

(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
2015年6月18日(18.06.2015)

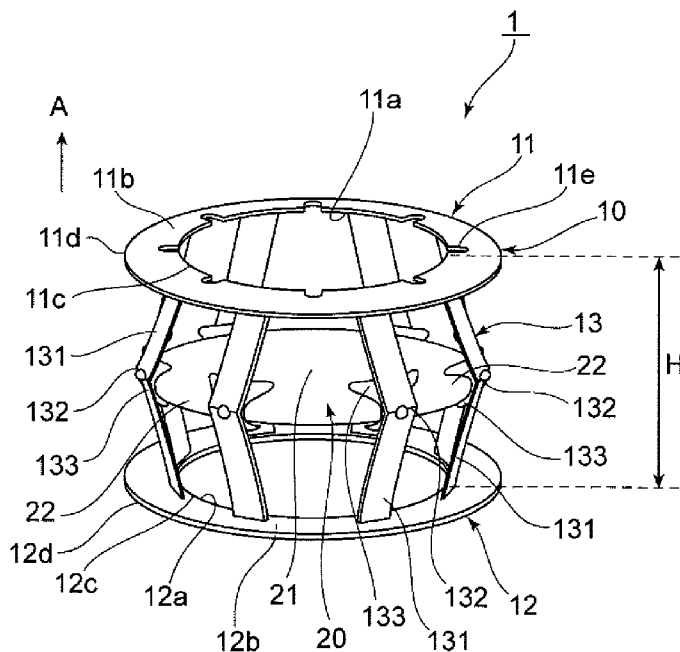


(10) 国際公開番号
WO 2015/087930 A1

- (51) 国際特許分類:
A61F 2/16 (2006.01)
 - (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/082735
 - (22) 国際出願日: 2014年12月10日(10.12.2014)
 - (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 2013-257870 2013年12月13日(13.12.2013) JP
 - (71) 出願人: 株式会社 Frontier Vision (FRONTIER VISION CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6638111 兵庫県西宮市二見町4-7 Hyogo (JP).
 - (72) 発明者; および
 - (71) 出願人: 飽浦 淳介(AKURA Junsuke) [JP/JP]; 〒6594114 和歌山県東牟婁郡串本町上野山2-4-6 Wakayama (JP).
 - (74) 代理人: 小林 正樹(KOBAYASHI Masaki); 〒5300001 大阪府大阪市北区梅田1丁目1番4 大阪駅前第4ビル15階 I P M国際特許商標事務所 Osaka (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, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, SA, 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, ST, 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: ADJUSTIBLE INTRAOCULAR LENS

(54) 発明の名称: 調節眼内レンズ



(57) Abstract: Provided is an intraocular lens (1), formed from a capsular tension device (10), and an elastically deforming optical part (20). The capsular tension device (10) further comprises: a forward support part (11) which is disposed in a state of contacting the inner face of the anterior capsule; an aft support part (12) which is disposed aft of the forward support part (11) in a state of contacting the inner face of the posterior capsule while facing the forward support part (11); and a coupling part (13) which couples the forward support part (11) and the aft support part (12) in a state of having a bias in the direction of separation of the forward support part (11) and the aft support part (12). By the bias of the coupling part (13), the forward support part (11) presses the inner face of the anterior capsule, and the aft support part (12) presses the inner face of the posterior capsule. The curvature of the optical part (20) at a central part (21) changes in conjunction with movement of the coupling part (13) which either brings the forward support part (11) and the aft support part (12) into proximity or separates same in accordance with the movement of the lens capsule.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2015/087930 A1



眼内レンズ1は、水晶体嚢拡張デバイス10と、弾性変形する光学部20とからなる。水晶体嚢拡張デバイス10は、前嚢の内面に接する態様で設けられた前方支持部11と、前方支持部11の後方側において前方支持部11と対向しながら後嚢の内面に接する態様で設けられた後方支持部12と、前方支持部11と後方支持部12を離間させる方向に付勢力を有する態様で前方支持部11と後方支持部12とを連結する連結部13とを備える。連結部13の付勢力により、前方支持部11が前嚢の内面を押圧するとともに、後方支持部12が後嚢の内面を押圧する。光学部20は、水晶体嚢の動きに応じた前方支持部11と後方支持部12との近接または離間させる連結部13の動きに連動して中央部21の曲率を変化させる。

明 細 書

発明の名称：調節眼内レンズ

技術分野

[0001] 本発明は、白内障手術、屈折矯正手術あるいは老視矯正手術として行われる水晶体囊外摘出手術のような眼科手術において、前囊切開された水晶体囊内に挿入される調節眼内レンズに関する。

背景技術

[0002] 通常、人の眼の焦点調節（以下、調節という）は、水晶体の厚みを変化させることによって行われている。図18に示すように、水晶体Lは、直径が約9～10mm、厚さが約4～5mmの凸形状をしたレンズ機能を発揮する透明なものであり、水晶体囊Sに包まれた状態で虹彩Iの後方に位置する態様でチン小帯Zを介して毛様体Cに固定されている。

[0003] 具体的な調節のメカニズムを説明すると、例えば遠方を見る場合には、図18(a)に示すように、毛様体Cの毛様体筋Cmは弛緩しており、毛様体Cが水晶体囊Sから離間する方向に引っ込んだ位置にある。この状態であることにより、毛様体Cと水晶体赤道部Seの間に位置するチン小帯Zには比較的強い張力が生じる。このことによって、水晶体赤道部Seは径方向外側に引っ張られてその厚みが小さくなるように変形するため、これに伴って水晶体囊S内の水晶体Lの厚みが小さくなることによって、遠方視時における焦点調整を行っている。

[0004] 一方、近くの物を見るように調節努力すると、図18(b)に示すように、毛様体Cの毛様体筋Cmは収縮して毛様体Cが求心性（水晶体赤道部Se方向）に突出し、毛様体Cが水晶体囊Sに近接する方向に位置する。これによりチン小帯Zの張力が弱まるため、水晶体Lが本来持つ弾力性によりその厚さが大きくなることによって、近方視時における焦点調整を行っている。なお、この焦点調節時において、水晶体前囊Sfの中央に近いほどよく動き、水晶体後囊Sbはほとんど動かないことがわかっている。

[0005] このように毛様体の毛様体筋が収縮および弛緩することに応じて水晶体の厚みを変化させ、眼に入る光を屈折させることによって焦点調節を行っている。なお、この調節のメカニズムにおいて、毛様体の毛様体筋による収縮機能および弛緩機能は、高齢になっても若い時と同様によく保たれていることがわかっているが、その一方で水晶体の内容物や水晶体嚢は高齢になると硬化して柔軟性が失われ、水晶体の厚みが増加しにくくなるため、遠方視時から近方視時にかけて随意に焦点を調節する力（以下、調節力という）が失われてしまうことがわかっている（これを老視という）。

[0006] ところで、上記水晶体に生じる病気には、主に加齢が原因となって混濁する白内障という病気があり、多くの患者がこの白内障を治療するための白内障手術を受けている。この手術は、通常、前嚢を円形切開して円形状の孔を作り、そこから超音波水晶体乳化吸引術により混濁した水晶体の内容物を摘出し、円形状の孔のある状態の透明な水晶体嚢だけを残してこの水晶体嚢内に眼内レンズを挿入するという方法が適用されている。この方法による白内障手術は、現在日本で年間100万人以上、米国で年間300万人以上の患者に対して施されており、ここに用いられる眼内レンズは単焦点レンズが一般的とされていた。

[0007] ところが、単焦点レンズは、一般的にPMMA (Poly Methyl Methacrylate)、シリコン、アクリル等の素材からなっており、単焦点レンズ自体の厚みを変化させ得るものではないため、術後においては調節力の喪失を避けることができなかった。これに対し、光学部に同心円状に屈折力が違う部位を設けた屈折型多焦点レンズや、光学部に光の回折現象が発生する構造を設けた回折型多焦点レンズに遠方視用や近方視用（中間視用があるものも存在する）として眼内に入る光を分散して取り入れる多焦点レンズ等が知られている。ところが、これらの多焦点眼内レンズは、光の輪が見えるハローやギラギラと輝いて見えるグレアの発生例や、視力やコントラスト感度の不良例も報告される等、患者の要求を十分に満足させるまでには至っていなかった。

[0008] また、近年では上述とは異なる方法で調節機能を発揮するものとして、凸状レンズからなる光学部と、水晶体赤道部の内側に接する態様で設けられた関節接続式の2つ連結アームとを備え、光学部が前後に移動することで調節を行う調節眼内レンズが知られている（下記特許文献1参照）。この調節眼内レンズは、連結アームがその連結アーム上の第1の位置にて光学部に取り付けられ、また連結アーム上の第2の位置にて、毛様体の毛様体筋の収縮・弛緩がチン小帯を介して伝えられる水晶体囊の赤道部の動きと協働するというものである。

[0009] 一方、白内障手術時において眼内レンズを挿入する前に水晶体囊を拡張させるために用いられるリング状の水晶体囊拡張デバイスが数多く発表されている。これらのリング状水晶体囊拡張デバイスには目的によって2種類のものが用いられる。

[0010] 1つは、Capsular Tension Ring（水晶体囊拡張リング）と呼ばれ、C字形状に形成されたオープンリングであり、チン小帯が弱かったり断裂している水晶体赤道部に内側からこのリングを挿入して、水晶体赤道部を外側方向に拡張して形を丸く整えるというものである。

[0011] もう1つは、赤道部リングと呼ばれ、O字形状に形成されており、断面が四角形などのシャープなエッジを有するやや厚めの閉鎖型のリング（つながっているリング）である。このリングを水晶体赤道部の内側に設置して水晶体囊に強い屈曲部を作り、水晶体上皮細胞が内側へ増殖進入することを阻止しようとするものである。

先行技術文献

特許文献

[0012] 特許文献1：特開平11-47168号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0013] しかしながら、人の眼における焦点の調節機能は、毛様体の毛様体筋によ

る収縮および弛緩に基づいて発現されるものであって、調節眼内レンズの光学部を前後方向に移動せしめるには、毛様体の毛様体筋の僅かな収縮・弛緩を精度良く伝達して水晶体嚢を変形させる必要がある。そのためには、毛様体の毛様体筋の収縮および弛緩を水晶体嚢に伝達するためのチン小帯が適度な強さの緊張を持続的に有し、その結果、水晶体嚢が適度な緊張を有していることが重要なのである。

[0014] これに関し、従来の調節眼内レンズは、チン小帯が適度な強さの緊張を持続的に有するように作用するものではないため、毛様体の毛様体筋による僅かな収縮および弛緩が水晶体嚢に精度良く伝達されず、光学部の前後方向への移動に精度良く転換させることが困難であり、ひいては内部に設置された眼内レンズの調節機能を精度良く発現させることができないという問題があった。

[0015] 一方のリング状の水晶体嚢拡張デバイスも同様、水晶体赤道部の位置を整えることや水晶体嚢に強い屈曲部を形成することはできるが、チン小帯に適度な強さの緊張を持続的に有させるものではなく、むしろ水晶体赤道部を外向きに拡張してチン小帯の緊張を弱める方向に働くものである。このため、毛様体の毛様体筋の僅かな収縮および弛緩が水晶体嚢に精度良く伝達されず、調節眼内レンズの調節機能を精度良く発現させることができなかった。

[0016] また、従来のリング状の水晶体嚢拡張デバイスの多くは、連結アームやリング状の水晶体嚢拡張デバイス自体が水晶体赤道部の内側に接しながら固定されるものであり、経時的に水晶体前嚢と後嚢が癒着して水晶体赤道部が閉鎖されることになる。近年、前房水が常に水晶体赤道部に流入している場合、後発白内障が起こりにくいということから、前房水には水晶体上皮細胞の増殖を抑制する作用があることがわかってきている。ところが、これら従来の眼内レンズ等は、水晶体赤道部が前房水に露暴されないものであることより、水晶体赤道部で水晶体上皮細胞が増殖して線維生産されることとなるため、後発白内障が発生し易い状態となっているという問題もあった。

[0017] 後発白内障が発生すると、水晶体嚢中央部が混濁して光が通りにくくなる

ために視力が低下したり、水晶体の赤道部が前後に癒着して線維増殖がおこって硬化し、調節眼内レンズの間節接続式アームが線維で固定されて動かなくなり、調節眼内レンズの調節機能が発現されないという問題が発生する。

[0018] 本発明は、上述の問題に鑑みてなされたものであり、焦点調節力を精度よくかつ十分に発揮することができるとともに、後発白内障の発生を防止することができる調節眼内レンズを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0019] 本発明に係る調節眼内レンズは、上記目的を達成するために、白内障手術等において内容物が除去された水晶体嚢内に挿入される調節眼内レンズであって、水晶体嚢拡張デバイスと、弾性変形する光学部とから構成され、前記水晶体嚢拡張デバイスは、前嚢の内面に接する態様で設けられ、後方側に光を通過させる前方支持部と、前記前方支持部の後方側において該前方支持部と対向しながら後嚢の内面に接する態様で設けられ、前方側からの光を後方側に通過させる後方支持部と、前記前方支持部と前記後方支持部を離間させる方向に付勢力を有する態様で前記前方支持部と前記後方支持部とを連結する連結部とを備え、前記連結部の付勢力により、前記前方支持部が前嚢の内面を押圧するとともに、前記後方支持部が後嚢の内面を押圧し、前記光学部は、前記水晶体嚢拡張デバイスの前記連結部に周囲を囲まれる態様で前記連結部に直接的または間接的に係止され、水晶体嚢の動きにより前記前方支持部と前記後方支持部の近接離間方向に移動するときの前記連結部の動きに応じて、前記連結部から直接的または間接的に力が作用して光学部の曲率が変化することを特徴とする。

