

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6301246号
(P6301246)

(45) 発行日 平成30年4月11日(2018.4.11)

(24) 登録日 平成30年3月9日(2018.3.9)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10 Z DM Z
A 6 1 B 3/135 (2006.01)	A 6 1 B 3/12 F

請求項の数 14 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2014-501566 (P2014-501566)	(73) 特許権者	516176822
(86) (22) 出願日	平成24年3月26日 (2012.3.26)		ノバルティス エージー
(65) 公表番号	特表2014-509910 (P2014-509910A)		スイス国, バーゼル 4056, リヒトス
(43) 公表日	平成26年4月24日 (2014.4.24)		トラッセ 35
(86) 国際出願番号	PCT/EP2012/055358	(74) 代理人	100114775
(87) 国際公開番号	W02012/130818		弁理士 高岡 亮一
(87) 国際公開日	平成24年10月4日 (2012.10.4)	(72) 発明者	エヌジー, ユージーン
審査請求日	平成27年3月26日 (2015.3.26)		アイルランド国, 2 ダブリン, ハノーバ
(31) 優先権主張番号	61/467, 836		ー ストリート イースト, 21 アイボ
(32) 優先日	平成23年3月25日 (2011.3.25)		リー ビルディング
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	ゴンチャロフ, アレキサンダー
			アイルランド国, ゴールウェイ, オールド
			ラフーン ロード, 67 リアスク ナ
			リ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光学的要素を撮像する方法およびシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

眼の光学的要素のための撮像システムにおいて、前記撮像システムが、
少なくとも1つのコリメート入射光ビームで標的とされる光学的要素を照明するための手段と、

前記少なくとも1つのコリメート入射光ビームを分割するための手段であって、得られた分割ビームのうちの少なくとも2つが、前記光学的要素の光軸に対して異なる入射角を有する、分割するための手段と、

前記照明された光学的要素の少なくとも1つの表面から予め規定された角度において戻る前記少なくとも2つの光ビームを少なくとも1つの検出器上に方向づけるための手段であって、前記少なくとも1つの検出器が、前記少なくとも2つの戻り光ビームの相対光特性を測定し、前記少なくとも2つの戻り光ビームの前記測定された特性を使用して、前記光学的要素の少なくとも1つのパラメータを計算するように適合される、方向づけるための手段と

を備え、前記方向づけるための手段は、テレセントリック光学システムを備える、撮像システム。

【請求項 2】

前記光学的要素を照明するための前記手段が、少なくとも1つの光源と、前記光学的要素上の少なくとも1つの入射光ビームの入射方向を改変するための光学手段とを備える、請求項 1 に記載のシステム。

10

20

【請求項 3】

少なくとも 1 つの入射光ビームの方向を改変するための前記光学手段が、ビーム整形レンズ、光学パワーをもつミラー、折畳みミラー、ビームスプリッター、またはプリズムのうちの少なくとも 1 つを備える、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記戻り光ビームの方向を改変するための光学手段をさらに備え、前記光学手段は、ビーム整形レンズ、光学パワーをもつミラー、折畳みミラー、ビームスプリッター、またはプリズムのうちの少なくとも 1 つを備える、請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 5】

前記検出器の連続的な測定間に、前記光学的要素上の少なくとも 1 つの入射光ビームの少なくとも 1 つの特性を変更するための手段をさらに備える、請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載のシステム。

10

【請求項 6】

前記光学手段が、少なくとも 1 つの入射光ビームの方向を制御するようにさらに適合される、請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記検出器が、CCD、CMOS センサ、写真プレート、チャンネルプレートアレイ、アバランシェフォトダイオード、シンチレーション検出器、または光電子増倍管である、請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 8】

20

前記戻り光のいずれかまたはすべてを合焦させるために、前記少なくとも 1 つの検出器の位置を変更するための手段をさらに備える、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記照明光および / または前記戻り光の前記測定された特性が、空間的および時間的な強度分布、位置、空間的および時間的な線形偏光および円形偏光、偏光度、位相、波長、時間的および空間的なコヒーレンス、スペックル構造、散乱係数、ならびに g 異方性ファクタのうちの少なくとも 1 つである、請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 10】

第 2 の検出器をさらに備え、前記光学的要素の光軸に対して異なる平面上に前記第 1 の検出器および前記第 2 の検出器が置かれ、または、前記光学的要素の光軸の平面上に前記第 1 の検出器および前記第 2 の検出器が置かれる、請求項 1 に記載のシステム。

30

【請求項 11】

照明するための前記手段が、前記光学的要素上での射影のための 2 つのビームを発生させるように適合された十字線光源を備える、請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 12】

眼の光学的要素を撮像する方法において、前記方法が、
少なくとも 1 つのコリメート入射光ビームで標的とされる光学的要素を照明するステップと、

前記少なくとも 1 つのコリメート入射光ビームを分割して、前記光学的要素の光軸に対して異なる入射角を有する、少なくとも 2 つの分割ビームで前記光学的要素を照明するステップと、

40

少なくとも 1 つのテレセントリック光学システムを使用して、前記照明された光学的要素の少なくとも 1 つの表面から予め規定された角度において戻る前記少なくとも 2 つの光ビームを少なくとも 1 つの検出器上に方向づけるステップと、

前記少なくとも 2 つの戻り光ビームの相対光特性を測定するステップと、

前記少なくとも 2 つを戻り光ビームの前記測定された特性を使用して、前記光学的要素の少なくとも 1 つのパラメータを計算するステップと
を備える、方法。

【請求項 13】

連続的な測定間に、前記光学的要素上の少なくとも 1 つの入射光ビームの少なくとも 1

50

つの特性を変更するステップをさらに備える、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

コンピュータプログラムコード手段を備えるコンピュータプログラムであって、前記コンピュータプログラムコード手段が、コンピュータ上で前記プログラムが実行されたときに、請求項 1 2 および 1 3 のいずれかに記載の方法のすべてのステップを実行するように適合される、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本明細書に記載する技術は、眼球のモデル化のために使用される光学的要素を撮像する方法およびシステムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

眼球の処置は、角膜、水晶体または網膜など、眼の 1 つまたは複数の構造をしばしば修正する。いくつかの処置は、眼の 1 つまたは複数の構造を除去することまたは交換すること、あるいはインプラントを追加することを伴う。例えば、水晶体交換手術は、患者の既存の水晶体を除去することと、それを新しい水晶体と交換することとを伴う。レーザー視力矯正手術のようないくつかの処置は、患者の眼の既存の構造を除去するか、または交換する、あるいはインプラントを眼に追加するのではなく既存の構造を再整形する。行われた修正のタイプ（例えば、除去か、交換か、挿入かまたは変更か）にかかわらず、眼の光学性能は、眼の構造に行われた調整によって変更される。したがって、任意の眼の構造を正確にモデリングするために、その眼の眼球パラメータを判断することが必要である。これらのパラメータは、角膜、水晶体、網膜、または任意の他の対象構造のような、眼球構造の形状、厚みおよび屈折率を含む。

20

【0003】

患者の眼の中の、曲率、または表面の形状、または要素の厚みなどのパラメータを測定することは、従来から、超音波光コヒーレンストモグラフィ（OCT）干渉システム、ブルキニエシステムまたはシャインブルーフシステムの変形形態を使用して行われる。

【0004】

典型的なシャインブルーフシステムにより、眼の前房の診断が容易になる。例えば、「
Device for the examination of an eye using a Scheimpflug camera and a slit light projector for photographing slit images of an eye」と題する米国特許第 6 2 8 6 9 5 8 号には、一度に眼の経線を 1 つのみ検査するように構成された古典的なシングルシャインブルーフシステムが開示される。

30

【0005】

「Dual Scheimpflug System for Three-Dimensional Analysis of an Eye」と題する米国特許出願公開第 2 0 0 9 / 0 1 9 0 0 9 3 号は、角膜前面、角膜後面、虹彩前面および水晶体前面の 3 次元表現を生成し表示するために、互いに直交して配置され、プラットフォーム上で回転可能な回転型シャインブルーフカメラの対を備える。このシステムはデュアルシステムを提供するが、2 つの別個のカメラを使用して当該システムは実装され、角膜および水晶体の 2 つの断面を同時に取得できるようにする可能性を提供することはできない。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

これらのシステムの欠点は、単一のパスにおいて、器具を動かすまたは再配向する必要なしには、眼の全ての関連パラメータを測定することができないことである。これらのシステムは、ほとんどの状態では、瞳孔が開いた場合であっても、瞳孔、さらには水晶体の

50

背面を拡げずに眼の水晶体の前方を測定することができない。このように拡げることが、行われる任意の測定の精度に影響を及ぼすことが理解されよう。

【 0 0 0 7 】

したがって、本発明の目的は、撮像システムのいずれかの部分も動かすまたは再配向する必要なく、単一のパスにおいて、眼球のモデリングのために必要な眼の全ての関連パラメータの測定を可能にする、すなわち、個々の光学モデルをコンパイルするのに必要な眼の光学パラメータを測定することを可能にする撮像システムを提供することである。本発明のさらなる目的は、行われる測定の精度を改善することによって眼モデルの効率および精度を高めることである。

【 0 0 0 8 】

- ・角膜の後方および前方の曲率
- ・水晶体の後方および前方の曲率
- ・角膜、眼房水、水晶体、硝子体液の屈折率
- ・角膜および水晶体の屈折率勾配
- ・角膜および水晶体の厚み
- ・前房深さ（眼房水の厚み）

を測定することが望ましい。

【 0 0 0 9 】

現在の OCT カメラおよびシャインブルーフカメラは、患者の眼の内部で表面の曲率および厚みを測定する。しかしながら、これらの測定では、先行する光学表面の光学効果を正確には修正しない。

