

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6931349号
(P6931349)

(45) 発行日 令和3年9月1日(2021.9.1)

(24) 登録日 令和3年8月17日(2021.8.17)

(51) Int.Cl.

F 1

G02C	7/02	(2006.01)	GO 2 C	7/02
A 6 1 B	3/028	(2006.01)	A 6 1 B	3/028
A 6 1 B	3/10	(2006.01)	A 6 1 B	3/10

請求項の数 13 (全 34 頁)

(21) 出願番号	特願2018-522844 (P2018-522844)
(86) (22) 出願日	平成28年7月22日 (2016.7.22)
(65) 公表番号	特表2018-523171 (P2018-523171A)
(43) 公表日	平成30年8月16日 (2018.8.16)
(86) 國際出願番号	PCT/CN2016/090955
(87) 國際公開番号	W02017/016440
(87) 國際公開日	平成29年2月2日 (2017.2.2)
審査請求日	令和1年5月8日 (2019.5.8)
(31) 優先権主張番号	201510441714.0
(32) 優先日	平成27年7月24日 (2015.7.24)
(33) 優先権主張国・地域又は機関	中国(CN)
(31) 優先権主張番号	201510440964.2
(32) 優先日	平成27年7月24日 (2015.7.24)
(33) 優先権主張国・地域又は機関	中国(CN)

(73) 特許権者	514184393 愛博諾德（北京）医療科技股份有限公司 E Y E B R I G H T M E D I C A L T E C H N O L O G Y (B E I J I N G) C O . , L T D . 中華人民共和国 102200 北京市昌平区 科技园区興昌路9号 No. 9 X i n g c h a n g R o a d , C h a n g p i n g S c i e n c e & T e c h n o l o g y P a r k , C h a n g p i n g D i s t r i c t , B e i j i n g 1 0 2 2 0 0 , P . R . C h i n a
-----------	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 視力矯正用レンズおよび視力矯正用レンズの作成方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

(1) 人間の目の網膜の形状を測定することに基づいて、前記人間の目が近視デフォーカスを形成するのに必要な条件を計算して判断するステップと、

(2) 近視デフォーカスから取得した前記条件に基づいて、視力矯正用レンズの異なる口径に対する屈折力を決定するステップであって、前記視力矯正用レンズとともに裸眼によって形成された光学システムの屈折力の分布は、近視デフォーカスに対して、下記式 1 を満たす、決定するステップと、

(3) 前記ステップ(2)で取得した視力矯正用レンズの屈折力に基づいて前記視力矯正用レンズを製作し、前記視力矯正用レンズの前記屈折力を前記人間の目に与えているとき、前記網膜において前記視力矯正用レンズとともに前記裸眼によって形成された光学システムの屈折力の分布は、前記網膜の周辺区域の屈折力が前記網膜の中心区域の屈折力より大きく、前記網膜の前方に焦点を形成し、近視デフォーカスを形成するステップと、
を備える、周辺デフォーカス制御可能な非球面視力矯正用レンズを作成する方法。

【数 1】

$$\left| \frac{1}{D_t} \right| < \left| \frac{1}{D_r} \right| = \left| \frac{1}{D_0} - r + \sqrt{R^2 - r^2} \right|$$

(式中、 D_t は前記光学システムの全体の口径の屈折力であり、 D_r は前記裸眼と同様な口径の屈折力であり、 D_0 は裸眼の近軸屈折 (paraxial refraction) であり、 r は前記口

10

20

径の大きさであり、Rは前記口径における網膜の曲率半径または等価曲率半径である)

【請求項2】

前記ステップ(1)において、前記人間の目の網膜の形状は眼科検査装置によって測定され、前記眼科検査装置が前記網膜を球面と仮定する場合、前記網膜の形状は前記網膜の曲率半径によって測定され、前記眼科検査装置が前記網膜を非球面と仮定する場合、前記網膜の形状は前記非球面の等価曲率半径によって測定され、前記非球面の前記等価曲率半径は下記数式2によって計算される、請求項1に記載の非球面視力矯正用レンズを作成する方法。

【数2】

$$r_m = \frac{\left(\frac{d_m}{2}\right)^2 + h_m^2}{2h_m} = \frac{(d_m)^2 + 4h_m^2}{8h_m}$$

10

(式中、mは非球面上の点であり、d_mは点mと非球面の頂点と間の半径距離の2倍であり、h_mは点mと非球面の頂点との間の軸方向距離であり、r_mは点mにおける前記非球面の等価曲率半径である)

【請求項3】

前記人間の目の網膜の形状は光コヒーレンストモグラフィー(OCT)装置によって測定される、請求項1または2に記載の非球面視力矯正用レンズを作成する方法。

20

【請求項4】

前記レンズのデフォーカス量は、カスタム近視矯正のために、患者自身の生理的な条件および近視の制御程度に対する要求に基づいて、増加するまたは減少する、請求項1から3のいずれかの1項に記載の非球面視力矯正用レンズを作成する方法。

【請求項5】

ステップ(3)において、ステップ(2)で取得した前記屈折力の分布に基づいて、非球面の設計方法を利用して前記視力矯正用レンズを製作し、前記非球面は下記数式3によつて表現され、

前記視力矯正用レンズのQ値および高次の非球面係数を調整することによって、前記視力矯正用レンズの形状は径方向が異なる位置において異なる等価曲率半径で表現され、前記等価曲率半径は光学ゾーンに渡って急変なく均一で連続的で滑らかに変化し、よつて、異なる口径において前記視力矯正用レンズは前記近視デフォーカスの屈折力の分布を適用した屈折力を有し、前記周辺区域における屈折力は前記中心区域における屈折力より大きく、前記等価曲率半径は下記数式4によって表現される、請求項1に記載の非球面視力矯正用レンズを作成する方法。

30

【数3】

$$Z(y) = \frac{cy^2}{1 + \sqrt{1 - (1+Q)c^2y^2}} + \sum_{i=2}^5 A_{2i} \cdot y^{2i}$$

40

(Z(y)はYZ表面における視力矯正用レンズの非球面の曲線を表現し、cは光学ゾーンのベース球面の曲率半径の逆数であり、yは曲線の任意点から横軸(Z)までの垂直距離であり、Qは非球面係数であり、A_{2i}は高次の非球面係数であり、非球面の表面形状における点は前述した曲線を横軸(Z)に対して回転対称に変化させることを介して取得される)

【数4】

$$r_m = \frac{\left(\frac{d_m}{2}\right)^2 + h_m^2}{2h_m} = \frac{(d_m)^2 + 4h_m^2}{8h_m}$$

50

(式中、mは非球面上の点であり、 d_m は点mと非球面の頂点と間の半径距離の2倍であり、 h_m は点mと非球面の頂点との間の軸方向距離であり、 r_m は点mにおける前記非球面の等価曲率半径である)

【請求項6】

非球面視力矯正用レンズであって、前記視力矯正用レンズはコンタクトレンズであり、前記レンズの光学ゾーンの凸面または凹面の少なくとも1つは非球面であり、前記レンズの光学ゾーンの凸面が非球面である場合、前記レンズの光学ゾーンの周辺の等価曲率半径の絶対値は前記レンズの光学ゾーンの中心の等価曲率半径の絶対値より小さく、前記レンズの光学ゾーンの凹面が非球面である場合、前記レンズの光学ゾーンの周辺の等価曲率半径の絶対値は前記レンズの光学ゾーンの中心の等価曲率半径の絶対値より大きく、

前記レンズの光学ゾーンの非球面の形状は等価曲率半径の倍率を介して限定され、は異なる口径 d_m と d_n における r の比であり、mはnより大きく、

前記レンズの光学ゾーンの等価曲率半径は下記数式5および6によって計算され、

前記レンズの光学ゾーンの凹面が非球面である場合、前記非球面の等価曲率半径の倍率は1より大きく、口径が5mmと3mmである場合の前記非球面の等価曲率半径の倍率₅₃は1.002以上であって1.086以下であり、前記レンズの光学ゾーンの凸面が非球面である場合、前記非球面の等価曲率半径の倍率₅₃は1より小さく、口径が5mmと3mmである場合の前記非球面の等価曲率半径の倍率₅₃は0.682以上であって0.986以下である、視力矯正用レンズ。

【数5】

$$\eta_{mn} = \frac{r_m}{r_n}$$

【数6】

$$r_m = \frac{\left(\frac{d_m}{2}\right)^2 + h_m^2}{2h_m} = \frac{(d_m)^2 + 4h_m^2}{8h_m}$$

(式中、mは非球面上の点であり、 d_m は点mと非球面の頂点と間の半径距離の2倍であり、 h_m は点mと非球面の頂点との間の軸方向距離であり、 r_m は点mにおける前記非球面の等価曲率半径であり、 r_n は点nにおける等価曲率半径であってその計算方法が r_m の計算方法と同様である)

【請求項7】

空気中の前記レンズの屈折力は0D以下であり、径方向において前記レンズの屈折力は口径の増加につれて増加し、前記レンズの屈折力の絶対値は口径の増加につれて減少する、請求項6に記載の視力矯正用レンズ。

【請求項8】

口径が5mmである前記レンズの屈折力と口径が3mmである前記レンズの屈折力との差_{D53}は0.005D以上である、請求項7に記載の視力矯正用レンズ。

【請求項9】

口径が5mmである前記レンズの屈折力と口径が3mmである前記レンズの屈折力との差_{D53}は0.005D以上であって8.849D以下である、請求項8に記載の視力矯正用レンズ。

【請求項10】

非球面視力矯正用レンズであって、前記視力矯正用レンズは角膜矯正用レンズであり、前記レンズのベースカーブゾーンの非球面の形状は等価曲率半径の倍率を介して限定され、前記等価曲率半径の倍率₅₃は1より小さく、口径が5mmと3mmである場合の前記レンズのベースカーブゾーンの非球面の等価曲率半径の倍率₅₃が0.67以上であって1より小さく、

は異なる口径 d_m と d_n における r の比であり、mはnより大きく、

10

20

30

40

50

前記レンズの光学ゾーンの等価曲率半径は下記数式 7 および 8 によって計算される、非球面視力矯正用レンズ。

【数 7】

$$\eta_{mn} = \frac{r_m}{r_n}$$

【数 8】

$$r_m = \frac{\left(\frac{d_m}{2}\right)^2 + h_m^2}{2h_m} = \frac{(d_m)^2 + 4h_m^2}{8h_m}$$

10

(式中、m は非球面上の点であり、 d_m は点 m と非球面の頂点と間の半径距離の 2 倍であり、 h_m は点 m と非球面の頂点との間の軸方向距離であり、 r_m は点 m における前記非球面の等価曲率半径であり、 r_n は点 n における等価曲率半径であってその計算方法が r_m の計算方法と同様である)

【請求項 1 1】

口径が 5 mm と 3 mm である場合の前記レンズのベースカーブゾーンの非球面の等価曲率半径の倍率 ₅₃ が 0.67 以上であって 0.998 以下である、請求項 1 0 に記載の非球面視力矯正用レンズ。

【請求項 1 2】

20

非球面視力矯正用レンズであって、前記視力矯正用レンズは眼内レンズであり、前記レンズの光学ゾーンの前表面または後表面の少なくとも 1 つは非球面であり、前記レンズの屈折力は口径の増加につれて増加し、前記レンズの屈折力の絶対値は口径の増加につれて減少し、前記屈折力は急変なく均一的で連続的で滑らかに変化し、房水中の前記レンズの屈折力は 0 D 以下であり、

前記レンズの光学ゾーンの非球面の形状は等価曲率半径の倍率 を介して限定され、前記等価曲率半径の倍率 は 1 より大きく、口径が 4 mm と 3 mm である場合の前記レンズの光学ゾーンの非球面の等価曲率半径の倍率 ₄₃ が 1.005 以上であり、

は異なる口径 d_m と d_n における r の比であり、m は n より大きく、

前記レンズの光学ゾーンの等価曲率半径は下記数式 9 および 10 によって計算される、非球面視力矯正用レンズ。

30

【数 9】

$$\eta_{mn} = \frac{r_m}{r_n}$$

【数 1 0】

$$r_m = \frac{\left(\frac{d_m}{2}\right)^2 + h_m^2}{2h_m} = \frac{(d_m)^2 + 4h_m^2}{8h_m}$$

40

(式中、m は非球面上の点であり、 d_m は点 m と非球面の頂点と間の半径距離の 2 倍であり、 h_m は点 m と非球面の頂点との間の軸方向距離であり、 r_m は点 M における前記非球面の等価曲率半径であり、 r_n は点 n における等価曲率半径であってその計算方法が r_m の計算方法と同様である)

【請求項 1 3】

口径が 4 mm と 3 mm である場合の前記レンズの光学ゾーンの非球面の等価曲率半径の倍率 ₄₃ が 1.005 以上であって 1.09 以下である、請求項 1 2 に記載の非球面視力矯正用レンズ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【0001】

