

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5436780号  
(P5436780)

(45) 発行日 平成26年3月5日(2014.3.5)

(24) 登録日 平成25年12月20日(2013.12.20)

(51) Int.Cl.

A 61 F 2/16 (2006.01)

F 1

A 61 F 2/16

請求項の数 26 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2007-542361 (P2007-542361)  
 (86) (22) 出願日 平成17年11月18日 (2005.11.18)  
 (65) 公表番号 特表2008-520310 (P2008-520310A)  
 (43) 公表日 平成20年6月19日 (2008.6.19)  
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2005/003676  
 (87) 國際公開番号 WO2006/054178  
 (87) 國際公開日 平成18年5月26日 (2006.5.26)  
 審査請求日 平成20年11月6日 (2008.11.6)  
 審判番号 不服2013-5873 (P2013-5873/J1)  
 審判請求日 平成25年4月2日 (2013.4.2)  
 (31) 優先権主張番号 PCT/IB2004/004106  
 (32) 優先日 平成16年11月19日 (2004.11.19)  
 (33) 優先権主張国 国際事務局 (IB)

(73) 特許権者 391008847  
 ボシュ・アンド・ロム・インコーポレイテッド  
 BAUSCH & LOMB INCORPORATED  
 アメリカ合衆国 ニューヨーク 1460  
 9, ロチェスター, ノース グッドマン  
 ストリート 1400  
 (74) 代理人 100073184  
 弁理士 柳田 征史  
 (74) 代理人 100090468  
 弁理士 佐久間 剛  
 (72) 発明者 ピンソン, ジョエル  
 フランス国 F-31400 トゥールーズ リュ デ ガロワ 6

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】薄い眼内レンズ

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

空になった眼の水晶体囊に配置するための折り畳み可能な眼内レンズであって、該眼内レンズが、

- a) 幾何学的中心および外周を定める向かい合った前面および後面を有し、該後面がPCOを防止するための鋭いバリア端部を有する、光学素子；
- b) 応力を受けていない状態で前記外周から伸長する少なくとも2つの支持部であって、該支持部のそれぞれが細長い部分を有し、該細長い部分に関して前方に角度付けられた自由端で終わる支持部；

を有し、

それによって、前記幾何学的軸を眼の光軸に概ね位置合わせして眼の空になった水晶体囊に挿入される場合、前記支持部の自由端がそれぞれ、加えられる半径方向の圧縮力に応じて光学素子が位置する平面に概ね垂直に延在する各平面で収縮し、一方で前記光学素子の幾何学的中心軸は前記光軸と概ね位置合わせされたままである、ことを特徴とする眼内レンズ。

## 【請求項 2】

前記各支持部の細長い部分が、応力を受けていない状態で実質的にまっすぐに伸長することを特徴とする請求項1記載の眼内レンズ。

## 【請求項 3】

前記各支持部の自由端が、それぞれの自由端の前記細長い部分に対して約10°から50°。

の間の角度で伸長することを特徴とする請求項 2 記載の眼内レンズ。

【請求項 4】

前記各支持部の自由端が、それぞれの自由端の前記細長い部分に対して約20°から40°の間の角度で伸長することを特徴とする請求項 2 記載の眼内レンズ。

【請求項 5】

前記各支持部の自由端が、それぞれの自由端の前記細長い部分に対して約33°の間の角度で伸長することを特徴とする請求項 2 記載の眼内レンズ。

【請求項 6】

前記各支持部が、その自由端に近接する遠位長および前記光学表面に近接する近位長を有し、前記遠位長が前記近位長よりも小さいことを特徴とする請求項 2 記載の眼内レンズ

10

【請求項 7】

前記各自由端が、前記光学素子の幾何学的中心の軸に実質的に垂直に伸長する共通の平面に存在する少なくとも 2 つの離間指を有し、該 2 つの離間指が、加えられる圧縮力に応じて互いに向かって移動可能であることを特徴とする請求項 1 記載の眼内レンズ。

