

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7179523号

(P7179523)

(45)発行日 令和4年11月29日(2022.11.29)

(24)登録日 令和4年11月18日(2022.11.18)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

F I

A 6 1 B

3/10

Z D M

請求項の数 18 (全25頁)

(21)出願番号 特願2018-147783(P2018-147783)
(22)出願日 平成30年8月6日(2018.8.6)
(65)公開番号 特開2020-22569(P2020-22569A)
(43)公開日 令和2年2月13日(2020.2.13)
審査請求日 令和3年7月12日(2021.7.12)

(73)特許権者 000001007
キヤノン株式会社
東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(74)代理人 100090273
弁理士 國分 孝悦
(72)発明者 片芝 悠二
東京都大田区下丸子3丁目30番2号
キヤノン株式会社内
審査官 牧尾 尚能

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 眼底撮像装置、眼底撮像方法およびプログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

ＯＣＴ測定光を用いて被検眼の断層情報を取得するＯＣＴ光学系と、
ＳＬＯ測定光を用いて前記被検眼の眼底情報を取得するＳＬＯ光学系と、
前記ＯＣＴ測定光の光路および前記ＳＬＯ測定光の光路のうち少なくとも一部を共有する、反射光学系で構成された共通光路と、
前記共通光路に設けられた分岐手段により分岐された前記ＯＣＴ測定光の戻り光の波面を測定する測定手段と、
前記共通光路から分岐した前記ＯＣＴ測定光の光路に設けられ、前記被検眼における色収差を補正する色収差補正手段と、
を有することを特徴とする眼底撮像装置。

【請求項2】

前記ＯＣＴ測定光および前記ＳＬＯ測定光を前記共通光路に導く導光手段を有し、
前記色収差補正手段は、
前記ＯＣＴ測定光を出射する光源と前記導光手段との間に設けられることを特徴とする請求項1に記載の眼底撮像装置。

【請求項3】

前記導光手段は、
前記ＯＣＴ測定光および前記ＳＬＯ測定光のうち一方の測定光を透過し他方の測定光を反射する第1の光学手段であることを特徴とする請求項2に記載の眼底撮像装置。

【請求項 4】

前記光源から出射された光を前記 OCT 測定光と参照光とに分割する分割手段と、
前記分割手段により分割された前記 OCT 測定光を平行光にする第 2 の光学手段と、を有し、
前記色収差補正手段は、
前記第 2 の光学手段と前記導光手段との間に設けられることを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の眼底撮像装置。

【請求項 5】

前記共通光路に設けられる第 1 のフォーカス手段と、
前記共通光路から分岐した前記 SLO 測定光の光路、および、前記共通光路から分岐した前記 OCT 測定光の光路のうち少なくとも一方に設けられる第 2 のフォーカス手段と、
を有することを特徴とする請求項 1 ないし 4 の何れか 1 項に記載の眼底撮像装置。

10

【請求項 6】

前記共通光路に設けられる第 1 のフォーカス手段と、
前記共通光路から分岐した前記 SLO 測定光の光路に設けられる第 2 のフォーカス手段と、を有し、
前記第 2 のフォーカス手段は、
前記 SLO 測定光を出射する光源と前記導光手段との間に設けられることを特徴とする請求項 2 ないし 4 の何れか 1 項に記載の眼底撮像装置。

20

【請求項 7】

前記第 2 のフォーカス手段は、
前記 SLO 測定光の光路、および、前記 SLO 測定光が被検眼によって反射される戻り光の光路のうち少なくとも一部を共有する光路に設けられることを特徴とする請求項 6 に記載の眼底撮像装置。

【請求項 8】

前記第 1 のフォーカス手段および前記第 2 のフォーカス手段を介して前記 OCT 測定光および前記 SLO 測定光が前記被検眼の所定の位置にフォーカスされるように制御する制御手段を有し、

前記制御手段は、

前記第 1 のフォーカス手段により前記 OCT 測定光および前記 SLO 測定光のフォーカスを制御した後に、前記第 2 のフォーカス手段により前記 SLO 測定光のフォーカスを制御することを特徴とする請求項 6 または 7 に記載の眼底撮像装置。

30

【請求項 9】

前記共通光路に設けられる第 1 のフォーカス手段と、
前記共通光路から分岐した前記 OCT 測定光の光路に設けられる第 2 のフォーカス手段と、を有し、
前記第 2 のフォーカス手段は、
前記 OCT 測定光を出射する光源と前記導光手段との間に設けられることを特徴とする請求項 2 ないし 4 の何れか 1 項に記載の眼底撮像装置。

【請求項 10】

前記測定手段が測定した波面に基づいて、前記 OCT 測定光および前記 SLO 測定光の波面を補正する補正手段を更に有し、

40

前記補正手段は、

前記分岐手段と前記被検眼との間に設けられることを特徴とする請求項 1 ないし 9 の何れか 1 項に記載の眼底撮像装置。

【請求項 11】

前記第 1 のフォーカス手段および前記第 2 のフォーカス手段を介して前記 OCT 測定光および前記 SLO 測定光が前記被検眼の所定の位置にフォーカスされるように制御する制御手段を有し、

前記制御手段は、

50

前記第 1 のフォーカス手段により前記 OCT 測定光および前記 SLO 測定光のフォーカスを制御した後に、前記第 2 のフォーカス手段により前記 OCT 測定光のフォーカスを制御することを特徴とする請求項 9 に記載の眼底撮像装置。

【請求項 12】

前記第 2 のフォーカス手段のフォーカス調整範囲は、前記第 1 のフォーカス手段のフォーカス調整範囲よりも小さいことを特徴とする請求項 5 ないし 9 の何れか 1 項に記載の眼底撮像装置。

【請求項 13】

前記共通光路に設けられた、前記 OCT 測定光を光軸に対して垂直な第 1 の方向に走査する第 1 の走査手段と、

10

前記共通光路に設けられた、前記 OCT 測定光を前記光軸および前記第 1 の方向に対して垂直な第 2 の方向に走査する第 2 の走査手段と、

前記第 1 の走査手段と前記第 2 の走査手段との間に設けられた、正の屈折力を有するレンズとを更に有し、

前記レンズは、前記第 1 の走査手段により走査された前記 OCT 測定光を、より広い入射角範囲で前記第 2 の走査手段に入射させることを特徴とする請求項 1 ないし 12 の何れか 1 項に記載の眼底撮像装置。

【請求項 14】

前記色収差補正手段は、

前記 OCT 測定光の波長の帯域について前記被検眼の眼底上のフォーカス位置を揃えることを特徴とする請求項 1 ないし 13 の何れか 1 項に記載の眼底撮像装置。

20

【請求項 15】

前記共通光路から分岐した前記 SLO 測定光の光路に設けられ、前記 SLO 測定光を光軸に対して垂直な前記第 1 の方向に走査する第 3 の走査手段を更に有し、

前記第 2 の走査手段は、前記 OCT 測定光および前記 SLO 測定光を前記第 2 の方向に走査することを特徴とする請求項 13 に記載の眼底撮像装置。

【請求項 16】

OCT 測定光を用いて被検眼の断層情報を取得する OCT 光学系と、

SLO 測定光を用いて前記被検眼の眼底情報を取得する SLO 光学系と、

前記 OCT 測定光の光路および前記 SLO 測定光の光路のうち少なくとも一部を共有する、反射光学系で構成された共通光路と、

30

前記共通光路に設けられた分岐手段により分岐された前記 OCT 測定光の戻り光の波面を測定する測定手段と、

前記共通光路から分岐した前記 OCT 測定光の光路に設けられ、前記被検眼における色収差を補正する色収差補正手段と、

前記共通光路に設けられる第 1 のフォーカス手段と、

前記共通光路から分岐した前記 SLO 測定光の光路に設けられる第 2 のフォーカス手段と、を有する眼底撮像装置を用いた眼底撮像方法であって、

前記第 1 のフォーカス手段により前記 OCT 測定光および前記 SLO 測定光のフォーカスを調整する第 1 のステップと、

40

前記第 1 のステップの後に、前記第 2 のフォーカス手段により前記 SLO 測定光のフォーカスを調整する第 2 のステップと、を有することを特徴とする眼底撮像方法。

【請求項 17】

OCT 測定光を用いて被検眼の断層情報を取得する OCT 光学系と、

SLO 測定光を用いて前記被検眼の眼底情報を取得する SLO 光学系と、

前記 OCT 測定光の光路および前記 SLO 測定光の光路のうち少なくとも一部を共有する、反射光学系で構成された共通光路と、

前記共通光路に設けられた分岐手段により分岐された前記 OCT 測定光の戻り光の波面を測定する測定手段と、

前記共通光路から分岐した前記 OCT 測定光の光路に設けられ、前記被検眼における色

50

収差を補正する色収差補正手段と、

前記共通光路に設けられる第１のフォーカス手段と、

前記共通光路から分岐した前記ＯＣＴ測定光の光路に設けられる第２のフォーカス手段と、を有する眼底撮像装置を用いた眼底撮像方法であって、

前記第１のフォーカス手段により前記ＯＣＴ測定光および前記ＳＬＯ測定光のフォーカスを調整する第１のステップと、

前記第１のステップの後に、前記第２のフォーカス手段により前記ＯＣＴ測定光のフォーカスを調整する第２のステップと、を有することを特徴とする眼底撮像方法。

【請求項１８】

コンピュータに、請求項１６または１７に記載の各ステップを実行させるためのプログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、眼底撮像装置、眼底撮像方法およびプログラムに関する。

【背景技術】

【０００２】

近年、眼科装置として、ＯＣＴ（Optical Coherence Tomography）装置やＳＬＯ（Scanning Laser Ophthalmoscope）装置等の照明光を走査して眼底を撮像する装置が広く用いられている。

20

特許文献１には、ＯＣＴ装置とＳＬＯ装置とを複合化して構成された眼科装置が提案されている。このような眼科装置によれば、一度の検査で眼底断層画像と眼底平面画像とを取得することができ、検査の効率化を図ることができる。

【０００３】

ところで、ＯＣＴ装置では測定光の波長の帯域が広いほど深さ方向の分解能が良くなる。しかし、波長の帯域が広がると、被検眼や装置の光学系の色収差により、測定光の波長に応じた眼底上の焦点位置の差が大きくなってしまふ。特に、補償光学ＯＣＴ装置で焦点深度が浅くなると、色収差による焦点位置の差が眼底画像の画質へ与える影響が無視できない。したがって、補償光学ＯＣＴ装置を用いて高分解能で高画質な眼底画像を取得するためには、被検眼や装置の光学系の色収差の補正が重要である。

