

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-33731

(P2004-33731A)

(43) 公開日 平成16年2月5日(2004.2.5)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 F 2/16

A 6 1 F 2/48

A 6 1 F 9/007

F I

A 6 1 F 2/16

A 6 1 F 2/48

A 6 1 F 9/00 5 7 0

テーマコード (参考)

4 C O 9 7

審査請求 未請求 請求項の数 36 O L 外国語出願 (全 52 頁)

(21) 出願番号 特願2003-71883 (P2003-71883)

(22) 出願日 平成15年3月17日 (2003.3.17)

(31) 優先権主張番号 02076022.9

(32) 優先日 平成14年3月15日 (2002.3.15)

(33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 503102515

オフテック ビーブイ

オランダ国 9 7 2 8 エヌアール グロ

ニンゲン シュバイツァーラーン 1 5

(74) 代理人 100084412

弁理士 永井 冬紀

(72) 発明者 ワースト, ジャン ガーベン フラン

オランダ国 9 7 5 1 ビーエム ハレン

ジュリアナラーン 1 1

(72) 発明者 サイモン, ハリー フランシスク

オランダ国 9 7 3 1 ジェイエス グロ

ニンゲン ドラゴンストラット 1 1 8

(72) 発明者 アッポーノ, マルティヌス

オランダ国 9 7 5 3 エイチジー ハレ

ン ピンクスタープロエンウェグ 3 8

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 移植用眼内レンズ、眼内レンズ挿入器具および挿入方法

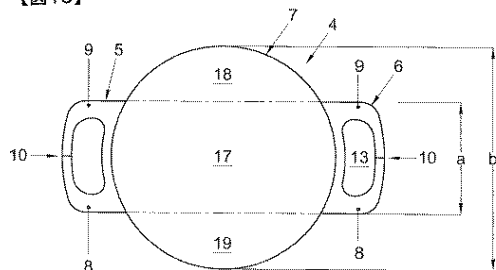
(57) 【要約】 (修正有)

【課題】眼内にレンズを挿入するためのレンズの制御を容易にすること。

【解決手段】眼内レンズ4は、透明で変形可能な材料からなる光学部7と、光学部から径方向に突出し、光学部を虹彩前方の平面に対して平行な位置に支持する少なくとも一つの支持部5、6と、支持部に囲まれた少なくとも一つの開口13とを備える。支持部のうちの少なくとも強化部は、光学部に比べて径方向の軸回りの曲げに対して高い剛性を有する。さらに、強化部は、平面に平行で径方向に直交する方向に幅aを有し、幅aは、光学部の幅方向における寸法bよりも小さい。

【選択図】 図18

【図18】



【特許請求の範囲】

【請求項1】

透明で変形可能な材料からなる光学部（7，607，907，1107）と、前記光学部（7，607，907，1107）から径方向に突出し、前記光学部（7，607，907，1107）を虹彩前方の平面（936，1136）に対して平行な位置に支持する少なくとも一つの支持部（5，6，205，206，405，406，706，806，905，1005，1105，1205）と、前記支持部（5，6，205，206，405，406，706，806，905，1005，1105，1205）に囲まれた少なくとも一つの開口とを備える眼内レンズにおいて、
前記支持部（5，6，205，206，405，406，706，806，905，1005，1105，1205）の少なくとも強化部は、前記光学部（7，607，907，1107）に比べて前記径方向の軸回りの曲げに対して高い剛性を有し、
少なくとも前記強化部は、前記平面に平行で前記径方向に直交する方向に幅aを有し、前記幅aは、前記光学部（7，607，907，1107）の前記幅の方向における寸法bよりも小さいことを特徴とする眼内レンズ。

【請求項2】

請求項1に記載の眼内レンズにおいて、
前記平面に平行で前記径方向に直交する方向における前記開口（13，213，713，913，1013，1113）の寸法は、前記径方向の前記開口（13，213，713，913，1013，1113）の寸法よりも大きいことを特徴とする眼内レンズ。

【請求項3】

請求項1または請求項2に記載の眼内レンズにおいて、
前記少なくとも一つの支持部（5，6，205，206，405，406，706，806，905，1005，1105，1205）は、柔軟性がある毛抜き状の一对のアーム（8，9，708，1109）を備え、前記一对のアームの間に、前記虹彩の背面まで貫通することなく前記虹彩の前面を挟み込んで固定する挟部を形成し、前記開口（13，213，713，913，1013，1113）は、前記一对のアームに囲まれて配置されることを特徴とする眼内レンズ。

【請求項4】

請求項1から請求項3のいずれかに記載の眼内レンズにおいて、
前記支持部（5，6，205，206，405，406，706，806，905，1005，1105，1205）の少なくとも前記強化部は、前記径方向に交差する方向の幅が4mm未満であることを特徴とする眼内レンズ。

【請求項5】

請求項1から請求項4のいずれかに記載の眼内レンズにおいて、
挿入状態において前記虹彩に対向する背面をさらに備え、
前記支持部（5，6，205，206，405，406，706，806，905，1005，1105，1205）は、前記光学部（7，607，907，1107）から背面側に突出し、
前記光学部（7，607，907，1107）から最も離れた部分の前記開口（13，213，713，913，1013，1113）は、前記光学部（7，607，907，1107）に最も近い部分の前記開口（13，213，713，913，1013，1113）より背面側に位置することを特徴とする眼内レンズ。

【請求項6】

請求項1から請求項5のいずれかに記載の眼内レンズにおいて、
前記支持部（706，806）は、直径が1mmよりも小さい穴（733，833）を有することを特徴とする眼内レンズ。

【請求項7】

請求項1から請求項6のいずれかに記載の眼内レンズにおいて、
前記支持部（5，6，205，206，405，406，706，806，905，1005，1105，1205）の少なくとも前記強化部は、前記径方向に直交する方向に幅aを有し、前記幅aは、前記平面に平行で前記径方向に直交する方向における寸法bよりも小さいことを特徴とする眼内レンズ。

05, 1105, 1205)は、前記光学部(7, 607, 907, 1107)に接着されることを特徴とする眼内レンズ。

【請求項8】

請求項7に記載の眼内レンズにおいて、

前記少なくとも一つの支持部(1105, 1205)は、前記光学部(1107)またはフランジ(1243)の位置決め部(1146, 1246)にその周囲を囲まれた基端部を有することを特徴とする眼内レンズ。

【請求項9】

請求項1から請求項8のいずれかに記載の眼内レンズにおいて、

前記光学部(907, 1107)は、凹状の背面(937)を備え、前記背面の凹状の曲面が前記光学部(907, 1107)と前記平面(936)との間にスペースを形成し、前記凹状背面(937)と交わる少なくとも一つの横方向サイドゲート(1038, 1147)が前記スペースと連通し、前記支持部(1005, 1105)の一部が前記サイドゲートに沿って延在することを特徴とする眼内レンズ。 10

【請求項10】

細長い挿入部材(2, 202, 302, 402, 502, 602)と、前記挿入部材(2, 202, 302, 402, 502, 602)の先端部に、前記挿入部材(2, 202, 302, 402, 502, 602)の横方向に突出して眼内レンズ(4, 204, 404, 504, 604, 704, 904, 1104)の光学部(7, 607, 907, 1107)から離れた位置の支持部(5, 6, 205, 206, 405, 406, 706, 806, 905, 1005, 1105, 1205)と係合するフック(3, 103, 203, 303, 403, 503, 603)とを有し、前記眼内レンズ(4, 204, 404, 504, 604, 704, 904, 1104)を眼に挿入する挿入器具において、前記挿入部材(2, 202, 302, 402, 502, 602)の前記先端部は、少なくとも左右に離れた数カ所で前記レンズ(4, 204, 404, 504, 604, 704, 904, 1104)に接する幅を持つ拡幅部(11, 12, 112)を有することを特徴とする挿入器具。 20

【請求項11】

請求項10に記載の挿入器具において、

前記拡幅部は、前記フック(3, 103, 203, 303, 403, 503, 603)に隣接する部分に支持板(12, 112)を有し、前記フック(3, 103, 203, 303, 403, 503, 603)に係合した前記レンズ(4, 204, 404, 504, 604, 704, 904, 1104)を支持することを特徴とする挿入器具。 30

【請求項12】

請求項10または請求項11に記載の挿入器具において、

前記フック(3, 103, 203, 303, 403, 503, 603)は、前記挿入部材(2, 202, 302, 402, 502, 602)から横方向に突出する第1セクション(15)と、前記第1セクション(15)から遠方へ突出する第2セクション(16)とを持つ構成であり、前記フック(3, 103, 203, 303, 403, 503, 603)を構成する前記第2セクション(16)は、少なくとも前記拡幅部のうちの一部(11)を有することを特徴とする挿入器具。 40

【請求項13】

請求項12に記載の挿入器具において、

前記フック(3, 103, 203, 303, 403, 503, 603)の前記第2セクション(16)は、板材の縁(lip)として形成されることを特徴とする挿入器具。

【請求項14】

請求項12または請求項13に記載の挿入器具において、

前記フック(3, 103, 203, 303, 403, 503, 603)を構成する前記第1セクション(15)は、前記挿入部材(2, 202, 302, 402, 502, 602 50

）の周囲から遠方にある部材の方向へ延在することを特徴とする挿入器具。

【請求項 15】

請求項 10 から請求項 14 のいずれかに記載の挿入器具において、前記拡幅部（11, 12, 112）は、少なくとも 1mm の幅を持つことを特徴とする挿入器具。

【請求項 16】

請求項 10 から請求項 15 のいずれかに記載の挿入器具において、前記挿入部材（2, 202, 302, 402, 502, 602）は、板材の細片を含むことを特徴とする挿入器具。

【請求項 17】

請求項 10 から請求項 16 のいずれかに記載の挿入器具において、少なくとも、前記フック（3, 103, 203, 303, 403, 503, 603）に隣接する前記挿入部材（2, 202, 302, 402, 502, 602）の肩部（21）は、前記フック（3, 103, 203, 303, 403, 503, 603）よりも幅広であることを特徴とする挿入器具。

【請求項 18】

請求項 10 から請求項 17 のいずれかに記載の挿入器具において、前記挿入部材（202, 502, 602）は、前記フック（203, 503, 603）の近傍に狭小部（122）を備え、前記狭小部（122）は、前記拡幅部よりも細いことを特徴とする挿入器具。

【請求項 19】

請求項 10 から請求項 18 のいずれかに記載の挿入器具において、前記挿入部材（302）は、前記フック（303）の近傍で、前記挿入部材（302）において前記フック（303）と同じ側に、隆起したまたはへこんだ領域を有することを特徴とする挿入器具。

【請求項 20】

請求項 10 から請求項 19 のいずれかに記載の挿入器具において、前記挿入部材（202）側に係合部材（223）をさらに備え、前記係合部材（223）と前記フック（203）は前記挿入部材（202）において同じ側に配置され、前記係合部材（223）は前記フック（203）によって係合された前記支持部のうちの、前記フック（203）から離れた方向に突出する一方の支持部（206）と係合するように用いられることを特徴とする挿入器具。

【請求項 21】

請求項 10 から請求項 20 のいずれかに記載の挿入器具において、前記フック（403, 503）を有する前記挿入部材（402, 502）の長さよりも短い供給チューブ（427, 527）をさらに備え、前記チューブ（427, 527）は、前記挿入部材（402, 502）の一部および前記フック（403, 503）に係合したレンズ（404, 504）を受け入れる内部導管（428, 528）と、前記レンズ（404, 504）を前記チューブ（427, 527）内に入れるときに前記レンズを圧縮するファンネル（429, 529）とを有することを特徴とする挿入器具。

【請求項 22】

請求項 21 に記載の挿入器具において、引っ張り棒（430）をさらに備え、前記引っ張り棒（430）はその先端から突出するかぎ部（431）を有し、前記引っ張り棒の断面は前記供給チューブ（427）の内部断面よりも小さいことを特徴とする挿入器具。

【請求項 23】

請求項 22 に記載の挿入器具において、前記ファンネル（429）は、前記チューブ（427）から着脱可能であることを特徴とする挿入器具。

10

20

30

40

50

【請求項 2 4】

請求項 2 1 から請求項 2 3 のいずれかに記載の挿入器具において、
前記チューブ（4 2 8）は、細長い断面を有することを特徴とする挿入器具。

【請求項 2 5】

請求項 1 0 から請求項 2 4 のいずれかに記載の挿入器具において、
キャップ（6 2 7）をさらに備え、前記キャップ（6 2 7）は、所定の遊びを持って前記フック（6 0 3）近傍の前記挿入部材（6 0 2）の一部を受け入れるだけの幅を持ち、前記キャップ（6 2 7）が前記挿入部材（6 0 2）の側方から被さるように配置されたとき、レンズ（6 0 4）の光学部（6 0 7）の折り曲げ可能な端部分は前記挿入部材（6 0 2）の前記一部において前記挿入部材（6 0 2）と係合することを特徴とする挿入器具。 10

【請求項 2 6】

請求項 1 から請求項 9 のいずれかに記載のレンズと、請求項 1 0 から請求項 2 5 のいずれかに記載の挿入器具とを備え、前記フック（3, 1 0 3, 2 0 3, 3 0 3, 4 0 3, 5 0 3, 6 0 3）が前記開口（1 3, 2 1 3, 7 1 3, 9 1 3, 1 0 1 3, 1 1 1 3）において前記レンズ（4, 2 0 4, 4 0 4, 5 0 4, 6 0 4, 7 0 4, 9 0 4, 1 1 0 4）の前記強化部と係合するよう用いられることを特徴とする眼治療用具。

【請求項 2 7】

請求項 2 6 に記載の眼治療用具において、
前記レンズ（4, 2 0 4, 4 0 4, 5 0 4, 6 0 4, 7 0 4, 9 0 4, 1 1 0 4）は、前記挿入器具によって保持され、
前記レンズ（4, 2 0 4, 4 0 4, 5 0 4, 6 0 4, 7 0 4, 9 0 4, 1 1 0 4）と前記挿入器具は同じパッケージに包装されることを特徴とする挿入器具。 20

【請求項 2 8】

眼に挿入する眼内レンズ（4, 2 0 4, 4 0 4, 5 0 4, 6 0 4, 7 0 4, 9 0 4, 1 1 0 4）の準備方法であって、
透明素材の光学部（7, 6 0 7, 9 0 7, 1 1 0 7）と、前記光学部（7, 6 0 7, 9 0 7, 1 1 0 7）から径方向に突出し、前記光学部（7, 6 0 7, 9 0 7, 1 1 0 7）を平面（9 3 6, 1 1 3 6）に平行な位置に支持する少なくとも一つの支持部（5, 6, 2 0 5, 2 0 6, 4 0 5, 4 0 6, 7 0 6, 8 0 6, 9 0 5, 1 0 0 5, 1 1 0 5, 1 2 0 5）と、前記支持部（5, 6, 2 0 5, 2 0 6, 4 0 5, 4 0 6, 7 0 6, 8 0 6, 9 0 5, 1 0 0 5, 1 1 0 5, 1 2 0 5）に囲まれる少なくとも一つの開口とを有する眼内レンズ（4, 2 0 4, 4 0 4, 5 0 4, 6 0 4, 7 0 4, 9 0 4, 1 1 0 4）を用意し、
細長い挿入部材（2, 2 0 2, 3 0 2, 4 0 2, 5 0 2, 6 0 2）と、前記挿入部材（2, 2 0 2, 3 0 2, 4 0 2, 5 0 2, 6 0 2）の先端部に、前記挿入部材（2, 2 0 2, 3 0 2, 4 0 2, 5 0 2, 6 0 2）から横方向に突出するフック（3, 1 0 3, 2 0 3, 3 0 3, 4 0 3, 5 0 3, 6 0 3）とを有し、前記眼内レンズ（4, 2 0 4, 4 0 4, 5 0 4, 6 0 4, 7 0 4, 9 0 4, 1 1 0 4）を挿入する挿入器具を用意し、
前記フック（3, 1 0 3, 2 0 3, 3 0 3, 4 0 3, 5 0 3, 6 0 3）を前記支持部（5, 6, 2 0 5, 2 0 6, 4 0 5, 4 0 6, 7 0 6, 8 0 6, 9 0 5, 1 0 0 5, 1 1 0 5, 1 2 0 5）に係合し、前記支持部（5, 6, 2 0 5, 2 0 6, 4 0 5, 4 0 6, 7 0 6, 8 0 6, 9 0 5, 1 0 0 5, 1 1 0 5, 1 2 0 5）が前記光学部（7, 6 0 7, 9 0 7, 1 1 0 7）から径方向遠方に配置される眼内レンズの準備方法において、
前記レンズ（4, 2 0 4, 4 0 4, 5 0 4, 6 0 4, 7 0 4, 9 0 4, 1 1 0 4）は、少なくとも左右に離れた数カ所で前記レンズ（4, 2 0 4, 4 0 4, 5 0 4, 6 0 4, 7 0 4, 9 0 4, 1 1 0 4）に接する前記先端部の拡幅部によって係合されることを特徴とする眼内レンズの準備方法。 30