【請求項 8】

前記各自由端が、ベベル先端を含むことを特徴とする請求項 7 記載の眼内レンズ。

【請求項 9】

前記ベベル先端が、約10°から20°までのベベル角度を有することを特徴とする請求項 8 記載の眼内レンズ。

20

【請求項 10】

前記ベベル先端が、約18°のベベル角度を有することを特徴とする請求項 8 記載の眼内レンズ。

【請求項 11】

前記支持部が、それぞれ最大約0.2mmの厚さを有することを特徴とする請求項 1 記載の眼内レンズ。

【請求項 12】

前記レンズが、アクリル製であることを特徴とする請求項 1 記載の眼内レンズ。

【請求項 13】

前記各自由端が、ベベル先端を有することを特徴とする請求項 1 記載の眼内レンズ。

30

【請求項 14】

前記ベベル先端が、約10°から20°までのベベル角度を有することを特徴とする請求項 13 記載の眼内レンズ。

【請求項 15】

前記ベベル先端が、約18°のベベル角度を有することを特徴とする請求項 13 記載の眼内レンズ。

【請求項 16】

折り畳み可能な眼内レンズであって、

a) 幾何学的軸および外周を有する向かい合った前面および後面を有し、該後面が P C O を防止するための鋭いバリア端部を有する、光学素子；

40

b) 応力を受けていない状態で前記外周から伸長する少なくとも 2 つの支持部であって、該支持部のそれが細長い部分を有し、該細長い部分に関して前方に角度付けられた自由端で終わり、該自由端のそれが少なくとも 2 つの指を有し、該指が互いに離れていることを特徴とする支持部、  
を有することを特徴とする眼内レンズ。

【請求項 17】

前記自由端が、それぞれの細長い部分に関して前方に伸長することを特徴とする請求項 16 記載の眼内レンズ。

【請求項 18】

前記自由端について少なくとも 2 つの指が互いに実質的に平行に伸長し、全ての自由端

50

における指がそれぞれ先端を含み、該先端の全てが前記光学素子の幾何学的中心軸に実質的に垂直である平面に存在することを特徴とする請求項 1 6 記載の眼内レンズ。

**【請求項 19】**

前記自由端がそれぞれ、前記自由端の前記細長い部分に対して約10°から50°までの角度で伸長することを特徴とする請求項 1 7 記載の眼内レンズ。

**【請求項 20】**

前記各支持部の自由端が、それぞれの自由端の前記細長い部分に対して約20°から40°の角度で伸長することを特徴とする請求項 1 7 記載の眼内レンズ。

**【請求項 21】**

前記各支持部の自由端が、それぞれの自由端の前記細長い部分に対して約33°の角度で伸長することを特徴とする請求項 1 7 記載の眼内レンズ。 10

**【請求項 22】**

前記各支持部の自由端が、それぞれの細長い部分の長さの約25%を含むことを特徴とする請求項 1 7 記載の眼内レンズ。

**【請求項 23】**

前記レンズが、第一の応力を受けない構成および第二の応力を受ける構成の間を移動可能であることを特徴とする請求項 1 7 記載の眼内レンズ。

**【請求項 24】**

前記レンズが前記応力を受けない構成にある場合、前記支持部の前記細長い部分は実質的にまっすぐであり、前記応力を受ける構成にある場合、前記細長い部分の少なくとも一部が曲がっていることを特徴とする請求項 2 3 記載の眼内レンズ。 20

**【請求項 25】**

前記応力を受ける構成にある場合、前記自由端が前記前方方向で曲率半径を有することを特徴とする請求項 2 3 記載の眼内レンズ。

**【請求項 26】**

眼の空になった水晶体囊に配置するための折り畳み可能な眼内レンズを作成する方法であって、

a) 幾何学的中心および外周を定める向かい合った前面および後面を有し、該後面が P C O を防止するための鋭いバリア端部を有する、光学素子を提供する工程；

b) 応力を受けていない状態で前記外周から伸長する少なくとも 2 つの支持部であって、該支持部のそれぞれが細長い部分を有し、該細長い部分に関して前方に角度付けられた自由端で終わる支持部を提供する工程； 30

を含み、

前記幾何学的軸を眼の光軸に概ね位置合わせして眼の空になった水晶体囊に挿入される場合、前記支持部の自由端がそれぞれ、加えられる半径方向の圧縮力に応じて光学素子が位置する平面に概ね垂直に延在する各平面で収縮し、一方で前記光学素子の幾何学的中心軸は前記光軸と概ね位置合わせされたままであることを特徴とする方法。

**【発明の詳細な説明】**

**【技術分野】**

**【0 0 0 1】**

本発明は、眼内レンズ（ IOL とも一般に称される）に関し、より詳細には、眼の非常に小さい切開を介して眼の空になった水晶体囊に挿入できる薄い IOL に関する。 40

**【背景技術】**

**【0 0 0 2】**

白内障の手術は一般に、水晶体超音波吸引として知られる外科技術を使用して、水晶体囊中に位置する眼の天然であるが不透明なレンズの除去を含む。治癒を改善し治癒した切開により生じる術後白内障乱視の発生を防止するために、眼の切開は可能な限り小さいことが好ましい。今日の切開の標準は 3mm 以下である。より新しい外科技術、すなわち双合（ bi-manual ）水晶体超音波吸引またはレーザー水晶体超音波吸引（ laser-phaco ）では、 2mm 以下の切開が可能である。もちろん、 IOL および / または挿入器具が切開サイズよ 50

