

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7155275号
(P7155275)

(45)発行日 令和4年10月18日(2022.10.18)

(24)登録日 令和4年10月7日(2022.10.7)

(51)国際特許分類 F I
G 0 2 C 7/06 (2006.01) G 0 2 C 7/06

請求項の数 18 (全34頁)

(21)出願番号	特願2020-545568(P2020-545568)	(73)特許権者	518007555
(86)(22)出願日	平成31年3月1日(2019.3.1)		エシロール・アンテルナショナル
(65)公表番号	特表2021-524051(P2021-524051 A)		フランス・9 4 2 2 0・シャラントン・
(43)公表日	令和3年9月9日(2021.9.9)	(74)代理人	ル・ボン・リュ・ドゥ・パリ・1 4 7
(86)国際出願番号	PCT/EP2019/055220		100108453
(87)国際公開番号	WO2019/166657	(74)代理人	弁理士 村山 靖彦
(87)国際公開日	令和1年9月6日(2019.9.6)		100110364
審査請求日	令和3年3月19日(2021.3.19)	(74)代理人	弁理士 実広 信哉
(31)優先権主張番号	18305216.6		100133400
(32)優先日	平成30年3月1日(2018.3.1)	(72)発明者	弁理士 阿部 達彦
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)		マチュー・ギヨー
(31)優先権主張番号	18305217.4		フランス・9 4 2 2 0・シャラントン・
(32)優先日	平成30年3月1日(2018.3.1)	(72)発明者	ルーボン・リュ・ドゥ・パリ・1 4 7・
	最終頁に続く		エシロール・アンテルナショナル内
			シリル・ギユー
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 レンズ要素

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

装用者の目の前に装用されることが意図されるレンズ要素であって、

－ 標準装用状況での前記装用者に対して且つ中心窩視に関して、前記装用者の前記目の異常屈折を矯正するための前記装用者の処方に基づく第1の屈折力を提供するように構成された処方部分と、

－ 複数の少なくとも3つの光学要素であって、少なくとも1つの光学要素は、標準装用状況での前記目の網膜において且つ周辺視に関して像を結ばないという光学機能を有して、前記目の前記異常屈折の進行を遅らせる、複数の少なくとも3つの光学要素と、
を含み、

前記光学要素の全ては、それぞれの前記光学要素を通過する光線の平均フォーカスが少なくとも周辺視に関して前記網膜に対して同じ距離にある、レンズ要素。

【請求項2】

前記光学要素の少なくとも1つは、標準装用状況での前記網膜以外の位置において且つ周辺視に関して像を結ぶという光学機能を有する、請求項1に記載のレンズ要素。

【請求項3】

前記光学要素の全ては、標準装用状況での前記網膜以外の位置において且つ周辺視に関して像を結ぶという光学機能を有する、請求項1に記載のレンズ要素。

【請求項4】

少なくとも1つの光学要素は、標準装用状況において且つ周辺視に関して非フォーカス

光学機能を有する、請求項 1 ～ 3 の何れか一項に記載のレンズ要素。

【請求項 5】

前記光学要素の少なくとも 1 つは、円柱度数を有する、請求項 1 ～ 4 の何れか一項に記載のレンズ要素。

【請求項 6】

前記光学要素は、前記レンズ要素の少なくとも 1 つのセクションに沿って、光学要素の平均球面度数が前記セクション上の任意の点から前記レンズ要素の周縁部に向かって増大するように構成される、請求項 1 ～ 5 の何れか一項に記載のレンズ要素。

【請求項 7】

前記光学要素は、前記レンズ要素の少なくとも 1 つのセクションに沿って、光学要素の円柱度数が前記セクション上の任意の点から前記レンズ要素の周縁部に向かって増大するように構成される、請求項 1 ～ 6 の何れか一項に記載のレンズ要素。

【請求項 8】

前記光学要素は、前記レンズ要素の少なくとも 1 つのセクションに沿って、光学要素の平均球面度数及び／又は円柱度数が前記セクションの中心から前記レンズ要素の周縁部に向かって増大するように構成される、請求項 1 ～ 7 の何れか一項に記載のレンズ要素。

【請求項 9】

前記処方部分は、光学中心を含み、及び前記光学要素は、前記レンズ要素の前記光学中心を通る任意のセクションに沿って、前記光学要素の平均球面度数及び／又は円柱度数が前記光学中心から前記レンズ要素の周縁部に向かって増大するように構成される、請求項 1 ～ 8 の何れか一項に記載のレンズ要素。

【請求項 10】

前記処方部分は、前記少なくとも 3 つの光学要素として形成される部分以外の部分として形成される、請求項 1 ～ 9 の何れか一項に記載のレンズ要素。

【請求項 11】

2 mm ～ 4 mm の半径を有する円形ゾーンであって、標準装用状態で真っ直ぐ前を注視しているユーザの瞳孔に面するフレーム基準から半径 + 5 mm 以上離れて配置される幾何中心を有するあらゆる円形ゾーンについて、前記円形ゾーンの内部に配置された光学要素の部分の面積の和と前記円形ゾーンの面積との間の比率は、20 % ～ 70 % である、請求項 1 ～ 10 の何れか一項に記載のレンズ要素。

【請求項 12】

前記少なくとも 3 つの光学要素は、非連続である、請求項 1 ～ 11 の何れか一項に記載のレンズ要素。

【請求項 13】

前記光学要素の少なくとも一部は、眼科レンズの前面に配置される、請求項 1 ～ 12 の何れか一項に記載のレンズ要素。

【請求項 14】

前記光学要素の全ては、眼科レンズの前面に配置される、請求項 1 ～ 12 の何れか一項に記載のレンズ要素。

【請求項 15】

装用者の目の異常屈折の進行を遅らせるように適合されたレンズ要素を決定する方法であって、

－ 前記装用者の処方に関する装用者処方データが提供される、装用者処方データ提供ステップ、

－ 前記装用者による前記レンズ要素の装用状況に関する装用状況データが提供される、装用状況データ提供ステップ、

－ 前記装用者の網膜の形状に関する網膜データが提供される、装用者網膜データ提供ステップ、

－ 処方部分と、複数の少なくとも 3 つの光学要素を含むレンズ要素が、前記処方部分が、前記装用状況データに対応する装用状況において且つ中心窩視に関して、前記装用

10

20

30

40

50

者の前記処方に基づく第1の屈折力を提供し、及び少なくとも1つの光学要素が前記目の前記網膜において周辺視に関して像を結ばないという光学機能を有するように決定される、レンズ要素決定ステップを含む方法。

【請求項16】

前記レンズ要素決定ステップ中、前記光学要素の少なくとも50%は、前記網膜の所与の距離に像を結ぶように決定される、請求項15に記載の方法。

【請求項17】

前記レンズ要素決定ステップ中、前記光学要素の少なくとも80%は、前記網膜の所与の距離に像を結ぶように決定される、請求項15に記載の方法。

10

【請求項18】

前記レンズ要素の前面を表す前面データが提供される、前面データ提供ステップを更に含み、前記レンズ要素決定ステップ中、背面及び前記前面に配置される前記光学要素の形状は、前記処方部分が、前記装用状況データに対応する装用状況において且つ中心窩視に関して、前記装用者の前記処方に基づく第1の屈折力を提供し、及び少なくとも1つの光学要素が前記目の前記網膜において周辺視に関して像を結ばないという光学機能を有するように決定される、請求項15～17の何れか一項に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、人の目の前に装用されて、近視又は遠視等の目の異常屈折の進行を抑制することが意図されたレンズ要素に関する。

【背景技術】

【0002】

目の近視は、目が遠くの物体を網膜の前で結像することを特徴とする。近視は、通常、凹レンズを使用して矯正され、遠視は、通常、凸レンズを使用して矯正される。

【0003】

個人によっては、特に子供において従来の単一視光学レンズを使用して矯正される場合、近くの距離にある物体を観測するとき、すなわち近見視状況において不正確に結像することが観測されてきた。遠見視について矯正された近視の子供の側でのこの結像欠点により、近くの物体の像は、網膜の背後、更に中心窩エリアにも形成される。

30

【0004】

そのような結像欠陥は、そのような個人の近視の進行に影響を及ぼし得る。前記個人の大半について、近視欠陥が時間の経過に伴って増大することを観測し得る。

【0005】

中心窩視は、見ている物体の像が、目により、中心窩ゾーンと呼ばれる網膜の中心ゾーンに形成されるビュー状況に対応する。

【0006】

周辺視は、見ている物体に対して側方にオフセットしたシーンの要素の知覚に対応し、前記要素の像は、中心窩ゾーンから離れた網膜の周縁エリアに形成される。

40

【0007】

屈折異常の対象に提供される眼科矯正は、通常、中心窩視に適合される。しかしながら、既知のように、周辺視での矯正は、中心窩視に決定された矯正よりも低減する必要がある。特に、猿に対して実施された研究では、中心窩ゾーンから離れて生じる網膜の背後での光の強いデフォーカスが目の網膜を延ばし得、したがって近視欠陥を増大させ得ることが示された。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

したがって、近視又は遠視等の目の異常屈折の進行を抑制又は少なくとも遅くするレン

50

ズ要素が必要とされているようである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

このために、本発明は、標準装用状況で装用者の目の前に装用されることが意図されるレンズ要素であって、

－ 中心窩視に関して、装用者の前記目の異常屈折を矯正するための装用者の処方に基づく第1の屈折力を提供するように構成された処方部分、

－ 複数の少なくとも3つの光学要素であって、少なくとも1つの光学要素は、目の網膜において周辺視に関して像を結ばないという光学機能を有して、目の異常屈折の進行を遅らせる、複数の少なくとも3つの光学要素を含むレンズ要素を提案する。

10

【0010】

有利には、装用者の網膜において周辺視に関して像を結ばないように構成された光学要素を有することにより、目の網膜が変形、特に拡張する自然の傾向が低減する。したがって、目の異常屈折の進行が遅れる。

【0011】

単独で又は組み合わせて考慮することができる更なる実施形態によれば、

－ 光学要素の少なくとも1つ、例えば全ては、標準装用状況での網膜以外の位置において且つ周辺視に関して像を結ぶという光学機能を有し、且つ／又は

－ 少なくとも1つの光学要素は、標準装用状況において且つ周辺視に関して非球面に像を結ぶ光学機能を有し、且つ／又は

20

－ 光学要素の少なくとも1つは、円柱度数を有し、且つ／又は

－ 光学要素は、レンズの少なくとも1つのセクションに沿って、光学要素の平均球面度数が前記セクションの点から前記セクションの周縁部に向かって増大するように構成され、且つ／又は

－ 光学要素は、レンズの少なくとも1つのセクションに沿って、光学要素の円柱度数が前記セクションの点から前記セクションの前記周縁部に向かって増大するように構成され、且つ／又は

－ 光学要素は、レンズの少なくとも1つのセクションに沿って、光学要素の球面度数及び／又は円柱度数が前記セクションの中心から前記セクションの周縁部に向かって増大するように構成され、且つ／又は

30

－ 処方部分は、光学中心を含み、及び光学要素は、レンズの光学中心を通る任意のセクションに沿って、光学要素の平均球面度数及び／又は円柱度数がレンズの光学中心から周縁部に向かって増大するように構成され、且つ／又は

－ 処方部分は、遠方視基準点、近方視基準及び遠方視基準点と近方視基準点とを結ぶ子午線を含み、光学要素は、立位装用状況において、レンズの任意の水平セクションに沿って、光学要素の平均球面度数及び／又は平均円柱度数が前記水平セクションと子午線との交点からレンズの周縁部に向かって増大するように構成され、且つ／又は

－ セクションに沿った平均球面度数及び／又は円柱度数の増加関数は、子午線に沿った前記セクションの位置に応じて異なり、且つ／又は

40

－ セクションに沿った平均球面度数及び／又は円柱度数の増加関数は、非対称であり、且つ／又は

－ 光学要素は、立位装用状況において、少なくとも1つのセクションが水平セクションであるように構成され、且つ／又は

－ 光学要素の平均球面度数及び／又は円柱度数は、前記セクションの第1の点から前記セクションの前記周縁部に向かって増大し、前記セクションの第2の点から前記セクションの周縁部に向かって低減し、第2の点は、前記第1の点よりも前記セクションの周縁部に近く、且つ／又は

