

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013年12月19日(19.12.2013)

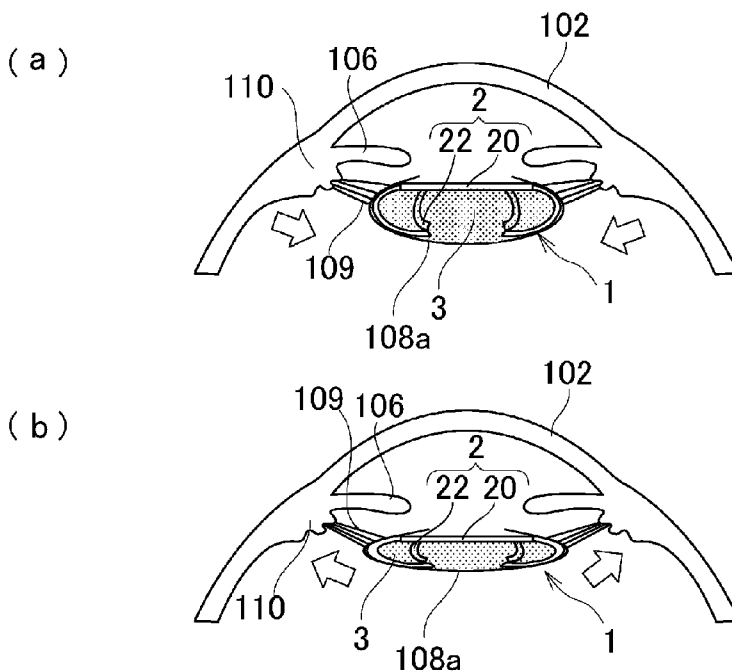


(10) 国際公開番号
WO 2013/187497 A1

- (51) 国際特許分類:
A61F 2/14 (2006.01) A61F 2/16 (2006.01)
 - (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/066434
 - (22) 国際出願日: 2013年6月14日(14.06.2013)
 - (25) 国際出願の言語: 日本語
 - (26) 国際公開の言語: 日本語
 - (30) 優先権データ:
特願 2012-135221 2012年6月14日(14.06.2012) JP
 - (71) 出願人: H O Y A 株式会社 (HOYA CORPORATION) [JP/JP]; 〒1618525 東京都新宿区中落合二丁目7番5号 Tokyo (JP).
 - (72) 発明者: 勝木 陽子 (KATSUKI Yoko); 〒1618525 東京都新宿区中落合二丁目7番5号 H O Y A 株式会社内 Tokyo (JP). 庄司 典幸 (SHOJI Noriyuki); 〒1618525 東京都新宿区中落合二丁目7番5号 H O Y A 株式会社内 Tokyo (JP).
 - (74) 代理人: 阿仁屋 節雄, 外 (ANIYA Setuo et al.); 〒1020072 東京都千代田区飯田橋四丁目6番1号 2 1 東和ビル 3 F Tokyo (JP).
 - (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
 - (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: INTRAOCULAR LENS

(54) 発明の名称: 眼内レンズ



(57) Abstract: An intraocular lens (1) to be positioned inside the capsular bag (108a), said intraocular lens (1) comprising a capsule filler (3) having a definite refractive index and a deformation assisting member (2) capable of regulating the deformation of the capsule filler (3), characterized in that, in response to the strain or relaxation of the ciliary body (110), the capsule filler (3) deforms in cooperation with the deformation assisting member (2) so as to control the refractive power of the intraocular lens (1).

(57) 要約: 水晶体嚢 108a の内側に配置される眼内レンズ 1 であって、所定の屈折率を有する嚢内充填用部材 3 と、嚢内充填用部材 3 の変形を規制する変形補助部材 2 と、を有し、毛様体 110 の緊張または弛緩に対応して、嚢内充填用部材 3 と変形補助部材 2 とが協働して変形することにより、眼内レンズ 1 が有する屈折力を調節することを特徴とする眼内レンズ 1 である。

WO 2013/187497 A1

明 細 書

発明の名称：眼内レンズ

技術分野

[0001] 本発明は、眼内レンズに関する。

背景技術

[0002] 人間の眼に関する疾患として、白内障が知られている。この「白内障」は、眼球の内部でレンズ機能を果たす水晶体が白く濁ることで、視力の低下等を招く病気である。

[0003] 白内障を発症した患者の視力を回復するために、まず白内障手術を行い、さらに眼内レンズ移植術が行われている。上記の手術は、白く濁った水晶体を取り除き、そこに人工の眼内レンズ（IOL：IntraOcular Lens）を挿入する手術である。

[0004] 従来の眼内レンズは、その装用者（以降、単に「装用者」ともいう。）の希望する単一の焦点距離を付与するもの（単焦点眼内レンズ）、あるいは、複数の焦点距離を付与するもの（多焦点眼内レンズ）であったが、近年、本来、人間が行っているのと同じように、遠方から近方への（またはその逆への）焦点調節を可能とする眼内レンズが提案されている（以降、これを「調節眼内レンズ」という。）。調節眼内レンズによる焦点調節方法として様々な技術が提案されており、その多くは、生体が本来行っている焦点調節メカニズムを代替する方法である。生体が本来行っている焦点調節メカニズムとしては種々理論が提唱されているが、代表的なものとして、毛様体の緊張と弛緩に伴う水晶体の屈折力変化が挙げられる。つまりこれは、以下のようなものである。

[0005] 水晶体は水晶体嚢に包まれ、毛様小帯（以降、「チン氏帯」とも言う。）を介して毛様体に繋がっている。毛様体は筋組織であり、緊張と弛緩によって毛様小帯を介して水晶体を変形させる。すなわち、無調節時（すなわち、毛様体の筋組織（以降、単に「毛様体筋」とも言う。）がリラックスした状

態)では、水晶体嚢は毛様小帯によって引っ張られ、水晶体は扁平形状に変形し、焦点は遠方に結ばれる。一方、近方に焦点を調節すると、毛様体筋は緊張し、毛様小帯が弛緩して、水晶体は略球状となり、近方に焦点が結ばれる。このような、一連の動作により水晶体の形状を変形させ、その屈折力を変化させることにより、遠方から近方(またはその逆)の焦点調節が行われていると考えられている。

[0006] このような理論に基づき、近年様々な調節眼内レンズが提案されている。例えば、患者眼の人水晶体の代替物として、眼内の水晶体嚢に、親水性材料から構成され、膨潤することによって人水晶体と略一致する形状を有しつつ、該人水晶体と同等の弾性力を得る第1光学部と、第1光学部によって得られる屈折力に対して補完する屈折力を有する第2光学部とを移植する方法が知られている(例えば、特許文献1参照)。これにより、毛様体の緊張と弛緩に対応して近方と遠方への焦点調節が可能になるとされている。

[0007] 一方、少なくとも一つの光学レンズと、弾性のある光学レンズ位置決め部材から構成された人工水晶体を水晶体嚢内に移植する方法も提案されている(例えば、特許文献2参照)。より詳細には、光学レンズ位置決め部材は、水晶体嚢前側(すなわち、角膜側)と可動的に連結された前方部分、水晶体嚢後側(すなわち、網膜側)と可動的に連結された後方部分、前方部分と後方部分とを交差部で連結する湾曲部、および光学レンズと光学レンズ位置決め部材との間に伸びる触覚腕により構成されている(以降、角膜側の方向を「前方」と言い、網膜側の方向を「後方」と言う)。毛様体が弛緩した状態(すなわち、毛様小帯が引っ張られ、水晶体嚢が扁平に変形した状態)では、光学レンズ位置決め部材の前方部分、後方部分、湾曲部が水晶体嚢の形状に追随して変形し、これに伴い光学レンズが後方に移動する。これによって遠方への焦点調節が可能となる。また、毛様体が緊張した状態(すなわち、毛様小帯が弛緩し、水晶体嚢が略球状に戻った状態)では、光学レンズ位置決め部材の前方部分、後方部分、湾曲部が水晶体嚢に圧迫され、これに伴い光学レンズが前方に移動する。これによって近方への焦点調節が可能となる

とされている。

先行技術文献

特許文献

[0008] 特許文献1：特開2005-073890号公報

特許文献2：特表2006-503661号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0009] 特許文献1のように、親水性物質を水晶体嚢に配置し、膨潤させる方法は、小切開からの挿入が可能であり、遠方視と近方視の焦点調節において、ある程度の有効性はあると考えられる。