30

【０００４】

このような問題に対して、特許文献２には、被検眼の色収差を補正するレンズを有する眼科装置が提案されている。特許文献２の眼科装置では、意図的に被検眼の色収差と反対の色収差にしたレンズを被検眼のすぐ前に配置した構成が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

【文献】特開２０１５－２２１０９１号公報
特表２００７－５２１８６６号公報

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

しかしながら、特許文献２の色収差を補正するレンズを被検眼のすぐ前に配置した構成では、特許文献１のようなＯＣＴ光学系とＳＬＯ光学系等の複数の光学系を複合化した構成に適用した場合に新たな課題が生じてしまふ。具体的には、ＯＣＴ光学系とＳＬＯ光学系とでは波長の帯域が異なるために、全ての波長の帯域について色収差を補正しようとするとレンズの構成が複雑化してしまふ。また、ＯＣＴ光学系の波長の帯域についてのみ色収差の補正を行うようにレンズを構成した場合には、ＳＬＯ光学系等の他の光学系の光学性能に悪影響を与えてしまふ虞がある。

【０００７】

50

本発明は、上述したような問題点に鑑みて成されたものであり、OCT光学系とSLO光学系とを有する構成において被検眼の色収差を補正することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の眼底撮像装置は、OCT測定光を用いて被検眼の断層情報を取得するOCT光学系と、SLO測定光を用いて前記被検眼の眼底情報を取得するSLO光学系と、前記OCT測定光の光路および前記SLO測定光の光路のうち少なくとも一部を共有する、反射光学系で構成された共通光路と、前記共通光路に設けられた分岐手段により分岐された前記OCT測定光の戻り光の波面を測定する測定手段と、前記共通光路から分岐した前記OCT測定光の光路に設けられ、前記被検眼における色収差を補正する色収差補正手段と、を有することを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、OCT光学系とSLO光学系とを有する構成において被検眼の色収差を補正することができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】第1の実施形態の眼底撮像装置の構成の一例を示す図である。

【図2】OCT光学系とSLO光学系の撮影範囲を概略的に示す図である。

【図3】第1の実施形態の眼底の撮影手順の一例を示すフローチャートである。

20

【図4】第2の実施形態の眼底撮像装置の構成の一例を示す図である。

【図5】第2の実施形態の眼底の撮影手順の一例を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本発明に係る実施形態について図面を参照して詳細に説明する。ただし、以下の実施形態で説明する寸法、材料、形状および構成要素の相対的な位置等は任意であり、本発明が適用される装置の構成または様々な条件に応じて変更できる。

なお、以下では、人眼の網膜を被検査物とするが、被検査物はこれに限られず、例えば、人眼の前眼部等を被検査物としてもよい。

【0012】

30

< 第1の実施形態 >

図1～図3を参照しながら、被検眼の眼底等の画像の取得に用いられる、本発明の第1の実施形態に係る眼底撮像装置100について説明する。

(装置構成)

図1は、眼底撮像装置100の構成の一例を示す図である。

眼底撮像装置100には、OCT光学系、SLO光学系、前眼観察光学系、固視灯光学系および制御部190(制御手段)が設けられる。なお、本実施形態では、光学系の全体は、主にミラーを用いた反射光学系で構成されている。

制御部190は、汎用のコンピュータを用いて構成してもよく、眼底撮像装置100の専用のコンピュータとして構成してもよい。なお、制御部190は、OCT光学系、SLO光学系、前眼観察光学系および固視灯光学系を備えた撮像部と別個に構成してもよく、一体的に構成してもよい。

40

【0013】

まず、眼底撮像装置100のOCT光学系について説明する。

光源101は、光(低コヒーレント光)を発生させるための光源である。光源101は、OCT光源の一例に対応する。本実施形態では、光源101として、中心波長が830nm、帯域が50nmであるSLD(Super Luminescent Diode)を用いている。ただし、光源101はSLDである場合に限られず、低コヒーレント光を出射できる光源であればよく、ASE(Amplified Spontaneous Emission)等を用いてもよい。なお、光源101は制御部190に接続されて、制

50

御部 190 によって制御される。

【0014】

光源 101 から出射される光の波長は、眼を測定することを鑑みて近赤外光に対応する波長とすることができる。また、光源 101 から出射される光の波長は、得られる断層画像の横方向の分解能に影響するため、なるべく短波長とすることができる。本実施形態では中心波長が 830 nm である。ただし、観察対象の測定部位によっては、他の波長を選んでよい。なお、波長の帯域は広いほど深さ方向の分解能が良くなる。一般的に中心波長が 830 nm の場合、50 nm の帯域では 6 μ m の分解能、100 nm の帯域では 3 μ m の分解能である。ただし、光源 101 の中心波長や帯域はこの場合に限られず、所望の構成に応じて変更することができる。

10

【0015】

光源 101 から出射された光は、シングルモードファイバー 142 を通って光カプラー 141 に導かれる。光カプラー 141 は、分割手段の一例に対応する。光源 101 から出射された光は光カプラー 141 により強度比 90 : 10 で分割され、それぞれ参照光 103 および OCT 測定光 104 となる。ただし、分割の比率はこの場合に限られず、被検査物に合わせて適切に選択することができる。

【0016】

次に、参照光 103 の光路について説明する。光カプラー 141 により分割された参照光 103 は、シングルモードファイバー 143 を通って、レンズ 151 に導かれ平行光として出射される。次に、参照光 103 は、分散補償用ガラス 159 を透過し、ミラー 111, 112 によって、参照ミラーであるミラー 124 に導かれる。本実施形態では、参照ミラーとして平面ミラーを用いている。ミラー 124 で反射された光は、再び、ミラー 112 およびミラー 111 に順次反射され、分散補償用ガラス 159 を透過して、光カプラー 141 に導かれる。

20

【0017】

分散補償用ガラス 159 は、OCT 測定光 104 が被検眼 E とレンズ 154 及び 11 を往復したときの分散を、参照光 103 に対して補償することができる。

ミラー 124 は、電動ステージ 125 に搭載されることで光路長調整手段を構成する。電動ステージ 125 は、矢印で図示するように参照光 103 の光軸方向に移動可能である。電動ステージ 125 を移動させることでミラー 124 の位置を移動でき、参照光 103 の光路長を調整することができる。なお、電動ステージ 125 は制御部 190 によって制御される。

30

【0018】

次に、OCT 測定光 104 の光路について説明する。光カプラー 141 により分割された OCT 測定光 104 は、シングルモードファイバー 145 を通って、レンズ 154 に導かれ平行光として出射される。レンズ 154 は、第 2 の光学手段の一例に対応する。平行光として出射された OCT 測定光 104 は色収差補正レンズ 10 を透過する。色収差補正レンズ 10 は、色収差補正手段の一例に対応する。

【0019】

色収差補正レンズ 10 は、OCT 測定光 104 が透過する順に平凸レンズ 10a と平凹レンズ 10b とが接合された接合レンズであり、被検眼 E の色収差をキャンセルするように被検眼 E と逆の色収差を生じさせている。ここで、色収差補正レンズ 10 は、平凸レンズ 10a をより低分散の硝種とし、平凹レンズ 10b をより高分散の硝種とし、屈折率を平凸レンズ 10a と平凹レンズ 10b とで略等しい硝種としている。このような形状と硝種を用いることで、光学系の他の光学素子の配置や他の収差に影響を与えることなく、色収差のみを補正することができる。ただし、色収差補正レンズ 10 の構成はこれに限られず、例えば、OCT 測定光 104 が透過する順に平凹レンズと平凸レンズとが接合された接合レンズであってもよい。また、両凸レンズや両凹レンズ、または、メニスカスレンズの接合レンズであってもよい。この場合、レンズ 154 と色収差補正レンズ 10 との合成屈折力により、OCT 測定光 104 を平行光として出射する構成であってもよい。また、平

40

50

凹レンズ、両凸レンズ、平凹レンズ等の3枚以上のレンズの接合レンズであってもよい。この場合、1つの色収差補正レンズでより大きな量の色収差を補正することができる。また、色収差補正レンズは光路中に2つ以上配置してもよい。この場合、更に大きな量の色収差を補正することができる。

【0020】

ここで、本実施形態の色収差補正レンズ10は、OCT測定光の光路とSLO測定光の光路との共通光路から分岐したOCT測定光の専用光路に配置されている。SLO測定光とOCT測定光とは異なる波長を用いているため、被検眼Eの色収差の影響は異なる。また、OCT光学系では深さ方向の分解能を上げるために波長の帯域を広くしているため、SLO光学系よりも被検眼Eの色収差の影響が大きくなる。したがって、色収差補正レンズ10をOCT測定光の光路に配置することで、SLO光学系の光学性能に影響を与えることなく、被検眼Eの色収差が与えるOCT光学系への影響を抑制することができる。

10

【0021】

次に、OCT測定光104は、ダイクロイックミラー177に向かって出射され、ダイクロイックミラー177を透過する。ダイクロイックミラー177は、光の波長に応じて、光を透過あるいは反射させる。ダイクロイックミラー177は、OCT測定光104およびSLO測定光106を共通光路に導く導光手段の一例である。また、ダイクロイックミラー177はOCT測定光104を透過させ、SLO測定光106を反射させることで共通光路に導く第1の光学手段の一例に対応する。

ダイクロイックミラー177を透過したOCT測定光104は、ビームスプリッター171を透過し、ミラー113, 114によって反射され、デフォーマブルミラー182に入射する。デフォーマブルミラー182はミラーデバイスであって、収差補正手段の一例に対応する。デフォーマブルミラー182は、波面センサ181により検知した収差に基づいて、OCT測定光104とOCT戻り光105との収差をミラー形状を自在に変形させることで補正する。波面センサ181は収差測定手段の一例に対応する。波面センサ181には、例えばシャックハルトマン型の波面センサを用いることができる。

20

なお、収差の補正にはデフォーマブルミラー182を用いる場合に限られず、例えば、液晶を用いた空間光位相変調器等を用いてもよい。また、収差の測定には波面センサ181を用いる場合に限られず、例えば、既知の任意のセンサ等を用いてもよい。デフォーマブルミラー182および波面センサ181は、制御部190により制御される。

30

【0022】

OCT測定光104は、デフォーマブルミラー182によって反射された後、ミラー115, 116によって反射され、ダイクロイックミラー173に入射する。ここで、ダイクロイックミラー173, 174は、光の波長に応じて、光源101からの光を反射し、光源102からの光を透過させる。