－ 少なくとも1つのセクションに沿った平均球面度数及び／又は円柱度数の増加関数は、ガウス関数であり、且つ／又は

50

－ 少なくとも1つのセクションに沿った平均球面度数及び／又は円柱度数の増加関数は、二次関数であり、且つ／又は

－ 光学要素は、各光学要素を通る光線の平均フォーカスが網膜まで同じ距離であるように構成され、且つ／又は

－ 処方部分は、複数の光学要素として形成される部分以外の部分として形成され、且つ／又は

－ 2 mm～4 mmの半径を有する円形ゾーンであって、前記半径+5 mm以上の標準装用状況で真っ直ぐ前を注視しているユーザの瞳孔に面するフレーム基準の距離に配置される幾何中心を有するあらゆる円形ゾーンについて、円形ゾーンの内部に配置された光学要素の部分の面積の和と前記円形ゾーンの面積との間の比率は、20%～70%であり、且つ／又は

10

－ 少なくとも3つの光学要素は、非連続であり、且つ／又は

－ 光学要素の少なくとも一部、例えば全ては、眼科レンズの前面に配置され、且つ／又は

－ 光学要素の少なくとも一部、例えば全ては、眼科レンズの背面に配置され、且つ／又は

－ 光学要素の少なくとも一部、例えば全ては、眼科レンズの前面と背面との間に配置され、且つ／又は

－ 光学要素の少なくとも1つは、多焦点屈折マイクロレンズであり、且つ／又は

－ 少なくとも1つの多焦点屈折マイクロレンズは、任意の回転対称性の有無に関係なく非球面を有し、且つ／又は

20

－ 光学要素の少なくとも1つは、円環屈折マイクロレンズであり、且つ／又は

－ 少なくとも1つの多焦点屈折マイクロレンズは、環状面を有し、且つ／又は

－ 少なくとも1つの多焦点屈折マイクロレンズは、円柱度数を有し、且つ／又は

－ 光学要素の少なくとも1つは、複屈折材料で作られ、且つ／又は

－ 光学要素の少なくとも1つは、回折レンズであり、且つ／又は

－ 少なくとも1つの回折レンズは、メタ表面構造を有し、且つ／又は

－ 少なくとも1つの光学要素は、人の目の網膜の前に焦面を作るように構成された形状を有し、且つ／又は

－ 少なくとも1つの光学要素は、多焦点バイナリ構成要素であり、且つ／又は

30

－ 少なくとも1つの光学要素は、画素化レンズであり、且つ／又は

－ 少なくとも1つの光学要素は、 π フレネルレンズであり、且つ／又は

－ 光学機能少なくとも一部、例えば全ては、高次光学収差を含み、且つ／又は

－ レンズ要素は、処方部分を有する眼科レンズと、レンズ要素装用時に眼科レンズに取り外し可能に取り付けられるように適合された光学要素を有するクリップオンを含み、

－ 光学要素は、0.8 mm以上且つ3.0 mm以下の直径を有する円に彫ることができる輪郭形状を有し、且つ／又は

－ 処方部分は、標準装用状況での装用者に対して且つ中心窩視に関して、第1の屈折力と異なる第2の屈折力を提供するように更に構成され、且つ／又は

－ 第1の屈折力と第2の屈折力との間の差は、0.5 D以上であり、且つ／又は

40

－ 少なくとも1つ、例えば少なくとも70%、例えば全ての光学要素は、光学レンズコントローラ装置によりアクティブ化され得るアクティブ光学要素であり、且つ／又は

－ アクティブ光学要素は、値が光学レンズコントローラ装置により制御される可変屈折率を有する材料を含み、且つ／又は

－ 光学要素は、網目構造に位置決めされ、且つ／又は

－ 網目構造は、構造化網目構造であり、且つ／又は

－ 構造化網目構造は、矩形網目構造、六角形網目構造、三角形網目構造又は八角形網目構造であり、且つ／又は

－ レンズ要素は、光学要素の少なくとも2つの群に編成される少なくとも4つの光学要素を更に含み、且つ／又は

50

－ 光学要素の各群は、同じ中心を有する少なくとも2つの同心リングに編成され、光学要素の各群の同心リングは、前記群の少なくとも1つの光学要素に接する最小円に対応する内径及び前記群の少なくとも1つの光学要素に接する最大円に対応する外径により定義され、且つ／又は

－ 光学要素の同心リングの少なくとも一部、例えば全ては、前記光学要素が配置されたレンズ要素の表面の光学中心にセンタリングされ、且つ／又は

－ 光学要素の同心リングは、9.0mm～60mmの直径を有し、且つ／又は

－ 光学要素の2つの連続した同心リング間の距離は、5.0mm以上であり、2つの連続した同心リング間の距離は、第1の同心リングの内径と第2の同心リングの外径との間の差により定義され、第2の同心リングは、レンズ要素の周縁により近い。

【0012】

本発明は、装用者の目の異常屈折の進行を遅らせるように適合されたレンズ要素を決定する方法であって、

－ 装用者の処方に関する装用者処方データが提供される、装用者処方データ提供ステップ、

－ 装用者によるレンズ要素の装用状況に関する装用状況データが提供される、装用者状況データ提供ステップ、

－ 装用状況と同じ基準枠における装用者の網膜の形状に関する網膜データが提供される、装用者網膜データ提供ステップ、

－ 処方部分と、複数の少なくとも3つの光学要素とを含むレンズ要素が、処方部分が、装用データに対応する装用状況において且つ中心窩視に関して、装用者の処方に基づく第1の屈折力を提供し、及び少なくとも1つの光学要素が目の網膜において且つ周辺視に関して像を結ばないという光学機能を有するように決定される、レンズ要素決定ステップを含む方法に更に関する。

【0013】

有利には、本発明の方法は、レイトレーシングを使用して、光学要素を通して周辺視での光の屈折を制御できるようにする。したがって、装用者の網膜の前で光線を結像するか、又は光線を結像しないような光学要素を有すると判断することができる。装用状況又は網膜の形状等の標準又はカスタマイズされた状況を考え得る。

【0014】

更に、本発明の方法は、特定の装用状況において、装用者の網膜を考慮に入れ、偏心に応じて、網膜からの特定の距離における光学要素による平均フォーカス、焦点又は最小及び最大範囲を制御できるようにする。

【0015】

例えば、球面光学要素の場合、本発明の方法は、最良フォーカスが網膜の2Dにある周辺非点収差像を決定できるようにする。

【0016】

例えば、円環光学要素の場合、本発明の方法は、光学要素の位置がどのようなものであれ、最良フォーカスが3Dにより一定である周辺点像を決定できるようにする。

【0017】

単独で又は組み合わせて考慮することができる更なる実施形態によれば、

－ レンズ要素決定ステップ中、光学要素の少なくとも50%、例えば少なくとも80%は、網膜の所与の距離に像を結ぶように決定され、且つ／又は

－ レンズ要素決定ステップ中、光学要素の少なくとも50%、例えば少なくとも80%は、各光学要素の基準点と装用者の瞳孔の中心とを結ぶ軸に沿って網膜の同じ距離に像を結ぶように決定され、且つ／又は

－ 装用状況データ提供ステップ中に提供される装用状況データは、標準装用状況に対応し、且つ／又は

－ 装用状況データ提供ステップ中に提供される装用状況データは、装用者において測定される装用状況に対応し、且つ／又は

10

20

30

40

50

－ 装用者網膜データ提供ステップ中に提供される装用者網膜データは、標準網膜形状に対応し、且つ／又は

－ 装用者網膜データ提供ステップ中に提供される装用者網膜データは、装用者において測定される網膜の形状に対応し、且つ／又は

－ 方法は、レンズ要素の前面を表す前面データが提供される、前面データ提供ステップを更に含み、レンズ要素決定ステップ中、背面及び前面に配置される光学要素の形状は、処方部分が、装用データに対応する装用状況において且つ中心窩視に関して、装用者の処方に基づく第1の屈折力を提供し、及び少なくとも1つの光学要素が目の網膜において周辺視に関して像を結ばないという光学機能を有するように決定される。

【0018】

ここで、本発明の非限定的な実施形態について添付図面を参照して説明する。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明によるレンズ要素の平面図である。

【図2】本発明によるレンズ要素の概略側面像である。

【図3】フレネル高さプロファイルの一例を表す。

【図4】回折レンズ半径方向プロファイルの一例を表す。

【図5】 π フレネルレンズプロファイルを示す。

【図6a】本発明のバイナリレンズ実施形態を示す。

【図6b】本発明のバイナリレンズ実施形態を示す。

【図6c】本発明のバイナリレンズ実施形態を示す。

【図7a】TABO基準でのレンズの非点収差軸 γ を示す。

【図7b】非球面の特徴付けに使用される基準における円柱度数軸 γ_{AX} を示す。

【図8】目及びレンズの光学系を線図で示す。

【図9】目及びレンズの光学系を線図で示す。

【図10a】目及びレンズの光学系を線図で示す。

【図10b】斜め非点収差を示す。

【図11】本発明による方法のフローチャートである。

【図12】本発明の実施形態によるレンズ要素の平面図である。

【図13】本発明の異なる実施形態による光学要素の異なる編成を示す。

【図14】本発明の異なる実施形態による光学要素の異なる編成を示す。

【図15】本発明の異なる実施形態による光学要素の異なる編成を示す。

【図16】本発明の異なる実施形態による光学要素の異なる編成を示す。

【図17】本発明の異なる実施形態による光学要素の異なる編成を示す。

【図18a】本発明の光学要素間の異なるタイプの接合を示す。

【図18b】本発明の光学要素間の異なるタイプの接合を示す。

【図19a】本発明の光学要素間の異なるタイプの接合を示す。

【図19b】本発明の光学要素間の異なるタイプの接合を示す。

【発明を実施するための形態】

【0020】

図中の要素は、簡潔且つ明確にするために示されており、必ずしも一定の縮尺で描かれているわけではない。例えば、図中の要素の幾つかの寸法は、本発明の実施形態の理解改善に役立つために他の要素よりも誇張されていることがある。

【0021】

本発明は、装用者の目の前に装用されることが意図されるレンズ要素に関する。

【0022】

説明の残りの部分において、「上」、「下」、「水平」、「垂直」、「上方」、「下方」、「前」、「後」のような用語又は相対的な位置を示す他の言葉が使用されることがある。これらの用語は、レンズ要素の装用状況において理解される必要がある。

【0023】

10

20

30

40

50

本発明に関連して、「レンズ要素」という用語は、カットされていない光学レンズ、特定の眼鏡フレームに嵌まるような縁を有する眼鏡光学レンズ又は眼科レンズ及び眼科レンズに位置決めされるように適合された光学デバイスを指すことができる。光学デバイスは、眼科レンズの前面又は背面に位置し得る。光学デバイスは、光学パッチであり得る。光学デバイスは、眼科レンズに取り外し可能に位置決めされるように適合され得、例えば眼科レンズを有する眼鏡フレームにクリップされるように構成されたクリップであり得る。

【0024】

本発明によるレンズ要素10は、装用者のために適合され、前記装用者の目の前に装用されることが意図される。

【0025】

図1に表されるように、本発明によるレンズ要素10は、

- － 処方部分12と、
- － 複数の少なくとも3つの光学要素14と

を含む。

【0026】

処方部分12は、標準装用状況の装用者において且つ中心窩視に関して、装用者の前記目の異常屈折を矯正するための装用者の処方に基づく第1の屈折力を提供するように構成される。

【0027】

装用状況とは、例えば、装用時前掲角、角膜－レンズ距離、瞳孔－角膜距離、目の回転中心（CRE）－瞳孔距離、CRE－レンズ距離及びそり角によって定義される装用者の目に相対するレンズ要素の位置として理解されたい。