一方、当該親水性物質により所望の屈折力を得るためには、当該親水性物質が適切な状態に膨潤し、安定化する必要がある。しかしながら、当該親水性物質の膨潤に用いられる水分は眼内レンズ装用者の体液であり、温度やpHなどが装用者ごとに微妙に異なる。このように、個々に異なる環境下で、当該親水性物質を予め設計された状態に正確に膨潤させることは難しいと考えられる。

さらに、水晶体を除去された水晶体嚢は房水や硝子体に押されて潰れた形状をしており、このように外部から力を加えられた状態で、親水性物質を設計通りに膨潤させることも困難と考えられる。

[0010] 例えば、当該親水性物質（即ち、水晶体の代替物）が設計よりも小さくしか膨潤できなかった場合、親水性物質は十分な弾性力を持つことができず、毛様体筋の緊張、弛緩に伴う水晶体嚢の変形を阻害するばかりでなく、所定の含水率に達していないため、設計よりも屈折率が高くなってしまい、装用者の希望する遠方・近方の焦点調整力を発現することができなくなる。さらに、水晶体を除去する際に作製した切開創から、当該親水性物質が脱出するリスクも高まる。

その逆に、設計よりも大きく膨潤してしまった場合、設計よりも屈折率が

低くなってしまい、装用者の希望する遠方・近方の焦点調節力を発現することができなくなる。さらには、設計よりもサイズが大きいため、虹彩などの周辺組織に接触し、虹彩炎や房水循環阻害などを引き起こすおそれがある。

[0011] 特許文献2に記載されているように、白濁した水晶体を除去した後、水晶体嚢内（以降、単に「嚢内」ともいう）の空間を維持するような形状の眼内レンズを挿入し、毛様体の弛緩・収縮に応じて、水晶体嚢内の空間で位置決め部品が変形することにより光学レンズが変位し、調節力が付与される場合も、一定の有効性が期待できる。

[0012] ところで、白内障水晶体を除去する際に、全ての水晶体構成細胞を除去することは不可能で、一部残存する。水晶体上皮細胞が残存すると、これら細胞は増殖し、水晶体線維細胞に形質転換するが、一般的には、本来の水晶体のような規則的な細胞配列で増殖することができないため、不透明な細胞塊となる。これにより、網膜への光透過が阻害され、視力が低下することもある。

また、生体外物質である人工水晶体を埋植した場合、生体の防御反応として、カプセル化が生じる。これは、水晶体線維細胞や、これらにより産生された細胞外マトリクスにより人工水晶体が取り囲まれ、排斥しようとする働きである。特許文献2のように水晶体嚢内に空間があるような場合においては、その空間を埋め尽くすように細胞外マトリクスや線維性細胞が貯留することにより、透明性が低下したり、人工水晶体の可動部が癒着し、動かなくなったりする。

[0013] 以上のように、特許文献1に記載された発明は、所望の遠方・近方の焦点調節のための弾力性と屈折力を得ることが困難であり、また特許文献2に記載された発明も、光学レンズとしての機能を長期間維持することが難しい。

[0014] そこで本発明は、所望の遠方視と近方視への焦点調節を実現するための適切な物性を容易かつ長期間維持するための眼内レンズを提供することを主たる目的とした。

課題を解決するための手段

[0015] 本発明者らは、上記の課題を解決する手法について検討した。その結果、水晶体嚢内に配置される眼内レンズとして、毛様体の緊張または弛緩に対応させて水晶体嚢を充填する部材（たとえば、人工水晶体）のみを変形させても、該部材の光学特性（屈折力等）と機械特性（弾性率等）とを同時に制御することは困難であるため、該部材の変形の不足等により、所望の屈折力の調節が十分できないという知見を得た。

[0016] そこで、本発明者らは、水晶体嚢を充填する部材の変形を補助する変形補助部材を用いて、水晶体嚢を充填する部材と変形補助部材とを協働させて一体的に変形させることにより、水晶体嚢を充填する部材の機械特性にかかわらず、所望の屈折力の調節が可能な程度まで該部材を変形させる構成を想到した。

[0017] 以上の知見に基づいて成された本発明の態様は、以下の通りである。

本発明の第1の態様は、水晶体嚢の内側に配置される眼内レンズであって、所定の屈折率を有する嚢内充填用部材と、前記嚢内充填用部材の変形を規制する変形補助部材と、を有し、毛様体の緊張または弛緩に対応して、前記嚢内充填用部材と前記変形補助部材とが協働して変形することにより、前記眼内レンズが有する屈折力を調節することを特徴とする眼内レンズである。

本発明の第2の態様は、第1の態様に記載の発明において、前記変形補助部材は、弾性変形する変形補助部を有しており、前記嚢内充填用部材と前記変形補助部とが協働して前記嚢内充填用部材と前記変形補助部とが一体的に変形することを特徴とする。

本発明の第3の態様は、第2の態様に記載の発明において、前記変形補助部が弾性変形していない状態において、前記変形補助部は、近方視における水晶体の形状に類似する形状を再現していることを特徴とする。

本発明の第4の態様は、第2又は第3の態様に記載の発明において、前記変形補助部は、前記嚢内充填用部材の赤道部近傍を保持していることを特徴とする。

本発明の第5の態様は、第2から第4のいずれかの態様に記載の発明において、前記変形補助部は、少なくとも一部において水晶体の形状に類似する複数の腕状部から構成されることを特徴とする。

本発明の第6の態様は、第1から第5のいずれかの態様に記載の発明において、前記嚢内充填用部材が有する屈折率を補助するためのレンズ部を有することを特徴とする。

発明の効果

[0018] 本発明によれば、所望の遠方視と近方視への焦点調節を実現するための適切な物性を容易かつ長期間維持できる眼内レンズを提供することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0019] [図1]実施の形態1における眼内レンズを示す概略図である。(a)は、眼内レンズにおいて、環状部を1つ有する変形補助部材を示す概略図であり、(b)は、眼内レンズにおいて、環状部を2つ有する変形補助部材を示す概略図であり、(c)は、眼内レンズにおける嚢内充填用部材を示す概略図である。

[図2]実施の形態1における眼内レンズのメカニズムを説明するための断面概略図である。(a)は装用者が近方視可能なように眼内レンズの調節力が働いている様子も示す図であり、(b)は装用者が遠方視可能なように眼内レンズの調節力が働いている様子を示す図である。

[図3]実施の形態2における眼内レンズを示す概略図である。(a)は水晶体嚢内に眼内レンズを装着した様子を示す断面図であり、(b)は眼内レンズにおける変形補助部材を示す斜視図であり、(c)は眼内レンズにおける嚢内充填用部材を示す斜視図である。

[図4]実施の形態2における眼内レンズの変形補助部材を示す概略図である。

(a)は平面図、(b)はA-A'線における断面図である。

[図5]実施の形態2における眼内レンズの使用方法(メカニズム)を説明するための断面概略図である。(a)は水晶体嚢内に嚢内充填用部材が挿入され

た様子を示す図であり、(b)は水晶体嚢内に変形補助部材が挿入された様子を示す図であり、(c)は変形補助部材が挿入された水晶体嚢内において嚢内充填用部材を膨潤させた様子を示す図であり、(d)は眼内レンズにより焦点調節が可能な様子を示す図である。なお、(c)においては装用者が近方視可能なように眼内レンズの調節力が働いている様子も示し、(d)においては装用者が遠方視可能なように眼内レンズの調節力が働いている様子も示す。

発明を実施するための形態

[0020] 以下、本発明について図面を参照しつつ、次の順序で詳細に説明する。本明細書では、レンズ機能を有しており、水晶体嚢の内側に配置されるものを「眼内レンズ」という。

1. 眼内レンズ

[実施の形態1]

- A) 眼内レンズの全体構造
- B) 嚢内充填用部材
- C) 変形補助部材
 - a) 変形補助部

[実施の形態2]

- A) 眼内レンズの全体構造
- B) 嚢内充填用部材
- C) 変形補助部材
 - a) レンズ部
 - b) 変形補助部

2. 眼内レンズの使用法（メカニズム）

3. 実施の形態による効果

4. その他

[0021] (1. 眼内レンズ)

まず、眼内レンズについて説明する。本発明における眼内レンズは、白内

障手術で水晶体を摘出したときに装着されるだけにとどまらず、老化等に伴い損なわれた遠方・近方への焦点調節力を回復したい装用者に対しても適用することができる。

なお、以降において、水晶体嚢の内部を単に「内側」とも言う。一方、水晶体嚢の外部を単に「外側」とも言う。

[0022] [実施の形態 1]

