



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 29 102 T2** 2007.01.11

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 185 219 B1**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **A61F 2/16** (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 29 102.2**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US00/11731**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 926 492.0**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2000/066040**

(86) PCT-Anmeldetag: **27.04.2000**

(87) Veröffentlichungstag  
der PCT-Anmeldung: **09.11.2000**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **13.03.2002**

(97) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung beim EPA: **28.06.2006**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **11.01.2007**

(30) Unionspriorität:

**131913 P      30.04.1999      US**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,  
LI, LU, MC, NL, PT, SE**

(73) Patentinhaber:

**Advanced Medical Optics, Inc., Santa Ana, Calif.,  
US**

(72) Erfinder:

**LAGUETTE, W., Stephen, Santa Barbara, CA 93111,  
US; LANG, J., Alan, Long Beach, CA 90807, US;  
GLICK, E., Robert, Lake Forest, CA 92630, US**

(74) Vertreter:

**HOFFMANN & EITLE, 81925 München**

(54) Bezeichnung: **BEWEGBARE INTRAOKULARLINSE**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

**Beschreibung****Hintergrund der Erfindung**

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft intraokulare Linsen (IOLs). Insbesondere betrifft die Erfindung IOLs, die dazu geeignet sind, im Auge eine akkommodierende Bewegung bereitzustellen.

**[0002]** Das menschliche Auge umfasst eine Anterorkammer zwischen der Kornea und der Iris, eine Posterorkammer, die durch einen Kapselsack definiert ist, der eine kristalline Linse, einen Ziliarmuskel, eine Glaskammer hinter der Linse, die das Kammerwasser enthält, und eine Netzhaut hinter dieser Kammer enthält. Das menschliche Auge weist eine natürliche Akkomodationsfähigkeit auf. Die Kontraktion und Entspannung des Ziliarmuskels versieht das Auge entsprechend mit der Kurz- und Fernsicht. Diese Ziliarmuskelaktivität formt die natürliche kristalline Linse in die geeignete optische Konfiguration, um Lichtstrahlen, die in das Auge auf die Netzhaut einfallen, zu fokussieren.

**[0003]** Nachdem die natürliche kristalline Linse, zum Beispiel aufgrund eines Katarakts oder anderer Gegebenheiten entfernt wurde, kann eine herkömmliche monofokale IOL in der Posterorkammer platziert werden. Eine solche herkömmliche IOL weist, wenn überhaupt, eine sehr beschränkte Akkomodationsfähigkeit auf. Der Träger einer derartigen IOL benötigt jedoch weiterhin die Fähigkeit, sowohl nahe als auch ferne (beabstandete) Objekte zu sehen. Korrigierende Sehhilfen können als eine geeignete Lösung eingesetzt werden. In letzter Zeit wurden auch multifokale IOLs ohne Akkomodationsbewegung verwendet, um die Kurz-/Fernsichtkorrektur bereitzustellen.

**[0004]** Es wurden Versuche unternommen, IOLs als Alternative zu einer Änderung der Form mit einer akkommodierenden Bewegung entlang der optischen Achse des Auges zu versehen. Beispiele derartiger Versuche sind in Levy US-Patent Nr. 4 409 691 und verschiedenen Patenten von Cumming, umfassend die US-Patente 5 674 282 und 5 496 366 beschrieben. Diese Linsen sind derart vorgespannt, dass sie in Ruhe oder in ruhenden Zuständen in der am meisten posterioren Position im Auge angeordnet sind. Wird eine Kurzsicht benötigt, zieht sich der Ziliarmuskel zusammen und die Linse bewegt sich nach vorne (positive Akkommodation). Ohne die Ziliarmuskelkontraktion bewegt sich die Linse zurück in ihre am weitesten posteriore Ruheposition. Aufgrund dieser posterioren Vorspannung und der Konfiguration der Linse wird die posteriore Wand des Kapselsacks einer gewissen Dehnung ausgesetzt, wenn sich die Linse in der posteriorsten Position befindet. Ein bei diesen IOLs bestehendes Problem ist, dass sie sich oftmals nicht ausreichend bewegen können, um die

gewünschte Akkommodation zu erzielen.

**[0005]** Die US 4 888 012, die US 4 994 082 und die US 5 026 396 zeigen sämtlich IOLs mit den Merkmalen des Oberbegriffs von Patentanspruch 1 weiter unten. Diese IOLs berücksichtigen jedoch nicht das Zellenwachstum vom Auge auf die IOL.

**[0006]** Es wäre vorteilhaft, IOLs bereitzustellen, die für die Akkomodationsbewegung geeignet sind, aber das Zellenwachstum hemmen.

**Zusammenfassung der Erfindung**

**[0007]** Sich akkommodierende IOLs, die diesen Vorteil bereitstellen, sind im Patentanspruch 1 weiter unten definiert. Die abhängigen Patentansprüche nennen weitere Ausführungsformen. Die IOLs nutzen den Vorteil, dass das Auge die Fähigkeit aufweist, die vorliegenden IOLs, zum Beispiel als Folge der Linsenband- bzw. Zonularfaserspannung, die auf den Kapselsack des Auges wirkt, ausreichend zu bewegen. Die vorliegenden IOLs können die schädliche Dehnung des Kapselsacks effektiv reduzieren, selbst wenn sich die Linse in der posteriorsten Position im Auge befindet. Darüber hinaus können die vorliegenden IOLs die Möglichkeit schaffen, dass der Kapselsack eine ausreichende Elastizität behält, um seinen Durchmesser, insbesondere seinen äquatorialen Durchmesser, ausreichend zu ändern, um das gewünschte Maß an Akkommodation bereitzustellen. Zusätzlich sind die vorliegenden Linsen vorzugsweise derart aufgebaut, dass sie den Betrag der Akkomodationsbewegung, der als eine Folge der Elastizität des Kapselsacks und der Aktivität des Ziliarmuskels erzielt wird, auf vorteilhafte Weise erhöhen. Die vorliegenden IOLs sind in ihrem Aufbau einfach, können unter Verwendung von Systemen und Vorgängen im Auge implantiert oder in dieses eingeführt werden, die im Stand der Technik gut bekannt sind, und sie funktionieren effektiv mit nur einer geringen zusätzlichen Behandlung oder Medikation oder sogar ohne eine solche. Die Bewegungsanordnung umgibt die Optik vorzugsweise im Wesentlichen vollständig und umfasst ein Element mit einem proximalen Endabschnitt, das mit der Optik gekoppelt ist, und einen distalen Endabschnitt, der sich von der Optik weg erstreckt und dazu geeignet ist, den Kapselsack des Auges zu kontaktieren. Die Bewegungsanordnung, die die Optik umgibt, erhöht auf effektive Art und Weise das Maß, mit dem die Elastizität des Kapselsacks und die Aktivität des Ziliarmuskels, der auf die Zonulen und den Kapselsack wirkt, eine Akkomodationsbewegung der Optik verursachen. Vorzugsweise ist die Bewegungsanordnung dazu geeignet, mit dem Auge zusammenzuwirken, um auf eine radiale z.B. diametrale Kompression durch den Kapselsack des Auges eine Akkomodationsbewegung der Optik zu bewirken.