ダイクロイックミラー173で反射されたOCT測定光104は、Xスキャナ132に入射する。Xスキャナ132は第2の走査手段の一例に対応する。Xスキャナ132は、例えばガルバノミラーを用いることができる。OCT測定光104の中心はXスキャナ132の回転中心と一致するように調整されている。Xスキャナ132を回転させることで、OCT測定光104を用いて被検眼Eの網膜Er上を光軸に対して垂直な方向にスキャンすることができる。なお、Xスキャナ132は、例えば、他の任意の偏向ミラーによって構成してもよい。Xスキャナ132は制御部190に接続され、制御部190によって制御される。

40

【0023】

Xスキャナ132によって反射されたOCT測定光104は、ダイクロイックミラー174によって反射された後、ミラー117~120によって順次反射される。

ミラー119, 120は、電動ステージ126に搭載されることで第1のフォーカス手段を構成する。電動ステージ126は、矢印で図示するように、ミラー118, 121に近づいたり離れたりする方向に移動可能である。電動ステージ126は制御部190により制御される。ミラー119, 120は、OCT光学系とSLO光学系の共通光路に配置

50

されている。したがって、電動ステージ 126 を移動させることでミラー 119, 120 を移動して、被検眼 E の視度に対応して OCT 測定光 104 および SLO 測定光 106 のフォーカス状態を調整することができる。

【0024】

本実施形態では、電動ステージ 126 の移動範囲が 160 mm であり、被検眼 E の -12 D ~ +7 D の視度範囲に対応して OCT 測定光 104 および SLO 測定光 106 のフォーカス位置を調整することができる。なお、電動ステージ 126 の移動範囲は所望の構成により任意に設定してもよい。

また、本実施形態では、第 1 のフォーカス手段としてのミラー 119, 120 は、反射光学系によるバダル光学系によって構成される。反射光学系を用いることにより、波面センサ 181 へ不要な迷光が入ることを防ぐことができ、精度のよい収差測定および収差補正を行うことができる。

【0025】

ミラー 120 によって反射された OCT 測定光 104 は、ミラー 121, 122 によって反射され、レンズ 11 に入射し、Y スキャナ 133 に入射する。Y スキャナ 133 は、第 1 の走査手段の一例に対応する。Y スキャナ 133 は、例えばガルバノミラーを用いることができる。ここで、レンズ 11 は正の屈折力を有しており、X スキャナ 132 で走査された光束を、より広い入射角範囲で Y スキャナ 133 に入射させている。したがって、X スキャナ 132 の振り角を小さく抑えることができ、X スキャナ 132 と Y スキャナ 133 の間の光学系が大型化することを抑制することができる。

また、網膜 E_r 上の走査範囲を確保しつつ、Y スキャナ 133 と光学的に共役な瞳孔 E_p への結像倍率をより拡大倍率にしやすいするため、装置と被検眼 E との距離（ワーキングディスタンス）を確保するのに有利になる。なお、上述した色収差補正レンズ 10 は、被検眼 E の色収差に加え、レンズ 11 の色収差も合わせて補正するようにしてもよい。これにより、眼底上の波長に応じた焦点位置の差をより小さく抑えることができ、高分解能で高画質な眼底断層画像を取得するのに有利になる。すなわち、色収差補正レンズ 10 は OCT 測定光の波長の帯域について眼底上のフォーカス位置を揃えるように構成される。

【0026】

OCT 測定光 104 の中心は Y スキャナ 133 の回転中心と一致するように調整されている。Y スキャナ 133 を回転させることで、OCT 測定光 104 を用いて網膜 E_r 上を光軸および X スキャナ 132 のスキャン方向に対して垂直な方向にスキャンすることができる。なお、Y スキャナ 133 は、他の任意の偏向ミラーによって構成してもよい。Y スキャナ 133 は制御部 190 に接続され、制御部 190 によって制御される。

X スキャナ 132 および Y スキャナ 133 は、OCT 測定光 104 を被検眼 E の眼底上で二次元方向に走査する OCT 走査手段の一例に対応する。

【0027】

Y スキャナ 133 によって反射された OCT 測定光 104 は、ミラー 123 によって反射され、ダイクロイックミラー 175, 176 を透過し、被検眼 E へ入射する。X スキャナ 132、Y スキャナ 133 およびミラー 117 ~ 123 は OCT 測定光 104 を用いて網膜 E_r をスキャンするための OCT 光学系として機能する。当該光学系により、OCT 測定光 104 を用いて、瞳孔 E_p の付近を支点として網膜 E_r をスキャンすることができる。

OCT 測定光 104 は被検眼 E に入射すると、網膜 E_r によって反射または散乱され、OCT 戻り光 105 として、OCT 測定光 104 の光路を戻り、再び光カプラー 141 に導かれる。

【0028】

参照光 103 と OCT 戻り光 105 とは、光カプラー 141 にて合波され、干渉光となる。ここで、OCT 測定光 104 および OCT 戻り光 105 の光路長と参照光 103 の光路長とが略等しい状態となったときに、OCT 戻り光 105 と参照光 103 は互いに干渉し、干渉光となる。制御部 190 は電動ステージ 125 を制御してミラー 124 を移動さ

10

20

30

40

50

せることで、被検眼 E の被測定部によって変わる OCT 測定光 104 および OCT 戻り光 105 の光路長に参照光 103 の光路長を合わせることができる。合波された光 108 (干渉光) は、シングルモードファイバー 144 から空間光として出射され、レンズ 152 を通って透過型グレーティング 161 に導かれる。その後、光 108 は、透過型グレーティング 161 によって波長毎に分光され、レンズ 153 で集光され、ラインカメラ 191 に入射する。

【0029】

ラインカメラ 191 に入射した光 108 は、ラインカメラ 191 上の位置 (波長) 毎に光強度に応じた電圧信号 (干渉信号) に変換される。具体的には、ラインカメラ 191 上には波長軸上のスペクトル領域の干渉縞が観察されることになる。得られた電圧信号群はデジタル値に変換される。制御部 190 は、デジタル値に変換された干渉信号にデータ処理を施すことで、被検眼 E の断層画像を生成することができる。断層画像を生成する際のデータ処理は、干渉信号から断層画像を生成するための既知のデータ処理を用いることができる。制御部 190 は、生成した断層画像を不図示の表示部上に表示する。表示部は、例えば、任意のモニタを用いることができる。また、表示部は、撮像部や制御部 190 と別体であってもよく、一体的に構成されていてもよい。

10

【0030】

なお、シングルモードファイバー 142, 143 には、偏光調整用パドル 183, 184 が設けられている。偏光調整用パドル 183, 184 はシングルモードファイバー 142, 143 を通る光の偏光を調整することができる。偏光調整用パドル 183, 184 を用いることで、光源 101 からの光の偏光状態を調整したり、OCT 戻り光 105 と参照光 103 の偏光状態が一致するように、参照光 103 の偏光を調整したりすることができる。なお、偏光調整用パドル 183, 184 を設ける位置はこの場合に限られず、シングルモードファイバー 145 等に設けてもよい。

20

【0031】

ところで、OCT 戻り光 105 は、OCT 測定光 104 の光路を戻るときに、ビームスプリッター 171 によって分割され、一部が波面センサ 181 に入射する。波面センサ 181 は、入射した OCT 戻り光 105 の収差を測定する。本実施形態では、ビームスプリッター 171 は、OCT 戻り光 105 の一部を反射し、後述する SLO 戻り光 107 を透過させる。したがって、波面センサ 181 は、OCT 戻り光 105 の収差を選択的に測定することができる。波面センサ 181 は、制御部 190 に電氣的に接続されている。

30

【0032】

制御部 190 は、波面センサ 181 からの出力をツェルニケ多項式に当てはめることで、波面センサ 181 によって測定された被検眼 E の有する収差を把握する。制御部 190 は、ツェルニケ多項式のデフォーカスの成分について、電動ステージ 126 を用いてミラー 119, 120 の位置を制御して、被検眼 E の視度を補正する。また、制御部 190 は、デフォーカス以外の成分については、デフォーカブルミラー 182 の表面形状を制御して補正する。したがって、制御部 190 は、高横分解能な断層画像を生成 (取得) することができる。

【0033】

ここで、瞳孔 Ep、X スキャナ 132、Y スキャナ 133、波面センサ 181 およびデフォーカブルミラー 182 が光学的に共役になるように、ミラー 113 ~ 123 が配置される。これにより、波面センサ 181 は被検眼 E の有する収差を測定することができる。

40

【0034】

次に、SLO 光学系について説明する。

光源 102 は、光源 101 とは異なる波長の光を発生する。光源 102 は、SLO 光源の一例に対応する。本実施形態では、光源 102 として、波長 780 nm の SLD を用いている。ただし、光源 102 は、SLD である場合に限られず、LD (Laser Diode) 等を用いてもよい。また、光源 102 の波長も、この場合に限られず、所望の構成に応じて変更してもよい。なお、光源 102 は制御部 190 に接続されており、制御部

50

１９０によって制御される。

【００３５】

光源１０２から出射された光は、レンズ１５５に導かれ平行光として出射される。レンズ１５５を透過した光はビームスプリッター１７２に導かれ、透過光と反射光（ＳＬＯ測定光１０６）の強度比が９０：１０で分割される。ビームスプリッター１７２によって反射されたＳＬＯ測定光１０６は、フォーカスレンズ１５７およびレンズ１５８を透過する。

【００３６】

フォーカスレンズ１５７は、電動ステージ１２７に搭載されることで第２のフォーカス手段を構成する。電動ステージ１２７は、矢印で図示するように、ＳＬＯ測定光１０６の光軸方向に移動可能である。電動ステージ１２７は制御部１９０によって制御される。フォーカスレンズ１５７は、ＯＣＴ光学系とＳＬＯ光学系の共通光路ではなくＳＬＯ光学系の専用光路に配置されている。したがって、電動ステージ１２７を移動させることでフォーカスレンズ１５７が移動して、ＳＬＯ測定光１０６のフォーカス状態を調整することができる。

10

すなわち、制御部１９０は、電動ステージ１２７を制御してフォーカスレンズ１５７を移動させることで、ＯＣＴ測定光１０４のフォーカス位置とは異なる所定の位置にＳＬＯ測定光１０６のフォーカス位置を合わせることができる。

【００３７】

本実施形態では、電動ステージ１２７の移動範囲が１０ｍｍであり、当該移動範囲は－２Ｄ～＋２Ｄの視度範囲に対応している。なお、電動ステージ１２７の移動範囲はこの場合に限られず、電動ステージ１２６の移動範囲よりも狭い任意の移動範囲に設定することができる。