A) 眼内レンズの全体構造

図 1 は、本実施形態における眼内レンズ 1 を示す概略図である。(a) および (b) は眼内レンズ 1 における変形補助部材 2 を示す概略図であり、(c) は眼内レンズ 1 における嚢内充填用部材 3 を示す概略図である。

[0023] 本実施形態における眼内レンズ 1 は、図 1 (a) または (b) に示す変形補助部材 2 の内部に、図 1 (c) に示す嚢内充填用部材 3 が保持されて構成され、水晶体嚢 108 a の内側に配置される(図 2 (a) または (b) を参照)。嚢内充填用部材 3 は、水晶体嚢 108 a 内を充填し、所定の屈折率を有している。変形補助部材 2 は、嚢内充填用部材 3 の自由な変形を規制する。

以下、嚢内充填用部材 3 及び変形補助部材 2 について詳述する。

[0024] B) 嚢内充填用部材

本実施形態では、嚢内充填用部材 3 として、外部からの力により変形可能なゲル状物質を用いる。このゲル状物質は所定の屈折率を有しており、嚢内充填用部材 3 が変形して、厚みおよび面形状が変化することにより、眼内レンズ 1 の屈折力を調節することができる。本実施形態では、ゲル状物質の屈折率は水よりも大きいことが好ましく、たとえば 1.4 程度である。

[0025] また、本実施形態における嚢内充填用部材 3 は、その少なくとも一部において水晶体に類似する主表面形状を有している。こうすることにより、嚢内充填用部材 3 が嚢内を充填した際に、嚢内充填用部材 3 は水晶体に類似する形状の主表面を有することになる。そうすると、装用者が本来有していた水晶体の形状に近い形状を再現しやすくなる。本実施形態においては、嚢内充

充填部材 3 は略楕円体形状を有しており、略楕円体形状の赤道近傍において最も周長が大きくなっている。

[0026] 嚢内充填用部材 3 を採用して嚢内を充填することにより、以下のような効果も期待できる。すなわち、水晶体嚢 108 a 内に空間があると、残存した水晶体上皮細胞が増殖し、形質転換することにより不均質な再生水晶体が形成されたり、細胞外マトリクスを産生するなどの異物反応が起こり、水晶体嚢 108 a 内が不透明化する。しかしながら、嚢内を嚢内充填用部材 3 で充填することにより、水晶体嚢 108 a 内の空間がなくなり、前述のような不透明化が起こらなくなる。

[0027] C) 変形補助部材

a) 変形補助部

本実施形態では、変形補助部材 2 は、環状部 20 を備えており、この環状部 20 の外縁から変形補助部 22 が突出して形成されている。更に詳しく言うと、変形補助部 22 は環状部 20 から開ループ形状且つ腕状に外方へと延出している部分である。眼内レンズ 1 を平面視したとき、図 1 (a) および (b) に示すように、変形補助部 22 は、環状部 20 と変形補助部 22 との境界近傍の部分から先端部 22 b にかけて滑らかに連続した円弧を描いた輪郭を有している。また、当該環状部 20 と変形補助部 22 とは、一体成型されている。そして、眼内レンズ 1 が水晶体嚢 108 a 内に挿入されたとき、水晶体嚢 108 a の内側の膜と変形補助部 22 とが接触する。

[0028] 図 1 (a) に示す変形補助部材 2 においては、変形補助部 22 の先端部 22 b は、解放されている。また、図 1 (b) に示す変形補助部材 2 においては、変形補助部 22 の先端部 22 b は、環状部 20 a とは異なる環状部 20 b に接続され、一体化されている。図 1 (b) に示す変形補助部材 2 においては、2 つの環状部 20 a、20 b が同軸に配置されており、環状部 20 a、20 b の開口部の径は水晶体の寸法に応じて決定すればよい。なお、本実施形態では、環状部 20 は、眼外からの光が嚢内充填用部材 3 に入るように構成されていれば特に制限されない。

[0029] 本実施形態における変形補助部 2 2 は、弾性力が発揮されるような形状（例えば、ばね性を有する形状。以降、「ばね形状」とも言う。）を有している。すなわち、変形補助部 2 2 は弾性変形する。その具体例が、図 1（a）または（b）に示すような 8 本の腕状であって水晶体に類似する形状を有する変形補助部 2 2 である。なお、この変形補助部 2 2 は、後述する毛様体の収縮または弛緩により水晶体囊 1 0 8 a が変形する力で弾性変形する程度の強度を有している。

[0030] 変形補助部材 2 は、囊内充填用部材 3 を保持し、囊内充填用部材 3 の自由な変形を規制する。したがって、毛様体が収縮または弛緩すると、これに対応して囊内充填用部材 3 が変形しようとするが、変形補助部材 2 に規制され自由に變形できない。一方、変形補助部 2 2 は、毛様体の収縮または弛緩に対応して変形し、囊内充填用部材 3 も同様に変形する。換言すれば、変形補助部 2 2 が、囊内充填用部材 3 の変形を補助し、囊内充填用部材 3 および変形補助部材 2 が協働して変形することで、毛様体の緊張または弛緩に対応して、囊内充填用部材 3 の屈折力を調節することができる。その結果、眼内レンズ 1 としての焦点調節が可能となる。

[0031] 特に、変形補助部 2 2 の形状は、近方視の際の水晶体の形状に類似する形状に倣っていることが好ましい。変形していない状態の変形補助部 2 2 の形状を、近方視の際の水晶体の形状に類似する形状としておくことにより、図 2（b）に示すように水晶体囊 1 0 8 a 及び変形補助部 2 2 が毛様小帯に引っ張られて平たい状態となったとしても、毛様小帯が弛緩することにより図 2（a）に示すような状態（即ち、近方視の状態）へと変形補助部 2 2 を復元させることが可能となる。

[0032] つまり、水晶体が存在していた状態における遠方視または近方視に伴う水晶体囊 1 0 8 a の変形は、囊内充填用部材 3 と変形補助部材 2 との協働による囊内充填用部材 3 の変形および変形補助部 2 2 の弾性変形により再現される。なお、変形補助部 2 2 が、水晶体の形状に類似する湾曲形状であり、しかも、変形補助部 2 2 が変形していない状態における変形補助部 2 2 の形状

が近方視の際の水晶体の形状を再現しているため、遠方視の状態（図2（b））から近方視の状態（図2（a））へと変形補助部22がスムーズに復元できる。

[0033] 上記の構成を有することにより、図2（a）および（b）に示すように、装用者が遠方視または近方視する際の毛様体の緊張または弛緩に、嚢内充填用部材3および変形補助部22の協働による変形が対応し、かつ、この変形により嚢内充填用部材3の屈折力が変化するため、眼内レンズ1の焦点調節が可能となる。

[0034] また、嚢内充填用部材3の赤道部近傍を変形補助部22が保持することが好ましい。嚢内充填用部材3は、図2（a）および（b）に示されているように、毛様体の緊張または弛緩に対応して、略楕円体形状から全体に扁平するように変形する。したがって、変形補助部22が、嚢内充填用部材3において最も変位が大きい部分であり、毛様小帯と水晶体嚢との接続部に対応する赤道部近傍を保持することにより、眼内レンズ1が内部に配置された水晶体嚢108aの変形がよりスムーズとなるため、屈折力の調節もスムーズに行うことができる。

[0035] [実施の形態2]

本実施形態における眼内レンズ1は、実施の形態1と同様に、毛様体により作用する力（緊張・弛緩）が水晶体嚢108aに伝達された際に、水晶体嚢108aの変形に対応して焦点調節を行う。

[0036] 本実施形態では、嚢内充填用部材3が有する屈折力を補助するためのレンズ部21が変形補助部材2に設けられた眼内レンズ1について述べる。

[0037] A) 眼内レンズの全体構造

図3は、本実施形態における眼内レンズ1を示す概略図である。（a）は水晶体嚢108a内に眼内レンズ1を装着した様子を示す断面図であり、（b）は眼内レンズ1における変形補助部材2を示す斜視図であり、（c）は眼内レンズ1における嚢内充填用部材3を示す斜視図である。

[0038] 図3（a）に示すように、本実施形態における眼内レンズ1は、水晶体嚢

108aの内側に配置され、水晶体囊108a内を充填し、所定の屈折率を有する囊内充填用部材3と、囊内充填用部材3の自由な変形を規制する変形補助部材2と、を有する。

[0039] 図3(b)に示すように、本実施形態における変形補助部材2は、囊内充填用部材3が有する屈折率を補助するためのレンズ部21と、レンズ部21の外縁から突出して形成されている変形補助部22とを有している。その上で、変形補助部22とレンズ部21とが一体となっている。更に言えば、両者が一体成型されている。