[0020] これによれば、連結部の付勢力により前方支持部が前嚢の内面を押圧するとともに後方支持部が後嚢の内面を押圧することによって、水晶体赤道部の周辺部分が前後方向に伸展拡張しようとして水晶体赤道部が広がると同時に、水晶体赤道部が求心性に移動して、水晶体赤道部の径が縮まる。これによりチン小帯は水晶体嚢側と毛様体側の両方向に引っ張られ、チン小帯に適度な強さの緊張が持続的に付与され、その結果、水晶体嚢に適度な緊張が付与さ

れる。このため、チン小帯が毛様体の毛様体筋の僅かな収縮および弛緩を水晶体嚢に精度良く伝達することができ、ひいては内部の光学部の調節機能を精度良く発現させることが可能となる。

[0021] また、前方支持部が環状等のように開いた状態に形成されている場合、前房水が前嚢切開部から前方支持部と連結部の間を通過して水晶体嚢内に流れ込み、水晶体赤道部が前房水に接し露暴されるため、水晶体赤道部における水晶体上皮細胞の増殖あるいは線維化が抑制され、後発白内障の発生を防止することができる。

[0022] さらに水晶体嚢の動きに応じて前記前方支持部と前記後方支持部の近接離間方向に移動するときの前記連結部の動きに応じて、連結部から光学部に対して直接的または間接的に力が作用して光学部の曲率が変わるため、焦点調節力を精度良くかつ十分に発揮することができる。

[0023] また、前記水晶体嚢拡張デバイスは、前記連結部に前記前方支持部および前記後方支持部の径方向外側に広がる態様で曲がる屈曲部が形成され、前記光学部は、周縁部が前記連結部の屈曲部に直接的または間接的に係止され、水晶体嚢の動きに応じて前記前方支持部と前記後方支持部の近接離間方向に移動するときの前記連結部の動きに応じて、光学部の周縁部に前記連結部から直接的または間接的に径方向に力が作用して光学部の曲率が変わるのが好ましい。これによれば光学部の周縁部に前記連結部から直接的または間接的に径方向に力が作用して光学部の曲率が変わるため、焦点調節力をより精度良くかつ十分に発揮することができる。

[0024] また、前記水晶体嚢拡張デバイスは、前記連結部の屈曲部の内側に係止部材が設けられ、前記光学部は、周縁部が前記連結部の屈曲部の係止部材に係止されているのが好ましい。これによれば光学部の周縁部を連結部に確実に係止することができ、光学部を水晶体嚢拡張デバイスの内部に安定して配置することが可能となる。

[0025] また、前記係止部材は、前記光学部の径方向内側に開いたU字状またはV字状に形成され、前記光学部の周縁部を前後方向から挟んで係止するのが好

ましい。これによれば光学部が弾性変形する柔らかな部材からなるものであっても、光学部の周縁部を確実に係止することができる。

[0026] また、前記係止部材は、前方端部および／または後方端部において内側に膨らむ態様の膨隆部が形成されていてもよい。これによれば光学部の周縁部を係止部材に係止させたとき、係止部材の膨隆部が光学部の周縁部を内側に押圧することにより光学部の中央部を膨出させるため、光学部の曲率がさらに効果的に変化することができる。

[0027] また、前記係止部材は、前記光学部の周縁部を径方向から押圧する態様で係止してもよい。これによれば光学部が弾性変形する比較的硬い部材からなるものであっても、光学部の周縁部を確実に係止することができる。

[0028] また、前記係止部材は、前記光学部の径方向内側に延びるロッド状に形成され、前記光学部の周縁部を径方向内側に押圧しながら係止してもよい。これによれば前記連結部から直接的または間接的に径方向に力が作用する際、光学部の曲率が変化し易くなる。

[0029] また、前記水晶体囊拡張デバイスは、前記連結部の屈曲部がU字状またはV字状に形成され、該屈曲部が前記光学部の周縁部を前後方向から挟んで係止してもよい。これによれば、光学部の周縁部を連結部に確実に係止することができ、光学部を水晶体囊拡張デバイスの内部に安定して配置することが可能となる。

[0030] また、前記水晶体囊拡張デバイスは、前記前方支持部および前記後方支持部の外周縁部を連結する第1の連結部と、前記前方支持部および前記後方支持部の内周縁部を連結する第2の連結部とからなり、前記光学部は、前記第2の連結部に直接的または間接的に係止されていてもよい。これによれば、第1の連結部は、前記前方支持部および前記後方支持部の外周縁部に設けられているため、水晶体囊に沿うことによりチン小帯と水晶体囊が効果的に適度な張力をもつことができるため、毛様体筋の動きを効果的に水晶体囊に伝えることができる。また、第2の連結部は、前記前方支持部および前記後方支持部の内周縁部に設けられていることにより、目の焦点調節によって最

も動く水晶体前囊の中央付近にある開口縁部またはその近傍に第2の連結部が位置することになるため、前記前方支持部および前記後方支持部の前後方向の移動に伴って屈曲の度合いが大きく変化し、第2の連結部から光学部に前記連結部から直接的または間接的に力が作用し易くなり、光学部の曲率が効果的に変化することができる。また、第2の連結部は、第1の連結部より外方への屈曲が弱くなるように形成した場合、前方支持部および後方支持部の前後方向の移動に伴って、第2の連結部の屈曲の度合いが大きく変化するため、光学部の屈曲を大きく変化させることができる。

[0031] また、前記光学部は、光学部の変形を補助するための補強部材が設けられていてもよい。これによれば補助部材が光学部の変形を補助するため、光学部の曲率が効果的に変化することができる。

[0032] また、前記補強部材は、光学部の前後方向に弾性変形可能なU字状またはV字状の複数の補強部材からなり、各補強部材は光学部の周縁部を前後方向から挟む態様で該周縁部に沿って所定間隔で設けられていてもよい。これによれば光学部に水晶体囊拡張デバイスの連結部から直接的または間接的に力が作用したときに、U字状またはV字状の補強部材が開いたり閉じたりすることにより光学部の周縁部が変形するため、光学部の曲率が効果的に変化することができる。

[0033] また、前記補強部材は、前記光学部の前方の外面に設けられた前方補強リング部材と、前記光学部の後方の外面に設けられた後方補強リング部材とをさらに備え、前記前方補強リング部材と前記後方補強リング部材が前記光学部の周縁部に設けられたU字状またはV字状の複数の補強部材により連結されてもよい。これによればU字状またはV字状の補強部材が安定して開いたり閉じたりすることにより光学部の周縁部がより確実に変形するため、光学部の曲率がより効果的に変化することができる。

[0034] また、前記光学部は、所定の厚さの伸縮可能な弾性膜から形成され、該弾性膜の内部に流動性物質が充填されていてもよい。これによれば光学部に前記連結部から直接的または間接的に力が作用したときに、光学部が変形し

易くなるため、光学部の曲率が効果的に変化することができる。

[0035] また、前記光学部は、周縁部が20～100 μm の厚さで形成されるとともに、中央部が5～20 μm の厚さで形成され、周縁部が中央部よりも厚く形成されていてもよい。特に前記光学部は、周縁部から中央部にかけて次第に弾性膜が薄くなるように形成されているが好ましい。これによれば光学部の周縁部は局所的な歪みが少なくなって、周縁部が全体的に均一に変形し易くなり、それに伴って光学部の中央部も均一に変形し易くなるとともに、光学部の中央部は薄く形成されることにより変形し易くなるため、光学部の曲率が効果的に変化することができる。

[0036] また、前記光学部は、前記弾性膜が厚い部分が周縁部に沿って所定間隔で形成されていてもよい。これによれば光学部の周縁部は局所的な歪みが少なくなって、周縁部が全体的に均一に変形し易くなり、それに伴って光学部の中央部も均一に変形し易くなるため、光学部の曲率が効果的に変化することができる。

[0037] また、前記光学部は、前記弾性膜の厚い部分の前方端部および／または後方端部において内側に膨らむ態様の膨隆部が形成されていてもよい。これによれば光学部が変形するときに、膨隆部の付近において光学部の周縁部がくびれ易くなり、それに伴って光学部の中央部が膨出し易くなるため、光学部の曲率が効果的に変化することができる。

[0038] また、前記光学部は、流動性物質が中心部に向かって次第に屈折率が大きくなるように形成されていてもよい。例えば、前記光学部は、前後方向に区画され、前記光学部の中心を含む区画の屈折率が他の区画の屈折率より大きくなるように形成されてもよい。これによれば人間の水晶体のように中心部に近いほど屈折率が大きいものになるため、わずかな光学部の変形により大きな屈折率の変化を生み出すことができる。

[0039] また、前記光学部は、中心部において前記流動性物質よりも剛性を有する核部材が設けられていてもよい。これによれば、光学部が連結部から直接的または間接的に力が作用した際、核物質の周りに存在する流動性物質が効率

的に弾性膜に力を及ぼすため、光学部の曲率が効率的に変化することができる。

[0040] また、前記核部材は、患者の症例に合わせた屈折力を有する凸レンズであってもよい。これによれば光学部は主に調節力を得る目的で使用し、光学部の内部に設けられた凸レンズは患者の症状に合わせた屈折力を得る目的で使用することができ、術後における屈折力の屈折誤差（術前の目標屈折値と術後の実際の屈折値との差）を軽減することが可能となる。

[0041] また、前記光学部は、内部に流動性物質を注入するための注入具が設けられていてもよい。これによれば光学部の中の流動性物質が無い又は少ない状態で光学部を折り畳んで水晶体嚢拡張デバイスに挿入したあと、注入具を通じて光学部の内部に流動性物質を注入し得るため、調節眼内レンズを水晶体嚢に挿入するための切開創を小さくすることができる。また、手術後に屈折誤差が生じたときに、流動性物質を注入具から注入または吸引することにより術後の屈折力を目標となる屈折力となるように容易に調整することができる。

[0042] 前記水晶体嚢拡張デバイスは、前記後方支持部に患者の症例に合わせた屈折力を有する凸レンズ又は凹レンズが設けられていてもよい。これによれば弾性変形する光学部は主に調節力を得る目的で使用し、後方支持部に設けられた凸レンズまたは凹レンズは患者の症状の合わせた屈折力を得る目的で使用することができる。このため弾性変形する光学部は偏平に形成することにより容易に折り畳み易くなり、水晶体嚢の小切開創から眼内に挿入することが可能となる。また、後方支持部に設置された凸レンズまたは凹レンズは主に術後の屈折力を補うため、術後における屈折力の屈折誤差（術前の目標屈折値と術後の実際の屈折値との差）を軽減することが可能となる。

発明の効果

[0043] 本発明によれば、連結部の付勢力により前方支持部が前嚢の内面を押圧するとともに後方支持部が後嚢の内面を押圧することによって、水晶体赤道部の周辺部分が前後方向に伸展拡張しようとして水晶体赤道部が広がると同時に

、水晶体赤道部が求心性に移動して、水晶体赤道部の径が縮まる。これによりチン小帯は水晶体嚢側と毛様体側の両方向に引っ張られ、チン小帯に適度な強さの緊張が持続的に付与され、その結果、水晶体嚢に適度な緊張が付与される。このため、チン小帯が毛様体の毛様体筋の僅かな収縮および弛緩を水晶体嚢に精度良く伝達することができ、ひいては内部の光学部の調節機能を精度良く発現させることが可能となる。

[0044] また、前方支持部が環状等のように開いた状態に形成されている場合、前房水が前嚢切開部から前方支持部と連結部の間を通過して水晶体嚢内に流れ込み、水晶体赤道部が前房水に接し露暴されるため、水晶体赤道部における水晶体上皮細胞の増殖あるいは線維化が抑制され、後発白内障の発生を防止することができる。

[0045] さらに水晶体嚢の動きに応じて前記前方支持部と前記後方支持部の近接離間方向に移動するときの前記連結部の動きに応じて、連結部から光学部に対して直接的または間接的に力が作用して光学部の曲率が変化するため、焦点調節力を精度良くかつ十分に発揮することができる。

図面の簡単な説明

[0046] [図1]本発明に係る調節眼内レンズを示す斜視図である。

[図2]図1の調節眼内レンズの平面図である。

[図3]図1の調節眼内レンズの側面図である。

[図4]図1の調節眼内レンズの縦断面図である。

[図5]眼内に挿入された図1の調節眼内レンズの焦点調節時における動きを示す側面図である。

[図6]第2の実施形態に係る調節眼内レンズの縦断面図である。

[図7]第3の実施形態に係る調節眼内レンズの縦断面図である。

[図8]第4の実施形態に係る調節眼内レンズの縦断面図である。

[図9]第5の実施形態に係る調節眼内レンズの縦断面図である。

[図10]第6の実施形態に係る調節眼内レンズの縦断面図である。

[図11]第7の実施形態に係る調節眼内レンズの縦断面図である。

[図12]第7の実施形態の変形例に係る調節眼内レンズの縦断面図である。

[図13]第8の実施形態に係る調節眼内レンズの縦断面図である。

[図14]第9の実施形態に係る調節眼内レンズの縦断面図である。

[図15]第10の実施形態に係る調節眼内レンズの縦断面図である。

[図16]第11の実施形態に係る調節眼内レンズの縦断面図である。

[図17]第12の実施形態に係る調節眼内レンズの光学部の縦断面図である。

[図18]人の眼における焦点調節時の動きを示す側面図である。

発明を実施するための形態

[0047] <第1の実施形態>

次に、本発明に係る調節眼内レンズの第1の実施形態について、図1～図5を参照しつつ説明する。

[0048] この調節眼内レンズ1は、水晶体囊拡張デバイス（以下、デバイス10という）と、デバイス10の内部に配置される光学部20とからなる。なお、図面中に示す矢印Aが指す方向を前方、その反対方向を後方として以下説明する。