**[0008]** Bei einer sehr geeigneten Ausführungsform weist die Optik im nicht-akkommodierten Zustand eine Fernsichtkorrekturstärke, bevorzugterweise eine Fernsichtkorrekturstärke für die Unendlichkeit auf. Ist die IOL folglich in der posteriorsten Position angeordnet, können entfernte Objekte leicht und genau erkannt werden.

**[0009]** Vorzugsweise ist die Bewegungsanordnung relativ zu der Optik derart positioniert, dass sich die Optik zum Beispiel im Ruhezustand der IOL im Auge anterior des distalen Endbereichs der Bewegungsanordnung wölbt. Diese anteriore Wölbung reduziert das Risiko einer schädlichen posterioren Dehnung des Kapselsacks bei einer im Auge in der posteriorsten Position angeordneten IOL. Somit kann die Optik der IOL in dieser posteriorsten Position den Kapselsack berühren, verursacht jedoch aufgrund der anterioren Wölbung eine reduzierte posteriore Dehnung des Kapselsacks, verglichen mit einer ähnlichen in der posteriorsten Position angeordneten IOL ohne die anteriore Wölbung. Die anteriore Wölbung ist zusätzlich wirkungsvoll bei wenigstens der Unterstützung eines erhöhten Betrags der Akkommodationsbewegung, wiederum verglichen mit einer ähnlichen IOL ohne eine solche anteriore Wölbung.

**[0010]** Die vorliegenden IOLs sind vorzugsweise derart dimensioniert, dass sie im nicht akkommodierten Zustand im Wesentlichen ohne Dehnung des Kapselsacks in den Kapselsack des Auges passen.

**[0011]** Aufgrund der Dimensionierung und Konfiguration der vorliegenden IOLs stellen die IOLs vorzugsweise einen Betrag einer anterioren Axialbewegung im Auge in einem Bereich von ungefähr 0,5 oder ungefähr 1,5 mm bis ungefähr 2,0 mm mit ungefähr 1,0 mm Reduktion eines Äquatorialdurchmessers des Kapselsacks bereit.

**[0012]** Bei einer sehr geeigneten Ausführungsform weist die Optik der IOL einen Durchmesser im Bereich von ungefähr 3,5 mm bis ungefähr 7 mm, mehr bevorzugt ungefähr 5 mm bis ungefähr 6 mm auf. Der Gesamtdurchmesser der vorliegenden IOLs liegt vorzugsweise ungefähr im Bereich von 8 mm bis ungefähr 11 mm oder ungefähr 12 mm.

**[0013]** Die Bewegungsanordnung kann dazu geeignet sein, am Kapselsack des Auges umfassend die IOL befestigt zu werden.

**[0014]** Die Bewegungsanordnung ist ausreichend flexibel, um die Bewegung der Optik relativ zum distalen Endbereich der Bewegungsanordnung, auf die durch das Auge eingewirkt wird, zu erleichtern. Die Bewegungsanordnung kann eine Gelenkanordnung umfassen, die proximal des distalen Endbereichs der Bewegungsanordnung positioniert ist. Eine derartige Gelenkanordnung ist wirkungsvoll bei der Erleichterung

der Akkommodationsbewegung der Optik im Auge. Die Gelenkanordnung kann eine oder mehrere Bereiche mit reduzierter Stärke umfassen, die zum Beispiel die Optik umgeben. Diese Bereiche mit reduzierter Stärke sind wirkungsvoll, um der Bewegungsanordnung ein gewünschtes Maß an Flexibilität zu geben. Die Bewegungsanordnung kann im proximalen Endbereich eine minimale Stärke und im distalen Endbereich eine maximale Stärke aufweisen. Bei einer Ausführungsform umfasst die Bewegungsanordnung kein Loch bzw. keine Löcher, die zum Beispiel axial durch die Bewegungsanordnung treten.

**[0015]** Der distale Endbereich der Bewegungsanordnung umfasst eine Umfangskante mit einer Diskontinuität, um so das Zellenwachstum vom Auge vor oder hinter die okuläre Linse zu hemmen. Bei einer besonders geeigneten Ausführungsform weist die Bewegungsanordnung eine anteriore Stirnseite und eine entgegengesetzte posteriore Stirnseite auf, wobei die Umfangskante zwischen diesen beiden Stirnseiten angeordnet ist. Der Schnitt der Umfangskante mit wenigstens der anterioren Stirnseite oder der posterioren Stirnseite bildet eine Umfangskante, die an der Diskontinuität zwischen der Umfangskante und der schneidenden Stirnseite angeordnet ist. Das Zellenwachstum vom Auge vor oder hinter die Bewegungsanordnung ist im Vergleich zu einer im Wesentlichen identischen intraokularen Linse ohne die Umfangskante vorzugsweise geringer.