【請求項 2 9】

請求項 2 8 に記載の眼内レンズの準備方法において、
前記拡幅部は支持板を形成し、
前記レンズ（4, 2 0 4, 4 0 4, 5 0 4, 6 0 4, 7 0 4, 9 0 4, 1 1 0 4）は、前 50

記支持板の上の前記フック（３，１０３，２０３，３０３，４０３，５０３，６０３）に隣接する位置に配置され、前記挿入器具は前記フック（３，１０３，２０３，３０３，４０３，５０３，６０３）に係合された前記レンズ（４，２０４，４０４，５０４，６０４，７０４，９０４，１１０４）を支持することを特徴とする眼内レンズの準備方法。

【請求項３０】

請求項２８に記載の眼内レンズの準備方法において、

前記フック（３，１０３，２０３，３０３，４０３，５０３，６０３）は、前記挿入部材（２，２０２，３０２，４０２，５０２，６０２）から横方向に突出する第１セクション（１５）と、前記第１セクション（１５）から遠方へ突出する第２セクション（１６）とを備え、

10

前記レンズ（４，２０４，４０４，５０４，６０４，７０４，９０４，１１０４）は、前記光学部（７，６０７，９０７，１１０７）とともに、前記挿入部材（２，２０２，３０２，４０２，５０２，６０２）に対して、さらに前記支持部（５，６，２０５，２０６，４０５，４０６，７０６，８０６，９０５，１００５，１１０５，１２０５）の一部が前記フック（３，１０３，２０３，３０３，４０３，５０３，６０３）の前記第２セクション（１６）の下になるように位置決めされ、前記挿入部材（２，２０２，３０２，４０２，５０２，６０２）が前記フック（３，１０３，２０３，３０３，４０３，５０３，６０３）に係合された前記レンズ（４，２０４，４０４，５０４，６０４，７０４，９０４，１１０４）を支持し、

前記フック（３，１０３，２０３，３０３，４０３，５０３，６０３）を構成する前記第２セクション（１６）が少なくとも前記拡幅部（１１，１２）の一部を含むことを特徴とする眼内レンズの準備方法。

20

【請求項３１】

請求項２８から請求項３０のいずれかに記載の眼内レンズの準備方法において、

前記レンズ（４，２０４，４０４，５０４，６０４，７０４，９０４，１１０４）と前記挿入器具は、内部導管を有するチューブ（４２７，５２７）またはキャップ（６２７）に挿入され、

前記光学部（７，６０７，９０７，１１０７）は、前記チューブ（４２７，５２７）または前記キャップ（６２７）に挿入される間、少なくとも１方向に変形することを特徴とする眼内レンズの準備方法。

30

【請求項３２】

請求項３１に記載の眼内レンズの準備方法において、

前記挿入器具は、前記レンズ（４，２０４，４０４，５０４，６０４，７０４，９０４，１１０４）および前記挿入器具が前記チューブ（４２７，５２７）または前記キャップ（６２７）に挿入されている間、前記レンズ（４，２０４，４０４，５０４，６０４，７０４，９０４，１１０４）に係合することを特徴とする眼内レンズの準備方法。

【請求項３３】

請求項３１または請求項３２に記載の眼内レンズの準備方法において、

前記チューブ（４２７，５２７）または前記キャップ（６２７）内において、前記光学部（７，６０７，９０７，１１０７）の側部（１８）は、前記挿入部材（２，２０２，３０２，４０２，５０２，６０２）の端部で折り曲げられることを特徴とする眼内レンズの準備方法。

40

【請求項３４】

眼内レンズ（４，２０４，４０４，５０４，６０４，７０４，９０４，１１０４）を眼に挿入する方法において、

請求項２８から請求項３３のいずれかに記載の眼内レンズの準備方法を含み、前記レンズ（４，２０４，４０４，５０４，６０４，７０４，９０４，１１０４）を創口（２０）を介して眼に挿入することを特徴とする眼内レンズの挿入方法。

【請求項３５】

請求項３４に記載の眼内レンズの挿入方法において、

50

前記フック（３，１０３，２０３，３０３，４０３，５０３，６０３）は、前記眼の前記創口（２０）から前記挿入部材（２，２０２，３０２，４０２，５０２，６０２）を引き抜くことにより、前記レンズ（４，２０４，４０４，５０４，６０４，７０４，９０４，１１０４）との係合を解除することを特徴とする眼内レンズの挿入方法。

【請求項３６】

請求項３１から請求項３３のいずれかに記載の眼内レンズの準備方法と、請求項３４または請求項３５に記載の眼内レンズの挿入方法において、

チューブ（４２７，５２７）またはキャップ（６２７）の先端部は、前記創口（２０）に隣接する位置、前記創口（２０）に正対する位置、または前記創口（２０）を通して前記眼に挿入された位置に配置され、

10

前記レンズ（４，２０４，４０４，５０４，６０４，７０４，９０４，１１０４）は、前記チューブ（４２７，５２７）または前記キャップ（６２７）の前記先端部から前記挿入部材（２，２０２，３０２，４０２，５０２，６０２）によって押し出され、前記チューブ（４２７，５２７）または前記キャップ（６２７）から解放され、前記眼に挿入された後も一時的に前記挿入部材（２，２０２，３０２，４０２，５０２，６０２）に係合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】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

本発明は、請求項１のプレアンプルに記載のレンズ、請求項１０のプレアンプルに記載の眼内レンズの眼への挿入器具、請求項２８のプレアンプルに記載の眼内レンズを挿入するための準備方法、およびその準備方法を含む眼内レンズの挿入方法に関する。

20

【０００２】

【従来の技術】

このようなレンズ、器具、および方法として、米国特許４，５７３，９９８に開示されたものが知られている。

【０００３】

白内障患者の目から、厚さ約５ｍｍ、直径約９ｍｍの濁った水晶体を摘出した後、眼内レンズを移植する方法は、最も一般的な眼科手術の内の一つである。通常、眼内レンズは眼の前房（虹彩の前側）または後房（虹彩の後側）の、水晶体嚢または溝に移植される。

30

【０００４】

眼内レンズの移植は、水晶体の光学的補正のための療法としても用いられる。そのためには、レンズは水晶体の元の位置の前側、すなわち眼の前房に移植される。その眼内レンズの一例が、米国特許５，１９２，３１９に開示されている。このレンズは、堅い光学部と、光学部の周囲に配置され、一对のアームから形成される支持部とを備えている。このアームは、柔軟性があり、しかも虹彩に対してレンズを支持するためにアームの自由端で虹彩組織を挟み込むことのできるだけ丈夫にできている。

【０００５】

眼内レンズの移植には、角膜または強角膜を切開する必要がある。眼内レンズは、この創口を介して眼に挿入される。長年、移植されるレンズが小さな創口を通過可能であることが有効であると考えられてきた。とくに、水晶体が摘出されない、または水晶体が乳化された後摘出され、水晶体をそのまま摘出するのに必要な寸法の創口が必要ない場合に、有効であると考えられてきた。堅い眼内レンズを使用する場合には、レンズを挿入するために眼球組織に比較的大きな創口が必要となるという不利点がある。

40

【０００６】

レンズを眼に挿入するための創口のサイズを小さくするために、変形可能な光学部を有するレンズを提供することが上述した米国特許４，５７３，９９８に記載されている。この文献には、種々の挿入器具、レンズ、および方法が開示されている。

【０００７】

この文献に開示されたレンズ変形方法の一つは、眼内レンズの端部を係合し、眼球組織に

50

形成された比較的小さな創口を通してレンズを入れ込むものである。この文献に開示されたレンズの一つは、圧縮結合支持タイプの付属器として形成された支持部を備えている。支持部はレンズの光学部と同一の面上にある。内部支持部材は、付属器の縁の近傍に沿って延在する。

【0008】

レンズ挿入のために特別に設計され、一般に、シングルマイクロフックデバイスと呼ばれる挿入器具は、非常に薄く、比較的堅いシャフトを有している。このシャフトは先端部に係合曲部を有している。挿入器具は、眼内レンズの遠端部リムまたは穴に係合し、創口を通してレンズを挿入する。手術中、レンズと係合したマイクロフックデバイスが先に創口から挿入され、レンズは、創口付近の角膜組織から受ける圧力によって圧縮されて適切な直径に変形される。レンズはその後、眼に完全に挿入される。 10

【0009】

この文献に開示されるレンズの別の移植方法は、ダブルマイクロフックデバイスを用いるものである。この方法は、眼内レンズを挿入方向に平行な方向に伸ばし、レンズを創口面において変形させて比較的小さな創口を介してレンズを挿入できるようにする。

【0010】

この挿入方法の不利な点は、レンズと器具とを係合させることが厄介であり、器具に対するレンズ位置の制御が難しいことである。そのうえ、眼内から器具を引き抜くときに、位置決めしたレンズをフックによって簡単にずらしてしまう可能性がある。

【0011】

この文献に記載された別の方法は、円形の断面を有するチャンネル（導管）を通して変形可能なレンズを挿入するものである。レンズは創口内でチャンネルから送出される。レンズの送出と、挿入前のチューブ内でのレンズ位置および挿入後のレンズ位置は、制御することが困難である。 20

【0012】

米国特許5, 047, 051では、レンズの変形可能な光学部を、変形可能な光学部の周囲にある半剛性の支持部固定板に取り付けている。その固定板には比較的短いループ状の支持部が取り付けられている。しかしながら、半剛性の固定板はレンズの圧縮性を低下させ、また、眼の前房で半剛性の板を広げることは、前房を囲む眼の組織、とくに角膜を損傷するおそれがある。 30

【0013】

米国特許5, 147, 395は、固定部材を有するレンズを提供するものである。固定部材は、変形可能な光学部と一体化した変形部材と、変形部材および変形光学部内の弾性のある少なくとも一つの強化部材とを含んでいる。これにより強化部材は光学部内に延在することとなり、レンズ内の光学的に有効な領域が狭くなってしまう。

【0014】

米国特許5, 562, 676では、眼内に差し込んだルーメン（lumen）を通してレンズを押したり、引っ張ったり運んだりしてレンズを眼内に挿入するものが示唆されている。ルーメンを通してレンズを引っ張ったり運んだりするために、ルーメンの基部から進入する鉗子の使用が示唆されている。これにより、鉗子はルーメン内でレンズに沿って延在する必要があり、レンズが配置されるルーメン内の断面の比較的大きな範囲を鉗子が占めてしまうことになる。さらに、狭いルーメン内に延在する鉗子を確実にレンズと係合させることは困難である。レンズの支持部は比較的細く、ルーメン内を通過する間に簡単に損傷を受ける可能性がある。 40

【0015】

国際出願公開WO 95/21594には、変形可能な光学部を有するレンズをチューブ内に吸引するものが記載されている。このチューブは、直径4mmで、ローディングファンネルを使用して吸引するものである。チューブの遠端部が眼内に挿入された後に、レンズの後ろの液体に圧力を加えることにより、レンズを放出する。ただし、レンズのチューブからの送出を制御することは難しく、とくに、レンズが原形に戻る時の速度と、チュ 50

ープから出た後のレンズの方向の制御は困難である。

【0016】

欧州特許出願0,766,952は、支持部と光学部の素材が形状回復素材であるレンズを提案している。支持部の素材は、レンズの素材よりも速く形状を回復するものである。形状の回復は、水化作用か温度変化によって実現される。このため、挿入前にレンズの湿度と温度を厳格に制御する必要がある。さらに、レンズを準備する段階で、変形のために水化または加熱を行い、変形した状態で乾燥または冷却を行う必要があり、比較的負担が大きい。

【0017】

米国特許5,843,187には、眼の創口を通す際に挿入方向にレンズを伸ばし、横方向の眼内レンズの寸法を減少するものが記載されている。このため、支持部内の穴をマイクロフックに係合させる。この方法には、レンズをマイクロフックで係合することが厄介であり、また、眼内にレンズを引き入れるための第2のマイクロフック器具を挿入するためにさらに創口を設けなくてはならないという不利な点がある。その上、異なった創口を通して眼内に挿入された2個の器具を連携して制御することは比較的難しい。

【0018】

本発明の目的は、眼内にレンズを挿入するためのレンズの制御を容易にすることであり、本発明はレンズを通路、例えば創口、またはレンズを眼に挿入するための導管を通して挿入する。

【0019】

【課題を解決するための手段】

本発明の1つの形態によると、請求項1に記載のレンズを提供することにより上記目的を実現する。本発明の別の形態によると、請求項10に記載された、レンズを挿入するために特に適用される挿入器具を提供することにより、上記目的を実現する。本発明のさらに別の形態によると、請求項28に記載されたレンズを眼内に挿入するための準備方法を提供することにより、上記目的を実現する。この方法は、さらに請求項34に記載されたレンズの挿入ステップと組み合わせることができる。

【0020】

レンズ方向の制御性を向上することにより、通路内での変形状態から解放された直後のレンズの取り扱いが容易になり、通路から解放されたときに眼内の敏感な組織にレンズが触れてしまうリスクを低減することができる。

【0021】

本発明の具体的な実施の形態は従属する請求項に記載されている。

本発明のさらなる特徴、効果、および詳細は、発明の詳細な説明および図面に示されている。

【0022】

はじめに、本発明を図1と図2を用いて説明する。図1および図2には、本発明による挿入器具と眼内レンズの第1実施例が示されている。図2のレンズは、図18にも示されている。

【0023】

図1および図2に示される挿入器具1は、角膜の創口20（図2に模式的に示す）を通して眼内レンズ4を眼に挿入するものである。挿入器具1は、グリップ14から突出する細長い挿入部材2と、挿入部材2の先端部に、挿入部材2から横に突出するフック3とを有する。挿入器具1を用いて挿入されるレンズ4は、レンズ4の光学部7の両端から径方向に突出する支持部(haptic)5,6を備えている。光学部7は変形可能である。支持部5,6は、それぞれ一对のアーム8,9から形成されている。アーム8,9は、ランプ部10で対向するそれぞれの面の間に虹彩組織を挟み込み、レンズ4が挿入された状態の時に、光学部7を虹彩の前面に対して水平な位置に虹彩前面に対して支持するよう構成されている。図2に示すように、一方の支持部5は、光学部7の、挿入器具1の挿入部材2の先端部に対応する側に配置される。他方の支持部6は、光学部7の、挿入器具1の

挿入部材 2 の基端部に対応する側に配置される。支持部 5, 6 は、光学部 7 から径方向に突出し、レンズが挿入された状態で、虹彩の前面によって形成される面に対してほぼ平行となる位置に光学部 7 を備えるレンズ 4 を支持する。開口 13 は、それぞれ支持部 5, 6 によって囲まれて形成され、光学部 7 は透明で、変形可能な材料からなる。

