mehrpunkt-Haptiken ◆, mehrteilige IOL mit C-Haptiken X)

Die Abb. 55 stellt die Verkippung der Optik in den 6 Gruppen der Haptikkonfigurationen grafisch dar.

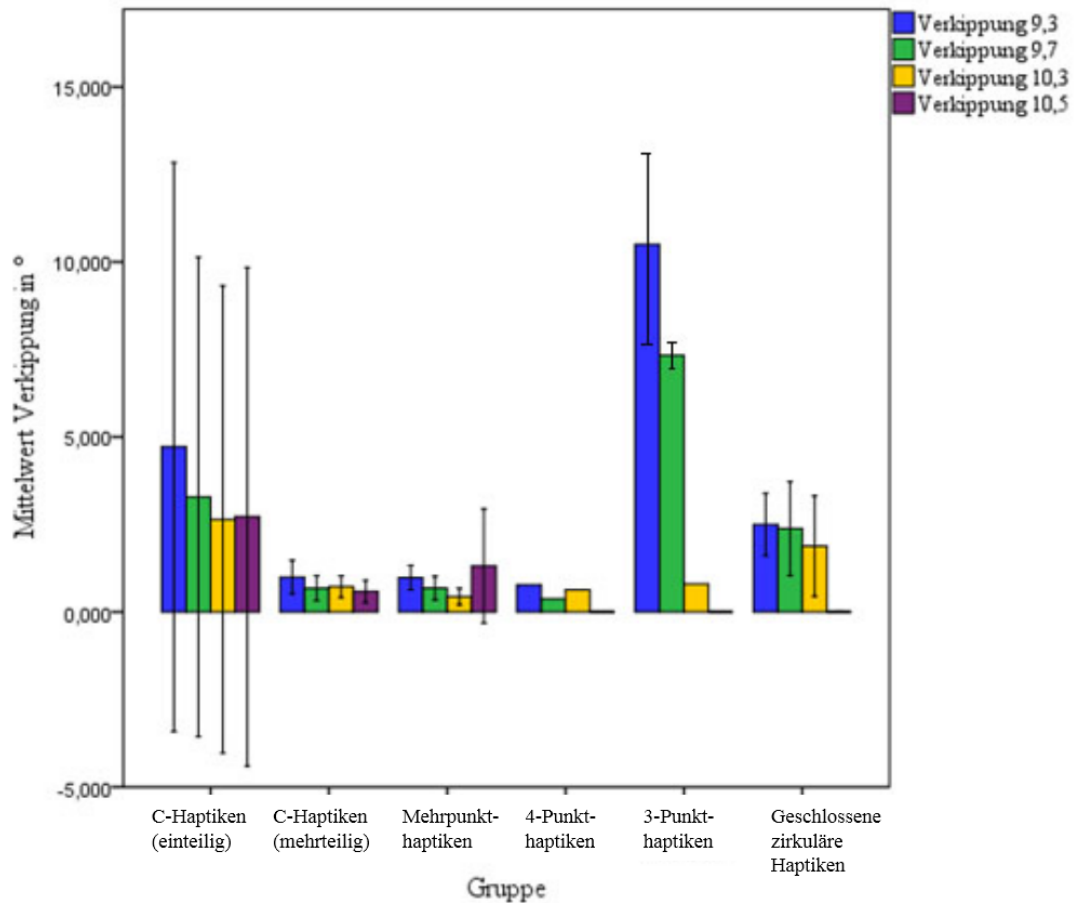


Abb. 55: Zusammenfassung Verkippung der Optik

#### 4.2.5 Verschiebung der Optik in Frontalebene

Eine ausgeprägte Verschiebung der Optik in der Frontalebene bei einer Deformation auf 9,3 mm ist in der Abbildung am Beispiel der Rayner 755 U dargestellt (Abb. 56).

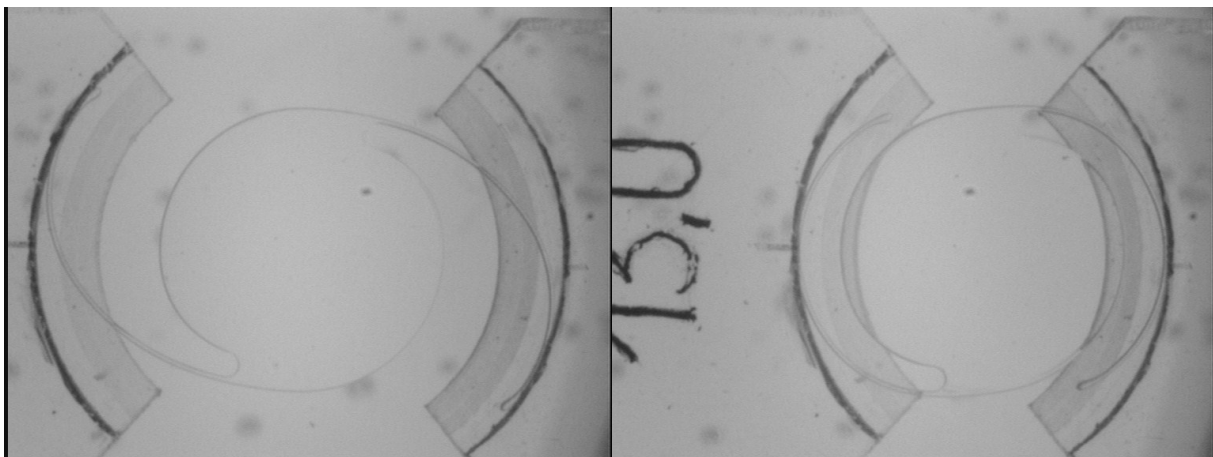
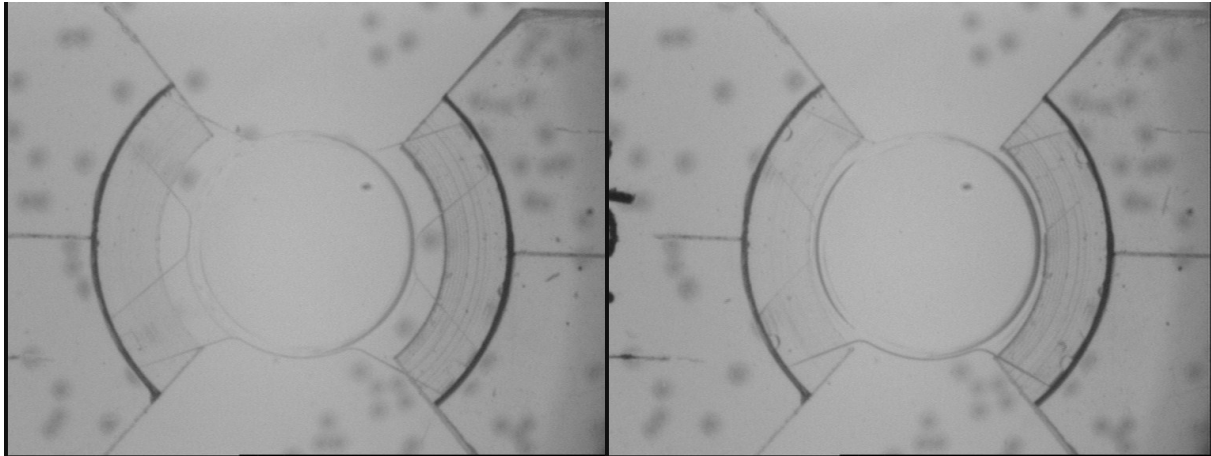


Abb. 56: Rayner 755 U in Ausgangsposition (links) und nach Deformation der Haptiken auf 9,3 mm (rechts)



Eine relativ geringe Verschiebung der Optik in Frontalebene wurde bei der Akreos MI-60 gemessen (Abb. 57)



*Abb. 57: Akreos MI-60 in Ausgangsposition (links) und nach Deformation der Haptiken auf 9,3 mm (rechts)*

#### 4.2.5.1 Verschiebung in Frontalebene bei Deformation auf 9,3 mm

Die Gruppe der einteiligen IOL mit C-Haptiken zeigt signifikant höhere Werte als die Gruppe der IOL mit Mehrpunkthaptiken. Die mehrteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken weisen sehr signifikant ( $p < 0,01$ ) größere Verschiebungen auf, als die Gruppe der IOL mit Mehrpunkthaptiken. Die Verschiebungen der mehrteiligen IOL mit C-Haptiken sind tendenziell <sup>7</sup> größer als die Werte der IOL mit 3-Punkthaptiken und die der IOL mit geschlossenen Haptiken.

#### 4.2.5.2 Verschiebung in Frontalebene bei Deformation auf 9,7 mm

Die Verschiebungen der einteiligen IOL mit C-Haptiken sind sehr signifikant ( $p < 0,01$ ) größer als die der IOL mit Mehrpunkthaptiken und signifikant größer als die der IOL mit 3-Punkthaptiken. Die Gruppe der mehrteiligen IOL mit C-Haptiken weist hoch signifikant ( $p < 0,001$ ) größere Verschiebungen auf als die Gruppe der IOL mit Mehrpunkthaptiken. Die Verschiebungen der mehrteiligen IOL mit C-Haptiken sind tendenziell <sup>8</sup> größer als die Werte der IOL mit 3-Punkthaptiken und die der Intraokularlinsen mit geschlossenen Haptiken.