本発明は視力矯正用レンズの作成方法に関し、具体的には、周辺デフォーカス制御可能な非球面視力矯正用レンズを作成する方法に関する。本発明は当該方法に基づいて作成される目の外側で装用される視力矯正用レンズ、角膜矯正用レンズ（オルソケラトロジー用レンズ、orthokeratology lens）および眼内レンズにも関する。本発明は近視周辺フォーカスを利用して近視の進行を制御し抑制する診断および治療方法にさらに関する。

【背景技術】**【0002】**

デフォーカス（defocusまたはout-of-focus）はフォーカス（focus）の対義語である。デフォーカスとは、像面が焦点に合っていないことを指し、前デフォーカス（焦点の前方に結像）と後デフォーカス（焦点の後方に結像）との2つの状態に分けられている。10

【0003】

近視の度の増加の主な原因是眼軸長の増加である。人間の目の眼軸長が1mmごとに増加すると、近視が3度を進行する。最近の医学研究は既に、（図1における符号10に示されるように）眼球の伸びは網膜の周辺におけるデフォーカスに基づくことを証明した。屈折光学の概念によると、（図1における符号30に示されるように）焦点が網膜の前方にあることは近視デフォーカスと呼ばれ、（図1における符号20に示されるように）焦点が網膜の後方にあることは遠視デフォーカスと呼ばれる。近視眼において、網膜の中央に近視デフォーカスがあるが、網膜の周辺に遠視デフォーカスがある。網膜の周辺にある遠視デフォーカスは近視の度の増加が続く原因である。20

【0004】

眼球は、特に18歳以下の未成年者に対して、網膜の周辺において結像することによって、眼球の発育を促す特徴を有する。周辺網膜結像が遠視デフォーカスである場合、網膜は結像点へ成長する傾向があつて、眼球の長さが増加する。周辺網膜結像が近視デフォーカスである場合、網膜の成長は止まる。現代の医療方法を介して、網膜の周辺の遠視デフォーカスを矯正すれば、または、人工的に網膜の周辺の近視デフォーカスを形成すれば、近視の度の増加が続くことを抑制することができる。また、網膜の周辺においてデフォーカスを起こす原因を究明することによって、近視の発生および進行を効率的に防止することができる。

【0005】

周辺デフォーカスという概念は検眼分野における臨床試験から得たものである。最初に医師は、一部の角膜矯正用レンズの装用者の眼軸長および近視の進行が抑制されたことを発見し、そしてこの過程における周辺デフォーカスの働きを発見し、周辺デフォーカスが近視を制御している理論を形成した。しかしながら、この理論はずつと受動的な発見のみという状態にとどまっている。この分野の医師および研究者の議論は人間の目の周辺デフォーカスに対する大量の統計および分析という程度にとどまり、効果的で定量可能な治療実行案を生み出していない。企業、研究機関などは周辺デフォーカスの程度を制御できない少量の初步的商品、例えば、前期の角膜矯正用レンズ、または、後期の分割構造を有するフレーム眼鏡および光学デフォーカスソフトコンタクトレンズ、を出すくらいにとどまっている。30

【0006】

角膜矯正用レンズの周辺デフォーカス制御機構は、角膜表面の細胞の活性を利用し、夜中にレンズを装用することによって、角膜の前表面の表面形状を角膜矯正用レンズの光学ゾーンの内表面の形状（球面）に形作り、よって、遠視デフォーカスを形成する。

【0007】

角膜矯正用レンズの難点は、異なる患者には網膜の湾曲度（曲がる程度）が異なることがある。従来の角膜矯正用レンズは角膜の前表面を角膜矯正用レンズのベースカーブゾーンの球面形状に形作り、その球面形状の屈折力分布は球面の屈折力分布原理にしか従わない。すなわち、同様な形に作られた角膜の前表面の曲率半径にとって、その屈折力分布は単一の形態のみを有する。人間の目の網膜の湾曲が角膜の形成した屈折力分布の湾曲より40

大きい場合、近視デフォーカスを形成することができず、よって、近視の進行を制御することができない。そのため、ベースカーブゾーンが球面の角膜矯正用レンズは、制御可能で効率的な周辺屈折力制御を達成することができない。一部の患者のみが利益を得て近視の進行を制御するが、全ての近視患者にその利益をもたらすことではない。

【0008】

フレーム眼鏡は分割構造を採用する。中心は精密に結像するゼロ球面収差の光学ゾーンであるように設計され、周縁は屈折力が中心区域の屈折力より大きい周辺デフォーカス制御ゾーンであるように設計される。この方法の難点は、周辺デフォーカスは慣用光学ゾーン以外のところにしか存在せず、大半のときには効かない。近視制御ゾーンは非常に限られていて非連続的である。

10

【0009】

光学デフォーカスソフトコンタクトレンズについて、レンズの表面構造は複数の層に分けられ、各層は異なる弧度（曲率半径）を有するように設計される。2つの弧度が交互に屈折力の遠視デフォーカスを実現する。しかしながら、このような周辺デフォーカス制御を実現する方法には2つの問題点が存在している。まず、レンズには2つの弧度しかないため、その光学結像過程は分割構造を有する多焦点レンズの光学結像過程と類似である。各焦点による結像は干渉し合ってハロー現象を形成する。次に、各弧セグメントの曲率半径が異なるので、リングの間の連結部は大量の迷光を起こす。したがって、このようなレンズの最大の難点は、結像が光学ゾーンの多層構造によって干渉されて、視覚品質が悪いことである。

20

【0010】

現に、周辺デフォーカスを利用して近視の進行を制御する技術は2つの難点を抱いている。一つ目は、明確で定量可能な周辺デフォーカス制御実行案の欠如であり、二つ目は、効果的で効果が制御可能な治療製品の欠如である。

【0011】

したがって、上述した従来技術の問題を解決するために、患者自身の生理および屈折力の状態に基づいてカスタムに定量で制御可能な程度で周辺デフォーカス製品を提供するような周辺デフォーカス制御可能な非球面視力矯正用レンズを作成する方法は特に必要とされている。

【0012】

30

目の外側で装用される視力矯正用レンズは、人間の目に直接的に接触するレンズ（例えば、角膜接触レンズ（コンタクトレンズ））と、人間の目に直接的に接触しないレンズ（例えば、フレーム眼鏡）とを含む。フレーム眼鏡は一般的にガラスまたは樹脂のレンズから作成され、レンズの屈折率は約1.41～1.71である。角膜接触レンズはハードタイプとセミハードタイプとソフトタイプとの3つの種類があり、屈折率は約1.40～1.50である。

【0013】

従来技術において、光学デフォーカスのソフトコンタクトレンズは周辺デフォーカス制御タイプの角膜接触レンズである。レンズの表面構造は複数の層に分けられ、各層は異なる弧度（曲率半径）を有するように設計される。2つの弧度が交互に屈折力の遠視デフォーカスを実現する。しかしながら、このような周辺デフォーカス制御を実現する方法には2つの問題点が存在している。まず、レンズには2つの弧度しかないと、その光学結像過程は分割構造を有する多焦点レンズの光学結像過程と類似である。各焦点による結像は干渉し合ってハロー現象を形成する。次に、各弧セグメントの曲率半径が異なるので、リングの間の連結部は大量の迷光を起こす。したがって、このようなレンズの最大の難点は、結像が光学ゾーンの多層構造によって干渉されて、視覚品質が悪いことである。

40

【0014】

従来のフレーム眼鏡は分割構造を採用する。中心は精密に結像するゼロ球面収差の光学ゾーンであるように設計され、周縁は屈折力が中心区域の屈折力より大きい周辺デフォーカス制御ゾーンであるように設計される。この方法の難点は、周辺デフォーカスは慣用光

50

学ゾーン以外のところにしか存在せず、大半のときには効かないことである。近視制御ゾーンは非常に限られていて非連続的である。

【0015】

したがって、上述した従来技術の問題を解決するために、目の外側で装用される視力矯正用レンズは特に必要とされている。

【0016】

角膜矯正用レンズは「反転幾何学」という設計原理を採用する。レンズ全体の角膜と接触する表面（内表面）は連結し合う複数の弧セグメントのように設計される。レンズが装用されると、レンズの内表面の特別な形状は、非均一的に分布している涙液がレンズと角膜の外表面と間に挟まれることを起こす。涙液の流体力学的效果によって角膜中央の上皮細胞が中周部（外縁）に引かれるとともに、目が閉じる時、瞼によってレンズ中央が下方の角膜に一定な圧力を加える。この2つの作用は、角膜中央の曲率を平坦にし、角膜の形状が角膜矯正用レンズの内表面のベースカーブゾーンの形状に合わせる。レンズを外すと、人間の目の屈折状態が変わり、視覚結像点が網膜に近づく方向に移動し、近視が矯正される。

10

【0017】

角膜矯正用レンズの「反転幾何学」の設計はStoyanが1989年に提出された（特許文献1）。最初の反転幾何学の設計は角膜矯正用レンズを、ベースカーブゾーンと、反転カーブゾーンと、周辺カーブゾーンとを含む3つのカーブゾーンに分けられる。このような設計における反転カーブゾーンが広いため、外縁の反り返の高さが大きく、レンズの無規則変位を起こしやすく、臨床応用を大きく制限する。

20

【0018】

現代の「反転幾何学」の設計の角膜矯正用レンズには反転幾何学ゾーンが改良され、一般的に4つのゾーンに分けられる。図12に示されるように、ベースカーブゾーン11は角膜の中央区域に接触し、角膜の表面を平坦にするように比較的に平坦である。反転カーブゾーン12は比較的に鋭く傾斜しており、ベースカーブゾーン11の平坦効果を強化し、一定な涙液収納量を確保する。位置制限カーブゾーン13はフィッティングカーブゾーンとも呼ばれ、主にレンズを固定させる。周辺カーブゾーン14は角膜と角膜矯正用レンズとの間の涙液の流通を確保する。

30

【0019】

角膜矯正用レンズの内表面は形作り機能（矯正機能）を実現する区域であり、大半の設計はこの区域について行われる。設計は、患者の角膜形状および要求される屈折力に基づいて、4つのカーブゾーンの曲率半径および幅をそれぞれに対して行われる。

【0020】

現に、生産に広く利用されている設計は一般的に連結された、曲率半径が異なる4つ～7つの円弧または5つ～7つの円弧を有する。図12に示されるように、4つのカーブゾーンは最も基本的な設計である。4つのカーブゾーンの設計は曲率半径が異なる4つの球面を採用し、4つのカーブゾーンを自然的に繋げるように各カーブゾーンの連結部の面取りをする。5つ～7つのカーブゾーンとの連結は反転カーブゾーン12および位置制限カーブゾーン13において複数の円弧を用いる（例えば、反転カーブゾーンに2つの円弧を用いて、位置制限カーブゾーンに3つの円弧を用いる）ことによって、ベースカーブゾーン11と反転カーブゾーン12との連結を容易にし、位置制限カーブゾーン13を角膜形状にさらにフィットさせる（角膜は非球面であるため、複数の球面を用いて非球面の形態にフィットさせる）。現有の設計においても非球面位置制限円弧という設計を採用することがある。

40

【0021】

角膜の細胞の活性が原因で、角膜矯正用レンズによる角膜形状の変化は一時的なものに過ぎない。角膜矯正用レンズの装用をやめると、角膜は元の形状に戻る。そのため、最初の角膜矯正用レンズは一時的に視力を矯正する治療手段としてしか見られていなかった。しかしながら、その後の長年の臨床研究によって、角膜矯正用レンズの装用は、一部の青

50

少年の眼軸長の増加を減速させることができ、近視の進行を制御することができた。角膜矯正用レンズの効果が出るのは、角膜矯正用レンズを装用した後人間の目に近視周辺フォーカスが形成されるからである、と臨床研究が示した。

【0022】

正常な人間の目の角膜は一般的に非球面であり、周辺は中央より比較的に平坦である。角膜が形作られる（矯正される）と、角膜の前表面は球面となり、すなわち、角膜矯正用レンズの後表面の形状となる。図13は、曲率半径が同じな球面角膜（図における符号Aに示されるように）の屈折力および曲率半径が同じな非球面角膜（図における符号Bに示されるように）の屈折力が口径につれての変化の模式図である。図から分かるように、非球面角膜と比べると、球面角膜の方が人間の目の周辺により大きな屈折力をもたらす。したがって、角膜矯正用レンズが近視の進行を制御する本当なメカニズムは以下の通りである。夜中にレンズを装用することによって、角膜矯正用レンズが角膜を球面（角膜矯正用レンズの光学ゾーンの内表面の形状）に形作り、よって、矯正される前より、ものを見る時に人間の目に周辺の屈折力を高め、装用者に近視周辺デフォーカスを形成させ、よって、眼軸長の増加を減速させ、近視の進行を制御する。