【0028】

角膜－レンズ距離は、角膜とレンズの背面との間の第1眼位（通常、水平と解釈される）における目の視軸に沿った距離であり、例えば12mmに等しい。

【0029】

瞳孔－角膜距離は、瞳孔と角膜との間の目の視軸に沿った距離であり、通常、2mmに等しい。

【0030】

CRE－瞳孔距離は、目の回転中心（CRE）と角膜との間の目の視軸に沿った距離であり、例えば11.5mmに等しい。

【0031】

CRE－レンズ距離は、目のCREとレンズの背面との間の第1眼位（通常、水平と解釈される）における目の視軸に沿った距離であり、例えば25.5mmに等しい。

【0032】

装用時前掲角は、第1眼位におけるレンズの背面の法線と目の視軸との交点である第1眼位（通常、水平と解釈される）におけるレンズの背面と目の視軸との交点における垂直面における角度であり、例えば8°に等しい。

【0033】

そり角は、第1眼位におけるレンズの背面の法線と、目の視軸との交点である第1眼位（通常、水平と解釈される）におけるレンズの背面と目の視軸との交点における水平面における角度であり、例えば0°に等しい。

【0034】

標準的な装用状況の一例は、装用時前掲角8°、角膜－レンズ距離12mm、瞳孔－角膜距離2mm、CRE－瞳孔距離11.5mm、CRE－レンズ距離25.5mm及びそり角0°により定義され得る。

【0035】

「処方」という用語は、例えば、目の前に位置するレンズにより、目の視覚欠陥を矯正するために、眼科医又は検眼医により決定される、屈折力、非点収差、プリズムによる光のブレの1組の光学特性を意味するものと理解されたい。例えば、近視眼の処方は、屈折

10

20

30

40

50

力の値及び遠方視の軸との非点収差の値を有する。

【0036】

本発明は、累進レンズに向けられていないが、この説明で使用される表現は、累進レンズについての文献である国際公開第2016/146590号パンフレットの図1～図10に示されている。当業者は、これらの定義を単一視レンズに適合させることができる。

【0037】

累進レンズは、少なくとも1つ、好ましくは2つの非回転対称非球面、例えば、限定ではなく、累進面、後退面、環状面又は非環状面を含む。

【0038】

既知のように、最小曲率CURV_{min}は、式

【数1】

$$CURV_{min} = \frac{1}{R_{max}}$$

により非球面上の任意の点において定義され、式中、R_{max}は、メートル単位で表される局所最大曲率半径であり、CURV_{min}は、ジオプタ単位で表される。

【0039】

同様に、最大曲率CURV_{max}は、式

【数2】

$$CURV_{max} = \frac{1}{R_{min}}$$

により非球面上の任意の点で定義することができ、式中、R_{min}は、メートル単位で表される局所最小曲率半径であり、CURV_{max}は、ジオプタ単位で表される。

【0040】

表面が局所的に球面である場合、局所最小曲率半径R_{min}及び局所最大曲率半径R_{max}は、同じであり、したがって、最小曲率CURV_{min}及び最大曲率CURV_{max}も同一であることが認識され得る。表面が非球面である場合、局所最小曲率半径R_{min}及び局所最大曲率半径R_{max}は、異なる。

【0041】

最小曲率CURV_{min}及び最大曲率CURV_{max}のこれらの式から、考慮する表面の種類に従ってSPH_{min}及びSPH_{max}と記される最小及び最大の球面を推測することができる。

【0042】

考慮する表面が物体側表面（前面とも呼ばれる）である場合、式は、以下

【数3】

$$SPH_{min} = (n-1) * CURV_{min} = \frac{n-1}{R_{max}}, \text{ 及び } SPH_{min} = (n-1) * CURV_{min} = \frac{n-1}{R_{max}}$$

の通りであり、式中、nは、レンズの構成材料の屈折率である。

【0043】

考慮する表面が眼球側表面（背面とも呼ばれる）である場合、式は、以下

【数4】

10

20

30

40

50

$$SPH_{\min} = (1-n) * CURV_{\min} = \frac{1-n}{R_{\max}} \quad \text{及び} \quad SPH_{\max} = (1-n) * CURV_{\max} = \frac{1-n}{R_{\min}}$$

の通りであり、式中、 n は、レンズの構成材料の屈折率である。

【0044】

周知のように、非球面上の任意の点における平均球面度数 SPH_{mean} も、式

【数5】

$$SPH_{mean} = \frac{1}{2} (SPH_{\min} + SPH_{\max})$$

10

により定義することができる。したがって、平均球面度数の式は、考慮する表面に依存し、表面が物体側表面である場合、

【数6】

$$SPH_{mean} = \frac{n-1}{2} \left(\frac{1}{R_{\min}} + \frac{1}{R_{\max}} \right)$$

20

であり、表面が眼球側表面である場合、

【数7】

$$SPH_{mean} = \frac{1-n}{2} \left(\frac{1}{R_{\min}} + \frac{1}{R_{\max}} \right)$$

であり、円柱度数 CYL も式 $CYL = |SPH_{\max} - SPH_{\min}|$ により定義される。

【0045】

レンズのいかなる非球面の特徴であっても、局所平均球面度数及び円柱度数で表され得る。円柱度数が少なくとも0.25ジオプタである場合、表面は、局所的に非球面であると考えることができる。

【0046】

非球面の場合、局所円柱度数軸 γAX を更に定義し得る。図7aは、TABO基準において定義される非点収差軸 γ を示し、図7bは、非球面を特徴付けるために定義される基準における円柱度数軸 γAX を示す。

【0047】

円柱度数軸 γAX は、選択された回転の意味での基準軸に関連した最大曲率 $CURV_{\max}$ の向きの角度である。上記で定義された基準では、基準軸は、水平であり（この基準軸の角度は、 0° である）、回転の意味は、装用者を見ている場合（ $0^\circ \leq \gamma AX \leq 180^\circ$ ）、各目で反時計回りである。したがって、 $+45^\circ$ という円柱度数軸 γAX の軸値は、斜めの向きの軸を表し、装用者を見ている場合、右上にある四分円から左下にある四分円まで延びる。

40

【0048】

更に、多焦点累進レンズは、レンズを装用している人の状況を考慮に入れて、光学特性により定義することもできる。

【0049】

図8及び図9は、目及びレンズの光学系の線図であり、したがって説明で使用される定義を示す。より厳密には、図8は、注視方向の定義に使用されるパラメータ α 及び β を示

50

すそのような系の斜視図を表す。図9は、装用者の頭部の前後方向軸に平行し、パラメータ β が0に等しい場合、目の回転中心を通る垂直平面における図である。

【0050】

目の回転中心は、 Q' と記される。図9において一点鎖線で示される軸 $Q'F'$ は、目の回転中心を通り、装用者の前に延びる水平軸 — すなわち、主注視図(primary gaze view)に対応する軸 $Q'F'$ — である。この軸は、検眼技師によりレンズをフレームに位置決めできるようにするためにレンズ上に存在する、フィッティングクロスと呼ばれる点上でレンズの非球面をカットする。レンズの背面と軸 $Q'F'$ との交点は、点Oである。Oは、背面にある場合、フィッティングクロスであることができる。中心 Q' 及び半径 q' の頂点球面は、水平軸の点においてレンズの背面に接する。一例として、値25.5mmの半径 q' は、通常値であり、装用時に満足 of いく結果を提供する。

10

【0051】

所与の注視方向 — 図8において実線で表される — は、 Q' の周りで回転する目の位置及び頂点球面の点Jに対応し、角度 β は、軸 $Q'F'$ と、軸 $Q'F'$ を含む水平面への直線 $Q'J$ の射影との間に形成される角度であり、この角度は、図3のスキームに現れる。角度 α は、軸 $Q'J$ と、軸 $Q'F'$ を含む水平面への直線 $Q'J$ の射影との間に形成される角度であり、この角度は、図8及び図9のスキームに現れる。したがって、所与の注視図は、頂点球面の点J又は組(α, β)に対応する。下降の値が大きいほど、注視角は、正であり、注視が下がり、値が負になるほど、注視は、上昇する。

【0052】

20

所与の注視方向において、所与の物体距離にある物体空間における点Mの像は、サジタル及びタンジェンシャル局所焦点距離である最小距離JS及び最大距離JTに対応する2つの点S及びTの間に形成される。無限遠での物体空間における点の像は、点 F' に形成される。距離Dはレンズの後側焦面(rear frontal plane)に対応する。

【0053】

エルゴラマは、物点の通常距離を各注視方向に関連付ける関数である。通常、主注視方向の遠方視では、物点は、無限遠である。鼻側に向かって、絶対値において35度のオーダの角度 α 及び5度のオーダの角度 β に基本的に対応する注視方向を辿る近方視では、物体距離は、30cm〜50cmのオーダである。エルゴラマの可能な定義に関する更なる詳細については、米国特許出願公開第A-6,318,859号明細書を考慮し得る。この文献は、エルゴラマ、エルゴラマの定義及びエルゴラマのモデリング方法について説明している。本発明の方法に関して、点は、無限遠であっても又はそうでなくてもよい。エルゴラマは、装用者の屈折異常又は装用者の加入度の関数であり得る。

30

【0054】

これらの要素を使用して、各注視方向における装用者の屈折力及び非点収差を定義することが可能である。エルゴラマによって与えられる物体距離における物点Mは、注視方向(α, β)について考慮される。近接物体(object proximity)ProxOは、物体空間における対応する光線上の点Mに関して、点Mと頂点球面の点Jとの間の距離MJの逆数として定義される。

$$\text{ProxO} = 1 / \text{MJ}$$

40

【0055】

これにより、頂点球面の全点に対し薄肉レンズ近似(thin lens approximation)内の近接物体が計算できるようになり、これは、エルゴラマの決定に使用される。実際のレンズの場合、近接物体は、対応する光線上の物点とレンズの前面との間の距離の逆数と見なすことができる。

【0056】

同じ注視方向(α, β)の場合、所与の近接物体を有する点Mの像は、最小及び最大焦点距離にそれぞれ対応する2つの点S及びT間に形成される(サジタル焦点距離及び接線焦点距離である)。量ProxIは、点Mの近接像と呼ばれる。

【数8】

50

$$ProxI = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{JT} + \frac{1}{JS} \right)$$

【0057】

したがって、薄肉レンズの場合と同様に、所与の注視方向に関して及び所与の近接物体、すなわち対応する光線上の物体空間の点に関して、屈折力 P_{ui} は、近接像と近接物体の和であると定義することができる。

$$P_{ui} = ProxO + ProxI$$

10

【0058】

同じ表記を用いると、非点収差 Ast は、各注視方向及び所与の近接物体に関して、

【数9】

$$Ast = \left| \frac{1}{JT} - \frac{1}{JS} \right|$$

として定義される。

【0059】

20

この定義は、レンズによって生じた光線ビームの非点収差に対応する。定義は、主注視方向において、従来値の非点収差を与えることが認識され得る。通常、軸と呼ばれる非点収差角度は、角度 γ である。角度 γ は、目にリンクされるフレーム $\{Q', x_m, y_m, z_m\}$ において測定される。これは、平面 $\{Q', z_m, y_m\}$ における方向 z_m に対して使用される取り決めに依存して像 S 又は T_i が形成される角度に対応する。

【0060】

屈折力及び非点収差は、装用者の目の回転中心を通る光線を考慮して中心窩視に関して定義されている。

【0061】

屈折力及び非点収差は、図10aに示されるように装用者の瞳孔の中心を通る光線を考慮して、周辺視に関するとしても同様に定義され得る。

30

【0062】

したがって、装用状況におけるレンズの屈折力及び非点収差の可能な定義は、B. Bourdoncleらによる“Ray tracing through progressive ophthalmic lenses”, 1990 International Lens Design Conference, D. T. Moore ed., Proc. Soc. Photo. Opt. Instrum. Eng. の論文に説明されているように計算することができる。

