

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-192828

(P2017-192828A)

(43) 公開日 平成29年10月26日(2017.10.26)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 3/103 (2006.01)	A 6 1 B 3/10 M	4 C 3 1 6
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10 R	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2017-150085 (P2017-150085)	(71) 出願人	000220343
(22) 出願日	平成29年8月2日 (2017.8.2)		株式会社トプコン
(62) 分割の表示	特願2015-68981 (P2015-68981) の分割	(74) 代理人	100124626
原出願日	平成27年3月30日 (2015.3.30)		弁理士 榎並 智和
		(72) 発明者	多々良 陽子
			東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内
		(72) 発明者	森嶋 俊一
			東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内
		Fターム (参考)	4C316 AA01 AA03 AA08 AA13 AA24 AA25 AA26 AB03 AB11 FB06 FC21 FY09 FZ01

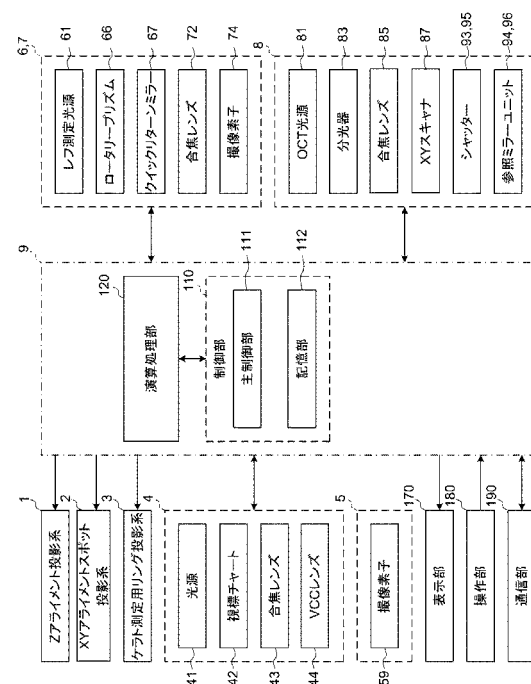
(54) 【発明の名称】 眼科装置

(57) 【要約】

【課題】 白内障が進行した被検眼であっても I O L の度数を求めることが可能な眼科装置を提供する。

【解決手段】 実施形態に係る眼科装置は、光源からの光を被検眼に照射し、その戻り光を検出することにより被検眼の屈折力を測定する測定部を含む。測定部は、光源からの光を被検眼に照射し、被検眼からの戻り光を導く測定光学系と、測定光学系により導かれた戻り光を検出する検出部と、検出部により得られた戻り光の検出結果に基づいて被検眼の屈折力を求める屈折力算出部とを含む。実施形態に係る眼科装置は、更に、光源からの光の光量、検出部による戻り光の検出感度、検出部における戻り光の露光時間、および検出部により検出された戻り光に基づく像の重ね合わせ枚数のうち少なくとも1つを変更することにより、測定部の測定条件を変更する制御部を含む。

【選択図】 図8



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源からの光を被検眼に照射し、その戻り光を検出することにより前記被検眼の屈折力を測定する測定部を含む眼科装置であって、

前記測定部は、

前記光源からの光を前記被検眼に照射し、前記被検眼からの戻り光を導く測定光学系と

、前記測定光学系により導かれた前記戻り光を検出する検出部と、

前記検出部により得られた前記戻り光の検出結果に基づいて前記被検眼の屈折力を求める屈折力算出部と

を含み、

前記光源からの光の光量、前記検出部による前記戻り光の検出感度、前記検出部における前記戻り光の露光時間、および前記検出部により検出された前記戻り光に基づく像の重ね合わせ枚数のうち少なくとも 1 つを変更することにより、前記測定部の測定条件を変更する制御部を含む

ことを特徴とする眼科装置。

【請求項 2】

前記測定部は、前記被検眼に測定パターンを投影し、前記被検眼からの戻り光に基づくパターン像の形状を解析することにより前記屈折力を測定することを特徴とする請求項 1 に記載の眼科装置。

【請求項 3】

前記測定パターンは、リング状のパターンであることを特徴とする請求項 2 に記載の眼科装置。

【請求項 4】

前記被検眼の光コヒーレンストモグラフィ（OCT）計測を行うための光学系を更に含み、

前記制御部は、前記光学系により得られた信号に基づいて白内障の進行度を示す評価値を算出し、算出された前記評価値に基づいて前記測定部の測定条件を変更する

ことを特徴とする請求項 1～請求項 3 のいずれか一項に記載の眼科装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、眼科装置に関する。

【背景技術】

【0002】

白内障は、レンズの役目を担う水晶体が混濁することにより徐々に視力が低下していく眼疾患である。白内障が進行した被検眼に対しては、一般的に、白内障手術が行われる。たとえば、白内障手術では、混濁した水晶体を取り除き、代わりに眼内レンズ（Intraocular Lens：以下、IOL）を挿入することが行われる。IOLには、球面度のみを有するものや、乱視の矯正が可能なトーリック IOL や、遠方と近方の双方に焦点を合わせることが可能な多焦点 IOL などがある。白内障手術の前には、眼軸長などの被検眼の構造を表す眼球情報を眼科装置により測定し、測定された眼球情報から IOL の度数を決定する必要がある。

【0003】

このような眼科装置は、たとえば、特許文献 1 に開示されている。特許文献 1 には、眼軸長を測定するための光学系と、被検眼の屈折力を測定するための光学系とを備え、被検眼の眼軸長と屈折力との測定を実行可能な眼科装置が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第4523338号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

白内障を伴う被検眼においては混濁によって水晶体の透過率が低下するため、当該被検眼に照射された測定用の光が拡散され、十分な光量が眼底に到達しなかったり、眼底からの戻り光を十分に検出することができなかったりする。それにより、従来の眼科装置では、白内障が進行した被検眼に光を照射しても測定すらできず、IOLの度数を決定することができない場合があった。

10

【0006】

本発明は、上記の問題点を解決するためになされたものであり、白内障が進行した被検眼であってもIOLの度数を求めることが可能な眼科装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態に係る眼科装置は、光源からの光を被検眼に照射し、その戻り光を検出することにより被検眼の屈折力を測定する測定部を含む。測定部は、光源からの光を被検眼に照射し、被検眼からの戻り光を導く測定光学系と、測定光学系により導かれた戻り光を検出する検出部と、検出部により得られた戻り光の検出結果に基づいて被検眼の屈折力を求める屈折力算出部とを含む。実施形態に係る眼科装置は、更に、光源からの光の光量、検出部による戻り光の検出感度、検出部における戻り光の露光時間、および検出部により検出された戻り光に基づく像の重ね合わせ枚数のうち少なくとも1つを変更することにより、測定部の測定条件を変更する制御部を含む。

20

【発明の効果】

【0008】

この発明に係る眼科装置によれば、白内障が進行した被検眼であってもIOLの度数を求めることが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

30

【図1】実施形態に係る眼科装置の構成例を示す概略図である。

【図2】実施形態に係る眼科装置の光学系の構成例を示す概略図である。

【図3】実施形態に係る眼科装置の光学系の構成例を示す概略図である。

【図4】実施形態に係る眼科装置の光学系の動作例を示す動作説明図である。

【図5】実施形態に係る眼科装置の光学系の動作例を示す動作説明図である。

【図6】実施形態に係る眼科装置の光学系の動作例を示す動作説明図である。

【図7】実施形態に係る眼科装置の光学系の動作例を示す動作説明図である。

【図8】実施形態に係る眼科装置の制御系の構成例を示す概略図である。

【図9】実施形態に係る眼科装置の制御系の構成例を示す概略図である。

【図10】実施形態に係る眼科装置の動作例を示すフロー図である。

40

【図11】実施形態に係る眼科装置の動作例を示すフロー図である。

【図12】実施形態に係る眼科装置の動作例を示すフロー図である。

【図13】実施形態に係る眼科装置の動作例を示すフロー図である。

【図14】実施形態の変形例に係る眼科装置の動作例を示すフロー図である。

【図15】実施形態の変形例に係る眼科装置の動作説明図である。

【図16】実施形態の変形例に係る眼科装置の動作説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

実施形態に係る眼科装置は、他覚測定と自覚測定とを1台で実行可能な装置である。他覚測定は、被検者からの応答を参照することなく、主として物理的な手法を用いて被検眼

50

に関する情報を取得するものである。他覚測定には、被検眼に関する値を測定するための測定と、被検眼の画像を取得するための撮影とが含まれる。このような他覚測定には、たとえば、他覚屈折測定、角膜形状測定、眼圧測定、眼底撮影、光コヒーレンストモグラフィ（Optical Coherence Tomography：以下、OCT）の手法を用いたOCT計測などがある。自覚測定は、被検者からの応答に基づいて結果を取得するものである。自覚測定には、たとえば、遠用検査、近用検査、コントラスト検査、グレア検査などの自覚屈折測定や、視野検査などがある。自覚測定では、被検者に情報（視標など）が呈示され、その情報に対する被検者の応答に基づいて結果が取得される。

【0011】

この実施形態では、OCT計測においてフーリエドメインタイプのOCTの手法を用いる場合について説明する。特に、実施形態に係る眼科装置は、スペクトラルドメインOCTの手法を用いてOCT計測を行うことが可能である。なお、OCT計測は、スペクトラルドメイン以外のタイプ、たとえばスウェプトソースOCTの手法を用いてもよい。また、実施形態におけるOCT計測は、タイムドメインタイプのOCTの手法を用いることも可能である。

【0012】

また、実施形態に係る眼科装置は、任意の自覚測定および任意の他覚測定の少なくとも一方を実行することが可能である。以下、実施形態に係る眼科装置は、自覚測定として、遠用検査、近用検査などを実行可能であり、且つ、他覚測定として、他覚屈折測定、角膜形状測定、OCT計測などを実行可能な装置であるものとする。OCT計測では、眼軸長、角膜厚、前房深度、水晶体厚などの被検眼の構造を表す眼球情報の取得が行われる。以下、OCT計測では眼球情報として眼軸長を取得する場合について説明する。なお、実施形態に係る眼科装置の構成は、以下に説明する構成に限定されるものではない。たとえば、他覚屈折測定を他の装置で行い、その測定結果の入力を受けて眼軸長測定を実行するよう構成してよい。

【0013】

<外観構成>

図1に、実施形態に係る眼科装置の外観構成を示す。眼科装置1000は、ベース200と、架台300と、ヘッド部400と、顔受け部500と、ジョイスティック800と、表示部10とを有する。

【0014】

架台300は、ベース200に対して前後左右に移動可能とされる。ヘッド部400は、架台300と一体的に構成されている。顔受け部500は、ベース200と一体的に構成されている。

【0015】

顔受け部500には、顎受け600と額当て700とが設けられている。顔受け部500により被検者（図示を略す）の顔が固定される。検者は、たとえば、眼科装置1000を挟んで被検者の反対側に位置して検査を行う。ジョイスティック800および表示部10は、検者側の位置に配置されている。ジョイスティック800は、架台300上に設けられている。表示部10は、ヘッド部400の検者側の面に設けられている。表示部10は、たとえば、液晶ディスプレイなどのフラットパネルディスプレイである。表示部10は、タッチパネル式の表示画面10aを有する。

【0016】

ヘッド部400は、ジョイスティック800の傾倒操作によって前後左右に移動される。また、ヘッド部400は、ジョイスティック800をその軸に対して回転させることにより上下方向に移動される。これら操作によって、顔受け部500に保持されている被検者の顔に対するヘッド部400の位置が変わる。なお、左右方向の移動は、たとえば、眼科装置1000による検査対象を左眼から右眼にまたは右眼から左眼に切り替えるために行われる。