り大きい場合、切開は大きくしなければならない。

#### 【0003】

柔軟なIOLを小さい切開に通すために、鉗子またはIOL挿入具のような道具を使用してより小さいサイズに圧縮して眼に挿入しなければならない。IOL挿入具の例は、同一出願人による特許文献1および特許文献2に見られる。したがって、IOLの材料および寸法によって、IOLが損傷を受けずにいかに小さく圧縮できるかが決定されることが明らかであろう（すなわち、より大きい寸法のIOLはより小さいサイズのIOLと同じくらい小さくは圧縮されない）。もちろん、IOLは、眼の天然のレンズの機能を回復するという本来の目的を失うほど小さくすることはできない。

【特許文献1】米国特許第5,944,725号明細書

10

【特許文献2】米国特許第6,336,932号明細書

#### 【発明の開示】

##### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0004】

IOLが適切に機能するためには、その動きが網膜上へ通過する光線を歪め得るので、眼の中でできる限り安定していることが必要である。したがって、支持部として知られる位置決め要素は、水晶体囊中の光学素子の位置決めと安定化を補助するため、IOLの設計に組み込まれる。多くの異なる支持部の構成が存在するが、比較的小さいサイズのIOLが、レンズを圧縮し小さい切開、好ましくは約2mm以下程度の切開を介して供給し、その上加えられる圧縮力にもかかわらず眼の中で光学素子を非常に安定に維持する比較的小さいサイズのIOLが必要である。圧縮力は、例えば、水晶体摘出手術後2-3ヶ月で起こる水晶体囊の収縮から起これ得る。

20

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0005】

本発明の態様は、眼の空になった水晶体囊中に配置するための薄い、折り畳み可能なIOLを提供することにより上記の必要性に対処することに関し、IOLは、外周に囲まれた向かい合った前面および後面を有する光軸を含む。ある実施の形態において、4つの柔軟な支持部が外周から外側に伸長し、支持部はそれぞれ細長い部分を有し自由端で終わる。第一および第二の支持部は、光学素子端の第一の部分に沿って互いに間隔をあけ、第三および第四の支持部は、光学素子端の第一の部分の反対側の光学素子端の第二の部分に沿って互いに間隔をあけている。

30

#### 【0006】

ある実施の形態において、支持部の自由端はそれぞれ、前方に伸長する少なくとも2つの離間指を含む。指は収縮し、加えられる半径方向の圧縮力に応じて曲率半径を減少し、一方で光学素子は眼の光軸に沿って実質的に位置合わせしたままである。指は互いに向かって移動して、縮小する水晶体囊により与えられる接線分力を吸収してもよい。ある実施の形態において、指はそれぞれの細長い部分の約4分の1の長さを有する。さらなる好ましい実施の形態において、近位支持部の長さは各遠位支持部の長さよりも小さい。

#### 【0007】

好ましい実施の形態において、IOLはさらに、光学素子外周に沿って定められる鋭角を有する。眼の空になった水晶体囊に挿入される場合、鋭角は囊の前方の壁を押し、細胞の移動およびそれにより生じる後方の水晶体不透明化に対するバリアとして作用する。

40

#### 【0008】

本発明の実施の形態は、a)幾何学的中心および外周を有する光学素子、b)前記光学素子に結合された少なくとも2つの柔軟な支持部であって、それぞれ近位端および遠位端を有し、前記支持部の厚さが前記近位端から前記遠位端まで少なくとも10%減少する支持部を有する折り畳み可能なIOLに関する。ある実施の形態において、各支持部の厚さが、近位端から遠位端へ10%から60%減少する。ある実施の形態において、各支持部の厚さが、近位端から遠位端へ15%から40%減少する。ある実施の形態において、各支持部における厚さの減少は、各支持部の中央の65%の部分に亘り測定される。各支持部は少なくとも1

50

つの段差を含んでもよい。ある実施の形態において、各支持部は少なくとも2つの段差を含む。ある実施の形態において、厚さは支持部の全体に亘って平滑に減少する。ある実施の形態において、厚さは支持部の全体に亘って直線的に減少する。ある実施の形態において、厚さは支持部の全体に亘って単調に減少する。

#### 【0009】

ある実施の形態は、a)幾何学的中心および外周を有する光学素子、b)前記光学素子に結合された少なくとも2つの柔軟な支持部であって、各支持部が前面および後面、並びに近位端および遠位端を有し、各支持部が近位端と遠位端との間の前面上でくぼんでいる、折り畳み可能なIOLに関する。ある実施の形態において、支持部の少なくとも1つは、近位端と遠位端との間で单一の曲率を有する。ある実施の形態において、支持部の少なくとも1つは、近位端と遠位端との間で少なくとも2つの曲率を有する。ある実施の形態において、支持部の少なくとも1つは、近位端と遠位端との間で連続的に変化する曲率を有する。ある実施の形態において、前面および後面の曲率は、実質的に同じである。10