#### 4.2.5.3 Verschiebung in Frontalebene bei Deformation auf 10,3 mm

In der Gruppe der einteiligen IOL mit C-Haptiken sind signifikant höhere Werte der Verschiebung messbar als in der Gruppe der Intraokularlinsen mit geschlossenen Haptiken. Die mehrteiligen IOL mit C-Haptiken weisen signifikant größere Verschiebungen auf als die

---

<sup>7</sup>  $p = 0,056$  kein signifikanter Unterschied nachweisbar

IOL mit Mehrpunkthaptiken. Sie sind außerdem tendenziell <sup>8</sup> größer als die der IOL mit geschlossenen Haptiken.

#### 4.2.5.4 Verschiebung in Frontalebene bei Deformation auf 10,5 mm

Es sind keine signifikanten Unterschiede zwischen allen Gruppen nachweisbar.

Die Verschiebung der IOL-Optik in der Frontalebene nach Deformation der Haptiken ist in der Abb. 58 grafisch dargestellt.

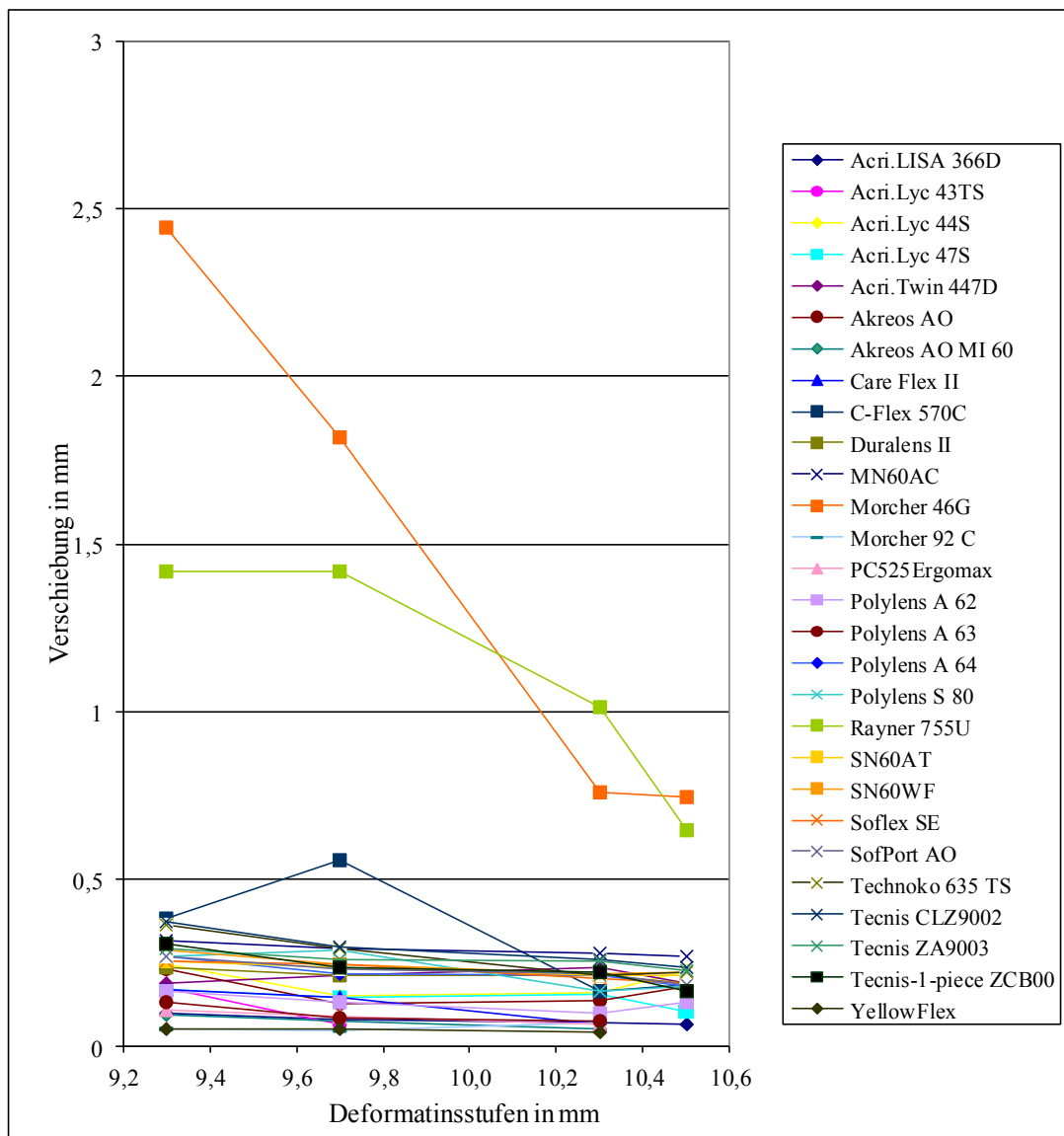


Abb. 58: Verschiebung der Optiken in Frontalebene nach Deformation der Haptiken

(einteilig IOL mit C-Haptiken ■, 3-Punkthaptiken ●, 4-Punkthaptiken ◐, geschlossene zirkuläre Haptiken ▲, Mehrpunkt-Haptiken ◆, mehrteilige IOL mit C-Haptiken ✕)

<sup>8</sup> p=0,056 kein signifikanter Unterschied nachweisbar

## Ergebnisse

Die Abb. 59 stellt die Verschiebung der Optik in der Frontalebene bei Deformation in den 6 Gruppen grafisch dar.

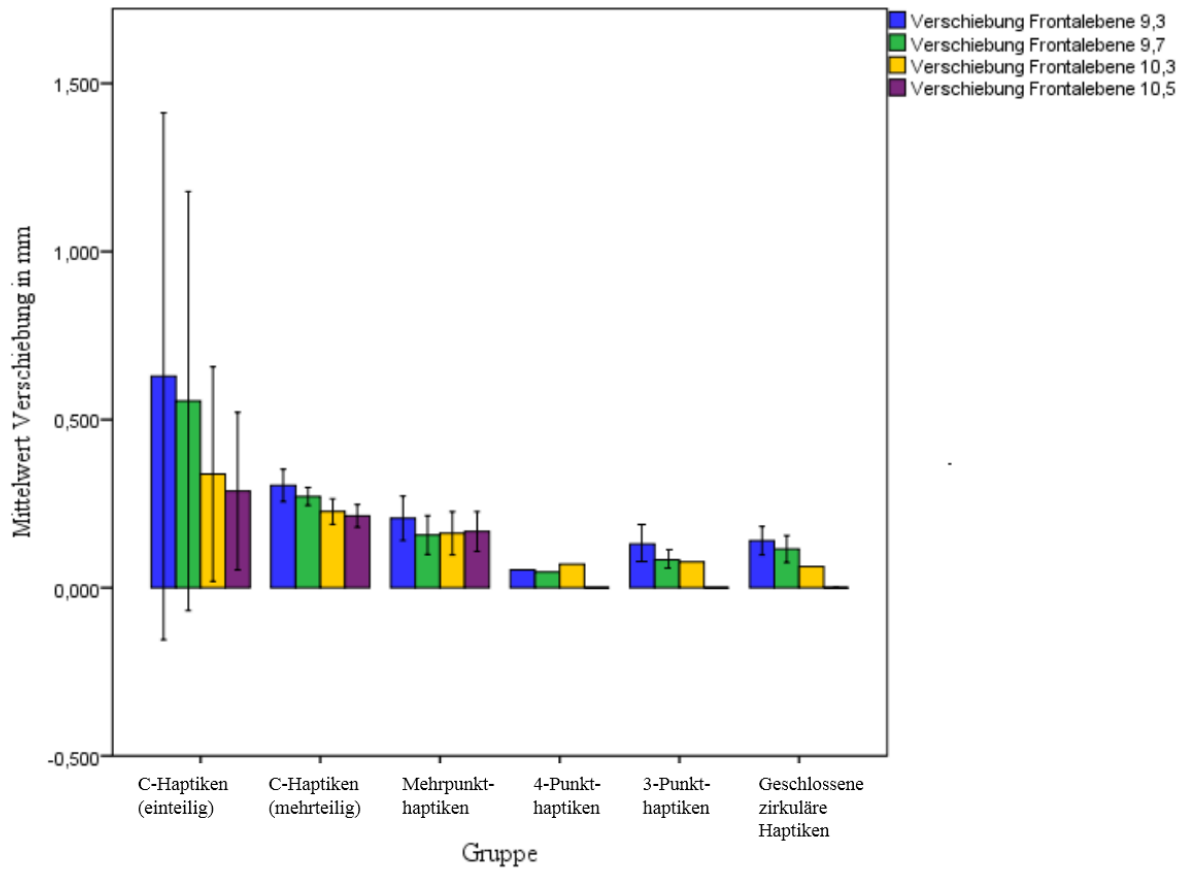


Abb. 59: Zusammenfassung Verschiebung der Optik in Frontalebene

## 5 Diskussion

### 5.1 Oberflächenrauigkeit

Die physikochemischen Eigenschaften der Intraokularlinsenoptiken haben einen wesentlichen Einfluss auf die Besiedlung der Optikoberfläche durch Zellen und Bakterien. Diese Besiedlung kann zahlreiche Komplikationen zur Folge haben. Eine ausgeprägte Oberflächenrauigkeit begünstigt das Wachstum von *Pseudomonas aeruginosa* mit der Folge einer Endophthalmitis [49]. Die Adhäsion von Entzündungszellen an der Optikoberfläche führt unter anderem zu einer Verminderung der Kontrastsensitivität [59].