【0017】

眼科装置１０００には外部装置９００が接続されている。外部装置９００は、任意の装置であってよく、また、眼科装置１０００と外部装置９００との間の接続態様（通信形態など）も任意であってよい。外部装置９００は、たとえば、レンズの光学特性を測定するための眼鏡レンズ測定装置を含む。眼鏡レンズ測定装置は、被検者が装用する眼鏡レンズの度数などを測定し、この測定データを眼科装置１０００に入力する。また、外部装置９００は、他の任意の眼科装置であってよい。また、外部装置９００は、記録媒体から情報を読み取る機能を有する装置（リーダ）や、記録媒体に情報を書き込む機能を有する装置（ライタ）であってよい。

【００１８】

外部装置９００の他の例として、当該医療機関内にて使用されるコンピュータがある。このような院内コンピュータは、たとえば、病院情報システム（Hospital Information System: HIS）サーバ、DICOM（Digital Imaging and Communications in Medicine）サーバ、医師端末などを含む。外部装置９００は、当該医療機関の外部にて使用されるコンピュータを含んでよい。このような院外コンピュータは、たとえば、モバイル端末、個人端末、眼科装置１０００のメーカ側のサーバや端末、クラウドサーバなどがある。

【００１９】

<光学系の構成>

眼科装置１０００は被検眼の検査を行うための光学系を有する。この光学系の構成例について図２～図７を参照して説明する。光学系はヘッド部４００内に設けられている。光学系は、Ｚアライメント投影系１と、ＸＹアライメントスポット投影系２と、ケラト測定用リング投影系３と、固視および自覚測定系４と、観察系５と、レフ測定投影系６と、レフ測定受光系７と、眼軸長測定系８とを含む。処理部９は、各種の処理を実行する。

【００２０】

Ｚアライメント投影系１およびＸＹアライメントスポット投影系２は、被検眼Ｅに対する光学系の位置合わせ（ＸＹＺアライメント）を行うために必要な光を投影するための光学系である。Ｚアライメント投影系１は、観察系５の光軸に沿う方向（前後方向）のアライメントを行うための機能を有する。ＸＹアライメントスポット投影系２は、観察系５の光軸に直交する方向（上下方向、左右方向）のアライメントを行うためのスポットを投影する機能を有する。ケラト測定用リング投影系３は、被検眼Ｅの角膜Ｋの形状を測定するための測定用リング状光束を被検眼Ｅに投影する機能を有する。固視および自覚測定系４は、被検眼Ｅに固視標および自覚測定用の視標を呈示するための光学系である。観察系５は、被検眼Ｅの前眼部を観察するための光学系である。レフ測定投影系６は、眼屈折力を他覚的に測定するための光束を被検眼に投影するための光学系である。レフ測定受光系７は、レフ測定投影系６により被検眼に投影された光の眼底反射光を受光するための光学系である。眼軸長測定系８は、ＯＣＴ計測により被検眼Ｅの眼軸長を測定するための光学系である。眼軸長測定系８は、ＯＣＴ光源から出力された測定光を眼底Ｅｆに投影する機能と、この測定光の戻り光を検出する機能とを有する。

【００２１】

（観察系５）

観察系５は、対物レンズ５１と、ダイクロイックミラー５２、５３と、絞り５４と、ハーフミラー５５と、リレーレンズ５６、５７と、結像レンズ５８と、撮像素子（ＣＣＤ）５９とを含む。観察系５は、更に、被検眼Ｅの前眼部を照明するための照明光源を含んで構成されていてもよい。撮像素子５９の出力は、処理部９に入力される。処理部９は、撮像素子５９から入力された信号に基づいて、表示部１０に前眼部像Ｅ'を表示させる。

【００２２】

対物レンズ５１と被検眼Ｅの間には、ケラト板３１が設けられている。ケラト板３１は、角膜形状を測定するためのリング状光束を被検眼Ｅの角膜Ｋに投影するために用いられる。

【００２３】

(Zアライメント投影系1およびXYアライメントスポット投影系2)

ケラト板31の周辺にはZアライメント投影系1が設けられている。前述したように、Zアライメント投影系1は、観察系5の光軸前後方向のアライメントに用いられる。Zアライメント投影系1は、Zアライメント光源11を有する。Zアライメント光源11からの光は、角膜Kに投影される。角膜Kに投影された光は、角膜Kで反射し、結像レンズ12を経由してラインセンサー13上に投影される。角膜頂点の位置が観察系5の光軸上に対し前後方向に移動するとラインセンサー13上に投影された光束の位置が変化する。この位置の変化を解析することにより、対物レンズ51に対する被検眼Eの角膜頂点の位置を計測し、その計測値に基づいてアライメントすることができる。

【0024】

10

XYアライメントスポット投影系2は、ハーフミラー55を介して観察系5から分岐した光路を形成している。前述したように、XYアライメントスポット投影系2は、上下方向および左右方向のアライメントに用いられる。XYアライメントスポット投影系2は、XYアライメント光源21を有する。XYアライメント光源21から出力された光は、その一部がハーフミラー55にて反射されて絞リ54を通過し、ダイクロイックミラー53、52を透過し、対物レンズ51を通過して被検眼Eに投影される。被検眼Eに投影された光は、角膜Kで反射され、対物レンズ51を通過して、観察系5と同じ光路を経由して撮像素子59に投影される。

【0025】

20

図2などに示すように、表示画面10aには、前眼部像E'とともに、アライメントマークALと角膜Kで反射した輝点像Brとが表示される。手動でアライメントを行う場合、ユーザは、たとえば、表示画面10aに表示されている情報を参照しつつジョイスティック800を操作してヘッド部400の位置調整を行う。このとき、処理部9は、たとえば、アライメントマークALと角膜Kで反射した輝点像Brのずれ量で上下左右方向のずれ量を算出し、表示画面10aに表示させてよい。また、Zアライメント投影系1からの処理情報を基に光軸方向のずれ量を表示画面10aに表示させてよい。処理部9は、アライメントが完了したことに伴って測定を開始するように制御を行うことができる。

【0026】

30

自動でアライメントを行う場合、上述のずれ量がキャンセルされるように電動の機構を制御してヘッド部400を移動させる。この機構は、駆動力を発生するアクチュエータと、この駆動力をヘッド部400に伝達する部材とを含む。処理部9は、アライメントが完了したことに伴って測定を開始するように制御を行うことができる。

【0027】

(固視および自覚測定系4)

固視および自覚測定系4は、光源41と、透過型の視標チャート42と、合焦レンズ43と、バリアブルクロスシリンダ(以下、VCC)レンズ44と、反射ミラー45とを含む。合焦レンズ43は、固視および自覚測定系4の光軸に沿って移動可能に構成されている。固視および自覚測定系4は、更に、ダイクロイックミラー53、52と、対物レンズ51とを含んで構成されていてもよい。

【0028】

40

固視および自覚測定系4は、被検眼Eの眼底Efに視力測定用の視標を投影することが可能である。

【0029】

光源41から出力された光(可視光)は、視標チャート42に照射される。視標チャート42は、視力測定用の視標や風景チャートなどの固視標を表示し、光源41から出力された光を透過させる。視標チャート42は、透過型の液晶パネルを含んで構成されていてもよい。この場合、液晶パネルに視力測定用の視標や固視標が表示される。視標チャート42を透過した光は、合焦レンズ43、VCCレンズ44を透過し、反射ミラー45にて反射され、ダイクロイックミラー53にて反射される。ダイクロイックミラー53にて反射された光源41からの光は、ダイクロイックミラー52を透過し、対物レンズ51を通

50

過して、被検眼 E の眼底 E f に投影される。それにより、視標チャート 4 2 に表示された視力測定用の視標や固視標が被検眼 E に呈示される。他覚屈折測定においては、眼底 E f に投影された風景チャートを被検者に凝視させつつアライメントが行われ、雲霧視状態で眼屈折力が測定される。

【0030】

(レフ測定投影系 6 およびレフ測定受光系 7)

レフ測定投影系 6 とレフ測定受光系 7 とによりレフ測定系が構成される。レフ測定投影系 6 は、レフ測定光源 6 1 から出力された光 (赤外光) をリング状の測定パターン光束として被検眼 E の眼底 E f に投影する機能を有する。レフ測定受光系 7 は、レフ測定投影系 6 により被検眼 E に投影された測定パターン光束の戻り光を受光する機能を有する。

10

【0031】

レフ測定投影系 6 は、レフ測定光源 6 1 と、コンデンサレンズ 6 2 と、反射ミラー 6 3 と、円錐プリズム 6 4 A と、リレーレンズ 6 4 B と、リング絞り 6 4 C と、穴開きプリズム 6 5 と、ロータリープリズム 6 6 と、クイックリターンミラー 6 7 とを含む。レフ測定投影系 6 は、更に、ダイクロイックミラー 5 2 と、対物レンズ 5 1 とを含んで構成されている。レフ測定光源 6 1 は、レフ測定投影系 6 の光軸に沿って移動可能に構成される。レフ測定光源 6 1 は、被検眼 E の眼底 E f と光学的に略共役な位置に配置されている。それにより、レフ測定光源 6 1 からの光が混濁した水晶体を通過し、眼底 E f に到達しやすくなる。

【0032】

レフ測定受光系 7 は、リレーレンズ 7 1 と、合焦レンズ 7 2 と、結像レンズ 7 3 と、撮像素子 (CCD) 7 4 とを含む。レフ測定受光系 7 は、更に、対物レンズ 5 1 と、ダイクロイックミラー 5 2 と、クイックリターンミラー 6 7 と、ロータリープリズム 6 6 と、穴開きプリズム 6 5 とを含んで構成されている。合焦レンズ 7 2 は、レフ測定受光系 7 の光軸に沿って移動可能に構成される。合焦レンズ 7 2 とレフ測定光源 6 1 と後述の眼軸長測定系 8 の合焦レンズ 8 5 とは、連係してそれぞれの光軸方向に移動される。撮像素子 7 4 の出力は、処理部 9 に入力される。対物レンズ 5 1 と、ダイクロイックミラー 5 2 と、クイックリターンミラー 6 7 と、ロータリープリズム 6 6 と、穴開きプリズム 6 5 とは、レフ測定投影系 6 と共用される。

20

【0033】

レフ測定光源 6 1 から出力された光は、コンデンサレンズ 6 2 を通過し、反射ミラー 6 3 にて反射され、円錐プリズム 6 4 A、リレーレンズ 6 4 B を透過してリング絞り 6 4 C に導かれる。リング絞り 6 4 C に導かれた光は、リング状のパターン部分を通してリング状の測定パターン光束となる。円錐プリズム 6 4 A は、コンデンサレンズ 6 2 によって集光されたレフ測定光源 6 1 からの光をリング絞り 6 4 C のリング状のパターン部分に集光させる。この測定パターン光束は、穴開きプリズム 6 5 の反射面にて反射され、ロータリープリズム 6 6 を通過し、クイックリターンミラー 6 7 に導かれる。ロータリープリズム 6 6 を用いることにより、眼底 E f における血管や疾患部位への測定パターン光束の光量分布を平均化させることが可能になる。

30

【0034】

クイックリターンミラー 6 7 は、他覚屈折測定と眼軸長測定とを切り換えるために用いられる。他覚屈折測定を実行するとき、クイックリターンミラー 6 7 の反射面は、ダイクロイックミラー 5 2 により観察系 5 の光路から分岐された光路上に配置される。それにより、レフ測定投影系 6 の光路およびレフ測定受光系 7 の光路の双方は、観察系 5 の光路に結合される。眼軸長測定を実行するとき、クイックリターンミラー 6 7 は、ダイクロイックミラー 5 2 により観察系 5 の光路から分岐された光路から退避される。それにより、眼軸長測定系 8 の光路は、観察系 5 の光路に結合される。

40

【0035】

ここでは、クイックリターンミラー 6 7 の反射面は、ダイクロイックミラー 5 2 により観察系 5 の光路から分岐された光路上に配置される。穴開きプリズム 6 5 からロータリー

50

プリズム 66 を通過してクイックリターンミラー 67 に導かれた測定パターン光束は、クイックリターンミラー 67 にて反射され、ダイクロイックミラー 52 にて反射され、対物レンズ 51 を通過して被検眼 E に投影される。

