

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7692000号
(P7692000)

(45)発行日 令和7年6月12日(2025.6.12)

(24)登録日 令和7年6月4日(2025.6.4)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 B 3/02 (2006.01) A 6 1 B 3/02
A 6 1 B 3/113(2006.01) A 6 1 B 3/113

請求項の数 4 (全16頁)

(21)出願番号	特願2022-562383(P2022-562383)	(73)特許権者	319008904
(86)(22)出願日	令和3年4月8日(2021.4.8)		アルコン インコーポレイティド
(65)公表番号	特表2023-521855(P2023-521855 A)		スイス国, 1701 フリプー, リュ レイ - ダフリー 6
(43)公表日	令和5年5月25日(2023.5.25)	(74)代理人	100099759
(86)国際出願番号	PCT/IB2021/052923		弁理士 青木 篤
(87)国際公開番号	WO2021/209866	(74)代理人	100123582
(87)国際公開日	令和3年10月21日(2021.10.21)		弁理士 三橋 真二
審査請求日	令和6年3月29日(2024.3.29)	(74)代理人	100160705
(31)優先権主張番号	63/010,293		弁理士 伊藤 健太郎
(32)優先日	令和2年4月15日(2020.4.15)	(74)代理人	100227835
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		弁理士 小川 剛孝
		(72)発明者	ゾルト ボル アメリカ合衆国, カリフォルニア 92 630, レイクフォレスト, レイクフォ 最終頁に続く

(54)【発明の名称】 人間の視軸の識別システム及び方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者の眼の視軸の場所を特定するシステムであって、
多焦点光学レンズと、
前記眼の移動を追跡するように構成された検出器であって、前記検出器は、前記眼の場所に対する前記多焦点光学レンズの画像を捕捉するように更に構成される、前記検出器と、
前記検出器によって捕捉された前記画像に基づいて、前記眼の前面における前記眼の前記視軸の前記場所を識別するように構成される処理システムであって、前記患者が、前記多焦点光学レンズの2つ以上の焦点の中心が前記患者のビューにおける像と一致するような重複像を見ていると報告したときに、前記視軸の前記場所が識別される、処理システムと、
を備える、システム。

【請求項2】

前記多焦点光学レンズは、超長焦線を形成するように構成された複雑な回折光学要素である、請求項1に記載のシステム。

【請求項3】

前記多焦点光学レンズは、非球面拡張焦点深度レンズを含む、請求項2に記載のシステム。

【請求項4】

前記眼の前記視軸の前記場所を識別するように構成された前記処理システムは、

前記患者が、固視光によって形成された重複像を見るように注視を前記固視光に維持している時間期間中、前記眼の前記場所に対する前記多焦点光学レンズの光学中心の X / Y 場所を平均するように構成される前記処理システムを含む、請求項 1 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示の実施形態は、一般的には視覚を特徴付ける方法及び装置に関し、より詳細には眼の視軸を正確に識別する方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0002】

老眼治療の従来技法は典型的には、患者の各眼の視軸の相対場所を特定することを含む。これらの軸の正確な特定は、小面積の二焦点、多焦点、及び拡張焦点深度 (E D O F) 眼内レンズ (I O L) を有効に配置するのに極めて重要である。これらの軸のわずかな位置合わせずれであっても、その外科的移植によって意図されるあらゆる恩恵を大きく損なう恐れがある。また、視軸の特定から恩恵を受け得る老眼治療の他の例として少数を挙げれば、L A S I K、PRESBY-L A S I K、又は多焦点 L A S I K、及びレーザー屈折矯正角膜切除 (P R K) 術がある。

【0003】

視軸とは、網膜における小さな窪みであり、固視点が患者の視野にある状態で最もクリアな視点である眼の中心窩に合流する直線である実際の視線である。したがって、視軸の測定は二焦点及び多層点レンズの配置を決めるのに極めて重要であり、何故ならば、そのようなレンズの視域は狭く、わずかな位置合わせずれであってもそれらの機能を大きく損なう恐れがあるためである。現在、視軸の場所を正確且つ精密に特定する診断デバイスはない。代わりに、視軸の場所は一般に、光軸と角膜頂又は角膜外面での固視光の反射である第 1 プルキンエ像との間の中間として近似される。この方法は、視軸は上記中間点から遠く離れて位置することがある (例えば特に損傷のある眼又は通常の形状ではない眼) ため、往々にして不正確である。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

したがって、当該分野では、眼の視軸を識別する方法及び装置の改良が必要とされている。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本開示は、一般的には眼の視軸を正確に識別する方法及び装置に関する。

【0006】

特定の実施形態において、患者の眼の視軸の場所を特定する方法が提供される。本方法は、患者の眼に隣接して多焦点光学レンズを配置することを含み、多焦点光学レンズは、多焦点光学レンズの光学中心に、対応する空間的に一致する光学中心を有する 2 つ以上の屈折力を含む。固視光ビームを生成し、患者の眼に向け、固視光ビームは、多焦点レンズの 2 つ以上の屈折力に対応する 2 つ以上の像を患者の網膜近くに形成する。本方法は、固視光ビームの方向に沿った患者の眼及び光学レンズの画像を捕捉することと、多焦点光学レンズの光学中心の X / Y 場所に対する患者の眼の X / Y 場所を特定することとを更に含む。多焦点光学レンズは、患者のビューにおいて 2 つ以上の像の中心が一致するまで、患者が注視を固視光に維持する間、X / Y 方向に沿って移動する。その時点で、患者の眼の視軸の場所は、患者の眼の瞳面において検出、位置特定され、視軸の場所は、固視光ビームの方向から見た多焦点光学レンズの光学中心の場所に対応する。

【0007】

上記で列挙した本開示の特徴を詳細に理解できるように、上記で簡潔に要約した本開示のより詳細な説明が、実施形態を参照することによって得られ得、そのうちのいくつかを

10

20

30

40

50

添付図面に示す。しかしながら、添付図面は、例示的な実施形態を示すにすぎないため、その範囲を限定するとみなされるべきではなく、他の同様に効果的な実施形態が認められ得ることに留意すべきである。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、人間の眼の断面上面図を示す。

【図2A】図2Aは、本開示の特定の実施形態による視軸識別システムの模式図を示す。

【図2B】図2Bは、本開示の特定の実施形態による視軸識別システムと共に利用されるレジ光学要素の模式図を示す。

【図3A】図3Aは、本開示の特定の実施形態による視軸識別システムの一部の模式図を示す。 10

【図3B】図3Bは、本開示の特定の実施形態による視軸識別システムの一部の模式図を示す。

【図4A】図4Aは、本開示の特定の実施形態による視軸識別システムの一部の上面模式図を示す。

【図4B】図4Bは、本開示の特定の実施形態による視軸識別システムの一部の上面模式図を示す。

【図4C】図4Cは、本開示の特定の実施形態による視軸識別システムの一部の側面模式図を示す。

【図5】図5は、本開示の特定の実施形態による、図2、図3A、図3B、及び図4A～図4Cの視軸識別システムを使用する方法のブロック図を示す。 20

【図6A】図6Aは、本開示の特定の実施形態による視軸識別システムの一部の模式図を示す。

【図6B】図6Bは、本開示の特定の実施形態による視軸識別システムの一部の模式図を示す。

【図6C】図6Cは、本開示の特定の実施形態による視軸識別システムの一部の模式図を示す。

【図6D】図6Dは、本開示の特定の実施形態による視軸識別システムの一部の模式図を示す。

【図7A】図7Aは、本開示の特定の実施形態による、図6A及び図6Bの視軸識別システムを使用する場合、複数のスポットが撮像される患者の網膜を示す。 30

【図7B】図7Bは、本開示の特定の実施形態による、図6A及び図6Bの視軸識別システムを使用する場合、複数のスポットが撮像される患者の網膜を示す。

【発明を実施するための形態】

【0009】

理解を容易にするために、可能な場合、複数の図に共通する同一の要素を示すために、同一の参照符号が使用されている。1つの実施形態の要素及び特徴は、更に記述することなく他の実施形態に有益に組み込まれ得ることが考えられる。