【0063】

処方部分12は、中心窩視に関して、装用者の処方に基づく第1の屈折力と異なる中心窩視に関する第2の屈折力を装用者に提供するように更に構成され得る。

40

【0064】

本発明の意味では、2つの屈折力は、2つの屈折力の差が0.5D以上である場合、異なると見なされる。

【0065】

人の目の異常屈折が近視に対応する場合、第2の屈折力は、第1の屈折力よりも大きい。

【0066】

人の目の異常屈折が遠視に対応する場合、第2の屈折力は、第1の屈折力よりも小さい。

【0067】

処方部分は、好ましくは、複数の光学要素として形成される部分以外の部分として形成

50

される。換言すれば、処方部分は、複数の光学要素によって形成される部分に対して相補的な部分である。

【0068】

処方部分は、連続変化する屈折力を有し得る。例えば、処方部分は、多焦点累進設計を有し得る。

【0069】

処方部分の光学設計は、

- － 屈折力が負であるフィッティングクロス (fitting cross)、
- － レンズ要素が装用者により装用中である場合、処方部分の耳側に延びる第1のゾーンを含み得る。第1のゾーンでは、屈折力は、耳側に向かって移動する場合、増大し、レンズの鼻側にわたり、眼科レンズの屈折力は、フィッティングクロスと略同じである。

10

【0070】

そのような光学設計は、国際公開第2016/107919号パンフレットにより詳細に開示されている。

【0071】

代替的に、処方部分における屈折力は、少なくとも1つの不連続部分を有し得る。

【0072】

図1に表されるように、レンズ要素は、第1の屈折力に等しい屈折力を有する中央ゾーン16及び45°における4つの四分円Q1、Q2、Q3、Q4の相補的なゾーンに分けられ、四分円の少なくとも1つは、屈折力が第2の屈折力に等しい少なくとも一点を有する。

20

【0073】

本発明の意味では、「45°における四分円」とは、図1に示されるように、TABO基準により方向45°/225°及び135°/315°に向けられた90°の等角四分円として理解されたい。

【0074】

好ましくは、中央ゾーン16は、標準装用状況において真っ直ぐ前を注視している装用者の瞳孔に面するフレーム基準点を有し、及び4mm以上且つ22mm以下の直径を有する。

【0075】

本発明の実施形態によれば、少なくとも下部四分円Q4は、異常屈折を矯正するための処方に対応する第1の屈折力と異なる、中央視のための第2の屈折力を有する。

30

【0076】

例えば、処方部分は、累進多焦点ジオプタ機能を有する。累進多焦点ジオプタ機能は、上部四分円Q2と下部四分円Q4との間に延び得る。

【0077】

有利には、そのような構成では、例えば人が近見視距離を見る場合、レンズの多焦点により、付随するラグを補償することができる。

【0078】

実施形態によれば、耳側四分円Q3及び鼻側四分円Q1の少なくとも一方は、第2の屈折力を有する。例えば、耳側四分円Q3は、レンズの偏心に伴って様々な度数を有する。

40

【0079】

有利には、そのような構成は、周辺視野における異常屈折コントロールの効率を上げ、水平軸において更に効果的である。

【0080】

実施形態によれば、4つの四分円Q1、Q2、Q3及びQ4は、同心屈折力累進を有する。

【0081】

本発明の実施形態によれば、レンズ要素の光学中心にセンタリングされたゾーンに対応するレンズの中央ゾーンは、光学要素を含まない。例えば、レンズ要素は、前記レンズ要

50

素の光学中心にセンタリングされ、光学要素を含まない0.9mmに等しい直径を有する空ゾーンを含み得る。

【0082】

レンズ要素の光学中心は、レンズのフィッティングポイントに対応し得る。

【0083】

代替的に、光学要素は、レンズ要素の全面に配置され得る。

【0084】

複数の少なくとも3つの光学要素14の少なくとも1つの光学要素は、装用者の目の網膜において周辺視に関して像を結ばないという光学要素を有する。

【0085】

本発明の意味では、「結像」とは、焦点面における点に低減することができる円形セクションを有する焦点スポットを生成するものとして理解されたい。

【0086】

有利には、光学要素のそのような光学機能は、周辺視において装用者野目の網膜の変形を低減し、レンズ要素を装用する人の目の異常屈折の進行を遅らせることができる。

【0087】

光学要素は、図1に表されるように、非連続光学要素であり得る。

【0088】

本発明の意味では、レンズ要素の表面に配置された2つの光学要素は、2つの光学要素をリンクする前記表面により支持される全てのパスに沿って、光学要素が配置されたベース表面に達しない場合、非連続である。

【0089】

少なくとも2つの光学要素が配置される表面が球面である場合、ベース表面は、前記球面に対応する。換言すれば、球面に配置された2つの光学要素は、2つの光学要素をリンクし、前記球面により支持される全てのパスに沿って、球面に達する場合、非連続である。

【0090】

少なくとも2つの光学要素が配置される表面が非球面である場合、ベース表面は、前記非球面に最もよく適合する局所球面に対応する。換言すれば、非球面に配置される2つの光学要素は、2つの光学要素をリンクし、前記非球面により支持される全てのパスに沿って、非球面に最もよく適合する球面に達する場合、非連続である。

【0091】

図12に示されるように、複数の光学要素14は、連続する少なくとも2つの光学要素を含み得る。

【0092】

本発明の意味では、レンズ要素の表面に配置された2つの光学要素は、2つの光学要素をリンクする前記表面により支持されるパスがある場合、且つ前記パスに沿って、光学要素が配置されたベース表面に達しない場合、連続する。

【0093】

少なくとも2つの光学要素が配置された表面が球面である場合、ベース表面は、前記球面に対応する。換言すれば、球面に配置された2つの光学要素は、2つの光学要素をリンクする前記球面により支持されるパスがある場合、且つ前記パスに沿って、球面に達しない場合、連続する。

【0094】

少なくとも2つの光学要素が配置された表面が非球面である場合、ベース表面は、前記非球面に最もよく適合する局所球面に対応する。換言すれば、非球面に配置された2つの光学要素は、2つの光学要素をリンクする前記非球面により支持されるパスがある場合、且つ前記パスに沿って、非球面に最もよく適合する球面に達しない場合、連続する。

【0095】

有利には、連続した光学要素を有することは、レンズ要素の美観の改善に役立ち、製造がより容易である。

10

20

30

40

50

【0096】

複数の光学要素14の光学要素の少なくとも1つ、好ましくは全ては、装用者の目の網膜において、特に周辺視、好ましくは中央視及び周辺視に関して像を結ばないという光学機能を有する。

【0097】

有利には、光学要素のそのような光学機能は、周辺視において装用者の目の網膜の変形を低減し、レンズ要素を装用する人の目の異常屈折の進行を遅らせることができる。

【0098】

本発明の好ましい実施形態によれば、少なくとも2つの連続光学要素は、独立している。

【0099】

本発明の意味では、2つの光学要素は、独立した像を生成する場合、独立していると見なされる。

【0100】

特に「中心視」において平行ビームにより照明される場合、「独立した連続光学要素」のそれぞれは、関連するスポットを像空間における平面上に形成する。換言すれば、「光学要素」の1つが隠れる場合、この光学要素が別の光学要素と連続する場合でも、スポットは、消失する。

【0101】

米国特許第7976158号明細素に開示されるような従来のフレネルリング（1つの屈折力を有する）の場合、前記フレネルリングは、リングの小さい部分が隠される場合に位置が変わらない単一スポットを生成する。したがって、フレネルリングは、「独立した連続光学要素」の連続として見なすことができない。本発明の実施形態によれば、光学要素は、特定のサイズを有する。特に、光学要素は、0.8mm以上且つ3.0mm以下、好ましくは1.0mm以上且つ2.0mm未満の直径を有する円で彫ることができる輪郭形状を有する。

【0102】

本発明の実施形態によれば、光学要素は、網目構造に位置決めされる。

【0103】

光学要素が位置決めされる網目構造は、図12～図16に示されるような構造化網目構造であり得る。

【0104】

図12～図15に示される実施形態では、光学要素は、複数の同心リングに沿って位置決めされる。

【0105】

光学要素の同心リングは、環状リングであり得る。

【0106】

本発明の実施形態によれば、レンズ要素は、少なくとも4つの光学要素を更に含み得る。少なくとも4つの光学要素は、光学要素の少なくとも2つの群に編成され、光学要素の各群は、同じ中心を有する少なくとも2つの同心リングに編成され、光学要素の各群の同心リングは、内径及び外径により定義される。

【0107】

本発明の実施形態によれば、光学要素の各群の光学要素は、連続する。

【0108】

光学要素の各群の同心リングの内径は、光学要素の前記群の少なくとも1つの光学要素に接する最小円に対応する。光学要素の同心リングの外径は、前記群の少なくとも1つの光学要素に接する最大円に対応する。

【0109】

例えば、レンズ要素は、光学要素の n 個のリングを有し得、 f_{inner1} は、レンズ要素の光学中心に最も近い同心リングの内径を指し、 f_{outer1} は、レンズ要素の光学中心に最も近い同心リングの外径を指し、 $f_{inner\ n}$ は、レンズ要素の周縁に最も近い

10

20

30

40

50

リングの内径を指し、 $f_{outer\ n}$ は、レンズ要素の周縁に最も近い同心リングの外径を指す。

【0110】

光学要素 i 及び $i+1$ の2つの連続した同心リング間の距離 D_i は、

$$D_i = |f_{inner\ i+1} - f_{outer\ i}|$$

として表され得、式中、 $f_{outer\ i}$ は、光学要素 i の第1のリングの外径を指し、 $f_{inner\ i+1}$ は、第1のリングに連続し、レンズ要素の周縁により近い光学要素 $i+1$ の第2のリングの内径を指す。

【0111】

本発明の別の実施形態によれば、光学要素は、光学要素が配置されたレンズ要素の表面の光学中心にセンタリングされ、各光学要素の幾何中心をリンクする同心リングに編成される。

【0112】

例えば、レンズ要素は、光学要素の n 個のリングを有し得、 f_1 は、レンズ要素の光学中心に最も近いリングの直径を指し、 f_n は、レンズ要素の周縁に最も近いリングの直径を指す。

【0113】

光学要素 i 及び $i+1$ の2つの連続した同心リング間の距離 D_i は、

【数10】

$$D_i = \left| f_{i+1} - f_i - \frac{d_{i+1}}{2} - \frac{d_i}{2} \right|$$

として表され得、式中、 f_i は、光学要素 i の第1のリングの直径を指し、 f_{i+1} は、第1のリングに連続し、レンズ要素の周縁により近い光学要素 $i+1$ の第2のリングの直径を指し、 d_i は、光学要素の第1のリング上の光学要素の直径を指し、 d_{i+1} は、第1のリングに連続し、レンズ要素の周縁により近い光学要素の第2のリング上の光学要素の直径を指す。光学要素の直径は、光学要素の輪郭形状を彫る円の直径に対応する。

【0114】

光学要素の同心リングは、環状リングであり得る。

【0115】

有利には、レンズ要素の光学中心及び光学要素の同心リングの中心は、一致する。例えば、レンズ要素の幾何中心、レンズ要素の光学中心及び光学要素の同心リングの中心は、一致する。

【0116】

本発明の意味では、一致という用語は、一緒に実際に近い、例えば1.0mm未満の離間として理解されたい。

【0117】

2つの連続した同心リング間の距離 D_i は、 i に従って様々であり得る。例えば、2つの連続する同心リング間の距離 D_i は、2.0mm～5.0mmと様々であり得る。

【0118】

本発明の実施形態によれば、光学要素の2つの連続した同心リング間の距離 D_i は、2.00mm超、好ましくは3.0mm、より好ましくは5.0mmである。

【0119】

有利には、2.00mm超の光学要素の2つの連続した同心リング間の距離 D_i により、光学要素のこれらのリング間でより大きい屈折エリアを管理することができ、したがってより良好な視力を提供する。