**[0016]** Die IOL kann unter Verwendung von Geräten und Techniken, die herkömmlich und im Stand der Technik bekannt sind, im Auge, zum Beispiel im Kapselsack des Auges, platziert werden. Die IOL wird in der nicht akkommodierten Position im Auge platziert. Der Schritt des Platzierens ist wirkungsvoll, so dass die Optik der IOL durch den Kapselsack, zum Beispiel durch die Elastizität des Kapselsacks des Auges, radial, z.B. diametral komprimiert wird, um die Akkommodationsbewegung der Optik der IOL zu bewirken. Es sind keine Behandlungen oder Medikationen, z.B. Lahmlegen des Ziliarmuskels, um die Fibrose zu erleichtern oder anderweitig die Position der IOL im Auge zu beeinflussen, erforderlich. Vorzugsweise wird die Optik, bevor sie im Auge platziert wird, deformiert. Sobald die IOL im Auge platziert ist und nach einer normalen Genesungszeit von dem operativen Vorgang, stellt die IOL in Zusammenarbeit mit dem Auge dem Säuger oder Menschen, der die IOL trägt, eine Fernsichtkorrektur bereit.

**[0017]** Beliebige und alle Merkmale, die hier beschrieben sind, und beliebige Kombinationen derartiger Merkmale sind im Umfang der vorliegenden Erfindung enthalten, vorausgesetzt, dass diese Merkmale und Kombinationen einander nicht widersprechen.

**[0018]** Zusätzliche Aspekte und Vorteile der Erfindung sind in der folgenden Beschreibung und den

Patentansprüchen beschrieben, insbesondere wenn sie im Zusammenhang mit den begleitenden Zeichnungen betrachtet werden, in denen gleiche Teile gleiche Bezugsziffern tragen.

#### Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0019] [Fig. 1](#) ist ein Teilquerschnitt eines Auges, in dem eine IOL gemäß der vorliegenden Erfindung implantiert wurde, wobei die Linse in einer posterioren Ruheposition im Auge angeordnet ist.

[0020] [Fig. 2](#) ist ein Teilquerschnitt eines Auges, in dem die IOL aus [Fig. 1](#) implantiert wurde, wobei die Linse in einer Zwischenposition im Auge angeordnet ist.

[0021] [Fig. 3](#) ist ein Teilquerschnitt eines Auges, in dem die IOL aus [Fig. 1](#) implantiert wurde, wobei die Linse in einer anterioren Position im Auge angeordnet ist.

[0022] [Fig. 4](#) ist eine perspektivische Ansicht der in [Fig. 1](#) in der Ruheposition dargestellten IOL.

[0023] [Fig. 5](#) ist ein Querschnitt entlang der Linie 5-5 aus [Fig. 4](#).

[0024] [Fig. 6](#) ist ein Teilquerschnitt einer alternativen Ausführungsform einer IOL gemäß der vorliegenden Erfindung.

[0025] [Fig. 7](#) ist ein Teilquerschnitt einer anderen Ausführungsform einer IOL gemäß der vorliegenden Erfindung.

[0026] [Fig. 8](#) ist eine Querschnittsansicht im Wesentlichen im Kreis 8-8 aus [Fig. 5](#).

[0027] [Fig. 9](#) ist eine Querschnittsansicht im Wesentlichen im Kreis 9-9 aus [Fig. 6](#).

[0028] [Fig. 10](#) ist eine Querschnittsansicht im Wesentlichen im Kreis 10-10 aus [Fig. 7](#).

#### Genaue Beschreibung der Zeichnungen

[0029] Es wird nun Bezug genommen auf die [Fig. 1](#) bis [Fig. 5](#), in denen eine IOL gemäß der vorliegenden Erfindung, die im Allgemeinen bei **10** dargestellt ist, einen Linsenkörper oder eine Optik **12** umfasst. Das Element **14** erstreckt sich von dem Linsenkörper **12** radial nach außen und umgibt den Linsenkörper völlig bzw. vollständig. Das Element **14**, das keine Durchgangslöcher umfasst, weist einen proximalen Endabschnitt **16** auf, der mit der Optik **12** am Optikumfang **18** gekoppelt ist. Das Element **14** erstreckt sich radial nach außen zu einem distalen Endbereich **20**, umfassend eine Umfangskante **22**, die sich zwischen der anterioren Stirnseite **24** und der posterior-

ren Stirnseite **26** des Elements **14** erstreckt. Obwohl es nicht wesentlich ist, kann und vorzugsweise ist das Element **14** integral oder einheitlich mit der Optik **12** ausgestaltet. Das Element **14** erstreckt sich von der Optik **12** ausreichend nach außen, so dass der distale Endbereich **20** in Kontakt mit der inneren Umfangswand des posterioren Kapselsacks steht, wenn die IOL **10** im Auge implantiert ist. Wie es am besten aus [Fig. 5](#) ersichtlich ist, ist die Optik **12**, wenn sich die IOL **10** in einer Ruheposition befindet, relativ zum distalen Endbereich **20** des Elements **14** anterior positioniert oder gewölbt. Mit anderen Worten befindet sich die anteriore Stirnseite **23** der Optik **12** anterior der anterioren Stirnseite **24** des Elements **14** am distalen Endbereich **20** und/oder die posteriore Stirnseite **25** der Optik befindet sich anterior der posterioren Stirnseite **26** des Elements an dem distalen Endbereich.

[0030] Die Optik **12** kann aus starren biokompatiblen Materialien, wie beispielsweise Polymethylmethacrylat (PMMA) oder flexiblen deformierbaren Materialien, wie beispielsweise Silikon-Polymer-Werkstoffen, Acryl-Polymer-Werkstoffen, Hydrogel-Polymer-Werkstoffen und ähnlichen Werkstoffen, die es ermöglichen, die Optik **12** zum Einführen durch einen kleinen Schnitt im Auge zu rollen oder zu falten, aufgebaut sein.

[0031] Obwohl die dargestellte Optik **12** ein lichtbrechender Linsenkörper ist, können die vorliegenden IOLs einen lichtbeugenden Linsenkörper umfassen, und eine derartige Ausführungsform ist im Umfang der vorliegenden Erfindung enthalten.

[0032] Die Optik **12** wird dem Träger der IOL **10** mit einer Grundlinien- oder Fern-(Weit-)Dioptrinstärke für die Unendlichkeit verschrieben.