#### 【0010】

ここに記載される寸法および測定は、完成した（すなわち水和した）レンズについて言及される。寸法は、光学素子の後面を使用してIOLを支持しながら測定される。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0011】

図面を参照すると、本発明のIOL 10の好ましい実施の形態が様々な図面に示される。IOL 10は、それぞれ幾何学的中心GCおよび外周16を定める向かい合った前面12および後面14を有する光学素子11を含む。「前」および「後」の用語は、IOL 10が眼に埋め込まれる際の前方および後方を称する。眼の水晶体囊の視点から前方は角膜の方向である。後方は網膜の方向である。水晶体囊20は、図1および2に図解的に示される。意図された方法で眼に埋め込まれると、IOLの前面12は角膜の方を向き、後面14は網膜の方を向く。20

#### 【0012】

光学素子11は、眼の網膜上に光線を向けるよう構成され、したがって白内障手術における眼の天然レンズの除去後にその機能に取って代わる。光学素子11は、アクリルおよびシリコーンなどの任意の所望の折り畳み可能な材料でもよく、前面12および後面14は、平面、凸形、凹形、球面および非球面（円環および多焦点を含む）を含む任意の所望の光学的設計およびその組合せでもよい。図面に示される実施の形態において、光学素子11は単に検討の目的のために両凸である。この実施の形態において、光学素子は好ましくは約0.7-0.9mmの最大厚さ $T_{optic}$ を有する。30

#### 【0013】

本発明のIOLは、眼の水晶体囊20中への手術による埋込みを対象とする。眼の天然のレンズは、水晶体囊として知られる構造に入れられている。医師は、水晶体囊20の前方の壁20cに孔（カプスロレキシス(capsulorhexis)と称される）を作成し前方壁フラップ20dを残す（図2）。カプスロレキシスは、前方壁フラップがIOL光学素子11の前面に支えられるようにIOL光学素子の直径より約1mm小さくされる。

#### 【0014】

上記のように、水晶体囊20は手術後約3ヶ月間縮小し、これにより埋め込まれたIOLにおいて圧縮力が生じる。光学素子11の幾何学的中心軸GCが眼の光軸OAに沿って実質的に位置合わせされ（図2）、この位置合せがIOLに加えられる圧縮力の存在中維持されるようにIOL 10が埋め込まれることが好ましい。したがって、本発明は、一方で光軸OAに沿って光学素子幾何学的中心GCを実質的に位置合わせしたまま、これらの圧縮力を吸収するように設計されたIOLを提供する。40

#### 【0015】

本発明の一つの態様によれば、一つ以上の支持部30が光学素子外周16から伸長しており、支持部は柔軟な材料で形成されそれに加えられる圧縮力を吸収するように構成される。好ましい実施の形態において、支持部は光学素子11の平面に対して約5-15°の角度「A」50

で前方に伸長する（この角度は通常は円蓋角(vault angle)と称される）。「前」、「前方に」および「前方」という用語は、上記のように IOL 10が眼に埋め込まれた場合の前方（角膜に向かう）を指すことを意味する。

#### 【0016】

さらなる好ましい実施の形態において、IOL 10は、光学素子外周16から伸長する4つの支持部32-35を含む。各支持部は、それぞれの支持部の細長い部分32b-35bに関して前方に伸長する自由端32a-35aで終わる。図6を参照すると、好ましい実施の形態で、支持部の自由端32a-35aは、約15°-40°およびより好ましくは約33°の角度「B」で各支持部の細長い部分に関して伸長する。それぞれの支持部の自由端32a-35aは、最大厚さT<sub>3</sub>から最小厚さT<sub>4</sub>まで次第に細くなってもよい。それぞれの支持部の自由端の先端は、約10°-20°およびより好ましくは約18°のベベル角度「C」で傾斜してもよい。

#### 【0017】

応力を受けていない状態（すなわち、圧縮力がIOLに加えられていない状態）では、支持部32-35の細長い部分32b-35bは好ましくは実質的にまっすぐであるが、わずかな曲がりは可能である。自由端32a-35aはそれぞれ好ましくは各細長い部分32b-35bの長さの約4分の1の長さを有するが、これは変化してもよい。本発明のさらなる好ましい実施の形態において、近位支持部長（外周16により近い）は、各遠位支持部長（自由端により近い）の厚さT<sub>2</sub>よりも大きい厚さT<sub>1</sub>を有する（図4参照）。好ましい実施の形態において、T<sub>2</sub>は約0.10から2.0mmの間であり、より好ましくは約0.15mmであり、T<sub>1</sub>は約0.10から2.0mmの間であり、より好ましくは0.2mmである。ある実施の形態において、厚さは少なくとも10%減少する。ある実施の形態において、厚さは少なくとも15%減少する。ある実施の形態において、厚さは少なくとも20%減少する。好ましくは、支持部の近位端と支持部の遠位端との間の厚さの減少は、およそ10%-60%、ある実施の形態において15%-40%、ある実施の形態において20%-30%の範囲内であり、ある実施の形態において約25%である。

