

## 5. Diskussion

### 5.1. Kapselsack-Zonula-Modell

In unserem Akkommodationsmodell ist die Linse im Ruhezustand akkommodiert, d.h. abgekugelt. Ihre Vorder- und Hinterfläche unterteilen sich in je 2 Ebenen: Linsenzentrum und -peripherie (Faserinsertion). Unter Zonulazug kommt es in der Peripherie zu einer knie- bzw. scharnieryelenkartigen Abknickung sowie Ausziehung im Bereich der äquatorfernen Faserinsertionspunkte. Die hebelartige Krafteinwirkung an den Ansatzstellen wird auf die zentrale Linsenoberfläche übertragen, welche dadurch abflacht. Dabei wird der Äquatorwinkel stumpfer, der Äquatorumfang bleibt konstant und die Brechkraft nimmt insgesamt ab. (vgl. 1.5.4.)

Neben unserer Theorie über den Akkommodationsvorgang existieren weitere Modelle, die ich bereits in der Einleitung erwähnt habe:

Von Helmholtz beschrieb 1855 den Akkommodationsvorgang wie folgt: Im Ruhezustand ist die Linse akkommodiert, d.h. gemäß ihrer Eigenform ist die gesamte Linsenoberfläche abgekugelt. Die Zonulafasern sind dabei entspannt und der Äquatorumfang ist klein. Bei Faserzug kommt es zur Abflachung der gesamten Linsenoberfläche und Zunahme des Äquatorumfangs, wodurch die Brechkraft verringert wird.<sup>[122]</sup> Diese Theorie wird durch Versuche von Martin et al.<sup>[75]</sup> unterstützt. Während der Nahakkommodation werden die Zonulafasern entspannt und die Linse kugelt sich ihrer Eigenelastizität folgend ab, wodurch die Brechkraft erhöht wird. Dabei nehmen die Krümmungen zu. Die Entspannung der Zonulafasern erfolgt durch Kontraktion des Musculus ciliaris.

Entgegen früherer Theorien, die hintere Linsenfläche verändere sich nicht<sup>[123]</sup>, zeigen neuere Studien, dass sich die Linsenvorderfläche durchschnittlich 185 µm nach vorn bzw. die hintere Linsenoberfläche 69 µm nach hinten bewegt.<sup>[33]</sup> Außerdem besteht die Möglichkeit, dass sich unter der Akkommodation der Brechungsindex ändert.<sup>[47]</sup> (vgl. 1.5.1.)

Coleman's<sup>[24]</sup> Akkommodationstheorie enthält einige Unterschiede zu der von Helmholtz. So schreibt er dem Glaskörper eine wichtige Rolle zu. Dieser soll die Rückfläche der Linse stützen und eine rückwärtige Bewegung behindern, was die unter Akkommodation hauptsächlich nach vorn gerichtete Linsenbewegung erklärt. Die Zugrichtung der Zonulafasern beschreibt er als nach hinten gerichtet und nicht wie Helmholtz horizontal zum Äquator. In seinem Modell<sup>[26]</sup> kam er zu ähnlichen Ergebnissen wie Helmholtz bezüglich der Oberflächenveränderungen der Linse während Akkommodation und Desakkommodation.

Schachar<sup>[103]</sup> und andere<sup>[23,46]</sup> vertreten den Standpunkt, dass die Helmholtz'sche Theorie nicht stimmen kann, da der Ziliarmuskel eine physiologisch nicht realisierbare Kraft aufbringen müsste, um die Linsenoberfläche derart zu verändern. Schachar<sup>[22]</sup> postuliert hingegen, dass die Linse ihre minimale Brechkraft erreicht, wenn sich die äquatorialen Fasern im Stadium ihrer minimalen Anspannung befinden. Während der Akkommodation soll der Faserzug zunehmen, welcher seiner Meinung nach ausschließlich von den äquatorialen Fasern ausgeht, die vorn am Apex des Ziliarmuskels ansetzen. Die vorderen und hinteren Fasern dienen lediglich unterstützend zur Stabilisierung.<sup>[99,100]</sup> Er geht davon aus, dass bei Kontraktion der vordere radiale Anteil des Ziliarmuskels sich nach außen bewegt und somit die Zugspannung auf die äquatorialen Fasern steigt. Gleichzeitig relaxieren sich die vorderen und hinteren Fasern durch Kontraktion der radialen und longitudinalen Muskelanteile. Der