[0040] B) 囊内充填用部材

囊内充填用部材3としては、実施の形態1と同様に、ゲル状物質を用いることができる。また、ゲル状物質として親水性物質を用いて、囊内で膨潤させてもよい。なお、図3(c)の囊内充填用部材3は、平衡膨潤する前の段階のものを示している。後述の「2. 眼内レンズの使用方法(メカニズム)」で説明するが、囊内充填用部材3として親水性物質を用いる場合、まず、囊内充填用部材3を囊内に挿入しておき、それと同時、あるいは、その後に挿入される変形補助部材2が、囊内充填用部材3が設計通りに膨潤した形状をある程度再現したうえで、囊内充填用部材3を膨潤させる。その結果、囊内充填用部材3は、房水を吸収して適切に膨潤し、囊内充填用部材3により囊内が充填されることになる。

[0041] なお、囊内充填用部材3は、水晶体囊108a内を充填する部材であるが、変形可能な部材であれば、素材及び形状に特に制限はなく、特許文献1に記載の親水性物質のように、公知のものを用いても構わない。一例としては、溶媒に分散した数10nmの板状無機粘度鉱物(クレイ)を架橋点とするナノコンポジットゲル(NCゲル)が挙げられる。

[0042] C) 変形補助部材

本実施形態では、変形補助部材2は、レンズ部21および変形補助部22から構成され、変形補助部22は、レンズ部21の外縁から突出して形成されている。すなわち、レンズ部21は、実施の形態1における環状部20を

置き換えて設けられている。したがって、本実施形態における変形補助部材 2 はレンズ部 2 1 が設けられている以外は、実施の形態 1 における変形補助部材 2 と同じ構成であってもよい。また、変形補助部 2 2 は、水晶体囊 1 0 8 a 内においてレンズ部 2 1 を支える役割を担う。

[0043] a) レンズ部

本実施形態におけるレンズ部 2 1 は、装用者に対して所望の光学特性（例えば屈折力、加入度数、球面度数、乱視度数、非点収差等々）を与えるレンズ機能を有する部分である。更に詳しく言うと、レンズ部 2 1 は、眼内レンズ 1 全体における略中心に位置し、その形状は平面視で円状または楕円状の部分である。

レンズ部 2 1 は、所定の屈折率を有している。レンズ部 2 1 の屈折率は、囊内充填用部材 3 の屈折率に応じて設定され、囊内充填用部材 3 が有する屈折率を補助する。

具体的には、たとえば、囊内に配置された眼内レンズ 1 において、囊内充填用部材 3 が有する屈折率が水と同程度である場合には、囊内充填用部材 3 の屈折力がほとんど得られないため、レンズ部 2 1 が有する屈折率から得られる屈折力により、眼内レンズ 1 の屈折力を調節することができる。また、囊内充填用部材 3 が有する屈折率からある程度の屈折力が得られる場合には、囊内充填用部材 3 の屈折力と、レンズ部 2 1 が有する屈折率から得られる屈折力と、を組み合わせることで眼内レンズ 1 の屈折力を調節することができる。

どちらの場合であっても、眼内レンズ 1 が水晶体囊 1 0 8 a 内に挿入され、眼外からの光が囊内充填用部材 3 およびレンズ部 2 1 を通ることにより、眼内レンズ 1 の装用者は、希望する焦点距離を獲得することができる。なお、本実施形態においては、レンズ部 2 1 が前方に対して凸形状（図 1 等に示すように前方の面が凸形状、後方の面が凹形状）の場合について説明している。

[0044] レンズ部 2 1 の形状としては、特に制限はない。つまり、囊内充填用部材 3 と組み合わせることにより眼内レンズ 1 として効果を奏するものならば、

凸レンズでも凹レンズでも構わないし、プリズムを有していても構わない。

[0045] また、レンズ部 2 1 の構成材料としては、特に制限はない。ただ、レンズ部 2 1 は、当該レンズ部 2 1 を折り畳み可能とする軟質材料によって構成されているのが好ましい。ここで記述する「折り畳み可能」という用語は、レンズ部 2 1 を含めて眼内レンズ 1 を少なくとも二つ折りにできるという意味で使用している。従って、レンズ部 2 1 を構成する軟質材料は、レンズ部 2 1 を折り畳める程度の高い柔軟性を有する材料であれば良い。本実施形態においては、レンズ部 2 1 にソフトアクリルを用いた例について述べる。ソフトアクリル以外で具体例を挙げるとすれば、シリコーン樹脂、アクリル系樹脂、ハイドロゲル、ウレタン系樹脂などの軟質材料を用いることができる。

[0046] その一方で、もちろん、折り畳みを要しない眼内レンズ 1 に本発明を適用しても構わない。その場合、硬質材料である PP（ポリプロピレン）、ポリイミド、PMMA等を用いても良く、レンズ部 2 1 として使用できる材料であれば公知のものを用いても構わない。ただし、その場合、眼内レンズ等を挿入する眼表面の創口（多くの場合、角膜輪部や強膜に形成される）を大きく形成する必要があり、生体への侵襲が大きくなってしまふことから、折り畳み可能な眼内レンズ 1 に本発明を適用するのが好ましい。

[0047] b) 変形補助部

変形補助部 2 2 は、実施の形態 1 と同様に構成されている。したがって、実施の形態 1 と同様に、毛様体の緊張または弛緩に対応して嚢内充填用部材 3 と変形補助部 2 2 とが協働して変形することにより、嚢内充填用部材 3 の屈折力が変化する。さらに、本実施形態では、変形補助部材 2 はレンズ部 2 1 を有しているため、変形補助部材 2 の変形により、レンズ部 2 1 は光軸方向に変位し、焦点距離が変化する。

[0048] したがって、本実施形態では、嚢内充填用部材 3 の変形による焦点調節をレンズ部 2 1 の変位が補助し、眼内レンズ 1 としての焦点調節が実現される。あるいは、レンズ部 2 1 の変位により眼内レンズ 1 としての焦点調節が実現される。

[0049] (2. 眼内レンズの使用方法 (メカニズム))

以下、眼内レンズ1の使用方法について、そのメカニズムと共に説明する。なお、説明においては図5を用いて、実施の形態2における眼内レンズ1の使用方法およびメカニズムを説明するが、本方法およびメカニズムは実施の形態1における眼内レンズ1にも適用することができる。図5(a)は水晶体囊108a内に平衡膨潤する前の段階の囊内充填用部材3が挿入された様子を示す図であり、図5(b)は水晶体囊108a内に変形補助部材2が挿入された様子を示す図であり、図5(c)は変形補助部材2が挿入された水晶体囊108a内において囊内充填用部材3を膨潤させた様子を示す図であり、図5(d)は眼内レンズ1により焦点調節が可能な様子を示す図である。なお、(c)においては装用者が近方視可能なように眼内レンズの調節力が働いている様子も示し、(d)においては装用者が遠方視可能なように眼内レンズの調節力が働いている様子も示す。

[0050] まず、眼内レンズ1を眼内に挿入するに際し、それに先立って眼表面に創口を作製し、水晶体囊108aに孔を形成する。この穴を通して、水晶体111を摘出しておく。

[0051] なお、水晶体の水晶体囊108a内からの摘出には公知の方法を用いても構わない。一例を挙げれば、水晶体囊108aの前囊に6mm程度の小さな開口(CCC: Continuous Curvilinear CapsulorhexisまたはContinuous Circular Capsulorhexis)を形成し、超音波乳化吸引術(PEA)を利用して行う。

[0052] その一方、囊内充填用部材3を予め用意しておく。この囊内充填用部材3は、装用者の体液により膨潤自在な性質を有するNCゲルであり、膨潤後の形状は水晶体の形状に類似する形状となるように設計されている。そしてこの囊内充填用部材3を、インジェクターに挿入する。インジェクターは、眼内レンズ1を眼内に挿入するために使用される公知の手術器具でも構わない。ここでは、囊内充填用部材3及び変形補助部材2を眼内に挿入するために

上記インジェクターを使用する。そして、囊内充填用部材 3 が装着されたインジェクターの先端部を眼表面の開口に挿入し、さらに水晶体囊 108 a の孔に臨ませ、その状態でインジェクターから囊内充填用部材 3 を押し出す。こうすることにより、図 5 (a) に示すように、開口を通して囊内充填用部材 3 を水晶体囊 108 a 内に挿入する。