20

本実施形態では、第１のフォーカス手段を用いてＯＣＴ測定光１０４およびＳＬＯ測定光１０６のフォーカス調整を行い被検眼Ｅの視度補正を行うために、第２のフォーカス手段のフォーカス調整範囲を狭く抑えることができる。すなわち、電動ステージ１２７の移動範囲は電動ステージ１２６の移動範囲よりも小さくすることができる。したがって、ＯＣＴ光学系およびＳＬＯ光学系の焦点位置をそれぞれ異なる位置に合わせるのに小型のステージを用いることができるために光学系を小型化することができる。

【００３８】

なお、図１ではフォーカスレンズ１５７を凸レンズ、レンズ１５８を凹レンズとしているが、フォーカスレンズ１５７およびレンズ１５８の構成はこの場合に限られない。例えば、フォーカスレンズ１５７を凹レンズ、レンズ１５８を凸レンズとしてもよく、両方を凸レンズにして、これらの間に中間像を形成する構成としてもよい。

30

【００３９】

フォーカスレンズ１５７およびレンズ１５８を透過した光は、ダイクロイックミラー１７７に向かって出射され、ダイクロイックミラー１７７を反射する。ダイクロイックミラー１７７で反射したＳＬＯ測定光１０６は、ＯＣＴ測定光１０４との共通光路を通して、ダイクロイックミラー１７３に入射する。ここで、ＳＬＯ測定光１０６とＯＣＴ測定光１０４の共通光路には、ダイクロイックミラー１７７、ビームスプリッター１７１、ミラー１１３，１１４、デフォーダブルミラー１８２、ミラー１１５，１１６およびダイクロイックミラー１７３を経由する光路を含む。

40

【００４０】

ダイクロイックミラー１７３，１７４は、光の波長に応じて、光源１０１からの光を反射させ、光源１０２からの光を透過させる。したがって、ミラー１１６で反射されたＳＬＯ測定光１０６は、ダイクロイックミラー１７３を透過し、Ｘスキャナ１３１に入射する。Ｘスキャナ１３１は、第３の走査手段の一例に対応する。Ｘスキャナ１３１は、例えば、共振ミラーを用いることができる。ＳＬＯ測定光１０６の中心はＸスキャナ１３１の回転中心と一致するように調整されている。Ｘスキャナ１３１を回転させることで、ＳＬＯ測定光１０６を用いて網膜Ｅｒ上を光軸に対して垂直な方向にスキャンすることができる。Ｘスキャナ１３１は制御部１９０に接続され、制御部１９０によって制御される。

50

Xスキャナ131およびYスキャナ133はSLO測定光106を被検眼Eの眼底上で二次元方向に走査するSLO走査手段の一例に対応する。

【0041】

本実施形態では、ダイクロイックミラー173によりOCT測定光104の光路とSLO測定光106の光路を分岐させ、OCT測定光104のXスキャナ132とSLO測定光106のXスキャナ131を異なる位置に配置する構成である。OCT測定光104のスキャン速度は、ラインカメラ191の読み出し速度によって制限される。一方、OCT測定光104のXスキャナ132とSLO測定光106のXスキャナ131を異なる位置にすることでSLO測定光106のスキャン速度がOCTスキャン速度に依存されずに、SLO測定光106のスキャン速度を上げることができる。したがって、SLO光学系を用いて眼底平面画像を取得するときのフレームレートを向上させることができる。なお、Xスキャナ131は、所望の構成に応じて任意の偏向ミラーによって構成してもよい。

10

【0042】

Xスキャナ131で反射されたSLO測定光106は、ダイクロイックミラー174を透過し、再びOCT測定光104との共通光路を通して被検眼Eへ入射する。ここで、SLO測定光106とOCT測定光104との共通光路には、ダイクロイックミラー174、ミラー117～122、Yスキャナ133、ミラー123およびダイクロイックミラー175、176を経由する光路が含まれる。

なお、SLO測定光106とOCT測定光104との共通光路についてまとめる。当該共通光路には、ダイクロイックミラー177～ダイクロイックミラー173を経由する光路、および、ダイクロイックミラー174～ダイクロイックミラー176を経由する光路が含まれる。

20

【0043】

SLO測定光106は被検眼Eに入射すると、網膜Erによって反射または散乱され、SLO戻り光107として、SLO測定光106の光路を戻り、ダイクロイックミラー177で反射された後、ビームスプリッター172を透過する。ビームスプリッター172を透過したSLO戻り光107は、レンズ156で集光されピンホール板178を通過する。ピンホール板178のピンホール位置は眼底と共役な位置に調整されており、ピンホール板178は共役点以外からの不要な光を遮光する共焦点絞りとして作用する。

【0044】

ピンホール板178を通過したSLO戻り光107は、受光素子192で受光される。受光素子192は、例えば、APD(Avalanche Photo Diode)が用いられる。ただし、受光素子192は、所望の構成に応じて他の任意の受光素子が用いてもよい。受光素子192は受光した光を光強度に応じて電圧信号に変換する。得られた電圧信号群はデジタル値に変換される。制御部190はデジタル値に変換された受光素子192の出力信号にデータ処理を施し、眼底平面画像を生成することができる。眼底平面画像を生成する際のデータ処理は、受光素子192からの出力信号から眼底平面画像を生成するための既知のデータ処理を用いることができる。制御部190は、生成した眼底平面画像を不図示の表示部上に表示する。

30

【0045】

次に、固視灯光学系について説明する。

固視灯光学系は、ダイクロイックミラー175および固視灯パネル194から構成される。

40

ダイクロイックミラー175は、光の波長に応じて、固視灯パネル194の可視光を反射し、光源101および光源102からの光を透過させる。したがって、固視灯パネル194に表示されるパターンがダイクロイックミラー175を介して被検眼Eの網膜Erに投影される。固視灯パネル194に所望のパターンを表示することで、被検眼Eの固視方向を指定し、撮像する網膜Erの範囲を設定することができる。固視灯パネル194は、例えば、有機ELパネルが用いられる。ただし、固視灯パネル194は、他のディスプレイであってもよい。固視灯パネル194は制御部190に接続され、制御部190によっ

50

て制御される。

【 0 0 4 6 】

次に、前眼観察光学系について説明する。

前眼観察光学系は、ダイクロイックミラー 1 7 6、前眼観察カメラ 1 9 3 および不図示の前眼照明光源から構成される。

ダイクロイックミラー 1 7 6 は、光の波長に応じて、前眼照明光源の赤外光を反射させ、固視灯パネル 1 9 4 の可視光、光源 1 0 1 および光源 1 0 2 からの光を透過させる。前眼観察カメラ 1 9 3 の光軸は、O C T 光学系および S L O 光学系の光軸と一致するように調整されている。したがって、前眼観察カメラ 1 9 3 からの出力に基づく被検眼 E の前眼部の画像を表示部上で観察して基準位置に合わせることで、被検眼 E に対する O C T 光学系および S L O 光学系の X 方向および Y 方向の位置合わせ（アライメント）を行うことができる。前眼観察カメラ 1 9 3 は制御部 1 9 0 に接続され、制御部 1 9 0 によって制御される。

10

【 0 0 4 7 】

また、前眼観察カメラ 1 9 3 のフォーカスは、O C T 光学系および S L O 光学系のワーキングディスタンス（Z 方向の作動距離）と一致したときに、被検眼 E の虹彩にピントが合うように調整されている。そのため、前眼部の画像における虹彩を表示部上で観察してピントを合わせることで、O C T 光学系および S L O 光学系の Z 方向の位置合わせを行うことができる。

本実施形態では、前眼照明光源は波長が 9 7 0 n m の L E D を用い、前眼観察カメラ 1 9 3 は C C D カメラを用いる。ただし、前眼照明光源および前眼観察カメラは、この場合に限られず、他の光源や撮像素子等であってもよい。また、前眼照明光源の波長も、所望の構成に応じて変更してもよい。

20

【 0 0 4 8 】

（撮影範囲の関係）

次に、図 2 を参照して、O C T 光学系と S L O 光学系の撮影範囲の関係について図 2 を参照して説明する。

図 2 では、実線が O C T 光学系の撮影範囲 2 2 0 を示し、破線の枠内が S L O 光学系の撮影範囲 2 1 0 を示している。O C T 光学系で 1 ライン撮影したときの O C T 光学系の撮影範囲 2 2 0 と S L O 光学系の撮影範囲 2 1 0 との関係を模式的に示している。

30

O C T 光学系と S L O 光学系では、Y スキャナ 1 3 3 を共通光路に配置しているため、Y 方向（図 2 の紙面上下方向）には同時にスキャンされる。一方、X 方向（図 2 の紙面左右方向）では、X スキャナ 1 3 2 と X スキャナ 1 3 1 との別々のスキャナを用いてスキャンするために、O C T 光学系と S L O 光学系の X 方向における撮影範囲をそれぞれ独立に設定することができる。例えば、図 2 では、S L O 光学系の撮影範囲 2 1 0 の略中央に O C T 光学系の撮影範囲 2 2 0 を設定しているが、X 方向の撮影範囲の関係はこの場合に限られない。O C T 光学系の撮影範囲 2 2 0 は S L O 光学系の撮影範囲 2 1 0 に関わらず、任意に設定してよい。

【 0 0 4 9 】

また、X スキャナ 1 3 1 の共振ミラーは、X スキャナ 1 3 2 のガルバノミラーよりスキャン速度が速いため、1 回の Y 方向のスキャンの間に、S L O 測定光 1 0 6 は X 方向に複数回スキャンされる。したがって、例えば、長さ L の O C T 光学系の撮影範囲（1 ライン）を m 点のサンプリング（A スキャン）で撮影し、L × L の S L O 撮影範囲を m 回の X スキャンで撮影することができる。これにより、O C T 光学系で長さ L の 1 ラインの断層画像を撮影する間に、S L O 光学系で L × L の眼底平面画像（二次元画像）を取得することができる。なお、L および m の数値は、所望の構成に応じて任意に設定することができる。

40

【 0 0 5 0 】

また、3 D ボリューム画像を撮影する場合は、Y スキャナ 1 3 3 のスキャンに加えて、X スキャナ 1 3 2 で O C T 測定光 1 0 4 をスキャンし、上述した Y 方向の 1 ラインの撮影を X スキャナ 1 3 2 のスキャン位置を変更して繰り返す。例えば、X 方向に L の範囲で m

50

ライン撮影することで、 $L \times L$ の3Dボリューム画像を取得することができる。また、この間にSLO光学系を用いて m 枚の $L \times L$ の眼底平面画像を取得することができる。