Linsendurchmesser vergrößert sich, der Linsenäquator bewegt sich in Richtung Sklera, die Oberfläche wird zentral steiler bzw. peripher flacher und die Brechkraft nimmt zu.<sup>[22,101]</sup> (vgl. 1.5.2.) Um seine Theorie zu untermauern, stellte er ein „nonlinear finite-element model“<sup>[99,100]</sup> auf. Die Berechnungen ergaben, dass bei alleinigem Zug der äquatorialen Fasern und gleichzeitig relaxierten vorderen bzw. hinteren Fasern die zentrale vordere und hintere Krümmungsfläche steiler und das Linsenzentrum initial dicker wird; bei stärkerer Faserverlagerung nimmt die Linsendicke wieder ab, die peripheren Oberflächen werden flacher und die sphärische Aberration verringert sich. Dieses nicht eingängige Phänomen, dass sich bei äquatorialem Zug die Brechkraft verstärkt, erklärt Schachar mittels eines luft- bzw. gelgefüllten Mylar-Ballons: bei Zug in vier 90° voneinander entfernte Richtungen werde die Oberfläche eines solchen Ballons stärker gekrümmt, was eine Brechkraftverstärkung bedinge. Diese Aussage steht in direktem Gegensatz zur Helmholtz'schen Theorie, welche eine Brechkraftverringern bei äquatorialem Zonulazug beschreibt. Seine Versuche mit einem Modell<sup>[102]</sup>, das auf der oben genannten „shell theory“ basiert, ergaben ebenso eine Brechkraftsteigerung bei leichtem äquatorialem Zug. Steigt der Zug über ein bestimmtes Maß (ca. 6%) hinaus weiter an, so flachen sich die Linsenoberflächen ab und die Brechkraft wird wieder kleiner.<sup>[22,23]</sup> Die äquatoriale Kraft wird durch die natürliche Schwankung der Kapseldicke in ihrer Effektivität gesteigert.<sup>[23]</sup>

Schachar führte auch Versuche mit extrahierten menschlichen Linsen verschiedenen Alters durch.<sup>[98]</sup> Dabei war der Ruhezustand der Linsen als völlig relaxiert festgelegt. Ein Zonulazug entlang eines bzw. zweier 90° voneinander entfernten Meridiane ergab oben beschriebene Oberflächen- und Brechkraftänderungen.

Gegen die Schachar'sche Theorie spricht, dass weder im Ultraschall<sup>[74]</sup> noch an frisch extrahierten menschlichen Linsen<sup>[49]</sup> ein Beweis gefunden wurde, dass die äquatorialen Fasern am Apex des Ziliarmuskels ansetzen.

Außerdem konnte unter Akkommodation keine Anspannung sondern nur eine Entspannung der Fasern nachgewiesen werden<sup>[74]</sup> Ein weiterer Punkt ist die Sklera-Expansions-Chirurgie. Laut Schachar verlieren durch das physiologische Linsenwachstum im Alter die äquatorialen Fasern an Spannung, was wiederum eine Presbyopie induziert. Mittels der Sklerachirurgie wird die Zonulaspannung wiederhergestellt. Somit müsste eine Besserung hinsichtlich der Akkommodationkraft eintreten. Diese bleibt aber aus, sodass man annehmen kann, dass Schachar's Theorie nicht stimmt.<sup>[69]</sup>