【 0 0 1 0 】

屈折率は、眼球のモデリングのために必要とされる中心的なパラメータである。全ての従来技術は、患者による屈折率のばらつきを考慮しない。屈折率を分析することができなかったことは、第 1 の光学表面（角膜）だけでなく、全ての測定のエラーにつながる。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

本発明は、眼の光学的要素のための撮像システムにおいて、当該撮像システムが、少なくとも 1 つの入射光ビームで標的光学的要素を照明するための手段と、

照明された光学的要素の少なくとも 1 つの表面から戻る少なくとも 2 つの光ビームを検出器に案内するための手段であって、検出器が、少なくとも 2 つの戻り光ビームの相対光特性を測定し、少なくとも 2 つの戻り光ビームの測定された特性を使用して、光学的要素の少なくとも 1 つのパラメータを計算するように適合される、案内するための手段と、を備える、撮像システムを提供する。

【 0 0 1 2 】

光学的要素は、マルチ要素またはマルチシステムとすることができる。光学的要素から戻る光は、反射、散乱、屈折、蛍光、またはこれらの組合せによって戻ることができる。

【 0 0 1 3 】

標的光学的要素を照明することのための手段は、好ましくは、少なくとも 1 つの光源と、標的光学的要素上の少なくとも 1 つの入射光ビームの入射角の方向を変更するための光学手段とを備える。

【 0 0 1 4 】

本システムは、光源から射出された少なくとも 1 つの光ビームを分割するための手段をさらに備えることができ、得られた分割ビームのうちの少なくとも 2 つは、標的光学的要素の光軸に対して異なる入射角を有する。

【 0 0 1 5 】

光学手段は、ビーム整形レンズ、光学パワーをもつミラー、折畳みミラー、ビームスプリッター、および / またはプリズムのうちの少なくとも 1 つまたは複数を備えることができる。

【 0 0 1 6 】

10

20

30

40

50

本システムは、検出器の連続的な測定間に、標的 光学的要素 上の少なくとも 1 つの入射光ビームの少なくとも 1 つの特性を変更するための手段をさらに備えることができる。これらは、例えば、検出器の連続する測定の際に、標的 光学的要素 上の少なくとも 1 つの入射光ビームの入射角の方向を変更するための手段を含むことができる。したがってこのシステムを使用することにより、単一の眼の検査全体内の測定から測定までに、システムの変更を行うことができる。単一の眼の検査は、1 つまたは複数の測定を含むことができるが、測定は、デバイスの状態がフリーズしている状態、すなわち、1 つの特定の角度のビーム角であり、次いで、検査の次の測定は角度を変更して行われる。単一の眼の検査は、単一の測定からなることができ、何も変化しないが、依然としてでない眼のパラメータの結果をもたらすことができる。また、他の検査は 2 つ以上の測定を行うことができ、本システムは、ビームの角度のようなパラメータを変更し、結果的に、眼のパラメータがもたらされる。

10

【 0 0 1 7 】

光源の相対光特性は、限定するものではないが、空間的および時間的な強度分布、位置、空間的および時間的な線形偏光および円形偏光、偏光度、位相、波長、時間的および空間的なコヒーレンス、スペックル構造、散乱係数、ならびに g 異方性ファクタの特性のうちの少なくとも 1 つを含み得る。

【 0 0 1 8 】

同様に、照明光および / または戻り光の測定された特性は、空間的および時間的な強度分布、位置、空間的および時間的な線形偏光および円形偏光、偏光度、位相、波長、時間的および空間的なコヒーレンス、スペックル構造、散乱係数、ならびに g 異方性ファクタのうちの少なくとも 1 つを備える。

20

【 0 0 1 9 】

光学デバイスは、少なくとも 1 つの入射光ビームの方向を制御するように適合された、光学的要素 の軸に対する 光学的要素 の照明の方向を変える手段を備えることができる。

【 0 0 2 0 】

光学的要素 の軸に対する 光学的要素 の照明の方向を変えるまたは制御するために、ミラー、レンズ、プリズム、回折格子、および / またはコヒーレントファイババンドルを使用することができる。

【 0 0 2 1 】

光学的要素 を照明する異なるビームを選択するための手段を提供することができる。それにより、これは、限定するものではないが、フィルタホイールおよび / または空間光変調器中でマスクを使用する大きい照明ビームのアボダイゼーション、時間および / または空間制御を用いた様々なより小さい照明ビームの選択を含み得る。

30

【 0 0 2 2 】

照明された 光学的要素 の少なくとも 1 つの表面から戻る少なくとも 2 つの光ビームを検出器に案内するための手段は、少なくとも 1 つの光学構成要素を備えることができる。

【 0 0 2 3 】

光学構成要素は、光学的要素 の軸に対して特定の角度および位置において戻り光を受光する、ミラー、レンズ、プリズム、回折格子、コヒーレントファイババンドルのうちの 1 つまたは複数を含むことができる。

40

【 0 0 2 4 】

戻り光ビームの相対光特性は、限定するものではないが、空間的および時間的な強度分布、位置、空間的および時間的な線形偏光および円形偏光、偏光度、位相、波長、時間的および空間的なコヒーレンス、スペックル構造、散乱係数、ならびに g 異方性ファクタの特性のうちの少なくとも 1 つを含み得る。

【 0 0 2 5 】

そのまたは各光学構成要素は、少なくとも 1 つの入射光ビームの方向を制御するようにさらに適合することができる。そのまたは各光学構成要素は、(1 つまたは複数の) 検出器に戻り光を案内するために部分的に使用することができる。

50

【0026】

好ましくは、検出器は、CCD、CMOSセンサ、人間の眼、写真プレート、チャンネルプレートアレイ、アバランシェフォトダイオード、シンチレーション検出器、または光電子増倍管である。

【0027】

本システムは、戻り光の一部または全てを合焦させるために、検出器の位置を変更するための手段をさらに備えることができる。

【0028】

照明光および/または戻り光の測定された特性は、それ自体の特性内の単一のパラメータに限定されるものではない。特性は、空間的および時間的な強度分布、位置、空間的および時間的な線形偏光および円形偏光、偏光度、位相、波長、時間的および空間的なコヒーレンス、スペックル構造、散乱係数、ならびにg異方性ファクタのうちの少なくとも1つを含み得、順次または同時に使用することができる。ただし、他の特性を使用してもよい。

10

【0029】

照明光および/または戻り光の測定された特性は、好ましくは、空間的および時間的な強度分布、位置、空間的および時間的な線形偏光および円形偏光、偏光度、位相、波長、時間的および空間的なコヒーレンス、スペックル構造、散乱係数、ならびにg異方性ファクタのうちの少なくとも1つを備える。

【0030】

20

本システムは、第2の検出器をさらに備えることができる。第1の検出器および第2の検出器は、標的光学的要素の光軸に対して異なる平面上に配置することができる。ただし、第1の検出器および第2の検出器は、標的光学的要素の光軸の平面上に配置してもよい。

【0031】

シャインブルーフ条件を満たすように、任意の平面ロケーションおよび配向に2つ以上の検出器を配置することができる。2つの検出器を、直行して配置してもよい。好ましくは、照明するための手段は、光学的要素上での射影のための2つのビームを発生させるように適合された十字線光源を備える。

【0032】

30

本発明は、光学的要素を撮像する方法であって、
少なくとも1つの入射光ビームで標的光学的要素を照明するステップと、
照明された光学的要素の少なくとも1つの表面から戻る少なくとも2つの光ビームを検出器に案内するステップと、
少なくとも2つの戻り光ビームの相対光特性を測定するステップと、
少なくとも2つの戻り光ビームの測定された特性を使用して、光学的要素の少なくとも1つのパラメータを計算するステップと、
を備える、方法をさらに提供する。

【0033】

本方法は、入射光ビームの方向を制御するステップをさらに備えることができる。本方法は、光学的要素の軸に対する光学的要素の照明の方向を変えるステップをさらに備えることができる。

40

【0034】

本方法は、戻り光の一部または全てを合焦させるために、検出器の位置を変更するステップをさらに備えることができる。照明光および/または戻り光の特性は、空間的および時間的な強度分布、位置、空間的および時間的な線形偏光および円形偏光、偏光度、位相、波長、時間的および空間的なコヒーレンス、スペックル構造、散乱係数、ならびにg異方性ファクタのうちの少なくとも1つを備える。

【0035】

本方法はまた、連続的な測定間に、標的光学的要素上の少なくとも1つの入射光ビーム

50

の少なくとも１つの特性を変更するステップを備えることができる。

【００３６】

ここで提供される本願発明は、レイトレーシングクリテリアを満たし、テレセントリックイメージングによって眼の正確なモデルに切り離すことが可能なプローブビームの制御を提供する。この目的を満たすために、同時に、あるいは可能な限りほぼ同時に、全ての経線が取得される。１つの実施形態では、「同時に」とは１．０秒未満、好ましくは０．５秒以下であると見なされる。

【００３７】

また、本発明により、画像上の視軸のロケーションを、場合によってはレイトレーシングのための重要である固定ターゲットアイトラッキングを行うことによって判断することが可能になる。

10

【００３８】

４０度未満の入射ビーム角度を提供することによって、瞳孔がより小さい時でさえ、水晶体全体の画像を取得することができる。また、ビーム高さをこのように切断することにより、追加のデータポイントがレイトレーシングを有効にすることを可能にする。

【００３９】

正確に眼球の表面曲率、厚みおよび屈折率を導出するために、全ての光学器械に共通である反復的レイトレーシング計算および再反復的レイトレーシング計算についても記載する。詳細には、これらの計算は、器具の光学設計と、検討中の表面に先行する眼の要素のオブティクスとを考慮に入れる。