【0051】

(トラッキングの手順)

次に、SLO光学系を用いて取得した眼底平面画像に基づく位置ずれ補正(トラッキング)の方法について説明する。

本実施形態のトラッキング処理では、制御部190は、OCT光学系を用いて同じ位置のライン断層画像を複数回撮影する際の1回目の撮影時に、SLO光学系を用いて取得した被検眼Eの眼底情報(第1の眼底情報)に基づく眼底平面画像を参照画像とする。次に、制御部190は、OCT光学系を用いた2回目以降の撮影時にSLO光学系を用いて取得した眼底情報(第2の眼底情報)に基づく眼底画像を位置ずれ検出のための対象画像とする。制御部190は、参照画像に対する対象画像の位置ずれ量を算出する。位置ずれ量の算出は、パターンマッチング等の画像処理で行うことができる。

10

【0052】

制御部190は、算出された位置ずれ量を補正するように、Xスキャナ132およびYスキャナ133を制御する。これにより、制御部190は、固視微動等による眼底の移動に基づく断層画像の撮影位置のずれを補正する眼底トラッキングを行うことができる。なお、取得された複数枚の同じ位置のライン断層画像は、重ね合わせによる断層画像のノイズ低減処理等に用いることができる。

【0053】

20

この眼底トラッキングは、OCT光学系を用いて3Dボリューム画像を取得する場合も同様に適用することができる。この場合には、上述のように、OCT光学系を用いてX方向の位置を変えながらY方向の1ラインの断層画像を繰り返し取得する。このとき、制御部190は、1回目(1ライン目)の撮影時に取得した被検眼Eの眼底情報に基づく眼底平面画像を参照画像とする。また、制御部190は、2回目(2ライン目)以降の撮影時に取得した眼底情報に基づく眼底平面画像を対象画像とする。制御部190は、参照画像と対象画像の位置ずれ量を算出し、眼底トラッキングを行う。これにより、3Dボリューム画像を取得する場合にも、被検眼Eの網膜Erに対する断層画像の撮影位置のずれを補正することができる。

【0054】

30

なお、参照画像として、OCT光学系を用いた1回目の撮影時に、SLO光学系を用いて取得した眼底平面画像の全域を用いてもよく、眼底平面画像の部分画像を用いてもよい。同様に、対象画像についても、SLO光学系を用いて取得した眼底平面画像の全域を用いてもよく、眼底平面画像の部分画像を用いてもよい。なお、対象画像として眼底平面画像の部分画像を用いる場合には、対象画像の取得間隔を短縮することができ、眼底トラッキングの制御レートを上げることができる。したがって、眼底の速い動きによる位置ずれを補正しやすくなる。

【0055】

なお、参照画像の画像サイズを対象画像の画像サイズより大きく設定してもよい。この場合、対象画像の画像サイズを小さく抑えて制御レートを維持しつつ、参照画像と対象画像の位置ずれ量が大きくても両画像の重なり領域を大きく確保しやすくなり、眼底の大きな動きによる位置ずれを補正しやすくなる。なお、眼底の動きが遅く、眼底トラッキングの制御レートに余裕がある場合は、対象画像の画像サイズを参照画像の画像サイズより大きく設定してもよい。この場合でも、眼底の大きな動きによる位置ずれの補正がしやすくなる。言い換えると、参照画像および対象画像の一方の画像サイズを他方の画像サイズより大きく設定することで、眼底の大きな動きによる位置ずれを補正しやすくなる。

40

【0056】

(眼底の撮影手順)

次に、図3を参照して、眼底撮像装置100における眼底の撮影手順について説明する。図3は、眼底の撮影手順の一例を示すフローチャートである。図3のフローチャートの

50

処理は、制御部 190 がメモリに記憶されたプログラムを実行することにより実現する。

S301では、制御部 190 は、検者が表示部上に表示された前眼照明光源ボタンを押すことに応じて、不図示の前眼照明光源を点灯させる。制御部 190 は、前眼照明光源を点灯させると、前眼観察カメラ 193 の出力に基づいて被検眼 E の前眼部の画像を生成して、表示部上に表示する。

【0057】

S302では、制御部 190 は、表示部上に表示された前眼部の画像に基づいて、OCT 光学系および SLO 光学系が設けられた撮像部を被検眼 E に対して X、Y および Z 方向の位置合わせ（前眼 XYZ アライメント）を行う。

具体的には、検者が前眼部の画像を観察してアライメントの指示を入力する。制御部 190 は、検者の入力に応じて撮影部の不図示の駆動機構を制御して、被検眼 E に対して撮影部のアライメントを行う。上述したように、前眼観察カメラ 193 は、OCT 光学系および SLO 光学系に対して X、Y および Z 方向の位置が調整されている。したがって、検者は表示部上に表示された前眼部の画像の XY 位置およびピント（Z 位置）が合うように撮像部の X、Y および Z 方向の位置を調整することで、OCT 光学系および SLO 光学系の X、Y および Z 方向の位置合わせを行うことができる。なお、撮影部の位置合わせは、検者が不図示の撮影部の駆動機構を操作することで行ってもよい。

【0058】

S303では、制御部 190 は、検者が表示部上に表示された前眼照明光源ボタンを再度押すことに応じて、前眼照明光源を消灯させる。

S304では、制御部 190 は、検者が表示部上に表示された光源ボタン（不図示）を押すことに応じて、OCT 光学系の光源 101 および SLO 光学系の光源 102 を点灯させる。ただし、OCT 光学系の光源 101 を点灯するタイミングはこの場合に限られず、例えば、後述する S305 のラフフォーカス調整の後に点灯してもよい。制御部 190 は、SLO 光学系の光源 102 を点灯させたら、受光素子 192 の出力に基づいて眼底平面画像を生成し、表示部に表示する。

【0059】

S305では、制御部 190 は、表示部に表示される眼底平面画像に基づく検者の入力に応じて、SLO 光学系および OCT 光学系の大よそのフォーカス調整（ラフフォーカス調整）を行う。

具体的には、検者が眼底平面画像を観察し、表示部上に表示されるフォーカス調整バー（不図示）を動かす操作を行う。制御部 190 は検者の操作に応じて電動ステージ 126 を移動させる。電動ステージ 126 およびミラー 119、120 は、OCT 測定光 104 と SLO 測定光 106 との共通光路に配置されている。したがって、SLO 測定光 106 のフォーカス調整を行うことにより、OCT 測定光 104 も同時にラフフォーカス調整が行われる。ここでは、眼底平面画像の輝度が最大になるようにフォーカス調整を行う。なお、このとき、制御部 190 は、SLO 光学系の電動ステージ 127 を予め設定された初期状態の位置に配置しておく。ここでは、電動ステージ 127 の初期状態の位置として、OCT 測定光 104 と SLO 測定光 106 のフォーカス位置が略一致するような電動ステージ 127 の位置が設定されている。

【0060】

S306では、制御部 190 は、表示部に表示される波面センサ 181 のハルトマン像の位置に基づく検者の入力に応じて、被検眼 E に対する撮影部の XY ファインアライメントを行う。XY ファインアライメントでは、検者が表示部上に表示される波面センサ 181 のハルトマン像の位置を観察し、制御部 190 が検者の入力に応じて被検眼 E に対し撮影部の X 方向および Y 方向の細密な位置合わせを行う。

ここで、波面センサ 181 は、波面センサ 181 の中心位置が OCT 光学系および SLO 光学系の光軸と合うように調整されている。そのため、検者はハルトマン像が波面センサ 181 の中心に合うように、被検眼 E に対して撮影部の位置を調整することで、OCT 光学系および SLO 光学系の X 方向および Y 方向の位置合わせを行うことができる。なお

10

20

30

40

50

、表示部には、波面センサ 181 の中心位置に対応する指標等およびハルトマン像が表示されている。

【0061】

S307では、制御部190は、検者が表示部上に表示された波面補正ボタンを押すことに応じて、デフォーダブルミラー182による波面補正を開始する。ここで、制御部190は、波面センサ181で測定された収差に基づいてデフォーダブルミラー182の形状を変形させ、デフォーカス成分以外の被検眼Eの収差を補正する。なお、デフォーダブルミラー182を用いた収差補正は、既知の手法を用いることができる。

デフォーダブルミラー182は、OCT測定光104とSLO測定光106との共通光路に配置されている。したがって、OCT測定光104についてデフォーダブルミラー182の形状を変形させて被検眼Eの収差を補正することにより、SLO測定光106についても被検眼Eの収差を補正することができる。

【0062】

S308では、制御部190は波面補正を開始してから、参照光103の光路長を調整する。具体的には、検者が表示部上に表示された参照光路長調整バー（不図示）を動かす操作を行う。制御部190は検者の操作に応じて電動ステージ125を制御して参照光103の光路長を調整する。ここでは、制御部190は、OCT光学系を用いて取得された断層画像を表示部上に表示し、検者による入力に応じて、断層画像における所望の層の像が断層画像表示領域内の所望の位置に合うように、参照光103の光路長を調整する。

【0063】

S309では、制御部190はOCT光学系のファインフォーカス調整を行う。具体的には、検者が断層画像に基づいて、表示部上に表示されたフォーカス調整バー（不図示）を動かす操作を行う。制御部190は検者の操作に応じて電動ステージ126を制御してOCT光学系の細密なフォーカス調整を行う。高横分解能のOCT光学系では、眼底における測定光のNA（Numerical aperture）が大きく焦点深度が浅いため、網膜Erの深さ方向の全域にわたって同時にフォーカスを合わせることが困難である。そのため、S309では、特に撮影したい網膜Erの層にOCT測定光104のフォーカスが合うようにファインフォーカス調整を行う。例えば、網膜表層の血管を撮影したい場合、その部分の輝度が最大になるように、制御部190が電動ステージ126を制御してOCT測定光104のフォーカスを調整する。ファインフォーカス調整によりOCT測定光104を所望のフォーカス状態に調整したらS310に進む。

【0064】

S310では、制御部190はSLO光学系を用いて取得された眼底平面画像に基づいてSLOファインフォーカス調整を行う。具体的には、検者が表示部上に表示されたSLOフォーカス調整バー（不図示）を動かす操作を行う。制御部190は検者の操作に応じて電動ステージ127を制御する。ここでは、表示部上に表示された眼底平面画像の視細胞のコントラストが高くなるように、フォーカス調整を行う。なお、SLO光学系のフォーカスを合わせる位置は視細胞に限られない。SLO光学系のフォーカスを合わせる位置は、所望のトラッキング精度が達成できる場合は、血管等、他の特徴点を有する位置であってもよい。