Das numerische Modell von Burd et al<sup>[21]</sup> zeigt unter Faserentspannung eine Abkuglung im Zentrum und Abflachung der Peripherie bei abnehmendem Äquatorumfang. Durch Faseranspannung resultiert eine Abflachung im Bereich des Linsenzentrums bzw. Ausziehung der Peripherie und Zunahme des Äquatorumfangs. Das heißt, dass bei äquatorialem Zug die Brechkraft abnimmt, was der Hypothese von Schachar entgegensteht. Dieser<sup>[99]</sup> erklärt die konträren Berechnungen von Burd mit einem veränderten Linsenvolumen während der Akkommodation. Seiner Meinung nach könne nur bei zunehmendem Linsenvolumen eine Faserrelaxation eine Brechkraftzunahme bewirken. Da sich das Linsenvolumen aber nicht verändere, könne Burd's Theorie nicht stimmen. (vgl. 1.5.3.)

Unser Modell ähnelt dem Burd'schen bezüglich der Oberflächenveränderungen unter Akkommodation. Gegensätzlich sind die Betrachtungen über Faserverlauf und äquatoriale Linsenumfangsschwankungen.

Bezüglich der äquatorialen Veränderungen unterstützt die Aussage von Farnsworth und Shyne<sup>[40]</sup>, dass die vorderen Zonulafasern zahlreicher vorhanden sind als die hinteren und die hinteren wiederum zahlreicher als die äquatorialen unsere Theorie. So soll das Verhältnis anteriore:posteriore:zentrale Fasern 6:3:1 sein.

Strenk et al<sup>[113]</sup> fanden heraus, dass die Amplitude der Äquatorbewegung im Alter auf ein Minimum sinkt. So sollen die äquatorialen Fasern weniger effektiv bzgl. des Akkommodationsprozesses wirken als die vorderen bzw. hinteren.

Demer et al<sup>[29]</sup> sagen, dass unter Akkommodation keine statistisch signifikante Umfangsverkleinerung des Linsenäquators auftritt. Tscherning<sup>[120]</sup> hingegen nimmt an, dass es unter dem Akkommodationsvorgang zu einer Umfangszunahme kommt.

Im Hinblick auf die Formveränderung der Linse erklärt Fincham<sup>[41]</sup> die steilere Oberflächenkrümmung der zentralen Vorderfläche im Vergleich zur peripheren durch Dickenunterschiede der Kapsel. Die Kapsel sei entlang der posterioren und der zentralen anterioren Oberfläche dünner, sodass sich die Linse in diesen Gebieten stärker ausdehnen kann. Der Glaskörper habe dabei keinen Einfluss auf die Linse.

Laut Coleman<sup>[25]</sup> wird der Krümmungsradius der Vorderfläche unter Akkommodation zentral steiler und peripher flacher, der hintere Krümmungsradius verändert sich nicht signifikant.

Koretz & Hanleman<sup>[61]</sup> nehmen an, dass die Kapsel die Funktion hat, die externe Kraft über die Linsenvorderfläche zu verteilen. Dies trifft auch für unser vereinfachtes Modell zu.

Fisher<sup>[45]</sup> und Glasser<sup>[50]</sup> fanden heraus, dass die Linse nach Extraktion aus dem Kapselsack die desakkommodierte Form annimmt. Das bedeutet, dass ihre akkommodierte Form durch die Kapsel hervorgerufen wird, während die Linse dieser entgegenwirkt. Somit scheint die Kenntnis und Beachtung der genauen Form der kristallinen Linse für den Akkommodationsvorgang nicht essentiell zu sein.<sup>[126]</sup>

Unserer Theorie entgegen stehen die Beobachtungen von Wilson<sup>[127]</sup>. Er hat Messungen mit Retroilluminations-Infrarotvideofotographie durchgeführt

und beobachtet, dass sich der Äquator unter Akkommodation verkleinert bzw. sich bei Desakkommodation vergrößert.

Koopmans<sup>[60]</sup> hat in seinen Versuchen natürliche Linsen extrahiert, mit Silikonpolymeren aufgefüllt und in eine Halterung eingespannt. Dann übte er mittels einer Ringkonstruktion Zug auf den residuellen Ziliarkörper aus. Dabei beschrieb er Veränderung des Äquators von 7% Zunahme bei Nichtakkommodation.