Die Werte der mittleren Rauigkeit  $R_a$  wurden mittels eines konfokalen Laserscanningmikroskopes bestimmt und variieren zwischen  $165,23 \pm 31,1$  nm auf der Optikoberfläche der AcrySof SN60WF-IOL und  $589,9 \pm 86,6$  nm auf der Oberfläche der Acri.Twin 447D-IOL. Trotz gleicher Optikmaterialien variiert die Oberflächenrauigkeit zwischen den Intraokularlinsen eines Herstellers. Die Untersuchung der Intraokularlinsen von Alcon ergaben Rauigkeiten von 165,23 nm bis 343,88 nm. Die mittleren Rauigkeiten der IOL des Herstellers Acri.Tec variieren zwischen 281,28 nm und 589,9 nm.

In den Untersuchungen von Lombardo et al. [77] wurden geringere Werte der Oberflächenrauigkeit als in den eigenen Untersuchungen gemessen. Sie untersuchten 4 IOL-Typen, die aus hydrophilem und hydrophobem MMA, PMMA und Silikonelastomer gefertigt waren mit dem AFM (Atomic force microscope) und ermittelten Rauigkeiten zwischen  $3,8 \pm 0,2$  nm für die IOL aus hydrophobem MMA und  $7,0 \pm 0,6$  nm für die PMMA-Intraokularlinsen.

Die Arbeitsgruppen Yamakawa et al. [59] und Tanaka et al. [60] ermittelten ebenfalls geringere Werte der Oberflächenrauigkeit. Sie untersuchten die Besiedlung von Splenozyten auf Optikoberflächen in Abhängigkeit von der Oberflächenrauigkeit mit Hilfe eines 3-dimensionalen Oberflächenstrukturanalysators. Yamakawa et al. [59] erhielten einen Rauigkeitswert  $R_a$  von  $14,19 \pm 2,48$  nm für PMMA-Optiken. Die Oberflächenrauigkeit der MMA-IOL beträgt nach den Messungen von Tanaka et al. [60] 10,0 nm.

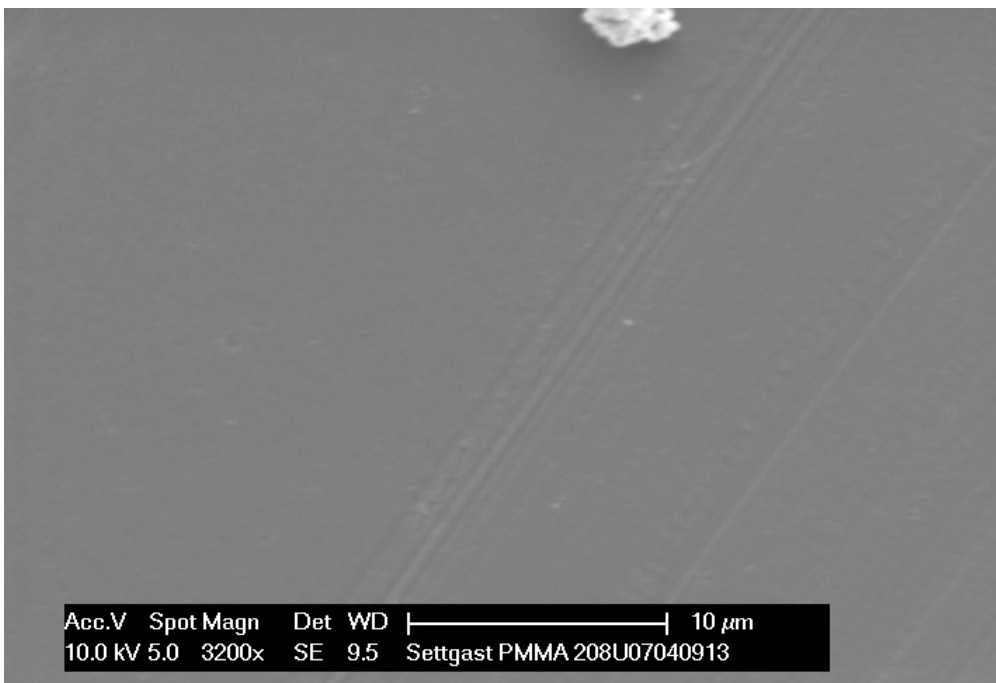
Alava et al. [49] untersuchten 8 IOL-Typen unterschiedlicher Materialien mit Hilfe eines optischen Profilometers und erhielten Rauigkeitsmittelwerte zwischen  $14 \pm 3$  nm und  $28 \pm 6$  nm.

Die im Vergleich zu den Arbeiten von Yamakawa et al. [59], Tanaka et al. [60] und Alava et al. [49] höheren Werte der Oberflächenrauigkeit in den eigenen Untersuchungen sind mit

den unterschiedlichen Untersuchungsmethoden erklärbar. Um die eigenen Werte der Oberflächenrauigkeit mittels einer zweiten Methode zu überprüfen, wurden exemplarisch an einer Intraokularlinse Untersuchungen im REM vorgenommen. Die Oberfläche der Optik ist am Beispiel der Rayner 755 U-IOL in der Abb. 60 und Abb. 61 dargestellt.



*Abb. 60: Optikoberfläche im REM am Beispiel der Rayner 755 U im Maßstab 20 µm*



*Abb. 61: Optikoberfläche im REM am Beispiel der Rayner 755 U im Maßstab 10 µm*

Die Optikoberfläche der Rayner 755 U ist im REM bei 800-facher Auflösung als glatte Oberfläche erkennbar (Abb. 60). Erst bei 3200-facher Auflösung sind auf den Herstellungsprozess zurückführbare Rillen nachweisbar (Abb. 61).

Dick et al. [80] untersuchten 17 IOL-Typen unterschiedlicher Materialien mit Hilfe des REM bei 3000-facher Auflösung. Die optischen Zentren der IOL-Optiken sind in den Untersuchungen ausnahmslos als glatte Oberflächen beschrieben.

Die eigenen Untersuchungen mittels Rasterelektronenmikroskop bestätigen die im Vergleich zu anderen Arbeitsgruppen höheren Werte der Oberflächenrauigkeiten, die mit Hilfe des konfokalen Laserscanningmikroskopes ermittelt wurden.

### **5.2 Oberflächenbenetzbarkeit**

Die Benetzbarkeit der Optik ist ebenfalls ein wesentlicher Faktor für die bakterielle Besiedlung der IOL-Oberfläche [49] und die Besiedlung durch Linsenepithelzellen [42]. Die Krankheitsbilder Endophthalmitis und Nachstar sind noch heute schwerwiegende Komplikationen [22][32].

Alava et al. [49] postulieren, dass hydrophile Oberflächen eine ausgeprägte bakterielle Besiedlung begünstigen.

Der Kontaktwinkel zwischen Optikoberfläche, isotoner Kochsalzlösung und Luft wurde zunächst mit der sessile drop Methode bestimmt. Der Kontaktwinkel auf den MMA-Optiken variiert zwischen  $44,9 \pm 4,3^\circ$  und  $73,8 \pm 4,8^\circ$ . Der Kontaktwinkel auf der Oberfläche der Silikonelastomeroptiken variiert zwischen  $78,8 \pm 1,2^\circ$  und  $83,6 \pm 3,2^\circ$ . Der gemessene Kontaktwinkel der PMMA-IOL liegt zwischen  $64,0 \pm 1,5^\circ$  und  $65,0 \pm 2,5^\circ$ . Schroeder et al. [78] untersuchten 13 IOL-Typen unterschiedlicher Materialien unter Verwendung der Methode des liegenden Tropfens. Die Werte liegen für die PMMA-IOL durchschnittlich  $10^\circ$  über den eigenen Ergebnissen. Die Werte der Silikonelastomer-Intraokularlinsen sind ca.  $30^\circ$  größer und die der IOL, die aus MMA gefertigt sind, durchschnittlich  $20^\circ$  größer als die Ergebnisse der eigenen Untersuchungen. Die ermittelten Kontaktwinkel der Arbeitsgruppe Tehrani et al. [79], die ebenfalls die sessile drop Methode verwendeten, stimmen für die Silikonelastomer-IOL und die PMMA-Intraokularlinsen mit den Kontaktwinkeln von Schroeder et al. [78] überein. Die Kontaktwinkel der hydrophilen MMA-IOL sind ca.  $7^\circ$  größer als die Kontaktwinkel der eigenen Untersuchungen.

Dick et al. [80] untersuchten 17 IOL-Typen unterschiedlicher Materialien mit der sessile drop-Methode. Die Kontaktwinkel der PMMA-IOL variieren zwischen  $56,3 \pm 3,8^\circ$  und  $77,1 \pm 4,2^\circ$ , die Kontaktwinkel der MMA-IOL befinden sich im Bereich von  $59,2 \pm 2,5^\circ$  bis  $81,7 \pm 1,3^\circ$ . Sie entsprechen den eigenen Messwerten für den Meniskuswinkel. Der Kontaktwinkel der Silikonelastomeroptiken ist mit Werten zwischen  $106,2 \pm 1,4^\circ$  und  $119,0 \pm 3^\circ$  größer als in den eigenen Untersuchungen.

In der vorliegenden Arbeit wurde eine neue Methode zur Ermittlung der Oberflächenbenetzbarkeit von IOL entwickelt und erprobt, das Meniskusverfahren. Die Krümmung der Optik hat bei dieser Methode keinen Einfluss auf die Messergebnisse. Anhand der ermittelten Meniskuswinkel ist eine Differenzierung der IOL-Optiken in hydrophobe und hydrophile Materialien möglich.