[0049] [デバイスの構成]

前記デバイス10は、図5に示すように、白内障手術、屈折矯正手術あるいは老視矯正手術として行われる水晶体囊外摘出手術のような眼科手術において前囊Sfが切開された水晶体囊S内に設置されるものである。このデバイス10は、図1に示すように、水晶体囊S内の前方側に位置する前方支持部11と、水晶体囊S内の後方側に位置する後方支持部12と、前方支持部11と後方支持部12を連結する連結部13とを備えている。

[0050] 前記前方支持部11は、図1および図2に示すように、中央に開口部11aを有する環状に形成された弾性部材である。この前方支持部11は、図3に示すように、前面側において内周縁部から外周縁部に向かうに連れて次第に後方側に傾斜する傾斜面11bを有している。このため前方支持部11は、図5に示すように、白内障手術等において水晶体囊Sの前囊Sfの内面に接する態様で設けられるものであるため、前方支持部11が前囊Sfと接し

た際には傾斜面 11b が前囊 S f への接触負荷を軽減することができる。また、前方支持部 11 は弾性素材からなるため、前囊 S f から受ける力に応じて多少変形し、前方支持部 11 と前囊 S f における接触負荷をより軽減することができる。

[0051] また、前記前方支持部 11 は、一般的な水晶体の直径が約 9 ~ 10 mm で、厚さが約 3.5 ~ 5.5 mm であることに基づいて、外周縁部 11d の直径が 7.0 mm、開口部 11a (内周縁部 11c) の直径が 5.0 mm、前囊 S f と接する傾斜面 11b の幅が 1.5 mm で、厚みが 0.2 ~ 0.5 mm に形成されている。

[0052] また、前方支持部 11 は、図 2 に示すように、内周縁部 11c から外周縁部 11d に向かって放射状の切れ込み 11e が設けられている。このように切れ込み 11e が設けられたことにより、前方支持部 11 の内周縁部 11c が前後方向に大きく移動し得ることから、連結部 13 の屈曲部 132 の屈曲の度合いの変化が大きいため、光学部 20 の中央部 21 の曲率を効果的に変化させることができる。なお、前方支持部 11 の前面または後面に切れ込み 11e の先端部同士を結ぶ態様の溝 11f を形成した場合、連結部 13 の屈曲部 132 の屈曲の度合いの変化を大きくすることができる。

[0053] 前記後方支持部 12 は、前方支持部 11 と同様に、中央に開口部 12a を有する環状に形成された弾性部材であり、前方支持部 11 の後方側において前方支持部 11 と平行に対向する態様で配置されている。この後方支持部 12 は、図 4 に示すように、後面側において内周縁部 12c から外周縁部 12d に向かうに連れて次第に前方側に傾斜する傾斜面 12b を有している。このため後方支持部 12 は、図 5 に示すように、水晶体囊 S の後囊 S b の内面に接する態様で設けられるものであるため、後方支持部 12 が後囊 S b と接した際には傾斜面 12b が後囊 S b への接触負荷を軽減することができる。また、後方支持部 12 は弾性素材からなるため、後囊 S b から受ける力に応じて多少変形し、後方支持部 12 と後囊 S b における接触負荷をより軽減することができる。また、後方支持部 12 の厚みは、内周縁部から外周縁部に

向かって次第に薄くなる態様で形成されるのが好ましい。

[0054] また、この後方支持部12は、一般的な水晶体の大きさに基づいて、図4に示すように、外周縁部12dの直径が7.0mm、開口部12a（内周縁部12c）の直径が5.0mm、後囊Sbとの接する傾斜面12bの幅が1.5mm、厚みが内周縁部から外周縁部に向かって0.6mm~0.2mmで形成されている。このように、後方支持部12が前方支持部11より幅を大きく設定することにより、前方支持部11が前囊Sfと接触するよりも後方支持部12が後囊Sbと広く接触するため、水晶体囊S内において後方支持部12を安定して配置することができる。

[0055] 前記連結部13は、図1に示すように、前方支持部11および後方支持部12の周方向について互いに均衡な間隔を空けて設けられた8個の連結片131からなる。この連結片131は、合成樹脂等の弾性素材からなる薄い板状部材であり、一方端部が前方支持部11の後面側に直交方向またはやや径方向外側に向かう態様で固定されているとともに、他方端部が後方支持部12の前面側に直交方向またはやや径方向外側に向かう態様で固定されている。

[0056] また、前記連結部13は、連結片131が弾性変形していない自然な状態では、前方支持部11と後方支持部12を所定間隔Hで連結する。この所定間隔Hは、本デバイス1が水晶体囊S内に設置されたときに連結片131が僅かに曲がることのできる程度の長さである。また、この連結部13は、前方支持部11および後方支持部12が互いに近接する方向に移動した場合、前方支持部11および後方支持部12の径方向外側に広がる態様で曲がる。このため、デバイス10が水晶体囊S内に設置された際には、連結片131が径方向外側に曲がった状態となり、そのときに生じる元に戻ろうとする弾性力を利用して、前方支持部11と後方支持部12を離間させる方向に連結部13が付勢力を有する状態にすることができる。また、この連結部13は、複数の連結片131の付勢力により、全周に亘って効率的に前囊Sfと後囊Sbを前後方向に伸展拡張して水晶体赤道部Seを開き、チン小帯Z

および水晶体囊Sに適度な強さの緊張を与えることができる。

[0057] また、前記連結部13は、毛様体Cの毛様体筋Cmの収縮時または弛緩時に生じるチン小帯Zおよび水晶体囊Sの張力に対応した付勢力を有するように長さや付勢力が調節されている。これにより、デバイス10が水晶体囊S内に設置された際にチン小帯Zおよび水晶体囊Sに対してより適度な強さの緊張を持続的に付与することができる。

[0058] また、前記連結部13は、図3に示すように、前方支持部11の内周縁部11cと後方支持部12の内周縁部12cとを連結している。これにより、眼の焦点調節によって最もよく動く水晶体前囊Sfの中央付近にある開口縁部またはその近傍に連結部13が位置するため、焦点調節により毛様体筋の収縮および弛緩による水晶体前囊Sfの動きに応じて連結部13の屈曲の変化の度合を大きくすることができ、連結部13の屈曲に応じて変化する光学部20の中央部21の曲率を効果的に変化させることができる。

[0059] また、前記連結部13は、図4に示すように、前方支持部11および後方支持部12の径方向外側に広がる態様で連結片131が曲がるための屈曲部132が予め形成されている。このため、後述するように前方支持部11と後方支持部12が近接方向に移動した場合、この屈曲部132に基づいて連結部13が径方向外側に広がる態様で確実に曲がることことができる。しかも、この屈曲部132は折曲する態様で曲がるものとなされているため、この折曲している屈曲部132に基づいて連結部13が径方向外側に広がる態様でより確実に曲がることことができる。

[0060] また、前記連結部13は、図4に示すように、各屈曲部132の内側に係止部材133を備える。この係止部材133は、光学部20の径方向内側に開いた態様のU字状またはV字状に形成され、光学部20の周縁部22を前後方向から挟むことにより、U字状またはV字状の谷部分に光学部20の周縁部22を抱えて係止している。これによれば、光学部20が弾性変形する柔らかな部材からなるものであっても、光学部20の周縁部22を確実に係止することができる。なお、係止部133が光学部20の周縁部22に係止

するに際して、係止部材 1 3 3 と光学部 2 0 の周縁部 2 2 の間に隙間が空くようにしてよい。

[0061] これら各係止部材 1 3 3 は、前方支持部 1 1 と後方支持部 1 2 が近接方向に移動することにより連結部 1 3 の径方向外側に広がる度合いが大きくなると、径方向において互いに離間する方向に移動して、対向する係止部材 1 3 3 間の距離が長くなる。また、各係止部材 1 3 3 は、前方支持部 1 1 と後方支持部 1 2 が離間方向に移動することにより連結部 1 3 の径方向外側に広がる度合いが小さくなると、径方向において互いに近接する方向に移動して、対向する係止部材 1 3 3 間の距離が短くなる。

[0062] [光学部の構成]

前記光学部 2 0 は、5 ~ 1 0 0 μ m の厚さの弾性膜から形成された偏平状の凸レンズであって、内部に流動性物質 2 4 が充填されている。この光学部 2 0 は、光学部 2 0 の中央に位置し光を屈折する中央部 2 1 と、光学部 2 0 の周縁に位置する周縁部 2 2 とを備える。

[0063] なお、光学部 2 0 は、シリコンポリマー、アクリルポリマー、温度応答性の形状記憶疎水性アクリル、Hydroxyethyl Methacrylate、光硬化性樹脂、またはハイドロゲルなど若年者の水晶体と同程度の弾性を有する素材で構成されている。これによれば、光学部 2 0 に連結部 1 3 から直接的または間接的に力が作用したときに、光学部 2 0 が弾性変形し易くなるため、光学部 2 0 の曲率が効果的に変化することができる。

[0064] 前記中央部 2 1 は、光学部 2 0 の中央に位置し、光を屈折し焦点調節する機能を有する部分である。この中央部 2 1 は、遠方を見る場合（非調節時）、光学部の周縁部 2 2 が連結部 1 3 の各連結片 1 3 1 により径方向内側に押圧されていないため、光学部 2 0 が本来有する形状まで弛緩することにより曲率が小さくなる。また、中央部 2 1 は、近方を見る場合（焦点調節時）、光学部 2 0 の周縁部 2 2 が連結部 1 3 の各連結片 1 3 1 により径方向内側に押圧されると、光学部 2 0 の厚さ方向に膨らむ態様で弾性変形することにより曲率が大きくなる。

[0065] また、前記周縁部 22 は、光学部 20 の周縁に位置し、デバイス 10 の内部に設けられた U 字状または V 字状の係止部材 133 に係止されている。これによれば、周縁部 22 は係止部材 133 を介して連結部 13 に確実に係止されるため、光学部 20 をデバイス 1 の内部に安定して配置することができる。また、光学部 20 の周縁部 22 に連結部 13 から径方向に力が作用し易くなり、光学部 20 の曲率が効果的に変形することができる。

[0066] [調節眼内レンズの設置]

次に、調節眼内レンズ 1 の設置について図 5 を参照しつつ説明する。

[0067] まず、デバイス 10 の内部に光学部 20 を収容するに際しては、デバイス 10 の前方支持部 11 または後方支持部 12 の開口部 11a、12a から光学部 20 を挿入したあと、光学部 20 の周縁部 22 を連結部 13 の各連結片 131 の係止部材 133 に係止させる。これにより光学部 20 は、前方支持部 11 および後方支持部 12 の間において、光学部 20 が連結部 13 の各連結片 131 に囲まれるようにして、前方支持部 11 および後方支持部 12 と平行となる態様で収容される。

[0068] 次に、調節眼内レンズ 1 を水晶体嚢 S 内に設置するに際しては、図 5 (a) に示すように、白内障手術等において前嚢 S f が切開された部分から調節眼内レンズ 1 を水晶体嚢 S 内に挿入し、前方支持部 11 が前嚢 S f の内面に接するとともに、後方支持部 12 が後嚢 S b の内面に接する態様で、調節眼内レンズ 1 を水晶体嚢 S 内に平行な状態で設置する。このとき、前方支持部 11 と後方支持部 12 間の距離 H が前嚢 S f と後嚢 S b 間の距離よりも長い場合、前方支持部 11 と後方支持部 12 がそれぞれ前嚢 S f と後嚢 S b に抑えつけられながら近接方向に移動する。このため各連結片 131 が屈曲部 132 に基づいて径方向外側に向かって広がる態様で曲がった状態となり、そのときに生じる各連結片 131 の付勢力により前方支持部 11 が前嚢 S f の内面を押圧するとともに、後方支持部 12 が後嚢 S b の内面を押圧する。なお、水晶体嚢 S (前嚢 S f および後嚢 S b) に毛様体 C の毛様体筋 C m の収縮および弛緩に相当する適度な強さの緊張を付与するためには、術前の超音

波スキャン等で測定した水晶体の厚みに合わせた高さをもった調節眼内レンズ1（水晶体囊拡張デバイス10）を設置することが望ましい。

[0069] したがって、連結部13の付勢力により前方支持部11が前囊の内面を押圧するとともに後方支持部12が後囊の内面を押圧することによって、水晶体赤道部S_eの周辺部分が前後方向に伸展拡張しようとして水晶体赤道部S_eが広がると同時に、水晶体赤道部S_eが求心性に移動して、水晶体赤道部S_eの径が縮まる。これによりチン小帯Zは水晶体囊S側と毛様体C側の両方向に引っ張られ、チン小帯Zに適度な強さの緊張が持続的に付与された結果、水晶体囊S（前囊S_fおよび後囊S_b）に適度な強さの緊張が生ずる。このため、チン小帯Zが毛様体Cの毛様体筋C_mの僅かな収縮および弛緩を水晶体囊Sに精度良く伝達することができ、ひいては内部の光学部20の調節機能を精度良く発現させることが可能となる。