【0036】

被検眼 E に投影された測定パターン光束の戻り光は、対物レンズ 51 を通過し、ダイクロイックミラー 52 およびクイックリターンミラー 67 にて反射され、ロータリープリズム 66 を通過し、穴開きプリズム 65 の中心部を通過する。穴開きプリズム 65 の中心部を通過した光は、リレーレンズ 71、合焦レンズ 72 を透過し、結像レンズ 73 により撮像素子 74 の撮像面に結像される。

【0037】

(眼軸長測定系 8)

眼軸長測定系 8 は、OCT ユニット 80 と、コリメータレンズ 84 と、合焦レンズ 85 と、リレーレンズ 86 と、XY スキャナ 87 と、瞳レンズ 88 とを含む。眼軸長測定系 8 は、更に、ダイクロイックミラー 52 と、対物レンズ 51 とを含んで構成されていてもよい。ダイクロイックミラー 52 と、対物レンズ 51 とは、観察系 5 と共用される。

【0038】

XY スキャナ 87 は、1 次元的にまたは 2 次元的に光を偏向する。XY スキャナ 87 に対する偏向制御を行うことにより、被検眼 E に対する後述の測定光 LS の入射位置を変更することができる。2 次元的に光を偏向する場合、XY スキャナ 87 として第 1 方向に偏向する第 1 偏向部材と第 2 方向に偏向する第 2 偏向部材とを用いることが可能である。第 1 方向は、第 2 方向に略直交（交差）する方向である。XY スキャナ 87 に用いられる偏向部材の例として、ガルバノミラー、ポリゴンミラー、回転ミラーなどがある。また、ダボプリズム (Dove Prism)、ダブルダボプリズム (Double Dove Prism)、ローテーションプリズム (Rotation Prism)、MEMS ミラースキャナーなどが用いられてもよい。XY スキャナ 87 は、被検眼 E の眼底 Ef と光学的に略共役な位置に配置されている。

【0039】

OCT ユニット 80 は、OCT 光源 81 と、ファイバーカプラー 82 と、光路長変更ユニット 90 とを含む。OCT ユニット 80 は、更に、分光器 83 を含んで構成されていてもよい。合焦レンズ 85 は、眼軸長測定系 8 の光軸に沿って移動可能に構成される。

【0040】

OCT 光源 81 から出力された光（赤外光）は、ファイバーカプラー 82 により測定光 LS と参照光 LR とに分割される。測定光 LS は、OCT ユニット 80 から出力され、光ファイバーによりコリメータレンズ 84 に導光される。参照光 LR は、光ファイバーにより光路長変更ユニット 90 に導光される。光路長変更ユニット 90 は、参照光 LR の光路長を変更する。

【0041】

ここでは、クイックリターンミラー 67 は、ダイクロイックミラー 52 により観察系 5 の光路から分岐された光路から退避される。測定光 LS は、コリメータレンズ 84 により平行光束とされ、合焦レンズ 85、リレーレンズ 86 を通過し、XY スキャナ 87 により偏向され、瞳レンズ 88 を通過し、ダイクロイックミラー 52 に導かれる。ダイクロイックミラー 52 に導かれた OCT ユニット 80 からの測定光 LS は、ダイクロイックミラー 52 にて反射され、対物レンズ 51 を通過して被検眼 E の眼底 Ef に投影される。

【0042】

眼底 Ef に投影された測定光の戻り光は、対物レンズ 51 を通過し、測定光と同じ経路で OCT ユニット 80 に導かれる。OCT ユニット 80 は、ファイバーカプラー 82 によって光路長変更ユニット 90 により光路長が変更された参照光と測定光の戻り光とを干渉させて干渉光 LC を生成する。光路長変更ユニット 90 は、コリメータレンズ 91 と、ビームスプリッター 92 と、網膜用シャッター 93 と、網膜用参照ミラーユニット 94 と、角膜用シャッター 95 と、角膜用参照ミラーユニット 96 とを含む。網膜用参照ミラーユ

10

20

30

40

50

ニット94は、結像レンズ94Aと、参照ミラー94Bとを含む。角膜用参照ミラーユニット96は、結像レンズ96Aと、参照ミラー96Bとを含む。ビームスプリッター92は、ファイバーカプラー82によって分割された参照光LRが導かれた参照光路を網膜測定用の参照光路と角膜測定用の参照光路とに分割する。干渉光LCは、光ファイバーにより分光器83に導光される。分光器83では、空間的に波長分離された光がラインセンサーに投影される。処理部9は、このラインセンサーから出力された信号に対し公知のFFT (Fast Fourier Transform: 以下、FFT) 等の信号処理を施すことにより深さ方向の情報を取り出すことができる。

【0043】

眼科装置1000の各部は処理部9によって制御される。処理部9は、Zアライメント光源11、XYアライメント光源21、ケラト板31のケラトリング光源32、光源41、レフ測定光源61、OCT光源81、視標チャート42、合焦レンズ43、72、85を制御する。処理部9は、更に、VCCレンズ44、クイックリターンミラー67、光路長変更ユニット90、表示部10などを制御する。

【0044】

(角膜形状測定機能)

ケラト測定を行う場合、処理部9は、ケラトリング光源32を点灯させる。角膜Kに投影された角膜形状測定用リング状光束の角膜による反射光束は、観察系5により撮像素子59に前眼部像とともに投影される。処理部9は、撮像素子59によって取得された像に対して所定の演算処理を施すことにより、角膜の形状を表すパラメータを算出する。

【0045】

(レフ測定機能)

レフ測定(他覚屈折測定)を行う場合、処理部9は、レフ測定光源61を点灯させる。レフ測定光源61からの光は、前述のようにリング状の測定パターン光束となって被検眼Eに投影される。被検眼Eが正視(=0D(ディオプター))の場合には、レフ測定光源61と被検眼Eの眼底Efが共役となる位置がレフ測定光源61と合焦レンズ72の基準位置となっている。この状態で眼底Efに投影された光束は眼底Efで反射され、眼底Efからの戻り光に基づくリング像が撮像素子74に結像される。また、結像されたリング像から算出される測定値(屈折値)に基づき、レフ測定光源61と眼底Efが略共役となる位置にレフ測定光源61と合焦レンズ72とが移動される。処理部9は、撮像素子74により検出された眼底Efからの戻り光に基づく像を解析し、レフ測定光源61の移動量を加味することにより、被検眼Eの屈折力として球面度数S、乱視度数C、および乱視軸角度Aを求める。

【0046】

レフ測定光源61は、たとえばSLD(Super Luminescent Diode)のような広帯域の低コヒーレンス光を出力する。レフ測定光源61は、たとえば、中心波長が820nm~880nmの範囲に含まれる低コヒーレンス光源である。これにより、測定光が視認されることによる被検者の負担を軽減しつつ、他覚屈折測定が可能になる。

【0047】

(眼軸長測定機能)

眼軸長測定は、OCT計測機能を用いて実行される。眼軸長測定を実行する場合、処理部9は、光路長変更ユニット90を制御しつつ被検眼Eの角膜頂点から網膜までの距離を眼軸長として測定する。まず、処理部9は、OCT光源81を点灯させる。OCT光源81の点灯に同期して、光路長変更ユニット90が制御される。具体的には、角膜用シャッター95がビームスプリッター92と角膜用参照ミラーユニット96との間の光路に挿入され、網膜用シャッター93がビームスプリッター92と網膜用参照ミラーユニット94との間の光路から退避される。OCT光源81からの光L0は、ファイバーカプラー82により測定光LSと参照光LRとに分割される。測定光LSは、上記のように被検眼Eの眼底Efに投影される。このとき、クイックリターンミラー67は、光路外に退避されて

いる。また、前述の被検眼 E の屈折力測定結果より、ファイバー 80 a の端面は被検眼 E の眼底 E f と共役となるように合焦レンズ 85 が移動されている。眼底 E f で反射された光は同光路を戻りファイバー端面に投影され、ファイバーカプラー 82 に到達する。

【0048】

一方、参照光 L R は、コリメータレンズ 91 により平行光となり、50:50 のビームスプリッター 92 により 2 つの光束（角膜用、網膜用）に分割される。ビームスプリッター 92 により分割された網膜用の光束は、結像レンズ 94 A により参照ミラー（反射ミラー）94 B に集光される。ビームスプリッター 92 により分割された角膜用の光束は、結像レンズ 96 A により参照ミラー（反射ミラー）96 B に集光される。ここで、前述のように、角膜用シャッター 95 が光路に挿入され、且つ、網膜用シャッター 93 が光路から退避されているので、参照ミラー 94 B から反射した光のみが、同光路を戻りファイバーカプラー 82 に到達する。眼底 E f および参照ミラー 94 B で反射した光は、ファイバーカプラー 82 で合波され干渉信号（干渉光 L C）として、分光器 83 に導かれる。分光器 83 では、空間的に波長分離された光がラインセンサーに投影される。処理部 9 は、このラインセンサーから出力された信号に対し公知の F F T 等の信号処理を施すことにより深さ方向の情報を取り出すことができる。

【0049】

網膜用参照ミラーユニット 94 と角膜用参照ミラーユニット 96 とは、被検眼 E の眼軸長に合わせて、干渉信号の位置が深さ方向で所定位置となるように移動される。たとえば、深さ方向に対する F F T 後の干渉信号の強度変化を図 5 のように表す。この場合、図 4 に示すように網膜用参照ミラーユニット 94 を光軸方向に移動させることにより、図 5 に示すように所定範囲内の所定位置となるように網膜による干渉信号 S C 0 の位置を移動することができる。ここで、参照ミラー 96 B の位置については、固定されていてもよい。

【0050】

更に、前述の Z アライメント投影系 1 を用いて角膜頂点座標が検出されるため、角膜頂点と対物レンズ 51 の距離（作動距離）を常に一定距離内に合わせることが可能となる。ここで、角膜用シャッター 95 が光路から退避されると、被検眼 E に投影された光のうち、被検眼 E の角膜 K で反射した光との干渉信号が分光器 83 に同時に投影される。作動距離が所定範囲内である場合、参照ミラー 96 B は、網膜による干渉信号 S C 1 と重ならないように角膜位置とは距離 d だけ離れた位置になるように配置されている（図 6）。したがって、図 7（図 5 と同様に深さ方向に対する F F T 後の干渉信号の強度変化を表す）に示すように、干渉信号計測範囲 R 内で、同時に 2 つの干渉信号（網膜による干渉信号 S C 1 および角膜による干渉信号 S C 2）を取得することが可能となる。特に、図 7 に示すように信号感度 S C が変化する場合、信号成分の弱い網膜による干渉信号 S C 1 を信号感度の高い計測範囲 R 1 で検出し、信号成分の強い角膜による干渉信号 S C 2 を信号感度の弱い計測範囲 R 2 で検出する。それにより、2 つの干渉信号を高精度に同時に取得することができる。

【0051】

なお、O C T ユニット 80 がスウェプトソースタイプの O C T 装置と同様の構成を有する場合、低コヒーレンス光を出力する O C T 光源 81 の代わりに波長掃引光源が設けられるとともに、干渉光をスペクトル分解する光学部材が設けられない。O C T ユニット 80 の構成については、O C T のタイプに応じた公知の技術を任意に適用することができる。

【0052】

O C T 光源 81 は、たとえば S L D のような広帯域の低コヒーレンス光 L 0 を出力する。O C T 光源 81 は、たとえば、中心波長が 820 nm ~ 880 nm または 1040 ~ 1060 nm の範囲に含まれる低コヒーレンス光源である。これにより、測定光が視認されることによる被検者の負担を軽減しつつ、O C T 計測が可能になる。

【0053】

なお、コリメータレンズ 91 と参照ミラー 94 B、96 B との間の参照光 L R の光路に、ガラスブロックや濃度フィルターが配置されていてもよい。ガラスブロックや濃度フィ

ルターは、参照光 L R と測定光 L S の光路長（光学距離）を合わせるための遅延手段として作用する。また、ガラスブロックや濃度フィルターは、参照光 L R と測定光 L S の分散特性や網膜用参照ミラーユニット 9 4 と角膜用参照ミラーユニット 9 6 との分散特性を合わせるための手段として作用する。