10

【0023】

従来の角膜矯正用レンズのベースカーブゾーンは全て球面である。球面のベースカーブゾーンは角膜の前表面を球面に形作り、角膜に提供される屈折力分布は、球面特徴を満足する。その欠点は、異なる患者には網膜の湾曲度が異なることである。従来の角膜矯正用レンズは角膜の外表面を角膜矯正用レンズのベースカーブゾーンの球面形状に形作り、その球面形状の屈折力分布は球面の屈折力分布原理にしか従わない。すなわち、同様に形作られた角膜の前表面の曲率半径にとって、その屈折力分布は単一の形態のみを有する。例えば、形作られて、曲率半径が42.25Dである角膜について、例えば図13における符号Aに示された屈折力分布のみが可能である。人間の網膜の湾曲度は、図示された、角膜が形成する屈折力分布の湾曲度を超えると、近視周辺フォーカスを形成することができず、よって、近視の進行を制御することができない。したがって、ベースカーブが球面である角膜矯正用レンズは、制御可能な程度で効果的な周辺屈折力制御を形成することができない。そのため、一部の患者のみが利益を得て近視の進行を制御できるが、全ての近視患者にその利益をもたらすことではない。

20

【0024】

30

特定な従来の角膜矯正用レンズは非球面の設計を採用した。例えば、Berkeが特許文献2において、角膜矯正用レンズのベースカーブゾーンを楕円面と設計することを開示した。Sami G. El Hageが特許文献3において、角膜形状および涙液の厚みに基づいてキー座標点を決め、座標点を用いて非球面適合を行い、角膜矯正用レンズの内表面の表面形状を決めるなどを提案した。特許文献4には、装用後の人間の目が夜に球面収差の干渉を受けることなく、視覚品質を向上するように、角膜矯正用レンズの前表面を非球面に設計することが記載されている。これらの設計のすべての目的は、角膜が形作られた後に人間の目がさらにより視覚品質を得るように、目全体の屈折力分布を各口径においてできるだけ一致し、よって、遠視周辺フォーカスをもたらすことである。それは周辺デフォーカスによって近視を制御する目的および方法とは正反対である。

40

【0025】

したがって、上述した従来技術の問題を解決するために、制御可能な程度で近視周辺フォーカスを実現する、ベースカーブゾーンが特殊な非球面である角膜矯正用レンズは特に必要とされている。

【0026】

眼内レンズとは主に近視屈折に用いられる有水晶体眼内レンズ（phakic intraocular lens、PIOL）を指す。有水晶体眼内レンズ（PIOL）は、人間の目の屈折異常を矯正するために、手術を介して人間の目の角膜と水晶体との間に埋め込んだ負の度数のレンズである。

【0027】

50

有水晶体眼内レンズ（P I O L）は植え込まれた位置によって前房型と後房型とに分けられる。一般的に、前房型の後表面が比較的に平坦であり、前表面が主な屈折を行う。後房型の前表面が比較的に平坦であり、後表面が主な屈折を行う。

【 0 0 2 8 】

市販のP I L Oは球面設計を用いる。特許文献5において非球面設計のP I L Oが公開され、その非球面設計のP I L Oの目的は、異なる口径において人間の目の総屈折力を定数に維持して、さらにより視覚品質を得ることである。負の屈折度を有する球面設計のレンズによって提供される屈折力は口径の増加につれて減少し（絶対値が増加し）、人間の目に遠視デフォーカスが形成され、眼軸長の増加が促進され、よって、近視の進行が加速される。従来の非球面設計のP I L Oは異なる口径において人間の目に定数の屈折力を維持させ、網膜の湾曲度と比べると、従来の非球面設計のP I L Oも遠視周辺フォーカスを形成し、近視の進行を加速する。10

【 0 0 2 9 】

したがって、上述した従来技術の問題を解決するために、眼内レンズは特に必要とされている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 3 0 】

【特許文献1】米国特許第4952045号明細書

【特許文献2】米国特許第7984988号明細書

【特許文献3】米国特許第5695509号明細書

【特許文献4】中国專利出願公開第201420052256号明細書（中国実用新案第203745738号明細書）

【特許文献5】中国專利出願公開第201520014249号明細書（中国実用新案第204600792号明細書）

【発明の概要】

【 0 0 3 1 】

本発明の目的の1つは、周辺デフォーカス制御可能な非球面視力矯正用レンズを作成する方法を提供することである。従来技術の欠点について、人間の目の網膜の形状、人間の目の周辺デフォーカス、または、レンズを装用しているときの周辺デフォーカスを測定することによってレンズの屈折力分布状態が判断され、視力矯正用レンズが作成される。視力矯正用レンズが装用されると、その屈折力が人間の目に与えられ、網膜に形成された目全体の屈折力の分布は、網膜の周辺区域の屈折力が網膜の中心区域の屈折力より大きく、網膜の前方に位置し、近視デフォーカスを形成し、近視の進行を制御する。30

【 0 0 3 2 】

本発明の第1態様に基づいて、周辺デフォーカス制御可能な非球面視力矯正用レンズを作成する方法を提供する。この方法は以下のステップを備える。

（1）人間の目の網膜の形状、裸眼の人間の目による周辺デフォーカス量、またはレンズを装用している人間の目による周辺デフォーカス量を検査することに基づいて、人間の目が近視デフォーカスを形成するのに必要な条件を計算して判断する。40

（2）近視デフォーカスから取得した条件に基づいて、視力矯正用レンズの屈折力が口径につれて変化する分布案を形成する。

（3）取得した視力矯正用レンズの屈折力の分布案に基づいて視力矯正用レンズを作成し、視力矯正用レンズの屈折力を人間の目に与えているとき、網膜に形成された目全体の屈折力の分布は、網膜の周辺区域が網膜の中心区域より大きく、網膜の前方に位置し、近視デフォーカスを形成する。

【 0 0 3 3 】

本発明の1つの実施例において、上述したステップ（1）において、人間の目の網膜の形状は眼科検査装置によって測定される。眼科検査装置が網膜を球面とする場合、網膜の形状は網膜の曲率半径によって測定される。眼科検査装置が網膜を非球面とする場合、網50

膜の形状は非球面の等価曲率半径によって測定される。非球面の等価曲率半径は下記数式によって計算される。

【0034】

【数1】

$$r_m = \frac{\left(\frac{d_m}{2}\right)^2 + h_m^2}{2h_m} = \frac{(d_m)^2 + 4h_m^2}{8h_m}$$

【0035】

式中、 d_m は測定口径であり、M は口径が d_m である位置の点を指し、 h_m は M における矢高（円弧の高さ）であり、すなわち、 h_m は点 M と非球面の頂点との高度差であり、 r_m は点 M における非球面の等価曲率半径である。

【0036】

本発明の 1 つの実施例において、上述したステップ(2)において、視力矯正用レンズおよび人間の目によって形成された目全体の屈折力(D_t')の分布は、網膜の形状に対して近視デフォーカスであり、下記数式を満たす。

【0037】

【数2】

$$\left| \frac{1}{D_t} \right| < \left| \frac{1}{D_r} \right| = \left| \frac{1}{D_0} - r + \sqrt{R^2 - r^2} \right|$$

10

20

【0038】

式中、 D_r は半径が r である場合の目全体の屈折力であり、 D_0 は小口径（近軸）の場合の目全体の屈折力であり、すなわち、 D_0 は目全体の屈折力の公称値（nominal value）であり、 r は網膜平面の半径であり、 R は網膜の曲率半径または等価曲率半径である。

【0039】

本発明の 1 つの実施例において、人間の目の網膜の形状は光コヒーレンストモグラフィー（optical coherence tomography、OCT）装置または類似的な眼科検査装置によって測定される。

【0040】

30

本発明の 1 つの実施例において、上述したステップ(1)において、裸眼の人間の目による周辺デフォーカス量（ D_1 ）およびレンズを装用している人間の目による周辺デフォーカス量（ D_3 ）は眼科検査装置によって測定される。非球面視力矯正用レンズの周辺デフォーカス量（ D_2 ）は既知である。非球面視力矯正用レンズに提供された周辺デフォーカス量（ D_2 ）と裸眼の人間の目による周辺デフォーカス量（ D_1 ）との合計が 0 以上である場合、人間の目は近視周辺デフォーカスを形成しているとされる。レンズを装用している人間の目による周辺デフォーカス量（ D_3 ）が 0 より大きい場合、トライアルレンズのデフォーカス量は人間の目に近視周辺デフォーカスを形成させる条件を満たしているとされる。

【0041】

40

本発明の 1 つの実施例において、レンズを装用している人間の目による周辺デフォーカス量（ D_3 ）が 0 以下である場合、レンズのフォーカス量は人間の目にまだ遠視周辺デフォーカスの状態にさせており、人間の目を近視周辺フォーカスに達成させるためにレンズのデフォーカス量は増加させねばならないとされる。

【0042】

本発明の 1 つの実施例において、レンズのデフォーカス量は、カスタム近視矯正のために、患者自身の生理的な条件および近視の制御程度に対する要求に基づいて、増加可能または減少可能である。

【0043】

本発明の 1 つの実施例において、ステップ(3)において、ステップ(2)で取得した

50

屈折力の分布案に基づいて、非球面の設計方法を利用して視力矯正用レンズを製作し、非球面は下記数式によって表現される。

【 0 0 4 4 】

【 数 3 】

$$Z(y) = \frac{cy^2}{1 + \sqrt{1 - (1+Q)c^2y^2}} + \sum_{i=2}^5 A_{2i} \cdot y^{2i}$$

【 0 0 4 5 】

式中、 $Z(y)$ は Y Z 表面における視力矯正用レンズの非球面の曲線を表現し、 c は光学部のベース球面の曲率半径の逆数であり、 y は曲線の任意点から横軸 (Z) までの垂直距離であり、 Q は非球面係数であり、 A_{2i} は高次の非球面係数であり、 非球面の表面形状における点は前述した曲線を横軸 (Z) に対して回転対称に変化させることを介して取得される。

【 0 0 4 6 】

視力矯正用レンズの Q 値および非球面係数を調整することによって、 視力矯正用レンズの表面形状は径方向が異なる位置において異なる等価曲率半径で表現され、 等価曲率半径は光学ゾーンに渡って均一的で連続的に変化し、 よって、 異なる口径において視力矯正用レンズは近視デフォーカスの屈折力の分布を適用した屈折力を有し、 周辺区域における屈折力は中心区域における屈折力より大きい。

【 0 0 4 7 】

等価曲率半径は下記数式によって表現される。

【 0 0 4 8 】

【 数 4 】

$$r_m = \frac{\left(\frac{d_m}{2}\right)^2 + h_m^2}{2h_m} = \frac{(d_m)^2 + 4h_m^2}{8h_m}$$

【 0 0 4 9 】

式中、 d_m は測定口径であり、 M は口径が d_m である位置の点を指し、 h_m は M における矢高であり、 すなわち、 h_m は点 M と非球面の頂点との高度差であり、 r_m は点 M における非球面の等価曲率半径である。

【 0 0 5 0 】

従来技術と比べると、 本発明に係る周辺デフォーカス制御可能な非球面視力矯正用レンズを作成する方法は、 非球面を利用して視力矯正用レンズの光学ゾーンの表面形状と曲率半径を制御し、 よって、 視力矯正用レンズは口径方向に設定された屈折力の周辺デフォーカス量につれて均一的に変化し、 レンズの屈折力は口径の増加につれて増加する。 したがって、 人間の目に周辺デフォーカス制御可能な近視デフォーカスを提供し、 眼軸長の増加を防止し、 近視の進行を抑制することができ、 本発明の目的を達成する。

【 0 0 5 1 】

本発明のもう 1 つの目的は、 目の外側で装用される視力矯正用レンズを提供することである。 従来技術の欠点について、 非球面を利用して視力矯正用レンズの光学ゾーンの表面形状と曲率半径を制御し、 光学ゾーンの周辺の等価曲率半径が光学ゾーンの中心の等価曲率半径より小さく、 周辺の表面形状は球面より鋭く傾斜しており、 よって、 視力矯正用レンズは口径方向に設定された屈折力分布に基づいて均一的に変化し、 レンズの屈折力は口径の増加につれて増加する。 したがって、 人間の目に周辺デフォーカス制御可能な近視デフォーカスを提供し、 眼軸長の増加を防止し、 近視の進行を抑制することができる。

【 0 0 5 2 】

本発明の第 2 様に基づいて、 上述した作成方法に基づいて作成された非球面視力矯正用レンズを提供する。 この視力矯正用レンズは目の外側で装用される矯正用レンズである。 レンズの光学ゾーンの凸面または凹面の少なくとも 1 つは非球面である。 レンズの光学

10

20

30

40

50

ゾーンの凸面が非球面である場合、レンズの光学ゾーンの周辺の等価曲率半径の絶対値はレンズの光学ゾーンの中心の等価曲率半径の絶対値より小さい。レンズの光学ゾーンの凹面が非球面である場合、レンズの光学ゾーンの周辺の等価曲率半径の絶対値はレンズの光学ゾーンの中心の等価曲率半径の絶対値より大きい。