Die Meniskuswinkel auf der Oberfläche der PMMA-IOL variieren zwischen  $47,0 \pm 9,7^\circ$  und  $67,5 \pm 3,3^\circ$ . Der Meniskuswinkel auf der Oberfläche der MMA-IOL variiert zwischen  $28,7 \pm 6,8^\circ$  und  $72,3 \pm 1,2^\circ$ . An der Oberfläche der Silikonelastomeroptiken wurde ein Meniskuswinkel zwischen  $77,2 \pm 3,8^\circ$  und  $90^\circ$  gemessen.

Die Angaben der Intraokularlinsenhersteller zur Benetzbarkeit der IOL konnten bei den MMA-Intraokularlinsen nicht vollständig bestätigt werden [85]. Der Meniskuswinkel an der Optikoberfläche hydrophiler MMA-IOL variiert zwischen  $34,0 \pm 3,0^\circ$  und  $50,7 \pm 4,2^\circ$ . Die Werte der Meniskuswinkel, die sich an der Oberfläche hydrophober MMA-Optiken ausbilden, variieren zwischen  $28,7 \pm 6,8^\circ$  und  $72,3 \pm 1,2^\circ$  und überschneiden sich im Wertebereich mit denen der hydrophilen MMA-Optiken. Die Intraokularlinsen des Herstellers Acri.Tec werden als hydrophile MMA-Optiken mit hydrophober Oberfläche angeboten [85]. Die eigenen Messungen ergaben jedoch Meniskus- und Kontaktwinkel von weniger als  $65^\circ$ , die auf eine hydrophile Oberfläche hinweisen.

### **5.3 Biomechanische Parameter**

Die Prüfung der mechanischen Eigenschaften erfolgte im auf  $37^\circ\text{C}$  temperierten Wasserbad mit destilliertem Wasser. Eine vergleichende Untersuchung von Testlinsen in isotoner Kochsalzlösung zeigt keine signifikanten Unterschiede der Ergebnisse zu denen im destillierten Wasser.

### 5.3.1 Rückstellkraft der Haptiken

Die IOL mit C-Haptiken erreichen bei Deformation der Haptiken von der Ausgangsgröße auf 10,5 mm Rückstellkräfte zwischen 0,093 mN und 2,33 mN. Bei der Deformation der IOL mit 3-Punkthaptiken wurde eine Rückstellkraft von 0,86 mN gemessen.

Guthoff et al. [81] untersuchten 30 IOL mit Hilfe eines Dynamometers bei einer Temperatur von 31°C. Jeweils eine Haptik der fixierten IOL wurde auf 10,5 mm deformiert. Die Messwerte der Intraokularlinsen mit C-Haptiken variieren in einem Bereich zwischen 0,9 mN und 10,0 mN. Die Rückstellkräfte der IOL mit 3-Punkthaptiken befinden sich im Bereich zwischen 1,9 mN und über 10,0 mN. Die große Differenz zwischen den Ergebnissen von Guthoff et al. [81] und den Ergebnissen der eigenen Untersuchungen sind mit der Fixierung der Intraokularlinsenoptik erklärbar. In den Untersuchungen von Guthoff et al. [81] waren Rotationen der Optik auf Grund der Fixation nicht möglich. In den eigenen Untersuchungen wurden die Optiken nicht fixiert, was eine Optikrotation erlaubte.

Pärssinen et al. [53][57] untersuchte die Rückstellkraft von jeweils 28 Intraokularlinsenhaptiken nach Deformation auf 9,0 mm. In ersten Untersuchungen wurde die Optik fixiert, um IOL-Rotationen zu vermeiden [53]. In weiteren Untersuchungen der Arbeitsgruppe wurde die Rückstellkraft der Haptiken ohne Optikfixation bestimmt [57]. Pärssinen et al. [57] postulieren eine um bis zu 75 % geringere Rückstellkraft, wenn eine Optikrotation möglich ist.

Die Intraokularlinsen mit C-Haptiken, welche nach eigenen Untersuchungen eine geringe Rückstellkraft aufweisen, ermöglichen eine einfache Implantation in den Kapselsack [53]. Um eine IOL-Dezentrierung und die Entstehung von Hinterwandfalten zu vermeiden sind wiederum Intraokularlinsenhaptiken mit einer größeren Rückstellkraft, wie die der IOL mit 3-Punkthaptiken vorteilhaft. Eine Schrumpfung des Kapselsacks und die daraus resultierende Dezentrierung und Verkippung der IOL-Optik wird vermieden [53][54][56].

### 5.3.2 Anstellwinkel der Haptiken zum Kapselsack

Guthoff et al. [55] postulierten 1990, dass Intraokularlinsen mit C-Haptiken die Rückstellkraft auf Grund eines größeren Anstellwinkels auf einen breiteren Sektor verteilen, als IOL mit J-Haptiken. In der vorliegenden Arbeit wurden nicht nur IOL mit C-Haptiken untersucht, sondern noch weitere Haptikkonfigurationen. Die C-Haptiken bilden mit einem Mittelwert von 94,3° für die einteiligen IOL und 46,7° für die mehrteiligen IOL die niedrigsten



Anstellwinkel im Vergleich zu den übrigen Haptikkonfigurationen aus. Jedoch wurden bei den IOL mit C-Haptiken auch im Hinblick auf den Parameter Rückstellkraft die niedrigsten Werte gemessen. Die Rückstellkraft der einteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken beträgt 2,1 mN, die der mehrteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken 2,6 mN. Eine optimale Kombination aus einem ausgeprägten Anstellwinkel der Haptiken zum Kapselsack und einer niedrigen Rückstellkraft der Haptiken ist bei den einteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken nachweisbar. Diese Haptikkonfiguration hemmt die Entstehung von Falten in der Kapselsackwand und vermeidet somit die Entwicklung von Nachstar [56].

Die größten Anstellwinkel mit einem Mittelwert von  $175,3^\circ$  wurden bei den Intraokularlinsen mit geschlossenen Haptiken ermittelt. Die zirkuläre Ausspannung des Kapselsacks durch die IOL-Haptiken vermindert eine postoperative Kapselsackschrumpfung und eine Dezentrierung und Verkipfung der Intraokularlinsenoptik [58].

Die C-Haptiken der Intraokularlinsen, deren Durchmesser 12,0 mm bis 12,5 mm beträgt, bilden einen Anstellwinkel von durchschnittlich  $89,3^\circ$  aus. Die Haptiken der Intraokularlinsen mit einem Durchmesser von 13,0 mm bis 15,0 mm bilden einen Anstellwinkel der Haptiken von durchschnittlich  $66,1^\circ$  aus.

Nagamoto et al. [82] bestätigten die Ergebnisse der eigenen Untersuchungen. Die IOL mit C-Haptiken, deren Durchmesser 12,0 mm bis 12,5 mm betragen, zeigen eine größere Ausspannung des Kapselsacks als IOL mit C-Haptiken deren Durchmesser 13,0 mm und mehr beträgt.

### 5.3.3 Axiale Verschiebung der Optik

In den eigenen Untersuchungen wurde bei den Intraokularlinsen mit geschlossenen Haptiken die größte axiale Verschiebung der Optik gemessen. Die einteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken erreichten den geringsten Wert in der Untersuchung der axialen Verschiebung. Die Ergebnisse stimmen mit denen der Arbeitsgruppe von Lane et al. [56] überein, welche ebenfalls die geringsten Werte der axiale Verschiebung bei Deformation der einteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken ermittelten. Nach Lane et al. [56] wird bei dieser Haptikkonfiguration eine konstante IOL-Position sichergestellt und mögliche Komplikationen werden vermieden. Die Sehkraft und Refraktivität ist noch Jahre nach der Implantation einer einteiligen IOL mit C-Haptiken konstant.

### 5.3.4 Verkippung der Optik

Eine starke Verkippung der Optik im Kapselsack führt zu Aberrationsstörungen, Myopien und Astigmatismus [63][70]. Nach Taketani et al. [63] hat eine Verkippung um mehr als  $5^\circ$  eine Verminderung der optischen Zone um 11% zur Folge.

In den eigenen Untersuchungen wurde nach Deformation der Haptiken von der Ausgangsgröße auf 9,3 mm bei vier von 28 Intraokularlinsentypen eine ausgeprägte Verkippung größer als  $5^\circ$  ermittelt. Dazu gehören die IOL mit 3-Punkthaptiken und zwei einteilige Intraokularlinsen mit C-Haptiken. Die Optikverkippung weiterer untersuchter Intraokularlinsentypen variiert zwischen  $0,3^\circ$  und  $3,13^\circ$ .

Hayashi et al. [72] untersuchten 60 Patientenaugen über 6 Monate nach Implantation einteiliger und dreiteiliger MMA-Intraokularlinsen. Es wurden weder signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen, noch Verkippungen größer als  $5^\circ$  gemessen. Die durchschnittliche Verkippung betrug  $3^\circ$  nach 6 Monaten postoperativ. Nejima et al. [83] postulieren, dass auch 18 Monaten nach IOL-Implantation keine signifikanten Unterschiede zwischen einteiligen und mehrteiligen MMA-IOL auftreten.

Mester et al. [84] verglichen 20 Tecnis ZCB00-Intraokularlinsen nach Implantation im Hinblick auf Verkippung und Dezentrierung. Die Verkippung und Dezentrierung unterscheidet sich zwischen allen untersuchten IOL kaum. Auch in den eigenen Untersuchungen wurde eine geringe Verkippung von  $0,43^\circ$  für die Tecnis ZCB00-IOL ermittelt.

Die ermittelten Werte zeigen, dass ein Großteil der Intraokularlinsen weder in vitro, noch in vivo innerhalb von 18 Monaten starke Verkippungen aufweist.