【0010】

本開示は、一般的には眼の視軸を正確に識別する方法及び装置に関する。特定の実施形態において、視軸識別システムは、固視光源、カメラ、処理システム、及び多焦点レンズを含む。多焦点レンズは、患者又は患者外デバイスによって装着される検眼用フレームに結合し得る。患者の視軸の場所を特定するに当たり、患者は多焦点レンズを通して、固視光源によって提供される固視光ビームを注視する。固視光ビームが多焦点レンズを通ると、患者の網膜上又はその近くに2つ以上の像が作成される。患者が固視光ビームへの注視を連続して維持している間、多焦点レンズ及び/又は患者の眼を次いで互いに対して移動させる。患者の視軸は、多焦点像の中心が網膜上で一致するとき、患者の眼に対する多焦点検眼レンズの光学中心の場所を特定することによって位置特定し得る。 40

【0011】

図1は、例示的な人間の眼100の簡易化された断面上面図を示す。眼100のこめか 50

み側及び鼻側が参照のために図 1 に示されている。一般に、眼 1 0 0 は、角膜 1 0 4、中心 1 0 6 が示されている瞳、虹彩 1 0 8、自然の水晶体 1 1 0、毛様筋 1 1 2、及び網膜 1 1 6 を含む。瞳孔軸 1 1 8 は虹彩 1 0 8 の平面に直交し、瞳孔中心 1 0 6 を通る。

【 0 0 1 2 】

図 1 は、固視点 P_1 、角膜 1 0 4 及び瞳孔を通り、網膜 1 1 6 における小さな窪みとして参照される中心窩 1 2 2 への視軸 1 2 0 を更に示す。視野の中心は中心窩 1 2 2 で結像し、中心窩 1 2 2 において、錐体が特に集中しており、したがって、視力は視軸 1 2 0 に沿って最も高い。したがって、視軸 1 2 0 の場所 1 3 0 の正確な特定は、二焦点又は多焦点矯正レンズの位置合わせ成功にとって極めて重要である。視軸 1 2 0 の場所 1 3 0 は、視軸 1 2 0 が通る虹彩 1 0 8 の平面又は瞳面上の点の X / Y 位置又は場所を指す。しかしながら上述したように、現在、視軸 1 2 0 の場所 1 3 0 を精密に識別することができる眼科診断デバイスは存在していない。

10

【 0 0 1 3 】

従来の眼科技法は、瞳孔中心 1 0 6 と、角膜頂 1 3 2 又は固視光源の方向から見て角膜 1 0 4 の前面からの鏡面反射の場所として定義される第 1 プルキン工像との間の中間点として、視軸 1 2 0 の場所 1 3 0 を近似することを含む。現行の近似技法は、多焦点矯正レンズの位置ずれ又は老眼若しくは P R K 治療等の非有効又は最適未満の矯正処置に繋がる恐れがある。本開示の実施形態は、視軸 1 2 0 と眼の瞳面との交点（場所 1 3 0）を正確に位置特定するシステム及び方法の改良を提供する。したがって、本開示の実施形態は、矯正レンズの位置合わせ及び多焦点 L A S I K 又は多焦点 P R K 手術等の眼科手術を含む他の眼科処置に利用し得る。

20

【 0 0 1 4 】

図 2 は、幾つかの実施形態による例示的な視軸識別システム 2 0 0 の簡易化された模式図を示す。視軸識別システム 2 0 0 は、固視光源 2 0 2、撮像カメラ 2 0 4、画像処理システム 2 0 6、及び多焦点レンズ 2 0 8 を含む。一般に、固視光源 2 0 2 及び 1 つ又は複数の関連する光学中継デバイス 2 1 0 は、固視光ビーム 2 1 2 を眼 1 0 0 に提供するように構成される。例えば、固視光源 2 0 2 は、固視光ビーム 2 1 2 を発するように構成された 1 つ又は複数の発光ダイオード (L E D) を含み得る。固視光源 2 0 2 に利用し得る適した光源の他の例には白熱電球等がある。幾つかの実施形態において、固視光源 2 0 2 は、複数の波長を有する固視光ビーム 2 1 2 を提供し得る。1 つ又は複数の光学中継デバイス 2 1 0 は、リレーレンズ、ビームスプリッタ、フィルタ等の任意の適した光学中継デバイスを含み得る。

30

【 0 0 1 5 】

撮像カメラ 2 0 4 は、眼 1 0 0 及び多焦点レンズ 2 0 8 の画像を捕捉し、それらの場所（例えば X / Y 並進位置）を特定する、眼球追跡カメラ又は同様の光学センサ等の任意の適したデジタル撮像デバイス又は画像検出器を含み得る。幾つかの実施形態において、撮像カメラ 2 0 4 は、眼 1 0 0 の X / Y 場所及び多焦点レンズ 2 0 8 の X / Y 場所を追跡するように構成された赤外線光学センサである。そのような実施形態において、眼 1 0 0 は赤外線固視光源 2 0 2 で照明される。幾つかの実施形態において、撮像カメラ 2 0 4 は、眼 1 0 0 の白色外層である強膜内の脈管等の眼 1 0 0 内の脈管（例えば血管）のソフト（例えば動き）をマッピングし検出することにより、眼 1 0 0 の移動を追跡するように構成された光学センサである。

40

【 0 0 1 6 】

撮像カメラ 2 0 4 は、画像処理システム 2 0 6 に通信可能に結合され、画像処理システム 2 0 6 と単一のデバイスを形成し得る。例えば、撮像カメラ 2 0 4 及び画像処理システム 2 0 6 は、単一の撮像デバイス又はシステム内の別々の構成要素であり得る。一般に、撮像カメラ 2 0 4 は、眼 1 0 0 の画像を捕捉し、視軸識別システム 2 0 0 の利用中に分析するために、それらの画像を画像処理システム 2 0 6 に送信するように構成される。次いで画像処理システム 2 0 6 は、眼 1 0 0 の X / Y 場所及び多焦点レンズ 2 0 8 の X / Y 場所を特定するように構成される。

50

【 0 0 1 7 】

画像処理システム 2 0 6 による眼 1 0 0 の X / Y 場所の特定は、多焦点レンズ 2 0 8 の X / Y 場所に対して行われる。多焦点レンズ 2 0 8 は、多焦点光学レンズの任意の適したタイプであり得る。特定の実施形態において、多焦点レンズ 2 0 8 は、二焦点レンズ等の 2 つ以上の屈折力を有する多焦点レンズである。特定の実施形態において、多焦点レンズ 2 0 8 は、2 つ以上の側面に反射コーティングを有する多焦点レンズである。更なる実施形態において、多焦点レンズ 2 0 8 は、ホログラフィック要素、フレネル型レンズ等の回折光学要素を含む。更なる実施形態において、多焦点レンズ 2 0 8 は、単一焦点の代わりに長又は超長焦線（即ちペッセルビーム）を形成するアキシコン又は非球面拡張焦点深度レンズを含む。超長焦線 F_L を形成する例示的なアキシコン 2 1 8 を図 2 B に示す。また、多焦点レンズ 2 0 8 は特定の楕円形を有して提示されているが、多焦点レンズ 2 0 8 は、本明細書における種々の図に示されている異なる形状等の任意の適した形状を有し得ることに留意する。