【0024】

フック 3 は、挿入部材 2 の先端部に対応する支持部 5 に係合する。挿入部材 2 の先端部分には、拡幅部 11, 12 が設けられており、左右に離れた位置でレンズ 4 に接するような幅を有している。

【0025】

眼へレンズ 4 を挿入するための準備段階で、レンズ 4 の光学部 7 は挿入部材 2 に対して位置決めされ、光学部 7 から離れた位置の支持部 5 はフック 3 に引っ掛けられる。その後、挿入部材 2 はフック 3 に係合されたレンズを支持する。 10

【0026】

より具体的には、レンズ 4 は先端部分の拡幅部 11, 12 によって、少なくとも左右に離れた数カ所の位置で支持される。これにより、挿入部材 2 に対するレンズ 4 の傾きを防止し、挿入前後のレンズ 4 の方向制御が向上する。これは、挿入を容易にするとともに、レンズと眼内の敏感な組織との接触を避けるという利点がある。レンズ 4 を横方向に離れた位置で支持することにより、レンズは少なくとも 3 点で支持され、挿入部材に対する位置決めが概ね制御される。

拡幅部の幅は、最低 1 mm であることが望ましい。 20

【0027】

本実施例においては、拡幅部 11, 12 はフック 3 に隣接する位置に支持板 12 備えている。この支持板 12 は、フック 3 と係合したレンズ 4 を支持する。支持板は、閉鎖構造または一部に開口を有する開構造でもよく、支持板により、レンズ 4 を挿入部材 2 に沿った所定の位置で容易に保持することができるという効果がある。レンズ 4 を挿入部材の上に配置する場合は、重力によりこの効果を得ることができる。付加的に、または代替として、粘弾性の液体、例えば HPMC (Hydroxy Propyl Methyl Cellulose) またはヒアルロン酸ナトリウム (Sodium hyaluron) 等の通常、前房の容積を維持するために点眼される液体を、レンズ 4, および／または挿入部材 2 に（望ましくはたつぷりと）塗布してもよい。このような液体によりレンズ 4 が挿入部材 2 に固着される。この固着作用は、挿入部材 2 の拡幅部 12 からなる比較的大きな面とレンズ 4 の間に液体が介在する場合に特に効果的である。また、この液体は、レンズ 4 と挿入部材 2 の間に潤滑性をもたらし、レンズ 4 が挿入部材 2 の上をスライドする場合に、レンズ 4 と挿入部材 2 との摩擦を減少してレンズ 4、とくにレンズ 4 の光学部 7 の損傷のリスクを低減する。 30

【0028】

挿入部材 2 の拡幅部 12 は、フック 3 のすぐ近傍でレンズ 4 を保持する面を構成する。これにより、挿入器具はレンズ 4 を挿入する前に、フック 3 に係合したレンズ 4 の方向を制御して拡幅部 12 にほぼ平行な方向とし、レンズ 4 を確実に支持する。この実施例では、拡幅部 12 の幅はおよそ 2 ~ 4 mm である。 40

【0029】

レンズ 4 を眼へ挿入する間、フック 3 が比較的小さい創口を介してレンズ 4 を引っ張るので、レンズ 4 の光学部 7 は挿入方向に細長く変形する。創口 20 を通過した後、光学部 7 は前眼房で再度広がり、その原形に戻る。これにより、変形前の状態では小さすぎて通過できなかった創口 20 を、光学部 7 が通過することができるようになる。

【0030】

レンズ 4 が眼内に入り込んだ後、拡幅部 12 は虹彩と、場合によっては水晶体を、レンズ 4 と特に支持部 5, 6 から保護する。これにより、眼の内部組織に損傷を与えるリスクが著しく低減する。

【0031】

フック 3 は、挿入部材 2 の横方向に突出する第 1 セクション 15 と、第 1 セクション 15 から遠方へ突出する第 2 セクション 16 とを備えている。フック 3 の第 2 セクション 16 は、拡幅部 11, 12 の内の一方の拡幅部 11 を含む。支持部 5, 6、または少なくともそれらの堅い部分は、少なくともレンズを挿入する前には、一方の支持部 5 からもう一方の支持部 6 へ延びる長手方向の軸回りの曲げに対して、光学部 7 よりも高い剛性を有する。すなわち、本実施例によるレンズの光学部は、支持部 5, 6 の材料に比べて、高い変形性能と低い剛性を有する材料から形成されている。光学部用の材料は、例えば、シリコン材料や親水性または疎水性のアクリレートである。一般的には、光学部用の変形可能な材料は、少なくともおよそ 50%、より望ましくは少なくともおよそ 75% の弾性伸長を許容することが効果的である。しかしながら、光学部と支持部とを適切に寸法決めすることにより、両支持部間の長手方向軸回りの光学部の剛性を比較的低くすることもできる。この場合、支持部と光学部とを、同様の剛性を有する同じ材料で形成する。例えば、光学部の厚さを、光学部の光軸方向に関する支持部の寸法よりも実質的に薄くすることができる。

10

20

30

40

50

【0032】

図 18 によく示されているように、比較的堅い柔軟性を持たない部分は、支持部 5, 6 によって定義される支持面に対して平行で長手方向に対して直交する方向に、幅 a を有する。この幅 a は、光学部 7 における同一方向の幅 b よりも小さい。支持部の堅い部分は、支持部が突出する径方向に交差する方向の幅 a が、4 mm 以下で、同じ方向における光学部の幅 b の 80% 未満、望ましくは 60% 未満であることが望ましい。

【0033】

レンズ 4 がフック 3 に係合しているとき、フック 3 の第 2 の拡幅部 16 は、挿入部材 2 の長手方向に交差する方向に離れた数カ所で支持部に接している。これにより、支持部 5 が挿入部材 2 の長手方向の軸回りに傾動することを防止する。支持部 5 が比較的堅いため、フック 3 によって支持部 5 に加えられる力に変形可能な光学部 7 に効果的に伝達され、支持部 5 の長手方向に並ぶ領域 17 を定義する。これにより、光学部 7 全体が曲がってしまうことを防止する。したがって、光学部 7 が眼への挿入前または挿入中に曲げ変形する部分は、領域 17 の側方に位置する領域 18, 19 に限定される。その結果、レンズがその原形を取り戻すときの中央領域 17 の方向が容易に予測できる。さらに、支持部 5, 6 と光学部のうちで柔軟性の低い領域 17 が挿入部材 2 に沿って保持されているので、レンズ 4 全体の方向も予測がしやすい。本実施例によるフック 3 の第 2 セクション 16 の幅は、1.5 ~ 2.5 mm である。

【0034】

フック 3 の第 2 セクション 16 は、平坦な板の縁 (lip) として形成される。したがって、挿入部材 2 の先端部は比較的丸みがあり、眼内組織に損傷を加えるというリスクを減少できる。さらに、この形状により、支持部 5 によって囲まれた開口 13 にフック 3 を挿入して係合することが容易になる。また、フック 3 を、例えば、板材を折り曲げるか射出成形によって容易に製造することができる。フック構造 3 の第 1 セクション 15 は、挿入部材 2 の周囲から遠方の部材側へ延在する。これにより、レンズ 4 を眼に挿入した後、例えば創口 20 を通って挿入部材 2 を長手方向に単に引くだけで、フック 3 を支持部 5 の開口 13 から容易に引き抜くことができる。挿入部材、または少なくともフック 3 に隣接する部分の挿入部材と、挿入部材から突出するフック 3 の第 1 セクションとのなす角は、例えば 20° ~ 70° とすることができる。

【0035】

本実施例において、挿入部材 2 は平板材の細片 (flat strip) である。これにより、挿入部材 2 を容易に製造することができる。また、レンズ 4 を眼に挿入するとき、創口 20 の断面積をわずかにしながら、レンズ 4 を制御かつ操作して手術を行うための十分な剛性と柔軟性をもたらすことができる。

【0036】

図 1 に示すように、挿入部材 2 の肩部 21 はフック 3 に隣接し、フック 3 よりも幅広であ

る。これにより、支持部 5 に形成される開口 1 3 から突き出た挿入部材 2 のフック 3 によって係合されるレンズ 4 が、挿入部材 2 に沿ってグリップ側にスライドすることを防ぐ。肩部 2 1 は、開口 1 3 よりも広い幅を有して挿入部材 2 の端部を形成し、挿入部材が開口 1 3 内まで入り込んでしまうことを防止する。

【0037】

図 3 には、挿入器具の挿入部材 1 0 2 が示されている。挿入部材 1 0 2 は、フック構造 1 0 3 に隣接し、拡幅部 1 1 2 よりも狭い狭小部 1 2 2 を備えている。狭小部 1 2 2 は、レンズが眼に挿入されるときに、光学部が折れ曲がる部分に配置され、光学部の折れ曲がり部とあまり干渉しないように構成されている。また、狭小部が拡幅部 1 1 2 と同様の幅を有する場合に比べて小さいスペースで済むため、挿入部材に係合した光学部の折り畳まれた部分用のスペースを確保することができる。これにより、レンズの光学部の創口の通過がさらに容易になる。

10

【0038】

図 4 および図 5 に示すように、挿入器具は挿入部材 2 0 2 側に係合部材 2 2 3 をさらに備えるようにしてもよい。係合部材 2 2 3 とフック 2 0 3 は、挿入部材 2 0 2 の同じ側に配置されている。係合部材 2 2 3 は、フック 2 0 3 によって係合されたレンズ 2 0 4 の、フック 2 0 3 とは反対側に突出する支持部 2 0 6 を係合するために用いられる。係合部材 2 2 3 は、フック 2 0 3、およびフックに係合した支持部 2 0 5 から離れた側の支持部 2 0 6 を、挿入部材 2 0 2 に密接してすなわち挿入部材上に保持することができ、レンズ 2 0 4 のさらなる良好な制御を実現することができる。本実施例における挿入部材 2 0 2 は、金属の柔軟性のある細片から形成され、係合部材 2 2 3 から容易に曲げ離すことができる。そして、挿入部材 2 0 2 の長手方向にレンズ 2 0 4 を移動することによって、係合部材 2 2 3 に対応する支持部 2 0 6 の開口 2 1 3 に係合部材 2 2 3 を容易に挿入することができる。レンズ 2 0 4 とフック 2 0 3 との係合は、係合部材 2 2 3 と支持部 2 0 6 との係合以前に行われるが、これと同時にまたはその後でもよい。挿入部材 2 0 2 の曲げが戻ると、支持部 2 0 6 のアームは挿入部材 2 0 2 と係合部材 2 2 3 の間に保持される。

20

【0039】

レンズ 2 0 4 を眼内に挿入した後に係合部材 2 2 3 からレンズ 2 0 4 を容易に離脱するために、挿入部材 2 0 2 から係合部材 2 2 3 を持ち上げてそこに係合された支持部 2 0 6 を解放するように構成することができる。このために、係合部材 2 2 3 は例えば挿入部材の長手方向 2 2 4 に沿って移動可能とすることができる。具体的には、支持部 2 0 6 を保持する範囲の係合部材 2 2 3 に対してある角度を持って延在する挿入部材に沿った方向 2 2 4 に、係合部材を移動可能とする。

30

【0040】

図 6 に、本発明のさらなる実施例による挿入器具にの挿入部材を示す。本実施例においては、フック構造 3 0 3 に隣接し、挿入部材 3 0 2 のフック 3 0 3 と同じ側の挿入部材 3 0 2 に、中央が突出した領域 3 2 6 を設けている。中央隆起部 3 2 6 は、所定方向に関するレンズの光学部の折れ曲がりを補助し、光学部が眼の創口等の細い通路を通過するとき、光学部の側部が挿入部材 3 0 2 側に折れ曲がるように補助する。反対に中央領域をへこませることによっても、同様の効果を得ることができる。この場合、レンズの光学部の側部は曲げられ、挿入後に挿入部材から離れて元に戻る。

40

【0041】

図 7 から図 9 に、本発明のさらなる実施の形態を示す。ここでは、挿入器具は挿入部材 4 0 2 よりも長さの短い供給チューブ (feeder tube) 4 2 7 をさらに備えている。供給チューブは、挿入部材 4 0 2 と、支持部 4 0 5 がフック 4 0 3 に係合したレンズ 4 0 4 とを受け入れる内部導管 (チャンネル) 4 2 8 と、レンズ 4 0 4 をチューブ 4 2 7 に入れる際にレンズを圧縮するファンネル (funnel) 4 2 9 を備えている。ファンネル 4 2 9 はチューブ 4 2 7 の先端部に着脱可能に取り付けられる。

【0042】

これらを使用する際は、まず、チューブ 4 2 7 およびファンネル 4 2 9 から突出した挿入

50

部材 4 0 2 のフック 4 0 3 にレンズ 4 0 4 を係合する。次に、チューブ 4 2 7 の中にレンズ 4 0 4 を引っ張り込む。このために、例えばチューブ 4 2 7 の基端部から吸引を行ったり、または、図 7, 8 に示すように先端部にフック 4 3 1 を有し、その断面が供給チューブ 4 2 7 の内側断面よりも小さい引っ張り棒 4 3 0 を用いることができる。レンズ 4 0 4 とフック 4 0 3 との係合により、挿入部材 4 0 2 はレンズ 4 0 4 とともに引っ張り込まれる。チューブのチャンネル 4 2 8 の幅は、レンズ 4 0 4 の光学部の幅より小さい。そのため、光学部はチャンネル 4 2 8 内に入り込むときにチャンネル 4 2 8 の幅にあうように変形する必要がある。これは、ファンネル 4 2 9 によって容易に実現することができる。レンズがチャンネル 4 2 8 内に引っ張り込まれた後、角膜の創口を通して挿入される部分の挿入器具の断面積を減少させるために、ファンネル 4 2 9 はチューブ 4 2 7 から取り外される。その後、チューブの先端部は角膜の創口を通して眼に挿入される。次に、挿入部材 4 0 2 はチューブの外側に押し出され、レンズがチューブ 4 2 7 から引き出されてチューブ 4 2 7 の先端から眼内に挿入される。レンズの変形状態を維持するためにチューブを用いた場合、チューブが角膜の創口を通る際に、創口の有効な断面積をチューブが占めてしまうが、これにより、以下のような効果がある。すなわち、レンズを変形させるために比較的大きな力を作用させることができ、レンズを変形させるために作用させた力は角膜の創口周囲の組織に作用することがない。また、レンズが挿入される創口の付近およびその正面にチューブ 4 2 7 を保持し、レンズ 4 0 4 をチューブから出して創口に挿入することがもできる。挿入器具 4 0 2 によってレンズ 4 0 4 がチューブ 4 2 7 の先端部から押し出されてチューブ 4 2 7 から解放された後も、レンズは一時的に挿入器具に係合したままである。したがって、少なくともレンズ 4 0 4 がその原形を取り戻し始める間は、レンズ 4 0 4 は挿入部材 4 0 2 と係合したままである。そのため、レンズ 4 0 4 の位置は、チューブから解放されたときと同様にコントロールされており、レンズ 4 0 4 がチューブから解放された後に不所望な位置に到達したり、眼内組織と不適切に接触してしまうリスクを実質的に低下させることができる。

【0 0 4 3】

図 9 によく示されているように、チューブ 4 2 7 は細長い断面を有する。これにより、チューブが延在する方向およびレンズが挿入される方向に交差する方向において、レンズ 4 0 4 の寸法を大きく減少することができる。また、細長い断面は線状の創口を比較的容易に通ることができる。