Glasser und andere<sup>[51]</sup> führten „*in vivo*“ Experimente mit Rhesusaffen durch. Sie beobachteten eine durchschnittliche Abnahme des Linsendurchmessers von 7% unter elektrisch induzierter Akkommodation mittels in den Edinger-Westphal Kern implantierter Elektrode.

Wir stellten ein Kapsel-Zonula-Modell her, um daran unsere Akkommodationstheorie zu demonstrieren. Der Linsenkörper bestand aus transparenter, thermoplastisch sphärisch abgeformter Segeltuchfolie, welche mit Silikonöl (BI 1,404) befüllt wurde. Den Zonulafasern entsprachen je 12 Nylonfäden an Vorder- bzw. Rückseite der Linse. Sie waren abseits vom Äquator angebracht. Zur Befestigung und späteren Verstellung dienten 2 Halteringe, welche unabhängig voneinander auf einer Optischen Bank verschiebbar waren.

In Anlehnung an die „shell theory“ von Langhaar<sup>[22]</sup> besteht unser Modell aus zwei semiellipsoidalen Membranhüllen mit gleichem Umkehrpunkt und Durchmesser. Die Hauptachse wird durch den äquatorialen Durchmesser beschrieben, die Nebenachse bildet der Abstand von Vorder- bzw. Hinterpol zur Äquatorialebene. Beide Hälften werden zusammengebracht und mit einer nicht komprimierbaren Flüssigkeit befüllt. Die Membranhülle entspricht dann der Linsenkapsel, die inverse Flüssigkeit der Rinde plus Kern.

Des Weiteren weist unsere Linse vergleichbare Eigenschaften (Transparenz, Eigenelastizität, Verformbarkeit) der natürlichen Linse auf. Die viskoelastischen Eigenschaften des Kapsel-Rindenkomplexes der natürlichen Linse wurden durch die semielastische Segeltuchkapsel unter Ausschaltung einer weiteren, nicht kalkulierbaren Rindenmodell-Elastoplastik zugunsten der gleichmäßigen hydrostatischen Formanpassung durch Silikonöl ersetzt. Gemäß dem Ähnlichkeitsprinzip wurden unsere Modellabmessungen auf eine vierfache Größe übertragen.

Der Halteapparat bestand aus je 12 vorderen bzw. hinteren Zonulafäden. Laut dem Saint-Venant's Prinzip wären bereits 8 Zugpunkte an Vorder- und Rückfläche genug gewesen, um einem 360°-Zonulazug zu entsprechen.<sup>[108]</sup>

Der Halteapparat sollte neben der Funktion einer Befestigungsmöglichkeit auch die der Verstellbarkeit erfüllen. Daher wählten wir eine Konstellation aus 2 Halteringen, die als Ansatzstelle der Fasern dienten und durch separate Bewegung eine Kraftereinwirkung auf die Linse realisierten. Mittels optischer Bank wurden die einwirkenden Kräfte quantifiziert. In Anlehnung an das menschliche Vorbild entsprach dabei ein enger Ringabstand dem schmalen Faserursprung am Ziliarkörper im akkommodierten Zustand. Durch Auseinanderbewegung wurde ein breiterer Abstand erreicht, welcher dem gestrafften und gespreiteten Zonulafächer im fernakkommodierten Zustand ähnelte.<sup>[111]</sup>

Das Verhältnis zwischen Ringen und Linse war nicht maßstabsgetreu gewählt, um eine Verzerrung des Faserverlaufs zu vermeiden. Die stark vereinfachte Haltekonstruktion berücksichtigte ausschließlich den vorderen und hinteren Faserverlauf und kann die komplexe natürliche Zonulastruktur nur unpräzise imitieren. Auch wurden die Druckverhältnisse in der Vorderkammer und damit deren Einfluss auf die Akkommodation völlig vernachlässigt.<sup>[vgl. 60]</sup>