20

【００４０】

上記の概念と以下でさらに詳述する追加の概念との全ての組合せは（そのような概念が相互に矛盾しないという条件で）、ここで開示する本発明の主題の一部であるものと考えられることを理解されたい。詳細には、本開示の最後に現れる特許請求された主題の全ての組合せは、ここで開示する本発明の主題の一部であるものと考えられる。また、参照により組み込まれる任意の開示にも洗われ得る、本明細書で明示的に採用される用語には、本明細書で開示する特定の概念に最も一致する意味を与えるべきことを理解されたい。

【００４１】

次に、以下の各図を具体的に参照して、本明細書に記載される技術の様々な非限定的な実施形態について説明する。各図は必ずしも一定の縮尺で描かれているとは限らないことを理解されたい。

30

【図面の簡単な説明】

【００４２】

【図１】眼の簡略図である。

【図２】本発明の１つの実施形態によるプルキニエシステムの撮像セクションおよびプロービングセクションのレイアウトを示す図である。

【図３】本発明による、図２に見られる照明ビームおよび戻りビームを制御するためのデバイスのより詳細な図である。

【図４】本発明による、眼の表面を照明するために使用されるコリメートビームの詳細図である。

40

【図５】本発明の１つの実施形態によるシステムの図を示す図である。

【図６】本発明によるシャインブルーフシステムのモデルを示す図である。

【図７】本発明によるシャインブルーフシステムの代替図である。

【図８】本発明によるシャインブルーフシステムの第３の図である。

【図９】本発明の１つの実施形態によるプルキニエシステム内でのキャットアイ反射を示す図である。

【図１０】本発明の１つの実施形態によるプルキニエシステム内での主軸化反射を示す図である。

【図１１】本発明の１つの実施形態によるプルキニエシステム内での再帰性反射を示す図

50

である。

【図 1 2】眼の構造に対する光線高さの詳細を示す眼の全般的な構造を示す図である。

【図 1 3】検出器上で見られるような単一の表面についてのブルキニエ反射を示す図である。

【図 1 4】光線高さが測定されるスポットの重心を実証する図である。

【図 1 5】本発明による、照明ビームを示す図 3 のレイトレーシング図を示す図である。

【図 1 6】垂直 / 水平シャインブルーフカメラについてのゼマックス (Z e m a x) 図である。

【図 1 7】シャインブルーフカメラの C A D モデルを示す図である。

【図 1 8】本発明の 1 つの実施形態によるシャインブルーフシステムの C A D モデルを示す図である。

10

【図 1 9】本発明の 1 つの実施形態によるシャインブルーフシステムのさらなる C A D モデルを示す図である。

【図 2 0】瞳孔カメラのゼマックスモデルを示す図である。

【図 2 1】スリットプロジェクタのゼマックスモデルを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 4 3 】

眼の 1 つまたは複数の構造をモデリングするための装置および方法について説明する。モデリングは、眼の構造の形状および / またはロケーションを示すことができ、それらは、対象の眼球構造の 1 つまたは複数のパラメータならびに対象の眼球構造に先行する構造の 1 つまたは複数のパラメータを判断するための光学的方法を使用して判断することができる。1 つまたは複数のパラメータは、形状、厚み、距離および屈折率を含み得る。

20

【 0 0 4 4 】

対象の眼球構造の形状、厚みおよび / または屈折率のうちのいずれか 1 つの測定は、測定技法によって採用された光が対象構造に先行する任意の眼球構造を通過する際に経験する方向変化にある程度まで依存し得る。したがって、本技術の 1 つの態様によれば、眼球構造の形状、厚みおよび / または屈折率の測定は、その構造の他のパラメータに対する測定値の依存、ならびに、先行する構造のパラメータのうちのいずれかに対する測定値の依存を考慮するように補正することができる。

【 0 0 4 5 】

30

次に、前述の技術の態様ならびにさらなる態様についてより詳細に説明する。これらの態様は、前述の技術がこの点には限定されないもので、個別に、全て一緒に、または 2 つ以上の任意の組合せで使用することができる。

【 0 0 4 6 】

上述のように、本明細書に記載する技術の 1 つの態様にしたがって、眼球構造の形状およびロケーションを判断することができ、それにより、眼の正確なモデルを作ることができる。眼球構造は、角膜、水晶体、網膜、または任意の他の対象構造を含むことができる。構造の形状およびロケーションは、形状、厚みおよび屈折率を含む 1 つまたは複数のパラメータの直接測定によって判断することができ、次いで、測定された構造の他のパラメータに対する依存または眼の中の他の構造の任意のパラメータに対する依存を考慮するように、任意の測定の補正を実行することができる。次に、図 1 に関する例について説明する。

40

【 0 0 4 7 】

図 1 に、角膜 1 0 2、水晶体 1 0 4 および網膜 1 0 6 を含む、眼 1 0 0 の簡略図を提供する。これらの構造は、光が入る眼の前面 1 0 8 と眼の背面 1 1 0 との間に配列される。角膜 1 0 2 と水晶体 1 0 4 との間には一定量の房水 1 1 1 がある。水晶体 1 0 4 と網膜 1 0 6 との間には一定量の硝子体 1 1 2 がある。例示を目的として、眼 1 0 0 は簡略化されており、その眼は、典型的には、図 1 に示されているフィーチャよりも多くのフィーチャを含むことを理解されたい。

【 0 0 4 8 】

50

対象構造は、完全な構造（例えば、水晶体）または表面（例えば、水晶体の前方）とすることができ、パラメータは、対象構造の形状、厚みまたは屈折率とすることができる。これらの3つのパラメータのうちのいずれかは、最終的な結果として、あるいは、他のパラメータを判断するための手段として、あるいは両方の目的のための手段として、対象のものとするることができる。例えば、角膜の形状は、角膜をモデリングするための最終結果として対象のものとするることができるが角膜の屈折率の判断を容易にすることもできる。

【0049】

上述のように、眼100をモデリングすることは、角膜の前面114a、角膜の背面114bなどのような、1つまたは複数の対象の表面の形状を判断することを伴うことができる。トポグラフィ、例えば、シャインブルーフトポグラフィは、そのような表面の形状を判断するために使用することができる1つの技法である。しかしながら、上述のように、プルキニエ撮影、干渉法および/または光コヒーレンストモグラフィを含む他の方法を使用することもできる。

【0050】

同じく上述したように、眼球構造のロケーションを提供するために眼100をモデリングすることは、眼の中の様々な距離を判断することを伴うことができる。図示のように、角膜102は、角膜の前面114aと角膜の背面114bの間に厚みT1を有し、水晶体104は、水晶体の前面116aと水晶体の背面116bの間に厚みT2を有する。角膜と水晶体とは、距離d1（すなわち、水晶体の前面116aから角膜の背面114bまでの距離）だけ離隔している。網膜は、水晶体の背面116bから距離d2だけ離隔している。そのような距離は、本明細書で説明する様々な態様はこの点について限定しないので、OCTまたは他の技法を使用して測定することができる。

【0051】

しかしながら、標準的なトポグラフィ技法および干渉法技法を使用して、眼球構造の形状および距離を測定することができるが、そのような直接測定技法だけでは、完全には正確な結果を生成することはできない。そのような測定技法によって採用される光は、眼球構造の変動する屈折率（すなわち、角膜の屈折率n1、房水の屈折率n2、水晶体の屈折率n3およびガラス状のゲルの屈折率n4）によって引き起こされる方向変化を経験することがあり、それにより、そのような方向変化が考慮されない場合には、結果が正確ではないことがある。

【0052】

本発明の1つの実施形態では、眼球パラメータの測定値を取得するために、図2に示されている撮像素子のような改良型プルキニエ撮像素子が使用される。図2に示すように、光軸上に配置されたミラーを照明するために、コリメート光源からの照明ビームがシステムへと照射される。図2に示すようなこれらのミラー210は、ロッドミラーである。しかしながら、それらは、そのように制限されるものではなく、ミラーまたはガラスコーン（アキシコン）を有するプリズム、またはそれらを有さない（全内部反射を利用する）プリズムの組合せを含む任意の反射要素をも含み得ることが理解されよう。ただし、屈折プリズムおよびガラスアキシコンは不要な固有収差をもたらし得るが、平坦なミラーは収差を生じないことが理解されよう。ロッドミラー210の照明は、ビームスプリッター205を使用して達成することができる。

【0053】

光源から光線がミラー210に当たると、これらの光線は次いで、光線が経線上の平坦なミラー209のシステムに方向づけられるように反射される。ミラー209、210の組合せを本明細書ではミリコン（Mirricon）206と呼ぶ。ミリコン206は、コリメートビームをオフアクシスして眼を照明するようにも構成され、また、テレセントリック光学システムまたはアーム200と連携して機能するプルキニエ反射を撮像するようにも構成される。ミリコンは、対向するビームからのプルキニエ反射の分離角を低減させ、それにより、テレセントリックシステムの固有収差が低減されるように、プルキニエ反射をテレセントリックシステムに送達することができる。

【 0 0 5 4 】

ミラー 2 0 9 は、光軸の両側にあるミラー 2 1 0 に関してある角度で配向されている。次いで、光線は、ミラー 2 0 9 から眼 2 0 8 に向かって、特定の反射角で指向的に反射されるが、特定の反射角は、プルキニエ反射が、画像中に存在し、混雑した群で反射が分解可能なように十分な大きさだけ互いから離隔するように選択される。また、ビームのオフアクシス角の最適値は、被験者の眼の生物統計学に依存することが理解されよう。ビーム角のさらなる詳細を図 3 に関して提供する。