【0 0 4 4】

図 1 0 ~ 1 3 に、レンズ 5 0 4 が挿入されるチューブ 5 2 7 を備える挿入器具の別の実施の形態における先端部を示す。図 1 0, 1 1 は、レンズ 5 0 4 がファンネル 5 2 9 の正面に配置された状態を示している。このとき、レンズは挿入部材 5 0 2 によって保持されている。ファンネル 5 2 9 はチューブ 5 2 7 に一体化して形成されている。図 1 2, 1 3 は、レンズ 5 0 4 がチューブ 5 2 7 に導入された後の状態を示している。挿入部材 5 0 2 のフック 5 0 3 がレンズ 5 0 4 に係合した状態で、挿入部材 5 0 2 をファンネル 5 2 9 を介してチューブ 5 2 7 の最も細い部分まで押し込み、レンズ 5 0 4 をチューブ内に導入している。図 1 2, 1 3 は、レンズ 5 0 4 を挿入する準備が整った状態を示している。ファンネル 5 2 9 と反対側のチューブ 5 2 7 の端部を眼の角膜の創口に挿入し、続いて挿入部材 5 0 2 を矢印 5 3 2 方向にさらに移動させることによって、レンズ 5 0 4 をファンネル 5 2 9 から離れたチューブ 5 2 7 の端部から引き出し、レンズを挿入する。また、レンズが挿入される創口の付近およびその正面にチューブ 5 2 7 を保持し、レンズ 5 0 4 をチューブ 5 2 7 から出して創口に挿入することがもできる。レンズ 5 0 4 は、創口を通り抜けるときに元通りの形状を回復する。

【0 0 4 5】

図 1 4 ~ 1 7 に、別の実施の形態におけるレンズ 6 0 4 と挿入器具の先端部分を示す。この挿入器具は、さらにキャップ 6 2 7 を備えている。キャップ 6 2 7 は、ある程度の遊びを持って、フック 6 0 3 に隣接する部分の挿入部材 6 0 2 を収容するための幅を有している。キャップ 6 2 7 が挿入部材 6 0 2 の長手方向に交差する方向（矢印 6 3 0）に配置さ

れて挿入部材 602 に被さると、挿入部材 602 に係合したレンズ 604 の光学部の側部が挿入部材 602 の横縁で曲げられる。キャップ 627 がレンズ 604 と挿入部材 602 に被さるように配置された後、キャップ 627 によって変形した状態のレンズ 604 が眼に挿入される。次に、キャップ 627 は眼から引き抜かれてレンズ 604 を解放する。最後に、挿入部材も眼から引き抜かれ、眼内でレンズを虹彩に固定させる。

【0046】

次に、図 18 に示すレンズと、続いて図 19～24 に示すレンズについて説明する。図 18 に示すように、紙面に平行でかつ径方向に直交する方向におけるレンズ 4 の開口 13 の寸法は、開口 13 の径方向の寸法よりも大きい。これにより、フック 3 の第 1 セクション 15 に関するレンズ 4 の回転の自由度を制限し、フック 3 に係合されるレンズ 4 を挿入部材 2 と実質的に並ぶ位置で確実に保持する。 10

【0047】

支持部 5, 6 の開口 13 は、柔軟性のある毛抜き状の支持部のアーム 8, 9 によって形成されている。これらのアームは、それぞれのアームの間にクランプスリット 10 を形成し、虹彩の後面に貫通することなく虹彩組織の前面部を挟み込んでレンズを虹彩組織に固定する。虹彩組織をつまむアーム 8, 9 の間の開口 13 は、また、レンズ 4 を眼に挿入する前および挿入中に、レンズ 4 を挿入部材と係合して保持するためにも用いられる。したがって、レンズを係合保持するための別の開口や構成を付加する必要がない。

【0048】

図 19 に、一方の支持部 706 がアーム 708, 709 の間の開口 713 に加えて穴 733 を有するレンズ 704 を示す。穴 733 は、開口 713 よりも小さく、例えばフック 431 (図 7 参照) 等のフックに係合するために用いられる。穴 733 は、直径 1 mm 未満であることが望ましい。図 19 に示すレンズの別の特徴としては、アーム 708, 709 のうちの一方が他方より太いことである。これにより、付加的な穴 733 のスペースが確保される。一方のアームが他方よりも太いことには、以下のような別の利点がある。すなわち、クランプアームの間のクランプスリットに虹彩組織の一部を挟み込むときに、実質的には、細い方のアームのみが曲がり、他方のアームはレンズ 704 を適切な場所に確実に保持するように固定させることができる。ただし、フック 431 と同様なフックによって係合するための穴 833 を、図 20 に示すように対称な支持部 806 に設けることもできる。 20 30

【0049】

図 21, 22 に、作図上の理由から両側に異なる支持部を有するレンズを示す。実際には、レンズの両側に同じ支持部を備えることが望ましい。図 22 に示すように、支持部 905, 1005 は光学部 907 の背面側に突出している。それぞれの開口 913, 1013 において、光学部 907 から最も離れた部分 934, 1034 は、光学部 907 に最も近い部分 935, 1035 よりも背面側に位置する。これにより、光学部 907 の面にほぼ平行な方向への挿入が可能となるため、開口へのフック 3 の挿入、そして開口と挿入部材 223 (図 5 参照) との係合を容易にすることができる。支持部 905, 1005 が光学部 907 の背面に突出していることには、さらに次のような利点がある。すなわち、レンズが移植された状態で、虹彩の前面によって定義される面から光学部を浮いた状態に保つ 40 という利点がある。これにより、瞳孔を通る液体の流れを許容するという効果がある。

【0050】

光学部 907 は、凹状の背面 937 を有し、凹状面 937 は光学部 907 と平面 936 との間にドーム型のスペースを形成する。一方の支持部 1005 は、側部のサイドゲート 1038 を有し、サイドゲートは凹状背面 937 においてドーム型スペースと連通する。これにより、液体の流れを抑え過ぎるというリスクを低減する。例えば支持部 1005 が虹彩の表面にある凹部に付着して、光学部 907 の背面側の周縁部が虹彩表面 936 に接触している場合でも、側部のサイドゲート 1038 は通常、開いたままにされる。このようなサイドゲートが、折りかさね式または折りたたみ式レンズ等に用いられる容易に変形可能な材料の光学部に設けられる場合、側部サイドゲート付近の光学特性に悪影響を及ぼす 50

可能性がある。本実施例においては、支持部１００５の領域１０３９がサイドゲート１０３８に沿って延在し、側部サイドゲート１０３８付近の領域の光学部９０７を固定して安定させるため、そのような影響の可能性が減少される。

【００５１】

光学特性の低下を避け、かつレンズの小型化を図るために、支持部９０５，１００５と光学部とが連結する領域を狭くしながら、比較的剛性のある支持部９０５，１００５と比較的弾性のある光学部９０７との強固な結合を実現するために、支持部９０５，１００５は光学部に接着される。本実施例では、接着剤を用いて支持部を結合するものとしたが、例えば射出成形の間に支持部を差し込んで直接接着してもよい。接着剤は、光学部９０７の溝９４０，１０４０に、少なくとも部分的に塗布される。付加的に、または代替として、支持部の溝に接着剤を付けることもできる。この場合、支持部と光学部はそれぞれ対応するように設計される。

10

【００５２】

支持部９０５，１００５の取り付けを容易にし、支持部９０５，１００５と光学部９０７との連結を強化するために、フランジ９４３，１０４３が設けられている。フランジ９４３は光学部９０７に一体化しており、凹状の背面９３７はフランジの外側の端まで達している。図２２に示すように、このような構造上の特徴により、両方の支持部の間の光学部９０７の周囲に沿ってサイドゲート９５１が形成される。

【００５３】

フランジ１０４３は光学部９０７から突出している。フランジ９４３，１０４３は、支持部の凹部９４５，１０４５に対応するボス９４４，１０４４を備えている。これにより、連結がさらに強化されるとともに、支持部９０５，１００５を取り付ける際にかちりとはまり、レンズ９０４の組立が容易になる。なお、支持部にボスを、光学部のフランジに凹部を配置することもできる。

20

【００５４】

図２３，２４に、作図上の理由から異なる支持部１１０５，１２０５を両側に備えたレンズ１１０４を示す。このレンズにおいても、支持部１１０５，１２０５は接着剤によって光学部１１０７に接着される。このレンズ１１０４において、光学部１１０７と支持部１１０５，１２０５は、フランジ１１４３，１２４３の位置決め部１１４６，１２４６にその周囲を囲まれる基端部１１４２，１２４２をそれぞれ備えている。接着剤は、少なくとも支持部１１０５，１２０５と位置決め部１１４６，１２４６の間に部分的に塗布され、非常に強固に連結を行う。フランジ１１４３，１２４３はフランジ１１０７に一体化しており、光学部の凹状背面はフランジの背面に沿って延在する。図２４に示すように、この構造上の特徴により、両側の支持部の間の光学部１１０７の周縁に沿って、光学部１１０７のサイドゲート１１５１，１２５１が形成される。

30

【００５５】

支持部１１０５の具体的な特徴は、クランプアーム１１０８，１１０９に囲まれた開口１１１３に加えて、光学部１１０７に側部の開口１１４７が設けられていることである。光学部１１０７の開口１１４７は、光学部１１０７の凹状背面によって囲まれたドーム状スペースと連通する。これにより、瞳孔領域の液体の流れが一層確実に確保される。瞳孔領域の液体の流れの通路をさらに設けるために、光学部１１０７の側部の開口１１４７と、クランプアーム１１０８，１１０９によって形成される開口１１１３とを連通する横ポート１１４８が設けられている。支持部１１０５が、光学部１１０７の光学面１１５０にほぼ平行な面１１３６を定義する支持面１１４９をさらに備えているので、レンズ１１０４を虹彩の前面へ一層しっかりと固定させることができる。

40

【００５６】

本発明によるレンズ、挿入器具または挿入部材は、挿入器具とレンズを含む眼治療用具として組み合わせて提供されることが好ましい。ここで、挿入器具はレンズの強化部分の開口と係合するように寸法設定されている。これにより、自動的に、レンズ移植用に用いられる器具を確実にレンズに適合させることができる。

50

【0057】

さらに移植を容易にするために、挿入器具、あるいは少なくとも挿入部材によって保持された位置に予め取り付けられた状態で、器具と、または少なくとも挿入部材とともに1つのパッケージに包装され、さらに消毒されて、提供されることが好ましい。したがって、器具、または少なくとも挿入部材を別々に殺菌する必要がなく、レンズを挿入部材に取り付ける間のレンズおよび挿入部材の汚染のリスクが低減される。ごみを減らすために、使用済みの挿入部材は返却することができ、洗浄され、移植用の他のレンズとともに再び包装、消毒される。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による器具の第1実施例における先端部の斜視図。