Es wurden zwei Messreihen á 6 Versuche mit zwei verschiedenen optischen Testkarten durchgeführt. Bei Auseinanderbewegung der Halteringe wurde die Brechkraft der Modelllinse verringert, was sich in der Verlagerung der Bildweite widerspiegelte. Die durchschnittliche Verschiebung der Bildweite für das ‚Dia 1 – Lichtstreifen‘ betrug 27,75 cm. In den Versuchen mit ‚Dia 2 - *Acuity Resolution Target-Vision Card*‘ verschob sich die Bildweite im Durchschnitt um 35,42 cm in die Ferne. Die Brechkraftveränderung wurde aus den verstellten Brennweiten berechnet. Für das Dia 1 ergab sich ein Brechkraftverlust von 18 Dioptrien, für das Dia 2 von 19,4 Dioptrien.

Insgesamt ist durch die Verstellung der Halteringe und die dadurch induzierte Oberflächenverformung eine deutliche Brechkraftveränderung erreicht worden. Es wurde gezeigt, dass mit Abflachung der Oberflächenkrümmungen bzw. einer Dickenabnahme der Linse bei konstantem Äquatorumfang eine Brechkraftverminderung verbunden ist. Das bedeutet, dass die Linse durch Zonulazug ihren Fernvisus erreicht. Die Schwankungen der Messergebnisse sind multifaktoriell zu erklären. Zum einen sind durch die Hitze des Projektors bedingte Materialveränderungen nicht auszuschließen, des Weiteren wurde die Brennweite nur subjektiv bestimmt. Die von den Halteringen auf die Zonulafäden übertragene Kraft wurde zur kontinuierlichen Formänderung der Linse benutzt.

## **5.2. Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit**

An der Entwicklung einer akkommodationsfähigen IOL wird weltweit geforscht. Es gibt verschiedenste Ansätze, die Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit zu erreichen. (vgl. 1.9.)



Nishi<sup>[83,84]</sup> experimentierte mit injizierbaren Linsenmaterialien. Im Tierversuch zeigten aber weder endokapsuläre Ballons noch mit Silikonöl wiederbefüllte Linsen eine ausreichende Akkommodationsfähigkeit, um als Linsenersatz in Frage zu kommen. Außerdem traten unerwünschte Effekte wie postoperative Kapselverwachsung und -schrumpfung, zunehmende Verkleinerung der Akkommodationsamplitude des Linsenersatzes, abnehmende Ziliarmuskelkraft<sup>[83]</sup> und hintere Kapseltrübung<sup>[84]</sup> auf.

Terwee et al.<sup>[116]</sup> befüllten die Linsenkapsel mit einem 2-Komponenten-Silikon und erreichten so Akkommodationsamplituden von 3-5 Dpt. Über Langzeiteffekte trifft er aber keine Aussagen. Masket<sup>[76,86]</sup> entwickelte die Smart-IOL (Medennium, L.A., California, USA) aus thermodynamischem, hydrophoben Acryl, die implantiert im Kapselsack ähnlich der juvenilen Linse ihre Form ändert. In Experimenten mit Kadaveraugen zeigte sich, dass ein übermäßiger Füllungszustand der Kapsel eine höhere Brechkraft bedingt. Limitierend werden auch hier die postoperative Veränderung des Kapselsacks und die Nachstarbildung sein.

Van Kooten et al.<sup>[124]</sup> führten Versuche mit Methotrexat und Actinomycin D zur Verhinderung der Epithelzellproliferation durch, um in Zukunft diese Spätfolge zu verhindern. Die Resultate bezüglich der Wachstumshemmung von Actinomycin D sind viel versprechend, sodass die weitere Forschung dahingehend lohnenswert scheint.