10

【 0 0 1 8 】

本明細書に記載される実施形態で使用することができる異なるタイプの多焦点レンズの例を図 3 A、図 3 B、図 4 A ~ 図 4 C、及び図 6 A ~ 図 6 D に関してより詳細に更に説明する。例えば図 3 A、図 3 B、及び図 4 A ~ 図 4 C に示すように、多焦点レンズ 3 0 8 は 2 つの異なる対応する焦点を生み出す少なくとも 2 つの屈折力を含む：遠見視の場合には眼 1 0 0 の屈折誤差を矯正するように構成された第 1 の屈折力 3 0 7 及び近見視の場合には第 2 の屈折力 3 0 9 又は「加入度数」。特定の実施形態において、第 1 の屈折力 3 0 7 は 1 つの光学要素又は領域に対応する一方、第 2 の屈折力 3 0 9 は別個の第 2 の光学要素又は領域に対応する。さらに、第 1 の屈折力 3 0 7 及び第 2 の屈折力 3 0 9 は、多焦点レンズ 3 0 8 の光学中心 3 1 4 において一致（例えば重複）する光学中心を有する。したがって、第 1 の屈折力 3 0 7 及び第 2 の屈折力 3 0 9 は光学中心 3 1 4 を共有すると言える。幾つかの実施形態において、第 2 の屈折力 3 0 9 は、約 1 . 5 mm 未満の直径等の瞳孔の直径未満の直径と、約 2 ジオプタの屈折力とを有する屈折要素によって提供される。

20

【 0 0 1 9 】

図 3 A 及び図 3 B に関して示し説明するように、多焦点レンズ 3 0 8 は、視軸識別システム 2 0 0 の利用中、眼科テストデバイス等の患者外デバイスに結合し（例えば取り付け）得る。したがって、患者外デバイスの移動は、患者の眼 1 0 0 に対して多焦点レンズ 3 0 8 を変位させる。代替的には、多焦点レンズ 3 0 8 は、図 4 A ~ 図 4 C に示される、患者によって装着される検眼用フレーム 4 4 0 に結合し得る。したがって、患者が検眼用フレーム 4 4 0 を装着している間の患者の頭部の回転は、眼 1 0 0 に対して多焦点レンズ 3 0 8 をシフトさせ、シフトは、多焦点レンズ 3 0 8 と眼 1 0 0 との間の距離及び患者の頭部の回転角度に比例する。更なる実施形態において、多焦点レンズ 3 0 8 の光学中心は、位置特定をより容易にするために、多焦点レンズ 3 0 8 の光学中心を識別するための十字マーク等のマーク 3 1 2 を含む。

30

【 0 0 2 0 】

図 6 A ~ 図 6 D に示す別の例において、多焦点レンズ 6 0 8 は、対向する側面に形成される反射コーティング 6 0 3 を含む。したがってコーティング 6 0 3 は屈折力 3 0 7 及び 3 0 9 の機能を置換し、多焦点レンズ 6 0 8 を通る光を用いて複数の焦点を生み出す。多焦点レンズ 3 0 8 と同様に、多焦点レンズ 6 0 8 は、使用中、患者外デバイス又は検眼用フレームに結合し得る。

40

【 0 0 2 1 】

上述したように、図 3 A 及び図 3 B は、患者外デバイスと共に利用される場合の多焦点レンズ 3 0 8 の簡易化された模式図を示す一方、図 4 A ~ 図 4 C は、特定の実施形態による、検眼用フレーム 4 4 0 において患者によって装着されている多焦点レンズ 3 0 8 の簡易化された上面及び側面模式図を示す。図 5 は、幾つかの実施形態による、患者外デバイス又は検眼用フレーム 4 4 0 に結合された多焦点レンズ 3 0 8 を含み得る図 2 の視軸識別システム 2 0 0 を用いて視軸 1 2 0 の場所 1 3 0 を特定する方法 5 0 0 の流れ図を示す。

50

したがって、図 3 A、図 3 B、及び図 4 A ~ 図 4 C について、明確にするために図 5 と一緒に本明細書においてより詳細に説明する。

【 0 0 2 2 】

一般に、動作 5 1 0 において、視軸識別システム 2 0 0 を使用している間、患者は多焦点レンズ 3 0 8 を通して見て、固視光ビーム 2 1 2 を注視する。患者が固視光ビーム 2 1 2 を固視する際、焦点 F_1 が、患者の視野の中心が配置される中心窩 1 2 2 に形成される。多焦点レンズ 3 0 8 の第 2 の屈折力 2 0 9 も、網膜 1 1 6 の近くで多焦点レンズ 3 0 8 の光軸 3 1 8 に沿って第 2 の焦点 F_2 を生じさせる。焦点 F_2 は、例えば正ジオプタを有する多焦点レンズ 3 0 8 の第 2 の屈折力 2 0 9 による固視光ビーム 2 1 2 中の光線の合焦増大（例えば収束）に起因して、網膜 1 1 6 上に配置された焦点 F_1 と異なる側方場所を有する。

10

【 0 0 2 3 】

焦点 F_1 及び焦点 F_2 は、図 3 A 及び図 4 A に示されるように視軸 1 2 0 に沿って位置合わせされておらず（例えば互いに重複せず、又は互いに対して並進シフトしていない）、2 つの分離された（例えば位置合わせされない、重複していない）画像が患者の網膜 1 1 6 上に形成される。これらの状況下で、患者は固視光ビーム 2 1 2 によって形成される 2 つの「スポット」を視覚化し得る：焦点 F_1 によって作成される第 1 の鮮鋭な像及び焦点 F_2 によって作成される第 2 のぼやけた（例えばかすれた又は曖昧な）像。しかしながら、焦点 F_1 及び焦点 F_2 が図 3 B 及び図 4 B に示すように視軸 1 2 0 に沿って重なる場合、患者は固視光ビーム 2 1 2 の 2 つの位置合わせされた（例えば一致した、重なった）像を網膜 1 1 6 上に視覚化し得る。2 つの像の位置合わせ、重複、又は一致は本明細書では、焦点 F_1 及び F_2 によって形成された 2 つの像の中心が空間的に位置合わせされ、重複し、又は一致することと参照される。そのような位置合わせは、多焦点レンズ 3 0 8 の屈折力 3 0 7、3 0 9 の共通光学中心 3 1 4 が厳密に眼 1 0 0 の視軸 1 2 0 上にある場合に生じる。

20

【 0 0 2 4 】

したがって、動作 5 2 0 において、多焦点レンズ 3 0 8 及び / 又は患者の頭部は、多焦点レンズ 3 0 8 の共通光学中心 3 1 4 を眼 1 0 0 の視軸 1 2 0 上に位置決めするように移動させる。図 3 A 及び図 3 B に示す例において、患者外デバイスに結合された多焦点レンズ 3 0 8 は、患者が固視光ビーム 2 1 2 への注視を連続して維持する間、視軸 1 2 0 上で焦点 F_2 を焦点 F_1 と位置合わせするように患者の頭部に対して X 軸及び Y 軸に沿って移動し得る。代替的には、試行して、焦点 F_2 を焦点 F_1 と位置合わせ又は視覚的に重ねるために、患者が頭部を X 軸及び Y 軸に沿って移動させ、固視光ビーム 2 1 2 への注視を連続して維持する間、多焦点レンズ 3 0 8 は静止している。