【0054】

分光器 8 3 は、たとえば、コリメータレンズ、回折格子、結像レンズ、C C D を含んで構成される。分光器 8 3 に入射した干渉光 L C は、コリメータレンズにより平行光束とされた後、回折格子によって分光（スペクトル分解）される。分光された干渉光 L C は、結像レンズによって C C D の撮像面上に結像される。C C D は、この干渉光 L C を受光して電氣的な検出信号に変換し、この検出信号を処理部 9 に出力する。処理部 9 は、C C D からの検出信号に基づいて、被検眼 E の断層の O C T 情報（たとえば、画像データなど）を生成する。この処理には、従来のスペクトラルドメインタイプの O C T と同様に、ノイズ除去（ノイズ低減）、フィルター処理、F F T などの処理が含まれている。

10

【0055】

また、O C T ユニット 8 0 がスウェプトソースタイプの O C T 装置と同様の構成を有する場合、分光器 8 3 は、たとえば、光分岐器と、バランスドフォトダイオード（B a l a n c e d P h o t o D i o d e : B P D）とを含んで構成される。分光器 8 3 に入射した干渉光 L C は、光分岐器により分割され、一対の干渉光に変換される。B P D は、一対の干渉光をそれぞれ検出する一対のフォトディテクタを有し、これらによる検出信号（検出結果）の差分を処理部 9 に出力する。

20

【0056】

なお、この実施形態ではマイケルソン型の干渉計を採用したが、たとえばマッハツェンダー型など任意のタイプの干渉計を適宜採用することが可能である。

【0057】

（自覚測定機能）

自覚測定を行う場合、処理部 9 は視標チャート 4 2 を制御し、所望の視標を表示させる。また、処理部 9 は、他覚測定の結果に応じた位置に合焦レンズ 4 3 を移動させる。同様に、処理部 9 は、他覚測定で得られた被検眼 E の乱視状態（乱視度数、乱視軸角度）に基づいて、この乱視状態が矯正されるように V C C レンズ 4 4 を制御することが可能である。乱視度数は、V C C レンズ 4 4 を構成する 2 つのシリンダレンズを独立に互いに逆方向に回転させることにより変更可能である。乱視軸角度は、V C C レンズ 4 4 を構成する 2 つのシリンダレンズを同方向に同じ角度だけ回転させることにより変更可能である。

30

【0058】

検者または処理部 9 により視標が選択されると、処理部 9 は、視標チャート 4 2 を制御し、所望の視標を表示させる。この視標からの光は、合焦レンズ 4 3、V C C レンズ 4 4、反射ミラー 4 5、ダイクロイックミラー 5 3 および 5 2、対物レンズ 5 1 を経由して眼底 E f に投影される。

【0059】

被検者は、眼底 E f に投影された視標に対する応答を行う。たとえば、視力測定用の視標の場合には、被検者の応答により被検眼の視力値が決定される。たとえば、乱視検査の場合には、ドットチャートが駆動、表示され、被検者の応答により被検眼の乱視度数が決定される。視標の選択とそれに対する被検者の応答が、検者または処理部 9 の判断により繰り返し行われる。検者または処理部 9 は、被検者からの応答に基づいて視力値或いは処方値（S、C、A）を決定する。

40

【0060】

固視および自覚測定系 4 の構成、Z アライメント投影系 1 および X Y アライメントスポット投影系 2 の構成、ケラト系の構成、眼屈折力（レフ）の測定原理、自覚測定の測定原理、角膜形状の測定原理などは公知である。したがって、この実施形態では、これらについての詳細な説明は省略する。

【0061】

50

(情報処理系の構成)

眼科装置 1000 の情報処理系について説明する。眼科装置 1000 の情報処理系の機能的構成の例を図 8 および図 9 に示す。情報処理系は、制御部 110 と、演算処理部 120 と、表示部 170 と、操作部 180 と、通信部 190 とを含む。制御部 110 は、演算処理部 120、Z アライメント投影系 1、XY アライメントスポット投影系 2、ケラト測定用リング投影系 3、固視および自覚測定系 4、観察系 5、レフ測定投影系 6、レフ測定受光系 7、眼軸長測定系 8 を制御する。また、制御部 110 は、表示部 170 および通信部 190 を制御する。Z アライメント投影系 1 に対する制御として、Z アライメント光源 11 に対する制御や、ラインセンサー 13 に対する制御などがある。XY アライメントスポット投影系 2 に対する制御として、XY アライメント光源 21 に対する制御などがある。ケラト測定用リング投影系 3 に対する制御として、ケラトリング光源 32 に対する制御などがある。処理部 9 は、たとえば、制御部 110 と、演算処理部 120 とを含んで構成される。

10

【0062】

(制御部 110)

制御部 110 は、主制御部 111 と、記憶部 112 とを有する。制御部 110 は、たとえば、マイクロプロセッサ、RAM (Random Access Memory)、ROM (Read Only Memory)、ハードディスクドライブ等を含んで構成される。

【0063】

20

(主制御部 111)

主制御部 111 は、眼科装置 1000 の各種制御を行う。主制御部 111 は、Z アライメント投影系 1 の Z アライメント光源 11 やラインセンサー 13、XY アライメントスポット投影系 2 の XY アライメント光源 21、ケラト測定用リング投影系 3 のケラトリング光源 32 を制御する。それにより、Z アライメント光源 11 や XY アライメント光源 21 やケラトリング光源 32 から出力される光の光量に変更されたり、点灯や非点灯が切り換えられたりする。また、ラインセンサー 13 により検出された信号が取り込まれ、取り込まれた信号に基づくアライメント制御等が行われる。

【0064】

主制御部 111 は、固視および自覚測定系 4 の光源 41、視標チャート 42、合焦レンズ 43、VCC レンズ 44 を制御する。それにより、光源 41 から出力される光の光量に変更されたり、点灯や非点灯が切り換えられたり、視標チャート 42 に視標や固視標が表示されたり、合焦レンズ 43 の光軸方向の位置に変更されたりする。また、VCC レンズ 44 により被検眼 E の乱視状態が矯正されたりする。

30

【0065】

主制御部 111 は、観察系 5 の撮像素子 59 を制御する。それにより、撮像素子 59 により取得された信号が取り込まれ、演算処理部 120 により画像の形成等が行われたりする。なお、観察系 5 が照明光源を含んで構成されている場合、主制御部 111 は照明光源を制御することが可能である。

【0066】

40

主制御部 111 は、レフ測定投影系 6 のレフ測定光源 61、ロータリープリズム 66、クイックリターンミラー 67 を制御する。それにより、レフ測定光源 61 がレフ測定投影系 6 の光軸に沿って移動されたり、レフ測定光源 61 から出力される光の光量に変更されたり、点灯や非点灯が切り換えられたりする。また、ロータリープリズム 66 が回転されたり、クイックリターンミラー 67 により光路が切り換えられたりする。

【0067】

主制御部 111 は、レフ測定受光系 7 の合焦レンズ 72 や撮像素子 74 を制御する。それにより、合焦レンズ 72 の光軸方向の位置に変更されたり、撮像素子 74 により取得された信号が取り込まれ、演算処理部 120 により画像の形成等が行われたりする。

【0068】

50

主制御部 111 は、レフ測定光源 61 から出力される光の光量、撮像素子 74 の検出感度、露光時間、および撮像素子 74 により検出された光に基づく像の重ね合わせ枚数のうち少なくとも 1 つを変更することが可能である。それにより、レフ測定投影系 6 およびレフ測定受光系 7 を用いる測定の条件が変更される。

【0069】

主制御部 111 は、眼軸長測定系 8 の OCT 光源 81、分光器 83、合焦レンズ 85、XY スキャナ 87、網膜用シャッター 93、角膜用シャッター 95、網膜用参照ミラーユニット 94、および角膜用参照ミラーユニット 96 を制御する。それにより、OCT 光源 81 から出力される光の光量に変更されたり、点灯や非点灯が切り換えられたり、分光器 83 により取得された信号が取り込まれ、演算処理部 120 により画像の形成等が行われ
10
たり、合焦レンズ 85 の光軸方向の位置が変更されたりする。また、被検眼 E に対する測定光 LS の入射位置が変更されたり、参照ミラーの位置が変更されたりする。主制御部 111 は、合焦レンズ 85 をレフ測定光源 61 および合焦レンズ 72 に連動して眼軸長測定系 8 の光軸に沿って移動させてもよい。また、主制御部 111 は、更に合焦レンズ 85 に連動して合焦レンズ 43 を光軸に沿って移動させてもよい。

【0070】

主制御部 111 は、OCT 光源 81 から出力される光の光量、分光器 83 の検出感度、露光時間、および分光器 83 により検出された光に基づく像の重ね合わせ枚数のうち少なくとも 1 つを変更することが可能である。それにより、眼軸長測定系 8 を用いる測定の条件が変更される。
20

【0071】

また、主制御部 111 は、記憶部 112 にデータを書き込む処理や、記憶部 112 からデータを読み出す処理を行う。

【0072】

(記憶部 112)

記憶部 112 は、各種のデータを記憶する。記憶部 112 に記憶されるデータとしては、たとえば、OCT 情報の画像データ、眼底像の画像データ、被検眼情報などがある。被検眼情報は、患者 ID や氏名などの被検者に関する情報や、左眼／右眼の識別情報などの被検眼に関する情報を含む。測定情報は、眼科装置 1000 の内部または外部にて被検眼 E の眼屈折力測定が行われたときに記憶部 112 に記憶される。また、記憶部 112 には
30
、眼科装置 1000 を動作させるための各種プログラムやデータが記憶されている。

【0073】

(表示部 170、操作部 180)

表示部 170 は、制御部 110 による制御を受けて情報を表示する。表示部 170 は、図 1 などに示す表示部 10 を含む。

【0074】

操作部 180 は、眼科装置 1000 を操作するために使用される。操作部 180 は、眼科装置 1000 に設けられた各種のハードウェアキー（ジョイスティック 800、ボタン、スイッチなど）を含む。また、操作部 180 は、タッチパネル式の表示画面 10a に表示される各種のソフトウェアキー（ボタン、アイコン、メニューなど）を含む。
40

【0075】

表示部 170 および操作部 180 の少なくとも一部が一体的に構成されていてもよい。その典型例として、タッチパネル式の表示画面 10a がある。

【0076】

(通信部 190)

通信部 190 は、図 1 に示す外部装置 900 と通信するための機能を有する。通信部 190 は、たとえば処理部 9 に設けられていてもよい。通信部 190 は、外部装置 900 との通信の形態に応じた構成を有する。

【0077】

(演算処理部 120)

10

20

30

40

50

演算処理部 120 は、図 9 に示すように、眼屈折力算出部 121 と、眼軸長算出部 122 と、IOL 度数算出部 123 とを含む。眼屈折力算出部 121 は、第 1 屈折力算出部 121A と、第 2 屈折力算出部 121B とを含む。また、演算処理部 120 は、ラインセンサー 13 や撮像素子 59、74 や分光器 83 により取得された信号を取り込み、各種の制御や画像の形成や解析等を行う。

【0078】

眼屈折力算出部 121 は、被検眼 E の屈折力を算出する。眼屈折力算出部 121 は、レフ測定投影系 6 およびレフ測定受光系 7 を用いた屈折力測定において被検眼 E の屈折力を求めたり、眼軸長測定系 8 を用いた屈折力測定において被検眼 E の屈折力を求めたりする。主制御部 111 は、レフ測定投影系 6 およびレフ測定受光系 7 を用いた屈折力測定の測定結果に基づいて、眼軸長測定系 8 を用いて被検眼 E の屈折力測定を実行させることが可能である。レフ測定投影系 6 およびレフ測定受光系 7 を用いて屈折力測定が行われたとき、第 1 屈折力算出部 121A により被検眼 E の屈折力が求められる。眼軸長測定系 8 を用いて屈折力測定が行われたとき、第 2 屈折力算出部 121B により被検眼 E の屈折力が求められる。