[0070] なお、本実施形態では、水晶体囊Sの内部にデバイス10を設置する際、デバイス10内に光学部20を一体的に配置する場合について説明したが、水晶体囊Sの内部にデバイス10を設置した後に、デバイス10の内部に光学部20を配置してもよい。なお、デバイス10の設置に際しては、デバイス10をインジェクターに折り畳んで装着して水晶体囊Sの内部に挿入したり、デバイス10をピンセット等で折り畳んで水晶体囊Sの内部に挿入する方法が挙げられる。

[0071] [調節眼内レンズの焦点調節の機能]

次に、水晶体囊S内に設置された調節眼内レンズ1による焦点調節の機能について説明する。

[0072] 図5（a）に示すように、遠方を見る場合（非調節時）、毛様体Cの毛様体筋C_mは弛緩して扁平状になり、毛様体Cが水晶体囊Sから離間する方向に引っ込んでいる。そして、水晶体囊S内に設置された調節眼内レンズ1によって適度な強さの緊張を持続的に有しているチン小帯Zの張力により、水晶体赤道部S_eの周辺部分が径方向外側に引っ張られる。これにより、水晶体囊Sの厚みが小さくなるように水晶体囊Sが変形するため、前囊S_fと後

囊S bの間の距離が短くなり、前方支持部1 1と後方支持部1 2が互いに近接方向に移動する。このことより、各連結片1 3 1が屈曲部1 3 2に基づいて径方向外側に向かって広がる態様で曲がった状態となり、そのときに生じる各連結片1 3 1の付勢力により前方支持部1 1が前囊S fの内面を押圧するとともに、後方支持部1 2が後囊S bの内面を押圧して、チン小帯Zの張力と均衡を保った状態となる。

[0073] このとき連結部1 3が径方向外側に広がる度合いが大きくなるため、各連結片1 3 1の係止部材1 3 3が互いに離間方向に移動して、対向する係止部材1 3 3間の距離が長くなる。よって、光学部2 0は、連結部1 3の各連結片1 3 1から径方向内側の力を受けなくなり、本来有する形状まで弛緩することにより中央部2 1の曲率が小さくなる。このように、毛様体Cの毛様体筋C mの弛緩に応じて遠方視時について光学部2 0の調節機能を発現させることができる。

[0074] 一方、近くのものを見る場合（焦点調節時）、図5（b）に示すように、毛様体Cの毛様体筋C mは収縮して求心性（水晶体囊S側）に突出し、チン小帯Zの緊張の度合いが弛む。それによって、水晶体赤道部S eの周辺部分における緊張が緩むため、連結部1 3による付勢力により前方支持部1 1および後方支持部1 2が付勢され、チン小帯Zの張力に抗しながら離間方向に移動していく。

[0075] このとき連結片1 3 1が弾性変形して自然な状態に戻っていき、連結部1 3が径方向外側に曲がる度合いが小さくなるため、各係止部材1 3 3が互いに近接方向に移動して、対向する両係止部材1 3 3間の距離が短くなる。よって、光学部2 0は、周縁部2 2が連結部1 3の各連結片1 3 1から係止部材1 3 3を介して径方向内側に押圧され、中央部2 1が厚さ方向に膨らむ態様で弾性変形することにより中央部2 1の曲率が大きくなる。このように、毛様体Cの毛様体筋C mの収縮に応じて近方視時について光学部2 0の調節機能を発現させることができる。

[0076] これにより、調節眼内レンズ1は、デバイス1 0の構造によりチン小帯

Zが毛様体Cの毛様体筋C_mの僅かな収縮および弛緩を水晶体囊Sに精度良く伝達することができ、ひいては光学部20の調節機能を精度良く発現させることが可能となる。

[0077] また、調節眼内レンズ1は、前方支持部11が環状等のように開いた状態に形成されている場合、前房水が前囊切開部から前方支持部と連結部の間を通過して水晶体囊内に流れ込み、水晶体赤道部S_eが前房水に露暴されるため、水晶体赤道部S_eにおける水晶体上皮細胞の増殖あるいは線維化が抑制され、後発白内障の発生を防止することができる。特に本実施形態では、前房水は環状に開かれた開口部11aから入って、各連結片131の間から水晶体赤道部S_eに確実に流入するため、水晶体赤道部S_eにおける水晶体上皮細胞の増殖あるいは線維化を確実に抑制することができる。

[0078] さらに、調節眼内レンズ1は、水晶体囊Sの動きに応じて前方支持部11と後方支持部12の近接離間方向に移動するときの連結部13の動きに応じて、連結部13から直接的または間接的に力が作用して光学部20の曲率が変わるため、焦点調節力を精度良くかつ十分に発揮することができる。

[0079] <第2の実施形態>

次に、本発明に係る調節眼内レンズ1の第2の実施形態について図6を参照しつつ説明する。なお、以下では上記の実施形態と異なる構成についてのみ説明することとし、同一の構成については説明を省略して同一の符号を付すこととする。

[0080] 本実施形態に係るデバイス10は、図6に示すように、係止部材133が設けられておらず、各連結片131の内側に光学部20の周縁部22を直接係止している。

[0081] 而して、図6(a)に示すように、遠方を見る場合（焦点非調節時）、前方支持部11と後方支持部12が互いに近接方向に移動し、連結部13が径方向外側に広がる度合いが大きくなるため、対向する連結片131が互いに離間方向に移動して、各連結片131間の距離が長くなる。よって、光学部20は、連結部13の各連結片131から径方向内側の力を受けなくなり、

本来有する形状まで弛緩することにより中央部 2 1 の曲率が小さくなる。

[0082] また、図 6 (b) に示すように、近方を見る場合（焦点調節時）、前方支持部 1 1 と後方支持部 1 2 が互いに離間方向に移動し、連結部 1 3 の連結片 1 3 1 が弾性変形して自然な状態に戻っていき、連結部 1 3 が径方向外側に曲がる度合いが小さくなるため、対向する連結片 1 3 1 が互いに近接方向に移動して各連結片 1 3 1 間の距離が短くなる。よって、光学部 2 0 は、周縁部 2 2 が連結部 1 3 の各連結片 1 3 1 から力を直接受けて径方向内側に押圧され、中央部 2 1 が厚さ方向に膨らむ態様で弾性変形することにより中央部 2 1 の曲率が大きくなる。

[0083] <第 3 の実施形態>

次に、本発明に係る調節眼内レンズ 1 の第 3 の実施形態について図 7 を参照しつつ説明する。

[0084] 本実施形態に係る係止部材 1 3 3 は、図 7 に示すように、前方端部および後方端部の内側に膨隆部 1 3 3 a が設けられている。

[0085] 而して、図 7 (a) に示すように遠方を見る場合（焦点非調節時）、前方支持部 1 1 と後方支持部 1 2 が互いに近接方向に移動し、連結部 1 3 が径方向外側に広がる度合いが大きくなるため、対向する連結片 1 3 1 が互いに離間方向に移動して、各連結片 1 3 1 間の距離が長くなる。よって、光学部 2 0 は、連結部 1 3 の各連結片 1 3 1 から径方向内側の力を受けなくなり、本来有する形状まで弛緩することにより中央部 2 1 の曲率が小さくなる。

[0086] また、図 7 (b) に示すように近方を見る場合（焦点調節時）、前方支持部 1 1 と後方支持部 1 2 が互いに離間方向に移動し、連結部 1 3 の連結片 1 3 1 が弾性変形して自然な状態に戻っていき、連結部 1 3 が径方向外側に曲がる度合いが小さくなるため、対向する連結片 1 3 1 が互いに近接方向に移動して各連結片 1 3 1 間の距離が短くなる。よって、光学部 2 0 は、周縁部 2 2 が連結部 1 3 の各連結片 1 3 1 から係止部材 1 3 3 を介して径方向内側に押圧され、中央部 2 1 が厚さ方向に膨らむ態様で弾性変形することにより中央部 2 2 の曲率が大きくなる。このとき膨隆部 1 3 3 a が光学部 2 0 の周

縁部 22 を内側に押圧することにより光学部 20 の前方および後方の中央部 21 を膨出させるため、中央部 21 の周縁での光学部 20 の傾きが大きくなって、光学部 20 の中央部 21 の曲率をさらに効果的に変化させることができる。

[0087] なお、本実施形態に係る連結部 13 は、前方支持部 11 の外周縁部 11d と後方支持部 12 の外周縁部 12d とを一体的に連結している。これによれば、連結部 13 は水晶体囊 S に沿うことによりチン小帯 Z と水晶体囊 S が効果的に適度な張力をもつことができるため、毛様体筋 C_m の動きを効果的に水晶体囊 S に伝えることができる。

[0088] <第 4 の実施形態>

次に、本発明に係る調節眼内レンズ 1 の第 4 の実施形態について図 8 を参照しつつ説明する。

[0089] 本実施形態に係るデバイス 10 は、図 8 に示すように、連結部 13 の屈曲部 132 が U 字状または V 字状に形成され、該屈曲部 132 が光学部 20 の周縁部 22 を前後方向から挟んで係止している。これによれば、光学部 20 の周縁部 22 を連結部 13 に確実に係止することができ、光学部 20 をデバイス 1 の内部に安定して配置することが可能となる。

[0090] <第 5 の実施形態>

次に、本発明に係る調節眼内レンズ 1 の第 5 の実施形態について図 9 を参照しつつ説明する。

[0091] 本実施形態に係る連結部 13 は、前方支持部 11 および後方支持部 12 の外周縁部 11d、12d を連結する第 1 の連結部 13a と、前方支持部 11 および後方支持部 12 の内周縁部 11c、12c を連結する第 2 の連結部 13b とからなる。

[0092] 前記第 1 の連結部 13a は、前方支持部 11 および後方支持部 12 の周方向について互いに均衡な間隔を空けて設けられた複数の連結片 131a からなる。この連結片 131a は、合成樹脂等の弾性素材からなる薄い板状部材であり、一方端部が前方支持部 11 の後面側に直角方向またはやや径方向外

側に向かう態様で固定されているとともに、他方端部が後方支持部 1 2 の前面側に直角方向またはやや径方向外側に向かう態様で固定されている。

[0093] これによれば、第 1 の連結部 1 3 a が、前方支持部 1 1 および後方支持部 1 2 の外周縁部 1 1 d、1 2 d に設けられているため、水晶体囊 S に沿うことによりチン小帯と水晶体囊 S が効果的に適度な張力をもつことができるため、毛様体筋の動きを効果的に水晶体囊 S に伝えることができる。

[0094] 一方、前記第 2 の連結部 1 3 b は、前方支持部 1 1 および後方支持部 1 2 の周方向について互いに均衡な間隔を空けて設けられ、それぞれが連結片 1 3 1 a の間に設けられた複数の連結片 1 3 1 b からなり、屈曲部 1 3 2 b の係止部材 1 3 3 b を介して光学部 2 0 の周縁部 2 2 を前後方向から挟んで係止している。この連結片 1 3 1 b も、連結片 1 3 1 a と同様に、合成樹脂等の弾性素材からなる薄い板状部材であり、一方端部が前方支持部 1 1 の後面側に直角方向またはやや径方向外側に向かう態様で固定されているとともに、他方端部が後方支持部 1 2 の前面側に直角方向またはやや径方向外側に向かう態様で固定されている。

[0095] また、前記第 2 の連結部 1 3 b は、図 9 (a) (b) に示すように、前方支持部 1 1 の内周縁部 1 1 c と後方支持部 1 2 の内周縁部 1 2 c とを連結している。これにより、目の焦点調節によって最も動く水晶体前囊 S f の中央付近にある開口縁部またはその近傍に第 2 の連結部 1 3 b が位置することになるため、前方支持部 1 1 および後方支持部 1 2 の前後方向の移動に伴って屈曲の度合いが大きく変化し、第 2 の連結部 1 3 b から光学部 2 0 に直接的または間接的に力が作用し易くなり、光学部 2 0 の曲率が効果的に変化することができる。しかも、第 2 の連結部 1 3 b は、第 1 の連結部 1 3 a より外方への屈曲が弱くなるように形成した場合、前方支持部 1 1 および後方支持部 1 2 の前後方向の移動に伴って、第 2 の連結部 1 3 b の屈曲の度合いが大きく変化するため、光学部 2 0 の屈曲を大きく変化させることができる。