[0033] Das dargestellte Element **14** ist integral (einheitlich) mit der Optik **12** ausgestaltet und umgibt diese. Alternativ kann das Element **14** mechanisch oder anderweitig physikalisch mit der Optik **12** gekoppelt sein. Das Element **14** kann die Optik nur teilweise umgeben und eine solche Ausführungsform ist im Umfang der vorliegenden Erfindung enthalten. Das Element **14** kann aus dem gleichen oder einem anderen biokompatiblen Material wie die Optik **12** aufgebaut sein und ist vorzugsweise aus Polymer-Werkstoffen, wie beispielsweise Polypropylen, Silikon-Polymer-Werkstoffen, Acryl-Polymer-Werkstoffen und ähnlichem gebildet. Das Element **14** weist eine ausreichende Stärke oder Festigkeit auf, um die Kraft vom Kapselsack des Auges zu übertragen, um die Optik **12** im Auge axial zu bewegen, um die Akkommodation zu bewirken. Eine derartige Stärke oder Festigkeit wird durch Einsetzen eines Vollkörper-Elements **14** erhöht, das heißt eines Elements, das kein axiales Durchgangsloch bzw. keine axialen Durchgangslöcher, z.B. Perforationen aufweist. Das Ele-

ment **14** ist vorzugsweise auf im Wesentlichen die gleiche Art und Weise wie die Optik **12** deformierbar, um ein Durchführen der IOL **10** durch einen kleinen Schnitt im Auge zu erleichtern. Das Material oder die Materialien, aus denen das Element **14** aufgebaut ist, werden ausgewählt, um das Element mit den gewünschten mechanischen Eigenschaften, z.B. Stärke und/oder Deformierbarkeit zu versehen, um die Erfordernisse der speziellen betroffenen Anwendung zu erfüllen.

**[0034]** Die IOL **10** kann unter Verwendung herkömmlicher Geräte und Techniken im Kapselsack eines Säugerauges eingesetzt werden, zum Beispiel nachdem die natürliche kristalline Linse des Auges unter Verwendung einer Phacoemulsifikationstechnik entfernt wurde. Die IOL **10** wird vor dem Einführen in das Auge vorzugsweise gerollt oder gefaltet und durch einen schmalen Schnitt in der Größenordnung von ungefähr 3,2 mm in das Auge eingeführt und im Auge **40** angeordnet, wie es in den [Fig. 1](#) bis [Fig. 3](#) dargestellt ist.

**[0035]** Die IOL **10** im Auge **40**, wie sie in [Fig. 1](#) dargestellt ist, ist in einer posterioren Position im Kapselsack **42** angeordnet, wobei die Zonulen **42** unter Spannung stehen. Die Konfiguration der IOL **10**, insbesondere in Bezug auf die anteriore Wölbung der Optik **12**, gestattet es, dass sich die IOL mit der Optik in nächster Nähe oder sogar in Kontakt mit der posterioren Kapsel **44** in der im Auge posteriorsten Position befindet. In der posteriorsten Position verursacht die IOL **10** jedoch keine wesentliche Dehnung der posterioren Kapsel **44**. Die natürliche Elastizität des Kapselsacks wird vorzugsweise im Wesentlichen aufrecht erhalten und ist wirkungsvoll beim Bereitstellen der Akkommodationsbewegung der IOL **10**.

**[0036]** Die IOL **10** ist derart positioniert, dass die Optik **12** in Zusammenarbeit mit dem Auge **40** axial im Wesentlichen entlang der optischen Achse **39** im Auge bewegt werden kann, um die Akkommodation bereitzustellen.

**[0037]** Der distale Endbereich **20** des Elements **14** steht in Kontakt mit der Innenwand **46** des Kapselsacks **44**. Mit der Zeit kann der distale Endbereich **20** des Elements **14** an dem Kapselsack **44** anhaften, obwohl dies nicht notwendig ist, um die Vorteile der vorliegenden Erfindung zu erzielen. Im Auge **40** wirkt das Element **14** mit dem Auge zusammen, um die Akkommodationsbewegung der Optik **12** zu bewirken, und zwar vorzugsweise auf eine radiale, wie beispielsweise diametrale Kompression der IOL **10** durch die Elastizität des Kapselsacks **44** des Auges.

**[0038]** Die IOL **10** sollte derart dimensioniert sein, dass sie die Bewegung der Optik **12** auf die Aktivität des Ziliarmuskels **48** und der Zonulen **42** erleichtert. Ist die Optik **12** beispielsweise zu groß, wird der Be-

trag der Akkommodationsbewegung übermäßig beschränkt. Ist die IOL **10** zu klein, wird die Optik **12** selbstverständlich wirkungslos sein, um Licht auf die Netzhaut des Auges **40** zu fokussieren und kann eine Blendung verursachen und/oder das flexible Element **14** kann nicht mit dem Auge zusammenwirken, um den gewünschten Betrag der Akkommodationsbewegung zu bewirken. Ist die IOL **10** in einem Auge eines menschlichen Erwachsenen zu integrieren, weist die Optik **12** vorzugsweise einen Durchmesser im Bereich von ungefähr 3,5 mm bis ungefähr 7 mm, vorzugsweise im Bereich von ungefähr 5 mm bis ungefähr 6 mm auf und die IOL weist einen maximalen Gesamtdurchmesser mit dem Element **14** im unbogenen oder Ruhezustand im Bereich von ungefähr 8 mm bis ungefähr 11 mm oder ungefähr 12 mm auf.

**[0039]** Die Zonulen **42** und der Ziliarmuskel **48** sind wirkungsvoll, um den Äquatorialdurchmesser des Kapselsacks **44** zu reduzieren oder zu erhöhen und dadurch die IOL **10**, die im Beutel enthalten ist, entsprechend anterior oder posterior zu bewegen. Somit verursacht die Entspannung des Ziliarmuskels **46**, dass die Zonulen **44** den Äquatorialdurchmesser des Kapselsacks **44** vergrößern, wodurch die IOL **10** in eine posteriore Position, wie sie in [Fig. 1](#) dargestellt ist, posterior bewegt wird.

**[0040]** Mit einer IOL **10** in der posterioren Position, wie sie in [Fig. 1](#) dargestellt ist, werden entfernte oder beabstandete Objekte in den Fokus gebracht.