Eine weitere Möglichkeit, eine Brechkraftänderung zu erreichen, ist die axiale Verschiebung der Intraokularlinse mit einzelner Optik im Auge nach dem „focus-shift Prinzip“. Dabei wird die postoperativ erhalten gebliebene Funktion von Ziliarmuskel und -fasern genutzt, um eine Bewegung der Kunstlinse mit flexiblen, scharnierähnlichen Haptiken entlang der Optischen Achse im Kapselsack zu erreichen. Auf dem Markt befindliche Modelle wie die 1-CU (HumanOptics), die AT-45 Crystalens (Eyonics) oder die BioComFold 43A (Morcher) weisen eine zu geringe Akkommodationsbreite

auf, als dass sie einen adäquaten Ersatz der menschlichen Linse darstellen. Untersuchungen von Schneider<sup>[106]</sup>, Auffarth<sup>[7],[9]</sup>, Hanox et al<sup>[53]</sup> und Findl et al<sup>[43,42]</sup> zeigten eine nur geringe Linsenbewegung während der Akkommodation. Messungen der Brechkraft ergaben eine Änderung von durchschnittlich 0,5 Dpt. Küchle<sup>[65],[66]</sup> und Langenbacher<sup>[68]</sup> beschreiben eine Brechkraftsteigerung von 0,9 Dpt während der Akkommodation. Subjektiv wird die Akkommodationsleistung meist höher empfunden, als objektiv messbar. Dieser Effekt wird wahrscheinlich durch die zusätzliche Pseudoakkommodation hervorgerufen.<sup>[134]</sup> Unter Berücksichtigung der Komplikationen nach Implantation (Verkippen der Optik, Haptikabknickungen) und dem postoperativ auftretenden Nachstar ist aber selbst eine Akkommodation von 1 Dpt ein zu geringer Effekt.<sup>[78,31]</sup>

Die Tetraflex IOL (Modell KH-3500, Lenstec, St. Petersburg, FL) von Kellan ist ähnlich wie die Crystalens eine Einzeloptik mit flexiblen, bügelartigen Haptiken aber ohne Scharnierfunktion. Unter Akkommodation bewegt sie sich nach vorn, weg von Hinterkapsel und Glaskörper und ist daher im Gegensatz zur Crystalens unabhängig von einem positiven Glaskörperdruck.<sup>[129]</sup> Chitkara<sup>[50]</sup> beobachtete „in vivo“ eine durchschnittliche Akkommodationsleistung von 3,42 – 3,75 Dpt. Wolffsohn et al<sup>[128]</sup> maßen bei Patienten mit monokular implantierter Tetraflex IOL objektiv 0,39 Dpt und subjektiv 3,1 Dpt. Im Vergleich zur Kontrollgruppe mit konventionellen IOLs war die objektive bzw. subjektive Akkommodationsleistung zwar größer, aber sie war 6 Monate nach Operation stark gesunken.

Da aus anatomischen Gründen das Akkommodationsausmaß der nach dem focus/axial-shift Prinzip funktionierenden Intraokularlinsen limitiert bleibt, hat Hara<sup>[54,55]</sup> das Konzept der Dual-Optik-Hinterkammerlinse (Spring-IOL) vorgeschlagen. Die ins menschliche Auge implantierte Visiogen Synchrony-IOL (Visiogen Inc. Irvine, California, USA) besteht aus einer beweglichen 34 Dpt-Pluslinse, welche mit einer individuell anpassbaren

Minuslinse verbunden ist. Wenn sich der Kapselsack unter Akkommodation relaxiert, schiebt sich die Pluslinse nach vorne, was eine Brechkraftsteigerung bedingt. Ossma<sup>[87]</sup> beobachtete in einer 6-monatigen Follow-up-Studie eine monokuläre Akkommodationsamplitude von 3,17 Dpt und im Hochfrequenzultraschall einen Bewegungsumfang von 0,78 mm. Die Untersuchungen von v. Eicken<sup>[122]</sup> ergaben ein Akkommodationsausmaß im Mittel von  $1,7 \pm 0,62$  Dpt. 29 Monate nach Implantation zeigte sich ein noch nachweisbares Akkommodationsverhalten. Die bis dahin fehlende Nachstarbildung ist wahrscheinlich darauf zurückzuführen, dass das Linsensystem den Kapselsack fast vollständig ausfüllt. <sup>[122,131]</sup> Es gilt zu beachten, dass die Rhexis relativ klein sein muss, um die nach vorn bewegliche Plusoptik im Kapselsack zu halten.