[0096] <第 6 の実施形態>

次に、本発明に係る調節眼内レンズ 1 の第 8 の実施形態について図 1 0 を

参照しつつ説明する。

- [0097] 本実施形態に係る光学部 20 は、周縁部 22 に光学部 20 の変形を補助するための補強部材が設けられている。この補強部材 40 は、光学部 20 の前後方向に弾性変形可能な U 字状または V 字状の複数の補強部材 41 からなり、各補強部材 41 は光学部 20 の周縁部 22 を挟む態様で該周縁部 22 に沿って所定間隔で設けられている。
- [0098] 而して、図 12 (a) に示すように遠方を見る場合（焦点非調節時）、前方支持部 11 と後方支持部 12 が近接方向に移動し連結部 13 の径方向外側に広がる度合いが大きくなると、屈曲部 132 が離間方向に移動して両屈曲部 132 間の距離が長くなり、光学部 20 を本来有する形状に弛緩させる。このとき、周縁部 22 は、U 字状の補強部材 41 を閉じ、厚みが減少する態様で変形することで中央部 21 を精度良く変形させる。これにより、光学部 20 が本来の形状に弛緩し、光学部 20 の中央部 21 の曲率を効果的に小さくすることができる。
- [0099] また、図 12 (b) に示すように近方を見る場合（焦点調節時）、前方支持部 11 と後方支持部 12 が離間方向に移動し連結部 13 の径方向外側に広がる度合いが小さくなると、連結片 131 が近接方向に移動して両屈曲部 132 間の距離が短くなり、周縁部 22 が径方向内側に押圧される。このとき、周縁部 22 は、U 字状の補強部材 41 を開き、厚みが増大する態様で変形することで中央部 21 を精度良く変形させる。これにより、光学部 20 の中央部 21 の曲率を効果的に大きくすることができる。
- [0100] これによれば、光学部 20 にデバイス 1 の連結部 13 から直接的または間接的に力が作用したときに、U 字状の補強部材 41 が開いたり閉じたりすることにより光学部 20 の周縁部 22 が変形するため、光学部 20 の曲率が効果的に変化することができる。
- [0101] また、前記補強部材 40 は、図 10 に示すように、光学部 20 の前方の外面に設けられた前方補強リング部材 42 と、前方補強リング部材 42 と後方

補強リング部材43光学部の後方の外面に設けられた後方補強リング部材43とをさらに備え、前方補強リング部材42と後方補強リング部材43が前記U字状またはV字状の補強部材41により連結されている。これによれば、U字状またはV字状の補強部材41が安定して開いたり閉じたりすることにより光学部20の周縁部22がより確実に変形するため、光学部20の曲率がより効果的に変化することができる。

[0102] なお、本実施形態では、補強部材は光学部20の弾性膜23の外面に設けるものとしたが、弾性膜23の内面に設けてもよい。

[0103] また、補強部材は前方補強リング部材42と後方補強リング部材43を備えるものとしたが、いずれか一方の補強リング部材のみを設けるものとしてもよいし、あるいはいずれの補強リング部材も設けないものとしてもよい。

[0104] <第7の実施形態>

次に、本発明に係る調節眼内レンズ1の第9の実施形態について図11を参照しつつ説明する。

[0105] 本実施形態に係る光学部20は、図11(a)に示すように、所定の厚さの伸縮可能な弾性膜23から形成され、該弾性膜23の内部に流動性物質24が充填されている。特に本実施形態では、光学部20の周縁部22が20~100 μm の厚さで形成されるとともに、前方および後方の中央部が5~20 μm の厚さで形成され、周縁部22が前方および後方の中央部21よりも厚く形成されている。これによれば、光学部20の周縁部22は局所的な歪みが少なくなって、周縁部22が全体的に均一に変形し易くなり、それに伴って光学部20の前方および後方の中央部21も均一に変形し易くなるとともに、光学部20の前方および後方の中央部21は薄く形成されることにより変形し易くなるため、光学部20の曲率が効果的に変化することができる。

[0106] また、光学部20は、図11(a)に示すように、周縁部22の上側および下側の内面に膨隆部25を有していてもよい。これにより、図11(b)に示すように、連結片131により周縁部22が内側方向に押圧されたとき

、膨隆部 25 の近傍で弾性膜 23 がくびれやすくなり、中央部 21 の曲率を効率よく変化させることができる。

[0107] なお、本実施形態では、単に周縁部 22 が前方および後方の中央部 21 よりも厚く形成されるものとしたが、周縁部から中央部にかけて次第に弾性膜が薄くなるように形成されるようにしてもよい。

[0108] <第 7 の実施形態の変形例>

本変形例に係る光学部 20 は、図 12 に示すように、周縁部 22 に所定間隔で弾性膜 23 が厚い複数の肉厚部 22 a が光学部 20 の周縁部 22 に沿って所定間隔で設けられている。これにより、光学部 20 の周縁部 22 は局所的な歪みが少なくなって、周縁部 22 が全体的に均一に変形しやすくなり、それに伴って光学部 20 の前方および後方の中央部 21 も均一に変形し易くなるため、光学部 20 の光学的な質が向上し、光学部 20 の曲率を効果的に変化させることができる。

[0109] なお、光学部 20 は、図 12 に示すように、各肉厚部 22 a が前後に設けられたリング状の肉厚部 22 b により互いに連結されてもよい。

[0110] <第 8 の実施形態>

次に、本発明に係る調節眼内レンズ 1 の第 8 の実施形態について図 13 を参照しつつ説明する。

[0111] 本実施形態に係る調節眼内レンズ 1 は、後方支持部 12 の開口部 12 a に凸レンズ 50 が嵌め込まれている。これによれば、光学部 20 は主に調節力を得る目的で使用し、後方支持部 12 に設けられた凸レンズ 50 は患者の症状の合わせた屈折力を得る目的で使用することができる。このため光学部 20 は偏平に形成することにより容易に折り畳み易くなり、水晶体囊 S の小切開創から眼内に挿入することが可能となる。また、後方支持部 12 に設置された凸レンズ 50 は主に術後の屈折力を補うため、術後における屈折力の屈折誤差（術前の目標屈折値と術後の実際の屈折値との差）を軽減することが可能となる。

[0112] なお、本実施形態では、凸レンズ 50 は、後方支持部 12 の開口部 12 a

に嵌め込まれるものとしたが、前方支持部 11 の開口部 11 a に嵌め込まれてもよい。

また、後方支持部 12 の開口部 12 a に凸レンズ 50 を嵌め込むものとしたが、凹レンズを嵌め込むものとしてもよい。

[0113] <第 9 の実施形態>

次に、本発明に係る調節眼内レンズ 1 の第 9 の実施形態について図 14 を参照しつつ説明する。

[0114] 本実施形態に係る光学部 20 は、図 14 に示すように、内部にさらに凸レンズ 26 を備えている。これによれば、光学部 20 は主に調節力を得る目的で使用し、光学部 20 の内部に設けられた凸レンズ 26 は患者の症状の合わせた屈折力を得る目的で使用することができ、術後における屈折力の屈折誤差（術前の目標屈折値と術後の実際の屈折値との差）を軽減することが可能となる。また、光学部の内部に設けた凸レンズは人眼水晶体の胎生核の部分に相当するため、より効果的に光学部の曲率を変化させることができる。

[0115] <第 10 の実施形態>

次に、本発明に係る調節眼内レンズ 1 の第 10 の実施形態について図 15 を参照しつつ説明する。

[0116] 本実施形態に係る光学部 20 は、図 15 に示すように、内部に流動性物質 24 を注入するための注入具 23 a が弾性膜 23 に設けられている。これによれば、光学部 20 中の流動性物質 24 が無い又は少ない状態で光学部 20 を折り畳んで水晶体囊拡張デバイス 10 に挿入したあと、注入具 23 a を通じて光学部 20 の内部に流動性物質 24 を注入し得るため、調節眼内レンズ 1 を水晶体囊 S に挿入するための切開創を小さくすることができる。また、手術後に屈折誤差が生じたときに、流動性物質 24 を注入具から注入または吸引することにより術後の屈折力を目標となる屈折力となるように容易に調整することができる。なお、注入具 23 a には、流動性物質 24 の逆流を防止するための弁が設けられてもよい。

[0117] <第 11 の実施形態>

次に、本発明に係る調節眼内レンズ1の第11の実施形態について図16を参照しつつ説明する。

[0118] 本実施形態に係る光学部20は、図16に示すように、周縁部22の側面22cが径方向内側にU字状に陥没する態様に形成されている。

[0119] また、本実施形態に係るデバイス10は、図16に示すように、ロッド状の係止部材133cが設けられており、該係止部材133cが光学部10の周縁部を径方向から押圧する態様で係止している。

[0120] これによれば、光学部20が弾性変形する比較的硬い部材からなるものであっても、光学部20の周縁部22を確実に係止することができ、光学部20をデバイス1の内部に安定して配置することが可能となる。

[0121] <第12の実施形態>

次に、本発明に係る調節眼内レンズ1の第12の実施形態について図17を参照しつつ説明する。

[0122] 本実施形態に係る光学部10は、図17に示すように、前後方向に3層に区画され、光学部20の中心を含む区画20aの屈折率が他の2層の区画20b、20cの屈折率より大きくなるように形成されている。例えば、光学部20の中心を含む区画20aは、屈折率1.44のシリコンオイルである流動性物質が充填され、前側の区画20bおよび後側の区画20cは、屈折率1.41のシリコンオイルである流動性物質が充填されている。これによれば人間の水晶体のように中心部に近いほど屈折率が大きいものになるため、わずかな光学部20の変形により大きな屈折率の変化を生み出すことができる。

[0123] なお、本実施形態では、光学部10を区画することにより流動性物質の屈折率を変化させるものとしたが、その他の方法により流動性物質が中心部に向かって次第に屈折率が大きくなるように形成されていてもよい。

[0124] 以上、図面を参照して本発明の実施形態を説明したが、本発明は、図示した実施形態のものに限定されない。図示された実施形態に対して、本発明と同一の範囲内において、あるいは均等の範囲内において、種々の修正や変形

を加えることが可能である。

請求の範囲

[請求項1] 眼科手術において内容物が除去された水晶体嚢内に挿入される調節

眼内レンズであって、

水晶体嚢拡張デバイスと、弾性変形する光学部とから構成され、

前記水晶体嚢拡張デバイスは、

前嚢の内面に接する態様で設けられ、後方側に光を通過させる前方支持部と、

前記前方支持部の後方側において該前方支持部と対向しながら後嚢の内面に接する態様で設けられ、前方側からの光を後方側に通過させる後方支持部と、

前記前方支持部と前記後方支持部を離間させる方向に付勢力を有する態様で前記前方支持部と前記後方支持部を連結する連結部とを備え、

、

前記連結部の付勢力により、前記前方支持部が前嚢の内面を押圧するとともに、前記後方支持部が後嚢の内面を押圧し、

前記光学部は、前記水晶体嚢拡張デバイスの前記連結部に周囲を囲まれる態様で前記連結部に直接的または間接的に係止され、水晶体嚢の動きにより前記前方支持部と前記後方支持部の近接離間方向に移動するときの前記連結部の動きに応じて、前記連結部から直接的または間接的に力が作用して光学部の曲率が変化することを特徴とする調節眼内レンズ。

[請求項2] 前記水晶体嚢拡張デバイスは、前記連結部に前記前方支持部および前記後方支持部の径方向外側に広がる態様で曲がる屈曲部が形成され、

前記光学部は、周縁部が前記連結部の屈曲部に直接的または間接的に係止され、水晶体嚢の動きにより前記前方支持部と前記後方支持部の近接離間方向に移動するときの前記連結部の動きに応じて、光学部の周縁部に前記連結部から直接的または間接的に径方向に力が作用し

て光学部の曲率が変化する請求項 1 に記載の調節眼内レンズ。

[請求項3] 前記水晶体嚢拡張デバイスは、前記連結部の屈曲部の内側に係止部材が設けられ、

前記光学部は、周縁部が前記連結部の屈曲部の係止部材に係止されている請求項 2 に記載の調節眼内レンズ。

[請求項4] 前記係止部材は、前記光学部の径方向内側に開いた態様の U 字状または V 字状に形成され、前記光学部の周縁部を前後方向から挟んで係止する請求項 3 に記載の調節眼内レンズ。

[請求項5] 前記係止部材は、前方端部および／または後方端部において内側に膨らむ態様の膨隆部が形成されている請求項 4 に記載の調節眼内レンズ。

[請求項6] 前記係止部材は、前記光学部の径方向内側に延びるロッド状に形成され、前記光学部の周縁部を径方向内側に押圧しながら係止する請求項 3 に記載の調節眼内レンズ。

[請求項7] 前記水晶体嚢拡張デバイスは、前記連結部の屈曲部が U 字状または V 字状に形成され、該屈曲部が前記光学部の周縁部を前後方向から挟んで係止する請求項 2 に記載の調節眼内レンズ。

[請求項8] 前記水晶体嚢拡張デバイスは、前記前方支持部および前記後方支持部の外周縁部を連結する第 1 の連結部と、前記前方支持部および前記後方支持部の内周縁部を連結する第 2 の連結部とからなり、

前記光学部は、前記第 2 の連結部に直接的または間接的に係止されている請求項 1 に記載の調節眼内レンズ。

[請求項9] 前記光学部は、該光学部の変形を補助するための補強部材が設けられている請求項 1 に記載の調節眼内レンズ。

[請求項10] 前記補強部材は、前記光学部の前後方向に弾性変形可能な U 字状または V 字状の複数の補強部材からなり、前記光学部の周縁部を前後方向から挟む態様で該周縁部に沿って所定間隔で設けられている請求項 9 に記載の調節眼内レンズ。