【 0 0 5 5 】

照明ビームがミリコン 2 0 6 に、したがって眼 2 0 8 に照射された後、戻り光は、テレセントリック撮像アーム 2 0 0 まで通過する。テレセントリック撮像アーム 2 0 0 は、コリメートレンズ 2 0 4 と、撮像レンズ 2 0 2 と、テレセントリック開口絞り 2 0 3 と、検出器 2 0 1 とを含む 4 つの主要な構成要素を備え、電荷結合デバイス (C C D) または他のカメラとすることができる。テレセントリック撮像アームは、検出器にプルキニエ反射を送達する。レンズ 2 0 2 および 2 0 4 とテレセントリックストップアパーチャとの組合せは、システムの光軸に対して平行ではない光線が検出器 2 0 1 に当たっている場合にはその光線を遮断するように作用する。

【 0 0 5 6 】

ミリコン 2 0 6 の機械学については、図 3 でさらに詳細に説明する。ミリコンは、本発明によるプルキニエ撮像素子のためのビーム制御ユニットである。コヒーレントなレーザー光または非コヒーレントな L E D 光のいずれかが、ロッドミラー 2 1 0 の左側または右側から入ることができる。図 3 に示すように、これらのロッドミラーは、4 5 度ロッドミラーである。ロッドミラー間にはギャップ 3 0 1 があり、光の一部分をミラー間で直接的にパスできるようにする。また、反射した光は、ロッドミラー 2 1 0 から跳ねて、経線ビーム制御ミラー 2 0 9 に入る。これらのビーム制御ミラーは次いで、入力ビーム角 3 0 2 を生成するように反射した光を改変する。この入力ビーム角は、0 ~ 9 0 度に及ぶことがあり、最終的な入力ビーム角が規定された範囲内のあるとすると、ロッドミラーとビーム制御角との任意の組合せによって生成され得る。器具の光軸の両側に、ロッドミラー 2 1 0 と経線ビーム制御ミラーとが配設される。

【 0 0 5 7 】

当該の表面の照明は、コヒーレントなレーザー光、部分的にコヒーレントな L E D 光または非コヒーレントなブロードバンド光源である任意のタイプの任意の波長のビームを用いて行うことができる。媒質の分散が検出器上のスポットのスペクトルぼけにならないように、帯域幅のうち最も狭いものを使用することが望ましい。

【 0 0 5 8 】

このコリメートビームの操作は、多くの可能な手段、指向ビーム、アキシコンによる屈折ビーム、またはミラーの配列による反射ビームによって行うことができる。ミラーソリューションは、アキシコンが誘起するときに分散または光学収差を誘起しないので、特に重要である。また、照明ビームの直径を小さくすることにより、光源強度を節約することが可能になり、テレセントリック撮像アームは、物理的に、より小さい光学素子を使用することが可能になる。

【 0 0 5 9 】

図 1 5 は、本明細書ではミリコンと呼ばれるミラービーム制御の図である。単一の経線について、任意の角度構成を有することができるが、位置合わせが簡単な 4 つのミラー 1 および 2 が使用される。中央のミラー 2 は、1 0 ~ 8 0 度のロッドミラーとすることができ、外側のミラー 1 は、必要なブローブビームの角 7 を生成する制御ミラーである。これらのミラーは、光軸 4 に関して互いに厳密な、対向する角度を有することができる。

【 0 0 6 0 】

2 つの内部ミラー 5 の間の間隔は、主軸化ビームの進入およびリターンを可能にするのに十分な大きさでなければならない、これは、もちろん、測定されている光学システム 3 の構成に依存する。2 つの外側のミラー 6 の間の間隔は、光学システムへの距離と、ミラー

10

20

30

40

50

6 が表面をプローブする角度と依存する。ただし、逆もまた真であり、間隔距離は、設定された距離のままにすることができ、光学システムは、プローブ範囲内でなければならない。間隔が広いと、機械部品または光学部品とのいかなる干渉のリスクも低減されるので、間隔には大きい値が適していることを留意されたい。ミラーの直径は、どのような直径が必要とされようとも設計することができるが、内側のミラーの直径は、プローブビームの直径を判断する。常に、ミラーの位置および角度は、3つのタイプの反射の状態が有効である場合には、光軸を中心として対称に回転可能でなければならない。

【0061】

好ましい実施形態では、図4に示すように、眼を照明するために、5つの幅広のコリメートビーム、すなわち、垂直経線（VM）のB1およびB3と、水平経線（HM）にB2
10
およびB4と、中央のB0が使用される。これらの5つのビームを使用すると、必要とされるパラメータを同時に判断することが可能になる。背面反射光は、同じ5つのチャンネル、C1およびC2はVMを、C3およびC4はHMを、C0は中央を通して撮像される。単一の表面から複数の反射があるが、そのうちの少なくとも4つについて以下に説明する。これらの4つの反射は、背面反射の主要なタイプ、すなわち、

- 1) 再帰性反射RET（光は、同じチャンネルを通して戻る）
- 2) キャットアイ反射CAT（光は、対向するチャンネルを通して戻る）
- 3) a 内側主軸化反射AX（光は、中央チャンネルに入り、外側チャンネルを通して戻る）
- 3) b 外側主軸化反射AX（光は、外側チャンネルに入り、中央チャンネルを通して戻る）
- 4) 斜め反射OB（光は、斜め経線から反射し、垂直チャンネルから通って水平方向チャ
20
ネルの1つに入り、その逆も同様である）

である。

【0062】

図4の2次元図面で水平経線を示すことは可能でないが、この図は、3つの照明ビームB0、B1およびB2と、対応する3つの撮像チャンネルC0、C1およびC3とともに垂直経線を示すことを理解されよう。中央のチャンネルC0に登録された5つの背面反射（全てAXである）があるが、B1から0、1とB3から1'との3つのみが示されている。また、チャンネルC1は5つの反射を有するが、例示を目的として、B3、2からのCATと、B0、3からのAXと、B1、4からのRETと、B4、5からのOBとの4つのみが示されており、ビームB4は、HMの両方において、チャンネルC4に沿って通る。同様
30
に、チャンネルC3は5つの反射を有するが、垂直方向に沿ったB1、2'からのCATと、B0、3'からのAXと、B3、4'からのRETとの3つのみが示されており、残りの2つの反射は、B2およびB4から来るOBタイプのものがある。チャンネルC4は、5つの反射を有するが、1つのみ、すなわち、B1、5'からのOBのみが示されている。全ての5つのチャンネルが各々5つの反射を有するので、合計で25個の反射が、測定に利用可能である。反射1と反射3はそれぞれ、内側AX反射と外側AX反射と区別することができる。これらの反射の組合せは、光学表面プロパティを判断し測定する際に使用することができることを理解されよう。上述の構造の組合せは、様々なタイプの反射を測定し、個々に複数の測定値を取得する必要なしに単一のパスにおいて表面を再構成する能力を
40
提供する。

【0063】

図9～図11に、プルキニエシステム内の背面反射の3つの異なるタイプを示し、1からのコリメート光源（場合によっては赤外光源）は、ロッドミラー2を照明する。光線は次いで、ロッドミラーによって反射され、ミリコンミラー3に進み、特定の角度で眼4に向かって再び反射される。図9はキャットアイ反射を示し、図10は主軸化反射を示し、図11は再帰性反射を示す。

【0064】

キャットアイ反射は、表面の頂点からであり、反対側のミラーを介して最初に照明されたミラーに戻る。キャットアイ反射は、その光軸に沿ってミリコンに関して特徴づけられるべき表面の頂点の位置をアンカリングするための主要な目的をはたす。角膜前面の場合
50

、キャット反射は、ミリコンに関する眼の位置を与え、以下の表面のキャットアイ反射は、対応する媒質と屈折率と関連する中央（軸）厚み値に関する情報を与える。

【 0 0 6 5 】

再帰性反射は、表面の特定のゾーンがビームに垂直を現れ、照明された同じ経路によって、それ自体が反射して戻ったときに生じる。主軸化反射は、反射角が器具の光軸に対して平行にミラーに戻り、ロッドミラーの間のギャップを通過するようなゾーンで入射する。主軸化反射は、逆方向にも作用する、すなわち、問題の表面は、ロッドミラーの間のギャップを介して照明され、ミラーを介して、それらがミラーから照明されたときと同じ角度および位置において戻ることが理解されよう。再帰性反射および主軸化反射は、眼の表面の曲率、屈折率および間隔に関する情報に関係する。これらの反射の主要な原理は、光線が、ミラーを介してかまたは直接的にモデリングすべき眼の表面を当たったとき、光線が、ミラーを介してかまたは直接的に戻り、図 2 のテレセントリックアーム 2 0 0 上に進むことになる。

【 0 0 6 6 】

図 1 2 に、眼の全般的構造とこの構造を判断する際に使用される関係する測定値それらの光学パラメータについて概略的に示す。これらは、角膜前部 1、角膜後部、2、虹彩 3、水晶体前部 4 および水晶体後部 5 である。図 5 に示されている。光学表面パラメータを効果的に判断するために、上述の光線の高さが必要とされる。これらは、図 1 2 に示されるように

レトロ反射の H_{ret} 高さ、 6、
外側主軸化反射の高さ $H_{axi out}$ 、 7、
キャットアイ反射の高さ H_{car} 、 8、
内側主軸化反射の高さ $H_{axi in}$ 、 9、
レトロ反射ビーム、 1 0
主軸化反射ビーム、 1 1、
キャットアイ反射ビーム、 1 2、
主軸化反射ビーム、 1 3、
器具の光軸、 1 4

b_{eam} 入力ビーム角、 1 5
を含む。

【 0 0 6 7 】

上記システムおよび方法を使用すると、これらの測定値を取得し、様々な対象構造のパラメータを判断するために測定値を使用することができる。任意の眼球表面のプロパティを判断する際に重要であるが、各タイプの反射がビーム平面を当たる場所で測定することが必要である（例えば、図 1 2 の 1 7）。次いで、これは、テレセントリックシステムと共役し、器具の機能的な使用と手に対する検出器のサイズとに合わせて必要に応じて拡大される。図 1 3 は、単一の表面についての例示的な画像を示しており、各タイプのプルキニエ反射のロケーションを表しているが、そこから、反射の関連する高さを検出器で測定することができる。図 1 4 に、これらのプルキニエ反射の拡大図を示し、高さを正確に判断するためプルキニエ反射の中心を見つける必要がある。これらの重心の判断は、しきい値のスポットの曲線適合かまたは重み付き平均のいずれかに対して作用する。曲線適合のしきい値は、第 2 の表面反射への干渉をなくすまたは最小限に抑えることができる輝度レベルに設定される。さらに、重心はそのスポットの外周の中心である。このシナリオでは、第 2 の重複スポットは合成スポットの重力の中心まで重心をシフトするので、重み付き平均は作用しない。重複スポットは、表面の間の厚みが少ないときに生じる。