30

【 0 0 2 5 】

焦点 F_2 を視軸 1 2 0 と位置合わせすると、患者は中心が空間的に一致した状態で 2 つの重なった像又はスポットを見る。互いと位置合わせされている間であっても、焦点 F_1 によって形成される第 1 の像又はスポットは鮮鋭であり、焦点 F_2 によって形成される第 2 の像又はスポットはいくらかぼやけている。図 3 B に示すように、焦点 F_2 は視軸 1 2 0 上の焦点 F_1 と重なるとき、固視光源 2 0 2 の出力点（例えば固視光ビーム 2 1 2 の発端）を多焦点レンズ 3 0 8 の共通光学中心 3 1 4 に結ぶ線は、視軸 1 2 0 の厳密な X / Y 位置における角膜 1 0 4 の前面（例えば瞳面）と交わる。

40

【 0 0 2 6 】

これより図 4 A ~ 図 4 C の実施形態を参照すると、多焦点レンズ 3 0 8 を患者外デバイスに結合する代わりに、多焦点レンズ 3 0 8 は、患者によって装着された検眼用フレーム 4 4 0 に配置される。そのような実施形態において、患者は、検眼用フレーム 4 4 0 を装着し、固視光ビーム 2 1 2 への注視を連続して維持している間、頭部 4 6 0 を移動（例えば上、下、左、及び右に回転又は傾斜）させて、試行し、視軸 1 2 0 上で焦点 F_2 を焦点 F_1 と位置合わせ又は視覚的に重ね得る。

【 0 0 2 7 】

50

図 4 A に示すように、患者が固視光ビーム 2 1 2 に注視するとき、第 1 の焦点 F_1 が中心窩 1 2 2 に形成される。多焦点レンズ 3 0 8 の光学中心 3 1 4 は視軸 1 2 0 と位置合わせされていないため、多焦点レンズ 3 0 8 は、視軸 1 2 0 と重ならない光軸 3 1 8 に沿って眼 1 0 0 の眼球空間内に第 2 の焦点 F_2 を形成する。図 4 B において、患者は、固視光ビーム 2 1 2 に焦点を合わせながら頭部 4 6 0 を移動又は回転させて、視軸 1 2 0 上で焦点 F_2 を焦点 F_1 と位置合わせし、したがって、固視光ビーム 2 1 2 によって形成される、中心が空間的に一致した状態で 2 つの像又はスポットを見る。上述したように、焦点 F_2 は視軸 1 2 0 上で焦点 F_1 と重なるとき、固視光源 2 0 2 を検眼用フレーム 4 4 0 内の多焦点レンズ 3 0 8 の共通光学中心 3 1 4 と結ぶ線は、視軸 1 2 0 の場所 1 3 0 において角膜前面と交わる。

10

【 0 0 2 8 】

明確にするために、図 4 C は、検眼用フレーム 4 4 0 内に配置された場合、多焦点レンズ 3 0 8 を装着した患者の側面模式図を示す。患者は、固視光ビーム 2 1 2 への注視を固定する際、頭部 4 6 0 を「イエス」（例えば Y 回転）移動又は「ノー」（例えば X 回転）移動で回転させる。患者の眼 1 0 0 と多焦点レンズ 3 0 8 との間の距離に起因して、患者の頭部 4 6 0 の回転移動は、患者の眼 1 0 0 及び固視光ビーム 2 1 2 に対して多焦点レンズ 3 0 8 を変位させる。この変位は、図 3 A 及び図 3 B を参照して説明した多焦点レンズ 3 0 8 の移動と同じ効果を有する。したがって例えば、眼 1 0 0 と多焦点レンズ 3 0 8 との間の距離が 1 2 mm であり、患者が固視光ビーム 2 1 2 への注視を維持しながら X 移動又は Y 移動のいずれかで頭部を 5 度回転させる場合、多焦点レンズ 3 0 8 は眼 1 0 0 に対して $(12\text{ mm} * \tan(5^\circ)) = 1.05\text{ mm}$ 移動する。

20

【 0 0 2 9 】

患者の頭部 4 6 0 及びノ又は多焦点レンズ 3 0 8 の移動と同時に、動作 5 3 0 において、撮像カメラ 2 0 4 は多焦点レンズ 3 0 8 及び眼 1 0 0 の画像又は映像を捕捉する。一般に、撮像カメラ 2 0 4 は、固視光ビーム 2 1 2 が眼 1 0 0 に移動する際に沿う方向から画像を捕捉する。幾つかの例において、方法 5 0 0 中の眼 1 0 0 を記録した映像は、視軸 1 2 0 の場所 1 3 0 を識別するに当たり正確性を上げ得る。多焦点レンズ 3 0 8 及び眼 1 0 0 の画像又は映像は次いで画像処理システム 2 0 6 に中継され、画像処理システム 2 0 6 は、患者の頭部及びノ又は多焦点レンズ 3 0 8 の移動中、多焦点レンズ 3 0 8 の光学中心 3 1 4 に対する眼 1 0 0 の場所を特定する。上述したように、眼 1 0 0 の X / Y 場所の特定は、眼 1 0 0 の強膜の脈管をランドマークとして利用することによって達成し得る。幾つかの例において、光学中心 3 1 4 は、撮像カメラ 2 0 4 及びノ又は画像処理システム 2 0 6 による識別のために、多焦点レンズ 3 0 8 上で十字マーク 3 1 2 を用いて示される。

30

【 0 0 3 0 】

動作 5 4 0 において、患者の頭部及びノ又は多焦点レンズ 3 0 8 の移動は、患者が、2 つ以上の像の中心が一致するような固視光ビーム 2 1 2 の重複像を見ていると報告するまで続けられる。次いで動作 5 5 0 において、画像処理システム 2 0 6 は患者の視軸 1 2 0 の場所 1 3 0 を特定する。一般に、固視光源 2 0 2 の出力点を多焦点レンズ 3 0 8 の光学中心 3 1 4 に結ぶ線は、患者が、中心が空間的に位置合わせされた状態で 2 つの像を視覚化するとき、視軸 1 2 0 の厳密な場所において角膜 1 0 4 の外面と交わり、したがって、この交点を位置特定することにより、視軸 1 2 0 の場所 1 3 0 を識別し得る。

40

【 0 0 3 1 】

幾つかの実施形態において、患者が焦点 F_1 及び F_2 の視覚的重なりを報告すると、眼 1 0 0 及び多焦点レンズ 3 0 8 の単一の画像が撮像カメラ 2 0 4 によって収集され、撮像処理システム 2 0 6 によって分析される。したがって、視軸 1 2 0 の場所 1 3 0 の識別は、唯一の X、Y 座標特定であり得る。他の実施形態において、患者が焦点 F_1 及び F_2 の視覚的重複を維持しようとしながら、映像又は一連の画像が撮像カメラ 2 0 4 によって収集され、画像処理システム 2 0 6 によって分析される。映像又は一連の画像は 5 秒、1 0 秒、1 5 秒、2 0 秒、2 5 秒、又は他の任意の適した時間期間等の任意の所望の時間期間にわたって収集し得る。例えば、時間期間は約 5 秒 ~ 約 6 0 秒であり得、例えば約 5 秒 ~

50

約30秒、例えば約10秒～約20秒であり得る。この時間期間中、患者は、試行し、固視光ビーム212の重複像を見るように注視を維持するように言われる。次いで画像処理システム206は映像又は一連の画像を分析して、眼100のX/Y場所に対する多焦点レンズ308の光学中心314の平均X/Y場所を特定し得、したがって、固視光ビーム212に焦点を合わせているとき、いかなる非意図的な患者の眼及び/又は頭部の移動を補償する。したがって、視軸120の場所130の識別は平均X/Y座標特定であり得る。