【0120】

1mm未満のレンズ要素の光学中心の距離に配置された幾何中心を有し、前記円形ゾー

ンの内部に配置された光学要素の部分の面積の和と前記円形ゾーンの面積との比率が20%~70%、好ましくは30%~60%、より好ましくは40%~50%である、9mm超の内径及び57mm未満の外径を有するレンズ要素の環状ゾーンを考える。

【0121】

換言すれば、所与の値の前記比率について、間隔が2.0mm超の同心リングへの光学要素の編成により、光学要素がレンズ要素の表面に六角形網目構造に又はランダムに配置される場合に管理される屈折エリアよりも製造が容易な屈折エリアの環状ゾーンを提供することが可能であり、それにより目の異常屈折のよりよい矯正、したがってよりよい視力を提供することを本発明者らは観測した。

【0122】

本発明の実施形態によれば、レンズ要素の全ての光学要素の直径 d_i は、同一である。

【0123】

本発明の実施形態によれば、2つの連続する同心リング i 及び $i+1$ 間の距離 D_i は、 i がレンズ要素の周縁に向かって増大する場合、増大し得る。

【0124】

光学要素の同心リングは、9mm~60mmの直径を有し得る。

【0125】

本発明の実施形態によれば、レンズ要素は、少なくとも2つ、好ましくは5つ超、より好ましくは10個超の同心リングに配置された光学要素を含む。例えば、光学要素は、レンズの光学中心にセンタリングされた11個の同心リングに配置され得る。

【0126】

図12では、光学要素は、5個1組の同心リングに沿って位置決めされたマイクロレンズである。マイクロレンズの屈折力及び／又は円柱度数は、同心リングに沿った位置に応じて異なり得る。

【0127】

図13では、光学要素は、同心円の異なるセクタに対応する。

【0128】

図14bでは、光学要素は、図14aに示されるように、純粋な円柱同心リングの部分に対応する。この例では、光学要素は、一定の屈折力を有するが、可変円柱度数軸を有する。

【0129】

例えば、図12に示される本発明の実施形態によれば、レンズ要素は、半径方向において2つの同心リング間に位置決めされる光学要素14を更に含み得る。図12に示される例では、4つの光学要素のみが2つの同心リング間に配置されているが、より多くの光学要素を両リング間に位置決めされ得る。

【0130】

光学要素は、矩形網目構造、六角形網目構造、三角形網目構造又は八角形網目構造である構造化網目構造に配置され得る。

【0131】

本発明のそのような実施形態は、光学要素14が矩形網目構造に配置される図16に示される。

【0132】

代替的に、光学要素は、図17に示されるように、ボロノイ網目構造等のランダム構造網目構造に配置され得る。

【0133】

有利には、光学要素をランダム構造に配置することにより、光が散乱又は回折するリスクが制限される。

【0134】

2つの連続光学要素間の異なる接合が可能である。

【0135】

10

20

30

40

50

例えば、図 18 a 及び図 18 b に示されるように、光学要素の少なくとも一部、例えば全ては、2つの連続光学要素間に一定の屈折力及び不連続1次導関数を有する。図 18 a 及び図 18 b に示される例では、 θ は極基準 (polar reference) における角度座標である。この実施形態において観測することができるように、連続光学要素間に球面のないエリアはない。

【0136】

代替的に、図 19 a 及び図 19 b に示されるように、光学要素の少なくとも一部、例えば全ては、2つの連続光学要素間に可変屈折力及び連続1次導関数を有する。

【0137】

そのような変形形態を得るために、ここで、一方は、正であり、他方は、負である2つの一定屈折力を使用し得る。屈折力が負のエリアは、屈折力が正のエリアよりもはるかに小さく、それにより全体的に正の屈折力効果を有する。

【0138】

図 19 a 及び図 19 b に示されるこの実施形態の重要なポイントは、屈折エリアと比較して Z 座標が常に正であることである。

【0139】

図 2 に示されるように、本発明によるレンズ要素 10 は、物体側に向かう凸曲面として形成される物体側面 F1 と、物体側面 F1 の曲率と異なる曲率を有する凹面として形成される目側表面 F2 とを含む。

【0140】

本発明の実施形態によれば、光学要素の少なくとも一部、例えば全ては、レンズ要素の前面に配置される。

【0141】

光学要素の少なくとも一部、例えば全ては、レンズ要素の背面に配置され得る。

【0142】

光学要素の少なくとも一部、例えば全ては、レンズ要素の前面と背面との間に配置され得る。例えば、レンズ要素は、光学要素を形成する屈折率の異なるゾーンを含み得る。

【0143】

本発明の実施形態によれば、光学要素の少なくとも1つは、周辺視に関して、網膜以外の位置に像を結ぶという光学機能を有する。

【0144】

好ましくは、光学要素の少なくとも50%、例えば少なくとも80%、例えば全ては、周辺視に関して、網膜以外の位置に像を結ぶという光学機能を有する。

【0145】

本発明の好ましい実施形態によれば、光学要素の全ては、各光学要素を通る光線の平均フォーカスが、少なくとも周辺視に関して、装用者の網膜に対して同じ距離にあるように構成される。

【0146】

各光学要素の光学機能、特にジオプタ機能は、特に周辺視に関して、装用者の目の網膜の一定距離にフォーカス像を提供するように最適化され得る。そのような最適化では、レンズ要素上の位置に応じて各光学要素のジオプタ機能を適合させる必要がある。

【0147】

特に、周辺視（瞳孔中心から30°）において分析された球面3D形マイクロレンズを通る光ビームのスポット図が点ではないと本発明者らは判断した。

【0148】

点を得るために、光学要素が円柱度数を有するべきであり、例えば円環形を有するべきであると本発明者らは判断した。

【0149】

視覚欠陥として一般に直面する類いの非点収差は、異なる平面における異なるレンズ曲率の結果である。しかし、完全に対称な球面レンズさえも、光軸からずれた点からレンズ

10

20

30

40

50

に近づく光の場合、一種の非点収差を示す。図10bに示されるように、斜め非点収差は、物体平面における半径方向線及び接線を像空間において異なる距離に鮮鋭に結像させる軸外光線の収差である。

【0150】

したがって、光軸を通して球面レンズを見ると、非点収差は生じない。光学要素が、光学要素の軸が目を通る、特に周辺視に関して瞳孔の中心を通るように見られる場合、非点収差はない。しかしながら、他の全ての場合及び特に周辺視に関して光学要素が注視方向と比較して偏心する場合、更に斜め非点収差を有する。光学要素を通る光は、全ての子午線において、すなわち光学要素の中心から縁部まで同じ屈折力を「見る」わけではない。

【0151】

本発明の実施形態によれば、光学要素は、少なくともレンズの1つのセクションに沿って、光学要素の平均球面度数が前記セクションの点から前記セクションの周縁部に向かって増大するように構成される。

【0152】

光学要素は、少なくともレンズの1つのセクション、例えば少なくとも光学要素の平均球面度数が増大するセクションと同じセクションに沿って、円柱度数が前記セクションの点、例えば平均球面と同じ点から前記セクションの周縁部に向かって増大するように更に構成され得る。

【0153】

有利には、レンズの少なくとも1つのセクションに沿って、光学要素の平均球面度数及び／又は平均円柱度数が前記セクションの点から前記セクションの周縁部に向かって増大するように構成された光学要素を有することにより、近視の場合には網膜の前又は遠視の場合には網膜の背後での光線のデフォーカスを増大することができる。

【0154】

換言すれば、レンズの少なくとも1つのセクションに沿って、光学要素の平均球面度数が前記セクションの点から前記セクションの周縁部に向かって増大するように構成された光学要素を有するが、近視又は遠視等の目の異常屈折の進行を遅らせるのに役立つことを本発明者らは観測した。

【0155】

光学要素は、レンズの少なくとも1つのセクションに沿って、光学要素の平均球面度数及び／又は円柱度数が前記セクションの中心から前記セクションの周縁部に向かって増大するように構成され得る。

【0156】

本発明の実施形態によれば、光学要素は、標準装用状況において、少なくとも1つのセクションが水平セクションであるように構成される。

【0157】

平均球面度数及び／又は円柱度数は、少なくとも1つの水平セクションに沿って増加関数に従って増大し得、増加関数は、ガウス関数である。ガウス関数は、レンズの鼻側部分と耳側部分とで異なり、人の網膜の非対称性を考慮し得る。

【0158】

代替的に、平均球面度数及び／又は円柱度数は、少なくとも1つの水平セクションに沿って増加関数に従って増大し得、増加関数は、二次関数である。二次関数は、レンズの鼻側部分と耳側部分とで異なり、人の網膜の非対称性を考慮し得る。

【0159】

本発明の実施形態によれば、光学要素の平均球面度数及び／又は円柱度数は、前記セクションの第1の点から前記セクションの周縁部に向かって増大し、前記セクションの第2の点から前記セクションの周縁部に向かって低減し、第2の点は、第1の点よりも前記セクションの周縁部に近い。

【0160】

そのような実施形態は、レンズ要素の光学中心への半径方向距離に従って光学要素の平

10

20

30

40

50

均球面度数を提供する表 1 に示される。

【0161】

表 1 の例では、光学要素は、曲率 329.5 mm を有する球面前面に配置されたマイクロレンズであり、レンズ要素は、屈折率 1.591 を有する光学材料で作られ、装用者の処方された光学屈折力は、6 D である。光学要素は、標準装用状況で装用されるべきであり、装用者の網膜は、角度 30° において 0.8 D のデフォーカスを有すると見なされる。光学要素は、周辺デフォーカス 2 D を有するように決定される。

【0162】

【表 1】

注視方向 (度単位)	Px (ジオプタ単位)	Py (ジオプタ単位)	円柱度数 (ジオプタ単位)
0	1.987	1.987	1.987
18.581	2.317	2.431	2.374
27.002	2.577	2.729	2.653
34.594	2.769	2.881	2.825
47.246	2.816	2.659	2.7375
57.02	2.446	1.948	2.197

表 2

【0163】

表 1 に示されるように、レンズ要素の光学中心の近くから始まり、光学要素の平均球面度数は、前記セクションの周縁部に向かって増大し、それから前記セクションの周縁部に向かって低減する。

【0164】

本発明の実施形態によれば、光学要素の平均円柱度数は、前記セクションの第 1 の点から前記セクションの周縁部に向かって増大し、前記セクションの第 2 の点から前記セクションの周縁部に向かって低減し、第 2 の点は、第 1 の点よりも前記セクションの周縁部に近い。

【0165】

そのような実施形態は、局所半径方向に対応する第 1 の方向 Y 及び第 1 の方向に直交する第 2 の方向 X に射影された円柱度数ベクトルの振幅を提供する表 2 及び表 3 に示される。

【0166】

表 2 の例では、光学要素は、曲率 167.81 mm を有する球面前面に配置されたマイクロレンズであり、レンズ要素は、屈折率 1.591 を有する材料で作られ、装用者の処方された光学屈折力は、-6 D である。レンズ要素は、標準装用状況で装用されるべきであり、装用者の網膜は、角度 30° において 0.8 D のデフォーカスを有すると見なされる。光学要素は、周辺デフォーカス 2 D を提供するように決定される。

【0167】

表 3 の例では、光学要素は、曲率 167.81 mm を有する球面前面に配置されたマイクロレンズであり、レンズ要素は、屈折率 1.591 を有する材料で作られ、装用者の処方された光学屈折力は、-1 D である。レンズ要素は、標準装用状況で装用されるべきであり、装用者の網膜は、角度 30° において 0.8 D のデフォーカスを有すると見なされる。光学要素は、周辺デフォーカス 2 D を提供するように決定される。

【0168】

10

20

30

40

50

【表 2】

注視方向 (度単位)	Px (ジオプタ単位)	Py (ジオプタ単位)	円柱度数 (ジオプタ単位)
0	1.987	1.987	1.987
18.581	2.317	2.431	2.374
27.002	2.577	2.729	2.653
34.594	2.769	2.881	2.825
47.246	2.816	2.659	2.7375
57.02	2.446	1.948	2.197