【 0 0 6 8 】

角膜前部の半径 r_c を判断する例示的な方法では、例えば、図 2 ~ 図 4 の光線反射技法を使用して判断される図 1 2 の測定値 6 ~ 1 5 に基づいて、以下の式を実装することができる。代替的には、さらなる経線を考慮に入れるために、最適化アルゴリズムを使用して

【 0 0 6 9 】

第 1 のステップとして、角膜前部の半径を計算する。ビーム高さは、検出器 2 0 1、例えば、図 1 4 で見られる重心で見たときに、それぞれの反射からの反射の重心の間の間隔の距離から回復される。角膜前部の曲率は、複数の方法で計算することができる。

【 数 1 】

$$r_c = \tan(\theta_{beam}) H_{ret} - Z \quad \text{式 (1)}$$

$$Z = \tan(\theta_{beam}) H_{cat} \quad \text{式 (2)}$$

$$r_c = \tan(\theta_{beam}) (H_{ret} - H_{cat}) \quad \text{式 (3)}$$

$$r_c = H_{axi in} / \sin((90 - \theta_{beam}) / 2) \quad \text{式 (4)}$$

$$r_c = \frac{Q_{axi out}}{\sin((\theta_{beam} - 90) / 2) + \sin(\theta_{beam} - 90)} \quad \text{式 (5)}$$

10

20

【 0 0 7 0 】

角膜のこれらの計算と上記の詳細とを使用すると、次いで、中心角膜厚 (CCT) を判断するために、レイトレーシングの式を使用することができる。

【 数 2 】

$$CCT = (1 - \cos(\theta_i - U)) r_c + \frac{\sin(\eta_{beam}) \sin(\theta_i - U) r_c}{\sin(90 - \eta_{beam})} \quad \text{式 (6)}$$

30

式中、

【 数 3 】

$$\eta_{beam} = \theta_{beam} - \theta_i + \theta_r \quad \text{式 (7)}$$

$$U = \theta_{beam} - 90 \quad \text{式 (8)}$$

$$\theta_i = \arcsin\left(\frac{Q_{cat post corn}}{r_c} + \sin(U)\right) \quad \text{式 (9)}$$

40

$$\theta_r = \arcsin\left(\frac{n_{air} \sin(\theta_i)}{n_{corn}}\right) \quad \text{式 (10)}$$

$$Q_{(surface)} = H_{(surface)} \cos(U) - z \sin(U) \quad \text{式 (11)}$$

【 0 0 7 1 】

項 $n_{c o m}$ は分からないので、 $n_{c o m}$ と CCT とを発見するために、反復解を判断す

50

ることが必要である。

【 0 0 7 2 】

OC T から取得された CCT のタイムオブフライト測定 () と以下の式の解により CCT が得られ、以下の式を使用して $n_{c.o.m}$ を求める。

【 数 4 】

$$\tau - n_{corn} CCT = 0 \quad \text{式 (12)}$$

10

【 0 0 7 3 】

図 5 1 2 のコンペンションについて上記式を解く。光線が下面から入る場合、サインコンペンションを保持するために、式にはわずかな修正が必要になる。

【 0 0 7 4 】

その後、任意の表面の特性を判断する際に、各連続表面は、そのそれぞれのインデックスと曲率と次の表面まで距離とについて特徴づけられた先行する表面を有する。距離は、ビーム角と、計算された角膜前部の曲率と、内部構造の反射の高さと、ビームが横切る媒質の屈折率との間の関係から判断することができる。屈折率は、タイムオブフライト測定から回復することができる。代替的には、水晶体（空気および房水）の前後の媒質が固定の屈折率を有し、角膜と水晶体（房水）との間の屈折率も固定されているならば、反射の輝度差により、屈折率とビームの角度によって計算されるビームの入射角とビーム高さとの異なる表面の曲率半径との関数であるフレネルの式を用いて、屈折率を導出することができるようになる。屈折率は波長の関数であるので、特定の波長の光源を使用した場合の屈折率の変化を計算するために分散曲線が使用される。屈折率を判断する際の別の代替は、キャットアイ反射および再帰性反射とともに主軸化斜め反射を使用し、次いで、曲率半径と厚みと屈折率と同時に求めることに基づき得る。

20

【 0 0 7 5 】

次の表面の曲率を判断する際には、以下のステップを実装することができる。これらの式は、眼の光学システムの再構成された部分を通る所与の経線におけるレイトレーシングに特有あることが理解されよう。

30

1. 次の表面のプルキニエ反射を識別する
2. 再帰性反射の高さを測定する
3. y 、 z 、 r 、既知の r_c 、および n を発見する
4. $beam$ が $beam$ であり、 H_{ret} が y であり、 z が CCT - x である場合、式 (1) を適用する。

【 数 5 】

$$y = \sin(\theta_i - U) r_c \quad \text{式 (13)}$$

40

$$x = (1 - \cos(\theta_i - U)) r_c \quad \text{式 (14)}$$

$$R_c = \frac{Q'_{axiin} + Q'_{axiout}}{(\sin(U'_{axiin}) + \sin(U'_{axiout}))} \quad \text{式 (15)}$$

【 0 0 7 6 】

次いで、この手法を使用して、光学システムの各連続表面の半径、厚みおよび屈折率を判断することができる。これらの式は、眼の選択された表面の（光線と、場合によっては非球面性を含む）未知の形状パラメータのソリューションを提供する経線上のレイトレーシングを記述するものであることが理解されよう。代替的には、レイトレーシングは、

50

測定された眼のパラメータを再構成するために使用することができる。

【0077】

当該の光学システムの他の経線のプロパティを判断するためには、器具の光軸となる可能性が最も高い軸を中心としてプローブビームを回転させるだけでよい。代替的には、表面（円筒形）のバイコニック値を判断するための経線の最小数は、垂直方向、水平方向、 $\pm 45^\circ$ の3つである。また、これらはそれ自身で回転することができ、したがって、検出器には、スポットの3つの回転する線が現れる。同時にプローブする経線の数は、ミリコンに關係するシステムの力学によってのみ制限される。アキシコンは、スポットの代わりにリングのセットをもたらし、次いで、経線の数は、無制限はでない場合、検出器の解像度によって制限される。

10

【0078】

当該の表面の非球面性を判断するためには、同じ経線のプローブビームの様々な角度を使用しなければならない。次いで、これにより、曲線に沿ったより多くの点の局所半径が求められ、次いでより高い歳差値 q が求められる。言うまでもなく、単一角度のプローブビームは同じタスクを完了することができないが、複数の角度プローブビームがより高い精度で結果を生じるほどは信頼できない。一連の考えに沿って、回転しているミリコンと協調するミリコンの様々な角度の組合せは、表面の非球面性および円筒形を判断することができる。

【0079】

また、眼球パラメータの判断のために、シャインブルーフシステムを使用することができる。典型的には、標準的な構成では、シャインブルーフシステムは、大きい視野およびより大きい曲率を提供するために大きい入射ビーム角を使用して、眼の前房の、詳細には、角膜の前面の診断の可能性を可能にする。シャインブルーフ光学システムは、オブジェクトの平面とカメラレンズシステムの主平面と画像平面とが共通の軸で交差するシャインブルーフ原理に準拠する。2つ以上の経線を取得するために、従来の器具が回転され、それにより、可動式部品が必要となる。大きい入射ビーム角および大きい曲率は、精度を損なうことなく、この移動を容易にする。

20

【0080】

図6、図7および図8に示すように、本発明のシャインブルーフシステムは、眼の中により深く貫入することを容易にするために、より小さい入射ビーム角を提供する。図6に、本発明によるデュアルアームシャインブルーフシステムの底面図（左側）と平面図（右側）とを示す。第1のアーム1は眼の垂直経線を撮像し、第2のアーム2は眼の水平経線の撮像を行う。両方のアームは、同じ検出器3の垂直経線および水平経線の画像を送達する。図7に、光学機械式システム、詳細には、2つの狭ビームを発生する光源ユニット1を含んでいる照明ユニットの詳細図を示す。ビームスプリッター3、4と連携するリレーレンズユニット2は、垂直経線および水平経線について、眼への照明を送達する。ビームスプリッター4の前に配置される被験者の眼は、2つの狭ビームによって照明される。

30

【0081】

単一の狭ビームを使用する従来のシャインブルーフシステムとは対照的に、（2つのビームを形成する）十字線光源が、図7に示されているユニット1中に実装される。2つのシャインブルーフアームを使用して、2つ以上の経線から、光線を同じ検出器に収束させる。2つ以上の経線から光線を同じ検出器に収束させることによって、器具を回転する必要がなくなる。さらに、アイトラッカーの使用は、器具に対する眼の中心化を支援するので、（図8に瞳孔カメラユニット1として概略的に示した）検出器の軸上でのアイトラッカーの統合により、2つ以上のカメラまたは検出器の必要もなくなる。アイトラッカーを用いて取得した画像は、眼の瞳孔の中心に対する（垂直経線および水平経線における）2つの狭ビームの相対位置に関する情報を提供する。