【0032】

幾つかの実施形態において、固視光ビーム212は、多焦点レンズ308を通して異なる反射特性を有する2つ以上の波長又は様々な波長を含み得る。そのような実施形態において、撮像カメラ204に向かう固視光ビーム212の望ましくない反射は、視軸識別システム200の利用中、なくすか、又は大幅に低下させることができる。一例において、固視光ビーム212は、多焦点レンズ308が高反射性を有し、撮像カメラ204が感度を持たない第1の周波数を有する第1の波長を含み得る。固視光ビーム212は、多焦点レンズ308を通して高透過性を有し、眼100が感度を持たず、撮像カメラ204が高感度である第2の周波数を有する第2の波長を含むこともできる。したがって、固視光ビーム212は、第2の波長の光のみが撮像カメラ204に透過するように、多焦点レンズ308によって分離（例えば濾波）し得る。眼100及び撮像カメラ204が異なる感度を有する2つ以上の波長への固視光ビーム212のスペクトル分離は、多焦点レンズ308による反射の攪乱効果を低下させるとともに、視軸120の場所130を特定するに当たり視軸識別システム200の正確性を上げる。

【0033】

図6A～図6Dは、幾つかの実施形態による視軸識別システム200及び方法500と併用し得る交互にコーティングされた多焦点レンズ608の簡易化された模式図を示す。図7A及び図7Bは、幾つかの実施形態による、コーティング付き多焦点レンズ608を使用している間に患者の網膜116上に形成された像を示す。したがって、明確にするために、本明細書において図6A～図6D、図7A、及び図7Bについて一緒に説明する。

【0034】

図6A～図6Dに示すコーティング付き多焦点レンズ608は上述した多焦点レンズ208及び308と略同様であるが、その2つの主面611a及び611bに配置されたコーティング603を含む。コーティング603は固視光ビーム212を部分的に反射し、部分的に透過する。幾つかの実施形態において、コーティング603は、固視光ビーム212をスペクトル分離させ、その光を撮像カメラ204に入射させることができる。例えば、コーティング603の反射ピーク（例えば最大反射）は、患者が視覚化する固視光ビーム212の波長に対応し得る。更なる例において、コーティング603は、撮像カメラ204によって検出される光の波長においてゼロ反射度を有し得る。したがって、撮像カメラ204に向かう固視光ビーム212の望ましくない反射は、コーティング付き多焦点レンズ608を利用することによってなくすか、又は大幅に低下させることができ、方法500中、視軸120の場所130をより正確に特定できるようにする。

【0035】

コーティング付き多焦点レンズ608上のコーティング603の利用は、その反射性に依りて2つ以上の焦点の形成を更に可能にする。一般に、コーティング603は、無限数の焦点及び像の形成を可能にし、その強度は等比数列に従って低下する。しかしながら、人間の眼100は像を全ては知覚することができず、したがって、その限られた数のみを知覚する。形成された、知覚可能又は可視の焦点の数は、コーティング603の反射特性を変更することによって制御することができる。明確にするために、4つのみの焦点 F_{L0} 、 F_{L1} 、 F_{L2} 、及び F_{L3} が図6A～図6Dに示されている。固視光ビーム212が光学中心614以外の場所でコーティング付き多焦点レンズ608を透過する場合、複数の焦点 F_{L0} 、 F_{L1} 、 F_{L2} 、及び F_{L3} は、光軸618（図6A及び図6Cに示される）から並進シフトし、患者は非重複スポットを見る。しかしながら、固視光ビーム212がコーティング付き多焦点レンズ608の光学中心614を通り、その光軸618（図6D

に示される)と平行する場合、焦点 F_{L0} 、 F_{L1} 、 F_{L2} 、及び F_{L3} はコーティング付き多焦点レンズ608の光軸618上で視覚的に重なり、患者は重なったスポットを見る。

【0036】

多焦点レンズ608は、多焦点レンズ208及び308並びに方法500を参照して説明したものと略同様の方法を介して、患者の眼100の視軸120を位置特定するのに利用し得る。一般に、多焦点レンズ608は、患者が固視光ビーム212に焦点を合わせているとき、患者の眼100に対してX又はY方向に並進移動する。患者が、中心が空間的に一致した重複スポットを視覚化するとき、固視光ビーム212は多焦点レンズ608の光学中心614を通して向けられており、光学中心614は厳密に眼100の視軸120上にあり、それにより、視軸120の識別を可能にする。

10

【0037】

図7Aは、コーティング付き多焦点レンズ608の中心から外れた場所を通して固視光ビーム212を見ているときの患者のビューを示す。ここでは、焦点 F_{L0} 、 F_{L1} 、 F_{L2} 、及び F_{L3} は、光軸618及び視軸120の両方上で位置合わせされていない。患者は、サイズ及び鮮鋭度が様々なスポット715の略線形行を見る。図7Bは、固視光ビーム212がコーティング付き多焦点レンズ608の光学中心614を通るとき、患者が見得るものを示す。焦点 F_{L0} 、 F_{L1} 、 F_{L2} 、及び F_{L3} は、光軸618及び視軸120上で互いと視覚的に重なる。方法500中、位置合わせのために2つ以上の焦点を形成するレンズの利用により、単一焦点を形成するレンズと比較して、視軸120の場所をより精密且つ正確に特定することができる。

20

【0038】

上述した方法及び装置は、矯正レンズのフィッティング、屈折矯正手術、人工水晶体移植、及び多焦点角膜インレーを含む老眼処置等の眼科処置の効能を改善するのに利用し得る新規の視軸識別システムを提供する。記載された視軸識別システムは、任意の適した眼科診断デバイスと組み合わせて更に利用し得る。適した診断デバイスの例には、角膜トポグラフィ、光学コヒーレンストモグラフィ装置、波面計(例えば収差計)、画像誘導バイオメータ、手術用顕微鏡、及び他の画像ベースの診断デバイスがある。幾つかの例において、視軸識別システム200は、テキサス州フォートワース所在のAlcon製のCENTURION(登録商標)、INFINITI(商標)、Verion(商標)、ORA(商標)システム、Lensx(登録商標)、LuxOR(登録商標)LX3プラットフォームと組み合わせて利用し得る。幾つかの例において、視軸識別システム200は、他の製造業者によって提供される眼科プラットフォームと共に利用し得る。

30

【0039】

実施形態例

実施形態1：患者の眼の視軸の場所を特定する方法であって、患者の眼に隣接して多焦点光学レンズを配置することであって、多焦点光学レンズは、多焦点光学レンズの光学中心に、対応する空間的に一致する光学中心を有する2つ以上の屈折力を有する、配置することと、固視光を生成し、患者の眼に向けることであって、固視光は患者の眼の網膜近くの焦点に2つ以上の像を形成し、2つ以上の像は多焦点光学レンズの2つ以上の屈折力に対応する、生成し向けることと、固視光の方向に沿って患者の眼及び多焦点光学レンズの画像を捕捉することと、多焦点光学レンズの光学中心のX/Y場所に相対する患者の眼のX/Y場所を特定することと、2つ以上の像の中心が患者のビューにおいて一致するまで、患者が固視光への注視を維持しながら、患者の眼に相対して多焦点光学レンズを移動させることと、患者の眼の瞳面における患者の眼の視軸の場所を識別することであって、視軸の場所は、固視光の方向から見た多焦点光学レンズの光学中心の場所に対応する、識別することと、
を含む、方法。