#### 【0018】

厚さの減少は、PCO鋭角13を含む支持部の全長の任意の点を除いて測定される。さらに、厚さの減少は、水晶体囊と整合するために局部的な厚さの増加を含むような任意の自由端の厚さ特徴を除いて測定される。例えば、ある実施の形態において、厚さの減少は、支持部の全長の約65%の中央部分に亘って測定される（例えば、PCO鋭角を除くと、支持部の近位部分に沿った距離の約5%-15%が除かれ、自由端を除くと、支持部の遠位端の約20%が除かれる）。したがって、近位端および／または遠位端は支持部の絶対的な端ではないことが好ましい。

#### 【0019】

図4および6に示されるIOL 10の実施の形態は、厚さにおいて单一の段差を有する支持部を含むが、2つ、3つまたは4つあるいはそれ以上の段差が実施されてもよい。例えば、図7Aに示される支持部は、それぞれT<sub>1</sub>、T<sub>2</sub>およびT<sub>3</sub>の厚さを有する3つの領域、137a、137bおよび137cを形成する2つの段差136aおよび136bを含む。図示される実施の形態において、各領域は支持部の実質的部分（例えば、支持部の全長の約15%、20%または30%）を含むことが好ましい。この領域は長さが等しくてもよい。例えば、2つの段差を有するある実施の形態において、領域は、支持部の全長の約33%を含む3つのほぼ等しい領域でもよい。3つの段差を有するある実施の形態において、領域は、約25%の4つの等しい領域でもよい。上記の支持部は等しい長さの領域を有するものとして述べられているが、ある実施の形態は、支持部において実質的であるが等しくない長さを有することが好ましい。さらに、図7Bに示されるように、2つ以上の段差を有する実施の形態において、少なくとも1つの段差136cは支持部の前面に形成されてもよく、少なくとも1つの段差136dは支持部の後面に形成されてもよい。ある実施の形態において、厚さは近位端と遠位端との間で単調に減少する。「単調に減少する」という用語は、近位端から遠位端へ進む場合に厚さが増加しないことを意味するが、一定の厚さの領域を1つ以上有してもよい。

#### 【0020】

ある実施の形態において、厚さの減少は、全長に沿ってまたは1つ以上の領域に沿って

滑らかに（すなわち段差がなく）減少する。ある実施の形態において、図7Cに示されるように、厚さの減少は直線的である。そのような実施の形態において、支持部の前および／または後側は、支持部の全長に沿っておよび支持部の厚さの中央を通って延在する中心線140に関して傾斜を有してもよい。厚さの直線的な減少を有する実施の形態において、近位端から遠位端へ進む場合の減少は15%より大きい；ある実施の形態において厚さの減少は25%より大きい。上記の任意の実施の形態に記載される厚さの減少を有する支持部に関する本発明の態様は、角度のある自由端、へこんだ前面を有する支持部、および／またはここに記載される指を有してもよい。

#### 【0021】

図2、4、5および6を参照すると、IOL 10の模範的な実施の形態の応力を受けない状態が、実線で示される。眼の水晶体囊20に埋め込まれると、支持部11は好ましくは、光軸OAに実質的に沿って、半径方向に外へ伸長する支持部32-35に位置合わせされる。支持部の自由端32a-35aは、囊赤道（bag equator）20に向かってまたはその近くに位置する。囊20は手術後数週間または数ヶ月で縮小し始めるので、半径方向の圧縮力（応力）は、IOL 10におよび特に支持部32-35に沿って加えられる。対して、支持部32-35は自由端32a-35aによりコントロールされてその動きの方向に収縮する。

10

#### 【0022】

IOL 10の応力を受けた状態は、図2、5および6に点線で示される。収縮する動きは、本発明の独自の支持部の構成によりこの予想された態様で起こる。したがって、圧縮力が支持部の前部に伸長する自由端32a-35aにおいて加えられる場合、それらはさらに前方に収縮することにより反応する。つまり、それらは前方に収縮し、それにより曲率半径をR<sub>1</sub>からR<sub>2</sub>へ減少する（R<sub>2</sub>はR<sub>1</sub>より小さい）（図2および6参照）。