【0053】

本発明の1つの実施例において、レンズの光学ゾーンの非球面の表面形状は等価曲率半径の倍率 η を介して限定され、 η は異なる口径 d_m と d_n における r の比であり、 m は n より大きい。

【0054】

【数5】

$$\eta_{mn} = \frac{r_m}{r_n}$$

【0055】

レンズの光学ゾーンの等価曲率半径は下記数式によって計算される。

【0056】

【数6】

$$r_m = \frac{\left(\frac{d_m}{2}\right)^2 + h_m^2}{2h_m} = \frac{(d_m)^2 + 4h_m^2}{8h_m}$$

【0057】

式中、 d_m は測定口径であり、Mは口径が d_m である位置の点を指し、 h_m はMにおける矢高であり、すなわち、 h_m は点Mと非球面の頂点との高度差であり、 r_m は点Mにおける非球面の等価曲率半径である。

【0058】

レンズの光学ゾーンの凹面が非球面である場合、非球面の等価曲率半径の倍率 η は1より大きい。好ましくは、口径が5mmと3mmである場合の非球面の等価曲率半径の倍率 $\eta_{5,3}$ は1.220以上であって1.086以下である。レンズの光学ゾーンの凸面が非球面である場合、非球面の等価曲率半径の倍率 η は1より小さい。好ましくは、口径が5mmと3mmである場合の非球面の等価曲率半径の倍率 $\eta_{5,3}$ は0.682以上であって0.986以下である。

【0059】

本発明の1つの実施例において、空気中のレンズの屈折力は0D以下である。径方向においてレンズの屈折力は口径の増加につれて増加し、レンズの屈折力の絶対値は口径の増加につれて減少する。

【0060】

本発明の1つの実施例において、口径が5mmであるレンズの屈折力と口径が3mmであるレンズの屈折力との差 $D_{5,3}$ は0.005D以上である。好ましくは、口径が5mmであるレンズの屈折力と口径が3mmであるレンズの屈折力との差 $D_{5,3}$ は0.005D以上であって8.849D以下である。

【0061】

従来技術と比べると、本発明に係る目の外側で装用される視力矯正用レンズは、非球面を利用して視力矯正用レンズの光学ゾーンの表面形状と曲率半径を制御し、よって、視力矯正用レンズは口径方向に設定された屈折力分布につれて均一的に変化し、レンズの屈折力は口径の増加につれて増加し、屈折力の絶対値は口径の増加につれて減少する。したがって、人間の目に周辺デフォーカス制御可能な近視デフォーカスを提供し、眼軸長の増加を防止し、近視の進行を抑制することができ、本発明の目的を達成する。

【0062】

本発明のもう1つの目的は、角膜矯正用レンズを提供することである。従来技術の欠点

10

20

30

40

50

について、非球面を利用して視力矯正用レンズの光学ゾーンの表面形状と曲率半径を制御し、光学ゾーンの周辺の等価曲率半径の絶対値が光学ゾーンの中心の等価曲率半径の絶対値より小さく、周辺の表面形状は球面より鋭く傾斜しており、よって、視力矯正用レンズは口径方向に設定された屈折力分布に基づいて均一的に変化し、レンズの屈折力は口径の増加につれて増加する。したがって、人間の目に周辺デフォーカス制御可能な近視デフォーカスを提供し、眼軸長の増加を防止し、近視の進行を抑制することができる。

【0063】

本発明の第3態様に基づいて、上述した作成方法に基づいて作成された非球面視力矯正用レンズを提供する。この非球面視力矯正用レンズは角膜矯正用レンズである。レンズのベースカーブゾーンの非球面の表面形状は等価曲率半径の倍率₅₃を介して限定される。¹⁰ 等価曲率半径の倍率₅₃は1より小さい。好ましくは、口径が5mmと3mmである場合のレンズのベースカーブゾーンの非球面の等価曲率半径の倍率₅₃が0.67以上であって1より小さい。さらに好ましくは、口径が5mmと3mmである場合のレンズのベースカーブゾーンの非球面の等価曲率半径の倍率₅₃が0.67以上であって0.998以下である。

【0064】

は異なる口径d_mとd_nにおけるrの比であり、mはnより大きい。

【0065】

【数7】

$$\eta_{mn} = \frac{r_m}{r_n}$$

20

【0066】

レンズの光学ゾーンの等価曲率半径は下記数式によって計算される。

【0067】

【数8】

$$r_m = \frac{\left(\frac{d_m}{2}\right)^2 + h_m^2}{2h_m} = \frac{(d_m)^2 + 4h_m^2}{8h_m}$$

30

【0068】

式中、d_mは測定口径であり、Mは口径がd_mである位置の点を指し、h_mはMにおける矢高であり、すなわち、h_mは点Mと非球面の頂点との高度差であり、r_mは点Mにおける非球面の等価曲率半径である。

【0069】

従来技術と比べると、本発明に係る角膜矯正用レンズは、非球面を利用して視力矯正用レンズのベースカーブゾーンの表面形状と曲率半径を制御し、よって、ベースカーブゾーンの周辺の等価曲率半径の絶対値がベースカーブゾーンの中心の等価曲率半径の絶対値より小さく、周辺の表面形状は球面より鋭く傾斜している。一晩装用すると、角膜の前表面を角膜矯正用レンズのベースカーブゾーンの形状に形作る。したがって、人間の目に周辺デフォーカス制御可能な近視デフォーカスを提供し、眼軸長の増加を防止し、近視の進行を抑制することができ、本発明の目的を達成する。⁴⁰

【0070】

本発明のもう1つの目的は、眼内レンズを提供することである。従来技術の欠点について、非球面を利用してレンズの光学ゾーンの表面形状と曲率半径を制御し、異なる口径において曲率半径は均一的に変化する。周辺の等価曲率半径の絶対値が中心の等価曲率半径の絶対値より大きく、よって、周辺の屈折力が中心の屈折力より大きく（周辺の屈折力の絶対値が中心の屈折力の絶対値より小さく）、屈折力分布は均一的に変化する近視周辺デフォーカスという分布状態であり、近視の進行を抑制することができる。

【0071】

50

本発明の第4態様に基づいて、上述した作成方法に基づいて作成された非球面視力矯正用レンズを提供する。この非球面視力矯正用レンズは眼内レンズである。レンズの光学ゾーンの前表面または後表面の少なくとも1つは非球面である。レンズは口径方向に設定された屈折力の周辺デフォーカス量に基づいて均一的に変化する。レンズの屈折力は口径の増加につれて増加し、レンズの屈折力の絶対値は口径の増加につれて減少し、房水中のレンズの屈折力は0D以下である。

【0072】

本発明の1つの実施例において、レンズの光学ゾーンの非球面の表面形状は等価曲率半径の倍率を介して限定される。等価曲率半径の倍率は1より大きい。好ましくは、口径が4mmと3mmである場合のレンズの光学ゾーンの非球面の等価曲率半径の倍率₄₃が1.005以上であり、さらに好ましくは、口径が4mmと3mmである場合のレンズの光学ゾーンの非球面の等価曲率半径の倍率₄₃が1.002以上であって1.09以下である。

【0073】

は異なる口径d_mとd_nにおけるrの比であり、mはmより大きい。

【0074】

【数9】

$$\eta_{mn} = \frac{r_m}{r_n}$$

10

20

【0075】

レンズの光学ゾーンの等価曲率半径は下記数式によって計算される。

【0076】

【数10】

$$r_m = \frac{\left(\frac{d_m}{2}\right)^2 + h_m^2}{2h_m} = \frac{(d_m)^2 + 4h_m^2}{8h_m}$$

【0077】

式中、d_mは測定口径であり、Mは口径がd_mである位置の点を指し、h_mはMにおける矢高であり、すなわち、h_mは点Mと非球面の頂点との高度差であり、r_mは点Mにおける非球面の等価曲率半径である。

30

【0078】

従来技術と比べると、本発明に係る眼内レンズは、非球面の表面形状構造を介して、非球面を利用してレンズの光学ゾーンの表面形状と曲率半径を制御し、異なる口径において曲率半径は均一的に変化する。周辺の等価曲率半径の絶対値が中心の等価曲率半径の絶対値より大きく、よって、周辺の屈折力が中心の屈折力より大きく、周辺の屈折力の絶対値が中心の屈折力の絶対値より小さく、屈折力分布は均一的に変化する近視周辺フォーカスという分布状態であり、近視の進行を抑制することができ、本発明の目的を実現する。

【0079】

40

本発明の第5態様に基づいて、近視周辺フォーカスを利用して近視の進行を制御し抑制する診断および治療方法を提供する。この診断および治療方法において、上述した非球面視力矯正用レンズを作成する方法で作成された非球面視力矯正用レンズを利用することによって実現される。

【0080】

本願の特徴は本願の添付図面および下記の好ましい実施例の詳細な説明を参照することによって明白に理解されるだろう。

【図面の簡単な説明】

【0081】

【図1】網膜と近視周辺フォーカスと遠視周辺フォーカスとの概略図

50

【図2】本発明に係る、近視周辺フォーカスの屈折力分布曲線の概略図

【図3】本発明に係る非球面曲線を表現する式の概略図

【図4】本発明に係る倍率に関するパラメータの概略図

【図5】本発明に係る第1実施例の構造概略図

【図6】本発明に係る第2実施例の構造概略図

【図7】本発明に係るレンズの径方向の概略図

【図8】本発明に係る、視力矯正用レンズを用いる診断および治療方法のフロー概略図

【図9】本発明に係る網膜および屈折力分布の概略図

【図10】本発明に係る第3実施例のフロー概略図

【図11】本発明に係る第4実施例のフロー概略図

10

【図12】本発明に係る、内表面が4つのカーブゾーン設計である従来の角膜矯正用レンズの長手方向の中心断面概略図

【図13】本発明に係る、異なる口径において、屈折力が42.25Dである従来の球面角膜の屈折力分布状況、および、非球面係数Qが-0.25であって屈折力が42.25Dである非球面角膜の屈折力分布状況の概略図

【図14】本発明に係る角膜矯正用レンズの構造概略図

【図15】本発明に係る1つの眼内レンズの構造概略図

【図16】本発明に係る図15の側面図

【図17】本発明に係るもう1つの眼内レンズの概略図

【図18】本発明に係る図17の側面図

20

【図19】本発明に係る屈折力分布および従来技術の屈折力分布の概略図

【図20】本発明に係る非球面の表面形状および従来技術の非球面の表面形状の概略図

【発明を実施するための形態】

【0082】

本発明を実現する技術的手段、創作的特徴、目的および効果をよりよく理解させるために、以下の図面を参照して本発明を詳細に説明する。

【0083】

用語の定義

【0084】

本出願に使われる「近視周辺フォーカス」という用語は、周辺区域の屈折力が中心区域の屈折力より大きく、中心の結像点が網膜に位置する場合、周辺区域の結像点は網膜の前方に位置することを指すとともに、この場合に周辺デフォーカス量Dを0より大きいと定義する。

30

【0085】

本出願に使われる「遠視周辺フォーカス」という用語は、周辺区域の屈折力が中心区域の屈折力より小さく、中心の結像点が網膜に位置する場合、周辺区域の結像点は網膜の後方に位置することを指すとともに、この場合に周辺デフォーカス量Dを0より小さいと定義する。

【0086】

本出願に使われる「屈折力」という用語は、レンズが光を屈折する程度の計量を指す。「屈折度」は屈折力の大きさの計量である。屈折度は正の値または負の値であってもよい。正負の符号は屈折度の大きさに対する比較に使われる。例えば、D1が10.0DであってD2が15.0Dである場合、D1はD2より小さく、D3が-10.0DであってD4が-15.0Dである場合、D3はD4より大きい。

40

【0087】

本出願に使われる「光学ゾーン」という用語は、レンズの中心区域における主な機能部であり、レンズの屈折度の調整を実現可能なように光学特性を有する部分を指す。

【0088】

本出願に使われる「はめ輪」または「支持用嵌め輪」という用語は、レンズの光学部と連結しており、光学部を支持してレンズを人間の目に位置させる機能を行う部分を指す。

50

【0089】

本出願に使われる「径方向」という用語は、レンズの中心からレンズの半径または直径に沿う直線方向を指す。

【0090】

本出願に使われる「口径」という用語は、レンズの表面の径方向の直径の長さを指す。

【0091】

本出願に方向関係を表すために使われる用語、例えば、「前方」、「後方」という用語は、目の角膜の表面に対する距離に基づいて使われる。例えば、本出願のレンズにとって、「光学部の後表面」は「光学部の前表面」より角膜に近い光学面である。

【0092】

本出願に使われる「ベース球面」という用語は、レンズの光学部の前・後表面に適用される様々な表面形状に対応してその表面形状と同様な曲率半径の設計値を有する理想球面を指す。本出願において、用語を統合するために、その理想球面をまとめて「ベース球面」と呼ぶ。