40

【0040】

実施形態2：多焦点光学レンズは患者によって装着される検眼用フレームに結合される、実施形態1に記載の方法。

50

【 0 0 4 1 】

実施形態 3 : 多焦点光学レンズは患者外デバイスに結合される、実施形態 1 に記載の方法。

【 0 0 4 2 】

実施形態 4 : 患者の眼の視軸の場所を特定するシステムであって、多焦点光学レンズと、眼の移動を追跡するように構成された検出器であって、検出器は、眼の場所に対する多焦点光学レンズの画像を捕捉するように更に構成される、検出器と、検出器によって捕捉された画像に基づいて、眼の前面における眼の視軸の場所を識別するように構成される処理システムであって、眼の視軸は、多焦点光学レンズの 2 つ以上の焦点の中心が患者のビューにおいて一致するときの多焦点光学レンズの光学中心に対応する、処理システムとを備える、システム。

10

【 0 0 4 3 】

実施形態 5 : 多焦点光学レンズは検眼用フレームに結合される、実施形態 4 に記載のシステム。

【 0 0 4 4 】

実施形態 6 : 多焦点光学レンズは患者外デバイスに結合される、実施形態 4 に記載のシステム。

【 0 0 4 5 】

実施形態 7 : 検出器は赤外線カメラである、実施形態 4 に記載のシステム。

【 0 0 4 6 】

実施形態 8 : 赤外線カメラは、眼の強膜の脈管のランドマークを検出することによって眼の移動を追跡するように構成される、実施形態 7 に記載のシステム。

20

【 0 0 4 7 】

実施形態 9 : 多焦点光学レンズはアキシコンを含む、実施形態 4 に記載のシステム。

【 0 0 4 8 】

上記は本開示の実施形態に関するが、その基本的な範囲から逸脱せずに本開示の他の及び更なる実施形態が考案され得、その範囲は以下の特許請求の範囲によって決定される。

態様 (1) によれば、患者の眼の視軸の場所を特定する方法であって、
前記患者の眼に隣接して多焦点光学レンズを配置することであって、前記多焦点光学レンズは、前記多焦点光学レンズの光学中心に、対応する空間的に一致する光学中心を有する 2 つ以上の屈折力を有する、配置することと、

30

固視光を生成し、前記患者の眼に向けることであって、前記固視光は前記患者の眼の網膜近くの焦点に 2 つ以上の像を形成し、前記 2 つ以上の像は前記多焦点光学レンズの前記 2 つ以上の屈折力に対応する、生成し向けることと、

前記固視光の方向に沿って前記患者の眼及び前記多焦点光学レンズの画像を捕捉することと、

前記多焦点光学レンズの前記光学中心の X / Y 場所に相対する前記患者の眼の X / Y 場所を特定することと、

前記 2 つ以上の像の中心が前記患者のビューにおいて一致するまで、前記患者が前記固視光への注視を維持しながら、前記患者の眼に相対して前記多焦点光学レンズを移動させることと、

40

前記患者の眼の瞳面における前記患者の眼の前記視軸の前記場所を識別することであって、前記視軸の前記場所は、前記固視光の前記方向から見た前記多焦点光学レンズの前記光学中心の場所に対応する、識別することと、

を含む、方法である。

態様 (2) によれば、前記多焦点光学レンズは、その 2 つ以上の表面に光学コーティングを有する。

態様 (3) によれば、前記多焦点光学レンズは、前記患者の眼内に 3 つ以上の焦点を形成するように構成される。

態様 (4) によれば、前記視軸の前記場所は、前記 2 つ以上の像の前記中心が前記患者の

50

前記ビューにおいて互いと一致する場合、前記多焦点光学レンズの前記光学中心の前記場所に更に対応する。

態様(5)によれば、前記固視光のスペクトルは、前記多焦点光学レンズを通して異なる屈折特性及び反射特性を有する2つ以上の波長範囲に分離する。

態様(6)によれば、前記多焦点光学レンズの前記光学中心は、十字マークによって記される。

態様(7)によれば、前記患者の眼の前記視軸の前記場所を識別することは、

前記患者が、前記固視光によって形成された一致像を見るように注視を前記固視光に維持している時間期間中、前記患者の眼の前記場所に対する前記多焦点光学レンズの前記光学中心のX/Y場所を空間的に平均することを更に含む。

態様(8)によれば、前記時間期間は約5秒~約60秒である。

態様(9)によれば、前記多焦点光学レンズは、超長焦線を形成するように構成された複雑な回折光学要素である。

態様(10)によれば、前記多焦点光学レンズはアキシコンを含む。

態様(11)によれば、前記多焦点光学レンズは、非球面拡張焦点深度レンズを含む。

態様(12)によれば、患者の眼の視軸の場所を特定するシステムであって、

多焦点光学レンズと、

前記眼の移動を追跡するように構成された検出器であって、前記検出器は、前記眼の場所に対する前記多焦点光学レンズの画像を捕捉するように更に構成される、検出器と、

前記検出器によって捕捉された前記画像に基づいて、前記眼の前面における前記眼の前記視軸の前記場所を識別するように構成される処理システムであって、前記眼の前記視軸は、前記多焦点光学レンズの2つ以上の焦点の中心が前記患者のビューにおける像と一致し、重複像を形成するとき、前記多焦点光学レンズの光学中心に対応する、処理システムと、を備える、システムである。

態様(13)によれば、前記多焦点光学レンズは、超長焦線を形成するように構成された複雑な回折光学要素である。

態様(14)によれば、前記多焦点光学レンズは、非球面拡張焦点深度レンズを含む。

態様(15)によれば、前記眼の前記視軸の前記場所を識別するように構成された前記処理システムは、

患者が、固視光によって形成された重複像を見るように注視を前記固視光に維持している時間期間中、前記眼の前記場所に対する前記多焦点光学レンズの前記光学中心のX/Y場所を平均するように構成される前記処理システムを含む。