表 2

【0169】

【表 3】

注視方向 (度単位)	Px (ジオプタ単位)	Py (ジオプタ単位)	円柱度数 (ジオプタ単位)
0	1.984	1.984	1.984
18.627	2.283	2.163	2.223
27.017	2.524	2.237	2.3805
34.526	2.717	2.213	2.465
46.864	2.886	1.943	2.4145
56.18	2.848	1.592	2.22

表 3

【0170】

表 2 及び表 3 に示されるように、レンズ要素の光学中心の近くから始まり、光学要素の円柱度数は、前記セクションの周縁部に向かって増大し、それから前記セクションの周縁部に向かって低減する。

【0171】

本発明の実施形態によれば、処方部分は、光学中心を含み、光学要素は、レンズの光学中心を通る任意のセクションに沿って、光学要素の平均球面度数及び／又は円柱度数が光学中心からレンズの周縁部に向かって増大するように構成される。

【0172】

例えば、光学要素は、その部分の光学中心にセンタリングされた円に沿って規則正しく分布し得る。

【0173】

直径 10 mm であり、処方部分の光学中心にセンタリングされた円上の光学要素は、平均球面度数 2.75 D を有するマイクロレンズであり得る。

【0174】

直径 20 mm であり、処方部分の光学中心にセンタリングされた円上の光学要素は、平均球面度数 4.75 D を有するマイクロレンズであり得る。

【0175】

直径 30 mm であり、処方部分の光学中心にセンタリングされた円上の光学要素は、平均球面度数 5.5 D を有するマイクロレンズであり得る。

【0176】

直径 40 mm であり、処方部分の光学中心にセンタリングされた円上の光学要素は、平均球面度数 5.75 D を有するマイクロレンズであり得る。

【0177】

異なるマイクロレンズの円柱度数は、人の網膜の形状に基づいて調整され得る。

【0178】

本発明の実施形態によれば、処方部分は、遠方視基準点、近方視基準及び遠方視基準点と近方視基準点とを結ぶ子午線を含む。例えば、処方部分は、人の処方のために適合されるか、又はレンズ要素を装用する人の目の異常屈折の進行を遅らせるように適合された累進多焦点レンズ設計を有し得る。

【0179】

好ましくは、そのような実施形態によれば、光学要素は、標準装用状況において、レンズの任意の水平セクションに沿って、光学要素の平均球面度数及び／又は円柱度数が前記水平セクションと子午線との交点からレンズの周縁部に向かって増大するように構成される。

10

【0180】

子午線は、主注視方向とレンズの表面との交点の軌跡に対応する。

【0181】

セクションに沿った平均球面度数及び／又は平均円柱度数の増加関数は、子午線に沿った前記セクションの位置に依存して異なり得る。

【0182】

特に、セクションに沿った平均球面度数及び／又は平均円柱度数の増加関数は、非対称である。例えば、平均球面度数及び／又は平均円柱度数の増加関数は、標準装用状況において、垂直セクション及び／又は水平セクションに沿って非対称である。

20

【0183】

本発明の実施形態によれば、光学要素の少なくとも1つは、標準装用状況において且つ周辺視に関して非フォーカス光学機能を有する。

【0184】

光学要素14の好ましくは少なくとも50%、例えば少なくとも80%、例えば全ては、標準装用状況において且つ周辺視に関して非フォーカス光学機能を有する。

【0185】

本発明の意味では、「非フォーカス光学機能」は、標準装用状況において且つ周辺視に関して単一焦点を有さないものとして理解されたい。

30

【0186】

有利には、光学要素のそのような光学機能は、装用者の目の網膜の変形を低減し、レンズ要素を装用する人の目の異常屈折の進行を遅らせることができる。

【0187】

非フォーカス光学機能を有する少なくとも1つの要素は、透明である。

【0188】

有利には、非連続光学要素は、レンズ要素上で可視ではなく、レンズ要素の美観に影響しない。

【0189】

本発明の実施形態によれば、レンズ要素は、処方部分を有する眼科レンズと、レンズ要素が装用された場合、眼科レンズに取り外し可能に取り付けられるように適合された複数の少なくとも3つの光学要素を有するクリップオンとを含み得る。

40

【0190】

有利には、人は、遠距離環境、例えば屋外にいる場合、クリップオンを眼科レンズから分離させ、最終的に少なくとも3つの光学要素の何れもない第2のクリップオンで置換され得る。例えば、第2のクリップオンは、ソーラーティントを有し得る。人は、いかなる追加のクリップオンもない眼科レンズを使用することもできる。

【0191】

光学要素は、レンズ要素の各表面において独立してレンズ要素に追加し得る。

【0192】

50

これらの光学要素は、矩形、六角形又はランダム等の定義された配列で追加することができる。

【0193】

光学要素は、任意の他のエリアの中心のようなレンズ要素の特定のゾーンを覆い得る。

【0194】

光学要素の密度又は度数量は、レンズ要素のゾーンに応じて調整され得る。通常、光学要素は、レンズ要素の周縁に位置決めされて、近視コントロールにおける光学要素の効果を増大させ、例えば網膜の周縁形状に起因した周縁デフォーカスを補償し得る。

【0195】

本発明の好ましい実施形態によれば、2 mm～4 mmの半径を有する円形ゾーンであって、前記半径+5 mm以上のレンズ要素の光学中心の距離に配置された幾何中心を有するあらゆる円形ゾーンについて、前記円形ゾーンの内部に配置された光学要素の部分の面積の和と前記円形ゾーンの面積との比率は、20%～70%、好ましくは30%～60%、より好ましくは40%～50%である。

【0196】

光学要素は、直接表面加工、成形、鋳造若しくは注入、エンボス加工、薄膜加工又はフォトリソグラフィ等の異なる技術を使用して作ることができる。

【0197】

本発明の実施形態によれば、光学要素の少なくとも1つ、例えば全ては、人の目の網膜の前に焦面を作り出すように構成された形状を有する。換言すれば、そのような光学要素は、光束がある場合、光束が集中するあらゆるセクション平面が人の目の網膜の前に配置されるように構成される。

【0198】

本発明の実施形態によれば、非球面光学機能を有する光学要素の少なくとも1つ、例えば全ては、多焦点屈折マイクロレンズである。

【0199】

本発明の意味では、光学要素は、「多焦点屈折マイクロレンズ」であり、二焦点（2つの焦点屈折力を有する）、三焦点（3つの焦点屈折力を有する）、連続して変化する焦点屈折力を有する多焦点累進レンズ、例えば非球面累進面レンズを含む。

【0200】

本発明の意味では、「マイクロレンズ」は、0.8 mm以上且つ3.0 mm以下、好ましくは1.0 mm以上且つ2.0 mm以下の直径を有する円に彫ることができる輪郭形状を有する。

【0201】

本発明の実施形態によれば、光学要素の少なくとも1つ、光学要素の好ましくは50%超、より好ましくは80%超は、非球面マイクロレンズである。本発明の意味では、非球面マイクロレンズは、表面にわたり連続屈折力進化を有する。

【0202】

非球面マイクロレンズは、0.1 D～3 Dの非球面性を有し得る。非球面マイクロレンズの非球面性は、マイクロレンズの中心において測定される光学屈折力と、マイクロレンズの周縁で測定される光学屈折力との比率に対応する。

【0203】

マイクロレンズの中心は、マイクロレンズの幾何中心にセンタリングされ、0.1 mm～0.5 mm、好ましくは2.0 mmに等しい直径を有する球面エリアにより定義され得る。

【0204】

マイクロレンズの周縁は、マイクロレンズの幾何中心にセンタリングされ、0.5 mm～0.7 mmの内径及び0.70 mm～0.80 mmの外径を有する環状ゾーンにより定義され得る。

【0205】

本発明の実施形態によれば、非球面マイクロレンズは、絶対値で2.0D～7.0Dの光学屈折力を幾何中心において有し、絶対値で1.5D～6.0Dの光学屈折力を周縁において有する。

【0206】

光学要素が配置されたレンズ要素の表面をコーティングする前の非球面マイクロレンズの非球面性は、前記レンズ要素の光学中心からの半径方向距離に従って可変である。

【0207】

更に、光学要素が配置されたレンズ要素の表面をコーティングした後の非球面マイクロレンズの非球面性は、前記レンズの光学中心からの半径方向距離に従って更に可変である。

【0208】

本発明の実施形態によれば、少なくとも1つの多焦点屈折マイクロレンズは、環状面を有する。環状面は、曲率中心を通らない回転軸（最終的に無限遠に位置決めされる）の周りで円又は弧を回転させることによって作成することができる回転面である。

【0209】

環状面レンズは、互いに対して直角において2つの異なる半径方向プロファイルを有し、したがって2つの異なる焦点屈折力をもたらす。

【0210】

円環レンズの環状面成分及び球面成分は、単一焦点とは対照的に、非点収差光線をもたらす。

【0211】

本発明の実施形態によれば、非球面光学機能を有する光学要素の少なくとも1つ、例えば光学要素の全ては、円環屈折マイクロレンズである。例えば、0ジオプタ（δ）以上且つ+5ジオプタ（δ）以下の球面度数値及び0.25ジオプタ（δ）以上の円柱度数値を有する円環屈折マイクロレンズである。

【0212】

球面マイクロレンズを通る周辺光の斜め効果は、斜め非点収差、したがって非フォーカス光ビームを生成する。

【0213】

有利には、円環マイクロレンズを有することにより、装用者の網膜から所与の距離において、マイクロレンズを通る光線を結像することができる。

【0214】

特定の実施形態として、円環屈折マイクロレンズは、純粋な円筒体であり得、最小子午線屈折力がゼロである一方、最大子午線屈折力が厳密に正であり、例えば5ジオプタ未満であることを意味する。

【0215】

本発明の実施形態によれば、光学要素の少なくとも1つ、例えば全ては、複屈折材料で作られる。換言すれば、光学要素は、光の偏光方向及び伝搬方向に依存する屈折率を有する材料で作られる。複屈折性は、材料が示す屈折率間の最大差として定量化され得る。

【0216】

本発明の実施形態によれば、光学要素の少なくとも1つ、例えば全ては、不連続面、例えばフレネル面及び／又は不連続性を有する屈折率プロファイルを有する等の不連続性を有する。

【0217】

図3は、本発明に使用され得る光学要素のフレネル高さプロファイルの一例を表す。

【0218】

本発明の実施形態によれば、光学要素の少なくとも1つ、例えば全ては、回折レンズで作られる。

【0219】

図4は、本発明に使用し得る光学要素の回折レンズ半径方向プロファイルの一例を表す。

【0220】

10

20

30

40

50

回折レンズの少なくとも1つ、例えば全ては、国際公開第2017/176921号パンフレットに開示されるようなメタ表面構造を有し得る。

【0221】

回折レンズは、図5に見られるように、位相関数 $\psi(r)$ が公称波長において π 位相ジャンプを有するフレネルレンズであり得る。明確にするために、位相ジャンプが 2π の倍数である単焦点フレネルレンズとは対照的に、これらの構造に「 π フレネルレンズ」という名称を与え得る。位相関数が図5に表示される π フレネルレンズは、主に、ジオプタ度数 0δ 及び正のジオプタ度数 P 、例えば 3δ に関連する2つの回折次数で光を回折する。

【0222】

本発明の実施形態によれば、光学要素の少なくとも1つ、例えば全ては、多焦点バイナリ構成要素である。

【0223】

例えば、図6aに表されるようなバイナリ構造は、 $-P/2$ 及び $P/2$ で示される主に2つのジオプタ度数を示す。ジオプタ度数が $P/2$ である図6bに示されるような屈折構造に関連する場合、図6cに表される最終構造は、ジオプタ度数 0δ 及び P を有する。示された事例は、 $P=3\delta$ に関連する。

【0224】

本発明の実施形態によれば、光学要素の少なくとも1つ、例えば全ては、画素化レンズである。多焦点画素化レンズの一例は、Eyal Ben-Eliezerら、APPLIED OPTICS, Vol. 44, No. 14, 10 May 2005において開示されている。