10

【0093】

本出願に使われる「平坦」または「鋭く傾斜している」という用語は、レンズの等価曲率半径の大きさに対する表現を指す。例えば、本出願において、「球面より鋭く傾斜している」というのはレンズの等価曲率半径の絶対値がベース球面の曲率半径の絶対値より小さいことを指し、「球面より平坦である」というのはレンズの等価曲率半径の絶対値がベース球面の曲率半径の絶対値より大きいことを指す。

20

【0094】

本出願に使われる「凸面」という用語は、その上の任意点で引く接平面より常に下方にある表面を指し、「凹面」という用語は、その上の任意点で引く接平面より常に上方にある表面を指す。

【0095】

図6に示されると同様に、本発明の1つの形態に係る、目の外側で装用される矯正用レンズはレンズを備える。そのレンズの光学ゾーン100の凸面101または凹面102の少なくとも1つは非球面である。そのレンズの光学ゾーン100の凸面101が非球面である場合、レンズの光学ゾーン100の周辺の等価曲率半径はレンズの光学ゾーン100の中心の曲率半径より小さい。レンズの光学ゾーン100の凹面102が非球面である場合、レンズの光学ゾーン100の周辺の等価曲率半径はレンズの光学ゾーン100の中心の曲率半径より大きい。

30

【0096】

図2に示されるように、空気中のレンズの屈折力は0D以下である。径方向においてレンズの屈折力は口径の増加につれて増加し、レンズの屈折力の絶対値は口径の増加につれて減少する。

【0097】

図7は本発明に係る、レンズの径方向の概略図である。図7において、符号Aは本発明に係るレンズの正面図であり、符号Bは本発明に係るレンズの径方向を示す。

【0098】

40

口径が5mmであるレンズの屈折力と口径が3mmであるレンズの屈折力との差 D_{5_3} は0.005D以上であり、好ましくは、口径が5mmであるレンズの屈折力と口径が3mmであるレンズの屈折力との差 D_{5_3} は0.005D以上であって8.849D以下である。

【0099】

図3に示されるように、レンズの光学ゾーン100の非球面は下記数式によって表現される。

【0100】

【数11】

$$Z(y) = \frac{cy^2}{1 + \sqrt{1 - (1+Q)c^2y^2}} + \sum_{i=2}^5 A_{2i} \cdot y^{2i}$$

【0101】

式中、cは光学部のベース球面の曲率半径の逆数であり、yは曲線の任意点から横軸(Z)までの垂直距離であり、Qは非球面係数であり、 A_{2i} は高次の非球面係数であり、非球面の表面形状における点は前述した曲線を横軸(Z)に対して回転対称に変化させることを介して取得される。

【0102】

10

図4に示されるように、レンズの光学ゾーン100の非球面の表面形状は等価曲率半径の倍率 η を介して限定され、 η は異なる口径 d_m と d_n におけるrの比であり、mはnより大きい。

【0103】

【数12】

$$\eta_{mn} = \frac{r_m}{r_n}$$

【0104】

20

レンズの光学ゾーン100の凹面102が非球面である場合、非球面の等価曲率半径の倍率 η は1より大きい。レンズの光学ゾーン100の凸面101が非球面である場合、非球面の等価曲率半径の倍率 η は1より小さい。

【0105】

レンズの光学ゾーン100の等価曲率半径は下記数式によって表現される。

【0106】

【数13】

$$r_m = \frac{\left(\frac{d_m}{2}\right)^2 + h_m^2}{2h_m} = \frac{(d_m)^2 + 4h_m^2}{8h_m}$$

30

【0107】

式中、 d_m は測定口径であり、Mは口径が d_m である位置の点を指し、 h_m はMにおける矢高であり、すなわち、 h_m は点Mと非球面の頂点との高度差であり、 r_m は点Mにおける非球面の等価曲率半径である。

【0108】

レンズの光学ゾーン100の凹面102が非球面である場合、好ましくは、口径が5mmと3mmである場合のレンズの非球面の等価曲率半径の倍率 η_{53} が1.002以上であって1.086以下である。

【0109】

レンズの光学ゾーン100の凸面101が非球面である場合、好ましくは、口径が5mmと3mmである場合のレンズの非球面の等価曲率半径の倍率 η_{53} が0.682以上であって0.986以下である。

40

【0110】

第1実施例

【0111】

図5に示されるように、この実施例において、視力矯正用レンズは角膜接触レンズである。レンズの光学ゾーン100'の凹面102'（角膜と直接的に接触する面）の表面形状は角膜の表面形状と一致し、その凹面102'は球面または角膜の形態と一致する非球面である。光学ゾーン100'の凸面101'は本発明に係る非球面構造を有し、その非球面構造は前述した通りである。

50

【 0 1 1 2 】

この実施例において、好ましくは、口径が 5 mm と 3 mm である場合に非球面の等価曲率半径の倍率 D_{5_3} は 0.682 以上であって 0.986 以下であり、屈折力の差 D_{5_3} は 0.130 D 以上であって 4.779 D 以下である。

【 0 1 1 3 】

具体的な実施例については表 1 を参照する。表中、 R_p 、 Q_p は接触レンズの凸面（角膜と直接的に接触する面）の曲率半径および非球面係数であり、 R_a 、 Q_a 、 A_4 、 A_6 、 A_8 のそれぞれは接触レンズの前表面の曲率半径、非球面係数、高次の非球面係数であり、 D_{5_3} は口径が 5 mm であるレンズの屈折力と口径が 3 mm であるレンズの屈折力との差であり、 D_{5_3} は口径が 5 mm 3 mm である場合のレンズの非球面の等価曲率半径の倍率である。
10

【 0 1 1 4 】

表 1 は角膜接触レンズの実施例である。

【 0 1 1 5 】

【表1】

屈折率	屈折 力/D	R p / m.m	Q p	R a / m	Q a	A 4	A 6	A 8	ΔD_{53}	n_{53}
1.415	-20	10.00	-0.25	19.581	2.412	5.402E-05	-3.762E-08	-1.091E-09	0.130	0.986
1.400	-30	11.166	0	76.890	291.247	2.553E-04	1.612E-06	-1.875E-07	1.690	0.835
1.400	-30	11.166	0	93.392	772.250	7.205E-04	4.236E-06	-1.721E-06	4.723	0.682
1.500	-30	10	0	27.443	31.184	5.526E-04	-5.714E-06	-2.844E-07	4.757	0.875
1.400	-30	10	0	48.019	185.239	6.685E-04	1.051E-06	-1.972E-06	4.734	0.779
1.400	-30	10	0	43.144	86.798	2.367E-04	8.245E-07	-2.729E-07	1.715	0.887
1.400	-10	10	0	13.539	1.401	9.163E-05	6.267E-07	-8.348E-11	0.714	0.982
1.400	-30	10	0	42.604	67.215	1.931E-04	2.685E-07	-9.757E-08	1.188	0.907
1.400	-10	10	0	13.512	1.277	6.053E-05	3.763E-07	3.089E-09	0.452	0.986
1.400	-30	10	0	41.966	52.149	1.393E-04	-1.554E-07	-4.106E-08	0.618	0.929
1.432	-15	5	0	6.194	0.199	3.103E-04	3.952E-06	3.853E-07	0.269	0.980
1.432	-15	7.8	0	10.859	0.664	1.035E-04	5.140E-07	1.131E-08	0.191	0.986
1.432	-30	5	0	7.970	1.175	4.929E-04	4.910E-06	1.295E-07	0.868	0.952
1.432	-30	7.8	0	17.585	2.136	2.707E-04	1.162E-06	1.410E-08	0.570	0.957
1.432	-30	10	0	33.922	25.348	1.168E-04	-4.114E-09	-2.754E-08	0.476	0.949
1.432	-15	5	0	6.192	0.230	3.032E-04	3.710E-06	3.520E-07	0.352	0.966
1.432	-15	10	0	15.536	1.451	6.693E-05	2.190E-07	5.918E-09	0.253	0.976
1.432	-30	5	0	7.982	1.132	5.279E-04	4.478E-06	2.113E-07	1.005	0.920
1.432	-30	10	0	34.020	28.649	1.254E-04	-1.425E-07	-2.733E-08	0.623	0.909
1.432	-30	5	0	8.006	1.496	5.064E-04	3.737E-06	-9.895E-08	1.539	0.947
1.432	-30	10	0	34.391	35.500	1.763E-04	2.033E-07	-5.459E-08	1.190	0.927
1.432	-30	5	0	8.026	1.498	5.799E-04	3.795E-06	-1.053E-07	2.032	0.944
1.432	-30	10	0	34.753	42.723	2.232E-04	9.326E-07	-1.499E-07	1.723	0.911
1.432	-30	5	0	8.047	1.581	6.355E-04	2.547E-06	-1.434E-07	2.490	0.941
1.432	-30	10	0	30.107	46.095	2.828E-04	1.180E-06	-1.965E-07	2.209	0.890
1.432	-30	5	0	8.075	1.922	6.570E-04	2.717E-08	-4.791E-07	3.128	0.936
1.432	-30	10	0	35.665	69.042	3.237E-04	-4.695E-07	-5.382E-07	2.879	0.877
1.432	-30	10	0	37.482	118.917	5.157E-04	1.713E-06	-2.677E-06	4.779	0.823
1.432	-30	5	-0.25	7.985	0.952	3.945E-04	4.615E-07	-7.752E-08	1.502	0.963
1.432	-30	10	-0.25	34.219	32.089	1.536E-04	1.739E-07	-3.938E-08	0.582	0.935
1.432	-30	5	-0.25	8.017	1.008	4.586E-04	-8.108E-08	-9.179E-08	2.001	0.960
1.432	-30	10	-0.25	34.763	40.819	2.014E-04	1.339E-07	-9.593E-08	1.470	0.918
1.432	-30	5	-0.5	8.016	0.718	2.862E-04	-2.794E-06	-1.090E-07	1.981	0.974
1.432	-30	10	-0.5	34.765	37.245	1.816E-04	1.326E-07	-6.647E-08	1.712	0.925
1.432	-30	10	-1	34.770	31.281	1.385E-04	2.832E-07	-2.820E-08	1.707	0.939
1.710	-30	10	0	18.205	9.161	3.391E-04	-4.381E-06	-1.337E-07	4.739	0.934

10

20

30

40

【0116】

第2実施例

【0117】

この実施例において、視力矯正用レンズはフレーム眼鏡である。レンズの光学ゾーン100の凸面101または凹面102の少なくとも1つは本発明に係る非球面構造を有し、その非球面構造は前述した通りである。

【0118】

レンズの光学ゾーン100の凸面101が本発明に係る非球面構造を有する。その構造は第1実施例と類似している。ただし、周辺の等価曲率半径は中心の等価曲率半径より小

50

さく、周辺の表面形状は球面より鋭く傾斜しており、よって、凸面 101 は口径方向に設定された屈折力分布に基づいて均一的に変化する。

【0119】

図 6 に示されるように、本発明に係る非球面構造がレンズの光学ゾーン 100 の凹面 102 に設けられている場合、非球面が設けられた表面は負の屈折力をレンズに提供するので、レンズが本発明と同様な屈折力分布を得るために、大口径においてレンズによって提供された屈折力の絶対値は小口径においてレンズによって提供された屈折力より小さくすべきである。明白に、同様な屈折力制御を達成するために、周辺の表面形状は球面より平坦にすべきである。

【0120】

この実施例において、好ましくは、口径が 5 mm と 3 mm である場合に非球面の表面形状の等価曲率半径の倍率 D_{53} は 1.002 以上であって 1.086 以下であり、屈折力の差 D_{53} は 0.005 D 以上であって 8.849 D 以下である。

【0121】

具体的な実施例については表 2 を参照する。表中、R p、Q p は接触レンズの凸面（角膜と直接的に接触する面）の曲率半径および非球面係数であり、R a、Q a、A 4、A 6、A 8 のそれぞれは接触レンズの前表面の曲率半径、非球面係数、高次の非球面係数であり、 D_{53} は口径が 5 mm であるレンズの屈折力と口径が 3 mm であるレンズの屈折力との差であり、 η_{53} は口径が 5 mm と 3 mm である場合のレンズの非球面の等価曲率半径の倍率である。

【0122】

表 2 はフレーム眼鏡の実施例である。

【0123】

【表 2】

屈折率	R a	R p	Q p	A 4	A 6	A 8	ΔD_{53}	η_{53}
1.43	10.428	6.869	-0.727	-3.81E-04	-1.33E-06	2.85E-08	3.047	1.036
1.43	10.428	6.869	-1.000	0	0	0	1.040	1.021
1.43	10.428	6.869	-2.000	0	0	0	3.429	1.040
1.43	10.428	6.869	-5.000	0	0	0	7.939	1.086
1.50	9.773	7.000	-5.000	0	0	0	8.662	1.083
1.70	8.807	7.000	-5.000	0	0	0	8.849	1.083
1.43	8.368	5.502	0.215	-7.247E-04	-1.067E-05	-1.003E-06	0.392	1.024
1.55	7.724	5.954	-0.157	-2.029E-04	-2.378E-06	-9.978E-08	0.227	1.014
1.71	7.275	5.964	-0.123	-1.562E-04	-1.820E-06	-9.407E-08	0.225	1.011
1.71	6.203	5.996	-0.019	-2.161E-05	-1.861E-07	-2.286E-08	0.005	1.002