[0053] また、変形補助部材 2 は予め小さく折り畳んでおく。変形補助部材 2 はどのように折りたたんでも構わないが、例えば、8 本の変形補助部 2 2 が互いに重ならないように、レンズ部 2 1 を二つ折りするかたちで、変形補助部材 2 を折り畳むことができる（その際、8 本の変形補助部 2 2 については、付け根部 2 2 a で折り畳み、折り畳んだ変形補助部 2 2 をレンズ部 2 1 で包む）。これをインジェクターに挿入し、眼内レンズ 1 が装着されたインジェクターの先端部を眼表面の開口に挿入し、水晶体囊 108 a の孔に臨ませ、その状態でインジェクターから変形補助部材 2 を押し出す。そして、開口を通して変形補助部材 2 を眼内（水晶体囊 108 a）に挿入する。

[0054] 次に、折り畳まれた状態の変形補助部材 2 を、鑷子等を用いて元の形状に展開させる。その際、変形補助部材 2 に形状記憶性を付与しても良い。そうすることにより、鑷子等を用いずとも、自然に変形補助部材 2 が展開し、術者の負担を軽減することができる。その後、変形補助部材 2 と水晶体囊 108 a が馴染む。そうすると、囊内充填用部材 3 が膨潤前であっても、変形補助部材 2 により、設計通りに膨潤した場合の囊内充填用部材 3 の形状をある程度再現することができる。

[0055] こうして水晶体囊 108 a 内には、図 5 (b) に示すように、変形補助部材 2、そして変形補助部材 2 に半ば囲まれるような形で囊内充填用部材 3 が配置されることになる。

[0056] その後、囊内充填用部材 3 は徐々に体液（房水）を吸収して膨潤し、水晶体囊 108 a 内の空間は囊内充填用部材 3 により充填されることになる。つまり、眼内レンズ 1 の構成の一部として装用者の体液を用い、囊内充填用部材 3 が膨潤される。こうすることにより、残存細胞の異常増殖や、身体にお

ける異物反応を極めて効果的に抑制することができ、装用者の身体負担を軽減することが可能となる。

[0057] また、図5(c)～(d)に示すように、装用者が遠方視または近方視可能なように眼内レンズ1の調節力を働かせようとする際の毛様体の収縮または弛緩に対応するように、嚢内充填用部材3および変形補助部22が協働して変形することが可能となる。具体的に言うと、図5(d)のように毛様体110が弛緩し、チン氏帯109が収縮し、水晶体嚢108aが平たく変形しようとする、これに伴い、変形補助部22が光軸方向に弾性変形しようとする。このとき、嚢内充填用部材3の変形は変形補助部22により規制されているため、嚢内充填用部材3は自由に変形できず、変形補助部22の変形に従って、嚢内充填用部材3も平たく変形する。その結果、嚢内充填用部材3の焦点距離が伸び、遠方視の際の焦点調節がスムーズに行われる。

[0058] 一方、図5(c)のように毛様体110が収縮し、チン氏帯109が弛緩し、水晶体嚢108aが略球形に変形すると、変形補助部22に加えられた弾性力が解放され、嚢内充填用部材3の変形を規制しつつ、元の形状（たとえば、近方視の際の水晶体の形状）に復元しようとする。その結果、変形補助部22に加えられた弾性力の全てが解放され、変形補助部22が変形していない状態の形状が再現され、水晶体嚢108aも近方視の際の形状が再現されることになる。このとき、嚢内充填用部材3の変形は変形補助部22により規制されているため、変形補助部22の変形に伴い、嚢内充填用部材3も略球形状に変形する。その結果、嚢内充填用部材3の焦点距離が短くなり、近方視の際の焦点調節がスムーズに行われる。

[0059] なお、水晶体嚢108aに形成された開口は、術後に公知の方法で閉じて構わない。変形補助部材2の挿入の際、レンズ部21の前面（即ち前方の面）が開口と対抗するように配置されており、開口の径よりもレンズ部21の径が大きい方が好ましい。こうすることにより、図5(c)～(d)のように、嚢内充填用部材3が変形することにより発生する力がレンズ部21に伝達されることにより、レンズ部21が、水晶体嚢108aの開口の蓋代わり

になる。この構成ならば、水晶体囊 108a の開口を効率的に塞ぐことができ、囊内充填用部材 3 が開口から脱出するおそれを減少させることができる。

[0060] (3. 実施の形態による効果)

実施の形態 1 および 2 では、所定の屈折率を有する囊内充填用部材 3 は変形補助部材 2 に保持されており、囊内充填用部材 3 は自由に変形することができない。したがって、囊内充填用部材 3 の変形は、変形補助部材 2 の変形補助部 22 により規制される。また、変形補助部 22 が外力により弾性変形する場合には、変形補助部材 22 の変形に従って囊内充填用部材 3 も同様に変形するため、囊内充填用部材 3 および変形補助部材 2 が協働して一体となって変形することが可能となる。その結果、装用者が遠方視または近方視する際の毛様体の緊張または弛緩に対応して変形補助部 22 が変形すると、囊内充填用部材 3 も同様に変形して、眼内レンズ 1 の屈折力が変化するため眼内レンズ 1 としての焦点調節が可能となる。

[0061] また、変形補助部材 22 が変形していない状態では、変形補助部材 22 は近方視のための形状となっているため、遠方視から近方視への水晶体囊 108a の変形がよりスムーズとなり、眼内レンズの焦点調節がより容易となる。

[0062] 仮に、囊内充填用部材 3 の変形のみで焦点調節を行う場合、毛様体の緊張または弛緩により囊内充填用部材 3 が変形しても、所望の焦点調節が可能な程度に囊内充填用部材 3 の変形を制御することは困難である。

これに対し、実施の形態 1 および 2 では、変形補助部材 22 が上述した構成を有していることにより、変形補助部材 22 は囊内充填用部材 3 の変形を規制することができる。したがって、変形補助部材 22 が毛様体の緊張または弛緩に対応するように変形すると、囊内充填用部材 3 の機械特性（弾性率等）にかかわらず、変形補助部材 22 の変形と同程度に囊内充填用部材 3 が変形するため、所望の焦点調節が可能となる。

すなわち、囊内充填用部材 3 の機械特性を考慮せず、囊内充填用部材 3 の

屈折率に着目して設計した物質であっても、上記の効果が得られるため、嚢内充填用部材 3 の設計の自由度が高まる。

[0063] また、実施の形態 2 では、変形補助部材 2 はレンズ部 2 1 を有しているため、嚢内充填用部材 3 の屈折力が得られない場合には、変形補助部材 2 の変形により、レンズ部 2 1 が光軸方向に変位し、焦点距離が変化する。その結果、眼内レンズ 1 としての焦点調節を実現することができる。また、嚢内充填用部材 3 の屈折力がある程度得られる場合には、この屈折力をレンズ部 2 1 の変位が補助し、眼内レンズ 1 としての焦点調節を実現することができる。

[0064] 実施の形態 1 および 2 では、嚢内充填用部材 3 は、水晶体嚢 1 0 8 a を隙間なく充填することができる。その結果、水晶体嚢 1 0 8 a 内に残存している水晶体上皮細胞の異常増殖を抑制でき、水晶体嚢 1 0 8 a 内の不透明化を防止することができる。

実施の形態 2 では、変形補助部材 2 は、嚢内充填用部材 3 が膨潤する前の段階から、ある程度、嚢内充填用部材 3 が設計通りに膨潤した形状を再現するように構成されている。そのため、嚢内充填用部材 3 が装用者の体液（房水）を吸収して膨潤したときに、嚢内充填用部材 3 は設計通りの形状に膨潤し水晶体嚢 1 0 8 a を隙間なく充填することができる。

[0065] 以上のように、実施の形態 1 および 2 に係る眼内レンズによれば、水晶体嚢 1 0 8 a の変形に対応する焦点調節が容易かつ長期間可能となる。

[0066] (4. その他)

本発明は、上述した実施形態の内容に限定されることはなく、その要旨を逸脱しない範囲で適宜変更することが可能である。

[0067] なお、上記の実施形態で挙げた変形補助部材 2 や嚢内充填用部材 3 等の各部分は、焦点調節が可能ならば、それぞれの部位の材料が異なるだけで、構造的には一体化されても良いし、別体であっても構わない。ただ、眼内レンズ 1 の製造工程上、一体成型するのが効率的であり、その方が好ましい。

[0068] (変形補助部の構造)

変形補助部 22 は、環状部 20 あるいはレンズ部 21 と、変形補助部 22 と、の境界近傍の部分である付け根部 22a と、変形補助部 22 におけるそれ以外の部分（即ち、中心から見て最も外側の部分である、変形補助部 22 の先端部分）である先端部 22b とを有する。以下、付け根部 22a 及び先端部 22b について、図 4 を用いて述べる。図 4 は、実施の形態 2 における眼内レンズ 1 の変形補助部材 2 を示す概略図である。（a）は平面図、（b）は A-A' 線における断面図である。