### 5.3.5 Verschiebung der Optik in Frontalebene

Die Dezentrierung der Optik im Kapselsack erhöht die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von Astigmatismus, Blendung und Reflektion [69]. Koryuta et al. [71] postulieren, dass eine Dezentrierung der Optik um mehr als 1 mm zu Myopien und Astigmatismus führt. Die Arbeitsgruppe um Taketani et al. [63] wies nach, dass die effektive optische Zone schon bei einer Dezentrierung von 0,5 mm um 11 % vermindert ist. Eine Verschiebung in Frontalebene ist insbesondere bei multifokalen Intraokularlinsen problematisch, deren Design von den monofokalen Intraokularlinsen übertragen wird.

Hayashi et al. [72] untersuchten einteilige und mehrteilige MMA-IOL und ermittelten keine Dezentrierung, die mehr als 1 mm beträgt. In den eigenen Untersuchungen zeigen lediglich zwei Intraokularlinsen nach Deformation der Haptiken auf 9,3 mm eine Verschiebung der Optik um mehr als 0,5 mm. Bei der Untersuchung der Rayner 755 U-IOL wurde eine Verschiebung von 1,4 mm ermittelt, die Optikverschiebung der Morcher 46 G-IOL beträgt 2,4 mm.

## 6 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurden 28 im klinischen Einsatz befindliche Intraokularlinsentypen hinsichtlich ihrer wesentlichen Funktionalitätsparameter untersucht und verglichen. Im ersten Teil der Untersuchungen wurde die Optikoberfläche im Hinblick auf die Rauhmigkeit und Benetzbarkeit der IOL-Oberfläche charakterisiert. Die Oberflächenrauhmigkeit wurde mittels eines konfokalen Laserscanningmikroskopes gemessen. Die ermittelten Werte der Rauhmigkeit liegen zwischen  $165,23 \pm 31,1$  nm und  $589,9 \pm 86,6$  nm. Die Intraokularlinsen wurden nach dem Optikmaterial in hydrophile MMA-Intraokularlinsen, hydrophobe MMA-IOL, PMMA-IOL und Intraokularlinsen, deren Optiken aus Silikonelastomer gefertigt sind, unterteilt. Zwischen den Gruppen konnten keine signifikanten Unterschiede in der Oberflächenrauhmigkeit ermittelt werden.

Eine geringe Benetzbarkeit der Optikoberfläche hemmt die Besiedlung durch Bakterien und Epithelzellen. Als Messgröße für die Oberflächenbenetzbarkeit wurde zunächst der Kontaktwinkel zwischen Optikoberfläche, Luft und isotoner Kochsalzlösung verwendet. Ein definiertes Volumen ( $6,3 \mu\text{l}$ ) isotoner Kochsalzlösung wurde auf die Oberfläche appliziert und nach der Methode des liegenden Tropfens vermessen. Die hydrophoben Silikonelastomeroptiken bilden einen signifikant größeren Kontaktwinkel aus als Intraokularlinsen, deren Optiken aus hydrophilem oder so genanntem hydrophobem MMA gefertigt sind.

Zusätzlich wurde eine weitere Methode zur Bestimmung der Benetzbarkeit mittels des Meniskuswinkels etabliert. Die Intraokularlinsenoptik wird senkrecht in isotoner Kochsalzlösung getaucht und der Winkel am Benetzungspunkt bestimmt. Diese Methode ermöglicht eine eindeutige Differenzierung der Intraokularlinsenoptiken in hydrophile und hydrophobe Oberflächen. Auch bei der Bestimmung der Meniskuswinkel wurden signifikant höhere Werte der Silikonelastomeroptiken im Vergleich zu den MMA-Optiken ermittelt. Anhand der vorliegenden Werte kann man von einer unter diesem Aspekt optimalen Oberflächenbeschaffenheit der Silikonelastomeroptiken ausgehen.

Im zweiten Teil der Untersuchungen wurden die mechanischen Eigenschaften der Intraokularlinsen ermittelt. Mittels einer speziellen Prüfeinrichtung wurden die Intraokularlinsen im Hinblick auf die Parameter Rückstellkraft und Anstellwinkel der Haptiken, axiale Verschiebung, Verkippung und Verschiebung der Optik in der Frontalebene untersucht. Die Intraokularlinsenoptiken wurden nacheinander von der Ausgangsposition, die abhängig vom Intraokularlinsentyp zwischen 10,0 mm und 15,0 mm variierte, auf 9,3 mm,

9,7 mm, 10,3 mm und 10,5 mm deformiert. Auf jeder Deformationsstufe wurden die Parameter gemessen. Dabei wurden 28 Intraokularlinsen nach der Konfiguration ihrer Haptiken in 6 Gruppen eingeteilt: Einteilige und mehrteilige Intraokularlinsen mit C-Haptiken, IOL mit Mehrpunkthaptiken, IOL mit geschlossenen zirkulären Haptiken, IOL mit 4-Punkthaptiken und Intraokularlinsen mit 3-Punkthaptiken.

Als Rückstellkraft wurde die Kraft definiert, die von den Haptiken nach Deformation auf die Haptikhalterung ausgeübt wird. Die Rückstellkraft variiert abhängig vom Intraokularlinsentyp zwischen 0,57 mN und 5,8 mN. Es wurden signifikante Unterschiede zwischen den Intraokularlinsengruppen unterschiedlicher Haptikkonfigurationen gemessen. Die geringste Rückstellkraft von durchschnittlich 2,1 mN wurde bei den einteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken ermittelt. Die Intraokularlinsen mit 4-Punkthaptiken weisen die größte Rückstellkraft von durchschnittlich 5,8 mN auf.

Eine optimale Haptikkonfiguration übt eine geringe Kraft auf den Kapselsack aus und spannt den Kapselsack über einen breiten Sektor auf, um die Kraft gleichmäßig einzuteilen.

Als Kriterium für die möglichst zirkuläre Ausspannung des Kapselsacks wurde der Anstellwinkel der Haptiken zu den Haptikhalterungen gewählt. Eine große zirkuläre Ausspannung vermindert postoperative Komplikationen. Die Anstellwinkel der eigenen Untersuchungen liegen im Bereich von  $38,7^\circ$  bis  $177,6^\circ$ . Zwischen den Intraokularlinsen unterschiedlicher Haptikkonfigurationen wurden signifikante Unterschiede gemessen. Die mehrteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken weisen mit einem Mittelwert von  $46,7^\circ$  den kleinsten Anstellwinkel auf. Der größte durchschnittliche Anstellwinkel von  $175,3^\circ$  wurde an den Intraokularlinsen mit geschlossenen Haptiken gemessen.

Die günstige Kombination aus geringer Rückstellkraft der Haptiken und großem Anstellwinkel der Haptiken zum Kapselsack ist bei den einteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken am stärksten ausgeprägt.

Eine starke axiale Verschiebung der Intraokularlinsenoptik führt zur Dezentrierung der IOL und ist zu vermeiden. Nach Deformation der Haptiken von der Ausgangsgröße auf 9,3 mm variiert die axiale Verschiebung der Optik zwischen 0,12 mm und 2,28 mm. Bei der Untersuchung der einteiligen IOL mit C-Haptiken wurde die geringste Verschiebung von durchschnittlich 0,81 mm gemessen. Die größte axiale Optikverschiebung von durchschnittlich 1,51 mm weist die Gruppe der mehrteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken auf. Zwischen den Gruppen sind signifikante Unterschiede der axialen Verschiebung erkennbar.

Eine möglichst geringe Verkippung der Optik im Kapselsack ist erstrebenswert um Abbildungsfehler zu vermeiden. In der Untersuchung der Optikverkippung wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Haptikkonfigurationen gemessen. Vier der 28 Intraokularlinsen zeigen nach Deformation der Haptiken auf 9,3 mm eine Verkippung der Optik um mehr als 5°. Ein Teil dieser Gruppe sind beide Intraokularlinsen mit 3-Punkthaptiken. An den anderen 24 Intraokularlinsen wurde eine Verkippung zwischen 0,3° und 3,13° ermittelt.

Die Verschiebung der Optik in der Horizontalebene sollte gering sein, um eine stabile Intraokularlinsenposition im Kapselsack zu ermöglichen. Die Werte der Verschiebung variieren zwischen 0,05 mm und 2,4 mm. Nur zwei der 28 Intraokularlinsentypen zeigen eine Optikverschiebung um mehr als 0,5 mm. Dieser Grenzwert wurde aus der Literatur für die eigenen Untersuchungen übernommen. Bei Deformation der Haptiken auf 9,3 mm verschiebt sich die Optik der Morcher 46 G-IOL um 2,4 mm. Eine Verschiebung um 1,4 mm wurde an der Rayner 755 U-IOL gemessen. Beide Intraokularlinsentypen sind Teil der Gruppe der IOL mit C-Haptiken.

Um eine Einordnung der Intraokularlinsentypen unter klinischen Gesichtspunkten zu ermöglichen, wurden die einzelnen Parameter mit den Wichtungen eins bis fünf bewertet. Dabei ist die bestmögliche Ausprägung eines Parameters mit 1 zu beurteilen, die schlechtmöglichste Ausprägung mit 5. Die Intraokularlinsen wurden außerdem durch das Vorhandensein einer scharfen Kante beschrieben. Diese Einteilung beruht dabei auf Herstellerangaben. Eine scharfe Kante wurde mit 1 bewertet, eine abgerundete Kante mit 5. Intraokularlinsentypen deren Kante auf Grund fehlender Angaben nicht beschrieben werden konnte, wurden mit 3 bewertet. Die dazwischen liegenden Wichtungen wurden nicht vergeben. Die Wichtungsverteilung für die einzelnen Parameter ist in der Tabelle dargestellt (Tab. 2).