【0124】

もちろん、フレーム眼鏡について、レンズの凸面と凹面との 1 つのみが本発明に係る非球面構造を有してもよく、レンズの凸面と凹面ともが本発明に係る非球面構造を有してもよい。ここでは説明を繰り返さない。

【0125】

本発明に係る、近視周辺フォーカスによる近視の進行の制御とレンズの非球面設計との概念に基づいて、本技術分野の当業者は、レンズに対する正反対の変形制御を介して、大口径におけるレンズの屈折力の絶対値を小口径におけるレンズの屈折力より大きくし、よって、人間の目の遠視周辺フォーカスを達成し、能動的に眼軸長の増加を促進することを介して、遠視を治療することを、想到できる。

【0126】

図 8 に示されるように、本発明に係る周辺デフォーカス制御可能な非球面視力矯正用レ

10

20

30

40

50

ンズを作成する方法は以下のステップを備える。

(1) 人間の目の網膜の形状、裸眼の人間の目による周辺デフォーカス量、またはレンズを装用している人間の目による周辺デフォーカス量を検査することに基づいて、人間の目が近視デフォーカスを形成するのに必要な条件を計算して判断する。

(2) 近視デフォーカスから取得した条件に基づいて、視力矯正用レンズの屈折力が口径につれて変化する分布案を形成する。

(3) 取得した視力矯正用レンズの屈折力の分布案に基づいて視力矯正用レンズを作成し、視力矯正用レンズの屈折力を人間の目に与えているとき、網膜に形成された目全体の屈折力の分布は、網膜の周辺区域が網膜の中心区域より大きく、網膜の前方に位置し、近視デフォーカスを形成する。

10

【0127】

図9に示されるように、符号Bは網膜であり、符号Cは目全体が網膜に形成した屈折力分布の曲線である。網膜の形状、裸眼の人間の目による周辺デフォーカス量、およびレンズを装用している人間の目による周辺デフォーカス量は眼科検査装置によって測定されてもよい。

【0128】

人間の目の網膜の形状は眼科検査装置(例えば、光コヒーレンストモグラフィー、OCT)によって測定されてもよい。眼科検査装置が網膜を球面とする場合、網膜の形状は網膜の曲率半径によって測定される。

20

【0129】

人間の目の網膜の形状は眼科検査装置によって測定される。眼科検査装置が網膜を非球面とする場合、網膜の形状は非球面の等価曲率半径によって測定される。非球面の等価曲率半径は下記数式によって計算される。

【0130】

【数14】

$$r_m = \frac{\left(\frac{d_m}{2}\right)^2 + h_m^2}{2h_m} = \frac{(d_m)^2 + 4h_m^2}{8h_m}$$

【0131】

30

式中、 d_m は測定口径であり、Mは口径が d_m である位置の点を指し、 h_m はMにおける矢高であり、すなわち、 h_m は点Mと非球面の頂点との高度差であり、 r_m は点Mにおける非球面の等価曲率半径である。

【0132】

視力矯正用レンズおよび人間の目によって形成された目全体の屈折力分布は下記数式を満たす。

【0133】

【数15】

$$\frac{1}{D_r} = \frac{1}{D_0} - r + \sqrt{R^2 - r^2}$$

40

【0134】

視力矯正用レンズおよび人間の目によって形成された目全体の屈折力分布状態は、網膜の形状に対して近視デフォーカスであり、下記数式を満たす。

【0135】

【数16】

$$\left| \frac{1}{D_t} \right| < \left| \frac{1}{D_r} \right| = \left| \frac{1}{D_0} - r + \sqrt{R^2 - r^2} \right|$$

【0136】

50

式中、 D_r は半径が r である場合の目全体の屈折力であり、 D_o は小口径（近軸）の場合の目全体の屈折力であり、すなわち、 D_o は目全体の屈折力の公称値（nominal value）であり、 r は網膜平面の半径であり、 R は網膜の曲率半径または等価曲率半径である。

【0137】

上述した条件のもとに、目全体が網膜に形成した屈折力分布は図 9 における符号 C に示される。非球面設計を介して、レンズの周辺の屈折力とレンズの中心の屈折力との差に前述した上限を満足させることができる。

【0138】

取得した、屈折力分布が満足した条件関係に基づいて、異なる口径において視力矯正用レンズの屈折力が近視デフォーカス分布を有するように、すなわち、口径の増加につれて屈折力が増加するように（図 2 に示されるように）、視力矯正用レンズは非球面設計方法を介して作成される。10

【0139】

裸眼の人間の目による周辺デフォーカス量（ D_1 ）は眼科検査装置（例えば、OCT、角膜形状解析装置（corneal topographer）、波面収差測定装置（wavefront aberrometer）など）によって測定されてもよい。視力矯正用レンズに提供された周辺デフォーカス量（ D_2 ）と裸眼の人間の目による周辺デフォーカス量（ D_1 ）との合計が 0 以上である場合、人間の目は近視周辺デフォーカスを形成する。

【0140】

既知の屈折度および屈折力分布を有するトライアルレンズが人間の目に装用されてもよい。レンズを装用している人間の目による周辺デフォーカス量（ D_3 ）はレンズが装用されている状態において測定される。レンズを装用している人間の目による周辺デフォーカス量（ D_3 ）は眼科検査装置によって測定されてもよい。レンズを装用している人間の目による周辺デフォーカス量（ D_3 ）が 0 より大きい場合、トライアルレンズのデフォーカス量は人間の目に近視周辺デフォーカスを形成させる条件を満たしているとされ、そのトライアルレンズに基づいて視力矯正用レンズを作成することができる。レンズを装用している人間の目による周辺デフォーカス量（ D_3 ）が 0 以下である場合、レンズのフォーカス量は人間の目にまだ遠視周辺デフォーカスの状態にさせており、人間の目を近視周辺フォーカスに達成させるために、レンズのデフォーカス量は増加させるべきであるとされる。2030

【0141】

レンズのデフォーカス量は、カスタム近視矯正のために、患者自身の生理的な条件および近視の制御程度に対する要求に基づいて、増加可能または減少可能である。

【0142】

ステップ（2）で取得した屈折力の分布案に基づいて、異なる口径において視力矯正用レンズの屈折力が近視デフォーカス分布を有するように、すなわち、口径の増加につれて屈折力が増加するように、非球面の設計方法を利用して視力矯正用レンズを製作する。その非球面（図 3 に示されるように、図 3 における符号 D は球面曲線であり、符号 E は非球面曲線である）は下記数式によって表現される。

【0143】

【数17】

$$Z(y) = \frac{cy^2}{1 + \sqrt{1 - (1+Q)c^2y^2}} + \sum_{i=2}^5 A_{2i} \cdot y^{2i}$$

【0144】

式中、 $Z(y)$ は Y Z 表面における視力矯正用レンズの非球面の曲線を表現し、 c は光学部のベース球面の曲率半径の逆数であり、 y は曲線の任意点から横軸（Z）までの垂直距離であり、 Q は非球面係数であり、 A_{2i} は高次の非球面係数であり、非球面の表面形状における点は前述した曲線を横軸（Z）に対して回転対称に変化させることを介して取得される。4050

【0145】

視力矯正用レンズのQ値および非球面係数を調整することによって、視力矯正用レンズの表面形状は径方向が異なる位置において異なる等価曲率半径で表現され、等価曲率半径は光学ゾーンに渡って均一的で連続的に変化し、よって、異なる口径において視力矯正用レンズは近視デフォーカスの屈折力の分布を適用した屈折力を有し、周辺区域における屈折力は中心区域における屈折力より大きい。

【0146】

本開示はさらに非球面の表面形状の制御方法を提供する。その制御方法は等価曲率半径の倍率 η を介して表現される(図4に示されるように)。

【0147】

【数18】

$$\eta_{mn} = \frac{r_m}{r_n}$$

【0148】

は異なる口径 d_m と d_n における r の比であり、 m は n より大きい。

【0149】

球面に対して、 r は1である。周辺が中心より平坦な非球面に対して、 r は1より大きい。周辺が中心より鋭く傾斜している非球面に対して、 r は1より小さい。等価曲率半径の倍率を制御することによって、各口径における非球面の等価曲率半径を設計し、よって、レンズの屈折力分布に近視周辺フォーカスについての要求を満足させる。

【0150】

空気中、異なる口径における屈折力の間の差は下記式によって表現される。

【0151】

【数19】

$$\Delta D_{m,n} = D_m - D_n$$

【0152】

この式は、それぞれ m および n である口径における屈折力の間の差を表現し、 m は n より大きい。

【0153】

本発明はさらに、目の外側で装用される矯正用レンズ、角膜矯正用レンズおよび眼内レンズを含む非球面視力矯正用レンズを提供する。当該非球面視力矯正用レンズは本発明に係る非球面視力矯正用レンズを作成する方法に基づいて作成される。

【0154】

本発明はさらに、近視周辺フォーカスを利用して近視の進行を制御し抑制する診断および治療方法を提供する。この診断および治療方法において、本発明に係る非球面視力矯正用レンズを作成する方法で作成された非球面視力矯正用レンズを利用することによって実現される。

【0155】

第3実施例

【0156】

この実施例において、視力矯正用レンズは目の外側で装用される矯正用レンズ(例えば、フレーム眼鏡)である。

【0157】

図10に示されるように、この実施例は、ガス透過性ハードコンタクトレンズ(rigid gas permeable lens、RGPまたはRGPL)、フレーム眼鏡に対する従来の検眼方法以外、本発明に係る非球面視力矯正用レンズを作成する方法をさらに備える。非球面視力矯正用レンズを作成する方法は以下のステップを備える。

(1)人間の目の網膜の形状、裸眼の人間の目による周辺デフォーカス量、またはレンズ

10

20

30

40

50

ズを装用している人間の目による周辺デフォーカス量を検査することに基づいて、人間の目が近視デフォーカスを形成するのに必要な条件を計算して判断する。

(2) 近視デフォーカスから取得した条件に基づいて、視力矯正用レンズの屈折力が口径につれて変化する分布案を形成する。

(3) 取得した視力矯正用レンズの屈折力の分布案に基づいて視力矯正用レンズを製作し、視力矯正用レンズの屈折力を人間の目に与えているとき、網膜に形成された目全体の屈折力の分布は、網膜の周辺区域が網膜の中心区域より大きく、網膜の前方に位置し、近視デフォーカスを形成する。

【0158】

他の内容については前述した通りであり、ここでは説明を繰り返さない。

10

【0159】

第4実施例

【0160】

本実施例において、視力矯正用レンズは角膜矯正用レンズである。

【0161】

図11に示されるように、本実施例において、角膜矯正用レンズの基本の設計方法は従来技術と同様であるが、ベースカーブゾーンの表面形状は網膜の湾曲度に基づいて決められる。人間の目の屈折力が口径の増加につれて増加する傾向は網膜の湾曲度より強いことを確保し、遠視周辺フォーカスを形成するように、網膜の湾曲度に基づいて人間の目の網膜が満たすべき屈折力分布状態を計算し、よって、人間の目の眼軸長の増加を防止し、近視の進行を制御する。角膜矯正用レンズの内表面（ベースカーブゾーン）の表面形状設計は、人間の目の屈折力分布に基づいて行われる。矯正用レンズの基本原理は、人間の目が矯正用レンズを装用する後、角膜の形状が矯正用レンズのベースカーブゾーンの形状になることである。そのため、矯正用レンズのベースカーブゾーンの表面形状は、角膜が光学機能を実現するような表面形状である。

20

【0162】

網膜の湾曲度を介して、人間の目の網膜が満たすべき屈折力分布状態を計算することは、本発明に係る非球面視力矯正用レンズを作成する方法を利用する。その非球面視力矯正用レンズを作成する方法は以下のステップを備える。

(1) 人間の目の網膜の形状、裸眼の人間の目による周辺デフォーカス量、またはレンズを装用している人間の目による周辺デフォーカス量を検査することに基づいて、人間の目が近視デフォーカスを形成するのに必要な条件を計算して判断する。

30

(2) 近視デフォーカスから取得した条件に基づいて、視力矯正用レンズの屈折力が口径につれて変化する分布案を形成する。

(3) 取得した視力矯正用レンズの屈折力の分布案に基づいて視力矯正用レンズを製作し、視力矯正用レンズの屈折力を人間の目に与えているとき、網膜に形成された目全体の屈折力の分布は、網膜の周辺区域が網膜の中心区域より大きく、網膜の前方に位置し、近視デフォーカスを形成する。