[0069] 図 4（a）に示すように、変形補助部 22 における付け根部 22a は、平面視したとき、レンズ部 21 の幾何中心に向けて山裾状に幅広に形成され、最も幅広の部分でレンズ部 21 につながっている。こうすることにより、変形補助部 22 全体を後述の硬質素材にて形成する場合に加えて、レンズ部 21 と変形補助部 22 との境界部分に負荷が集中し、変形補助部材 2 が破損してしまうおそれを抑制することができる。

[0070] 上記の付け根部 22a に対し、変形補助部 22 の形状（即ち付け根部 22a と先端部 22b とを合わせた形状）であるが、図 3（b）に示すように、はじめは付け根部 22a から外方へと、斜め外向きに細長く延出し、その後、下方鉛直方向へと更に傾きつつ延出している。その際、変形補助部 22 の断面視形状は、レンズ部 21 の中心から外方に向けて、水晶体形状に倣った形で湾曲しつつ延出しても良い。レンズ部 21 及び変形補助部 22（即ち付け根部 22a と先端部 22b）は、断面視したとき、前後面において連続した形状を有していても構わないし、変形補助部 22 の中間部分で屈曲した形状を有していても構わない。また、変形補助部 22 は、初めは嚢形状に倣った形で湾曲し、その後、略垂直に延出しても良い。上記のように構成することにより、嚢内充填用部材 3 を抱え込むような形状を有するようになる。その結果、所定の弾性力を変形補助部 22 が発揮することが可能となる。

また、先端部 22b の断面視形状及び最先端部分は、水晶体嚢 108a に接触してもこれにダメージを与えないように、丸みを帯びている。また、付け根部 22a の断面視形状も、丸みを帯びていても良い。

[0071] (変形補助部の材質)

実施の形態1および2における変形補助部22は、環状部20あるいはレンズ部21と硬さの異なる材料によって構成されていたが、本発明の思想を具体化する上では材質に制限は加わらない。ただ、実施の形態2においては、水晶体囊108a内にてレンズ部21を支持するという点を考慮すると、変形補助部22(少なくとも付け根部22a)を硬質材料で構成するのが、レンズ部21を安定して配置する上では好ましい。変形補助部22の材料として、PMMA以外で具体例を挙げるとすれば、ポリプロピレンやポリアミドなどの硬質材料を用いることができる。また、変形補助部22全体を同一の材料で構成しても良いし、先端部22b及び付け根部22aを各々別材料で構成しても良いし、それらの組み合わせを同一の材料で構成しても良い。

[0072] 更に、眼内レンズ1の折り畳み際の破損を抑制すべく、付け根部22aに対して一定の強度と柔軟性を兼ね備えるために、付け根部22aにおいては、硬質材料と軟質材料を混合したものを材料として用いても良い。

[0073] また、付け根部22aのレンズ部21側から先端側に向けて、硬質材料の含有比を変更(例えば減少)させても良いし、変形補助部22の厚さ方向において、硬質材料の含有比を変更(例えば減少)させても良い。こうすることにより、付け根部22aのレンズ部21側の柔軟性が更に高まり、折り畳みの際の破損を更に抑制することができる。

[0074] なお、先端部22bの素材にも特に制限はない。レンズ部21及び付け根部22aを構成する軟質素材または硬質素材のいずれも用いることができるが、先端部22bが硬質素材からなる場合は、水晶体が除去された後の水晶体囊の形状をよりしっかりと維持することができるようになる。先端部22bの構成材料としては、具体的には、ポリプロピレン(PP)やポリメチルメタクリレート(PMMA)、フッ素樹脂(ポリフッ化ビニリデン)、ポリアイミド樹脂等から選ばれる1種以上を挙げることができる。実施の形態1および2においては、先端部22bにPMMAを用いている。

[0075] なお、実施の形態1および2において、付け根部22aは上記の形状を有

しつつ、素材としてはレンズ部 2 1 と同じ素材（即ちソフトアクリル）が用いられている。また、先端部 2 2 b は上記の形状を有しつつ、素材としては PMMA が用いられている。このように変形補助部 2 2 を構成することにより、眼内レンズ 1 を折り畳む場合に変形補助部 2 2 も折り畳むことになるが、付け根部 2 2 a は軟質素材で構成されており折り畳みやすいため、折り畳みの際の変形補助部 2 2 の破損を抑制することができる。また、眼内レンズ 1 を折り畳んだ後、眼内レンズ 1 を水晶体囊 1 0 8 a 内で再び元の形状に戻す際、先端部 2 2 b とレンズ部 2 1 との硬軟の差を持たせる（場合によっては粘着力に差を持たせる）ことによって、レンズ部 2 1 よりも先端部 2 2 b が先に元の形状に戻ろうとするため、眼内レンズ 1 の折り畳み状態が容易に解除されるようになる。

[0076] （変形補助部の形状）

実施の形態 1 および 2 における変形補助部 2 2 は、開ループ状且つ外方に延出した腕状に形成されており、それが 8 本、レンズ部 2 1 の外縁において等間隔に形成されている。一方、本発明に適用される変形補助部 2 2 としては、これ以外の形状であっても良い。具体例を挙げるとすれば、開ループ状ではなく閉ループ状の変形補助部 2 2 や、腕状ではなく平板又は曲板状の変形補助部 2 2 や、8 本ではなく、7 本以下だったり 9 本以上だったりする変形補助部 2 2 であっても良い。ただ、腕状の方が、上述の弾性力を変形補助部 2 2 が発揮できるため、好ましい。なお、変形補助部 2 2 は、少なくとも一部において水晶体に類似する形状を有しているのが好ましいが、そうでなくとも構わない。つまり、水晶体に類似する形状を変形補助部 2 2 が有していないとしても、テントを張るがごとく、水晶体囊 1 0 8 a の内側の所定の部位にて水晶体囊 1 0 8 a を変形補助部 2 2 により支えても構わない。

[0077] （レンズ部の寸法）

実施の形態 2 におけるレンズ部 2 1 の直径は、眼内レンズ 1 を眼内の水晶体囊 1 0 8 a に挿入するのに適した寸法であれば、どのような寸法に設定してもかまわない。具体的な寸法設定例を記述すると、レンズ部 2 1 の直径 D

は、好ましくは、5 mm～7 mmの範囲に設定すればよく、より好ましくは6 mmに設定すればよい。レンズ部21の厚みは、所望の屈折率等に合わせ設定すればよい。

[0078] (眼内レンズの配置)

実施の形態2においては、眼内レンズ1を装着したレンズ部21が開口の蓋代わりになるように配置した。その一方、上記の眼内レンズ1のレンズ部21が、前囊における開口とは対向する後囊の内壁と接触するように配置しても構わない。結局のところ、変形補助部材2により囊形状を再現できれば良く、装用者が所望の光学特性を得ることができるのならば、レンズ部21の配置に制限はない。