Tab. 2 Verteilung der Wichtungsparameter

	1	2	3	4	5
Kante	scharf		k.A.		abgerundet
Kontaktwinkel in°	80-90	65-79	50-64	40-49	<40
Oberflächenrauigkeit in nm	100-200	201-300	301-400	401-500	>500
Rückstellkraft in mN	0,5-0,6	0,7-1,0	1,1-3,0	3,1-5,0	>5,0
Anstellwinkel in °	>150	120-150	80-119	45-79	<45
Axiale Verschiebung in mm	0,1-0,5	0,6-1,0	1,1-1,5	1,6-2,0	>2,0
Verkipfung in °	<0,5	0,5-1,0	1,1-2,0	2,1-5,0	>5,0
Verschiebung der Optik in Frontalebene in mm	<0,10	0,10-0,20	0,21-0,30	0,31-0,50	>0,50

Mit Hilfe des Bewertungssystems ist ein Überblick über den qualitativen Anteil der gemessenen Parameter und ein Vergleich der Intraokularlinsen untereinander möglich. Der Gesamtüberblick der 28 Intraokularlinsentypen ist in der Abb. 62 dargestellt.

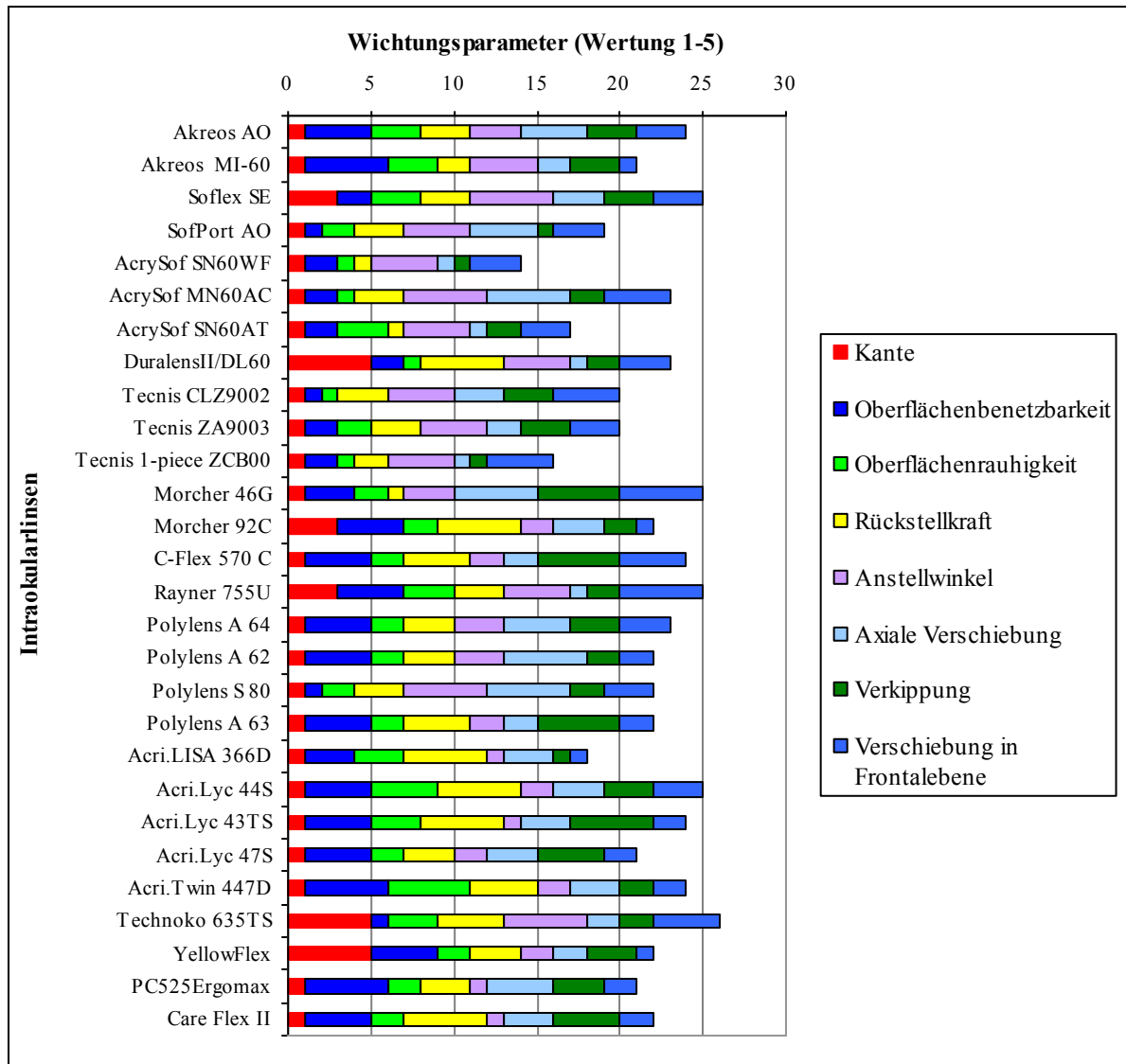


Abb. 62: Gesamtüberblick der untersuchten Intraokularlinsen (1-bestmögliche Ausprägung; 5-schlechtmöglichste Ausprägung)

Im Ergebnis der eigenen in vitro Untersuchungen sind die Intraokularlinsen mit den besten Voraussetzungen für eine komplikationslose Implantation und postoperative Langzeitfunktionalität die AcrySof SN60WF-IOL, die Tecnis 1-piece ZCB00-IOL und die AcrySof SN60AT-IOL. Alle drei Intraokularlinsen sind durch eine scharfe Kante und eine hydrophobe Oberfläche gekennzeichnet, sowie als einteilige Intraokularlinsen mit C-Haptiken konfiguriert.

Die Charakterisierung der Intraokularlinsen erfolgte ausschließlich in vitro. Alle untersuchten Parameter gehen mit der gleichen Wichtung in den Gesamtüberblick ein. Inwieweit die experimentell nachgewiesenen IOL-Eigenschaften mit der Prophylaxe von Nachstar und der



## Zusammenfassung

---

optischer Stabilität im menschlichen Kapselsack korrelieren, muss in weiterführenden klinischen Studien diskutiert werden.

## 7 Literaturverzeichnis

- [1] W. E. Schrader: Traditional Cataract Treatment and the Healers Perspective: Dialogue with Western Science and Technology in Nigeria, West Africa, *Annals of African Medicine*, Vol. 3 (3) 2004:153-158
- [2] Scholtz, Sibylle: Kataraktchirurgie und Kunstlinsen : Was die Starstecher auch im Mittelalter noch nicht kannten- seit 56 Jahren Intraokularlinsen gegen den grauen Star, *DOZ* 2005; 10:64-68
- [3] Bockelbrink, Angelina et al.: Welche Auswirkungen hat die Kataraktoperation auf das Entstehen oder das Fortschreiten einer altersbedingten Makuladegeneration (AMD)?, *GMS Health Technology Assess* 2006;2:Doc21
- [4] Albert J. Augustin (2007): *Augenheilkunde*, Springer, Berlin Heidelberg, 3. Auflage, 568-569
- [5] Awasthi, Niranjana et al.: Posterior capsular opacification: a problem reduced but not yet eradicated, *Arch Ophthalmol*. 2009 Apr;127(4):555-62.
- [6] Grehn, F. (2008): *Augenheilkunde*, Springer, Berlin Heidelberg, 148-161
- [7] Dick, H.B. et al.: Phakoemulsifikation und Vitrektomie mit dem Erbium:YAG-Laser sowie Phakoemulsifikation mit dem Neodymium:YAG-Laser, *Ophthalmologe*. 2001 Sep;98(9):892-9
- [8] Kottler, U.B. et al.: Ist die Katarakt vermeidbar? Eine aktuelle Bestandsaufnahme unter besonderer Berücksichtigung der Pathophysiologie oxidativer Linsenschäden, nutritiver Einflussfaktoren und der ARED-Studie, *Ophthalmologe*. 2003 Mar;100(3):190-6
- [9] Grevers, G. et al. (2006): *Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Augenheilkunde, Dermatologie*, Urban und Fischer, München, 3.Auflage, 115-117
- [10] Hesecker, H.: Antioxidative Vitamine und Katarakt im Alter, *Z Ernährungswiss*.1995 Sep;34(3):167-76
- [11] Dawczynski, J.: „The aging lens“ Neue Konzepte zum Alterungsprozess der Linse, *Ophthalmologe*. 2006 Sep;103(9):759-64
- [12] Auffarth, G.U. et al.: Zur Entwicklungsgeschichte der Intraokularlinsen, *Ophthalmologe*. 2001 Nov; 98(11):1017–1028
- [13] Kohnen, T. et al.: Einsatzmöglichkeiten intraokularer Multifokallinsen und Kriterien der Patientenselektion, *Ophthalmologe*. 2008 Jun;105(6):527-32