【0065】

電動ステージ127に搭載されたフォーカスレンズ157は、OCT光学系との共通光路から分岐したSLO光学系の専用光路に配置されている。したがって、電動ステージ127でフォーカスレンズ157の位置を変更することにより、OCT光学系のフォーカス状態に影響を与えることなく、SLO光学系のフォーカスを調整できる。

また、フォーカスレンズ157は、SLO測定光106の光路とSLO戻り光107の光路のうち少なくとも一部を共有する共通光路に配置されている。したがって、SLO測定光106の焦点位置を網膜Erの所望の位置に合わせると同時に、その位置からのSLO戻り光107の焦点位置をピンホール板178のピンホール位置に合わせることができる。

10

20

30

40

50

なお、SLO光学系のフォーカス調整は、SLO測定光106の専用光路に配置されたレンズ155およびSLO戻り光107の専用光路に配置されたレンズ156をそれぞれ光軸方向に移動させることで行うこともできる。しかしながら、その場合、レンズ155およびレンズ156の位置をそれぞれ制御する必要があり、装置構成および制御が複雑になる。これに対し、フォーカスレンズ157を用いてSLO光学系のフォーカス調整を行う場合には、装置構成および制御を簡単にすることができる。

【0066】

S311では、制御部190は、検者が表示部に表示されたトラッキングボタン（不図示）を押すことに応じて、眼底トラッキングを開始する。制御部190は、上述のように、SLO光学系を用いて取得した眼底平面画像の特徴点から位置ずれ量を算出し、算出したずれ量に基づいてXスキャナ132およびYスキャナ133を制御することにより眼底トラッキングを行う。したがって、制御部190は眼球運動検出手段として機能する。眼底をトラッキングすることにより、断層画像の重ね合わせによるノイズ処理に用いる複数の断層画像や、動画、3Dボリューム画像等を、位置ずれを小さく抑えて取得することができる。

10

【0067】

S312では、制御部190はトラッキングを開始して、検者が表示部上に表示された撮影ボタン（不図示）を押すことに応じて、眼底断層画像および眼底平面画像を取得する。OCT測定光104と参照光103との干渉光（光108）は、ラインカメラ191で受光され、電圧信号に変換される。更に、得られた電圧信号群はデジタル値に変換されて、制御部190にてデータの保存および処理が行われる。制御部190は干渉光に基づくデータを処理することで眼底断層画像を生成する。また、SLO戻り光107は、受光素子192で受光され、電圧信号に変換される。更に、得られた電圧信号群はデジタル値に変換されて、制御部190にてデータの保存および処理が行われる。制御部190はSLO戻り光107に基づくデータを処理することで眼底平面画像を生成する。

20

【0068】

本実施形態では、SLO光学系により取得された眼底平面画像を用いて精度のよい眼底トラッキングを行いながら、OCT光学系を用いて網膜Erの所望の層にフォーカスを合わせることで、高解像度でSN比のよい眼底断層画像を撮影できる。また、SLO光学系におけるフォーカスレンズ157の移動による収差変動がOCT光学系に影響しないため、精度よく収差補正を維持した状態でOCT光学系を用いた眼底断層画像を取得できる。

30

【0069】

以上のように、本実施形態の眼底撮像装置100は、OCT測定光104を用いて被検眼Eの断層情報を取得するOCT光学系と、SLO測定光106を用いて被検眼Eの眼底情報を取得するSLO光学系とを備える。また、眼底撮像装置100は、OCT測定光104の光路およびSLO測定光106の光路のうち少なくとも一部を共有する共通光路を備え、被検眼における色収差を補正する色収差補正レンズ10が共通光路から分岐したOCT測定光104の光路に設けられる。具体的には、色収差補正レンズ10が、共通光路から分岐したOCT測定光104の光路であってOCT測定光104を出射する光源101側に設けられる。ここで、OCT測定光104はSLO測定光106よりも被検眼Eの色収差の影響が大きくなり易い波長であることから、OCT測定光104の光路に設けた色収差補正レンズ10によって被検眼の色収差を補正することができる。したがって、高分解能で高画質な眼底断層画像を取得することができる。一方、色収差補正レンズ10は共通光路およびSLO測定光106の光路に設けられていないので、SLO光学系の光学性能に与える影響を防ぐことができる。

40

【0070】

また、眼底撮像装置100は、OCT測定光104およびSLO測定光106を共通光路にそれぞれ導く導光手段としてのダイクロイックミラー177を有し、色収差補正レンズ10はOCT光学系の光源101とダイクロイックミラー177と間に設けられる。したがって、共通光路の途中で分岐させて色収差補正レンズ10を設ける構成に比べて比較

50

的に簡単な構成で、色収差補正レンズ 10 を OCT 測定光 104 の光路に設けることができる。

【0071】

また、眼底撮像装置 100 は、共通光路に設けられたミラー 119, 120 により構成されるバダル光学系を備え、共通光路から分岐した SLO 測定光 106 の光路にフォーカスレンズ 157 を備える。ここで、フォーカスレンズ 157 によるフォーカス調整範囲は、バダル光学系によるフォーカス調整範囲より狭い。

また、眼底撮像装置 100 は、OCT 測定光 104 の戻り光の収差を測定する波面センサ 181 と、共通光路に設けられたデフォーダブルミラー 182 とを備える。制御部 190 は、波面センサ 181 により測定された収差に基づいてデフォーダブルミラー 182 の形状の変化を制御する。

10

更に、眼底撮像装置 100 は、OCT 測定光 104 を眼底上で二次元方向に走査する X スキャナ 132 および Y スキャナ 133 を備える。制御部 190 は SLO 光学系を用いて取得した被検眼 E の眼底情報に基づいて眼底の動きを検出し、検出した眼底の動きに基づいて X スキャナ 132 および Y スキャナ 133 を制御する。

このような構成から、眼底撮像装置 100 は、コンパクトな構成でありながら、OCT 光学系と SLO 光学系の焦点位置を異なる位置に合わせることができる。したがって、眼底撮像装置 100 では、OCT 光学系の焦点位置を撮影したい層に合わせ、且つ、SLO 光学系の焦点位置を、眼底トラッキングのための位置検出に有利な特徴点の多い層に合わせることができる。したがって、SLO 光学系を用いて高精度な眼底トラッキングを行いながら、OCT 光学系で高横解像度な断層画像を撮影することができる。そのため、撮影中の位置ずれをより小さく抑えて、複数の断層画像、動画および 3D ボリューム画像を取得することができる。

20

【0072】

また、眼底撮像装置 100 は、OCT 測定光 104 と SLO 測定光 106 を Y 方向（第 1 の方向）に走査する Y スキャナ 133 と、OCT 測定光 104 を Y 方向に垂直な X 方向（第 2 の方向）に走査する X スキャナ 132 を備える。また、眼底撮像装置 100 は、SLO 測定光 106 を X 方向に走査する X スキャナ 131 を備える。ここで、制御部 190 は、X スキャナ 132 による一回の走査を行う間に Y スキャナ 133 により OCT 測定光 104 および SLO 測定光 106 を繰り返し走査させる。また、制御部 190 は、Y スキャナ 133 による一回の走査を行う間に X スキャナ 131 により SLO 測定光 106 を繰り返し走査させる。

30

また、OCT 光学系と SLO 光学系の共通光路は、OCT 測定光 104 および SLO 測定光 106 を分離するダイクロイックミラー 173 を備える。更に、共通光路は、ダイクロイックミラー 173 によって分離された OCT 測定光 104 および SLO 測定光 106 を結合するダイクロイックミラー 174 を備える。ここで、ダイクロイックミラー 173 により分離された OCT 測定光 104 の光路に X スキャナ 132 が配置され、同様に分離された SLO 測定光 106 の光路に X スキャナ 131 が配置される。

このような構成により、眼底撮像装置 100 は、OCT 光学系および SLO 光学系において Y スキャナ 133 を共有するため、それぞれの光学系に別個に Y スキャナを設ける場合に比べてコンパクトな構成とすることができる。また、眼底撮像装置 100 は、X スキャナ 132 と X スキャナ 131 とで別々の X スキャナを用いているため、OCT 光学系と SLO 光学系の X 方向の撮影範囲はそれぞれ独立に設定することができる。さらに、眼底撮像装置 100 は、SLO 光学系および OCT 光学系における X スキャナ 131, 132 を異なる周期で回転させることができ、SLO 光学系の測定光の走査速度を OCT 光学系における測定光の走査速度よりも速くすることができる。

40

【0073】

< 第 2 の実施形態 >

次に、本発明の第 2 の実施形態による眼底撮像装置 400 について説明する。

（装置構成）

50

図４は、眼底撮像装置４００の構成の一例を示す図である。ここでは、第１の実施形態の眼底撮像装置１００との相違点を中心に説明し、第１の実施形態の眼底撮像装置１００と同様の構成については、同一の符号を用いて説明を省略する。

眼底撮像装置４００の基本構成は、第１の実施形態に係る眼底撮像装置１００と同様である。ただし、眼底撮像装置４００は、ＳＬＯ光学系の専用光路に第２のフォーカス手段を配置せず、ＯＣＴ光学系の専用光路に第２のフォーカス手段を配置する点で、眼底撮像装置１００と異なる。眼底撮像装置４００では、ＯＣＴ光学系とＳＬＯ光学系との共通光路から分岐されたＯＣＴ光学系の専用光路に、第２のフォーカス手段としてフォーカスレンズ４５７が配置される。

【００７４】

本実施形態では、ＯＣＴ測定光１０４の光路における色収差補正レンズ１０とダイクロイックミラー１７７との間において、フォーカスレンズ４５７およびレンズ４５８が設けられている。ここで色収差補正レンズ１０の後にフォーカスレンズ４５７を設けることにより、フォーカス状態による光束の変化に影響されることなく被検眼の色収差を補正することができる。フォーカスレンズ４５７は電動ステージ４２７に搭載されている。電動ステージ４２７は、矢印で図示するように、ＯＣＴ測定光１０４の光軸方向に移動可能である。電動ステージ４２７は制御部１９０によって制御される。

【００７５】

なお、図４ではフォーカスレンズ４５７を凸レンズ、レンズ４５８を凹レンズとしているが、フォーカスレンズ４５７およびレンズ４５８の構成はこの場合に限られない。例えば、フォーカスレンズ４５７を凹レンズ、レンズ４５８を凸レンズとしてもよく、両方を凸レンズにして、これらの間に中間像を形成する構成としてもよい。