【0163】

他の内容については前述した通りであり、ここでは説明を繰り返さない。

40

【0164】

第5実施例

【0165】

この実施例において、視力矯正用レンズは眼内レンズである。

【0166】

眼内レンズは主に近視屈折に用いられる有水晶体眼内レンズ（P I O L）を指す。このようなP I O Lは、人間の目の屈折異常を矯正するために、手術を介して人間の目の角膜と水晶体との間に埋め込んだ負の度数のレンズである。

【0167】

眼内レンズは植え込まれた位置によって前房型と後房型とに分けられる。一般的に、前

50

房型の後表面が比較的に平坦であり、前表面が主な屈折を行う。後房型の前表面が比較的に平坦であり、後表面が主な屈折を行う。この2つの類型は負の度数のレンズについて、2つの正反対で典型的な設計方向性を表す。

【0168】

同様に、本発明に係る非球面視力矯正用レンズを作成する方法は以下のステップを備える。

(1) 人間の目の網膜の形状、裸眼の人間の目による周辺デフォーカス量、またはレンズを装用している人間の目による周辺デフォーカス量を検査することに基づいて、人間の目が近視デフォーカスを形成するのに必要な条件を計算して判断する。

(2) 近視デフォーカスから取得した条件に基づいて、視力矯正用レンズの屈折力が口径につれて変化する分布案を形成する。

(3) 取得した視力矯正用レンズの屈折力の分布案に基づいて視力矯正用レンズを作製し、視力矯正用レンズの屈折力を人間の目に与えているとき、網膜に形成された目全体の屈折力の分布は、網膜の周辺区域が網膜の中心区域より大きく、網膜の前方に位置し、近視デフォーカスを形成する。

【0169】

非球面の表面形状の設計を介して、非球面を利用してレンズの光学ゾーンの表面形状と曲率半径を制御し、よって、異なる口径において曲率半径は均一的に変化し、周辺の屈折力が中心の屈折力より大きく、屈折力分布は均一的に変化する近視周辺フォーカスという分布状態であり、近視患者の近視度数の増加を制御する。

【0170】

レンズの技術分野の当業者は、非球面の数式における異なる非球面係数の組合せを利用して本願発明の目的を達成してもよい。

【0171】

本発明に係わる設計概念に基づいて、本技術分野の当業者は、本発明に係る仕様と正反対の周辺デフォーカス制御の概念と診断および治療方法とを介して、人間の目の遠視周辺フォーカスを達成し、よって、能動的に眼軸長の増加を促進することを介して、遠視を治療することを、想到できる。

【0172】

図14に示されるように、本発明の1つの態様に係る角膜矯正用レンズはレンズ100を備える。レンズ100のベースカーブゾーン101（角膜と直接的に接触する面）は非球面である。レンズ100のベースカーブゾーン101の周辺の等価曲率半径の絶対値は、レンズ100のベースカーブゾーン101の中心の等価曲率半径の絶対値より小さい。

【0173】

図3に示されるように、レンズ100のベースカーブゾーン101の非球面は下記数式によって表現される。

【0174】

【数20】

$$Z(y) = \frac{cy^2}{1 + \sqrt{1 - (1+Q)c^2y^2}} + \sum_{i=2}^5 A_{2i} \cdot y^{2i}$$

【0175】

式中、cは光学部のベース球面の曲率半径の逆数であり、yは曲線の任意点から横軸（Z）までの垂直距離であり、Qは非球面係数であり、A_{2i}は高次の非球面係数であり、非球面は前述した非球面曲線を横軸（Z）に対して回転対称に変化させることを介して取得される。

【0176】

図4に示されるように、レンズ100のベースカーブゾーン101の非球面の表面形状は等価曲率半径の倍率を介して限定され、非球面の等価曲率半径の倍率は1より小さい。

10

20

30

40

50

【0177】

は異なる口径 d_m と d_n における r の比であり、 m は n より大きい。

【0178】

【数21】

$$\eta_{mn} = \frac{r_m}{r_n}$$

【0179】

球面に対して、 r は 1 である。周辺が中心より平坦な非球面に対して、 r は 1 より大きい。周辺が中心より鋭く傾斜している非球面に対して、 r は 1 より小さい。

10

【0180】

非球面の曲率半径は伝統的な球面の曲率半径によって表現されることはできず、等価曲率半径によって表現される。レンズ100のベースカーブゾーン101の等価曲率半径の計算方法は下記の通りである。

【0181】

【数22】

$$r_m = \frac{\left(\frac{d_m}{2}\right)^2 + h_m^2}{2h_m} = \frac{(d_m)^2 + 4h_m^2}{8h_m}$$

20

【0182】

式中、 d_m は測定口径であり、 M は口径が d_m ある位置の点を指し、 h_m は M における矢高であり、すなわち、 h_m は点 M と非球面の頂点との高度差であり、 r_m は点 M における非球面の等価曲率半径である。

【0183】

好ましくは、口径が 5 mm と 3 mm である場合、レンズ100のベースカーブゾーン101の非球面の表面形状の等価曲率半径の倍率 η_{53} は 0.67 以上であって 1 より小さい。

【0184】

さらに好ましくは、口径が 5 mm と 3 mm である場合、レンズ100のベースカーブゾーン101の非球面の表面形状の等価曲率半径の倍率 η_{53} は 0.67 以上であって 0.998 以下である。

30

【0185】

さらに好ましくは、口径が 5 mm と 3 mm である場合、レンズ100のベースカーブゾーン101の非球面の表面形状の等価曲率半径の倍率 η_{53} は 0.67 以上であって 0.991 以下である。

【0186】

本発明に係る具体的な実施例については表3と表4を参照する。

表中、Q、A4、A6、A8 は非球面係数であり、 η_{53} は口径が 5 mm と 3 mm である場合のレンズの等価曲率半径の倍率である。

40

【0187】

表3は角膜矯正用レンズのベースカーブゾーンの表面形状の実施例である。

【0188】

【表3】

曲率半径	Q	η_{ss}	曲率半径	Q	η_{ss}
9.643	0.2	0.998	5.000	2.5	0.820
9.643	0.5	0.994	10.000	5.0	0.940
9.643	1.0	0.989	7.000	0.5	0.989
6.136	0.2	0.994	7.000	3.0	0.921
6.136	1.0	0.969	8.000	3.0	0.944
6.136	3.0	0.885	5.000	0.2	0.991
6.136	5.0	0.665	5.000	0.5	0.976
6.136	4.0	0.818	5.000	0.7	0.966
5.000	1.0	0.949	5.000	2.0	0.876
5.000	1.2	0.937	5.000	2.5	0.820
5.000	1.5	0.917	5.000	2.9	0.741

10

【0189】

表4は角膜矯正用レンズのベースカーブゾーンの表面形状の実施例である。

【0190】

【表4】

曲率半径	Q	A 4	A 6	A 8	η_{ss}
5.946	9.400E-02	1.604E-04	1.695E-06	2.829E-07	0.990
4.935	1.385E-01	4.806E-04	4.146E-06	9.006E-07	0.978
4.934	1.385E-01	4.702E-04	4.087E-06	8.892E-07	0.978
4.939	1.618E-01	6.567E-04	1.322E-05	8.648E-07	0.970
5.068	8.048E-03	6.610E-05	6.408E-07	2.590E-09	0.997

20

【0191】

本技術分野の当業者は、異なる非球面係数の組合せを利用して、本発明と同様な非球面光像を実現することを容易に想到できる。

30

【0192】

本発明に係る、近視周辺フォーカスによる近視の進行の制御とレンズの非球面設計との概念に基づいて、本技術分野の当業者は、レンズに対する正反対の変形制御を介して、大口径におけるレンズの屈折力の絶対値を小口径におけるレンズの屈折力より大きくし、よって、人間の目の遠視周辺フォーカスを達成し、能動的に眼軸長の増加を促進することを介して、遠視を治療することを、想到できる。

【0193】

図15、16、17および18を参照すると、本発明の1つの態様に係る眼内レンズは、レンズの光学ゾーン100と支持嵌め輪110とを備える。レンズの光学ゾーン100の前表面101または後表面102の少なくとも1つは非球面である。その非球面において、レンズの光学ゾーン100の周辺の等価曲率半径の絶対値はレンズの光学ゾーン100の中心の曲率半径の絶対値より大きい。

40

【0194】

図2と図19に示されるように、レンズは口径方向に設定された屈折力の周辺デフォーカス量について均一的に変化する。レンズの屈折力は口径の増加について増加し、屈折力の絶対値は口径の増加について減少する。房水中のレンズの屈折力は0D以下である。

【0195】

図19において、符号Aは球面レンズの屈折力分布曲線であり、符号Bは従来の非球面レンズの屈折力分布曲線であり、符号Cは本発明に係る眼内レンズの屈折力分布曲線である。

50

【0196】

図3と図20に示されるように、レンズの光学ゾーン100の非球面は下記数式によつて表現される。

【0197】

【数23】

$$Z(y) = \frac{cy^2}{1 + \sqrt{1 - (1+Q)c^2 y^2}} + \sum_{i=2}^5 A_{2i} \cdot y^{2i}$$

【0198】

式中、cは光学部のベース球面の曲率半径の逆数であり、yは曲線の任意点から横軸(Z)までの垂直距離であり、Qは非球面係数であり、A_{2i}は高次の非球面係数であり、非球面の表面形状における点は前述した曲線を横軸(Z)に対して回転対称に変化させることを介して取得される。

【0199】

図20において、符号A'は球面のベースカーブであり、符号Bは従来の非球面のベースカーブであり、符号Cは本発明に係る非球面のベースカーブである。

【0200】

図4に示されるように、レンズの光学ゾーン100の非球面の表面形状は等価曲率半径の倍率を介して限定され、非球面の等価曲率半径の倍率は1より大きい。

【0201】

は異なる直径d_mとd_nにおけるrの比であり、mはnより大きい。

【0202】

【数24】

$$\eta_{mn} = \frac{r_m}{r_n}$$

【0203】

球面に対して、は1である。周辺が中心より平坦な非球面に対して、は1より大きい。周辺が中心より鋭く傾斜している非球面に対して、は1より小さい。

【0204】

レンズの光学ゾーン100の等価曲率半径の計算方法は下記の通りである。

【0205】

【数25】

$$r_m = \frac{\left(\frac{d_m}{2}\right)^2 + h_m^2}{2h_m} = \frac{(d_m)^2 + 4h_m^2}{8h_m}$$

【0206】

式中、d_mは測定口径であり、Mは口径がd_mである位置の点を指し、h_mはMにおける矢高であり、すなわち、h_mは点Mと非球面の頂点との高度差であり、r_mは点Mにおける非球面の等価曲率半径である。

【0207】

好ましくは、口径が4mmと3mmである場合、レンズの光学ゾーン100の非球面の等価曲率半径の倍率₄₃は1.005以上である。

【0208】

さらに好ましくは、口径が4mmと3mmである場合、レンズの光学ゾーン100の非球面の等価曲率半径の倍率₄₃が1.002以上であって1.09以下である。

【0209】

さらに好ましくは、口径が4mmと3mmである場合、レンズの光学ゾーン100の非球面の等価曲率半径の倍率₄₃が1.01以上であって1.09以下である。

10

20

30

40

50

【0210】

本発明に係るいくつかの実施例は表5を参照する。表中、パラメータR_p、Q_p、A₄、A₆およびA₈に関わる実施例において、非球面がレンズの後表面に設けられている。R_pは後表面のベース球面の曲率半径であり、Q_a、A₄、A₆、A₈は非球面係数である。パラメータR_a、Q_a、A₄、A₆およびA₈に関わる実施例において、非球面がレンズの前表面に設けられている。R_aは後表面のベース球面の曲率半径であり、Q_a、A₄、A₆、A₈は非球面係数である。₄₃は口径が4mmと3mmである場合のレンズの等価曲率半径の倍率である。

【0211】

表5は実施例である。

10

【0212】

【表5】

屈折率	R _p	Q _p	A ₄	A ₆	A ₈	η_{43}
1.45	5.516	-0.218	-6.089E-04	-4.574E-04	3.574E-05	1.048
1.48	6.838	-3.263	-5.330E-04	-1.525E-06	6.005E-08	1.041
1.50	7.811	-3.176	-5.774E-04	1.016E-06	-1.214E-08	1.038
1.55	10.700	-3.263	-5.330E-04	-1.525E-06	6.005E-08	1.034
1.60	13.200	-3.263	-5.330E-04	-1.525E-06	6.005E-08	1.035
1.70	18.200	-3.263	-5.330E-04	-1.525E-06	6.005E-08	1.042
1.45	5.700	-5.000	0	0	0	1.053
1.45	5.700	-10.000	0	0	0	1.086
1.45	5.583	-0.302	-6.258E-04	-5.129E-06	-1.221E-07	1.016
1.50	8.116	-0.525	-1.65E-04	-9.82E-07	1.96E-08	1.008
1.55	10.634	-0.530	-7.84E-05	-6.75E-07	1.93E-08	1.005
1.70	18.170	-0.739	-7.92E-06	-4.60E-07	1.44E-08	1.002
屈折率	R _a	Q _a	A ₄	A ₆	A ₈	η_{43}
1.45	-5.670	2.891	-4.209E-05	1.460E-03	-1.193E-04	1.037