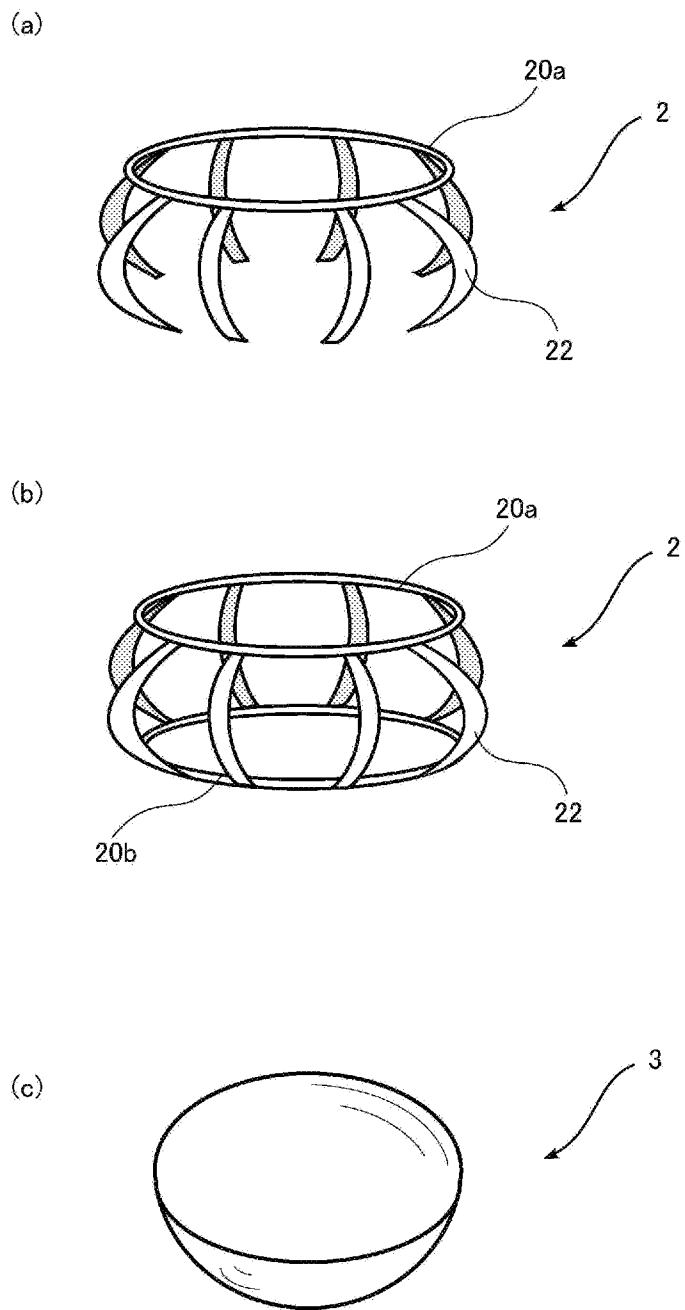
符号の説明

[0079]	1	眼内レンズ
	2	変形補助部材
	20	環状部
	21	レンズ部
	22	変形補助部
	22a	付け根部
	22b	先端部
	3	囊内充填用部材
	102	角膜
	106	虹彩
	108a	水晶体囊
	109	毛様小帯(チン氏帯)
	110	毛様体(毛様体上皮)

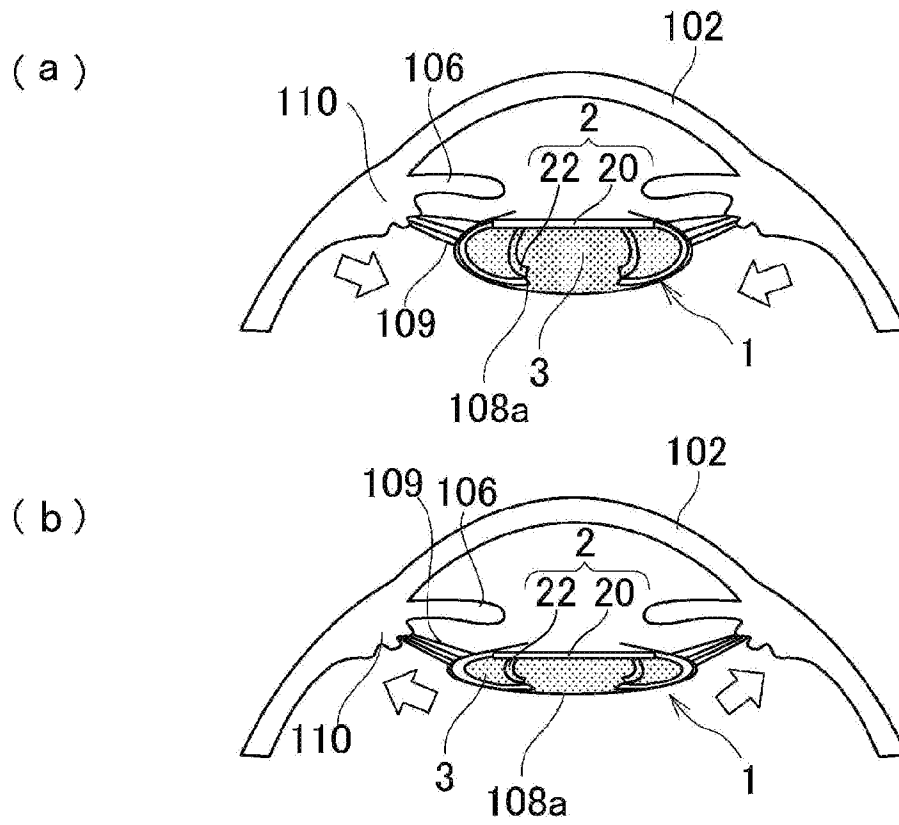
請求の範囲

- [請求項1] 水晶体嚢の内側に配置される眼内レンズであって、
所定の屈折率を有する嚢内充填用部材と、
前記嚢内充填用部材の変形を規制する変形補助部材と、を有し、
毛様体の緊張または弛緩に対応して、前記嚢内充填用部材と前記変形補助部材とが協働して変形することにより、前記眼内レンズが有する屈折力を調節することを特徴とする眼内レンズ。
- [請求項2] 前記変形補助部材は、弾性変形する変形補助部を有しており、前記嚢内充填用部材と前記変形補助部とが協働して前記嚢内充填用部材と前記変形補助部とが一体的に変形することを特徴とする請求項1に記載の眼内レンズ。
- [請求項3] 前記変形補助部が弾性変形していない状態において、前記変形補助部は、近方視における水晶体の形状に類似する形状を再現していることを特徴とする請求項2に記載の眼内レンズ。
- [請求項4] 前記変形補助部は、前記嚢内充填用部材の赤道部近傍を保持していることを特徴とする請求項2または3に記載の眼内レンズ。
- [請求項5] 前記変形補助部は、少なくとも一部において水晶体の形状に類似する複数の腕状部から構成されることを特徴とする請求項2から4のいずれかに記載の眼内レンズ。
- [請求項6] 前記嚢内充填用部材が有する屈折率を補助するためのレンズ部を有することを特徴とする請求項1から5のいずれかに記載の眼内レンズ。
- 。

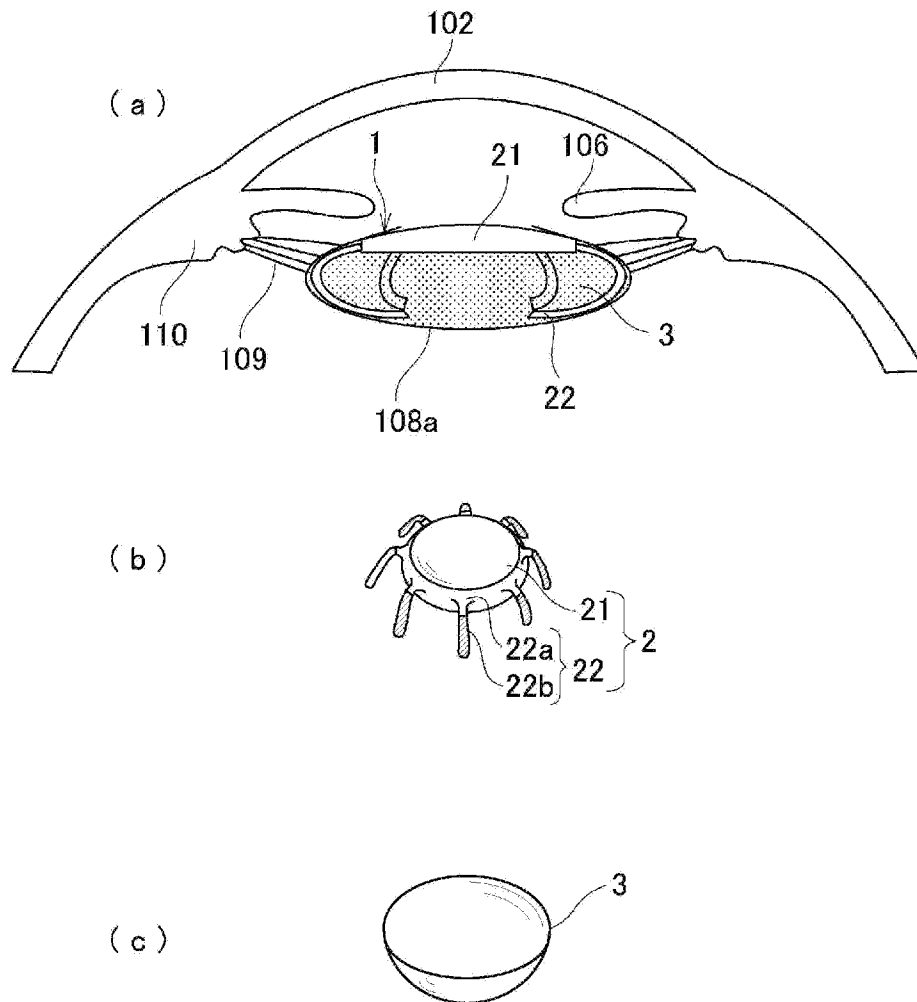
[図1]