【0225】

本発明の実施形態によれば、光学要素の少なくとも1つ、例えば全ては、高次光学収差を有する光学機能を有する。例えば、光学要素は、ゼルニケ多項式により定義される連続面で構成されるマイクロレンズである。

【0226】

本発明の実施形態によれば、少なくとも1つ、例えば少なくとも70%、例えば全ての光学要素は、手動又は自動で光学レンズコントローラデバイスによりアクティブ化され得るアクティブ光学要素である。

【0227】

アクティブ光学要素は、光学レンズコントローラデバイスにより制御される可変屈折率を有する材料を含み得る。

【0228】

本発明は、装用者の目の異常屈折の進行を遅らせるように適合されたレンズ要素を決定する方法にも関する。

【0229】

図11に示されるように、本発明の方法は、少なくとも、

- 装用者処方データ提供ステップS1と、
- 装用状況データ提供ステップS2と、
- 装用者網膜データ提供ステップS3と、
- レンズ要素決定ステップS4と

を含む。

【0230】

装用者処方データ提供ステップS1中、装用者の処方に関する装用者処方データが提供される。

【0231】

装用者によるレンズ要素の装用状況に関する装用状況データは、装用者状況データ提供ステップS2中に提供される。

【0232】

本発明の実施形態によれば、装用状況データ提供ステップ中に提供される装用状況デー

10

20

30

40

50

タは、標準装用状況に対応する。

【0233】

代替的に、装用状況データ提供ステップ中に提供される装用状況データは、装用者において測定される装用状況又は例えば装用者に関する形態学的データ若しくは姿勢データに基づいてカスタマイズされる装用状況に対応する。

【0234】

装用者網膜データ提供ステップS3中、装用状況と同じ基準枠における装用者の網膜の形状に関する網膜データが提供される。

【0235】

本発明の実施形態によれば、装用者網膜データ提供ステップ中に提供される装用者網膜データは、標準網膜形状に対応する。

10

【0236】

標準網膜形状の例は、Mutti DOL、Hayes JR、Mitchell GL、Jones LA、Moeschberger ML、Cotter SA、Klein stein RN、Manny RE、Twelker JD、Zadnik Kによる“Refractive error, axial length, and relative peripheral refractive error before and after the onset of myopia”; CLEERE Study Group, Invest Ophthalmol Vis Sci. 2007 Jun; 48 (6) : 2510-9に開示されている。

20

【0237】

標準網膜形状の更なる例は、Atchison DAL、Pritchard N、Schmid KLによる“Peripheral refraction along the horizontal and vertical visual fields in myopia”, Vision Res. 2006 Apr; 46 (8-9) : 1450-8に開示されている。

【0238】

標準網膜形状の追加の例は、Donald O. Mutti、Robert I. Sholtz、Nina E. Friedman及びKarla Zadnikによる“Peripheral Refraction and Ocular Shape in Children”, IOVS, April 2000, Vol. 41, No. 5に開示されている。

30

【0239】

代替的に、装用者網膜データ提供ステップ中に提供される装用者網膜データは、装用者において測定されるか、又は例えば装用者の形態学的なもの若しくは処方に基づいてカスタマイズされた網膜の形状に対応し得る。

【0240】

レンズ要素決定ステップS4中、処方部分及び複数の少なくとも3つの光学要素を含むレンズ要素が決定される。

【0241】

レンズ要素は、処方部分が装用データに対応する装用状況において且つ中心窩視に関して、装用者の処方に基づく第1の屈折力を提供するように決定される。

40

【0242】

更に、光学要素の少なくとも1つの光学要素、例えば少なくとも50%、好ましくは少なくとも80%は、目の網膜において周辺視に関して像を結ばないという光学機能を有するように決定される。

【0243】

有利には、装用者の処方に対応する中心窩視矯正に関して提供された、決定されたレンズ要素及びに関して。

【0244】

本発明の実施形態によれば、レンズ要素決定ステップ中、光学要素の少なくとも50%

50

、例えば少なくとも80%は、網膜の所与の距離に像を結ぶように決定される。前記距離は、各光学要素について、前記光学要素の基準点、例えばレンズ要素の光学中心と装用者の瞳孔の中心とを結ぶ軸に沿って定義される。

【0245】

代替的に、光学要素の少なくとも50%、例えば少なくとも80%は、各光学要素の基準点と装用者の瞳孔の中心とを結ぶ軸に沿って網膜の同じ距離に像を結ぶように決定される。

【0246】

図11に示されるように、本発明の方法は、前面データ提供ステップS40を更に含む得る。

【0247】

前面データ提供ステップS40中、レンズ要素の前面を表す前面データが提供される。

【0248】

そのような実施形態によれば、レンズ要素決定ステップ中、背面及び前面に配置される光学要素の形状は、装用データに対応する装用状況において且つ中心窩視に関して、装用者の処方に基づく第1の屈折力を提供し、少なくとも1つの光学要素は、目の網膜において周辺視に関して像を結ばないという光学機能を有するように決定される。

【0249】

好ましい実施形態によれば、レンズ要素決定ステップ中、背面の形状は、処方部分が、装用データに対応する装用状況において且つ中心窩視に関して、装用者の処方に基づく第1の屈折力を提供するように決定される。

【0250】

光学要素は、先に決定されるレンズの前面又は背面の何れかに配置され、周辺視に関して目の網膜の所与の距離に像を結ぶように決定される。

【0251】

わかるように、光学要素自体を最適化することが可能であるのみならず、対向するレンズ表面を最適化するか、又はこれらの2つを組み合わせ、周辺視での光学要素の収差を低減することも可能である。この場合、処方部分の最適化及び光学要素の最適化は、折衷される。これは、特に光学要素が大量生産される（成形、レンズに埋め込まれる薄膜）場合に関連する。

【0252】

本発明について、全般的な本発明の概念を限定せずに、実施形態を用いて上述した。

【0253】

例示的な上記実施形態を参照して、多くの更なる変更形態及び変形形態が当業者に明らかになり、例示的な上記実施形態は、単なる例として与えられ、本発明の範囲の限定を意図せず、本発明の範囲は、添付の特許請求の範囲によってのみ決定される。

【0254】

特許請求の範囲において「含む」という用語、他の要素又はステップを除外せず、不定冠詞「1つの(a)」又は「1つの(an)」は、複数を除外しない。異なる特徴が相互に異なる従属請求項に記載されているという事実のみでは、これらの特徴の組合せが有利に使用できないことを示さない。特許請求の範囲における任意の参照符号は、本発明の範囲の限定として解釈されるべきではない。