- [14] Breitkopf, Jutta: Kontrastvisus und Kontrastempfindlichkeit nach binokularer Implantation multifokaler oder monofokaler Intraokularlinsen, *Ophthalmologe*. 1997 Jul;94(7):519-22
- [15] Ceschi, Giorgio P. et al.: Clear Lens Extraction (CLE) zur Korrektur der hochgradigen Myopie, *Klin Monatsbl Augenheilkd*. 1998 May;212(5):280-2
- [16] Kohnen, T. et al.: Intraocular lenses for the correction of refraction errors. Part II. Phakic posterior chamber lenses and refractive lens exchange with posterior chamber lens implantation, *Ophthalmologe*. 2005 Nov;102(11):1105-17; quiz 1118-9
- [17] Schmitt, Joachim M. et al.: Die Geschichte der Medizintechnologie, *MTD* 11/2005
- [18] Allers, A. et al.: Intraindividuellem Vergleich von Intraokularlinsen aus hochrefraktivem Silikon (Allergan SI40NB) und hydrophobem Acrylat (Alcon Acrysof MA60BM), *Ophthalmologe*. 2000 Oct;97(10):669-75
- [19] Dick, H.B. et al.: Komplikationen faltbarer Intraokularlinsen mit der Folge der Explantation-Untersuchungsergebnisse der Jahre 2000 und 2001, *Ophthalmologe*. 2003 Jun;100(6):465-70
- [20] Schmidbauer, J.M. et al.: Komplikationsprofile von Hinterkammerlinsen, *Ophthalmologe*. 2001 Nov;98(11):1029-35
- [21] Altan, Tugrul MD et al.: Acute-onset endophthalmitis after cataract surgery: success of initial therapy, visual outcomes, and related factors, *Retina*. 2009 May;29(5):606-12
- [22] Egger, S-F et al.: Akute postoperative Endophthalmitis nach Katarakt-Operationen, *Spektrum Augenheilkd*. 2007; 21(2): 104–106
- [23] Kodjikian, L. et al.: Adhésion bactérienne aux implants intraoculaires et prévention d'endophtalmie, *J Fr Ophtalmol*. 2006 Jan;29(1):74-81
- [24] Tanaka, Takao et al.: Cell adhesion to acrylic intraocular lens associated with lens surface properties, *J Cataract Refract Surg*. 2005 Aug;31(8):1648-51
- [25] Mathis, A. et al.: Complications rétinienne de la chirurgie de la cataracte, *J Fr Ophtalmol*. 2000 ; 23 (1) : 88-95
- [26] Alava, JI et al.: Effects of bacterial adhesion with respect to the type of material, structure and design of intraocular lenses, *J Mater Sci Mater Med*. 2005 Apr;16(4):313-7
- [27] Kelkar, Aditya et al.: How to prevent endophthalmitis in cataract surgeries, *Indian J Ophthalmol*. 2008 Sep-Oct;56(5):403-7

- [28] Kodjikian, Laurent et al.: In Vivo Study of Bacterial Adhesion to Five types of Intraocular Lenses, *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2002 Dec;43(12):3717-21
- [29] Schmidbauer, Josef M. et al.: Postoperative Trübung von Hinterkammerlinsen- eine Übersicht, *Klin Monatsbl Augenheilkd.* 2001 Sep;218(9):586-94
- [30] Yamakawa, Naoyuki et al.: Surface roughness of intraocular lenses and inflammatory cell adhesion to lens surface, *J Cataract Refract Surg.* 2003 Feb;29(2):367-70
- [31] Nishi, O.: Einfluss von Intraokularlinsenmaterial und -design auf die Nachstarentwicklung, *Ophthalmologe.* 2005 Jun;102(6):572-8
- [32] Auffarth, G.U. et al.: Neue Methoden der Nachstarprävention, *Ophthalmologe.* 2005 Jun;102(6):579-86
- [33] Linnola, Reijo J. et al.: Adhesion of soluble fibronectin, vitronectin, and collagen type IV to intraocular lens materials, *J Cataract Refract Surg.* 2003 Jan;29(1):146-52
- [34] Hollick, Emma J. et al.: Lens epithelial cell progression on the posterior capsule with different intraocular lens materials, *Br J Ophthalmol.* 1998 Oct;82(10):1182-8
- [35] Ursell, PG: Relationship between intraocular lens biomaterials and posterior capsule opacification, *J Cataract Refract Surg.* 1998 Mar;24(3):352-60
- [36] Zemaitiene, Reda et al.: Comparison postoperative results after implantation of hydrophilic acrylic or hydrophobic acrylic intraocular lens: data of one-year prospective clinical study, *Medicina (Kaunas).* 2008;44(12):936-43
- [37] Apple, David J.: Influence of Intraocular Lens Material and Design on Postoperative Intracapsular Cellular Reactivity, *Trans Am Ophthalmol Soc.* 2000;98:257-83
- [38] Hayashi, H. et al.: Elapsed time for capsular apposition to intraocular lens after cataract surgery, *Ophthalmology.* 2002 Aug;109(8):1427-31
- [39] Saco, S: et al.: Optical coherence tomography assessment of capsule closure after cataract surgery, *J Cataract Refract Surg.* 2005 Feb;31(2):330-6
- [40] Peng, Q. et al.: Surgical prevention of posterior capsule opacification. Part 2: Intraocular lens optic barrier effects as a second line of defense, *J Cataract Refract Surg.* 2000 Feb;26(2):198-213
- [41] Kurosaka, D. et al.: Inhibition of Lens Epithelial Cell Migration by an Acrylic Intraocular Lens in vitro, *Ophthalmic Res.* 2002 Jan-Feb;34(1):29-37
- [42] Doan, Kim T. et al.: Survey of intraocular lens material and design, *Curr Opin Ophthalmol.* 2002 Feb;13(1):24-9

- [43] Yuen, C. et al.: Modification of the surface properties of a lens material to influence posterior capsular opacification, *Clin Experiment Ophthalmol.* 2006 Aug;34(6):568-74
- [44] Mullner-Eidenbock, A. et al.: Cellular reaction on the anterior surface of 4 types of intraocular lenses, *J Cataract Refract Surg.* 2001 May;27(5):734-40
- [45] Schauersberger, J. et al.: Lens epithelial cell outgrowth on 3 types of intraocular lenses, *J Cataract Refract Surg.* 2001 Jun;27(6):850-4
- [46] Cooke, C.A. et al.: An In Vitro Study of Human lens Epithelial Cell Adhesion to Intraocular Lenses with and without a Fibronectin Coating, *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2006 Jul;47(7):2985-9
- [47] Linnola, R.J. et al.: Adhesion of fibronectin, vitronectin, laminin, and collagen type IV to intraocular lens materials in pseudophakic human autopsy eyes Part 2: Explanted intraocular lenses, *J Cataract Refract Surg.* 2000 Dec;26(12):1807-18
- [48] Yan, Qi et al.: Differential responses of human lens epithelial cells to intraocular lenses in vitro: hydrophobic acrylic versus PMMA or silicone discs, *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2005 Dec; 243(12):1253-62. Epub 2005 May 21
- [49] Alava, JI. et al.: Effects of bacterial adhesion with respect to the type of material, structure and design of intraocular lenses, *J Mater Sci Mater Med.* 2005 Apr;16(4):313-7
- [50] Boreau, C. et al.: Incidence of Nd:YAG laser capsulotomies after cataract surgery: comparison of 3 square-edged lenses of different composition, *Can J Ophthalmol.* 2009 Apr;44(2):165-70
- [51] Barbour, W. et al.: Biological Compatibility of Polymethyl Methacrylate, Hydrophilic Acrylic and Hydrophobic Acrylic Intraocular Lenses, *Ophthalmic Res.* 2005 Sep-Oct; 37(5):255-61. Epub 2005 Jul 20
- [52] Fechner, P.U. : *Intraokularlinsen- Grundlagen und Operationslehre*, Enke, 2. Auflage, 1984
- [53] Pärssinen, O. et al.: Compression forces of haptics of selected posterior chamber lenses, *J Cataract Refract Surg.* 1997 Oct;23(8):1237-46
- [54] Sickenberg, M. et al.: Change in capsulorhexis size with four foldable loop-haptic lenses over 6 months, *J Cataract Refract Surg.* 1998 Jul;24(7):925-30
- [55] Guthoff, R. et al.: Zur Rückstellelastizität von Intraokularlinsenhaphtiken verschiedener Geometrie und verschiedenen Materials, *Klin. Mbl. Augenheilk.* 197(1990) 27-32