40

【0082】

図8に示すように、十字線光源は、垂直スリットおよび水平スリットをそれぞれ含む2つのチャンネル2とチャンネル3とを組み合わせることによって作製することができる。これ

50

らのスリットは、(図7の)光学機械式ユニットによって角膜に投影される非常に狭いビームを形成するのに役立つ。ペリクルビームスプリッターまたは平行板ビームスプリッター4とすることができるビームスプリッター3は、瞳孔カメラ(アイトラッカー)ビームと照明(スプリッター3)ビームとを分割するように構成され、垂直スリット照明ビームおよび水平スリット照明ビームのバンドリングのために構成される(ビームスプリッター4)。スリット照明ビームの使用は、図8のチャンネル(2)および(3)の光源を同期させることによって、短い時間期間内に(または同時に)、細線を2つの直交する方向に投影することを可能にする。光源は、必要に応じて同時にまたは交互に眼の2つの経線の画像を取得することができるようパルス化することができる。

【0083】

本発明のシステムでは、

a) 40度未満の入射ビーム角が使用される。この入射ビーム角は、シャインブルーフ光学素子の軸と眼の軸との間の角度である。この角度が狭いことにより、眼が拡がっていない場合であっても、水晶体の前面および背面が可視であり、測定可能になる結果となる。入射ビームのこの角度は、水晶体後部の曲率を使用することを可能にし、次いで、このデータは、水晶体の前の組織の光学特性を考慮することによって真の水晶体後部の曲率を取得するために、上記で概説した式を使用して再反復的に使用されることが理解されよう。

b) 得られた切断ビーム高さは、ビームの縁部が可視であり、トレース可能であることと、人間の眼の光学構造を再構築するための取り組みにおける照明ビームの周辺光線または輪帯光線のレイトレーシングための基礎として、眼球組織を通る光の経路を研究し使用することができることを保証する。

c) b)を目的として、多様な点線のスリット(例えば、破線のような調整可能な長さまたはセグメント化構造をもつスリット)構成で構成されるスリットビームを使用してもよい。眼が合焦することができる点滅光を含むことができる可視または不可視の固定ターゲットを使用すると、眼の中心を通して画像が撮影されるので、視軸の正確な判断が可能になる。この固定ターゲットは、光源スリットの実設計に組み込むことができ、それにより、ビームの中心は、線(点線または破線)の中央のドットからなり、ビームスプリッターを使用する際に接合される。

d) パターン化された光源と複数のアームからキャプチャする単一の検出器(単一のCCD)との組合せは、オーバーレイエラーを生じない。

【0084】

記載した本発明の構成は、マルチアームまたはデュアルアームのシャインブルーフシステムを使用し、それにより、短い時間期間内に(または同時に)同じセンサチップまたは複数のセンサチップ上で、眼の複数の、例えば2つの直交する経線の画像を取得することが可能になる。

【0085】

このシステムのさらなる特徴は、以下を含む。

- ・マルチシャインブルーフシステムまたはデュアルシャインブルーフシステムは、短い時間期間内に(または同時に)同じセンサチップまたは複数のセンサチップ上で、眼の複数の(例えば、2つの直交する、あるいは2度以上90度未満の)経線の画像を得ることを可能にする。

- ・40度未満の浅いシャインブルーフ角度(シャインブルーフ光学素子の軸と眼の軸との間の角度)。この事実の結果として、眼が拡がっていても、水晶体の前面および背面は、可視になり、測定可能になる。

- ・短い時間期間内に(または同時に)、2つの直交する細線、または90度未満離れている3つ以上の方向の細線を投影することが可能なスリット照明プロジェクト

- ・全ての3つのチャンネル(2つのシャインブルーフとオンアクシスアイトラッキング)を別個にトリガーし、スリット照明プロジェクトを用いて同期させることが可能なトリガー回路

10

20

30

40

50

【 0 0 8 6 】

図 1 6 および図 1 7 に、シャインブルーフカメラの異なるモデルを示す。

【 0 0 8 7 】

図 1 8 に、本発明によるシャインブルーフシステムの 1 つの実施形態を示す。光学素子 2 によって角膜上に投影されるスリット 1。瞳孔カメラのビームと照明光学素子のビームとを分割するために使用するビームスプリッター 3、垂直スリット照明のビームと水平スリット照明のビームのバンドリングのために使用するビームスプリッター 4。

【 0 0 8 8 】

本出願は、単一の C C D チップにより同時に角膜と水晶体との 2 つの断面の回復が可能になるリアルデュアル (2 つの経線の間 9 0 度以下の角度) シャインブルーフシステムを開示する。

10

【 0 0 8 9 】

上述のシステムのさらなる改良では、記録される測定値の精度を改善するために、A 位相 O C T を単一のソリューションに結合することができる。上記計算において使用される軸長さを取得するために、A 位相 O C T を、上述のシャインブルーフまたはプルキニエシステムに別々に使用することができることが理解されよう。

【 0 0 9 0 】

上記で概説したシャインブルーフおよびプルキニエシステムの代替としては、眼の正確な 3 次元モデルに必要な関連測定を行うために、B 位相 O C T を使用してもよい。

【 0 0 9 1 】

20

本明細書は、本発明の背景技術に記載した目的を達成するためのソフトウェア方法およびハードウェア方法について記載する。同様の結果をもたらすために、光コヒーレンストモグラフィ、鏡面干渉法および第 2 高調波撮像のようないくつかの代替光技法を採用してもよい。また、屈折率へのデータプロキシは、高周波超音波および各種放射線法 (コンピュータ断層撮影および磁気共鳴撮影) 等の非光学方法を使用して取得することができる。

【 0 0 9 2 】

上記のデバイスのキャプチャおよび分析を可能するユニバーサルソフトウェアが開示される。そのようなソフトウェアの必要条件は、a) 先行する表面からの光学的歪みの補正、b) 別の波長の別の光学測定値を使用して、または同様の波長の別の光学測定値と比較した曲率または距離における矛盾を解決することによって、眼球組織の分散曲線からの屈折率の回復、c) 曲率の平均化能力、d) 上記の出力パラメータを使用して効果的なレンズ位置のような内部眼球パラメータを計算することを含む。

30

【 0 0 9 3 】

したがって、本明細書で説明する様々な手法は、例えば水晶体インプラントを含む、レンズ設計のために使用することができることを理解されたい。これらの手法は、限定するものではないが、平面、凸面、凹面、多焦点 (屈折性、回折性など)、円環状、調節、プリズム、マルチレンズ構成、可変曲率 (例えば、非球面)、有水晶体眼内レンズ、光調整可能レンズ、または列挙したものの任意の組合せを含む様々な種類のレンズの設計に適用しうる。

【 0 0 9 4 】

40

さらに、本明細書に記載する 1 つまたは複数の手法は、様々な種類の手術の計画または実施の文脈で使用することができる。そのような手術には、限定するものではないが、角膜 / 屈折矯正手術、水晶体手術、および網膜手術が含まれ得る。様々な種類の屈折矯正手術には、限定するものではないが、近視、遠視、および老眼の L A S I K、L A S E K、または P R K、伝導式角膜形成術、放射状角膜切開術、あるいはこれらの組合せが含まれ得る。

【 0 0 9 5 】

上述の様々な態様は、人間の眼に限定されるものではなく、むしろ、人間の眼または任意の他の動物を含むあらゆる種類の眼に適用され得ることを理解されたい。さらに、様々な態様は、眼の構造および眼のインプラントに関係するものとして説明してきたが、これ

50

らの手法は、眼鏡、コンタクトレンズ、または眼のために使用される他の要素のようなさらなる要素にも当てはまることを理解されたい。

【0096】

先に述べたように、任意の数の眼の内部の対象構造のモデルを形成するために、上述した方法および装置を使用し得ることを理解されたい。例えば、いくつかの実施形態によれば、眼の完全なモデルを形成することができる。他の実施形態では、単一構造（例えば、水晶体、または水晶体の表面）のモデルを形成することができる。さらに他の実施形態では、1つの構造の単一の対象のパラメータを決定するために、上述した方法および/または装置を使用することができる。

【0097】

したがって、他の行為も実行されるか否かにかかわらず、いくつかの適用例について上述の方法の個々の行為を使用することができる。

【0098】

本技術の上述の実施形態は、多数の方法のいずれかで実装することができる。例えば、これらの実施形態は、ハードウェア、ソフトウェア、またはこれらの組合せを使用して実装することができる。ソフトウェアで実装される場合、ソフトウェアのコードは、単一のコンピュータにおいて提供されるか、あるいは、多数のコンピュータ中に分散されるかにかかわらず、任意の好適なプロセッサ上またはプロセッサの集合上で実行することができる。上述の機能を実行する任意の構成要素または構成要素の集合は、一般的には、上述した機能を制御する1つまたは複数のコントローラとみなすことができることを理解されたい。1つまたは複数のコントローラは、例えば、専用ハードウェアによって、または先に列挙した機能を実行するためにマイクロコードまたはソフトウェアを使用してプログラムされた汎用ハードウェア（例えば1つまたは複数のプロセッサ）によって、多数の方法で実装することができる。この点に関して、本技術の実施形態の1つの実装形態は、プロセッサ上で実行された場合に、本技術の実施形態の上述の機能を実行するコンピュータプログラム（すなわち、複数の命令）でコード化された少なくとも1つのコンピュータ可読記憶媒体（例えば、コンピュータメモリ、フロッピー（登録商標）ディスク、コンパクトディスク、テープ、フラッシュドライブなど）を備えることを理解されたい。コンピュータ可読記憶媒体は、本明細書で論じた本技術の態様を実装するために、そこに記憶されたプログラムを任意のコンピュータリソース上にロードすることができるように、持ち運び可能とすることができる。さらに、実行されたときに上述した機能を実行するコンピュータプログラムへの言及は、ホストコンピュータ上で実行するアプリケーションプログラムに限定されるものではないことを理解されたい。むしろ、コンピュータプログラムという用語は、本明細書では、本技術の上述の態様を実装するようにプロセッサをプログラムするために採用することができる任意のタイプのコンピュータコード（例えば、ソフトウェアまたはマイクロコード）に言及する包括的な意味で使用される。