**[0041]** Ist ein nahes Objekt zu betrachten, zieht sich der Ziliarmuskel **48** zusammen bzw. wird kontrahiert, wodurch eine Reduzierung der Spannung der Zonulen **42** verursacht wird, was es gestattet, den Äquatorialdurchmesser des Kapselsacks **44** zu reduzieren. Die IOL **10** wird dadurch diametral komprimiert und anterior bewegt, wie es in [Fig. 3](#) dargestellt ist. Ohne die Erfindung auf eine spezielle Funktionstheorie zu beschränken, wird angenommen, dass der Kapselsack **44** eine ausreichende Elastizität aufweist bzw. behält, um direkt auf die IOL **10** zu wirken, diese zu komprimieren und anterior zu bewegen. Die Aktivität des Ziliarmuskels **48**, der Zonulen **42** und des Kapselsacks **44** verursacht, dass sich das Element **14** in eine anteriore Position biegt oder wölbt, wie es in [Fig. 3](#) dargestellt ist, wodurch der Betrag der anterioren Bewegung der Optik **12** erhöht bzw. vergrößert (verstärkt) wird. Diese anteriore Wölbung des Elements **14** zusammen mit der anterioren Wölbung der Optik **12** erhöht den Betrag der positiven (nahen) Akkommodationsbewegung der Optik **12** im Vergleich zu einer ähnlichen IOL, bei der das Element keinen Zwischenabschnitt umfasst, der sich biegen oder wölben kann. Im Endeffekt erzielt die IOL **10** eine erhöhte Akkommodationsbewegung aufgrund eines solchen Biegens oder Wölbens. Die anteriore Bewegung der Optik **12** stellt eine Nahfokusakkommodation bereit, um es zu gestatten, nahe Objekte zu se-

hen.

**[0042]** Die vorliegende IOL **10** weist die Fähigkeit auf, sich in Zusammenarbeit mit dem Auge sowohl posterior als auch anterior im Auge zu bewegen, um entsprechend einen Fernfokus und einen Nahfokus bereitzustellen. Diese Bewegung der IOL **10** tritt vorteilhafterweise auf die Aktivität des Ziliarmuskels **48**, der Zonulen **42** und des Kapselsacks **44** auf, die im Wesentlichen ähnlich der ist, die die Akkommodation in einem Auge mit einer natürlichen kristallinen Linse bewirkt. Somit müssen der Ziliarmuskel **48**, die Zonulen **42** und der Kapselsack **44**, wenn überhaupt, nur geringfügig trainiert werden, um gemäß der vorliegenden Erfindung zu funktionieren. Das Element **14**, wie es hier beschrieben ist, ist vorzugsweise wirkungsvoll, um die Axialbewegung der IOL **10** verursacht durch die Aktivität des Ziliarmuskels **48**, der Zonulen **42** und des Kapselsacks **44** zu erleichtern oder sogar zu erhöhen oder zu betonen, um ein erhöhtes Maß an Akkommodation bereitzustellen.

**[0043]** Die IOL **10** ist derart ausgestaltet, dass der Betrag der positiven oder Nahakkommodation vorzugsweise in einem Bereich von ungefähr 1 bis ungefähr 2,5 oder ungefähr 3,5 Dioptrin oder mehr liegt. Aus einer anderen Perspektive betrachtet, ist die Konfiguration und Dimension der IOL **10** effektiv um einen Betrag einer Axialbewegung anterior im Auge in einem Bereich von ungefähr 0,5 mm oder ungefähr 1,5 mm bis ungefähr 2,0 mm oder ungefähr 2,5 mm mit ungefähr 1 mm Reduktion des Äquatorialdurchmessers des Kapselsacks **44** verursacht durch die Aktivität des Ziliarmuskels **48** und der Zonulen **42** bereitzustellen. Dieser Betrag der Axialbewegung basiert auf einer Ausgangsposition der IOL **10** in der posterioren Position, wie sie in [Fig. 1](#) dargestellt ist.

**[0044]** Wie es am besten in [Fig. 8](#) dargestellt ist, schneidet die Umfangskante **22** die anteriore Stirnseite **24** und die posteriore Stirnseite **26** des Elements **14** relativ zur optischen Achse der IOL **10** im Wesentlichen mit 90°. Diese scharfen Ecken **41** und **43**, die wesentliche Diskontinuitäten beinhalten statt kontinuierliche oder gekrümmte Übergänge zwischen der Umfangskante **22** und der anterioren Stirnseite **24** und der posterioren Stirnseite **26** zu bilden, wurden als zum Hemmen oder Verzögern des Zellenwachstums oder der Zellenwanderung vom Auge auf oder über die Optik **12** der IOL **10** effektiv festgestellt.

**[0045]** Die [Fig. 6](#) und [Fig. 9](#) stellen eine weitere IOL gemäß der vorliegenden Erfindung dar, die im Allgemeinen bei **110** dargestellt ist. Es sei denn, es ist hier ausdrücklich beschrieben, ist die weitere IOL **110** gleich der IOL **10** aufgebaut und funktioniert gleichermaßen. Die Komponenten der IOL **110**, die den Komponenten der IOL **10** entsprechen, sind durch die gleichen Bezugszeichen erhöht um **100** gekennzeichnet.

**[0046]** Ein Hauptunterschied zwischen der IOL **110** und der IOL **10** betrifft die Konfiguration des Elements **114**. Insbesondere und wie es am besten in [Fig. 6](#) dargestellt ist, ist das Element **114** in einer verjüngten Art und Weise aufgebaut, so dass der proximale Endbereich **116** eine minimale Stärke und der distale Endbereich **120** eine maximale Stärke aufweisen. Dieser verjüngte Aufbau des Elements **114** ist in einer Weise ähnlich dem Bereich **30** der IOL **110** effektiv, um das Biegen der IOL **110** zu verursachen, und zwar insbesondere, um den Äquatorialdurchmesser des Kapselsacks zu reduzieren. Dieser verjüngte Aufbau des Elements **114** kann als im Wesentlichen äquivalent zum Element **14**, das den Bereich **30** mit reduzierter Stärke umfasst, angesehen werden. Beide Konfigurationen können als ein Gelenk umfassend angesehen werden, das in der Nähe der proximalen Endbereiche **16** und **116** der Elemente **14** bzw. **114** angeordnet ist.