- [56] Lane, S. et al.: Comparison of the biomechanical behavior of foldable intraocular lenses, *J Cataract Refract Surg* 2004 Nov; 30(11):2397-402
- [57] Pärssinen, O. et al.: Compression forces of haptics of freely rotating posterior chamber intraocular lenses, *J Cataract Refract Surg* 1998 Mar;24(3):415-25
- [58] Hara, T. et al.: Efficacy of equator rings in an experimental rabbit study, *Arch Ophthalmol.* 1995 Aug;113(8):1060-1065
- [59] Yamakawa, N. et al.: Surface roughness of intraocular lenses and inflammatory cell adhesion to lens surfaces, *J Cataract Refract Surg* 2003 Feb;29(2):367-70
- [60] Tanaka, T. et al.: Cell adhesion to acrylic intraocular lens associated with lens surface properties, *J Cataract and Refract Surg*, 2005 Aug ;31(8):1648-51
- [61] Anis, AY: Lens loop forceps, *Ophthalmology*, 1978 Aug;85(8):869
- [62] Vock, L. et al.: Effect of the hydrophilicity of acrylic intraocular lens material and haptic angulation on anterior capsule opacification, *Br J Ophthalmol.* 2007 Apr;91(4):467-80
- [63] Taketani, F. et al.: Influence of intraocular Lens tilt and decentration on wavefront aberrations, *J Cataract Refract Surg* 2004 Oct;30(10):2158-62
- [64] Hayashi et al.: Decentration and tilt of polymethyl methacrylate, silicone, and acrylic soft intraocular lenses, *Ophthalmology* 1997 May ;104(5):793-8
- [65] Kim and Shyn: Biometry of 3 types of intraocular lenses using Scheimpflug photography, *J Cataract Refract Surg* 2001 Apr; 27(4):533-536
- [66] Koeppl, C. et al.: Change in IOL position and capsular bag size with an angulated intraocular lens early after cataract surgery, *J Cataract Refract Surg* 2005 Feb; 31(2):348-353
- [67] Taketani, F. et al.: Effect of tilt of 2 acrylic intraocular lenses on high-order aberrations, *J Cataract Refract Surg* 2005 Jun; 31(6):1182-6
- [68] Hayashi, K. et al.: Comparison of decentration and tilt between one piece and three piece polymethyl methacrylate intraocular lenses, *Br J Ophthalmol* 1998 Apr; 82(4):419-22
- [69] Mutlu, F. et al.: The Role of Capsulotomy and Intraocular Lens Type on Tilt and Decentration of Polymethylmethacrylate and Foldable Acrylic Lenses, *Ophthalmologica* 1998; 212:359-63
- [70] Baumeister, M. et al.: Tilt and decentration of three-piece foldable high-refractive silicone and hydrophobic acrylic intraocular lenses with 6-mm optics in an intraindividual comparison, *J Ophthalmol* 2005 Dec; 140(6):1051-58

- [71] Koryuta, J. et al.: Changes in refraction induced by change in intraocular lens position, *J Refract Corneal Surg.* 1994 Sept-Oct; 10(5):556-64
- [72] Hayashi, K. et al.: Comparison of the stability of 1-piece and 3-piece acrylic intraocular lenses in the lens capsule, *J Cataract Refract Surg* 2005 Feb; 31(2):337-42
- [73] Apple, DJ et al.: Eradication of posterior capsule opacification: documentation of a marked decrease in Nd:YAG laser posterior capsulotomy rates noted in analysis of 5416 pseudophakic human eyes obtained post-mortem, *Ophthalmology*, 2001 Mar; 108(3):515-18
- [74] Beck, R. et al.: Ein 3-D-Kapselsackmodell zur Beschreibung der biomechanischen Eigenschaften neuer Kunstlinsentypen, *Ophthalmologe*, 2000-97:546-51
- [75] Naumann GOH (Hrsg.): *Pathologie des Auges . Band II.* Springer-Verlag , Berlin, Heidelberg 1997 ; 845-894
- [76] Vogler, EA : Water and the acute biological response to surfaces, *J Biometer Sci Polym Ed.*, 1999;10 (10): 1015-45
- [77] Lombardo, M. et al.: Analysis of intraocular lens surface properties with atomic force microscopy, *J Cataract Refract Surg.* 2006 Aug; 32(8):1378-84
- [78] Schroeder, A.C. et al.: Impact of fibronectin on surface properties of intraocular lenses, *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2009 Sep; 247(9):1277-83
- [79] Tehrani, M. et al.: Material properties of various intraocular lenses in an experimental Study, *Ophthalmologica.* 2004 Jan-Feb; 218(1):57-63
- [80] Dick, H.B. et al.: Physicochemical surface properties of various intraocular lenses, *Ophthalmic Res.* 2001 Nov-Dec; 33(6):303-9
- [81] Guthoff, R. et al.: Measurement of elastic resisting forces of intraocular haptic loops of varying geometrical designs and material composition, *J Cataract Refract Surg.* 1990 Sep; 16(5):551-8
- [82] Nagamoto, T. et al.: Morphologic compatibility of intraocular lens haptics and the lens capsule, *J Cataract Refract Surg.* 1997 Oct; 23(8):1254-9
- [83] Nejima, R. et al.: A prospective, randomised comparison of single and three piece acrylic foldable intraocular lenses, *Br J Ophthalmol* 2004 Jun; 88(6):746-9
- [84] Mester, U. et al.: Decentration and tilt of a single-piece aspheric intraocular lens compared with the lens position in young phakic eyes, *J Cataract Refract Surg.* 2009 Mar; 35(3):485-90
- [85] Gebrauchsanweisung \*Acri.Tec® Acrylat-Intraokularlinsen Lyc/Smart/Twin/LISA

- [86] Compression Force and Displacement Tester Benutzerhandbuch Version 10.2007, IIB e.V.
- [87] Niemann, G. et al. (2005): Maschinenelemente Band 1: Konstruktion und Berechnung von Verbindungen, Lagern, Wellen, Springer, Berlin-Heidelberg, 4.Auflage, 260-269
- [88] Michler, G. H. et al. (2004): Ultramikrotomie in der Materialforschung, Carl-Hanser Verlag, München, 27-36
- [89] Mulisch, M. et al. (2010): Romeis Mikroskopische Technik, Spektrum, Heidelberg, 18.Auflage, 34-38



## **8 Danksagung**

Ich bedanke mich bei Prof. Dr.-Ing. habil. K.-P. Schmitz und Prof. Dr. med. habil. R. Guthoff für die Überlassung des Promotionsthemas und die regelmäßige und freundliche Betreuung während der Entstehung der Dissertation.

Weiterhin möchte ich mich bedanken bei Dr.- Ing. W. Schmidt und Prof. Dr.- Ing. habil. D. Behrend für die hilfreichen Korrekturen und Hinweise bei der Überarbeitung der vorliegenden Arbeit.

Ein besonderer Dank geht an die Mitarbeiter des Instituts für Biomedizinische Technik für die hilfreichen Ratschläge bei der Durchführung der praktischen Versuche.

## **9 Selbstständigkeitserklärung**

Hiermit erkläre ich ausdrücklich, dass ich diese Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe. Es wurden keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt. Ich versichere, dass ich die Dissertation keinem Fachvertreter einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Rostock, 14.06.2012

Susann Settgast

## 10 Thesen zur Promotion

1. Die Oberflächenrauigkeit der Intraokularlinsen hat einen Einfluss auf die Zelladhäsion. Zwischen den IOL-Materialien Silikonelastomer, PMMA, hydrophobem und hydrophilem MMA, sind im Hinblick auf die Oberflächenrauigkeit keine signifikanten Unterschiede nachweisbar.
2. Eine große Oberflächenbenetzbarkeit (freie Oberflächenenergie) begünstigt die Besiedlung der IOL mit Linsenepithelzellen. Intraokularlinsen, die aus Silikonelastomer gefertigt sind, zeigen eine signifikant geringere Benetzbarkeit als IOL aus hydrophilem und hydrophobem MMA.
3. Die Meniskusmethode ist im Vergleich zur Methode des liegenden Tropfens für die Bestimmung der Oberflächenbenetzbarkeit (freie Oberflächenenergie) besser geeignet.
4. Der durchschnittliche Kapselsackdurchmesser beträgt  $10,32 \pm 0,42$  mm und verringert sich nach Implantation einer Intraokularlinse in den Kapselsack. Durch die Schrumpfung wird zum einen Kraft auf die Intraokularlinse ausgeübt, zum anderen wirken die IOL-Haptiken auf den Kapselsack ein. Die Deformation der Haptiken auf 9,3 mm in vitro entspricht dem größten Anspruch, der an die implantierten Intraokularlinsen gestellt wird.
5. Eine geringe Rückstellkraft der IOL-Haptiken erleichtert die Implantation der Intraokularlinse in den Kapselsack, begünstigt jedoch die Kapselsackschrumpfung und die Optikdezentrierung.
6. Die geringste Rückstellkraft der Haptiken weisen die einteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken auf. Die Haptiken der Intraokularlinsen mit 4-Punkthaptiken üben die größte Kraft auf den Kapselsack aus.
7. Eine stabile IOL-Position ist erstrebenswert, um eine Änderung der Refraktivität und eine Verminderung der effektiven optischen Zone zu vermeiden.

8. Um eine stabile IOL-Position zu erreichen ist ein großer Anstellwinkel der Haptiken zum Kapselsack erstrebenswert. Die größten Anstellwinkel weisen die Intraokularlinsen mit geschlossenen Haptiken auf.
9. Die axiale Verschiebung der Intraokularlinsenoptik ist zu vermeiden, um eine stabile IOL-Position zu erreichen. Die einteiligen Intraokularlinsen mit C-Haptiken weisen die geringste axiale Verschiebung der Optik auf.
10. Eine möglichst geringe Verkippung der Intraokularlinsenoptik ist erstrebenswert, um eine stabile IOL-Position sicher zu stellen. Vier der 28 untersuchten Intraokularlinsentypen weisen nach Deformation der Haptiken auf 9,3 mm eine Optikverkippung um mehr als  $5^\circ$  auf.
11. Eine Verschiebung der Optik in der Frontalebene ist zu vermeiden, um eine stabile Intraokularlinsenposition und eine stabile Refraktivität zu begünstigen. Zwei der 28 untersuchten Intraokularlinsentypen zeigen nach Deformation der Haptiken auf 9,3 mm eine Verschiebung der Optik um mehr als 0,5 mm.
12. Die AcrySof SN60WF-IOL, die Tecnis 1-piece ZCB00-IOL und die AcrySof SN60AT-IOL zeigten in den in vitro Untersuchungen die besten Voraussetzungen für eine komplikationslose Implantation und postoperative Langzeitfunktionalität. Alle drei Intraokularlinsen sind durch eine scharfe Kante und eine hydrophobe Oberfläche gekennzeichnet und als einteilige Intraokularlinsen mit C-Haptiken konfiguriert.