20

#### 【0023】

第1の態様において、自由端32a-35aはすでに前方に延在しており（実線で示されるように応力を受けていない状態で）、したがって圧縮力下で反対方向（すなわち後方）に対してこの方向に収縮し続けるよう傾いているので（点線で示される応力を受けた状態に）、支持部は半径方向の圧縮力下で前方に収縮する。

#### 【0024】

第2の実施の形態において、支持部は、上記のように近位支持部長さH<sub>p</sub>（外周16により近い）は各遠位支持部長さH<sub>d</sub>（自由端により近い）の厚さT<sub>2</sub>よりも大きい厚さT<sub>1</sub>を有するので、半径方向の圧縮力下で前方に収縮する。したがって、半径方向の圧縮力下で支持部が後方に収縮することは実質的に不可能である。

30

#### 【0025】

したがって、本発明の態様によれば、支持部の収縮の前方への動きは、自由端32a-35aにおいて開始することが好ましい。自由端32a-35aは前方へ収縮しそれにより曲率半径を減少するので、支持部の細長い部分32b-35bもまた、主により薄い遠位支持部長さDLにおいて前方に収縮し始めてよい。

#### 【0026】

支持部の収縮の方向は、支持部が収縮する平面と光学素子11が存在する平面との間の関係について考えられてもよい。より詳細には、図1および2に示されるように、各支持部が収縮する平面はP<sub>h</sub>で示され、光学平面はP<sub>o</sub>で示される。これらの図面には、これらの平面が概ね互いに垂直に延在することが示される。したがって、支持部は、光学素子11が存在する平面P<sub>o</sub>に概ね垂直に延在するそれぞれの平面P<sub>h</sub>で収縮すると言ってもよい。

40

#### 【0027】

上記のような方法で支持部が圧縮力を吸収するので、光学素子11は眼の光軸OAに沿って実質的に位置合わせされたままである。このように位置合わせされると、図2に示されるように、光学素子11の幾何学的中心軸GCは眼の光軸OAと一致する。しかしながら、例えば手術技術や囊の大きさのばらつきにより、完全な位置合わせは常には達成できないことに留意すべきである。したがって、完全な位置合わせが最良の光学的結果のための目標であるが、ここで「位置合わせ」という用語は、光学素子の幾何学的中心と眼の光軸との間の

50

完全な位置合わせに満たないものを許容すると解釈されることを意図する。さらに、光学素子11の後方への動き（光軸OAに沿って）が可能であることに留意すべきであるが、後方の囊壁20aと光学素子後面14との間の安定した接触が囊混濁（PCO）を防止するために所望であるので、これは問題であるとは考えられない。この点について、光学素子11は、後部囊壁20aと共に囊赤道から光学素子11への上皮細胞移動に対するバリアを生じる鋭い周辺端部13を備える。上皮細胞移動はPCOの主要な原因である。

#### 【0028】

本発明の別の態様によれば、図8Aまたは8Bに示されるように、支持部は近位端から遠位端へ全長に亘って曲がっていてもよい。すなわち、支持部の近位端から支持部の遠位端へ支持部を横切る間、レンズは支持部の前面でへこむように曲がっている。ある実施の形態において、図8Aに示されるように、曲率は近位端から遠位端まで支持部の全長に沿って単一の曲率を有する。あるいは、支持部は、それぞれ異なる曲率を有する全長に沿った2つ以上の領域を含んでもよい（図示せず）。ある実施の形態において、図8Bに示されるように、支持部の曲率は支持部の全長に沿って連続的に変化する。支持部の全長に沿った曲率は、例えば、円錐曲率（例えば楕円曲率、双曲線曲率または球面曲率）、曲線に近い一連の平面部分、または逐一示される曲率のような1つ以上の多項式曲率により示されてもよい。

#### 【0029】

ある実施の形態において、図8Aおよび8Bに示されるように、支持部の前面および後面は、互いに実質的に同じ曲率を有する（前面は凹形であり後面は凸形である）。例えば、支持部が全長に沿って均一の厚さを有する場合または厚さが全長に沿って比較的小さい量減少する場合、前面および後面は実質的に同じ曲率を有する。

#### 【0030】

曲率は、PCO鋭角13を含む支持部の全長の任意の部分を除いて特定される。さらに、支持部の曲率は、例えば水晶体囊と適合するために曲率の局部的な増加または減少を含む自由端特徴を除いて特定される。例えば、ある実施の形態において、曲率半径は、支持部の約65%の中央部分820に亘って特定される（例えば、PCO鋭角13を除くことは、支持部に沿った距離の約5%-15%を除くことでもよく、自由端815を除くことは支持部の遠位部分の約20%を除くことでもよい）。上記の曲率を含む実施の形態は、水晶体囊の収縮から生じる半径方向の圧縮に基づいて後方に動くようにレンズを傾け、水晶体囊中でレンズの中心を維持するよう作用することが好ましい。上記の曲率を有する支持部に関する本発明の態様は、角度のある自由端、厚さの減少、および／またはここに記載される指を有してもよい。