【００７６】

（眼底の撮影手順）

次に、図５を参照して、眼底撮像装置４００における眼底の撮影手順について説明する。図５は、眼底の撮影手順の一例を示すフローチャートである。図５のフローチャートの処理は、制御部１９０がメモリに記憶されたプログラムを実行することにより実現する。なお、Ｓ５０１～Ｓ５０７は第１の実施形態に係る撮影手順におけるＳ３０１～Ｓ３０７と同様であるため説明を省略する。

撮影が開始され、Ｓ５０１～Ｓ５０７において、第１の実施形態におけるＳ３０１～Ｓ３０７と同様に、アライメントやラフフォーカス調整、波面補正の開始が行われると、処理はＳ５０８に移行する。

【００７７】

Ｓ５０８では、制御部１９０はＳＬＯ光学系のファインフォーカス調整を行う。具体的には、検者が眼底平面像に基づいて、表示部上に表示されたフォーカス調整バー（不図示）を動かす操作を行う。制御部１９０は検者の操作に応じて電動ステージ１２６を制御してＳＬＯ光学系の細密なフォーカス調整を行う。ここでは、表示部上に表示された眼底平面画像の視細胞のコントラストが高くなるように、フォーカス調整を行う。なお、ＳＬＯ光学系のフォーカスを合わせる位置は視細胞に限られない。ＳＬＯ光学系のフォーカスを合わせる位置は、所望のトラッキング精度が達成できる場合は、血管等、他の特徴点を有する位置であってもよい。

また、このとき、制御部１９０は、ＯＣＴ光学系の電動ステージ４２７を予め設定された初期状態の位置に配置しておく。ここでは、電動ステージ４２７の初期状態の位置として、ＯＣＴ測定光１０４とＳＬＯ測定光１０６のフォーカス位置が略一致するような電動ステージ４２７の位置が設定されている。

【００７８】

Ｓ５０９では、制御部１９０は、第１の実施形態のＳ３１１と同様に、眼底トラッキングを開始する。

Ｓ５１０では、制御部１９０は、第１の実施形態のＳ３０８と同様に、参照光路長を調整する。

10

20

30

40

50

S 5 1 1では、制御部 1 9 0はO C Tファインフォーカス調整を行う。具体的には、検者が断層画像に基づいて、表示部上に表示されたO C Tフォーカス調整バー（不図示）を動かす操作を行う。制御部 1 9 0は検者の操作に応じて電動ステージ 4 2 7を制御してフォーカスレンズ 4 5 7を移動させ、O C T光学系の細密なフォーカス調整を行う。ここでは、表示部に表示された断層画像における撮影したい層の輝度が最大になるようにフォーカス調整が行われる。

【 0 0 7 9 】

本実施形態では、フォーカスレンズ 4 5 7は、S L O光学系との共通光路から分岐したO C T光学系の専用光路に配置されている。したがって、電動ステージ 4 2 7でフォーカスレンズ 4 5 7の位置を変更することにより、S L O光学系のフォーカス状態に影響を与えることなく、O C T光学系のフォーカスを調整できる。

10

【 0 0 8 0 】

S 5 1 2では、制御部 1 9 0は、第 1の実施形態のS 3 1 2と同様の手順で撮影を行う。

以上のように、本実施形態の眼底撮像装置 4 0 0は、共通光路から分岐したO C T測定光 1 0 4の光路に第 2のフォーカス手段であるフォーカスレンズ 4 5 7が設けられている。すなわち、コンパクトな装置構成でありながら、O C T光学系とS L O光学系の焦点位置を異なる位置に合わせることができる。したがって、本実施形態による眼底撮像装置 4 0 0は、第 1の実施形態の眼底撮像装置 1 0 0と同様に、精度のよい眼底トラッキングを行いながら、O C T光学系で所望の層にフォーカスを合わせて高解像度に撮影できる。また、眼底撮像装置 4 0 0は、S L O光学系を用いた眼底トラッキングを行ったまま、O C T光学系のフォーカスを異なる層に変更することができるため、例えば、O C T光学系の複数のフォーカス位置で断層画像を撮影する場合等で操作が容易になる。

20

【 0 0 8 1 】

< 変形例 1 >

第 1、第 2の実施形態では、O C T光学系とS L O光学系の共通光路に配置された電動ステージ 1 2 6に搭載されたミラー 1 1 9, 1 2 0を第 1のフォーカス手段とし、これらを移動させることによりラフフォーカス調整およびファインフォーカス調整を行った。しかしながら、これらフォーカス調整に用いる第 1のフォーカス手段は上述した構成に限られない。例えば、第 1のフォーカス手段としてO C T光学系とS L O光学系の共通光路に配置されたデフォーダブルミラー 1 8 2を用いることもできる。

30

特に、ファインフォーカス調整は、デフォーダブルミラー 1 8 2を変形させることにより行ってもよい。この場合、制御部 1 9 0は、波面センサ 1 8 1の測定値に基づいたデフォーダブルミラー 1 8 2の目標形状にデフォーカス成分のオフセットを与えて制御する。これにより、被検眼 E の収差を補正しつつ、O C T光学系とS L O光学系のフォーカス位置を変更することができる。なお、ラフフォーカス調整においても、フォーカスの調整量が少なく済む場合には、同様にデフォーダブルミラー 1 8 2を用いることができる。

また、第 1のフォーカス手段として、フォーカスレンズや電気光学素子、 piezo 素子、液晶光学素子、可変形状ミラー等、他の任意のフォーカス手段を用いてもよい。

【 0 0 8 2 】

< 変形例 2 >

また、第 1、第 2の実施形態では、第 1のフォーカス手段と第 2のフォーカス手段を独立に制御してフォーカス調整を行っているが、眼底撮像装置は第 1のフォーカス手段と第 2のフォーカス手段を連動させて制御するモードを有していてもよい。

40

この場合の装置構成は図 1 に示す眼底撮像装置 1 0 0 と同様であり、眼底の撮影手順は図 5 のフローチャートと同様である。ただし、O C Tファインフォーカス調整時（S 5 1 1）に第 1のフォーカス手段と第 2のフォーカス手段を連動させて制御する点で異なる。

【 0 0 8 3 】

この場合、S 5 0 8において、制御部 1 9 0は電動ステージ 1 2 6を制御しフォーカスレンズ 1 5 7を移動させてS L O光学系のファインフォーカス調整を行う。その後、S 5 1 1において、電動ステージ 1 2 6を移動させてO C Tファインフォーカス調整を行うと

50

きに、電動ステージ 1 2 6 による調整を打ち消す方向に動作させるように、S L O 光学系の専用光路に配置された電動ステージ 1 2 7 を制御する。言い換えると、制御部 1 9 0 は、共通光路に配置された第 1 のフォーカス手段による O C T ファインフォーカス調整時に、当該調整による影響を打ち消す方向に、専用光路に配置された第 2 のフォーカス手段を第 1 のフォーカス手段に連動させて動作させる。これにより、S L O 光学系のフォーカス状態を変えることなく、O C T 光学系のフォーカス調整をすることができる。

【 0 0 8 4 】

その後、O C T ファインフォーカス調整により所望の層の輝度が最大になったら、制御部 1 9 0 は第 1 の実施形態における S 3 1 2 と同様に撮影を行う。

この場合でも、精度のよい眼底トラッキングを行いながら、O C T 光学系で所望の層にフォーカスを合わせて高解像度に S N 比がよい画像を撮影できる。また、S L O 光学系を用いて眼底トラッキングを行ったまま、O C T 光学系のフォーカスを異なる層に変更することができるため、例えば、複数のフォーカス位置で撮影を行う場合等で操作が容易になる。また、電動ステージ 1 2 7 に搭載されたフォーカスレンズ 1 5 7 の移動による収差変動が O C T 光学系に影響しないため、精度よく収差補正を行ったまま O C T 光学系を用いて眼底断層画像を取得できる。また、眼底撮像装置 4 0 0 の構成において、図 3 のフローチャートに記載された眼底の撮影手順を行う際に同様の処理を行うこともできる。

【 0 0 8 5 】

なお、第 1 のフォーカス手段としてデフォーダブルミラー 1 8 2 を変形させてフォーカス調整を行ってもよい。この場合、制御部 1 9 0 はデフォーダブルミラー 1 8 2 の目標形状にデフォーカス成分のオフセットを与えて制御し、そのオフセット量を打ち消すように第 2 のフォーカス手段である電動ステージ 1 2 7 を制御すればよい。

また、第 1 のフォーカス手段と第 2 のフォーカス手段を連動させるための連動機構を設けてもよい。この場合には、制御部 1 9 0 は連動機構を制御することにより、第 1 のフォーカス手段と第 2 のフォーカス手段を連動させることができる。また、連動機構は第 1 のフォーカス手段と第 2 のフォーカス手段の連動を解除可能に構成してもよく、この場合、制御部 1 9 0 は、連動機構による連動を解除して第 1 のフォーカス手段と第 2 のフォーカス手段を別々に制御することができる。

【 0 0 8 6 】

< 変形例 3 >

また、第 1 の実施形態の S 3 0 5 および第 2 の実施形態の S 5 0 5 でラフフォーカス調整を行うとき、参照光路に設けられた光路長調整手段による光路長の調整と第 1 のフォーカス手段によるフォーカス調整を連動させて制御してもよい。

この場合、制御部 1 9 0 は、ラフフォーカス調整時のミラー 1 1 9 , 1 2 0 の移動による光路長変化量と、略同じだけ光路長が変化するように電動ステージ 1 2 5 を制御してミラー 1 2 4 を移動させる。これにより、O C T 測定光 1 0 4 と参照光 1 0 3 との光路長差を変えることなく、フォーカスを調整することができる。そのため、第 1 の実施形態の S 3 0 8 および第 2 の実施形態の S 5 1 0 で参照光路長調整を行う際のミラー 1 2 4 の移動量を小さく抑えることができる。電動ステージ 1 2 5 に搭載されるミラー 1 2 4 の移動量が小さいと光路長の調整時間を短縮することができ、操作開始から撮影完了までの合計の撮影時間を短縮することができるため、被検者の負担を軽減することができる。

【 0 0 8 7 】

また、光路長調整手段と第 1 のフォーカス手段とを連動させるための連動機構を設けてもよい。この場合には、制御部 1 9 0 は連動機構を制御することにより、電動ステージ 1 2 5 に搭載されるミラー 1 2 4 と第 1 のフォーカス手段を連動させることができる。また、連動機構は光路長調整手段と第 1 のフォーカス手段との連動を解除可能に構成してもよく、この場合、制御部 1 9 0 は、連動機構による連動を解除して光路長調整手段と第 1 のフォーカス手段を別々に制御することができる。