**[0047]** Ein weiterer Unterschied zwischen der IOL **110** und der IOL **10** hat mit dem Aufbau der Umfangskante **122** zu tun.

**[0048]** Unter spezieller Bezugnahme auf [Fig. 9](#) umfasst die Umfangskante **122** einen ersten Abschnitt **70**, der relativ zur optischen Achse der IOL **110** konkav ist. Die Umfangskante **122** umfasst ferner einen zweiten Abschnitt **72**, der relativ zur optischen Achse der IOL **110** konvex ist. Folglich können die Krümmungen der Umfangskanten der vorliegenden IOLs, zum Beispiel der Umfangskante **122** der IOL **110** relativ komplex sein. Des Weiteren schneidet die Umfangskante **122** die anteriore Stirnseite **124** des Elements **114** an einer Umfangsecke **74** in einem Winkel von ungefähr 90°. Gleichermäßen schneidet die Umfangskante **122** die posteriore Stirnseite **126** des Elements **114** an der posterioren Umfangsecke **76** in einem Winkel von ungefähr 90°. Die anteriore Umfangsecke **74** und die posteriore Umfangsecke **76** sind effektiv bei der Hemmung oder Verzögerung der Zellenwanderung oder des Zellenwachstums vom Auge auf oder über die Optik **112**.

**[0049]** Auch können andere Umfangskanten-Konfigurationen eingesetzt werden, um die Zellenwanderung vom Auge auf die Optik der IOL zu hemmen oder zu verzögern. Zum Beispiel kann die Umfangskante einen gefasteten Abschnitt, der die anteriore Stirnseite des Elements vorzugsweise an einer Diskontinuität schneidet, einen Zwischenabschnitt, der sich außerhalb und posterior des gefasteten Abschnitts in einem Winkel nicht parallel zur zentralen optischen Achse der Optik erstreckt, und einen flachen oder posterioren Abschnitt, der sich von dem Zwischenabschnitt erstreckt und die posteriore Stirnseite des Elements vorzugsweise an einer Diskontinuität schneidet, umfassen. Dieser flache Abschnitt ist vorteilhafterweise parallel zur zentralen optischen Achse der Optik.



[0050] Die [Fig. 7](#) und [Fig. 10](#) stellen eine alternative Ausführungsform einer IOL gemäß der vorliegenden Erfindung dar. Diese IOL ist im Allgemeinen bei **210** dargestellt. Es sei denn, es ist hier ausdrücklich beschrieben, ist die IOL **210** im Wesentlichen gleich der IOL **10** aufgebaut und funktioniert gleichermaßen. Komponenten der IOL **210**, die Komponenten der IOL **10** entsprechen, sind durch die gleichen Bezugszeichen erhöht um **200** gekennzeichnet.

[0051] Ein Hauptunterschied zwischen der IOL **210** und der IOL **10** betrifft den Aufbau des Elements **214**. Insbesondere und wie es am besten in [Fig. 7](#) dargestellt ist, umfasst das Element **214** einen Bereich **80** mit reduzierter Stärke in der Nähe des proximalen Endbereichs **216** des Elements **214**. Der Unterschied zwischen dem Bereich **80** und dem Bereich **30** des Elements **14** betrifft die geraden Wände des Bereichs **80** im Vergleich zu den abgerundeten oder gekrümmten Wänden des Bereichs **30**. Somit umfasst das Element **214** einen Bereich **80**, der im Querschnitt gerade, zueinander gewinkelte (sich schneidende) Seitenwände ([Fig. 6](#)) aufweist im Gegensatz zu den abgerundeten Seitenwänden des Bereichs **30**.

[0052] Der Bereich **80** dient dazu, das Gelenkmerkmal des Elements **214** der IOL **210** bereitzustellen. Dieses Merkmal erleichtert die axiale Bewegung der Optik **212**. Zusätzlich bewegt sich die IOL **210** auf die Aktivität des Ziliarmuskels **48** und der Zonulen **42** im Wesentlichen auf die gleiche Art und Weise wie die IOL **10**.

[0053] Die Bereiche **30** und **80** können als Gelenke angesehen werden. Selbstverständlich sind andere Konfigurationen, zum Beispiel andere Gelenkkonfigurationen, die den Elementen das gewünschte Maß an Bewegbarkeit geben, denkbar und im Umfang der vorliegenden Erfindung enthalten.

[0054] Zusätzlich umfasst die IOL **210** eine Umfangskante **222**, die relativ zur optischen Achse der IOL **210** vollständig konkav ist. Der Schnitt der Umfangskante **210** und der anterioren Stirnseite **224** des Elements **214** tritt an einer anterioren Umfangsecke **82** ähnlich dem Schnitt zwischen der Umfangskante **222** und der posterioren Stirnseite **226** des Elements **214**, der in der posterioren Umfangskante **84** auftritt, auf. Der Aufbau der Umfangskante **222** und der Umfangsecken **82** und **84** hemmt oder verzögert die Zellenwanderung oder das Zellenwachstum vom Auge auf die Optik **212** der IOL **210**.

[0055] Die vorliegende Erfindung stellt akkommodierende IOLs und Verfahren zum Erzielen einer Akkommodation unter Verwendung derartiger IOLs bereit. Die vorliegenden IOLs sind derart konfiguriert, dass sie das Dehnen des Kapselsacks reduzieren, um die Elastizität und/oder Unversehrtheit des Kapselsacks aufrecht zu erhalten, um die Effektivität des

Auges, insbesondere des Ziliarmuskels und der Zonulen, bei der Bewirkung der Akkommodationsbewegung der IOL im Auge zu erhöhen und um das Zellenwachstum vom Auge auf die Optik der IOL zu hemmen oder zu verzögern. Diese Vorteile werden durch IOLs erzielt, die im Aufbau einfach, relativ leicht herstellbar und im Auge einsetzbar sind und die wirkungsvoll sind, um für die Langzeitverwendung eine Akkommodation bereitzustellen.