10

20

30

40

50

【図面】

【図 1】

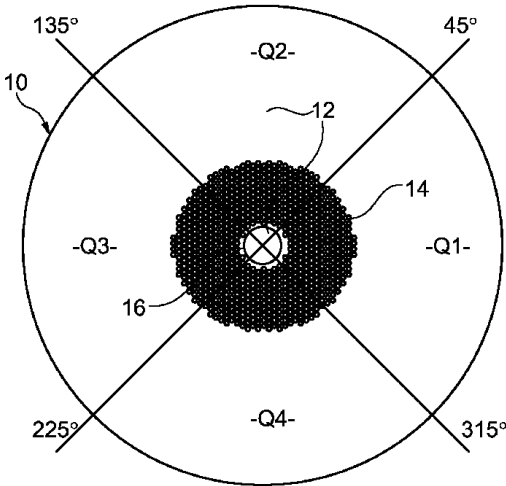


Fig. 1

【図 2】

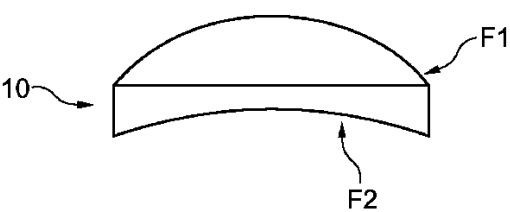


Fig. 2

【図 3】

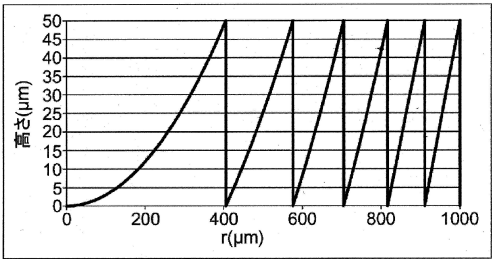


図 3

【図 4】

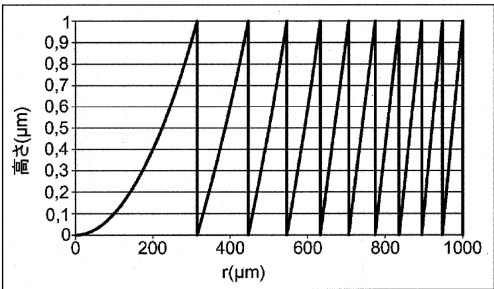


図 4

10

20

30

40

50

【図 5】

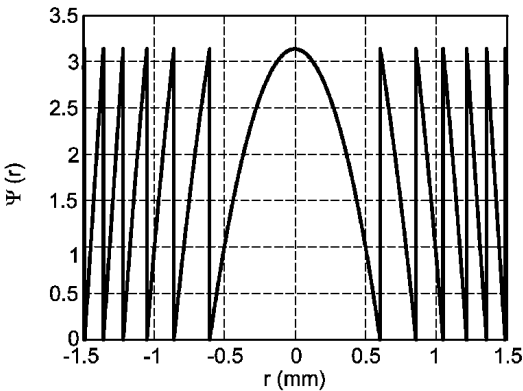


Fig. 5

【図 6 a】

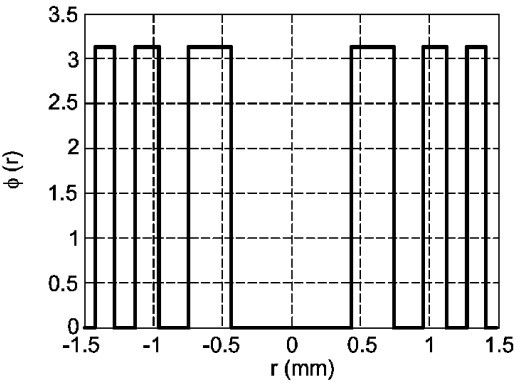


Fig. 6a

【図 6 b】

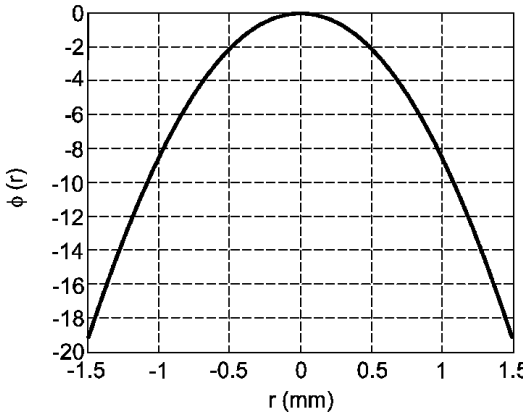


Fig. 6b

【図 6 c】

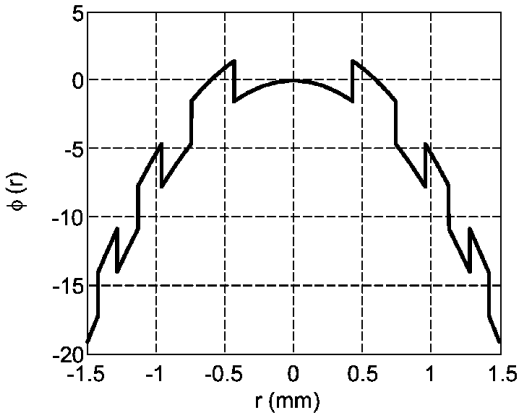


Fig. 6c

10

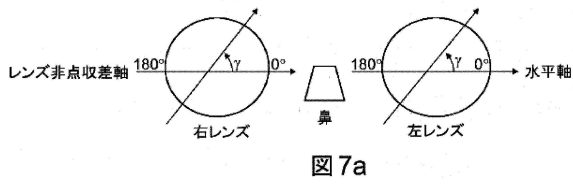
20

30

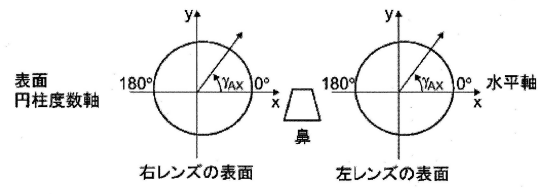
40

50

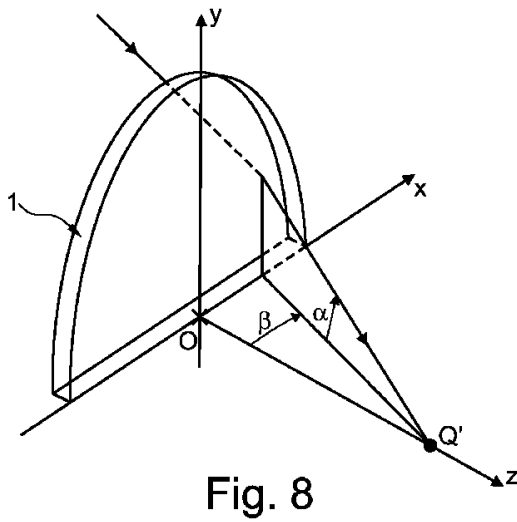
【図 7 a】



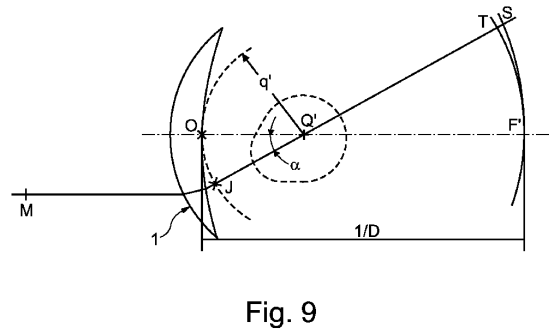
【図 7 b】



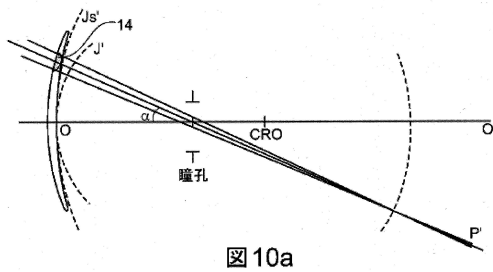
【図 8】



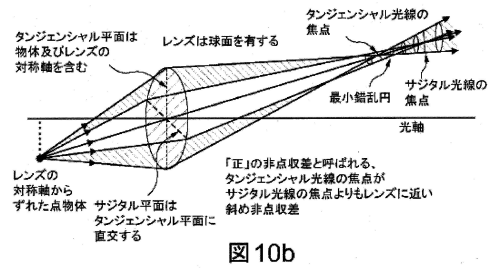
【図 9】



【図 10 a】



【図 10 b】



10

20

30

40

50

【図 1 1】

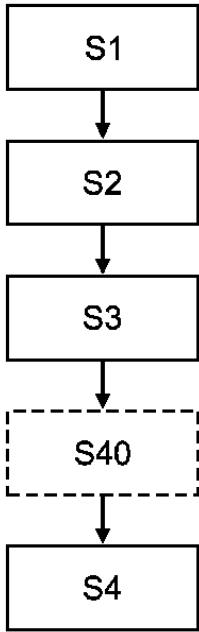


Fig. 11

【図 1 2】

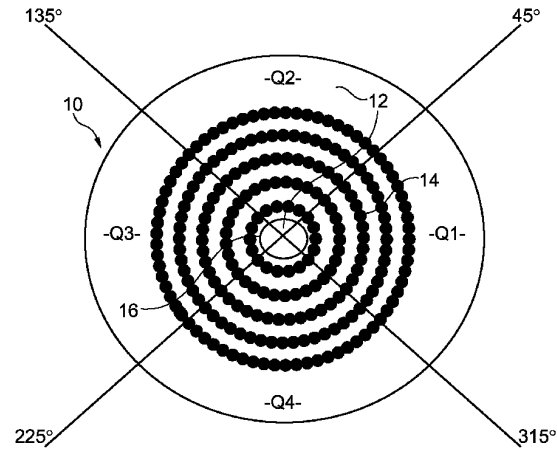


Fig. 12

【図 1 3】

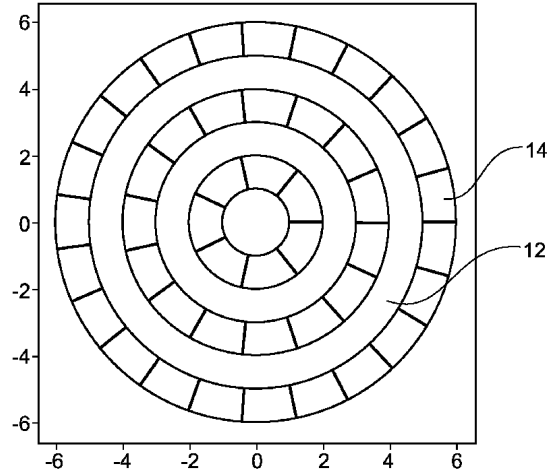


Fig. 13

【図 1 4 a】

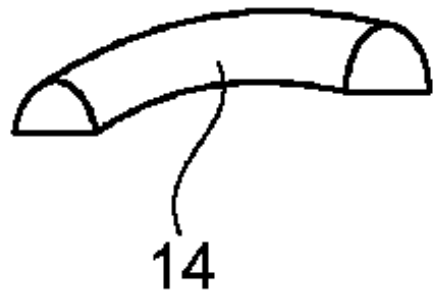


Fig. 14a

【図 14 b】

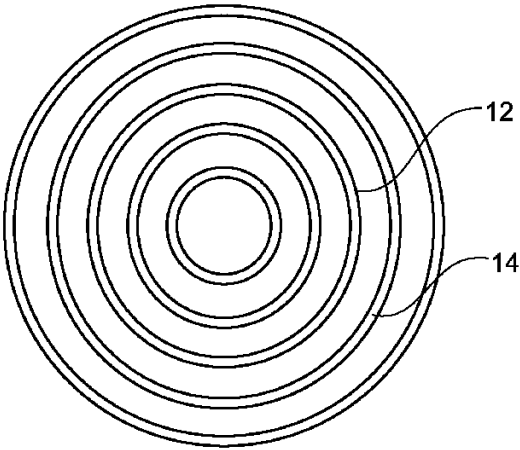


Fig. 14b

【図 15】

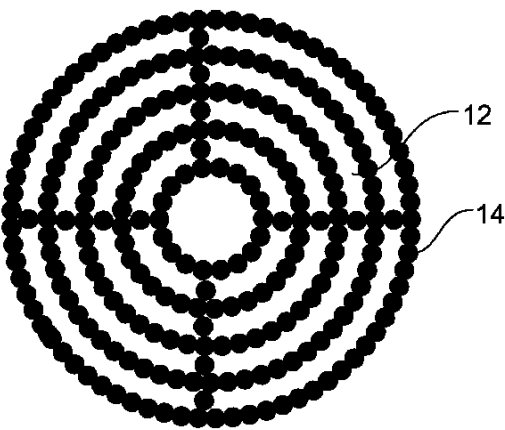


Fig. 15

【図 16】

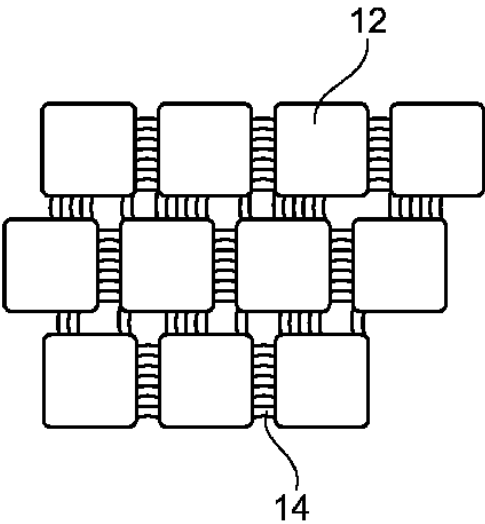


Fig. 16

【図 17】

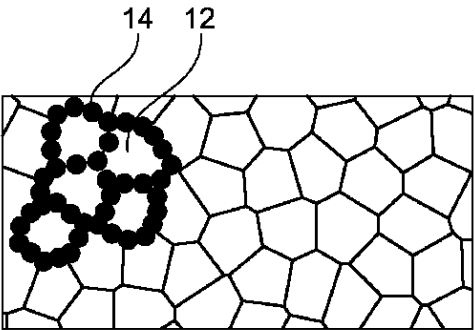


Fig. 17

10

20

30

40

50

【図 18 a】

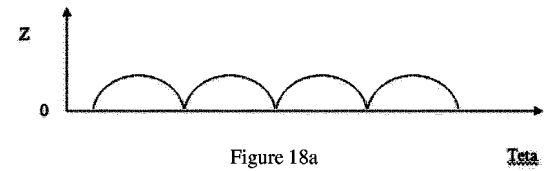


Figure 18a

【図 18 b】

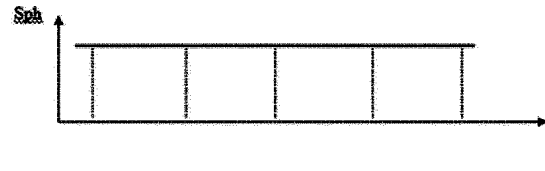


Figure 18b

10

【図 19 a】

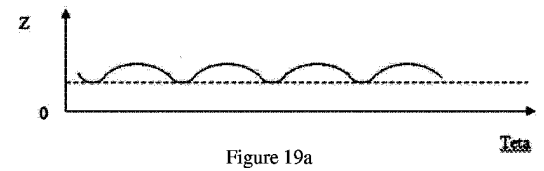


Figure 19a

【図 19 b】

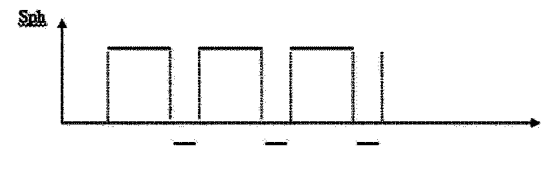


Figure 19b

20

30

40

50

フロントページの続き

(33)優先権主張国・地域又は機関

欧州特許庁(EP)

(31)優先権主張番号 18305384.2

(32)優先日 平成30年3月30日(2018.3.30)

(33)優先権主張国・地域又は機関

欧州特許庁(EP)

(31)優先権主張番号 18305385.9

(32)優先日 平成30年3月30日(2018.3.30)

(33)優先権主張国・地域又は機関

欧州特許庁(EP)

(31)優先権主張番号 18305435.2

(32)優先日 平成30年4月11日(2018.4.11)

(33)優先権主張国・地域又は機関

欧州特許庁(EP)

(31)優先権主張番号 18305436.0

(32)優先日 平成30年4月11日(2018.4.11)

(33)優先権主張国・地域又は機関

欧州特許庁(EP)

(31)優先権主張番号 18305526.8

(32)優先日 平成30年4月26日(2018.4.26)

(33)優先権主張国・地域又は機関

欧州特許庁(EP)

(31)優先権主張番号 18305527.6

(32)優先日 平成30年4月26日(2018.4.26)

(33)優先権主張国・地域又は機関

欧州特許庁(EP)

フランス・94220・シャラントンルーポン・リュ・ドウ・パリ・147・エシロール・アン
テルナショナル内

審査官 酒井 康博

(56)参考文献 国際公開第2018/026697 (WO, A1)

特表2017-510851 (JP, A)

特表2013-537317 (JP, A)

中国特許出願公開第104678572 (CN, A)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

G02C 7/06