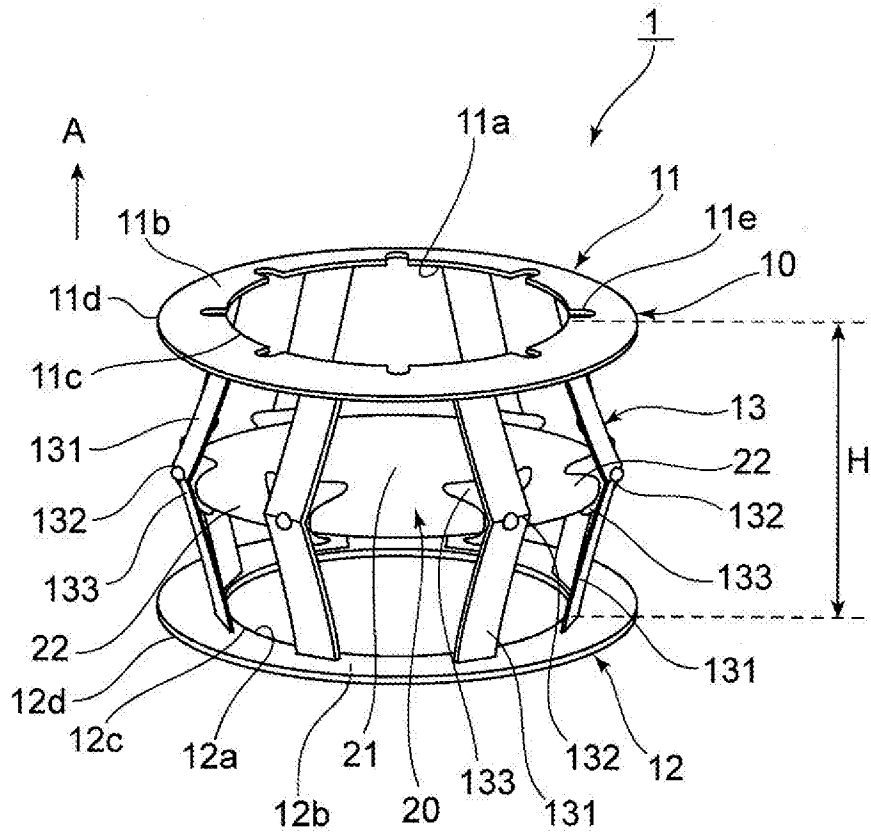
- [請求項11] 前記補強部材は、前記光学部の前方の外面に設けられた前方補強リング部材と、前記光学部の後方の外面に設けられた後方補強リング部材とをさらに備え、前記前方補強リング部材と前記後方補強リング部材は前記光学部の周縁部に設けられたU字状またはV字状の複数の補強部材により連結されている請求項10に記載の調節眼内レンズ。
- [請求項12] 前記光学部は、所定の厚さの伸縮可能な弾性膜から形成され、該弾性膜の内部に流動性物質が充填されている請求項1に記載の調節眼内レンズ。
- [請求項13] 前記光学部は、周縁部の弾性膜が20～100 μ mの厚さで形成されるとともに、中央部の弾性膜が5～20 μ mの厚さで形成され、周縁部の弾性膜が中央部の弾性膜よりも厚く形成されている請求項12に記載の調節眼内レンズ。
- [請求項14] 前記光学部は、中央部から周縁部にかけて次第に弾性膜が厚くなるように形成されている請求項13に記載の調節眼内レンズ。
- [請求項15] 前記光学部は、弾性膜が厚い部分が周縁部に沿って所定間隔で形成されている請求項13または請求項14に記載の調節眼内レンズ。
- [請求項16] 前記光学部は、弾性膜の厚い部分の前方端部および／または後方端部において内側に膨らむ態様の膨隆部が形成されている請求項13から請求項15のいずれかに記載の調節眼内レンズ。
- [請求項17] 前記光学部は、前記流動性物質が中心部に向かって次第に屈折率が大きくなるように形成されている請求項12に記載の調節眼内レンズ。
- [請求項18] 前記光学部は、前後方向に区画され、前記光学部の中心部を含む区画の屈折率が他の区画の屈折率よりも大きくなるように形成されている請求項17に記載の調節眼内レンズ。
- [請求項19] 前記光学部は、中心部において前記流動性物質よりも剛性を有する核部材が設けられている請求項12に記載の調節眼内レンズ。
- [請求項20] 前記核部材は、患者の症例に合わせた屈折力を有する凸レンズであ

る請求項 1 9 に記載の調節眼内レンズ。

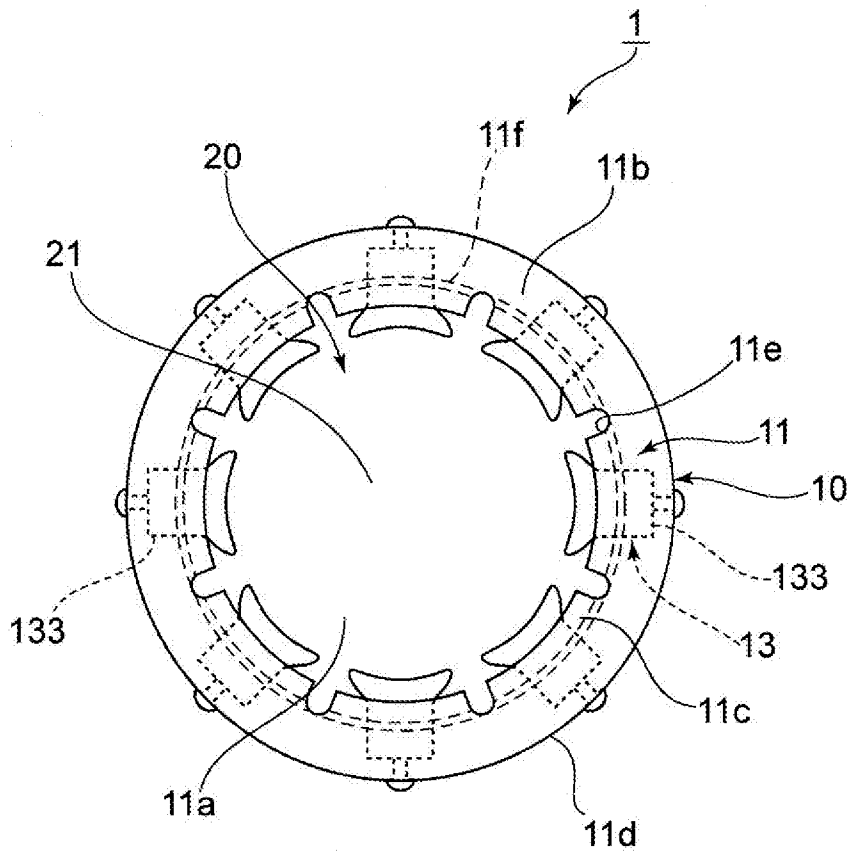
[請求項21] 前記光学部は、内部に前記流動性物質を注入するための注入具が設けられている請求項 1 2 に記載の調節眼内レンズ。

[請求項22] 前記水晶体嚢拡張デバイスは、前記後方支持部に患者の症例に合わせた屈折力を有する凸レンズ又は凹レンズが設けられている請求項 1 に記載の調節眼内レンズ。

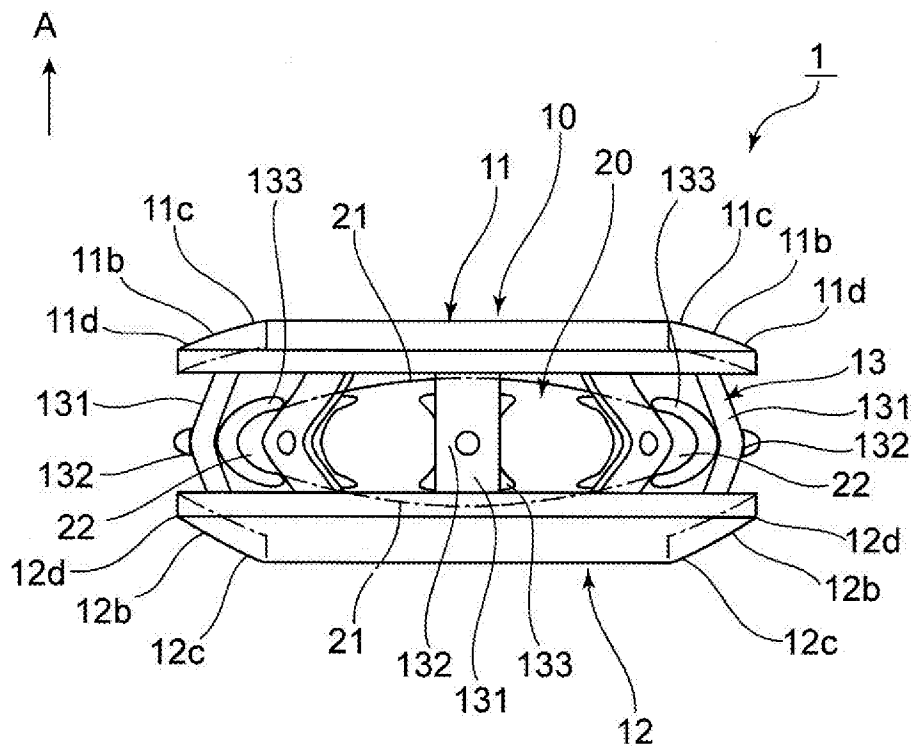
[図1]



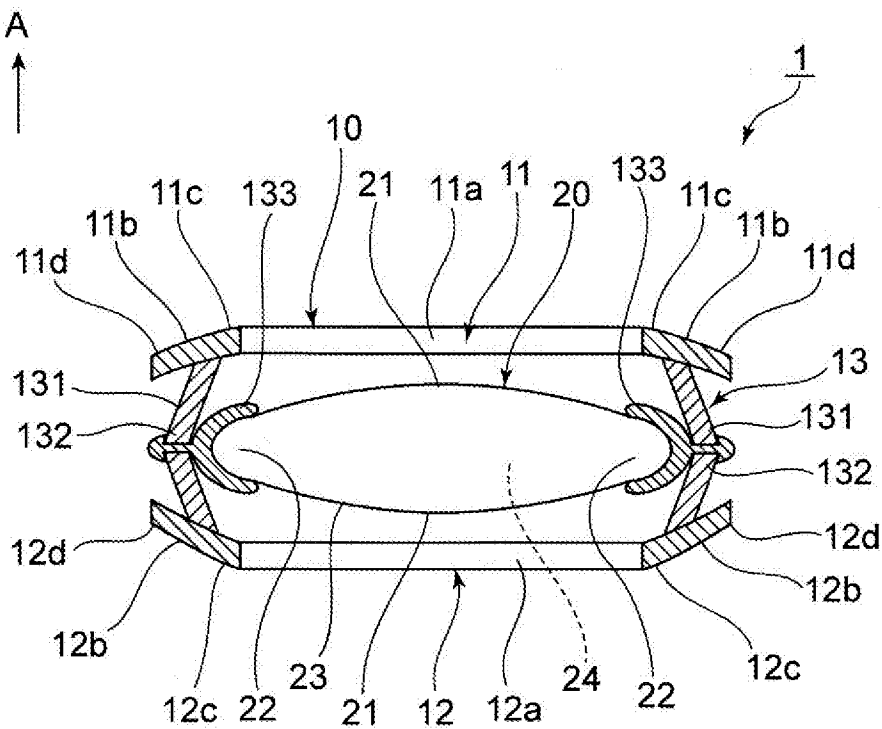
[図2]



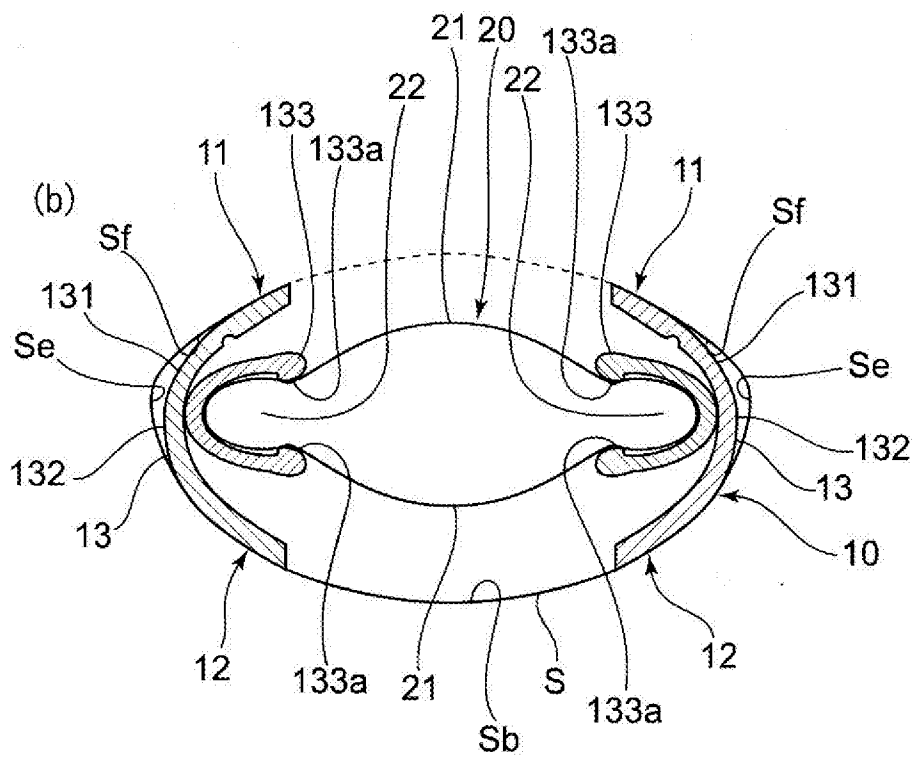
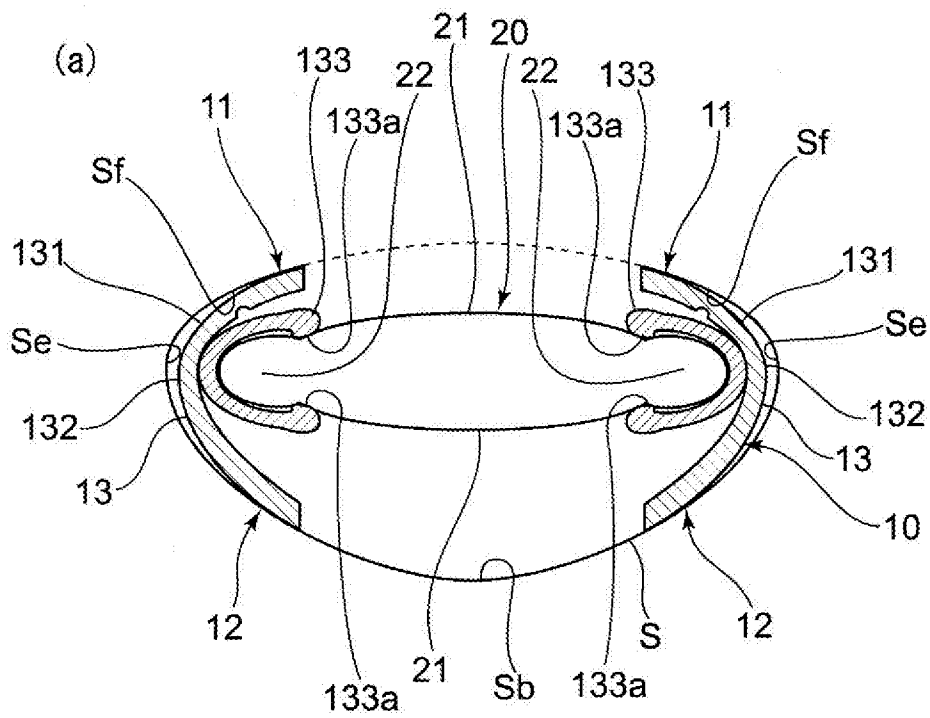
[図3]