[0056] Während diese Erfindung unter Bezugnahme auf verschiedene spezielle Beispiele und Ausführungsformen beschrieben wurde, versteht sich, dass die Erfindung nicht auf diese begrenzt ist und dass sie verschiedenartig innerhalb des Umfangs der folgenden Patentansprüche praktiziert werden kann.

### Patentansprüche

1. Intraokulare Linse (**10**, **110**, **210**) umfassend: eine Optik (**12**, **112**, **212**), die dazu geeignet ist, Licht auf die Netzhaut eines Auges zu lenken; und eine Bewegungsanordnung (**14**, **114**, **214**), die mit der Optik (**12**, **112**, **212**) gekoppelt ist und derart aufgebaut ist, dass sie mit dem Auge zusammenwirkt, um eine Akkommodationsbewegung der Optik zu bewirken, wobei die Bewegungsanordnung die Optik umgibt und ein Element (**14**, **114**, **214**) aufweist, das einen proximalen Endbereich (**16**, **116**, **216**), der mit der Optik gekoppelt ist, und einen distalen Endbereich (**20**, **120**, **220**), der sich von der Optik weg erstreckt und dazu geeignet ist, den Kapselsack des Auges zu kontaktieren, umfasst, **dadurch gekennzeichnet**, dass der distale Endbereich der Bewegungsanordnung eine Umfangskante (**22**, **122**, **222**) mit einer Diskontinuität umfasst, so dass das Zellenwachstum von dem Auge vor oder hinter die intraokulare Linse gehemmt wird.

2. Intraokulare Linse (**10**) nach Anspruch 1, bei der die Bewegungsanordnung (**14**) eine anteriore Stirnseite (**24**) und eine entgegengesetzte posteriore Stirnseite (**26**) aufweist, wobei die Umfangskante (**22**) zwischen den Stirnseiten angeordnet ist und wobei die Diskontinuität durch eine Umfangsecke (**41**, **43**) am Schnittpunkt (**41**, **43**) der Umfangskante mit wenigstens der anterioren Stirnseite oder der posterioren Stirnseite ausgebildet ist.

3. Intraokulare Linse (**10**) nach Anspruch 2, bei der das Zellenwachstum von dem Auge vor oder hinter die intraokulare Linse in Bezug auf eine im Wesentlichen identische intraokulare Linse ohne die Umfangskante (**41**, **43**) mehr gehemmt wird.

4. Intraokulare Linse (**10**, **110**, **210**) nach einem der vorstehenden Ansprüche, bei der Optik (**12**, **112**, **212**) in nicht-akkommodiertem Zustand eine Fernsicht-Korrekturstärke für die Unendlichkeit aufweist.

5. Intraokulare Linse (**10, 110, 210**) nach einem der vorstehenden Ansprüche, die derart dimensioniert ist, um einen Betrag einer anterioren Axialbewegung im Auge in einem Bereich von ungefähr 0,5 mm bis ungefähr 2,0 mm mit ungefähr 1 mm Reduktion in einem Äquatorialdurchmesser des Kapselsacks bereitzustellen.

6. Intraokulare Linse (**10, 110, 210**) nach einem der vorstehenden Ansprüche, die zum Einführen durch einen schmalen Schnitt im Auge deformierbar ist.

7. Intraokulare Linse (**10, 210**) nach einem der vorstehenden Ansprüche, bei der die Bewegungsanordnung (**14, 214**) eine Gelenkanordnung (**30, 80**) umfasst, die proximal des distalen Endbereichs (**20, 220**) positioniert ist.

8. Intraokulare Linse nach einem der vorstehenden Ansprüche, bei der die Optik einen Durchmesser in einem Bereich von ungefähr 3,5 mm bis ungefähr 7 mm, vorzugsweise ungefähr 5 mm bis ungefähr 6 mm aufweist.

9. Intraokulare Linse nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass sie einen Gesamtdurchmesser von ungefähr 8 mm bis ungefähr 12 mm, vorzugsweise ungefähr 8 mm bis ungefähr 11 mm aufweist.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen



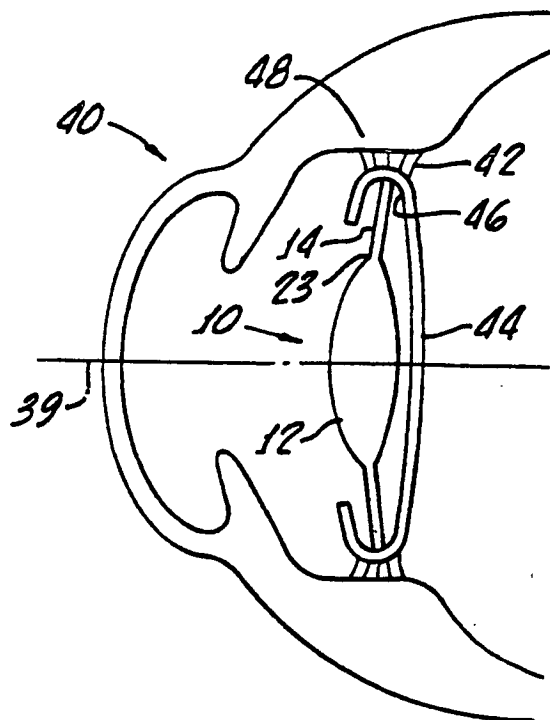


FIG. 1.

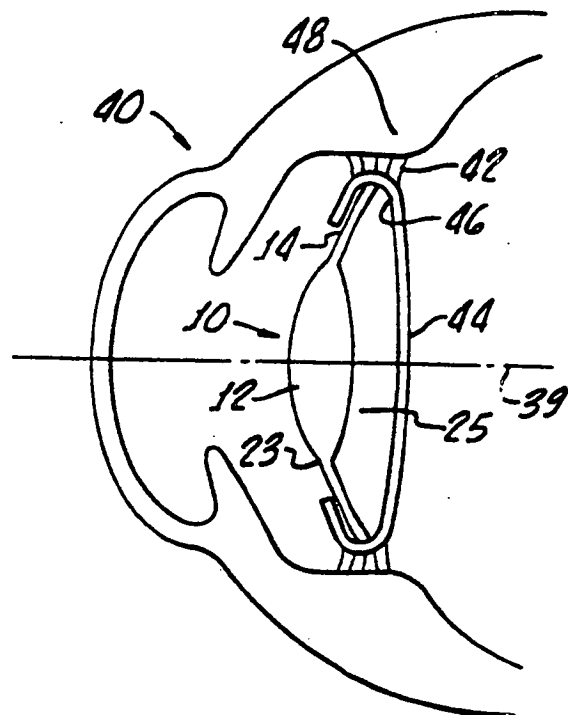


FIG. 2.