Ähnlich der Visiogen Synchrony IOL besteht auch die Sarfarazi elliptical IOL (Bausch & Lomb) aus einer Plus- und einer dahinter befindlichen Minusoptik, welche über kompressible Brücken miteinander verbunden sind. Ihr werden bis zu 3 Dpt Akkommodationsleistung zugeschrieben.

Es existieren weitere Lösungsansätze, die eine mechanische oder geometrische Verstellung bzw. Formveränderung des Linsenimplantats im Kapselsack zur Grundlage haben.

Boehm<sup>[17]</sup> entwickelte das Modell einer akkommodativen Intraokular-Mehrfachlinse (IOML). Es besteht aus einer Hauptlinse mit festem Grundfokus und einer flexiblen Korrekturlinse mit veränderbarer Krümmung. Zwischen den beiden Linsen befindet sich ein luftgefüllter Hohlraum. Die Zugspannung der Zonulafasern wird über den Kapselsack auf das Linsenimplantat übertragen, die Korrekturlinse wird gegen die Hauptlinse bewegt und verändert ihre Oberflächenkrümmung. Somit soll eine Brechkraftveränderung hervorgerufen werden.

Des Weiteren sind Modelle patentiert, die eine Brechkraftänderung durch Verschiebung mehrerer optischer Komponenten im Kapselsack mittels Flüssigkeits- (EP 0356050 B1) oder Federdruck (EP 0337390 A2) erreichen sollen.

Diese Modelle berücksichtigen jedoch nicht auftretende Langzeiteffekte wie Kapselschrumpfung und -verhärtung sowie Fibrosierung und Nachstar. Außerdem werden individuelle Schwankungen der Federkraft der Zonulafasern vernachlässigt. Eine Umsetzung der Modelle auf implantierbare Linsen ins menschliche Auge steht noch aus.

Ben-nun's Modell<sup>[14]</sup> nutzt ebenfalls die Kraftübertragung der rudimentären Linsenkapsel zur Brechkraftänderung. Die Oberflächenkrümmung und somit die Brechkraft seiner extrakapsulären IOL (NuLens) wird durch Pressung einer weichen Substanz zwischen zwei harte Oberflächen variiert. Im Tierversuch<sup>[15,133]</sup> zeigte die nahtlos im Sulcus vor der kollabierten Linsenkapsel mitsamt dem Halteapparat implantierte NuLens (Ltd., Herzliya Pituach, Israel) eine Brechkraftänderung von mehr als 40 Dpt. Es wurde aber ein gegensätzlicher Effekt zu den als Vorbild fungierenden Wasservogellinsen beobachtet. Bei Akkommodation ergab sich für die NuLens ein Brechkraftverlust und somit der Fernvisus; im relaxierten, nicht akkommodierten Zustand nahm die Brechkraft zu (Nahvisus). Laut Hoffman et al.<sup>[133]</sup> sei dieser unphysiologische Vorgang aber leicht umzukehren. Eine Anwendung im menschlichen Auge gibt es bisher noch nicht.

Die Fluid Vision IOL (Power Vision) von Dr. Nishamin<sup>[91,132,76]</sup> soll ebenfalls durch Formveränderung der Optikoberflächen akkomodieren. In den Haptiken befinden sich Reservoirs, die bei Ziliarkörperkontraktion hydraulische Flüssigkeit ins Linseninnere pumpen. Dadurch verdickt sich die Linse und ihre Brechkraft steigt. Wenn sich der Ziliarkörper wieder relaxiert, wird die Fluid Lens gestreckt und dünner, sodass sich die Brechkraft wieder

verringert. Mittels dieses Funktionsprinzips - ähnlich der natürlichen Linse - soll die Fluid Vision IOL eine Akkommodationsleistung von rund 10 Dpt aufbringen können. Da sie in den Kapselsack implantiert wird, sind die postoperativen Kapselsackveränderungen als nachteilig anzuführen.<sup>[130]</sup>