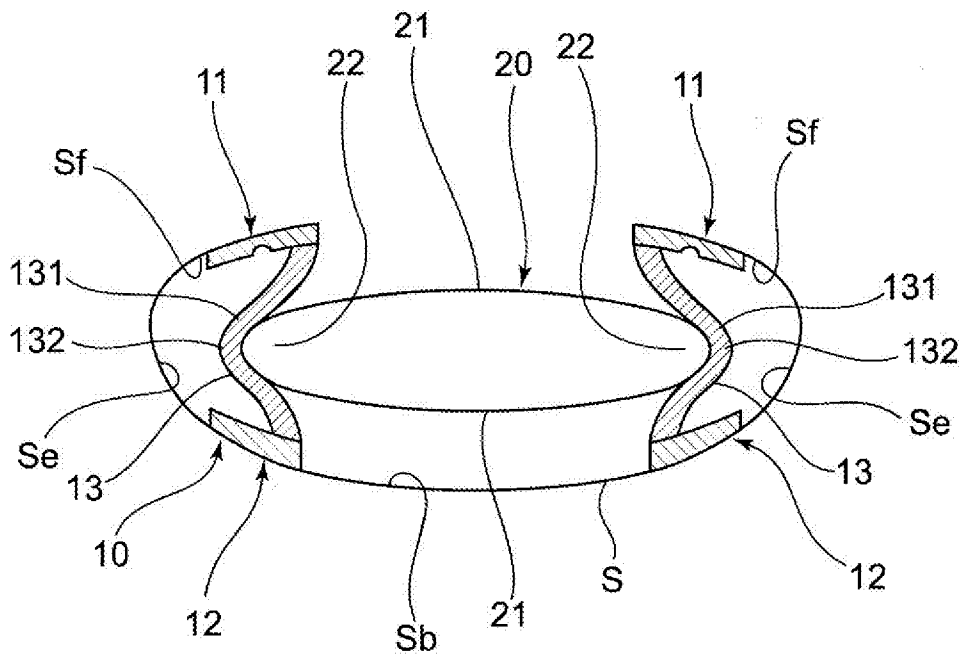
[図4]



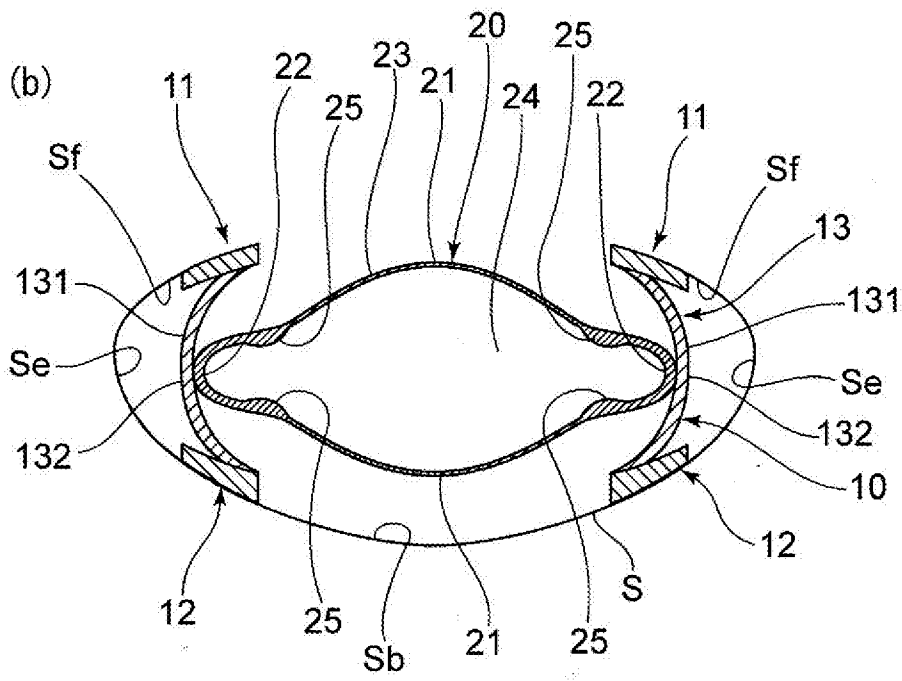
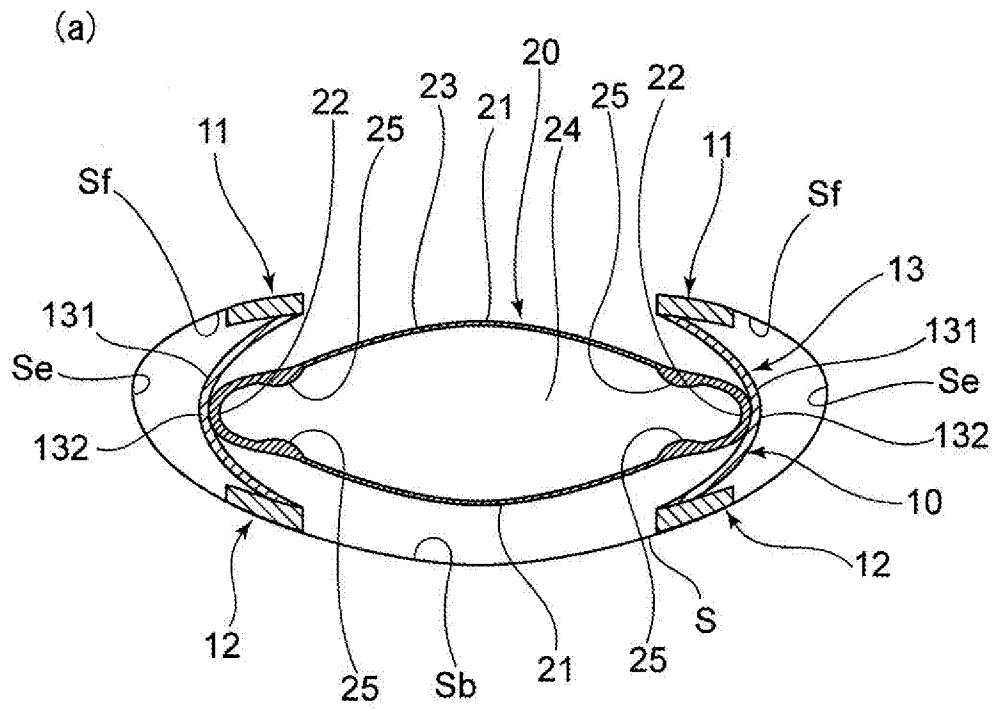
[図7]



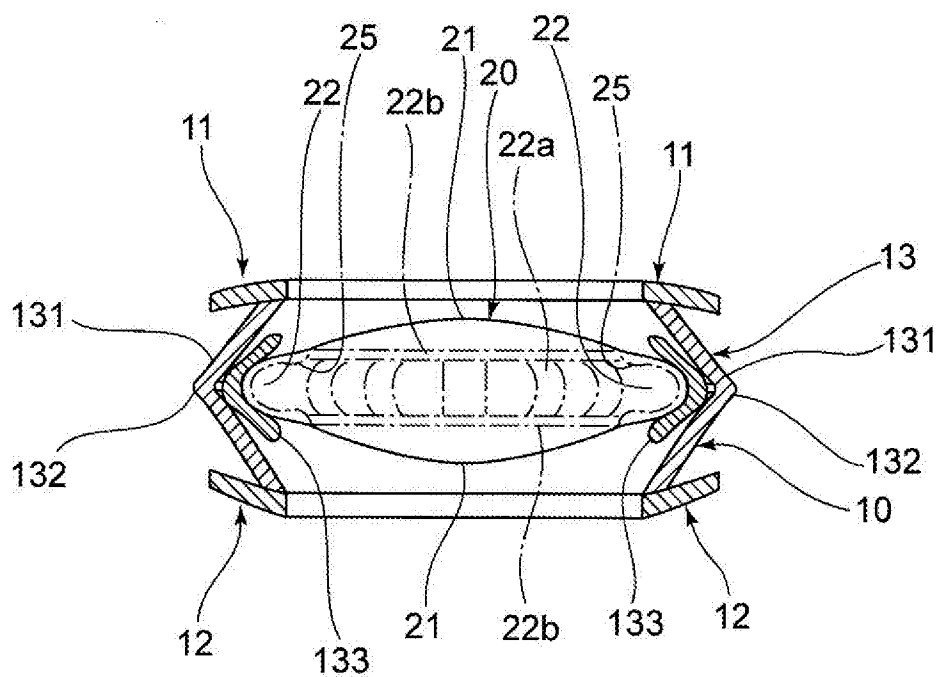
[図8]



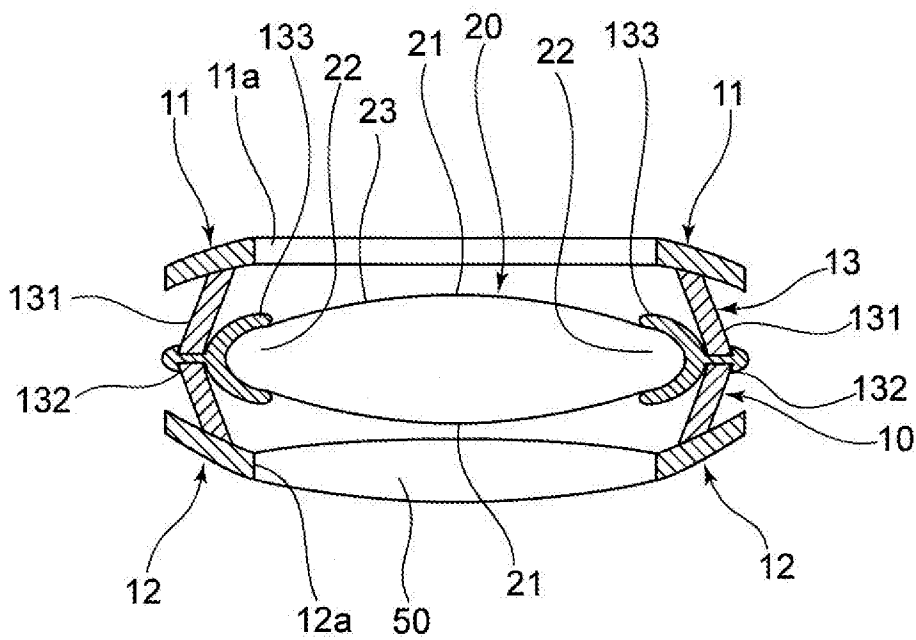
[図11]



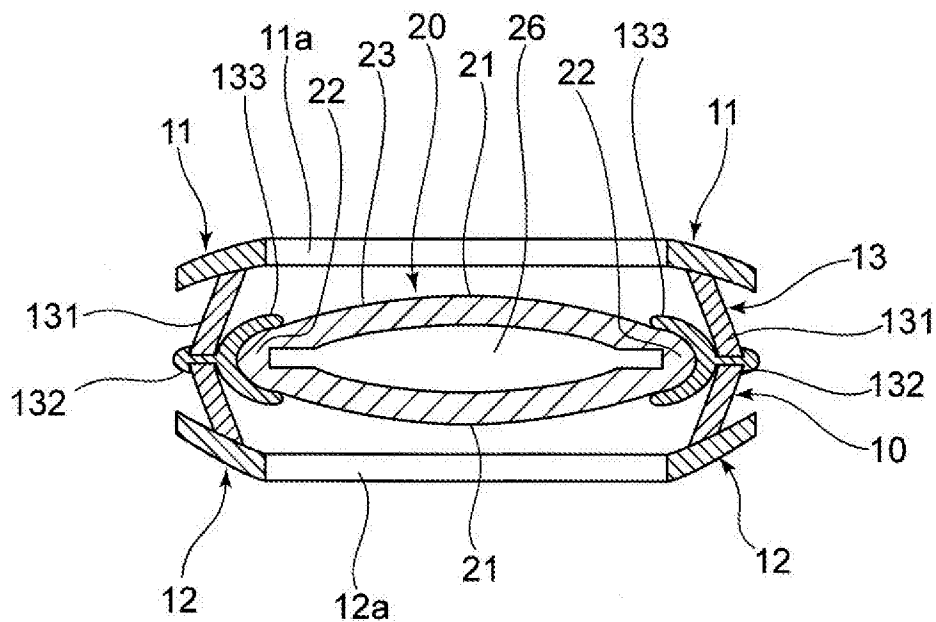
[図12]