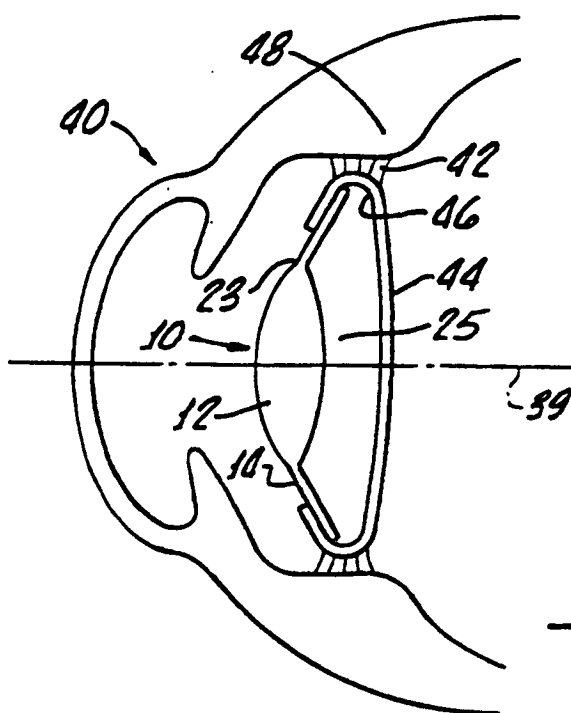


FIG. 3.

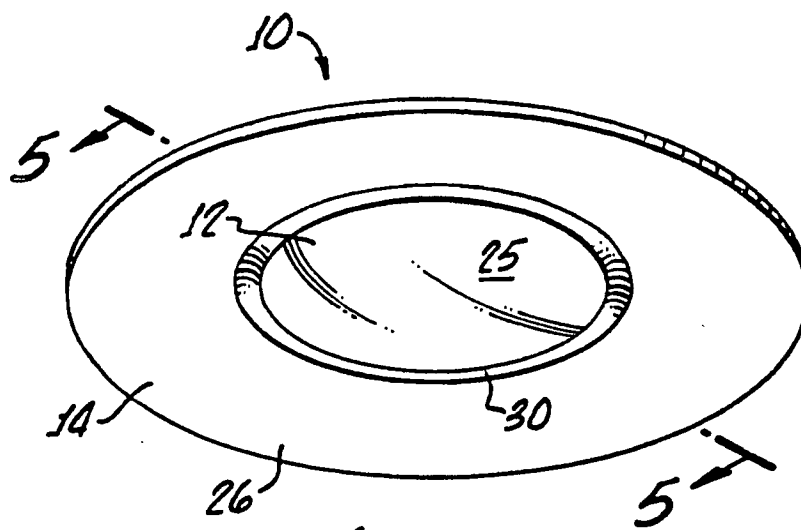


FIG. 4.

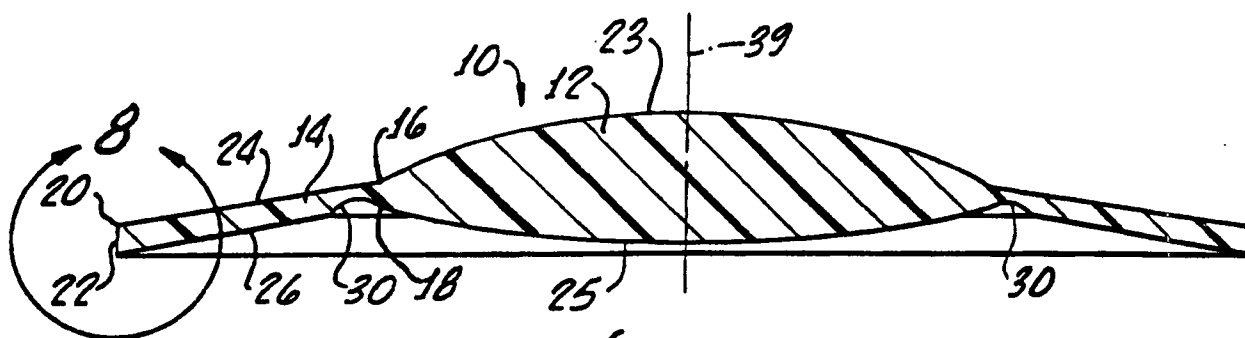


FIG. 5.

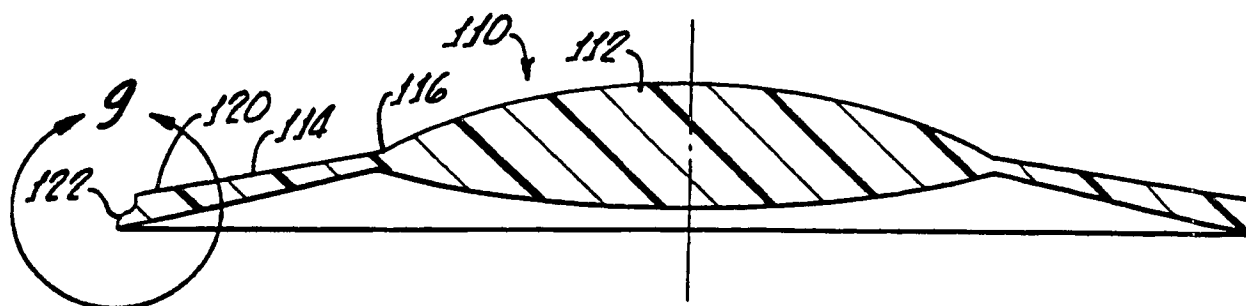


FIG. 6.