#### 【0031】

本発明のさらなる態様において、支持部の自由端32a-35aはそれぞれ、少なくとも2つの離間指32c、d-35c、dを有する（図1、4および5）。ある実施の形態において、それぞれの指の対は互いに実質的に平行であり、最先端32c'、d'-35c'、d'は光学素子11の幾何学的中心軸GCに概ね垂直な平面に存在する。圧縮力が指に加えられると、各支持部の2つの指が互いに向かって動き、図5に示されるように例えば間隔S<sub>1</sub>から間隔S<sub>2</sub>まで間隔を狭めるまたは閉じる。この動きは、例えば収縮する水晶体囊の力により生じるベクトルV<sub>R</sub>により示されるようなレンズの円周に接する方向のベクトル成分を有する圧縮力を特に吸収する。特に、指は接線方向で互いに向かって変形可能である。指により対応される接線分力は、上記の支持部の角度および曲率により処理される半径方向力に垂直であることが好ましい。本発明のこの態様は、例えば前方に曲がった表面を有する支持部、近位端から遠位端まで厚さが減少する支持部および／または上記のような角度のある自由端を有する支持部のような、半径方向の圧縮力に適応できる構造と組み合わせた場合に特に効果的である。そのような組合せで使用する場合、レンズは、水晶体囊の収縮から生じうる接線分力および半径方向力の存在下で安定性を維持できることが好ましい。

#### 【0032】

図1に示されるIOLの実施の形態はU字型の切り目(notch)Nを有するが、この溝は任

10

20

30

40

50

意の適切な形状を有してもよい。例えば、図9Aに示されるIOLはバルブ状の切り目Sを含む。また、図1に示されるIOLの例としての実施の形態は2つの指を有するが、IOLは3つ、4つ、5つ以上の指を有してもよい。例えば、図9Bに示されるIOLは、3つの指832および2つの切り目Tを含む。

#### 【0033】

さらなる好ましい実施の形態において、指32c、d-35c、dの切り目は、自由端の残りに對して約10°から50°の角度で延在し、より好ましくは約20°から40°の角度で延在し、最も好ましくは各自由端の残りに對して約33°の角度で延在する。角度の角は、これは変化しうるが、各指の対の間の間隔S<sub>1</sub>に沿っておよそ中間に位置してもよいことが分かるであろう。

10

#### 【0034】

本発明の態様による支持部は、目的どおりIOL光学素子11が眼の光軸に沿って実質的に位置合わせされたまま、収縮する水晶体囊の動きにより生じるような多数のベクトルを有する圧縮力を吸収することができる事が好ましい。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0035】

【図1】水晶体囊中に挿入された本発明の実施の形態によるIOLの平面図

【図2】図1の線2-2に沿って取られた断面図

【図3】図1の線3-3に沿って取られた断面図

【図4】応力を受けない状態のIOLを示す図1のIOLの透視図

20

【図5】IOL支持部の自由端の1つの拡大された分解図

【図6】図2に示される上側支持部の拡大された分解図

【図7】図7AおよびBは、段差を有するIOL支持部の拡大された分解側面図；図7Cは、厚さが直線的に減少するIOL支持部の拡大された分解側面図

【図8】図8Aおよび8Bは、へこんだ前面を有するIOL支持部の拡大された分解側面図

【図9】図9Aおよび9Bは、指を有するIOL支持部の拡大された分解平面図

【図1】

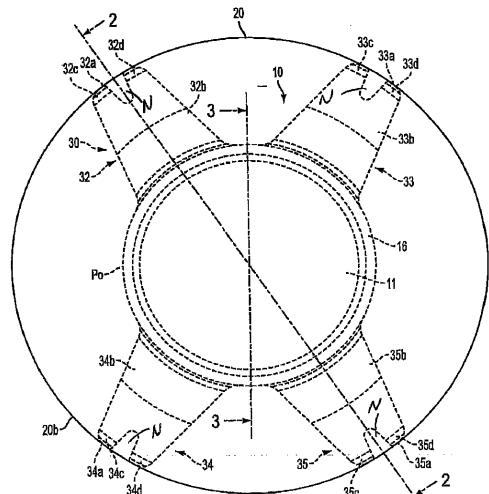
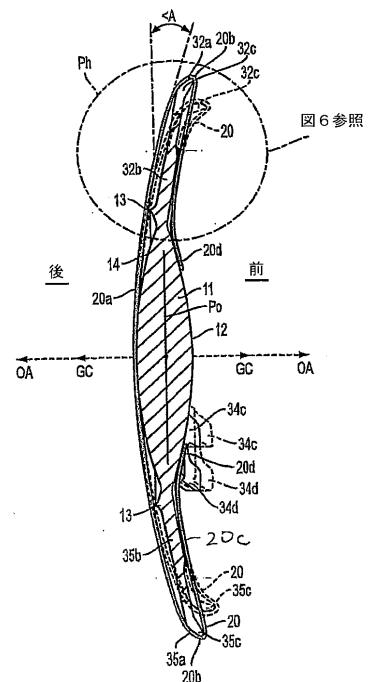