【0099】

本明細書では、本発明の様々な実施形態について説明し、図示してきたが、当業者には、機能を実施し、ならびに/あるいは、本明細書に記載した結果および/または1つまたは複数の利点を取得するための種々の他の手段および/または構造を容易に想定され、また、そのような変形形態および/または修正形態の各々は、本明細書に記載した本発明の実施形態の範囲に含まれるとみなされる。当業者ならば、ルーチンな実験だけを使用して、本明細書に記載した本発明の特定の実施形態の多くの均等物を認識する、または確認するであろう。したがって、前述の実施形態は単に例として示されており、添付の特許請求の範囲およびその均等物内において、具体的に説明し、特許請求したものと異なるように本発明の実施形態を実施できることを理解されたい。本技術の発明の実施形態は、本明細書に記載したそれぞれ個別のフィーチャ、システム、物品、材料、キット、および/または方法を対象とする。さらに、そのような特性、システム、物品、材料、キット、および/または方法が相互に矛盾しない場合、そのような特性、システム、物品、材料、キット、および/または方法の2つ以上の任意の組合せは、本開示の発明の範囲内に含まれる

10

20

30

40

50

。本明細書で定義され使用される全ての定義は、辞書の定義、参照により組み込まれる文書における定義、および/または定義された用語の通常の意味を支配するものと理解すべきである。本明細書および特許請求の範囲の中で用いられる「1つの(「a」および「an」)」は、別段の記載が明示されていない限り、「少なくとも1つの(at least one)」を意味するものと理解すべきである。本明細書および特許請求の範囲で使用される場合、「および/または(and/or)」という語句は、それによって結合されるエレメントの「いずれか、または両方」を意味する、すなわち、ある場合には接続的表現であり、他の場合には離接的表現であるエレメントを意味するものと理解されたい。「および/または」を用いて列挙された多数のエレメントは、同様に解釈すべきであり、すなわち、それによって結合されるエレメントの「1つまたは複数」と解釈すべきである。10
。「および/または」節によって具体的に特定されるエレメント以外の他のエレメントが、具体的に特定されるそれらのエレメントに関連するか関連しないかにかかわらず、任意選択で存在し得る。したがって、非限定的な例として、「備える(comprising)」のようなオープンエンドの言葉と連携して使用するとき「Aおよび/またはB」への言及は、1つの実施形態では、Aのみ(B以外の要素を任意選択で含む)を表すことができ、別の実施形態では、Bのみ(A以外の要素を任意選択で含む)を表すことができ、さらに別の実施形態では、AとBの両方(他のエレメントを任意選択で含む)を表すことができる。本明細書および特許請求の範囲で使用される場合、「または(or)」は、先に定義した「および/または」と同様の意味を有するものと理解すべきである。例えば、リストの中の項目を分けるとき、「または」または「および/または」は、包括的なものとして解釈する、すなわち、複数のエレメントまたはエレメントのリストの、任意選択で追加の列挙されていない項目の少なくとも1つを含める者として解釈すべきである。「のうちのただ1つ(only one of)」または「のうちの正確に1つ(exactly one of)」、あるいは特許請求の範囲で使用されるとき「からなる(consisting of)」のように異なるように明確に指示された用語のみが、複数のエレメントまたはエレメントのリストのうちの正確な1つのエレメントを含むものを指す。20
。一般に、本明細書で使用される場合、「または」という用語は、「いずれか(either)」、「のうちの1つ(one of)」、「のうちのただ1つ」、または「のうちの正確に1つ」のような排他的な用語が先行するとき、排他的な選択肢(すなわち、「一方または他方であるが、両方ではない(one or the other but not both)」)を示すものとして解釈すべきである。特許請求の範囲で使用される場合「基本的に・・・からなる(consisting essentially of)」は、特許法の分野で使用される場合の通常の意味を有するものとする。本明細書および特許請求の範囲で使用される場合、列挙された1つまたは複数のエレメントへの言及における「少なくとも1つの」の語句は、エレメントのリスト内の任意の1つまたは複数のエレメントから選択される少なくとも1つのエレメントを意味するものと理解すべきであるが、エレメントのリスト内に具体的に挙げられたあらゆるエレメントのうちの少なくとも1つを必ずしも含むものではなく、また、エレメントのリスト内の任意のエレメントのいかなる組合せも排除するものでもない。また、この定義により、「少なくとも1つ」の語句が言及するエレメントのリスト内で具体的に特定されるエレメント以外のエレメントは、それが具体的に特定されるエレメントと関係するか関係しないかにかかわらず、任意選択で存在し得るということが可能になる。したがって、非限定的な例として、「AおよびBのうちの少なくとも1つ(at least one of A and B)」(または等価的に、「AまたはBのうちの少なくとも1つ(at least one of A or B)」、あるいは等価的に「Aおよび/またはBのうちの少なくとも1つ(at least one of A and/or B)」)は、1つの実施形態では、少なくとも1つ(任意選択で2つ以上を含む)、Bが存在しない状態でのA(任意選択でB以外のエレメントを含む)を指すことができ、別の実施形態で、少なくとも1つ(任意選択で2つ以上を含む)、Aが存在しない状態でB(任意選択でA以外のエレメントを含む)を指すことができ、さらに別の実施形態では、少なくとも1つ(任意選択で2つ以 30
40
50

上を含む)、Aと、少なくとも1つ(任意選択で以上を含む)、Bと(任意選択で他のエレメントを含む)を指すことができる。また、別段の記載がない限り、請求項に記載された2つ以上のステップまたは行為を含む任意の方法では、その方法のステップまたは行為の順序は、方法のステップまたは行為が列挙された順序に必ずしも限定されるものではないということを理解されたい。特許請求の範囲、ならびに上述の明細書では、「備える(comprising)」、「含む(including)」、「担持する(carrying)」、「有する(having)」、「含んでいる(containing)」、「伴う(involving)」、「保持する(holding)」、「で構成される(composed of)」のような全ての移行句は、オープンエンドとして、すなわち、限定的ではなく含むことを意味するものとして理解すべきである。米国特許庁特許検査便覧セクション2111.03に記載されるように、「からなる」および「基本的に、・・・からなる」という移行句のみが、それぞれクローズドエンドまたはセミクローズドエンドの移行句であるものとする。

10

【0100】

本発明に関して本明細書で使用されるとき「備える(comprises/comprising)」という語句および「有する/含む(having/including)」という語句は、記述された特徴、整数、ステップ、または構成要素の存在を明記するために称されるが、1つまたは複数の他の特徴、整数、ステップ、構成要素、またはそれらの群の存在または付加を排除するものではない。明解のために、別個の実施形態の文脈において記載した本発明のある特定の特徴は、単一の実施形態における組合せとして提供することもできることが理解されよう。対照的に、簡潔のために、単一の実施形態の文脈において記載した本発明の様々な特徴を、単独で、または任意の適切なサブコンビネーションとして提供してもよい。

20

【図1】

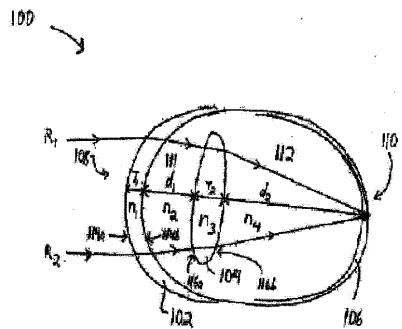
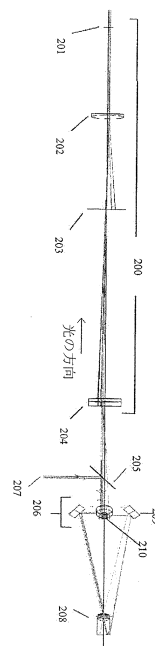


Fig.1

【図2】



【図 3】

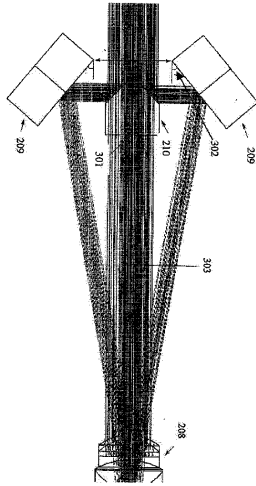
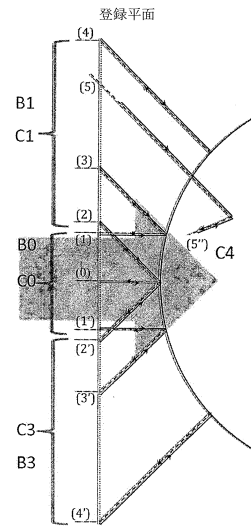