10

【図2】図1による器具の先端部の拡大斜視図であり、本発明によるレンズの第1実施例を器具に保持された状態で示す。

【図3】本発明による器具の第2実施例における先端部分の斜視図。

【図4】本発明による器具の第3実施例における先端部分の上面図であり、図2に示すように器具に保持された状態のレンズを示す。

【図5】図4に示す器具とレンズの先端部の側面図。

【図6】本発明による器具の第4実施例における先端部分の斜視図。

【図7】本発明による器具の第5実施例における先端部分の上面断面図であり、本発明によるレンズの第2実施例を示す。。

【図8】図7に示す構成の側面図。

20

【図9】レンズが器具のチューブ内に配置された状態の、図8におけるI X - I X断面図。

【図10】本発明による器具の第6実施例における先端部分の側面断面図であり、図2に示すように、器具のファンネルに挿入される前のレンズを示す。

【図11】図10におけるX I - X I断面から見た上面図。

【図12】レンズがファンネル内に挿入されている状態の、図10と同様の方向からみた図。

【図13】図12におけるX I I I - X I I I断面から見た上面図。

【図14】本発明による器具の第7実施例における器具の、図15のX I V - X I V断面図であり、図3に示すレンズを示す。

30

【図15】図14に示す構成を下からみた図である。ただし、図14に示すキャップは省略する。

【図16】図17におけるX V I - X V I断面図。

【図17】図16に示す配置を下から見た断面図であり、器具のキャップがレンズに係合した状態を示す。

【図18】図2に示すレンズの上面図。

【図19】本発明によるレンズの第3実施例の上面図。

【図20】図7に示すように、レンズの支持部を含む領域の上面図。

【図21】本発明によるレンズの第4および第5実施例の上面図を部分的に示す。

【図22】図21におけるX X I I - X X I I断面図。

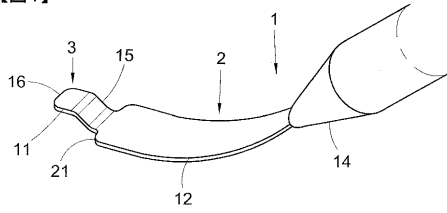
40

【図23】本発明によるレンズの第6および第7実施例の上面図を部分的に示す。

【図24】図23におけるX X I V - X X I V断面図。

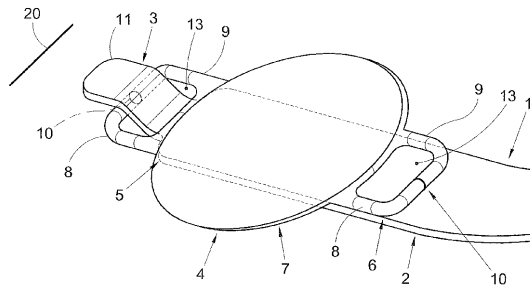
【図 1】

【図1】



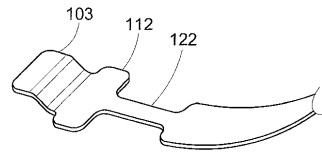
【図 2】

【図2】



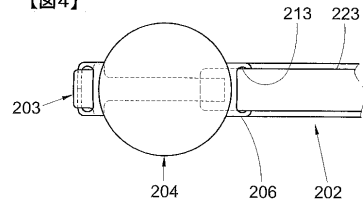
【図 3】

【図3】



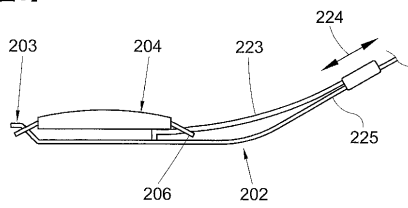
【図 4】

【図4】



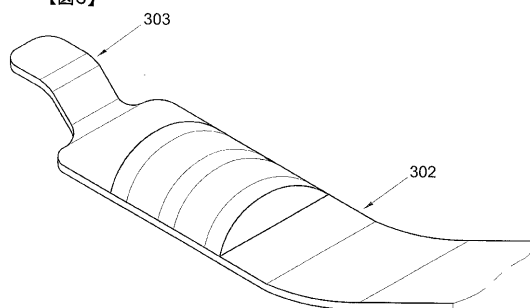
【図 5】

【図5】



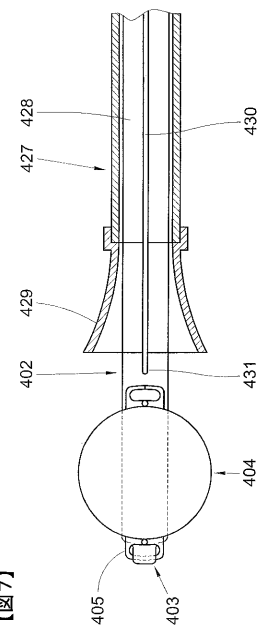
【図 6】

【図6】

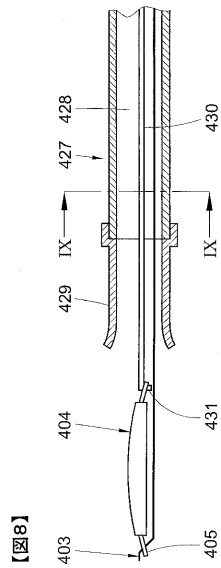


【図 7】

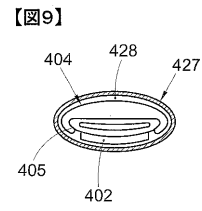
【図7】



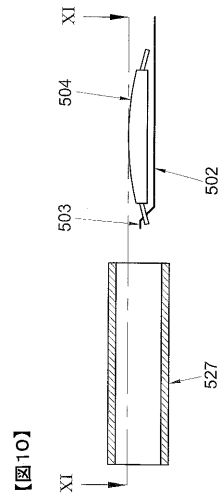
【図 8】



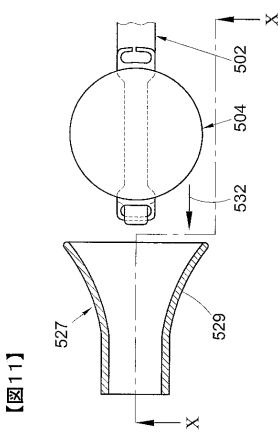
【図 9】



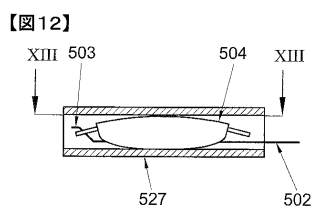
【図 10】



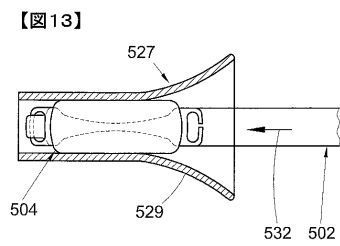
【図 11】



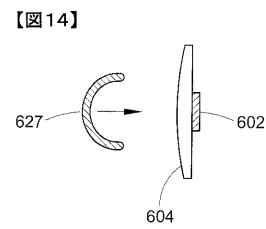
【図 12】



【図 13】

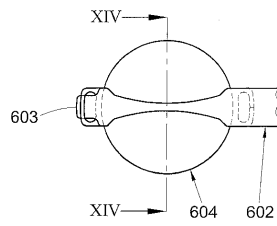


【図 14】



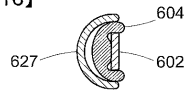
【図 15】

【図15】



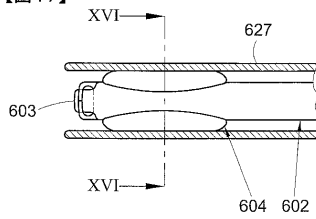
【図 16】

【図16】



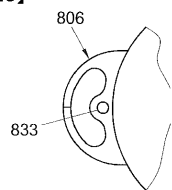
【図 17】

【図17】



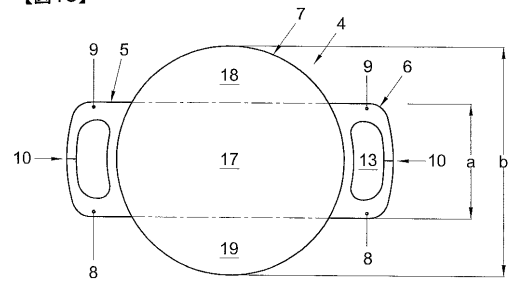
【図 20】

【図20】



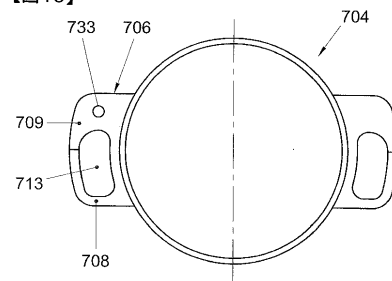
【図 18】

【図18】



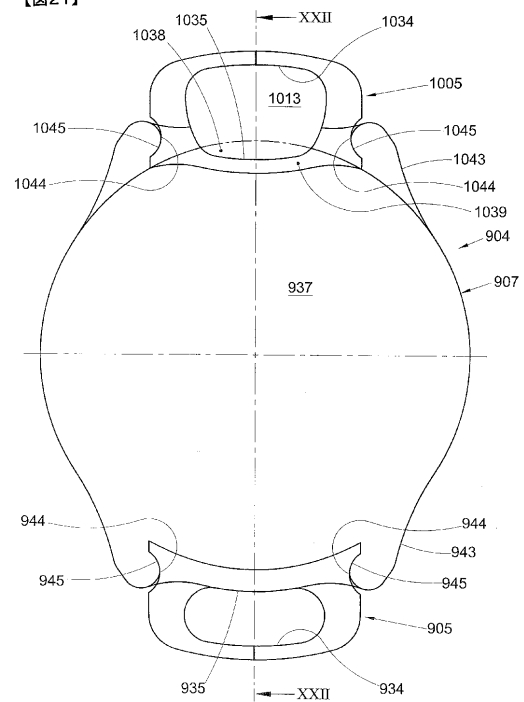
【図 19】

【図19】

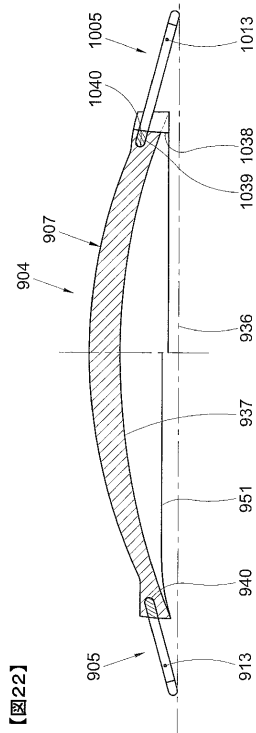


【図 21】

【図21】

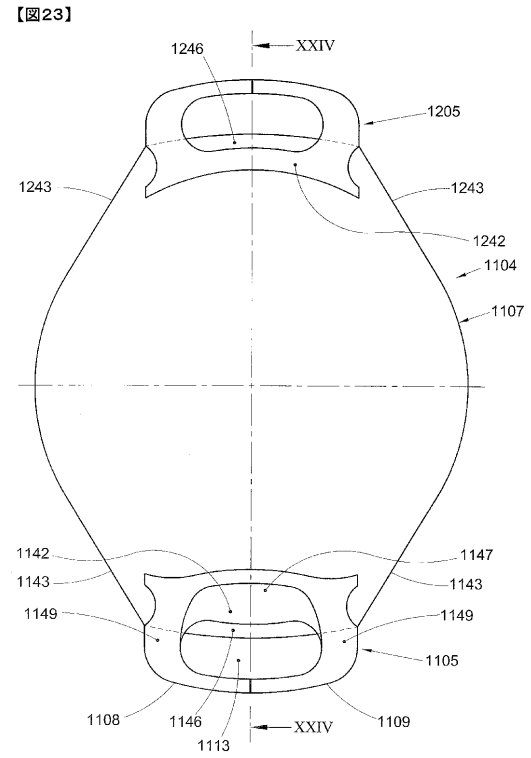


【図 2 2】



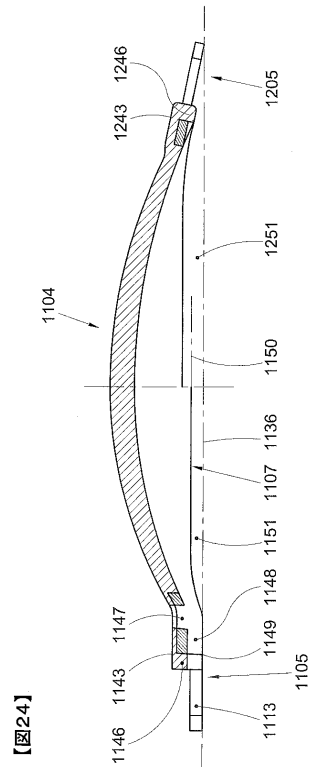
【図22】

【図 2 3】



【図23】

【図 2 4】



【図24】

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C097 AA25 BB01 BB09 CC01 CC05 SA06 SA08

【外国語明細書】

【書類名】 明細書

【発明の名称】

Intraocular lens for implantation in an eye and instrument and methods for insertion of such a lens

【特許請求の範囲】

1. An intraocular lens comprising an optical portion (7; 607; 907; 1107) of a transparent, deformable material, at least one haptic (5, 6; 205, 206; 405, 406, 706; 806; 905; 1005; 1105; 1205) radially projecting from the optical portion (7; 607; 907; 1107) for supporting the optical portion (7; 607; 907; 1107) in a position parallel to and against an anterior iris surface plane (936; 1136), and at least one aperture (13; 213; 713; 913; 1013; 1113) bounded by said haptic (5, 6; 205, 206; 405, 406, 706; 806; 905; 1005; 1105; 1205), characterized in that, at least a stiff portion of said haptic (5, 6; 205, 206; 405, 406, 706; 806; 905; 1005; 1105; 1205) has a higher stiffness against bending about an axis in said radial direction than the optical portion (7; 607; 907; 1107), and in that at least said stiff portion has a width (α) measured parallel to said plane and perpendicular to said radial direction, which is smaller than the size (b) of the optical portion (7; 607; 907; 1107) in the direction of said width.
2. A lens according to claim 1, wherein the size of the aperture (13; 213; 713; 913; 1013; 1113) measured parallel to said plane and perpendicular to said radial direction is larger than the size of the aperture (13; 213; 713; 913; 1013; 1113) measured in said radial direction.
3. A lens according to claim 1 or 2, wherein said at least one haptic (5, 6; 205, 206; 405, 406, 706; 806; 905; 1005; 1105; 1205) comprises a pair of flexible, pincer-like arms (8, 9; 708; 1109) defining a nip between said arms for pinching and fixating an anterior surface portion of iris tissue without penetrating to the posterior surface of the iris, said aperture (13; 213; 713; 913; 1013; 1113) being located between said arms (8, 9; 708; 1109).
4. A lens according to any one of the preceding claims, wherein at least said stiff portion of said haptic (5, 6; 205, 206; 405, 406, 706; 806; 905; 1005; 1105; 1205) has a width transverse to said radial direction smaller than 4 mm.

5. A lens according to any one of the preceding claims, further comprising a posterior side facing posteriorly towards the iris when in implanted condition, wherein said haptic (5, 6; 205, 206; 405, 406, 706; 806; 905; 1005; 1105; 1205) projects posteriorly from said optical portion (7; 607; 907; 1107) and wherein a portion of said aperture (13; 213; 713; 913; 1013; 1113) most remote from said optical portion (7; 607; 907; 1107) is located posteriorly from a portion of said aperture (13; 213; 713; 913; 1013; 1113) nearest to said optical portion (7; 607; 907; 1107).

6. A lens according to any one of the preceding claims, wherein said haptic (706; 806) includes a hole (733; 833) of a diameter smaller than 1 mm.

7. A lens according to any one of the preceding claims, wherein said haptic (5, 6; 205, 206; 405, 406, 706; 806; 905; 1005; 1105; 1205) is bonded to said optical portion (7; 607; 907; 1107).

8. A lens according to claim 7, wherein said at least one haptic (1105; 1205) has a proximal end enclosed peripherally by a positioning portion (1146; 1246) of said optical portion (1107) or said flange (1243).

9. A lens according to any one of the preceding claims, wherein said optical portion (907; 1107) has a concave posterior surface (937) such that the concave curve forms a space between said optical portion (907; 1107) and said plane (936), at least one lateral side gate (1038; 1147) intersecting said concave posterior surface (937) communicating with said space, material of said haptic (1005; 1105) extending along said side gate (1038; 1147).

10. An inserting instrument for inserting an intraocular lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) into an eye, comprising an elongate inserting member (2; 202; 302; 402; 502; 602) and, at a distal end of said inserting member (2; 202; 302; 402; 502; 602), a hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603) projecting transversally from said inserting member (2; 202; 302; 402; 502; 602), for engaging a haptic (5, 6; 205, 206; 405, 406, 706; 806; 905; 1005; 1105; 1205) of an intraocular lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) distally from an optical portion (7; 607; 907; 1107) of the lens (4; 204; 404; 504;

604; 704; 904; 1104), characterized in that said distal end of said inserting member (2; 202; 302; 402; 502; 602) includes a wide portion (11, 12; 112) having a width for engaging said lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) in at least laterally spaced apart positions.

11. An inserting instrument according to claim 10, wherein said wide portion includes a support plateau (12; 112) closely adjacent said hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603) for supporting a lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) engaged by said hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603).

12. An inserting instrument according to claim 10 or 11, wherein said hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603) structure including a first section (15) projecting transversely from said inserting member (2; 202; 302; 402; 502; 602) and a second section (16) projecting distally from said first section (15), and wherein said second section (16) of said hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603) structure includes at least a portion (11) of said wide portion.

13. An inserting instrument according to claim 12, wherein said second section (16) of said hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603) is formed by a lip of plate material.

14. An inserting instrument according to claim 12 or 13, wherein said first section (15) of said hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603) structure extends from a neighboring portion of said inserting member (2; 202; 302; 402; 502; 602) in a direction with a distal component.

15. An inserting instrument according to any one of the claims 10-14, wherein said wide portion (11, 12; 112) has a width of at least one millimeter.

16. An inserting instrument according to any one of the claims 10-15, wherein said inserting member (2; 202; 302; 402; 502; 602) includes a flat strip of plate material.

17. An inserting instrument according to any one of the claims 10-16, wherein at least a shoulder portion (21) of said inserting member (2; 202; 302; 402; 502; 602) closely adjacent said hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603)

structure has a larger width than said hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603) structure.

18. An inserting instrument according to any one of the claims 10-17, wherein said inserting member (202; 502; 602) has a narrow section (122) adjacent said hook (203; 503; 603) structure, said narrow section (122) being narrower than said wide portion.

19. An inserting instrument according to any one of the claims 10-18, wherein, adjacent said hook (303) structure and at the same side of the inserting member (302) as said hook (303), said inserting member (30) has a section having a projecting or recessed central zone.

20. An inserting instrument according to any one of the claims 10-19, further comprising an engagement member (223) on a side of said inserting member (202), said engagement member (223) and said hook (203) being located on the same side of said inserting member (202), said engagement member (223) being adapted for engaging one of the haptics (206) engaged by said hook (203) and projecting away from said hook (203).

21. An inserting instrument according to any one of the claims 10-20, further including a feeder tube (427; 527) having a length smaller than the length of said inserting member (402; 502) with said hook (403; 503), said tube (427; 527) having an inner channel (428; 528) for receiving a portion of said inserting member (402; 502) and a lens (404; 504) engaged by said hook (403; 503) and a funnel (429; 529) for compressing the lens (404; 504) during entry into the tube (427; 527).

22. An inserting instrument according to claim 21, further comprising a pulling shank (430) having a hook (431) projecting from a distal end of said pulling shank (430), said shank having a cross-section smaller than the internal cross-section of said feeder tube (427).

23. An inserting instrument according to claim 22, wherein the funnel (429) is detachable from the tube (427).

24. An inserting instrument according to any one of the claims 21-23, wherein said tube (428) has an elongate cross-section.

25. An inserting instrument according to any one of the claims 10-24, further comprising a cap(627), said cap having a width for receiving a portion of the inserting member (602) adjacent the hook (603) thereof with some play, for foldable edge portions of an optical portion (607) of a lens (604) engaged by the inserting member (602) over said portion of the inserting member (602) while the cap (627) is positioned over the inserting member (602) in a lateral direction.

26. An eye treatment kit including a lens according to any one of the claims 1-9 and an instrument according to any one of the claims 10-25, said hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603) being adapted to engage said stiff portion of said lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) in said aperture (13; 213; 713; 913; 1013; 1113).

27. An eye treatment kit according to claim 26, said lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) being retained by said instrument and said lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) and said instrument being packaged in a common package.