10

【0079】

第 1 屈折力算出部 121A は、被検眼 E に投影されたリング状の測定パターン光束の眼底 Ef からの戻り光に基づくリング像の形状を解析することにより被検眼 E の眼球光学系の屈折力を算出する。第 1 屈折力算出部 121A は、たとえば、戻り光に基づくリング像が描出された画像を解析し、リング像の重心位置を求める。第 1 屈折力算出部 121A は、画像内の画素値（輝度値）の分布を求めることによりリング像の重心に位置を求めることが可能である。次に、第 1 屈折力算出部 121A は、求められた重心位置を中心にリング像の外周方向に延びる複数の走査方向について画素値（輝度値）を走査し、各走査方向の輝度分布を求める。第 1 屈折力算出部 121A は、各走査方向の輝度分布から所定の輝度値の範囲内の中心位置を求めることによりリング像を特定し、特定されたリング像に対して楕円近似処理を行うことにより近似楕円を特定する。第 1 屈折力算出部 121A は、特定された近似楕円の長径の長さ（ a ）と短径の長さ（ b ）を用いた公知の式にしたがって、球面度数 S 、乱視度数 C 、および乱視軸角度 A を求める。また、第 1 屈折力算出部 121A は、撮像素子 74 によって取得されたリング像の基準パターンからの変形や変位を求め、求められた変形や変位から被検眼 E の屈折力を求めることが可能である。

20

30

【0080】

第 2 屈折力算出部 121B は、眼軸長測定系 8 を用いた OCT 計測により被検眼 E の少なくとも球面度数を求める。この実施形態では、第 2 屈折力算出部 121B は、球面度数として等価球面度数を求めることが可能である。第 2 屈折力算出部 121B は、OCT 計測において参照ミラー（たとえば、参照ミラー 94B）を移動させることにより干渉光 LC の検出信号のピーク値を探索してピーク位置を特定する。第 2 屈折力算出部 121B は、OD の基準位置からの参照ミラーの移動量と、特定されたピーク位置の基準位置からのずれ量とに基づいて等価球面度数を求める。

【0081】

また、眼屈折力算出部 121 は、観察系 5 の撮像素子 59 によって取得されたケラトリング像を解析することにより、角膜屈折力や角膜乱視度や角膜乱視軸角度を算出することが可能である。たとえば、眼屈折力算出部 121 は、取得されたケラトリング像に対して演算処理を施すことにより角膜前面の強主経線や弱主経線の角膜曲率半径を算出し、算出された角膜曲率半径から角膜屈折力や角膜乱視度や角膜乱視軸角度を算出する。

40

【0082】

眼軸長算出部 122 は、眼軸長測定系 8 を用いて取得された図 7 に示す 2 つの干渉信号を用いて被検眼 E の眼軸長を算出する。

【0083】

IOL 度数算出部 123 は、被検眼 E の眼屈折力と眼軸長とを用いて、公知の計算式により IOL の度数を求める。なお、IOL 度数算出部 123 は、眼屈折力や眼軸長以外の

50

眼球情報を用いて、IOLの度数を求めてもよい。このような眼球情報として、角膜厚、前房深度、水晶体厚などがある。

【0084】

レフ測定投影系6、レフ測定受光系7、および演算処理部120（第1屈折力算出部121A）は、この実施形態に係る「第1測定部」の一例である。レフ測定投影系6およびレフ測定受光系7は、この実施形態に係る「測定光学系」の一例である。撮像素子74は、この実施形態に係る「第1検出部」の一例である。眼軸長測定系8および演算処理部120（第2屈折力算出部121B）は、この実施形態に係る「第2測定部」の一例である。OCTユニット80は、この実施形態に係る「干渉光学系」の一例である。分光器83は、この実施形態に係る「第2検出部」の一例である。

10

【0085】

<動作例>

実施形態に係る眼科装置1000の動作例について説明する。この実施形態では、被検眼Eに対する他覚屈折測定により得られた測定結果を用いてIOL度数を決定することができない場合に、眼軸長測定系8を用いたOCT計測により被検眼Eの少なくとも球面度数を求める。以下では、IOL度数を決定することができない場合として、被検眼Eに対して投影されたリング状の測定パターン光束の戻り光に基づくリング像を取得することができないと判断された場合を例に説明するが、実施形態はこれに限定されるものではない。

【0086】

20

図10～図12に、この実施形態に係る眼科装置1000の動作例のフロー図を示す。

【0087】

(S1)

まず、被検者の顔を顔受け部500で固定した後、操作部180に対する検者の操作を受け、制御部110は、Zアライメント光源11やXYアライメント光源21や光源41を点灯させる。処理部9は、撮像素子59の撮像面上に結像された前眼部像の撮像信号を取得し、表示部170（表示部10の表示画面10a）に前眼部像E'を表示させる。その後、ヘッド部400が被検眼Eの検査位置に移動される。検査位置とは、被検眼Eの検査を行うことが可能な位置である。前述のアライメント（Zアライメント投影系1およびXYアライメントスポット投影系2と観察系5とによるアライメント）を介して被検眼Eが検査位置に配置される。ヘッド部400の移動は、ユーザによる操作若しくは指示または制御部110による指示にしたがって、制御部110によって実行される。すなわち、被検眼Eの検査位置へのヘッド部400の移動と、他覚測定を行うための準備とが行われる。

30

【0088】

また、制御部110は、レフ測定光源61と合焦レンズ72、合焦レンズ85、合焦レンズ43が連動して、光軸に沿って原点、たとえば、ODの位置に移動される。原点への移動は、ユーザによる操作若しくは指示または制御部110による指示にしたがって、制御部110によって実行される。ユーザによってフォーカス調整のための操作または指示が終了したとき、または制御部110によって公知の手法によりフォーカス調整が適正であると判定されたとき、眼科装置1000の動作はS2に移行する。

40

【0089】

(S2)

制御部110は、ダイクロイックミラー52により観察系5の光路から分岐された光路上にクイックリターンミラー67の反射面を配置させる。S2では、前述のようにレフ測定のためのリング状の測定パターン光束が被検眼Eに投影される。被検眼Eからの測定パターン光束の戻り光に基づくリング像が、撮像素子74の結像面に結像される。

【0090】

(S3)

制御部110は、S2において撮像素子74により検出された眼底Efからの戻り光に

50

基づくリング像を取得できたか否かを判定する。たとえば、制御部 110 は、撮像素子 74 により検出された戻り光に基づく像のエッジの位置（画素）を検出し、像の幅（外径と内径との差）が所定値以上であるか否かを判定する、もしくは強度が所定の高さ以上の点（像）に基づいてリングを形成できるか否かを判定することにより、リング像を取得できたか否かを判定する。リング像を取得できたと判定されたとき（S3：Y）、眼科装置 1000 の動作は S4 に移行する。原点、たとえば 0D の位置でリング像を取得できない場合、レフ測定光源 61 と合焦レンズ 72、合焦レンズ 85、合焦レンズ 43 を連動させて、たとえば +10D、-10D の位置へ移動し、同様の判定を行う。どの位置でもリング像を取得できないと判定されたとき（S3：N）、眼科装置 1000 の動作は S10 に移行する。

10

【0091】

(S4)

リング像を取得できたと判定されたとき（S3：Y）、制御部 110 は、レフ測定を実行する。レフ測定では、第 1 屈折力算出部 121A が、S2 において投影された測定パターン光束、または S4 において新たに投影された測定パターン光束の戻り光に基づくリング像が前述のように解析される。それにより、球面度数 S、乱視度数 C、および乱視軸角度 A が求められる。制御部 110 では、算出された球面度数などが記憶部 112 に記憶される。制御部 110 からの指示、または操作部 180 に対するユーザの操作若しくは指示により、眼科装置 1000 の動作は S5 に移行する。

20

【0092】

(S5)

制御部 110 は、ケラトリング光源 32 を点灯させる。ケラトリング光源 32 から光が出力されると、角膜 K に角膜形状測定用リング状光束光が投影される。眼屈折力算出部 121 は、撮像素子 59 によって取得された像に対して演算処理を施すことにより、角膜曲率半径を算出し、算出された角膜曲率半径から角膜屈折力、角膜乱視度および角膜乱視軸角度を算出する。制御部 110 では、算出された角膜屈折力などが記憶部 112 に記憶される。制御部 110 からの指示、または操作部 180 に対するユーザの操作若しくは指示により、眼科装置 1000 の動作は S6 に移行する。

【0093】

(S6)

制御部 110 は、ダイクロイックミラー 52 により観察系 5 の光路から分岐された光路からクイックリターンミラー 67 を退避させる。続いて、制御部 110 は、OCT 光源 81 を点灯させ、前述のように眼軸長測定を実行させる。眼軸長算出部 122 は、眼軸長を算出する。制御部 110 では、算出された眼球情報が記憶部 112 に記憶される。眼軸長測定が終了したとき、眼科装置 1000 の動作は S7 に移行する。S7 への移行は、制御部 110 からの指示、または操作部 180 に対するユーザの操作若しくは指示により行われる。

30

【0094】

(S7)

制御部 110 は、たとえば、操作部 180 に対するユーザの指示に基づき、視標チャート 42 を制御することにより所望の視標を表示させる。また、制御部 110 は、他覚測定の結果に応じた位置に合焦レンズ 43 を移動させる。被検者は、眼底 Ef に投影された視標に対する応答を行う。たとえば、視力測定用の視標の場合には、被検者の応答により被検眼の視力値が決定される。視標の選択とそれに対する被検者の応答が、検者または制御部 110 の判断により繰り返し行われる。自覚測定が終了したとき、眼科装置 1000 の動作は S8 に移行する。S8 への移行は、制御部 110 からの指示、または操作部 180 に対するユーザの操作若しくは指示により行われる。

40

【0095】

(S8)

制御部 110 は、他覚測定で得られた被検眼 E の乱視状態（乱視度数、乱視軸角度）に

50

基づいて、この乱視状態が矯正されるようにVCCレンズ44を制御する。被検者は、眼底Efに投影された視標に対する応答を行う。たとえば、視力測定用の視標の場合には、被検者の応答により被検眼の視力値が決定される。視標の選択とそれに対する被検者の応答が、検者または制御部110の判断により繰り返し行われる。検者または制御部110は、被検者からの応答に基づいて視力値或いは処方値(S、C、A)を決定する。矯正が終了したとき、眼科装置1000の動作はS9に移行する。S9への移行は、制御部110からの指示、または操作部180に対するユーザの操作若しくは指示により行われる。

【0096】

(S9)

制御部110は、IOL度数算出部123において、前述の測定で求められた被検眼Eの屈折力とS6において求められた眼軸長とを用いて、IOLの度数を求める。制御部110では、求められたIOL度数が記憶部112に記憶される。以上で、眼科装置1000の動作は終了となる(エンド)。

【0097】

(S10)

S3においてリング像を取得できないと判定されたとき(S3:N)、制御部100は、ダイクロイックミラー52により観察系5の光路から分岐された光路からクイックリターンミラー67を退避させ、OCT光源81を点灯させる。このとき、合焦レンズ85は、たとえば0Dの位置に配置される。

【0098】

(S11)

制御部110は、網膜用参照ミラーユニット94の参照ミラー94Bを光軸に沿って移動させつつ、被検眼Eの眼底Efからの測定光LSの戻り光により生成された干渉光LCの検出信号の所定の波高値以上のピーク値を探索する。

【0099】

(S12)

ピーク値の探索によりピーク値が検出されたと判定されたとき(S12:Y)、眼科装置1000の動作はS13に移行する。原点、たとえば0Dの位置でピーク値が検出されない場合、レフ測定光源61と合焦レンズ72、合焦レンズ85、合焦レンズ43を連動させて、たとえば+10D、-10Dの位置へ移動し、同様の判定を行う。どの位置でもピーク値の探索によりピーク値が検出されないと判定されたとき(S12:N)、眼科装置1000の動作はS19に移行する。

【0100】

(S13)