FIG. 1

【図2】



【図3】

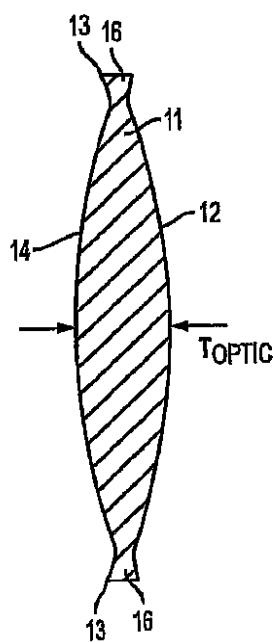
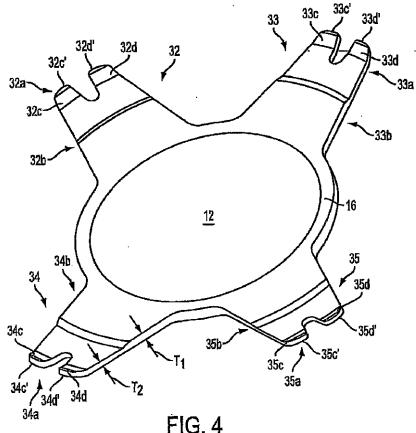


FIG. 3

【図4】



【図 6】

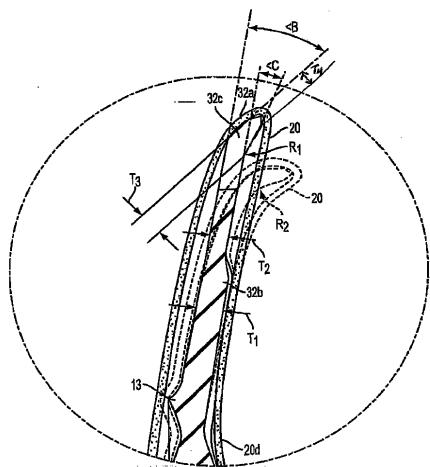


FIG. 6

【図 7】

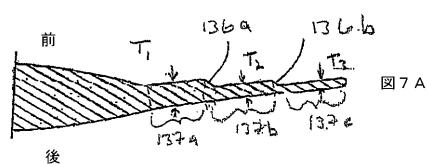


図 7 A

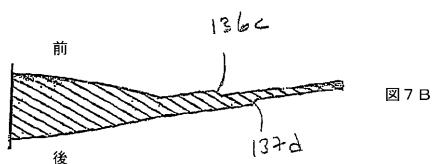


図 7 B

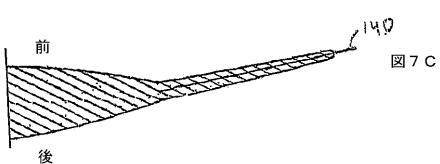


図 7 C

【図 8】

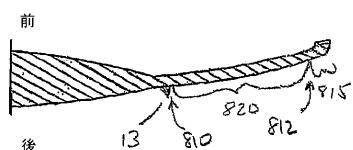


図 8 A

【図 9】

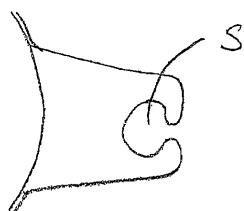


図 9 A

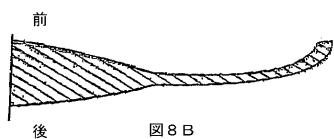


図 8 B

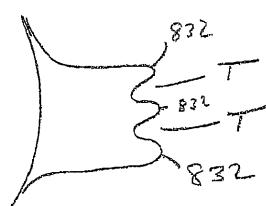


図 9 B

---

フロントページの続き

合議体

審判長 横林 秀治郎

審判官 高木 彰

審判官 松下 聰

(56)参考文献 米国特許第6425917(US, B1)

米国特許第6224628(US, B1)

米国特許出願公開第2003/0204257(US, A1)

国際公開第2004/030580(WO, A1)

特開2003-25203(JP, A)

特開平8-76067(JP, A)

米国特許出願公開第2004/0215340(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61F2/16