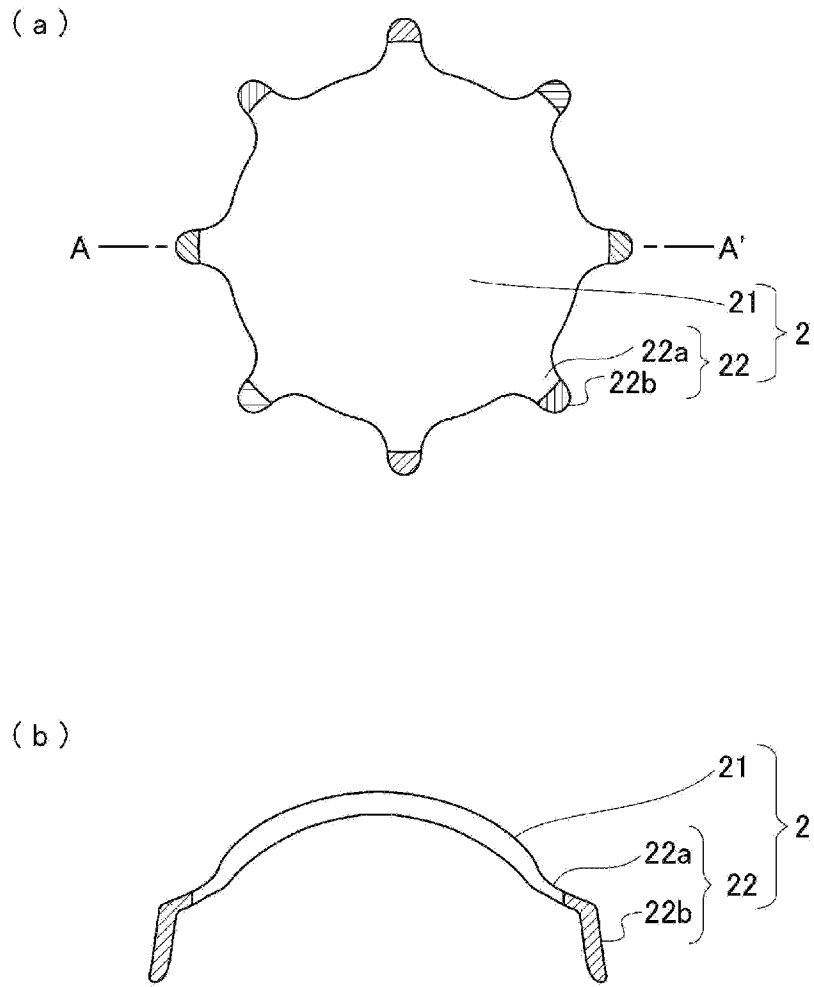
[図2]



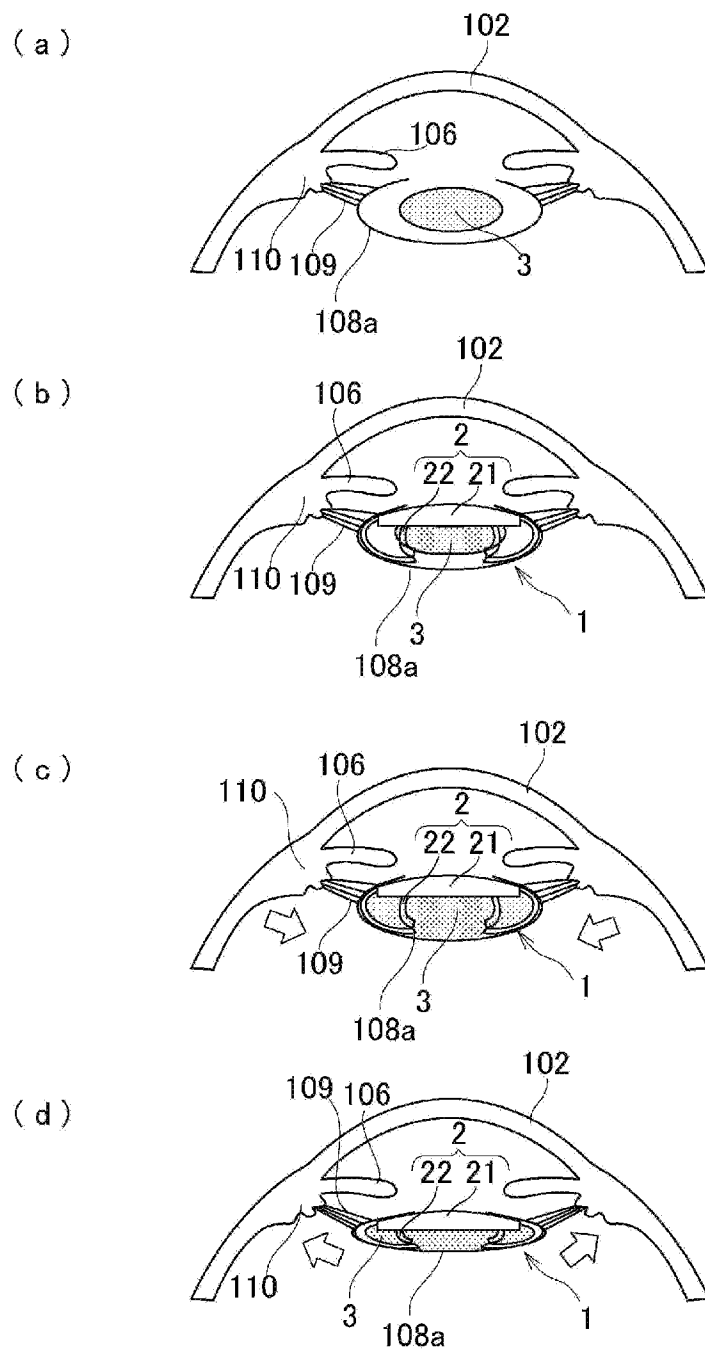
[図3]



[図4]



[図5]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No. PCT/JP2013/066434
--

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
 A61F2/14(2006.01) i, A61F2/16(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
 A61F2/14, A61F2/16

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2003-527898 A (WOODS, Randall), 24 September 2003 (24.09.2003), paragraphs [0016] to [0019]; fig. 1 to 3 & US 6217612 B1 & EP 1233729 A & WO 2001/066041 A1	1-4, 6 5
X A	JP 2006-516002 A (Quest Vision Technology, Inc.), 15 June 2006 (15.06.2006), paragraphs [0029] to [0033], [0048] to [0052]; fig. 1 to 5, 11 to 14 & US 2004/0082993 A1 & EP 1562521 A & WO 2004/037127 A2	1, 6 2-5

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 18 July, 2013 (18.07.13)	Date of mailing of the international search report 30 July, 2013 (30.07.13)
---	--

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/066434

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2012/0116506 A1 (David C.COMPERTORE), 10 May 2012 (10.05.2012), entire text; all drawings & WO 2012/064514 A1	1-6
A	JP 2006-305070 A (Nidek Co., Ltd.), 09 November 2006 (09.11.2006), entire text; all drawings & US 2006/0265059 A1 & EP 1716825 A1	1-6

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61F2/14(2006.01)i, A61F2/16(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61F2/14, A61F2/16

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2013年
日本国実用新案登録公報	1996-2013年
日本国登録実用新案公報	1994-2013年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X A	JP 2003-527898 A (ウッズ ランドル) 2003.09.24, 段落【0016】 - 【0019】, 図 1-3 & US 6217612 B1 & EP 1233729 A & WO 2001/066041 A1	1-4, 6 5
X A	JP 2006-516002 A (クエスト ヴィジョン テクノロジー, アイエヌシー.) 2006.06.15, 段落【0029】 - 【0033】, 【0048】 - 【0052】, 図 1-5, 11-14 & US 2004/0082993 A1 & EP 1562521 A & WO 2004/037127 A2	1, 6 2-5

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日
18.07.2013

国際調査報告の発送日
30.07.2013

国際調査機関の名称及びあて先
 日本国特許庁 (ISA/J P)
 郵便番号100-8915
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)
 沼田 規好
 3 I | 3 9 3 0
 電話番号 03-3581-1101 内線 3346

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	US 2012/0116506 A1 (David C. COMPERTORE) 2012.05.10, 全文, 全図 & WO 2012/064514 A1	1-6
A	JP 2006-305070 A (株式会社ニデック) 2006.11.09, 全文, 全図 & US 2006/0265059 A1 & EP 1716825 A1	1-6