S12においてピーク値が検出されたと判定されたとき(S12:Y)、制御部110は、波高値がより高いピーク値が検出されるように合焦レンズ85を移動させる。合焦レンズ85に連動して、レフ測定受光系7の光軸に沿って合焦レンズ72、レフ測定光源61も移動される。

【0101】

(S14)

制御部110は、S13における合焦レンズ85等の移動により得られた新たなピーク値から白内障の進行度を示す評価値を算出する。

【0102】

たとえば、白内障の進行度を水晶体の混濁状態に応じて複数の段階にあらかじめ分割することが可能である。各段階には、あらかじめ評価値が割り当てられている。水晶体の混濁状態はS13において得られたピーク値に反映されるものと推定される。そこで、制御部110は、S13において得られたピーク値が前述の複数の段階のいずれの段階であるかを特定することにより白内障の進行度を示す評価値を求めることができる。

【0103】

(S15)

10

20

30

40

50

次に、制御部 110 は、レフ測定条件を変更する。たとえば、制御部 110 は、S15 における第 1 変更制御として、第 1 変更量だけ検出感度を上げるように撮像素子 74 を制御する。第 1 変更量は、あらかじめ決められた量であってもよいし、S14 において求められた評価値に基づいて決定されてもよい。検出感度を上げることにより、被検眼 E の眼底 Ef からの戻り光を検出しやすくなり、リング像を取得しやすくなる。

【0104】

また、制御部 110 は、S15 における第 2 変更制御として、撮像素子 74 に対して第 1 変更時間だけ露光時間が長くなるように制御したり、撮像素子 74 により検出された光に基づく像の重ね合わせ枚数を第 1 変更枚数だけ増やすように制御してもよい。たとえば、第 1 変更時間や第 1 変更枚数は、あらかじめ決められた時間や枚数であってもよいし、S14 において求められた評価値に基づいて決定されてもよい。露光時間を長くしたり像の重ね合わせ枚数を増やすことにより、被検眼 E の眼底 Ef からの戻り光を検出しやすくなり、リング像を取得しやすくなる。

【0105】

更に、制御部 110 は、S15 における第 3 変更制御として、第 2 変更量だけ光の光量を上げるようにレフ測定光源 61 を制御してもよい。たとえば、第 2 変更量は、あらかじめ決められた量であってもよいし、S14 において求められた評価値に基づいて決定されてもよい。光源の光量を上げることにより、被検眼 E の眼底 Ef に到達する光量を上げ、戻り光の光量を上げることができる。

【0106】

S15 では、第 1 変更制御、第 2 変更制御、および第 3 変更制御の少なくとも 1 つが実行される。また、第 1 変更制御、第 2 変更制御、および第 3 変更制御のうち実行される制御内容が、S14 において求められた評価値に基づいて決定されてもよい。たとえば、第 1 変更制御、第 2 変更制御、および第 3 変更制御が、評価値に基づいて択一的に選択される。また、たとえば、第 1 変更制御、第 2 変更制御、および第 3 変更制御の優先順序で S15 の制御内容が決定されてもよい。

【0107】

(S16)

次に、制御部 110 は、S15 において測定条件が変更されたレフ測定により眼底 Ef からの戻り光に基づくリング像を取得できたか否かを S3 と同様に判定する。リング像を取得できたと判定されたとき (S16: Y)、眼科装置 1000 の動作は S4 に移行し、再びレフ測定を実行する。一方、リング像を取得できないと判定されたとき (S16: N)、眼科装置 1000 の動作は S17 に移行する。

【0108】

(S17)

リング像を取得できないと判定されたとき (S16: N)、制御部 110 は、リトライを実行するか否かを判定する。たとえば、制御部 110 は、S17 において過去にリトライが実行された回数が所定回数以下であるか否かを判定することにより、リトライを実行するか否かを判定する。リトライを実行すると判定されたとき (S17: Y)、眼科装置 1000 の動作は S15 に移行する。リトライを実行しないと判定されたとき (S17: N)、眼科装置 1000 の動作は S18 に移行する。

【0109】

(S18)

リトライを実行しないと判定されたとき (S17: N)、制御部 110 は、第 2 屈折力算出部 121B において、前述の通り、少なくとも球面度数を求める。S18 の詳細については後述する。眼科装置 1000 の動作は S5 に移行する。

【0110】

(S19)

S12 においてピーク値が検出されないと判定されたとき (S12: N)、制御部 110 は、OCT 計測条件を変更する。たとえば、制御部 110 は、S19 における第 4 変更

10

20

30

40

50

制御として、第2変更量だけ検出感度を上げるよう分光器83を制御する。第2変更量は、あらかじめ決められた量であってもよいし、S11において探索されたピーク値の最大値に基づいて決定されてもよい。検出感度を上げることにより、被検眼Eの眼底Efからの戻り光に基づく干渉光を検出しやすくなる。

【0111】

また、制御部110は、S19における第5変更制御として、分光器83に対して第2変更時間だけ露光時間が長くなるように制御したり、分光器83により検出された光に基づく像の重ね合わせ枚数を第2変更枚数だけ増やすように制御してもよい。たとえば、第2変更時間や第2変更枚数は、あらかじめ決められた時間や枚数であってもよいし、S11において探索されたピーク値の最大値に基づいて決定されてもよい。露光時間を長くしたり像の重ね合わせ枚数を増やすことにより、被検眼Eの眼底Efからの戻り光に基づく干渉光を検出しやすくなる。

10

【0112】

更に、制御部110は、S19における第6変更制御として、第3変更量だけ光の光量上げるようにOCT光源81を制御するようにしてもよい。たとえば、第3変更量は、あらかじめ決められた量であってもよいし、S11において探索されたピーク値の最大値に基づいて決定されてもよい。光源の光量上げることにより、被検眼Eの眼底Efに到達する光量上げ、戻り光に基づく干渉光の光量上げができる。

【0113】

S19では、第4変更制御、第5変更制御、および第6変更制御の少なくとも1つが実行される。また、第4変更制御、第5変更制御、および第6変更制御のうち実行される制御内容が、S11において探索されたピーク値の最大値に基づいて決定されてもよい。たとえば、第4変更制御、第5変更制御、および第6変更制御が、探索されたピーク値の最大値に基づいて択一的に選択される。また、たとえば、第4変更制御、第5変更制御、および第6変更制御の優先順序でS19の制御内容が決定されてもよい。

20

【0114】

(S20)

制御部110は、S12と同様に、網膜用参照ミラーユニット94の参照ミラー94Bを光軸に沿って移動させつつ、被検眼Eの眼底Efからの測定光LSの戻り光により生成された干渉光LCの検出信号の所定の波高値以上のピーク値を探索する。

30

【0115】

(S21)

ピーク値の探索によりピーク値が検出されたと判定されたとき(S21:Y)、眼科装置1000の動作はS13に移行する。ピーク値の探索によりピーク値が検出されないと判定されたとき(S21:N)、眼科装置1000の動作はS22に移行する。

【0116】

(S22)

ピーク値が検出されないと判定されたとき(S21:N)、制御部110は、S22において過去にリトライが実行された回数が所定回数以下であるか否かを判定することにより、リトライを実行するか否かを判定する。リトライを実行すると判定されたとき(S22:Y)、眼科装置1000の動作はS19に移行する。リトライを実行しないと判定されたとき(S22:N)、眼科装置1000の動作はS23に移行する。

40

【0117】

(S23)

リトライを実行しないと判定されたとき(S22:N)、制御部110は、測定エラー処理を実行する。測定エラー処理は、測定エラーである旨を表示部170に表示する処理を含む。測定エラー処理は、当該測定により信頼性の高い値の取得が不可能であった旨を表示部170に表示する処理を含んでもよい。以上で、眼科装置1000の動作は終了する(エンド)。

【0118】

50

図 13 に、図 12 の S18 の球面度数の算出処理の処理例のフロー図を示す。

【0119】

(S31)

眼科装置 1000 の動作が S18 に移行すると、制御部 110 は、S11 において探索された干渉光 LC の検出信号のピーク値のうち所定の波高値以上のピーク値を取得する。なお、所定の波高値以上のピーク値を取得できない場合には、探索されたピーク値の最大値を取得するようにしてもよい。

【0120】

(S32)

制御部 110 は、第 2 屈折力算出部 121B において、球面度数として等価球面度数を求める。第 2 屈折力算出部 121B は、S31 においてピーク値が最大となる合焦ミラー 85 の位置を特定し、0D の基準位置からの合焦ミラー 85 の移動量に基づいて等価球面度数を求める。以上で、制御部 110 は球面度数の算出処理の処理を終了する（エンド）。

10

【0121】

S10～S22、S31～S32 は、実施形態に係る「新たな測定」の一例である。S13～S17 は、実施形態に係る「第 1 測定制御」の一例である。

【0122】

[効果]

実施形態に係る眼科装置 1000 の効果について説明する。

20

【0123】

実施形態に係る眼科装置（たとえば、眼科装置 1000）は、第 1 測定部（たとえば、レフ測定投影系 6、レフ測定受光系 7、第 1 屈折力算出部 121A）と、第 2 測定部（たとえば、眼軸長測定系 8、第 2 屈折力算出部 121B）と、制御部（たとえば、制御部 110）とを含む。第 1 測定部は、第 1 光源（たとえば、レフ測定光源 61）からの光を被検眼（たとえば、被検眼 E）に照射し、その戻り光を検出することにより被検眼の屈折力を測定する。第 2 測定部は、第 2 光源（たとえば、OCT 光源 81）からの光を参照光（たとえば、参照光 LR）と測定光（たとえば、測定光 LS）とに分割し、測定光を被検眼に照射し、測定光の戻り光と参照光との干渉光（たとえば、干渉光 LC）を検出することにより被検眼の少なくとも球面度数を求める。制御部は、第 1 測定部による測定結果に基づいて、第 2 測定部に新たな測定を実行させる。

30

【0124】

このような構成によれば、第 1 測定部で被検眼 E の屈折力を測定することができない場合であっても、第 2 測定部を用いて少なくとも球面度数を求めることができる。それにより、白内障が進行した場合であっても IOL の度数を決定することが可能である。

【0125】

また、第 1 測定部は、被検眼に測定パターンを投影し、被検眼からの戻り光に基づくパターン像の形状を解析することにより屈折力を測定し、制御部は、パターン像の形状の解析結果に基づいて新たな測定を第 2 測定部に実行させてもよい。

【0126】

このような構成によれば、測定パターンの戻り光に基づくパターン像を解析することにより第 1 測定部による測定ができたか否かを判定することができる。それにより、測定パターンの戻り光に基づくパターン像を用いて被検眼 E の屈折力を測定することができない場合であっても、少なくとも球面度数を求めることができる。それにより、白内障が進行した場合であっても IOL の度数を決定することが可能である。

40

【0127】

また、制御部は、新たな測定を第 2 測定部に実行させる前に、第 1 測定部の測定条件を変更して屈折力の測定を再実行させることにより得られたパターン像の形状を解析する第 1 測定制御を実行し、第 1 測定制御におけるパターン像の形状の解析結果に応じて、第 1 測定部による再測定または第 2 測定部による新たな測定を実行させてもよい。

50

【0128】

このような構成によれば、第1測定部の測定条件を変更しつつ第1測定部による測定が可能か否かを判定し、可能であると判定されたとき第1測定部による再測定を実行させるようにしたので、第1測定部を用いてできるだけ正確な測定値を取得することができる。

【0129】

また、制御部は、新たな測定を第2測定部に実行させる前に、測定光の戻り光のピーク位置の検出を行い、ピーク位置が検出された場合に第1測定制御を実行し、ピーク位置が検出されない場合に、第2測定部の測定条件を変更して少なくとも球面度数の測定を再実行させることにより得られた新たな戻り光のピーク位置が検出されたとき第1測定制御を実行するようにしてもよい。

10

【0130】

このような構成によれば、第2測定部の測定条件を変更しつつ第2測定部による測定が可能か否かを判定し、可能であると判定されたとき第2測定部による再測定を実行させるようにしたので、第2測定部を用いてできるだけ正確な測定値を取得することができる。