28. A method for preparing an intraocular lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) for insertion into an eye including:

providing an intraocular lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) having an optical portion (7; 607; 907; 1107) of a transparent material and at least one haptic (5, 6; 205, 206; 405, 406, 706; 806; 905; 1005; 1105; 1205) radially projecting from the optical portion (7; 607; 907; 1107) for supporting the optical portion (7; 607; 907; 1107) in a position parallel to a plane (936; 1136), at least one aperture (13; 213; 713; 913; 1013; 1113) being bounded by said haptic (5, 6; 205, 206; 405, 406, 706; 806; 905; 1005; 1105; 1205),

providing an inserting instrument for inserting an intraocular lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) into an eye, comprising an elongate inserting member (2; 202; 302; 402; 502; 602) and, at a distal end of said

inserting member (2; 202; 302; 402; 502; 602), a hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603) projecting laterally from said inserting member (2; 202; 302; 402; 502; 602), and

engaging said hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603) to said haptic (5, 6; 205, 206; 405, 406, 706; 806; 905; 1005; 1105; 1205), said haptic (5, 6; 205, 206; 405, 406, 706; 806; 905; 1005; 1105; 1205) being positioned distally from said optical portion (7; 607; 907; 1107),

characterized in that said lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) is engaged by a wide portion of said distal end portion engaging said lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) in at least laterally spaced apart positions.

29. A method according to claim 27, wherein said wide portion forms a support plateau, wherein said lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) is positioned on top of said support plateau closely adjacent said hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603) such that said inserting instrument supports said lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) engaged by a said hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603).

30. A method according to claim 28, wherein said hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603) includes a first section (15) projecting transversely from said inserting member (2; 202; 302; 402; 502; 602) and a second section (16) projecting distally from said first section (15), wherein said lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) is positioned with said optical portion (7; 607; 907; 1107) against said inserting member (2; 202; 302; 402; 502; 602) and a portion of said haptic (5, 6; 205, 206; 405, 406, 706; 806; 905; 1005; 1105; 1205) under said second section (16) of said hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603), such that said inserting member (2; 202; 302; 402; 502; 602) supports said lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) engaged by a said hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603), and wherein said second section (16) of said hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603) structure, includes at least a portion of said wide portion (11, 12).

31. A method according to any one of the claims 28-30, wherein said lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) and said inserting instrument are inserted into a tube (427, 527) or cap (627) having an inner channel and wherein said optical portion (7; 607; 907; 1107) is deformed in at least one direction during insertion into said tube (427, 527) or cap (627).

32. A method according to claim 31, wherein said inserting instrument engages said lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) while said lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) and said inserting instrument are inserted into said tube (427, 527) or cap (627).

33. A method according to claims 31 or 32, wherein, in said tube (427, 527) or cap (627), side portions (18) of said optical portion (7; 607; 907; 1107) are folded about a section of said inserting member (2; 202; 302; 402; 502; 602).

34. A method for inserting an intraocular lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) into an eye, including a method according to any one of the claims 28-33 and inserting the lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) via an incision (20) in the eye.

35. A method according to claim 34, wherein said hook (3; 103; 203; 303; 403; 503; 603) is disengaged from said lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) by retracting said inserting member (2; 202; 302; 402; 502; 602) through said incision (20) in said eye.

36. A method according to any of the claims 31-33 and according to claim 34 or 35, wherein a distal end of said tube (427, 527) or cap (627) is positioned closely adjacent to said incision (20), against said incision (20) or inserted into said eye via said incision (20) and wherein said lens (4; 204; 404; 504; 604; 704; 904; 1104) is forced out of a distal end of said tube (427, 527) or cap (627) by said inserting member (2; 202; 302; 402; 502; 602) and temporarily remains engaged to said inserting member (2; 202; 302; 402; 502; 602) after having been released from said tube (427, 527) or cap (627) and inserted into said eye.

【発明の詳細な説明】

The invention relates to a lens according to the introductory portion of claim 1, to an instrument for inserting an intraocular lens into an eye according to the introductory portion of claim 10, to a method for preparing an intraocular lens for insertion into an eye according to the introductory portion of claim 28 and to a method for inserting an intraocular lens into an eye, including such a preparatory method. Such a lens, such an instrument and such methods are known from United States patent 4,573,998.

Implantation of an intraocular lens after surgical removal of the opaque lens, a structure having a thickness of about 5 millimeters and diameter of about 9 millimeters, from the eye of a cataract patient is one of the most common forms of eye surgery. The lens is usually implanted in the anterior chamber of the eye (in front of the iris) or in the posterior chamber of the eye (behind the iris) in the capsular bag or in the sulcus.

Another indication for the prescription of intraocular lenses is optical correction of the natural lens. For that purpose the lens is implanted in the anterior chamber of the eye, in front of the natural lens in its natural position. An example of such a lens is disclosed in United States patent 5,192,319. This lens has a rigid optical portion and, disposed along the circumference of the optical portion, haptics in the form of pairs of arms which are flexible but stiff enough to pinch a plea of iris material between free ends thereof for retaining the lens relative to the iris.

The implantation of an intraocular lens involves making a corneal or corneoscleral incision. The intraocular lens is inserted through this incision into the eye. It has long been recognized that it is advantageous if the lens to be implanted can be passed through a small incision, in particular if the natural lens is not removed or if the natural lens is removed after having been emulsified, so that the size of the incision does not have to meet requirements

originating from the need to remove the natural lens through that incision. A disadvantage of the rigid intraocular lens is that insertion of the lens requires a relatively large incision in the ocular tissue.

For the purpose of reducing the required size of the incision through which the lens is inserted into the eye, it is described in the aforementioned United States patent 4,573,998 to provide a lens with a deformable optical portion. A wide variety of inserting instruments, lenses and methods is disclosed in this document.

One method of deforming the lens disclosed in this document involves deforming the intraocular lens by engaging a distal portion of the lens and urging the lens through a relatively small incision made in the ocular tissue. One of the lenses disclosed in this document has haptics in the form of appendages of the compressible-integral support type, which are uniplanar with the optical zone portion of the lens. An internal support element extends closely along a rim of the appendage.

A specially designed inserting instrument, which may generally be described as a single micro hook device comprising a very thin, relatively rigid shaft having an engagement bend in the forward portion, engages the distal rim or hole of the intraocular lens and effects insertion of the lens through the incision. During surgery, the micro hook device engaged with the lens is initially inserted through the incision and the lens undergoes deformation to an appropriate diameter by compression of the lens caused by the pressure exerted by corneal tissue around the incision. The lens is thereafter fully inserted into the eye.

Another method for implantation of the lens in the eye disclosed in this document includes the use of a double micro hook type device to stretch the intraocular lens in a direction parallel to the direction of insertion, thereby deforming the lens in the plane of the incision sufficiently to allow insertion of the lens through a relatively small incision.

Disadvantages of this method of implantation are that it is cumbersome to engage the lens with the instrument and that control of the position of the lens relative to the instrument is difficult. Moreover, the hook can easily dislocate the positioned lens when the instrument is withdrawn from the eye.

Another option described in this document is to insert the deformable lens via a channel with a circular cross-section. The lens is released from the channel behind the incision. Release of the lens and the position of the lens before insertion in the tube and after release from the tube are difficult to control.

In United States patent 5,047,051, it is proposed to mount the deformable optical portion of the lens to a semi-rigid haptic anchor plate surrounding the deformable optical portion to which anchor plate relatively short looped haptics are attached. However, the semi-rigid anchor plate reduces compressibility of the lens and unfolding of the semi-rigid plate in the anterior chamber of the eye entails a risk of damaging eye tissue bounding the anterior chamber and in particular the cornea.

In United States patent 5,147,395, it is proposed to provide a lens with a fixation member including a deformable element integral with the deformable optic and at least one resilient stiffening element within the deformable element and the optic. This entails that the stiffening element extends within the optic and accordingly reduces the effective optical area of the lens.

In United States patent 5,562,676, it is mentioned to push, pull or carry a lens through a lumen projecting into an eye, for inserting the lens into an eye. For pulling or carrying the lens through the lumen, the use of a forceps is mentioned, which forceps enters the lumen proximally. This entails that the forceps, which needs to extend in the lumen along the lens, occupies a relatively large portion of the cross-section of the lumen in the section of the lumen where the lens is located. Moreover, reliable engagement of the forceps extending through a narrow lumen is difficult to ensure. The lens has

relatively slender haptics which can easily be damaged during passage through the lumen.

In international patent application publ. no. WO 95/21594, it is described to suck a lens having a deformable optic into a tube having an internal diameter of 4 mm using a loading funnel. After the distal end of the tube is inserted into the eye, the lens is ejected from the tube by applying pressure to fluid behind the lens. The emergence of the lens from the tube is difficult to control, in particular with respect to the velocity with which the lens regains its original shape and the orientation of the lens after emergence from the tube.

In European patent application 0,766,952 a lens is proposed of which the haptics and the optical part are of shape-recovery materials, the material of the haptics recovering shape more quickly than the material of the lens. Shape recovery is obtained by hydration or temperature. This requires stringent control of the humidity or temperature of the lens before insertion. Furthermore, preparation of the lenses requires hydration or heating, deformation, and drying or cooling in deformed condition, which is relatively cumbersome.

In United States patent 5,848,187, it is described to reduce the transverse dimensions of an intraocular lens during passage through an incision in the eye by stretching the lens in the direction of insertion. To achieve this, holes in the haptics are engaged by micro hooks. Disadvantages of this treatment are that engaging the lens with the micro hooks is cumbersome and that a further incision in the eye is made for insertion of the second micro hook instrument that pulls the lens into the eye. Furthermore, coordinated control of the two instruments inserted into the eye via different incisions is relatively difficult.

It is an object of the present invention to facilitate control over a lens, which, for inserting the lens into an eye, is passed through a passage, such as an incision or a channel in which the lens is inserted in preparation of insertion into the eye.

According to one aspect of the invention, this object is achieved by providing a lens according to claim 1. According to another aspect of the invention, this object is achieved by providing an inserting instrument according to claim 10, which is specifically adapted for implantation of such a lens. According to yet another aspect of the invention, this object is achieved by providing a method according to claims 28 for preparing a lens for insertion into the eye. Such a method can also be combined with further steps to also insert the lens as is set forth in claim 34.

The improved control over the orientation of the lens facilitates handling of the lens and immediately after release from the deformed condition in the passage, it reduces the risk of the lens touching sensitive tissue within the eye when released from the passage.

Particular elaborations and embodiments of the invention are set forth in the dependent claims.

Further features, effects and details of the invention appear from the detailed description and the drawings.

DETAILED DESCRIPTION

The invention is first described with reference to Figs. 1 and 2, in which first examples of an instrument and a lens according to the invention are shown. The lens shown in Fig. 2 is also shown in Fig. 18.

The inserting instrument 1 shown in Figs. 1 and 2 is for inserting an intraocular lens 4 into an eye via an incision 20 (schematically shown in Fig. 2) in the cornea. The instrument 1 has an elongate inserting member 2 projecting from a grip 14 and, at a distal end of the member 2, a hook 3 projecting transversally from the member 2. The lens 4 to be implanted using the instrument 1 has haptics 5, 6 radially projecting from opposite sides of an optical portion 7 of the lens 4. The optical portion 7 is deformable. The haptics 5, 6 are each formed by a pair of arms 8, 9 for clamping iris tissue between surfaces of the arms 8, 9 facing each other in a clamping area 10 and are arranged for supporting the optical portion 7 in a position parallel to and against an anterior iris surface plane when the lens 4 is in implanted

condition. In Fig. 2, one of the haptics 5 is located at a side of the optical portion 6 facing the distal end of the inserting member 2 of the instrument 1 and the other one of the haptics 6 is located at a side of the optical portion 7 facing the proximal end of the inserting member 2 of the instrument 1. The haptics 5, 6 project radially from the optical portion 7 for holding the lens 4 with its optical portion 7 in a position essentially parallel to a plane formed by the anterior surface of the iris when in implanted condition. Apertures 13 are bounded by the haptics 5, 6 and the optical portion 7 is of a transparent, deformable material.

The hook 3 engages the haptic 5 facing the distal end of the inserting member 2. The distal end portion of the inserting member 2 includes wide portions 11, 12 having a width for engaging the lens 4 in laterally spaced apart positions.

In preparation of insertion of the lens 4 into an eye, the lens 4 is positioned with the optical portion 7 against the inserting member 2 and a portion of the haptic 5, which is located distally from the optical portion 7, is engaged by the hook 3. The inserting member 2 then supports the lens engaged by the hook 3.

More specifically, the lens 4 is engaged by the wide portions 11, 12 of the distal end portion in at least laterally spaced apart positions. This counteracts tilting of the lens 4 about the inserting member 2, so that control over the orientation of the lens 4 before and after insertion is improved. This, in turn, is advantageous for facilitating insertion and for avoiding contact between the lens and sensitive tissue in the eye. The support of the lens 4 in laterally spaced apart positions results in the lens being supported in at least three positions, so that its position relative to the inserting member is in principle fully controlled.

The width of the wide portions is preferably at least one millimeter.

According to the present example, the wide portions 11, 12 include a support plateau 12 closely adjacent the hook 3. This support plateau 12

supports the lens 4 engaged by the hook 3. A particular advantage of providing a support plateau, which may have a closed or an open structure, is that lens 4 is easily held in position along the inserting member 2. This effect can be obtained by gravity if the lens 4 is located on top of the inserting member. In addition or alternatively, visco-elastic liquid such as HPMC (HydroxyPropylMethylCellulose) or Sodiumhyaluron - for instance of the type which is usually injected into the eye to maintain the volume of the anterior chamber - may be applied (preferably liberally) to the lens 4 and/or to the inserting member 2. Such a substance causes the lens 4 to stick to the inserting member 2 and this sticking effect is particularly effective if the substance is located between the relatively large surface formed by the wide portion 12 of the inserting member 2 and the lens 4. The substance also forms a lubricant between the lens 4 and the inserting member 2 reducing friction between the lens 4 and the inserting member 2 if the lens 4 is slid over the inserting member 2 and reducing the risk of damage to the lens 4 and in particular the optical portion 7 of the lens 4.

The wide portion 12 of the inserting member 2 thus defines a plane against which the lens 4 retained closely adjacent the hook 3 such that the inserting instrument reliably supports the lens 4 engaged by the hook 3 prior to insertion of the lens 4 in a well controlled orientation essentially parallel to the wide portion 12. In this example, the width of the wide portion 12 is about two to four millimeters.

During insertion of the lens 4 into the eye, the optical portion 7 of the lens 4 is deformed to a shape which is elongate in the direction of insertion, since the hook 3 pulls the lens 4 through a relatively small incision. After the optical portion 7 has passed the incision 20, it unfolds again and regains its original shape in the anterior chamber of the eye. This allows the optical portion 7 to pass through an incision 20 which is too small for allowing passage of the optical portion 7 in undeformed condition.

After the lens 4 has entered the eye, the wide portion 12 shields the iris and, where applicable, the natural lens from the lens 4 and particularly from the haptics 5, 6, so that the risk of causing damage to these internals of the eye is particularly low.

The hook 3 includes a first section 15 projecting transversely from the inserting member 2 and a second section 16 projecting distally from the first section 15. The second section 16 of the hook 3 includes another one 11 of the wide portions 11, 12. The haptics 5, 6, or at least stiff portions thereof, have a higher stiffness against bending about an axis in longitudinal direction from one haptic 5 to the other haptic 6 than the optical portion 7, at least prior to insertion of the lens. For this purpose, the optical portion of the lens according to this example is made from a material which has a higher specific deformability and a lower specific stiffness than the material of the haptics 5, 6. Examples of materials for the optical portions are silicone material and hydrophilic or hydrophobic acrylate. It is generally advantageous if such deformable materials for the optical portion allow an elastic elongation of at least about 50% and more preferably at least about 75%. However, it is also possible to achieve the relatively low stiffness of the optical portion about an axis in longitudinal direction from one haptic to the other haptic by suitably dimensioning the optical portion and the haptics, while the haptics and the optical portion are made of the same material or materials having similar specific stiffness. For instance, the optical portion can be substantially thinner than the dimensions of the haptics in the direction of the optical axis of the optical portion.