10

20

30

40

50

【図面】

【図 1】

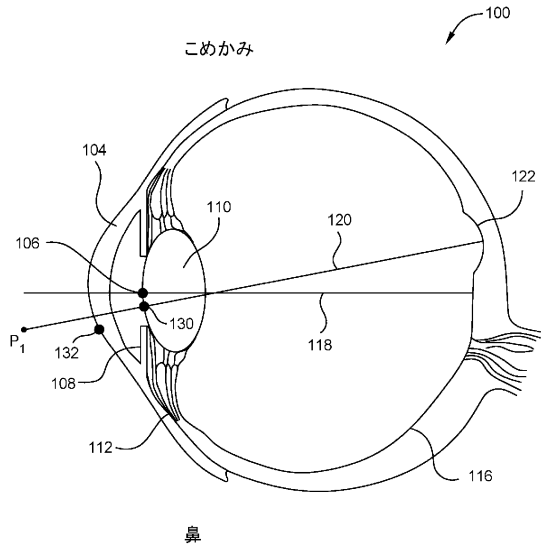


図 1

【図 2 A】

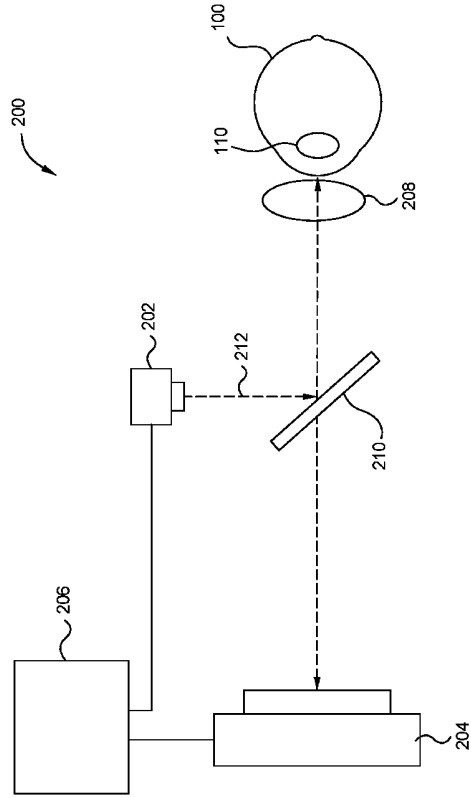


FIG. 2A

【図 2 B】

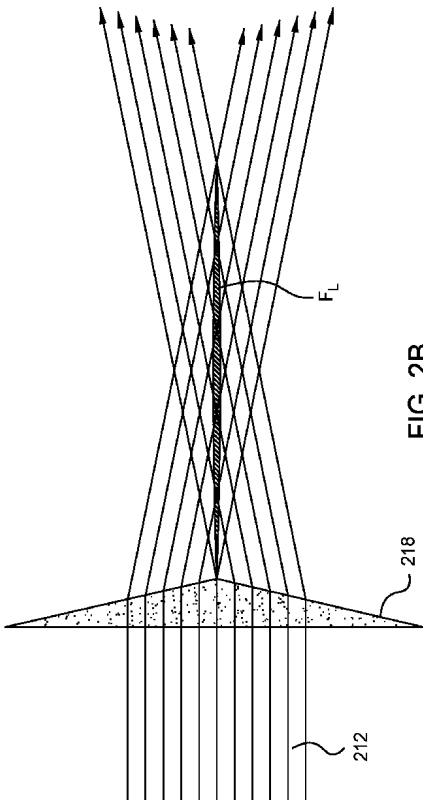


FIG. 2B

【図 3 A】

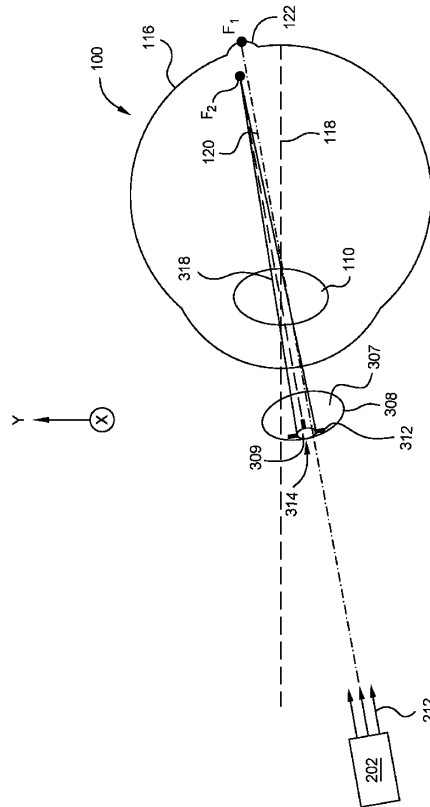


FIG. 3A

10

20

30

40

50

【図 3 B】

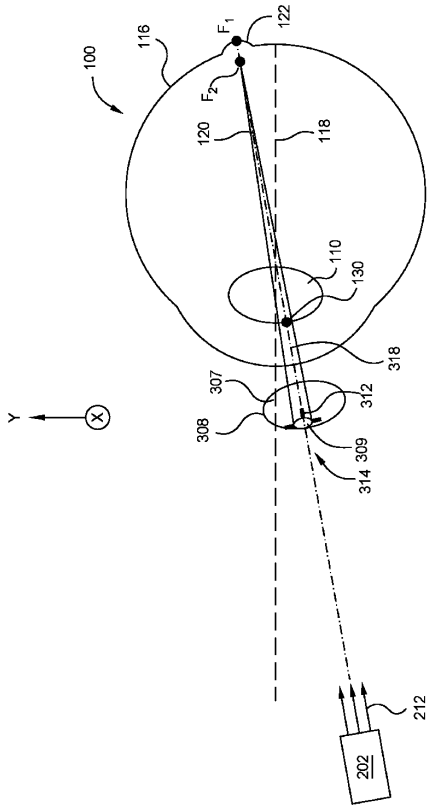


FIG. 3B

【図 4 A】

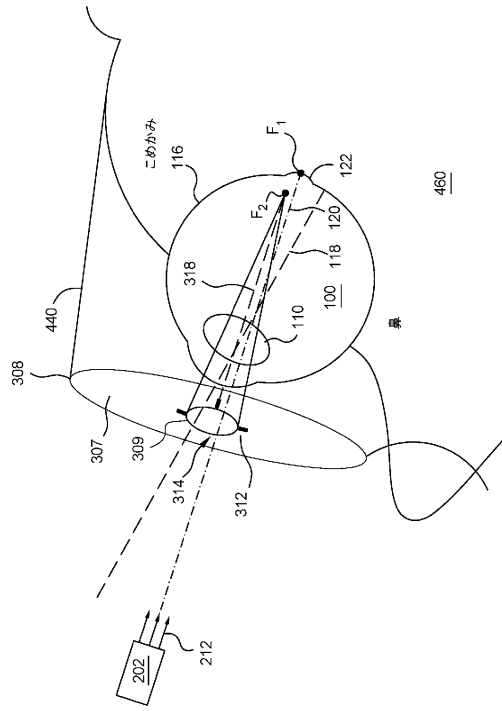


図 4A

10

20

【図 4 B】

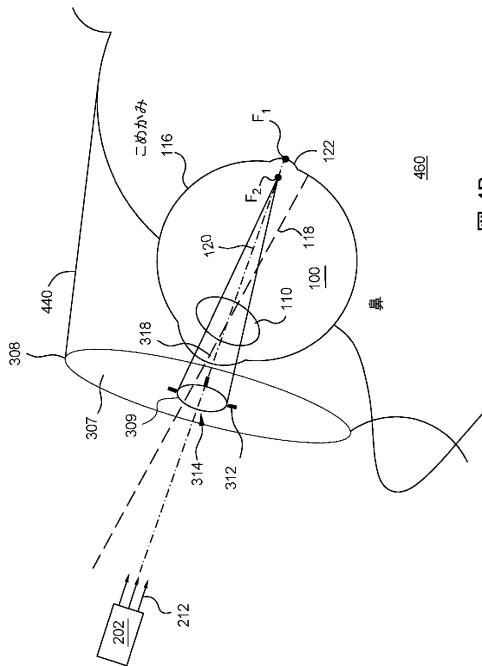


図 4B

【図 4 C】

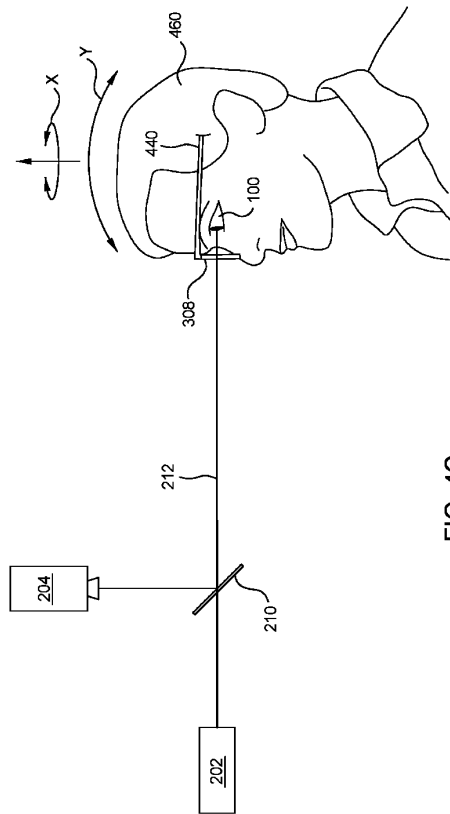


FIG. 4C

30

40

50

【 図 5 】

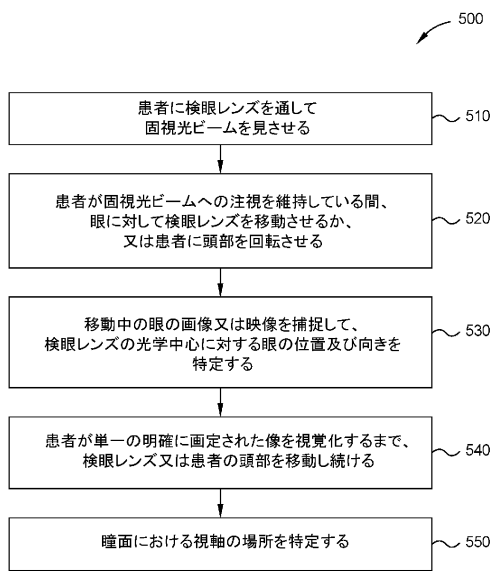


図 5

【 図 6 A 】

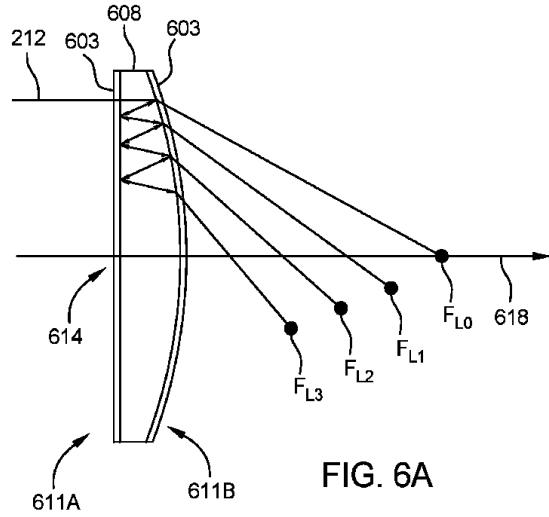