【0131】

また、第1測定部は、測定光学系（たとえば、レフ測定投影系6、レフ測定受光系7）と、第1検出部（たとえば、撮像素子74）と、第1屈折力算出部（たとえば、第1屈折力算出部121A）とを含んでもよい。測定光学系は、第1光源からの光を被検眼に照射し、被検眼からの戻り光を導く。第1検出部は、測定光学系により導かれた戻り光を検出する。第1屈折力算出部は、第1検出部により得られた戻り光の検出結果に基づいて被検

20

【0132】

このような構成によれば、第1光源や第1検出部などを制御することにより第1測定部の測定条件を変更するようにしたので、白内障が進行した場合に簡素な制御でIOLの度数を決定することができる。

【0133】

また、第2測定部は、干渉光学系（たとえば、OCTユニット80）と、第2検出部（たとえば、分光器83）と、第2屈折力算出部（たとえば、第2屈折力算出部121B）とを含んでもよい。干渉光学系は、第2光源からの光を参照光と測定光とに分割し、測定光を被検眼に照射し、その戻り光と参照光との干渉光を生成する。第2検出部は、干渉光を検出する。第2屈折力算出部は、第2検出部により得られた干渉光の検出結果に基づいて少なくとも球面度数を求める。制御部は、第2光源からの光の光量、第2検出部による干渉光の検出感度、第2検出部における干渉光の露光時間、および第2検出部により検出された干渉光に基づく像の重ね合わせ枚数のうち少なくとも1つを変更することにより、第2測定部の測定条件を変更する。

30

【0134】

このような構成によれば、第2光源や第2検出部などを制御することにより第2測定部の測定条件を変更するようにしたので、白内障が進行した場合に簡素な制御でIOLの度数を決定することができる。

40

【0135】

また、測定パターンは、リング状のパターンであってもよい。

【0136】

このような構成によれば、第1測定部によりリング上の測定パターンを用いて被検眼の屈折力を測定するようにしたので、一般的なレフ測定を利用しつつ、白内障が進行した場合であってもIOLの度数を決定することができる。

【0137】

また、第2測定部は、眼軸長算出部（たとえば、眼軸長算出部122）を含んでもよい

50

。眼軸長算出部は、干渉光を検出することにより被検眼の眼軸長を求める。

【0138】

このような構成によれば、第1測定部で被検眼Eの屈折力を測定することができない場合に、IOLの度数の算出に用いられる眼軸長の測定系を流用しつつ少なくとも球面度数を求めるようにしたので、IOLの度数を決定するための装置の小型化が可能になる。

【0139】

<変形例>

前述の実施形態では、第2屈折力算出部121Bが眼軸長測定系8を用いて球面度数（等価球面度数）だけを求める場合について説明したが、実施形態に係る眼科装置の構成はこれに限定されるものではない。実施形態の変形例に係る第2屈折力算出部は、眼軸長測定系を用いて球面度数、乱視度数、および乱視軸角度を求める。

10

【0140】

実施形態の変形例に係る眼科装置の構成および動作は、実施形態に係る眼科装置の構成および動作とほぼ同様である。以下では、前述の実施形態と同様の部分について符号をそのまま用い、本変形例について実施形態との相違点を中心に説明する。

【0141】

本変形例に係る眼科装置は、図12のS18において、以下のように眼軸長測定系を用いて球面度数、乱視度数、および乱視軸角度を求めることができる。

【0142】

図14に、本変形例に係る図12のS18の処理例のフロー図を示す。図15および図16に、図14のS43、S44の動作説明図を示す。

20

【0143】

(S41)

本変形例では、眼科装置の動作がS18に移行すると、制御部110は、S11において探索された干渉光LCの検出信号のピーク値のうち所定の波高値以上のピーク値を取得する。なお、所定の波高値以上のピーク値を取得できない場合には、ピーク値の最大値を取得するようにしてもよい。

【0144】

(S42)

制御部110は、XYスキャナ87により測定光LSを偏向することにより、当該測定光LSで被検眼Eの瞳上を円形スキャンする（たとえば、直径3mmの円周上）。たとえば、図15に示すように、スキャン位置P1～P8でスキャンされる。

30

【0145】

(S43)

第2屈折力算出部121Bは、スキャン位置P1～P8の各スキャン位置で合焦レンズ85をピーク値が最大となる位置に移動し、その位置から球面度数を求める。S43では、たとえばS31～S32と同様に、各スキャン位置において球面度数（等価球面度数）が求められる。

【0146】

(S44)

第2屈折力算出部121Bは、S43において求められた各スキャン位置での球面度数の分布から球面度数、乱視度数、および乱視軸角度（レフ値）を求める。

40

【0147】

各スキャン位置では、前述の合焦レンズ85の位置、すなわち球面度数が乱視度数分だけずれる。第2屈折力算出部121Bは、スキャン位置P1～P8の各スキャン位置で取得された球面度数を解析することにより被検眼Eの球面度数S、乱視度数C、および乱視軸角度Aを求めることが可能である。たとえば、第2屈折力算出部121Bは、S43で求められた各スキャン位置での球面度数の平均値を求め、求められた平均値を光軸中心位置（重心位置）C1からの各位置までの距離（円形スキャンの半径）と対応付ける。第2屈折力算出部121Bは、各スキャン位置における球面度数と当該平均値との差分を求め

50

る。第2屈折力算出部121Bは、中心位置C1を基準に、各スキャン位置での差分を加味した新たな位置P1'～P8'を特定し、特定された新たな位置に対して楕円近似処理を行うことにより近似楕円AEを特定する(図16)。第2屈折力算出部121Bは、特定された近似楕円AEの長径DLの長さ、短径DSの長さをを用いた公知の式にしたがって、球面度数S、乱視度数C、および乱視軸角度Aを求める。

【0148】

以上で、制御部110は本変形例に係る図12のS18の処理を終了する(エンド)。

【0149】

このような構成によれば、レフ測定で被検眼Eの屈折力を測定することができない場合であっても、眼軸長測定系を用いて球面度数S、乱視度数C、および乱視軸角度Aを求めることができる。それにより、白内障が進行した場合であってもIOLの度数を従来より高精度に求めることが可能になる。

【0150】

(その他の変形例)

以上に示された実施形態またはその変形例は、この発明を実施するための一例に過ぎない。この発明を実施しようとする者は、この発明の要旨の範囲内において任意の変形、省略、追加等を施すことが可能である。

【0151】

上記の実施形態またはその変形例では、眼軸長測定系を用いて眼軸長を求める例について説明したが、眼軸長測定系を用いて角膜厚や前房深度や水晶体厚についても同様に求めることが可能である。

【0152】

上記の実施形態またはその変形例において説明した光学素子やその配置に限定されるものではない。たとえば、上記の実施形態またはその変形例におけるハーフミラーに代えてビームスプリッターが設けられてもよい。

【0153】

眼圧測定機能、眼底撮影機能、前眼部撮影機能、光干渉断層撮影(OCCT)機能、超音波検査機能など、眼科分野において使用可能な任意の機能を有する装置に対して、上記の実施形態またはその変形例に係る発明を適用することが可能である。なお、眼圧測定機能は眼圧計等により実現され、眼底撮影機能は眼底カメラや走査型検眼鏡(SLO)等により実現され、前眼部撮影機能はスリットランプ等により実現される。OCCT機能は光干渉断層計等により実現され、超音波検査機能は超音波診断装置等により実現される。また、このような機能のうち2つ以上を具備した装置(複合機)に対してこの発明を適用することも可能である。

【0154】

また、上記の実施形態とその変形例の適用が可能なシステムにおいて、動作モードの切り替えにより上記の実施形態とその変形例を択一的に適用にすることが可能である。

【符号の説明】

【0155】

- 1 Zアライメント投影系
- 2 XYアライメントスポット投影系
- 3 ケラト測定用リング投影系
- 4 固視および自覚測定系
- 5 観察系
- 6 レフ測定投影系
- 7 レフ測定受光系
- 8 眼軸長測定系
- 9 処理部
- 10、170 表示部
- 80 OCCTユニット

10

20

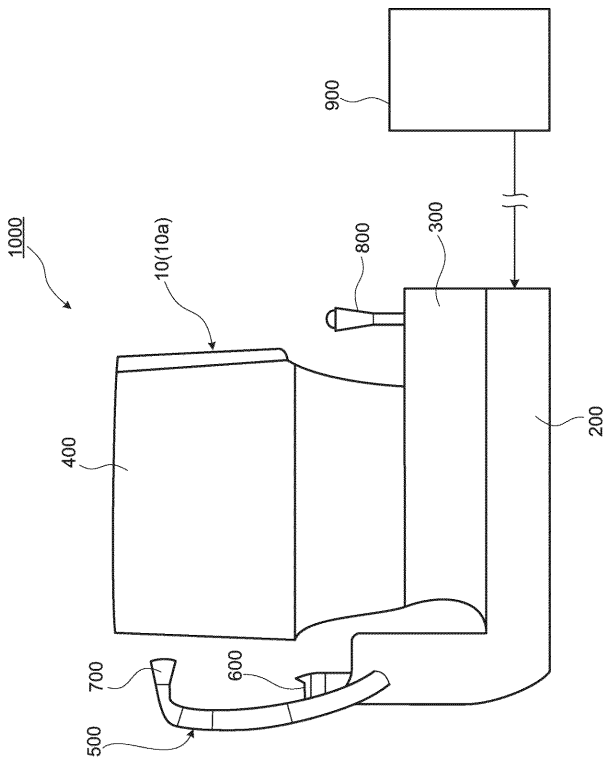
30

40

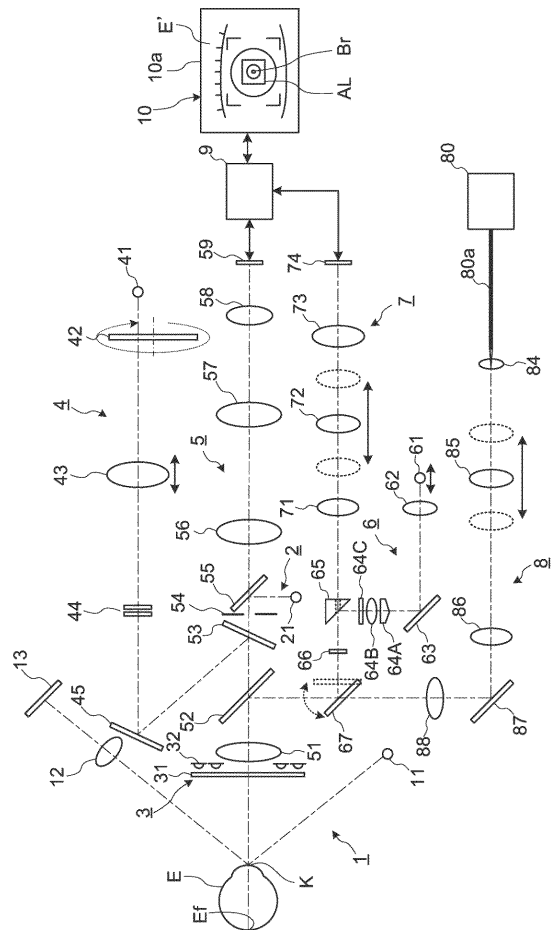
50

- 1 1 0 制御部
- 1 1 1 主制御部
- 1 1 2 記憶部
- 1 2 0 演算処理部
- 1 2 1 眼屈折力算出部
- 1 2 1 A 第1屈折力算出部
- 1 2 1 B 第2屈折力算出部
- 1 2 2 眼軸長算出部
- 1 2 3 IOL度数算出部
- 1 0 0 0 眼科装置