As is best shown in Fig. 18, the relatively inflexible portion has a width a measured parallel to the support plane defined by the haptics 5, 6 and perpendicular to the longitudinal direction, which is smaller than the width b , measured in the same direction, of the optical portion 7. The stiff portions of the haptics preferably have a width a transverse to the radial direction in which they project smaller than 4 mm and smaller than 80% and more

preferably 60% of the width b (measured in the same direction) of the optical portion.

When the lens 4 is engaged by the hook 3, the wide second section 16 of the hook 3 engages the haptic in positions spaced apart transversally to the longitudinal direction of the inserting member 2 and thereby prevents the haptic 5 from tilting about the longitudinal axis of the inserting member 2. Since the haptic 5 is relatively stiff, the forces exerted by the hook 3 onto the haptic 5 are effectively transferred to the deformable optical portion 7 and define a zone 17 longitudinally in-line with the haptic 5 in which flexing of the optical portion 7 is counteracted. Thus, if the optical portion 7 is deformed prior to or during insertion into the eye, the flexural deformation is restrained mainly to lateral zones 18, 19 located laterally of the central zone 17. Thereby, the orientation of the central zone 17 - and since the haptics 5, 6 and the zone 17 in which the optical portion is least flexed are retained along the inserting member 2 also of the whole lens 4 - when the lens regains its original shape is very predictable. The width of the second section 16 of the hook 3 according to this example is 1.5 to 2.5 millimeter.

The second section 16 of the hook 3 is formed by a flat lip. Thus, the end of the inserting member 2 is relatively blunt which reduces the risk of inflicting damage to eye tissue. Moreover, this features facilitates insertion of the hook 3 in the opening 13 bounded by the haptic 5 to be engaged by the hook 3 and the hook 3 can be manufactured easily, for instance by bending plate material or by injection moulding.

The first section 15 of the hook structure 3 extends from a neighboring portion of the inserting member 2 in a direction with a distal component. This allows the hook 3 to be withdrawn easily from the opening 13 in the haptic 5 by simply retracting the inserting member 2 backward in its longitudinal direction, for instance through the insertion 20 after the lens 4 has been inserted in the eye. The angle between the longitudinal direction of the inserting member or at least the portion thereof adjacent the hook 3 and the

first portion of the hook 3 projecting therefrom can for instance be at least 20° or at most 70°.

According to the present example, the inserting member 2 is a flat strip of plate material. This allows the inserting member 2 to be manufactured in a simple manner and provides sufficient rigidity and flexibility for controlling and maneuvering the lens 4 while occupying very little of the cross-sectional surface of the incision 20 during insertion of the lens 4 into the eye.

As is best seen in Fig. 1, a shoulder portion 21 of the inserting member 2 closely adjacent the hook structure 3 has a larger width than the hook structure 3. This prevents the lens 4 engaged by the hook 3 of the inserting member 2 projecting through an opening 13 bounded by the haptic 5 from sliding along the inserting member 2 in the direction of the grip. The shoulder 21 forms an end of a portion of the inserting member 2 having a width larger than the width of the opening 13 and is therefore prevented from passing into the opening 13.

In Fig. 3 an inserting member 102 of an inserting instrument is shown which has a narrow section 122 adjacent the hook structure 103, the narrow section 122 being narrower than the wide portion 112. The narrow section 122 is located where the optical portion of the lens is bent when it is inserted into the eye and interferes less with the bending of the optical portion and occupies less space than if the narrow section is as wide as the wide portion 112 so that room for folded portions of an optical portion of a lens engaged by the inserting member is obtained. This further facilitates passage of the optical portion of the lens through the incision.

As is shown in Figs. 4 and 5 the inserting instrument may further include an engagement member 223 on a side of the inserting member 202, the engagement member 223 and the hook 203 being located on the same side of the inserting member 202. The engagement member 223 is adapted for engaging a haptic 206 of a lens 204 engaged by the hook 203 and projecting away from the hook 203. Thus, the engagement member 223 can retain the

haptic 206 facing away from the hook 203 (and from the haptic 205 engaged thereby) closely to or against the inserting member 202, so that an even more positive control over the lens 204 is obtained. The inserting member 202 according to this example is formed by a flexible strip of metal and can easily be bent away from the engagement member 223. The engagement member 202 can then easily be slipped into the opening 213 in the haptic 206 facing the engagement member 202 by moving the lens 204 in longitudinal direction of the inserting member 202. Engagement between the lens 204 and the hook 203 may have been established beforehand, but may also be established simultaneously or afterwards. When the inserting member 202 is allowed to flex back, the arms of the haptic 206 are retained between the inserting member 202 and the engagement member 223.

To facilitate disengagement of the lens 204 from the engagement member 223 after insertion into the eye, it can be provided that the engagement member 223 can be lifted from the inserting member 202 to release the haptic 206 engaged thereby. To this end, the engagement member 223 can for instance be moveable in longitudinal direction 224 along a portion of the inserting member which extends at an angle to the portion of the engagement member 202 in the area where the haptic 206 is held by the engagement member 223.

In Fig. 6 an inserting member 302 of yet a further example of an inserting instrument according to the invention is shown. According to this example, adjacent the hook structure 303 and at the same side of the inserting member 302 as the hook 303, the inserting member 302 has a section having a projecting central zone 326. The projecting central zone 326 supports flexing of the optical portion of the lens in a predetermined direction with the lateral portions of the optical portion towards the inserting member 302 when the optical portion is forced through a narrow passage, such as the incision in the eye. A similar effect, but in the opposite sense can be achieved by providing

that the central portion is recessed. The lateral portions of the optical portion of the lens are then urged to flex away from the inserting member.

In Figs. 7-9 an embodiment of the invention is shown in which the inserting instrument further includes a feeder tube 427 having a length smaller than the length of the inserting member 402. The feeder tube has an inner channel 428 for receiving a portion of the inserting member 402 and a lens 404 of which the haptic 405 is engaged by the hook 403 and a funnel 429 for compressing the lens 404 during entry into the tube 427. The funnel 429 is removably mounted to a distal end of the tube 427.

In use, the lens 404 is first brought in engagement with the hook 403 of the inserting member 402 projecting from the tube 427 and the funnel 429. Then the lens 404 is pulled into the tube 427, for which purpose for instance suction can be applied to the proximal end of the tube 427 or a pulling shank 430 having a hook 431 at its distal end and a cross-section smaller than the internal cross-section of the feeder tube 427 as shown in Figs. 7 and 8 can be used. With the lens 404, the inserting member 402 is entrained due the engagement of the hook 403 to the lens 404. The width of the channel 428 of the tube is smaller than the width of the optical portion of the lens 404, so the optical portion has to be deformed during entry into the channel 428 to accommodate to the width of the channel 428. This is facilitated by the funnel 429. After the lens has been pulled into the channel 428, the funnel 429 is removed from the tube 427 to reduce the cross-section of the portion of the instrument to be inserted through the incision in the cornea. Then, the distal end of the tube is inserted into the eye via the incision in the cornea. Next, the inserting member 402 is pushed outward so that the lens is pulled out of the tube 427 and emerges from the distal end of the tube 427 in the eye. Although the use of a tube to maintain deformation of the lens while it is passing through the incision in the cornea entails that part of the effective cross-section of the incision is occupied by the tube, it brings about the advantage, that relatively large forces can be applied to deform the lens and that the

forces applied for deforming the lens are not exerted on tissue around the incision in the cornea. It is also possible to hold the tube 427 closely to and in front of the incision through which the lens is to be inserted and to then drive the lens 504 out of the tube and through the incision. 34. After the lens 404 is forced out of a distal end of the tube 427 by the inserting instrument 402, it temporarily remains engaged to the inserting instrument after being released from the tube 427. Accordingly, the lens 404 is engaged to the inserting member 402 at least while it begins to regain its original form, so the position of the lens 404 remains controlled as it is released from the tube and the risk of the lens 404 reaching an undesirable position or uncontrolled touching of internal tissue of the eye by the lens 404 after being released is substantially reduced.

As is best seen in Fig. 9, the tube 427 has an elongate cross-section. This allows an important reduction of the dimensions of the lens 404 transverse to the direction in which the tube extends and in which the lens is to be inserted and the elongate cross-section can be inserted relatively easily through a line-shaped incision.

In Figs. 10-13 a distal portion of another embodiment of an inserting instrument including a tube 527 in which the lens 504 is inserted is shown. In Figs. 10 and 11 the lens 504 is shown in a position in front of the funnel 529, in which position it is held by the insertion member 502. The funnel 529 is integrally formed with the tube 527. In Figs. 12 and 13, the lens 504 is shown after introduction into the tube 527 in the direction of arrow 532 by pushing the inserting member 502 of which the hook 503 engages the lens 504 via the funnel 529 into the narrowest portion of the tube 527. In the condition shown in Figs. 12 and 13, the lens 504 is ready for insertion. This is accomplished by inserting the end of the tube 527 remote from the funnel 529 into the incision in the cornea of the eye and subsequently pulling the lens 504 out of the distal end of the tube 527 remote from the funnel 529 by moving the inserting member 502 further through the tube 527 in the direction of the arrow 532.

Also the tube 527 can be held closely to and in front of the incision through which the lens is to be inserted as the lens 504 is driven out of the tube 527 and through the incision. The lens 504 then unfolds as it passes through the incision.

In Figs. 14-17 a lens 604 and a distal end portion of an embodiment of an inserting instrument is shown which further includes a cap 627. The cap 627 has a width for receiving a portion of the inserting member 602 adjacent the hook 603 with some play. When the cap 627 is positioned over the inserting member 602 in a direction transverse to the longitudinal direction of the inserting member 602 (arrow 630), lateral portions of the optical portion of the lens 604 engaged by the inserting member 602 are bent around side edges of the inserting member 602. After the cap 627 is positioned over the lens 604 and the inserting member 602, the lens 604 which is held in deformed condition by the cap 627 is inserted into the eye. Next, the cap 627 is pulled back from the eye, thereby releasing the lens 604. Finally, the inserting member is also pulled back from the eye, leaving the lens in the eye for fixation to the iris.

Next, details of the lens shown in Fig. 18 and subsequently of the lenses in Figs. 19-24 are described and discussed. The dimensions of the apertures 13 of the lens 4 shown in Fig. 18 measured parallel to the plane and perpendicular to the radial direction are larger than the dimensions of the apertures 13 measured in the radial direction. This substantially limits the freedom of rotation of the lens 4 about the first portion 15 of the hook 3, so that the lens 4 engaged by the hook 3 is reliably held in a position essentially aligned with the inserting member 2.

The apertures 13 in the haptics 5, 6 are each bounded by and located between flexible, pincer-like arms 8, 9 of the haptics which arm define a clamping slit 10 between the arms for pinching and fixating an anterior surface portion of iris tissue without penetrating to the posterior surface of the iris. Thus, the apertures 13 between the arms 8, 9 for pinching iris tissue are

also used for the purpose of engaging and retaining the lens 4 to the inserting member before and during insertion of the lens 4 into the eye and no separate, additional apertures or constructional elements are required for this purpose.

In Fig. 19 a lens 704 is shown of which one haptic 706 includes a hole 733 in addition to the aperture 713 between the arms 708, 709. The hole 733 is adapted for engagement by a hook such as the hook 431 and smaller than the aperture 713. Preferably, the hole 733 has a diameter smaller than 1 mm. Another feature of the lens shown in Fig. 19 is that one of the arms 708, 709 is thicker than the other one. This provides room for the additional hole 733. Another advantage of one arm being thicker than the other is, that during the introduction of a plea of iris tissue in the clamping slit between the clamping arms, essentially only the thinner arm flexes so the other arm can be gripped for accurately holding the lens 704 in place. However, a hole 833 for engagement by a hook as the hook 431 can also be provided in a symmetrical haptic 806 as is illustrated by Fig. 20.

In Figs. 21 and 22 a lens is shown which, for illustrative purposes, has two different haptics. In practice it is usually preferred to have the same haptics on both sides of the lens. As shown in Fig. 22, the haptics 905, 1005 project posteriorly from the optical portion 907. Of each of the apertures 913, 1013, a portion 934, 1034 most remote from the optical portion 907 is located posteriorly from a portion 935, 1035 nearest to the optical portion 907. This facilitates insertion of the hook 3 and of the engagement member 223 into the apertures, since it allows to insertion thereof in a direction essentially parallel to the plane of the optical portion 907. That the haptics 905, 1005 project posteriorly from the optical portion 907 is also advantageous for keeping the optical portion elevated from the plane defined by the anterior surface of the iris, when in implanted condition. This is advantageous for allowing aqueous flow through the pupil.

The optical portion 907 has a concave posterior surface 937, such that the concave surface 937 bounds a dome-shaped space between the optical

portion 907 and the plane 936. One of the haptics 1005 has a lateral side gate 1038 which intersects the concave posterior surface 937 and communicates with the dome-shaped space. Thus, the risk of inhibiting aqueous flow too much is reduced. Even if the posterior peripheral edge of the optical portion 907 is in contact with the iris surface 936, for instance because the haptic 1005 is attached to the iris in the area of a recess in the iris surface, such a lateral side gate 1038 will generally remain open. When such side gates are provided in an optical portion of easily deformable material, as is used for foldable or collapsible lenses, the optical properties in the area adjacent the lateral side gate may easily be affected unfavorably. With a haptic 1005 according to the present example, the likelihood of such effect is reduced, because a portion 1039 of the haptic 1005 extends along the side gate 1038 and stabilizes the optical portion 907 in the area of the lateral side gate 1038.

To achieve a strong bond between the haptic 905, 1005 of a relatively rigid material and the optical portion 907 of a relatively resilient material, while keeping the area occupied by the connection between the haptic 905, 1005 and the optical portion narrow to avoid optical hindrance and to obtain a lens of a compact design, the haptics 905, 1005 are bonded to the optical portion. In this example the bonding is achieved by an adhesive, but direct bonding for instance obtained during injection moulding about an insert. The adhesive is at least partially located in a groove 940, 1040 in the optical portion 907. In addition or alternatively, it is also possible to arrange the adhesive in a groove in the haptic if the haptic and the optical portion are designed accordingly.

To facilitate mounting of the haptics 905, 1005 and to increase the strength of the connection between the haptics 905, 1005 and the optical portion 907, flanges 943, 1043 are provided. The flanges 943 are integrated in the optical portion 907 of which the concave posterior surface 937 extends to the outer ends of the flanges. As can be seen in Fig. 22, this constructional

feature results in side gates 951 in the optical portion 907 along the portions of the circumference of the optical portion 907 between the haptics.

The flanges 1043 project from the optical portion 907. The flanges 943, 1043 are provided with bosses 944, 1044 co-operating with recesses 945, 1045 in the haptics. This further reinforces the connection and further provides a snapping action during mounting of the haptics 905, 1005 which facilitates assembly of the lens 904. It is also possible to arrange bosses on the haptics and recesses in the flanges of the optical portion.

Also in Figs. 23 and 24 different haptics 1105, 1205 are shown on opposite sides of the lens 1104 for illustrative purposes. Also in this lens, the haptics 1105, 1205 are bonded to the optical portion 1107 by an adhesive. In this lens 1104, the optical portion 1107 and the haptics 1105, 1205 each have a proximal end portion 1142, 1242 enclosed peripherally by positioning portions 1146, 1246 of the flanges 1143, 1243. The adhesive is at least partially located between the haptic 1105, 1205 and the positioning portions 1146, 1246, so that a particularly reliable connection is obtained. The flanges 1143, 1243 are integrated in the optical portion 1107 of which the concave posterior surface extends along posterior surface portions of the flanges. As can be seen in Fig. 24, this constructional feature results in side gates 1151, 1251 in the optical portion 1107 along the portions of the circumference of the optical portion 1107 between the haptics.