Die Verstellung von Kapselsack inklusive Linse ist ein weiterer Ansatz zur Akkommodationswiederherstellung. Preußner<sup>[90]</sup> erstellte ein Modell bei dem mittels Permanentmagneten die IOL mitsamt Kapselsack durch magnetische Kraftübertragung bewegt werden soll. Dabei werden die radialen Zonulakräfte bzw. Bewegungen in axiale umgelenkt. Durch Bewegung der gesamten Kapsel inklusive IOL bleiben Kapselschrumpfung und -fibrosierung ohne negativen Einfluss auf die Akkommodationsleistung.

Es wurde auch versucht eine Verbesserung der Akkommodationsleistung am presbyopen Auge durch chirurgische Eingriffe zu erreichen. Ziel ist es, die Zonulaspannung und Ziliarmuskelbewegung zu optimieren. Schachar<sup>[97]</sup> entwickelte die Scleral Expansion Technik (SE), welche dahingehend keinen Erfolg hatte. Die Anterior Ciliary Sclerotomy von Thornton<sup>[117]</sup> steigerte kurzzeitig die Akkommodationsamplitude um 1,7 – 3,6 Dpt. Nach Monaten folgte aber die Regression.

Zusammenfassend kann man sagen, dass der Akkommodationsvorgang im menschlichen Auge bis heute noch nicht gänzlich erklärt werden kann. Es gibt sehr verschiedene Ansätze, Beobachtungen und Meinungen dazu. Im Hinblick auf den postoperativen Refraktionsausgleich nach Linsenextraktion stellt die Wiederherstellung der Akkommodation eine große Herausforderung dar. Bisher ist keine Intraokularlinse auf dem Markt, die eine ausreichende Verstellung der Brechkraft liefert. Laut Hoffman et al<sup>[133]</sup> benötigt man zusätzlich mindestens ein Drittel bis die Hälfte von der bisher als ausreichend angenommenen Akkommodationskraft (3 Dpt), um in einem normalen

Leseabstand von 30 – 40 cm komfortabel lesen zu können. Das bedeutet, dass die Akkommodationsamplitude einer adäquaten Intraokularlinse 4,5-6 Dpt betragen muss.

Wir haben mit unserem Kapselsack-Zonula-Modell gezeigt, dass eine Akkommodation durch Formveränderung der Linsenoberfläche ohne Veränderung des Linsendurchmessers möglich ist. Die Zukunft des IOL-Designs wird nicht an einer Verstellung der Linsenform vorbeikommen, denn eine Verschiebung der Optik auf der optischen Achse allein (1 CU, AT 45), bringt nur einen unzureichenden Effekt, da der Bewegungsumfang anatomisch limitiert ist. Die Frage, ob sich unter dem physiologischen Akkommodationsvorgang der Linsendurchmesser ändert und wie hoch der Wirkungsgrad der äquatorialen Fasern wirklich ist, wird kontrovers diskutiert. Wir haben gezeigt, dass, wenn man die Kraft der äquatorialen Fasern vernachlässigt, unabhängig von ihrer Wirkung ein Effekt erzielen wird.

Wir stellen weiterhin die Frage, ob die intrakapsuläre Implantation der einzige Weg ist, um die residuelle Verstellkraft des Kapselsackes auszunutzen, welche sich nachweislich Jahre nach Operation nicht mehr genau verifizieren lässt. Mit einer Fixation der IOL in der Sklera hätten Spätfolgen wie Kapsel fibrose bzw. -schrumpfung und Nachstarbildung wenig Einfluss auf das postoperative Langzeitergebnis.

Auf der Grundlage dieses Kapsel-Zonula-Modells sind weiterführende Experimente zur Quantifizierung der einwirkenden Kräfte und Optimierung ihrer Wirkungsgrade möglich.