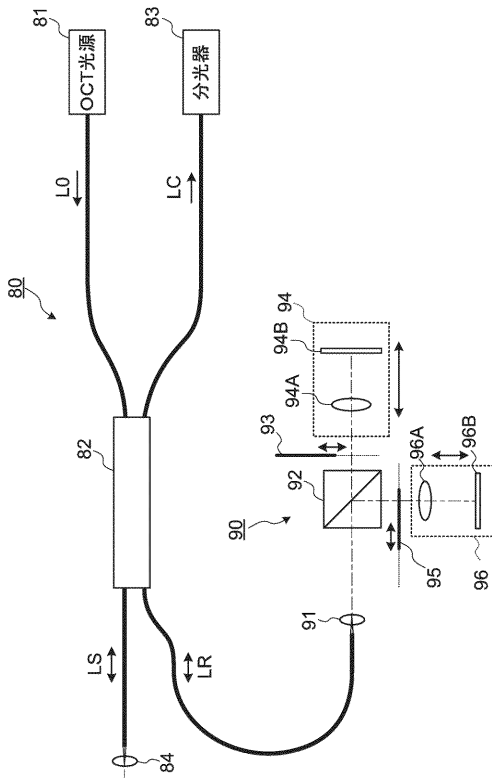
【図 1】



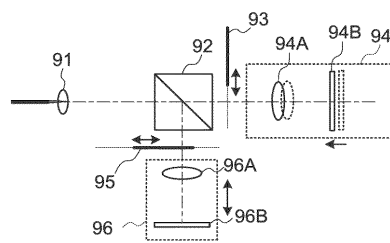
【図 2】



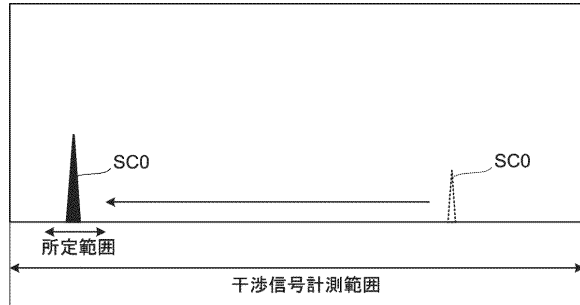
【図 3】



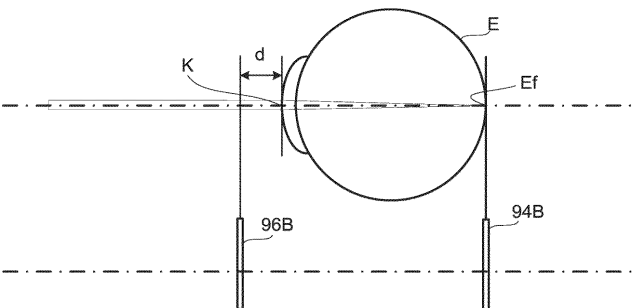
【図 4】



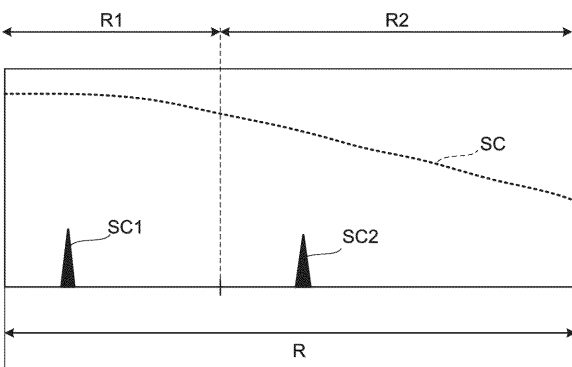
【図 5】



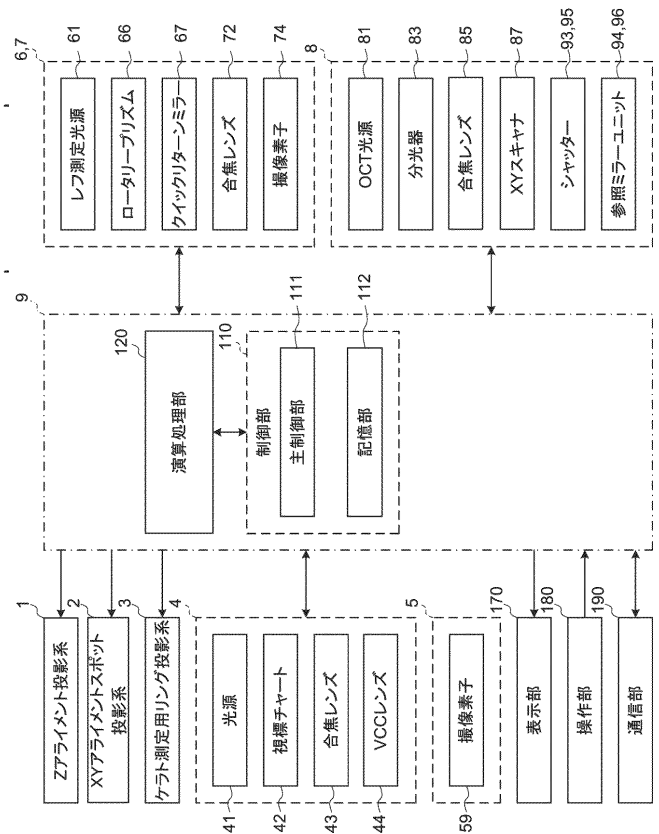
【図 6】



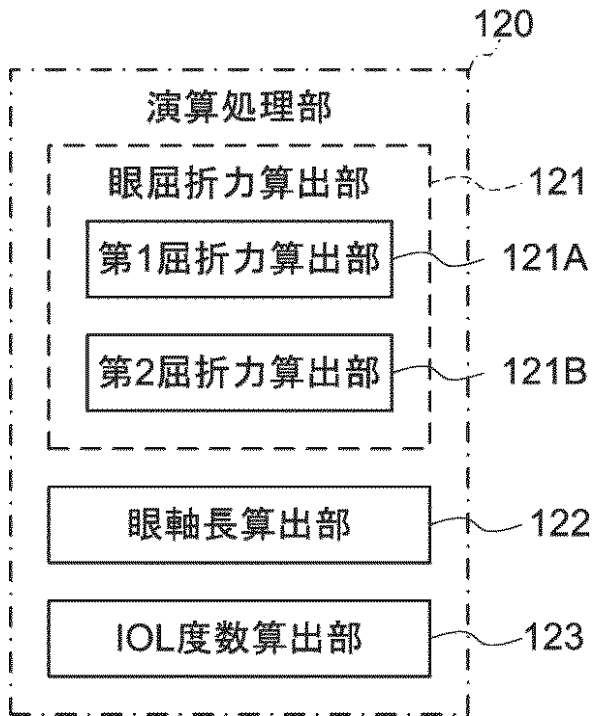
【図 7】



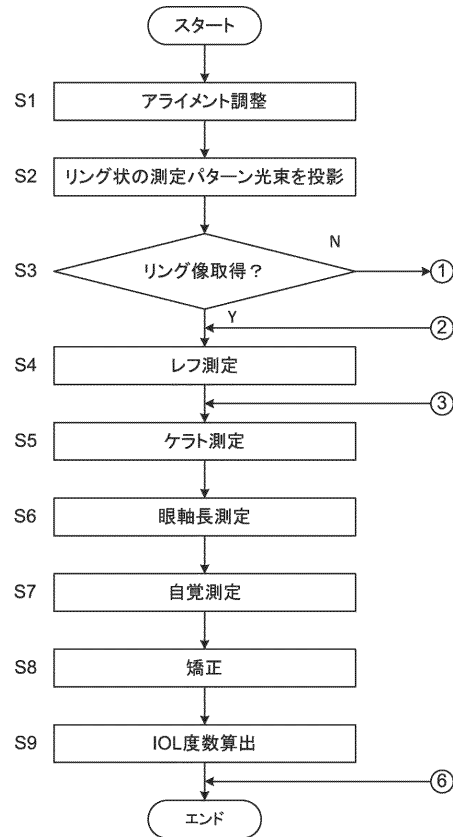
【図 8】



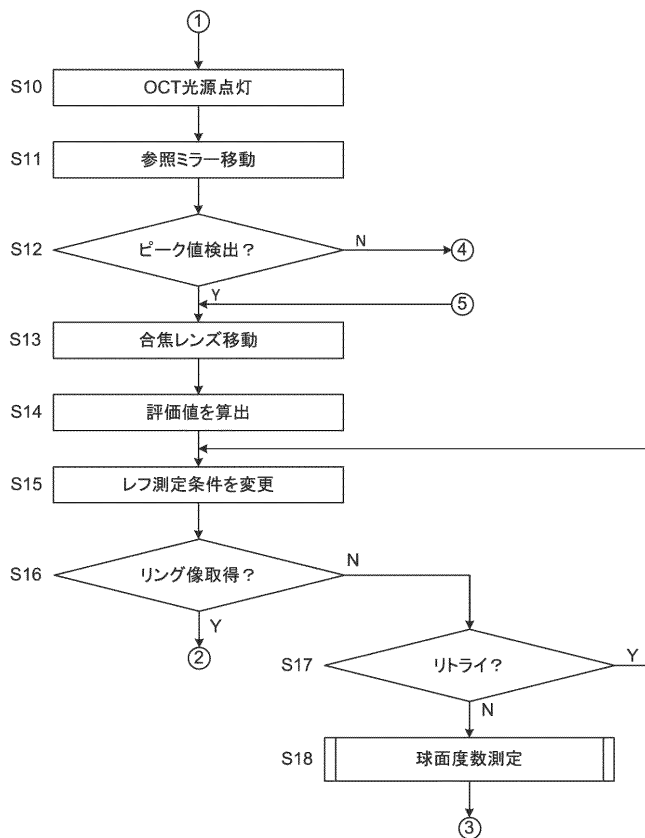
【図 9】



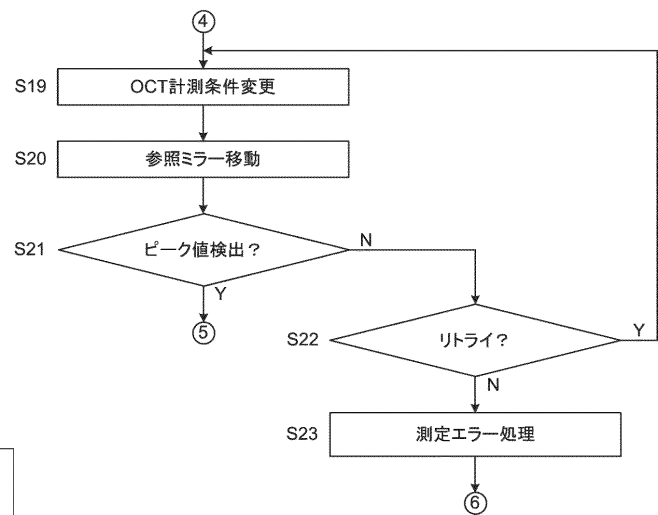
【図 10】



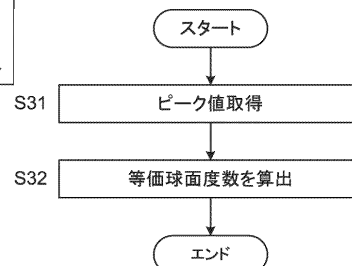
【図 11】



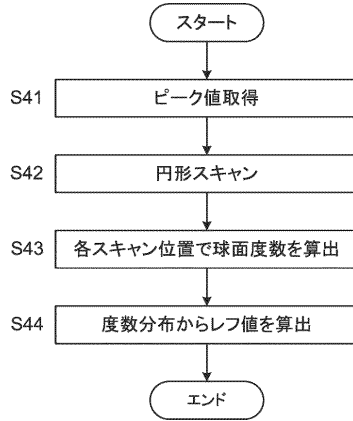
【図 12】



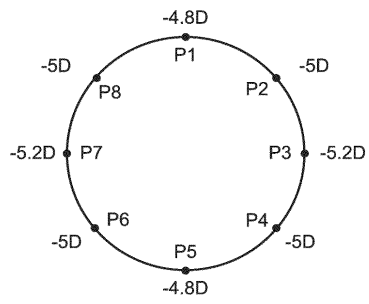
【図 13】



【図 1 4】



【図 1 5】



【図 1 6】