FIG. 6A

10

20

【 図 6 B 】

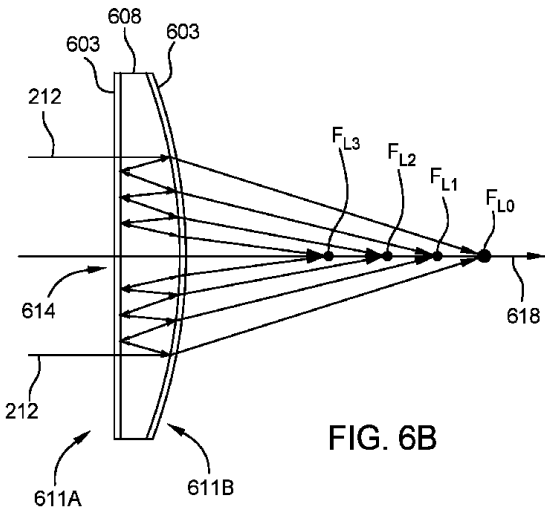


FIG. 6B

【 図 6 C 】

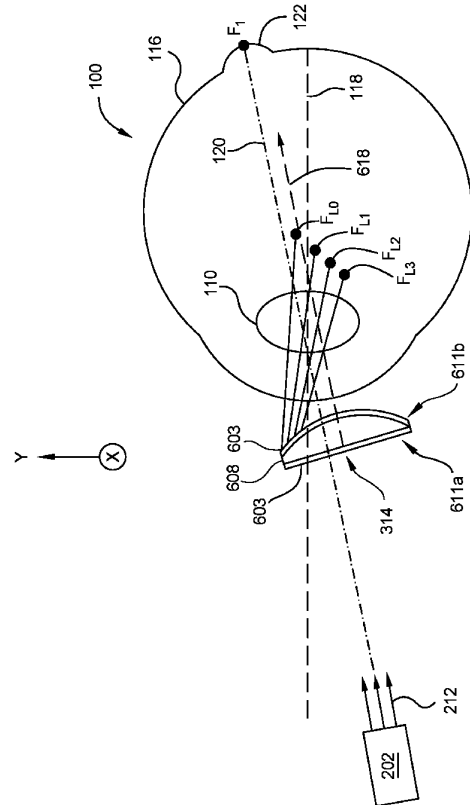


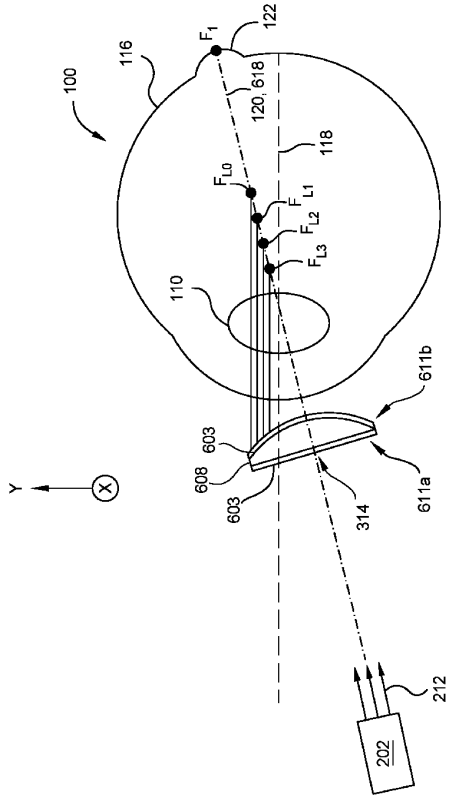
FIG. 6C

30

40

50

【 6 D 】



【 7 A 】

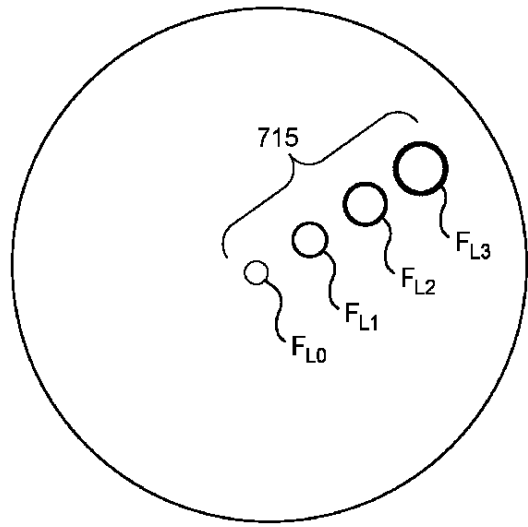


FIG. 6D

FIG. 7A

【 7 B 】

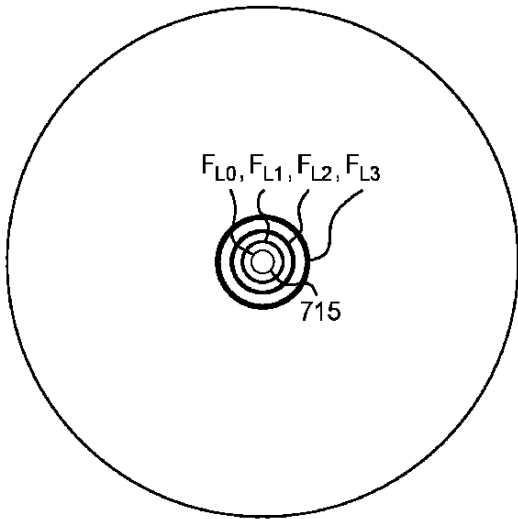


FIG. 7B

10

20

30

40

50

フロントページの続き

レスト ドライブ 20511, シー/オー アルコン リサーチ, リミティド ライアビリティ カ
ンパニー

審査官 渡戸 正義

- (56)参考文献 特開2003-245300(JP, A)
特開2018-033717(JP, A)
米国特許出願公開第2007/0285620(US, A1)
国際公開第2018/178493(WO, A2)
特表平05-503233(JP, A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 3/00 - 3/18