20

【0213】

30

本発明の目的を踏まえて、レンズの光学ゾーン100の非球面は、大口径における等価曲率半径の絶対値が小口径における等価曲率半径の絶対値より大きい。非球面は前表面および後表面のいずれかに設けられてもよく、2つの表面ともに設けられてもよい。

【0214】

本技術分野の当業者は、非球面の数式における異なる非球面係数の組合せを利用して本発明の目的を達成すること、また、レンズの支持嵌め輪110の形状が同様な機能を持ついかなる形状であってもよいことを想到できる。

【0215】

本発明に係る、近視周辺フォーカスによる近視の進行の制御とレンズの非球面設計との概念に基づいて、本技術分野の当業者は、レンズに対する正反対の変形制御を介して、大口径におけるレンズの屈折力の絶対値を小口径におけるレンズの屈折力より大きくし、よって、人間の目の遠視周辺フォーカスを達成し、能動的に眼軸長の増加を促進することを介して、遠視を治療することを、想到できる。

40

【0216】

以上、本発明の基本原理、主な特徴および利点を示して説明した。本技術分野の当業者は、本発明は上述した実施例に制限されず、上述した実施例および明細書に記載されたものは単なる本発明の原理であることを理解すべきである。本発明の概念および範囲から逸脱しない限り、本発明について様々な変更および修正が可能であり、これらの変更および修正は本発明の保護範囲に属する。本発明の保護範囲は特許請求の範囲およびその均等範囲によって画定される。

50

【図 1】

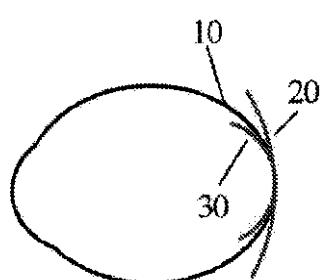
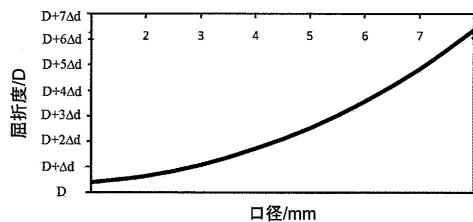


图 1

【図 2】



【図 3】

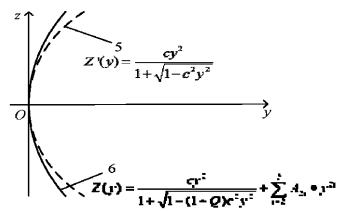


图 3

【図 4】

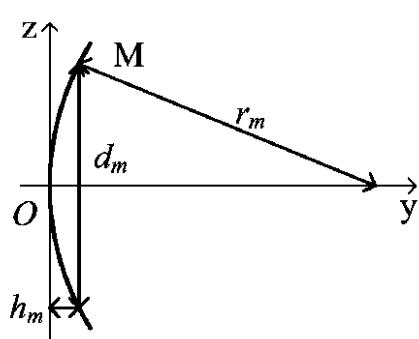


图 4

【図 5】

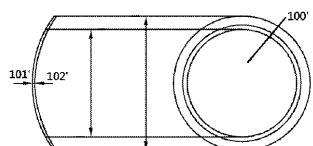


图 5

【図 6】

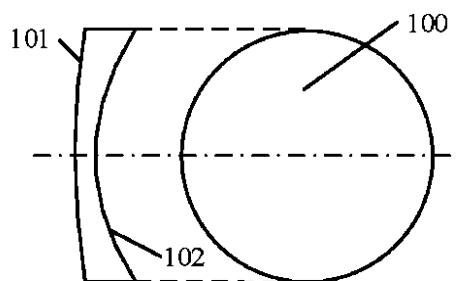


图 6

【図 7】

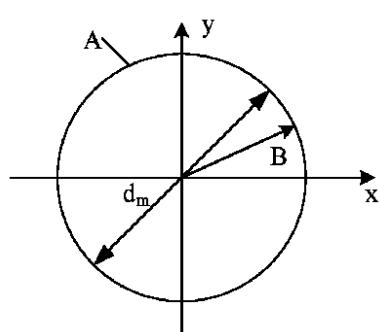
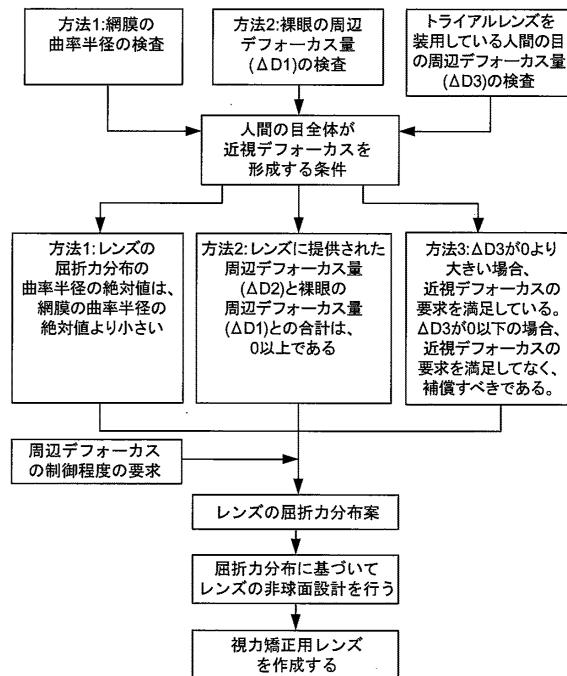


图 7

【図 8】



【図 9】

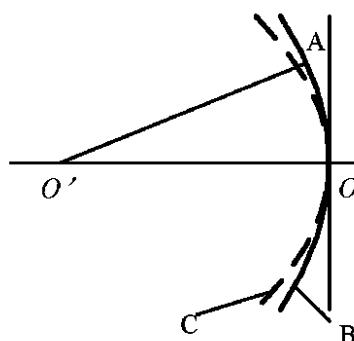
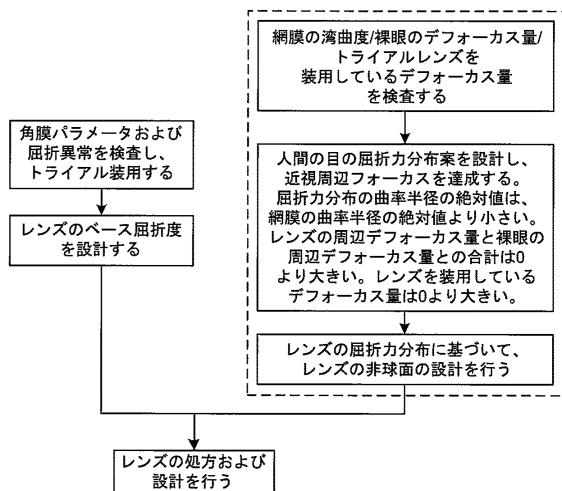
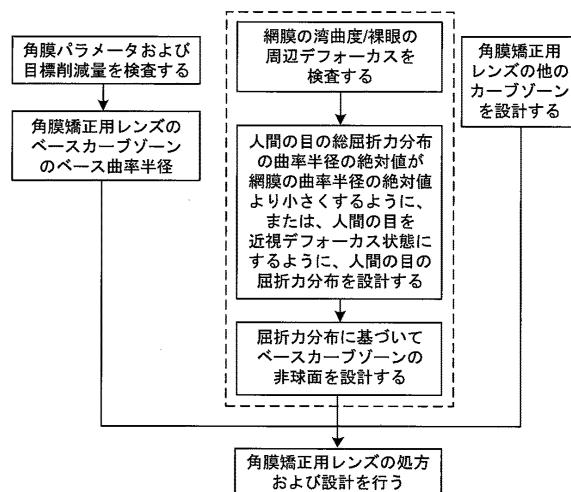


图 9

【図 10】



【図 11】



【図 12】

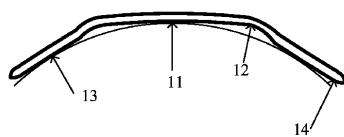
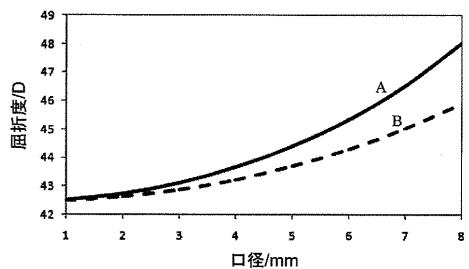


图 12

【図 1 3】



【図 1 4】

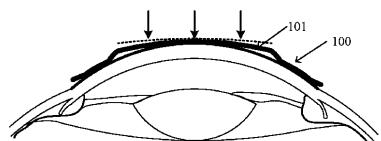


图 14

【図 1 5】

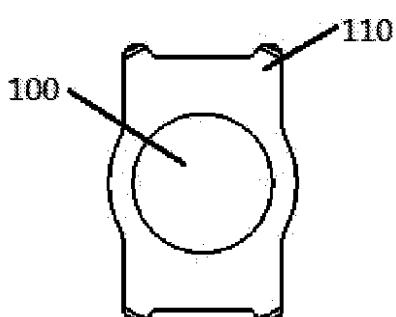


图 15

【図 1 6】

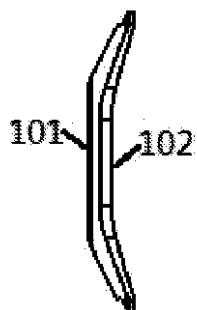


图 16

【図 1 7】

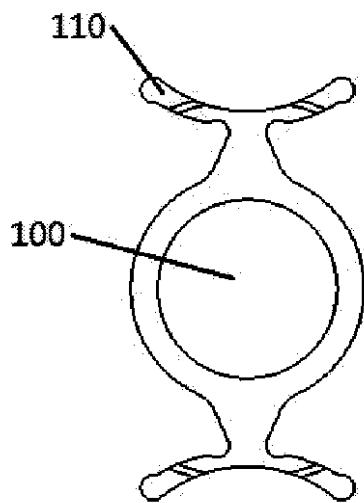


图 17

【図18】

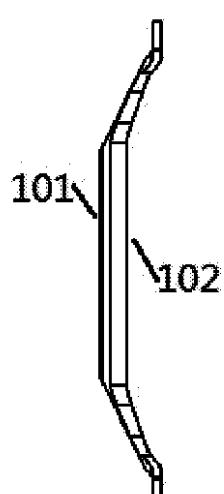


图 18

【図19】

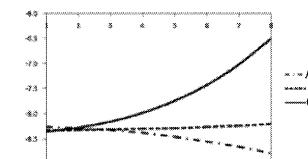


图 19

【図20】

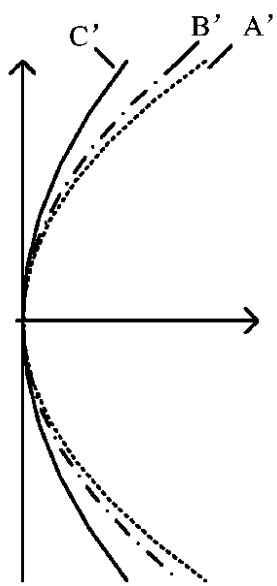


图 20

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 201510441201.X
(32)優先日 平成27年7月24日(2015.7.24)
(33)優先権主張国・地域又は機関
中国(CN)
(31)優先権主張番号 201510441713.6
(32)優先日 平成27年7月24日(2015.7.24)
(33)優先権主張国・地域又は機関
中国(CN)
(31)優先権主張番号 201520543407.9
(32)優先日 平成27年7月24日(2015.7.24)
(33)優先権主張国・地域又は機関
中国(CN)
(31)優先権主張番号 201520543778.7
(32)優先日 平成27年7月24日(2015.7.24)
(33)優先権主張国・地域又は機関
中国(CN)
(31)優先権主張番号 201520543779.1
(32)優先日 平成27年7月24日(2015.7.24)
(33)優先権主張国・地域又は機関
中国(CN)

前置審査

(74)代理人 100145403
弁理士 山尾 憲人
(74)代理人 100132241
弁理士 岡部 博史
(74)代理人 100113170
弁理士 稲葉 和久
(72)発明者 王 ジャオ
中華人民共和国 102200 北京市昌平区超前路 37 号 6 号楼一層北区
(72)発明者 解 江冰
中華人民共和国 102200 北京市昌平区超前路 37 号 6 号楼一層北区

審査官 菅原 奈津子

(56)参考文献 特表2009-525835 (JP, A)
特表2015-503769 (JP, A)
特表2013-511072 (JP, A)
特開2002-303831 (JP, A)
特開2002-350787 (JP, A)
特表2003-514597 (JP, A)
米国特許出願公開第2015/0124212 (US, A1)
中国特許出願公開第104749791 (CN, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 02 C 1 / 00 - 13 / 00
A 61 B 3 / 00 - 3 / 18