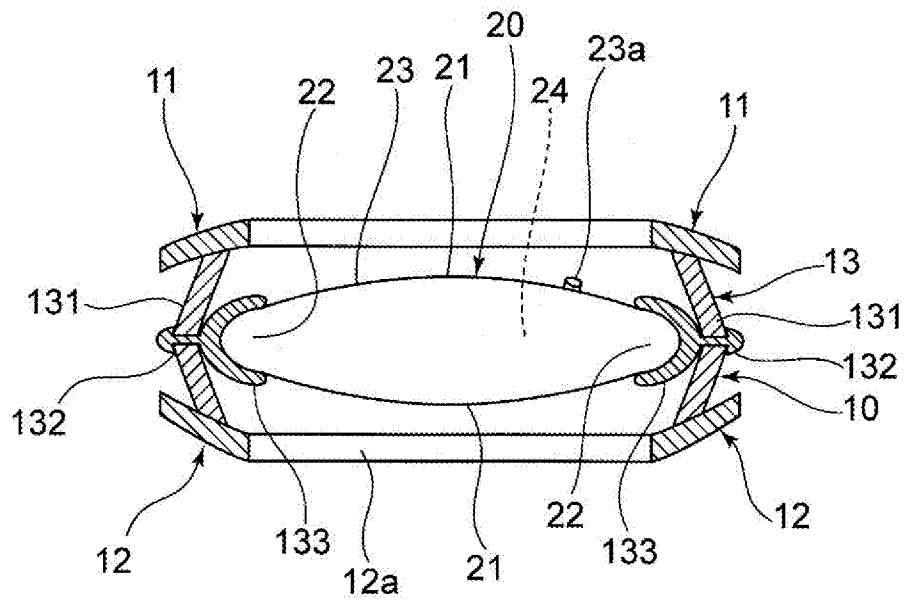
[図13]



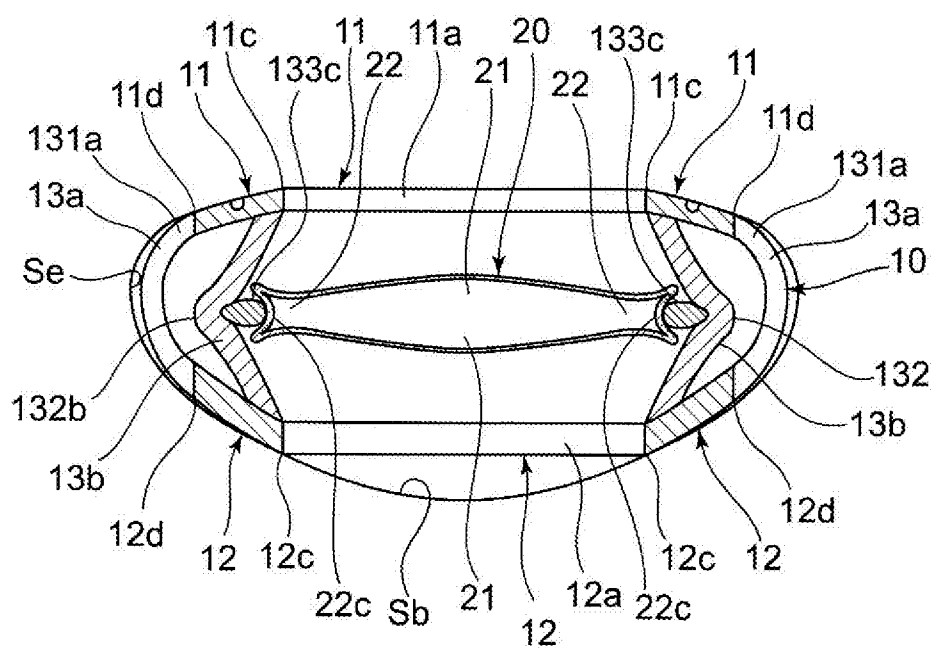
[図14]



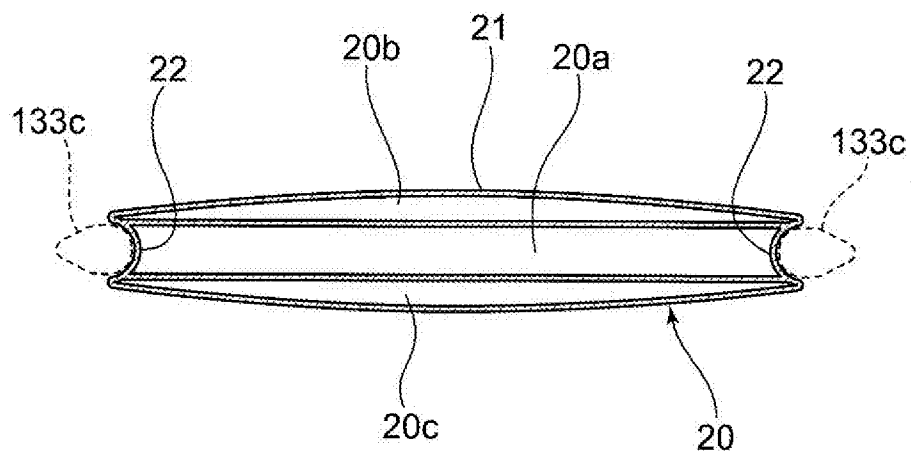
[図15]



[図16]

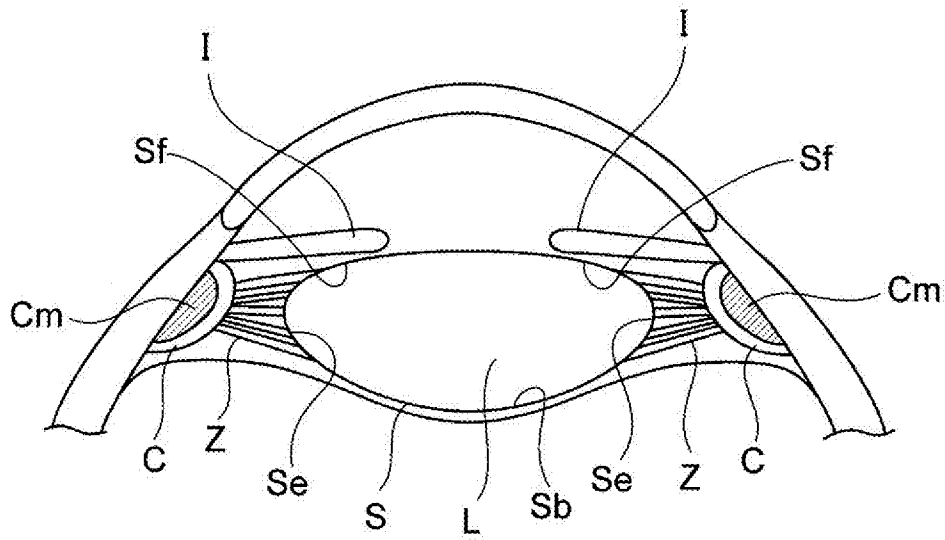


[図17]

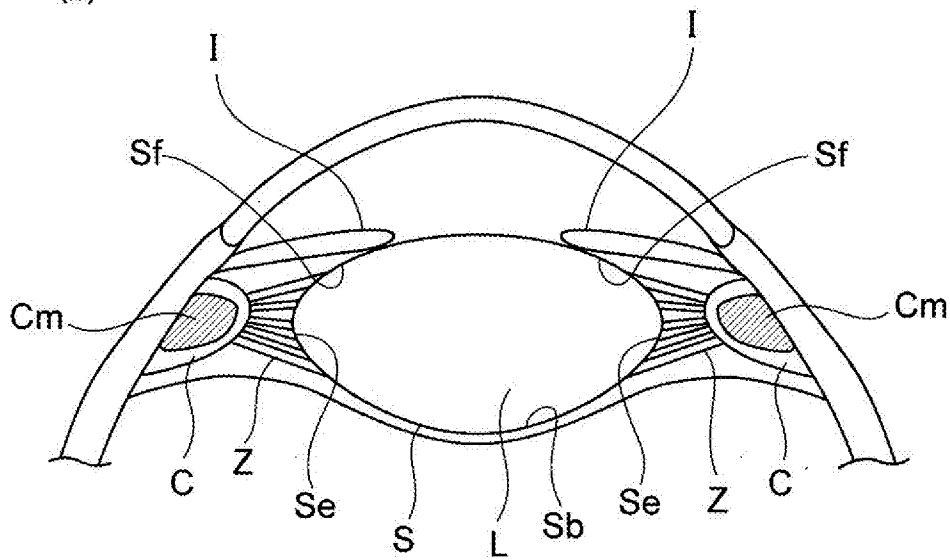


[図18]

(a)



(b)



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/082735

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER 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) A61F2/16		
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 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015		
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 Y A	US 2012/0310345 A1 (OLCINA PORTILLA Luis), 06 December 2012 (06.12.2012), paragraphs [0086], [0090] to [0095]; fig. 1 to 5, 16 to 20 & WO 2011/101310 A1	1-9 12-22 10-11
Y	JP 2010-520011 A (Kyong Jin Park), 10 June 2010 (10.06.2010), paragraph [0145]; fig. 22 & US 2010/0016963 A1 & WO 2008/108525 A1 & KR 10-0807939 B1 & CN 101636127 A	12-21
Y	JP 2007-89810 A (Menicon Co., Ltd.), 12 April 2007 (12.04.2007), paragraphs [0092], [0109]; fig. 2, 5 to 6, 14 & US 2009/0043384 A1 & WO 2007/037180 A1 & KR 10-2008-0049083 A & CN 101277659 A	15-21
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "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) "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 "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 "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 "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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 25 February 2015 (25.02.15)	Date of mailing of the international search report 10 March 2015 (10.03.15)	
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/082735

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2013/0317607 A1 (DEBOER Charles et al.), 28 November 2013 (28.11.2013), paragraphs [0043] to [0044]; fig. 5 & WO 2013/176979 A1	22
A	JP 2006-516002 A (Quest Vision Technology, Inc.), 15 June 2006 (15.06.2006), paragraphs [0062] to [0064]; fig. 23 to 26 & US 2004/0082993 A1 & WO 2004/037127 A2	1
A	JP 2010-502358 A (Kyong Jin Park), 28 January 2010 (28.01.2010), entire text; all drawings & US 2009/0306774 A1 & WO 2008/108523 A1 & KR 10-0843454 B1 & CN 101511308 A	1
A	US 2009/0012609 A1 (ADVANCED MEDICAL OPTICS, INC.), 08 January 2009 (08.01.2009), entire text; all drawings & WO 2008/083283 A2	1
A	US 2007/0156236 A1 (STENGER Donald C.), 05 July 2007 (05.07.2007), entire text; all drawings & WO 2008/068568 A2	3

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. 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. A61F2/16		
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 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015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	US 2012/0310345 A1 (OLCINA PORTILLA Luis) 2012.12.06, 段落 [0086], [0090]-[0095], 図 1-5, 16-20 & WO 2011/101310 A1	1-9
Y		12-22
A		10-11
Y	JP 2010-520011 A (キョン・ジン・パク) 2010.06.10, 段落[0145], 図 22 & US 2010/0016963 A1 & WO 2008/108525 A1 & KR 10-0807939 B1 & CN 101636127 A	12-21
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 25.02.2015	国際調査報告の発送日 10.03.2015	
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) 胡谷 佳津志 電話番号 03-3581-1101 内線 3386	3 I 3944

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
Y	JP 2007-89810 A (株式会社メニコン) 2007.04.12, 段落[0092], [0109], 図 2, 5-6, 14 & US 2009/0043384 A1 & WO 2007/037180 A1 & KR 10-2008-0049083 A & CN 101277659 A	15-21
Y	US 2013/0317607 A1 (DEBOER Charles, 外 2 名) 2013.11.28, 段落 [0043]-[0044], 図 5 & WO 2013/176979 A1	22
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[0062]-[0064], 図 23-26 & US 2004/0082993 A1 & WO 2004/037127 A2	1
A	JP 2010-502358 A (キョン・ジン・パク) 2010.01.28, 全文, 全図 & US 2009/0306774 A1 & WO 2008/108523 A1 & KR 10-0843454 B1 & CN 101511308 A	1
A	US 2009/0012609 A1 (ADVANCED MEDICAL OPTICS, INC.) 2009.01.08, 全文, 全図 & WO 2008/083283 A2	1
A	US 2007/0156236 A1 (STENGER Donald C.) 2007.07.05, 全文, 全図 & WO 2008/068568 A2	3