A particular feature of the haptic 1105 is, that it includes a lateral aperture 1147 in the optical portion 1107 in addition to the aperture 1113 bounded by the clamping arms 1108, 1109. The aperture 1147 in the optical portion 1107 communicates with the dome shaped space bounded by the posterior concave surface of the optical portion 1107. Thus, aqueous flow in the pupillary area is ensured particularly reliably. To further provide passages for aqueous flow in the pupillary area, a lateral port 1148 interconnecting the lateral aperture 1147 in the optical portion 1107 and the aperture 1113 bounded by the clamping arms 1108, 1109. A particularly stable fixation of the

lens 1104 to the anterior surface of the iris is obtained, because the haptic 1105 furthermore has support surfaces 1149 defining a plane 1136 essentially parallel to the optical plane 1150 of the optical portion 1107.

Lenses and inserting instruments or members according to the invention are preferably provided in combination as eye treatment kits including an instrument and a lens, the instrument being dimensioned to engage the stiff portion of the lens in the aperture. It is then automatically ensured that the instrument used for implanting the lens fits to the lens.

To further facilitate the implantation, the lens is preferably provided premounted in a position retained by the instrument or at least the inserting member thereof and packaged and sterilized with the instrument or at least the inserting member in a common package. Thus, the need of separately sterilizing the instrument or at least the inserting member is avoided and the risk of contamination of the lens and the inserting member during mounting of the lens to the inserting member is reduced. To reduce waste, used inserting members can be returned to be cleaned, repackaged and sterilized with other lenses to be implanted.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

Fig. 1 is a perspective view of a distal portion of a first example of an instrument according to the invention,

Fig. 2 is an enlarged perspective view of a distal end portion of the instrument according to Fig. 1 and a first example of a lens according to the invention held by the instrument,

Fig. 3 is a perspective view of a distal end portion of a second example of an instrument according to the invention,

Fig. 4 is a top plan view of a distal end portion of a third example of an instrument according to the invention and a lens as shown in Fig. 2 held by the instrument,

Fig. 5 is a side view of a distal end portion of the instrument and the lens shown in Fig. 4,

Fig. 6 is a perspective view of a distal end portion of a fourth example of an instrument according to the invention,

Fig. 7 is a top plan view in cross-section of a distal end portion of a fifth example of an instrument according to the invention and a second example of a lens according to the invention,

Fig. 8 is a side view of the arrangement shown in Fig. 7,

Fig. 9 is a cross-sectional view along the line IX-IX in Fig. 8 with the lens positioned in a tube portion of the instrument,

Fig. 10 is a side view in cross-section of a distal end portion of a sixth example of an instrument according to the invention and a lens as shown in Fig. 2 before insertion into a funnel of the instrument,

Fig. 11 is a cross-sectional top plan view along the line XI-XI in Fig. 10,

Fig. 12 is a view according to Fig. 10, but with the lens inserted into the funnel,

Fig. 13 is a cross-sectional top plan view along the line XIII-XIII in Fig. 12,

Fig. 14 is a view in cross-section along the line XIV-XIV in Fig. 15 of a seventh example of an instrument according to the invention and a lens as shown in Fig. 3,

Fig. 15 is a bottom view of the arrangement shown in Fig. 14 but excluding a cap shown in Fig. 14,

Fig. 16 is a view in cross-section along the line XVI-XVI in Fig. 17,

Fig. 17 is a cut-away bottom view of the arrangement shown in Fig. 15, but with the lens engaged by a cap of the instrument,

Fig. 18 is a top plan view of the lens shown in Fig. 2,

Fig. 19 is a top plan view of a third example of a lens according to the invention,

Fig. 20 is a top plan view of a portion including a haptic of a lens as shown in Fig. 7,

Fig. 21 is a partial top plan view of a fourth and fifth example of a lens according to the invention,

Fig. 22 is a view in cross-section along the line XXII-XXII in Fig. 21,

Fig. 23 is a partial top plan view of a sixth and seventh example of a lens according to the invention, and

Fig. 24 is a view in cross-section along the line XXIV-XXIV in Fig. 23.

【要約】

An intraocular lens includes an optical portion (7; 607; 907; 1107) of a transparent, deformable material, at least one haptic (5, 6; 205, 206; 405, 406, 706; 806; 905; 1005; 1105; 1205) radially projecting from the optical portion for supporting the optical portion in a position parallel to and against an anterior iris surface plane (936; 1136), and at least one aperture (13; 213; 713; 913; 1013; 1113) bounded by the haptic. At least a stiff portion of the haptic has a higher stiffness against bending about an axis in the radial direction than the optical portion. furthermore, the stiff portion has a width (a) measured parallel to the plane and perpendicular to the radial direction, which is smaller than the size (b) of the optical portion in the direction of the width. An instrument and methods for preparing and carrying out insertion of such a lens are also described.

【図1】

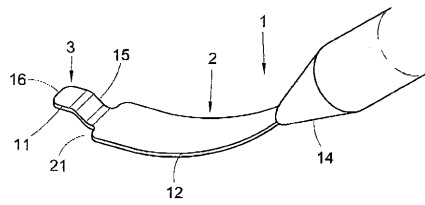


Fig. 1

【図2】

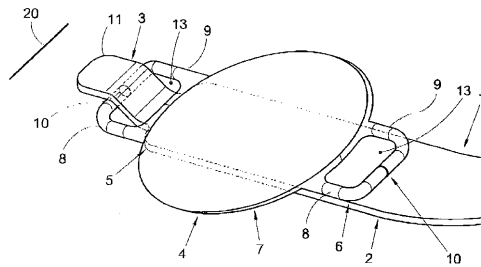


Fig. 2

【図3】

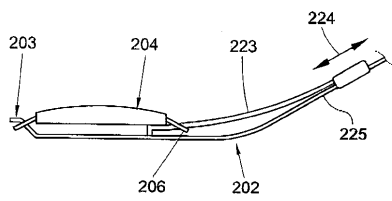


Fig. 5

【図6】

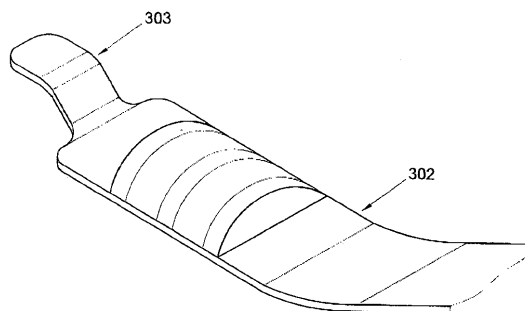


Fig. 6

【図7】

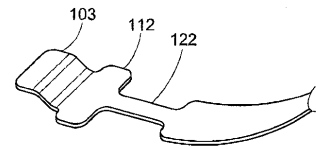


Fig. 3

【図4】

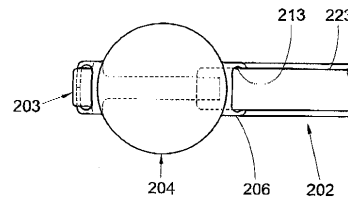


Fig. 4

【図5】

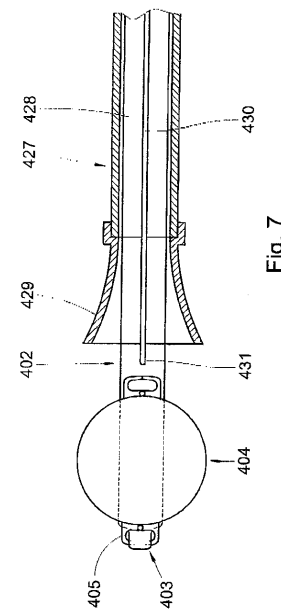
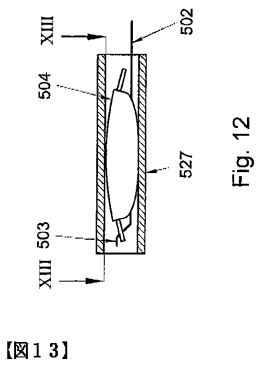
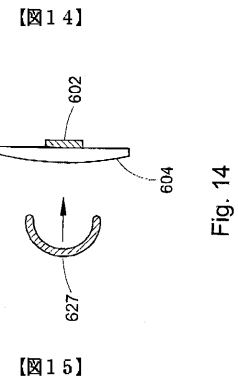
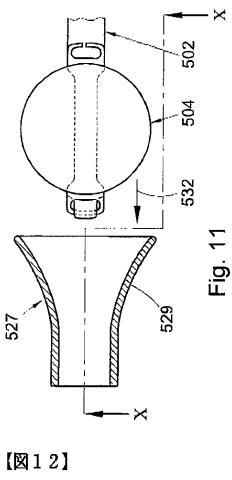
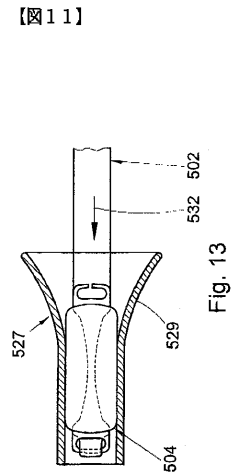
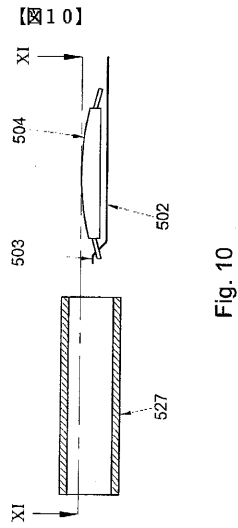
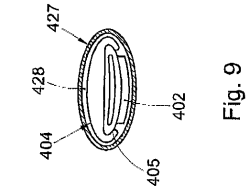
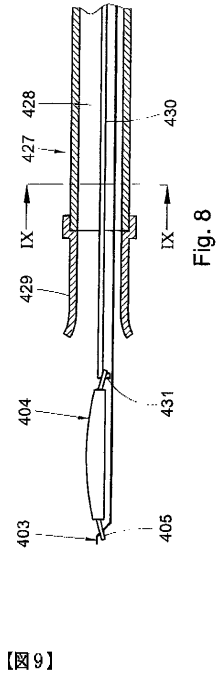


Fig. 7

【図8】



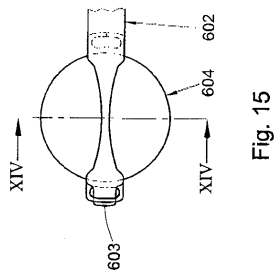


Fig. 15

【図16】



Fig. 16

【図17】

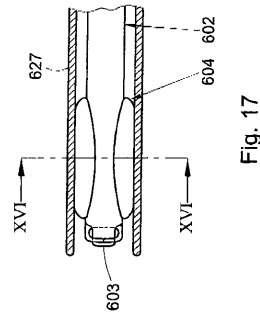


Fig. 17

【図18】

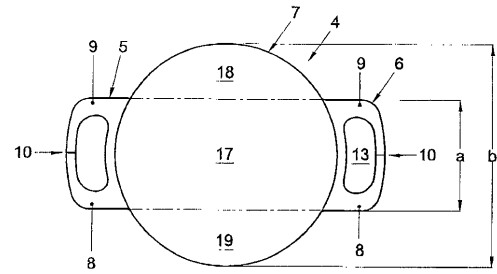


Fig. 18

【図19】

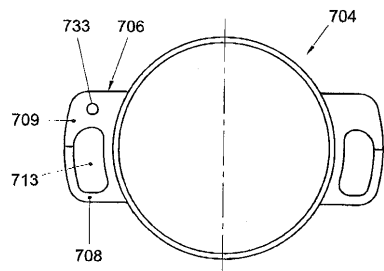


Fig. 19

【図20】

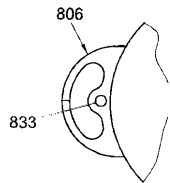


Fig. 20

【図21】

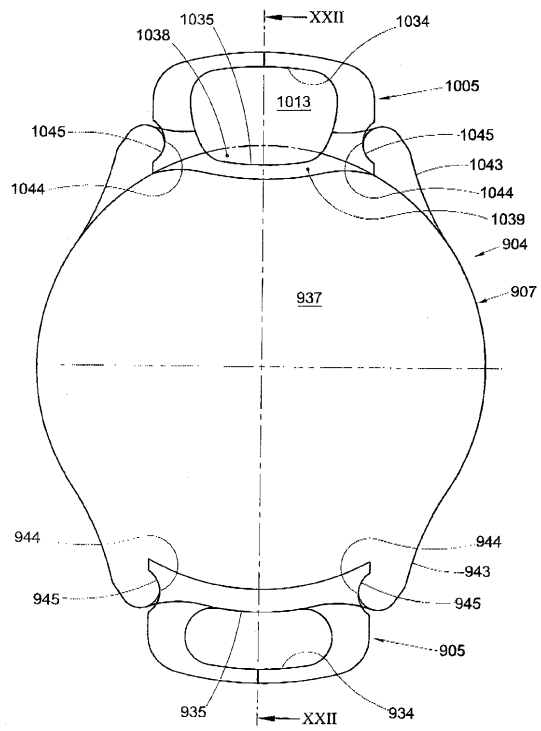


Fig. 21

【図22】

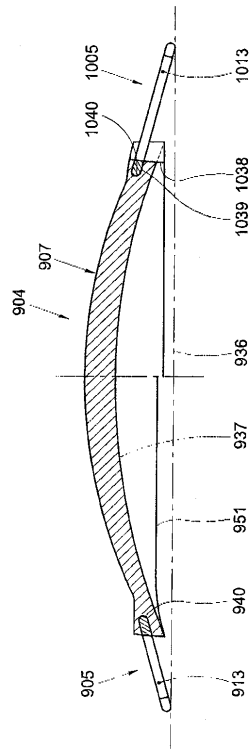


Fig. 22

【図 23】

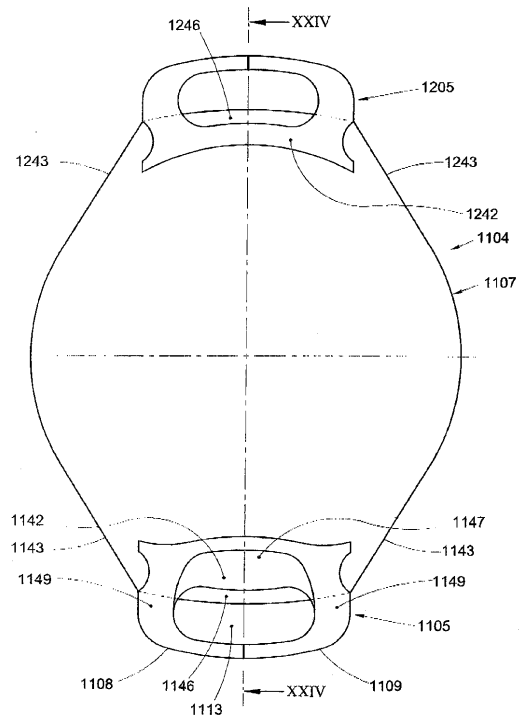


Fig. 23

【図 24】

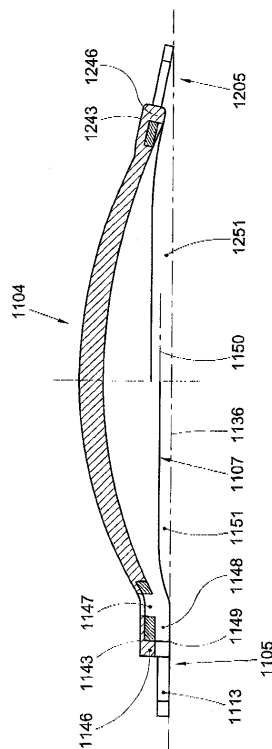


Fig. 24