Fig. 3

【図 4】



【図 5】

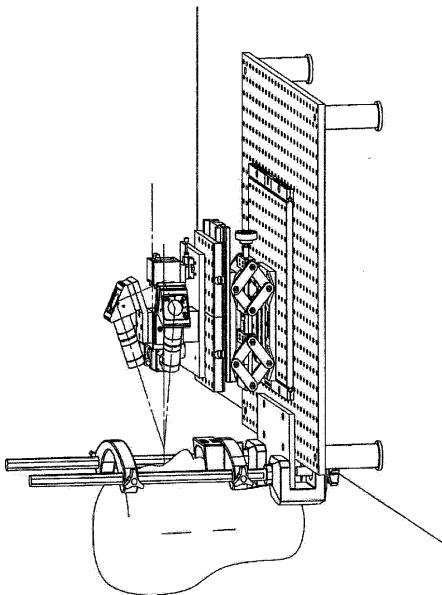


Fig. 5

【図 6】

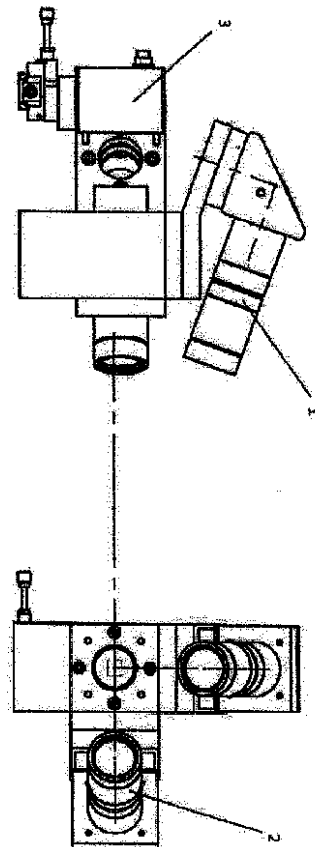
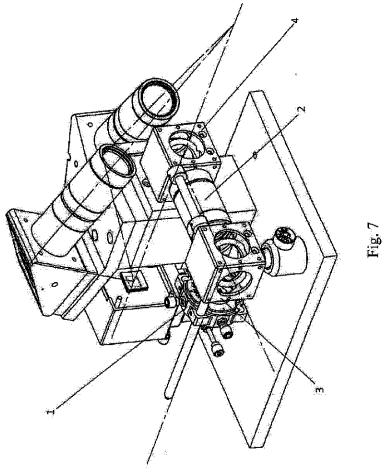
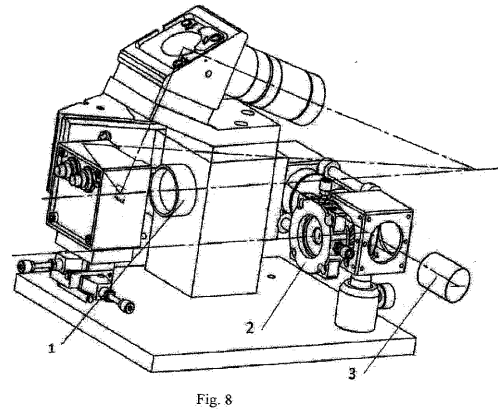


Fig. 6

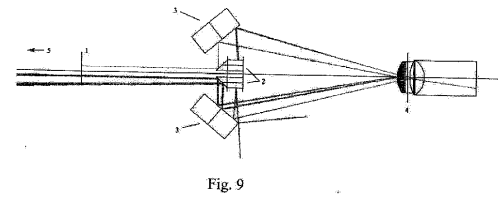
【図 7】



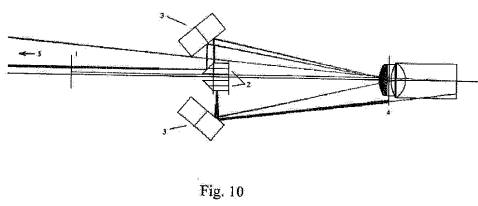
【図 8】



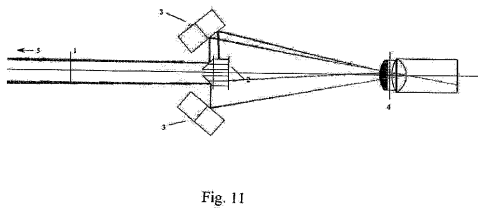
【図 9】



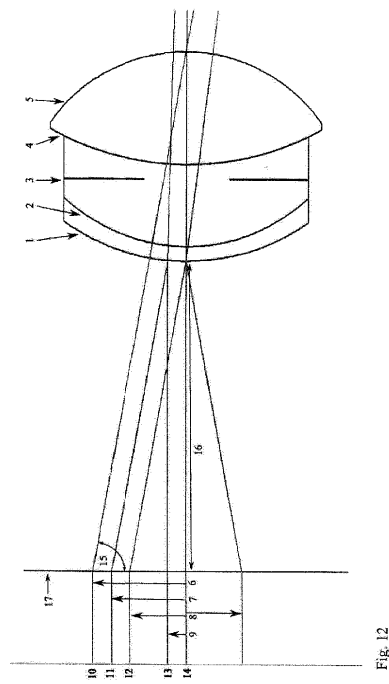
【図 10】



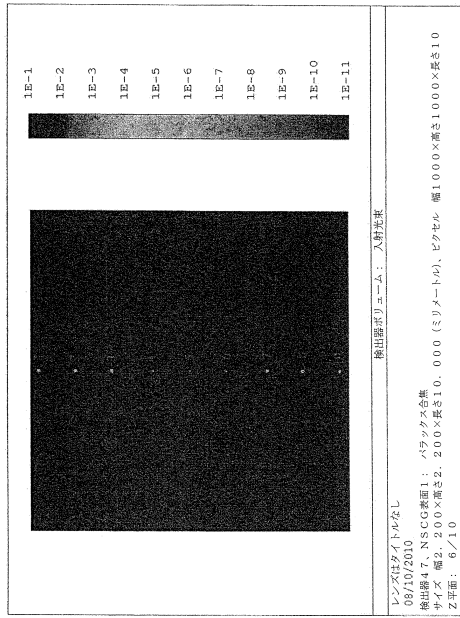
【図 11】



【図 12】



【図 13】



【図 14】

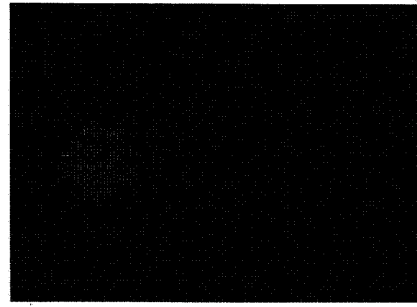


Fig.14

【図 15】

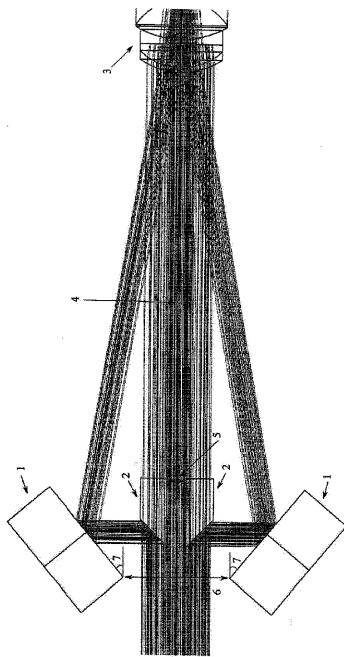


Fig.15

【図 16】

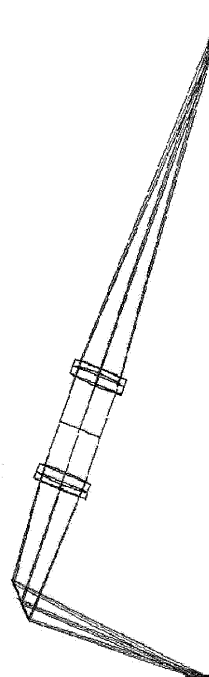


Fig.16

【図 17】

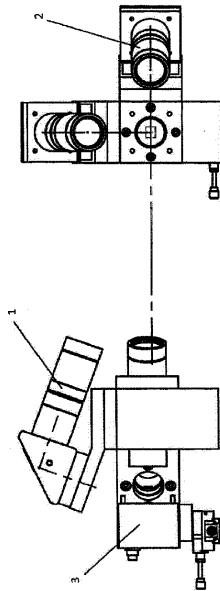


Fig. 17

【図 18】

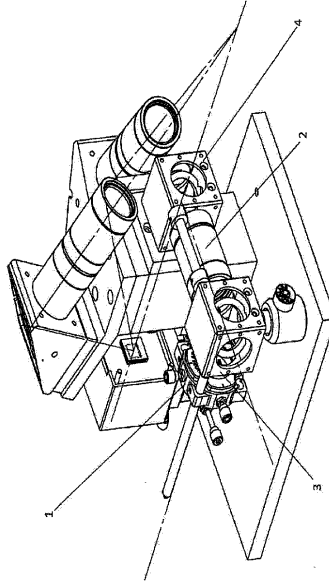


Fig. 18

【図 19】

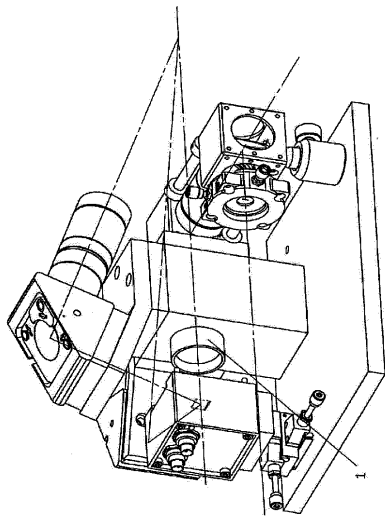


Fig. 19

【図 20】

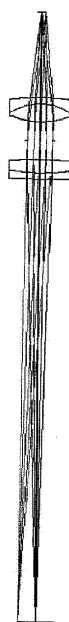


Fig. 20

【図 21】



Fig. 21

フロントページの続き

(72)発明者 コリンズ, パトリック
アイルランド国, 7 ダブリン, 13 オーグリム ストリート

審査官 九鬼 一慶

(56)参考文献 特開2003-169778(JP, A)
特表2009-515175(JP, A)
米国特許出願公開第2005/0057722(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 3/00 - 3/18