なお、第 1、第 2 の実施形態では、光路長調整手段が参照光 1 0 3 の光路に設けられたミラー 1 2 4 によって構成される場合について説明したが、この場合に限られず、光路長

10

20

30

40

50

調整手段はＯＣＴ測定光１０４の光路に設けてもよい。

【００８８】

<変形例４>

第１、第２の実施形態では、第２のフォーカス手段をＯＣＴ光学系の専用光路およびＳＬＯ光学系の専用光路の一方に設ける場合について説明した。しかしながら、第２のフォーカス手段はＯＣＴ光学系の専用光路およびＳＬＯ光学系の専用光路の両方に設けられてもよい。上述のように、第２のフォーカス手段は、第１のフォーカス手段に比べてフォーカス調整範囲が狭く、対応可能な被検眼Ｅの視度範囲が狭いため、各光学系のファインフォーカス調整に用いられる。そのため、本変形例では、撮像手順において、ラフフォーカス後のファインフォーカスは、ＯＣＴ光学系の専用光路およびＳＬＯ光学系の専用光路にそれぞれ設けられたそれぞれの第２のフォーカス手段によって別々に行われる。

10

このような場合であっても、第１のフォーカス手段と比べ、第２のフォーカス手段はフォーカス調整範囲が狭いため、例えばフォーカスレンズを搭載した電動ステージの移動範囲を狭くでき、従来の装置に比べて装置構成をコンパクトにできる。また、第２のフォーカス手段は、フォーカスレンズを搭載した電動ステージに限られない。例えば、タンタル酸ニオブ酸カリウムの結晶等の電気光学素子や、同様の効果を得ることが可能なその他の piezo 素子、液晶光学素子、可変形状ミラー等によって第２のフォーカス手段を構成してもよい。この場合には、電動ステージの移動範囲を確保する必要がないため、装置構成をよりコンパクトにできる。

【００８９】

20

<その他の変形例>

なお、上述した実施形態および変形例では、検者の入力に応じて制御部１９０が各種アライメントや、光路長調整、フォーカス調整を行う場合について説明した。しかしながら、上述の各種アライメントや、光路長調整、フォーカス調整において用いられた前眼部の画像、眼底平面画像、ハルトマン像および断層画像等に基づいて、制御部１９０が自動的にこれらのアライメントや調整を行ってもよい。この場合には、例えば、制御部１９０が上述のアライメントや調整と同様に、眼底平面画像の輝度や撮影すべき層等に基づいて、これらのアライメントや調整を行うことができる。

【００９０】

また、上述した実施形態および変形例では、眼底撮像装置の干渉光学系としてマイケルソン型干渉計の構成を用いているが、干渉光学系の構成はこの場合に限られない。例えば、眼底撮像装置の干渉光学系はマッハツェンダー干渉計の構成を有していてもよい。また、上述した実施形態および変形例における、各ダイクロイックミラーによって反射する、または、透過させる光の波長は任意であり、上述した構成とは逆の光を反射する、または、透過させる構成としてもよい。

30

【００９１】

更に、上述した実施形態および変形例では、ＯＣＴ光学系とＳＬＯ光学系においてＹスキャナ１３３を共有しているが、ＯＣＴ光学系とＳＬＯ光学系に別々にＹスキャナを設けてもよい。また、共通光路に配置される第１のフォーカス手段は、Ｙスキャナ１３３とＸスキャナ１３１、１３２との間に配置される構成に限られない。例えば、被検眼Ｅと第１のフォーカス手段の間に、Ｘスキャナ１３１、１３２の少なくとも１つを設けてもよい。また、Ｙスキャナ１３３を被検眼Ｅと第１のフォーカス手段の間に設けなくてもよい。

40

【００９２】

更に、上述した実施形態および変形例では、ＯＣＴ光学系がＳＬＤを光源として用いたスペクトラルドメインＯＣＴ（ＳＤ－ＯＣＴ）光学系として構成されているが、この場合に限られない。出射光の波長を掃引することができる波長掃引光源を用いた波長掃引型ＯＣＴ（ＳＳ－ＯＣＴ）光学系等の他の任意の種類のＯＣＴ光学系を適用することができる。

【００９３】

<その他の実施形態>

本発明は、上述の実施形態の１以上の機能を実現するプログラムを、ネットワーク又は

50

記憶媒体を介してシステム又は装置に供給し、そのシステム又は装置のコンピュータにおける１つ以上のプロセッサがプログラムを読み出し実行する処理でも実現可能である。また、１以上の機能を実現する回路（例えば、ＡＳＩＣ）によっても実現可能である。

以上、実施形態を参照して本発明について説明したが、本発明は上述した実施形態に限定されるものではない。本発明の趣旨に反しない範囲で変更された発明および本発明と均等な発明も本発明に含まれる。また、上述の各実施形態および変形例は、本発明の趣旨に反しない範囲で適宜組み合わせることができる。また、各実施形態および変形例で説明されている特徴の組み合わせの全てが本発明の解決手段に必須のものとは限らない。

【符号の説明】

【 ０ ０ ９ ４ 】

１０：色収差補正レンズ、１００：眼底撮像装置、１０１，１０２：光源、１１９，１２０：ミラー、１２６，１２７：電動ステージ、１４１：光カプラー、１５４：レンズ １５７：フォーカスレンズ、１７３，１７４，１７７：ダイクロイックミラー、１９１：ラインカメラ、１９２：受光素子、４００：眼底撮像装置、４２６：電動ステージ、４５７：フォーカスレンズ、Ｅ：被検眼

10

20

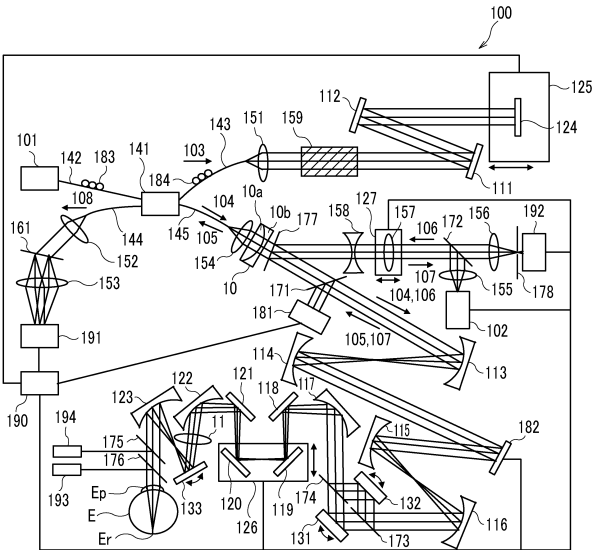
30

40

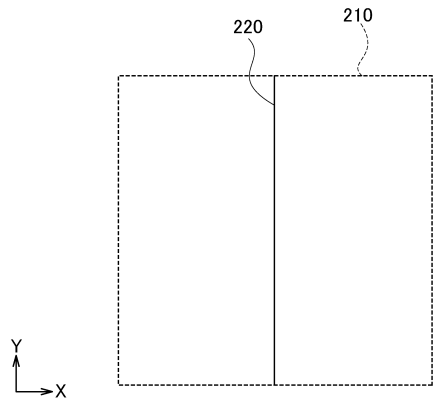
50

【図面】

【図 1】



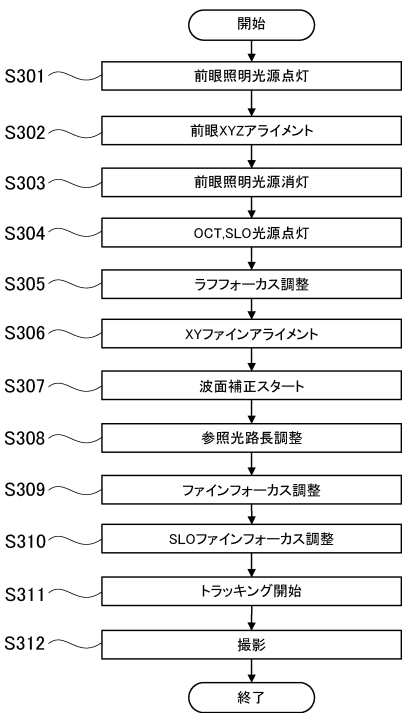
【図 2】



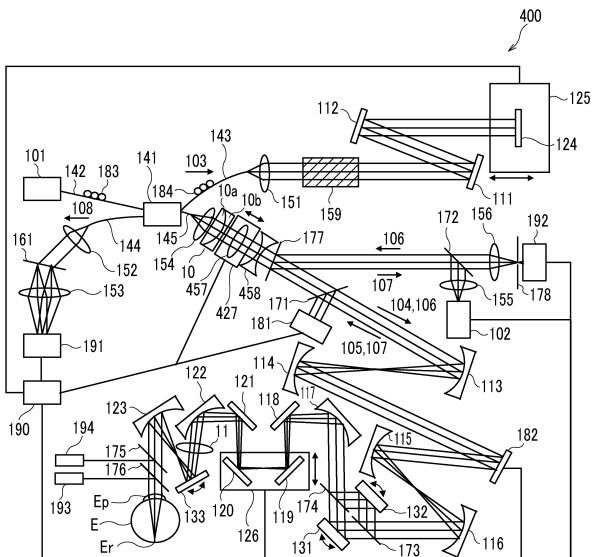
10

20

【図 3】



【図 4】

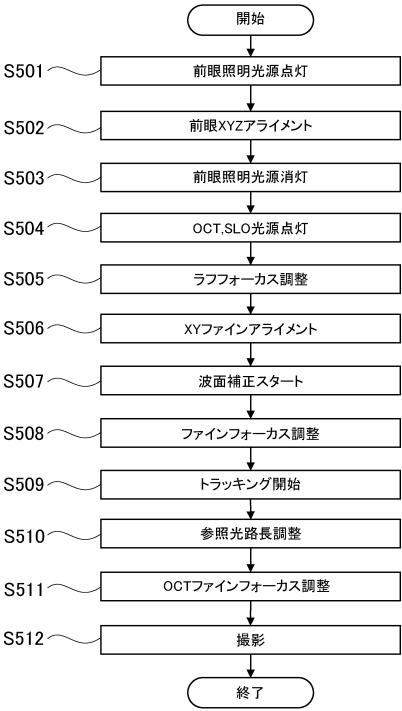


30

40

50

【 図 5 】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 1 5 - 2 2 1 0 9 1 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 1 8 8 3 1 6 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 2 1 2 3 1 3 (J P , A)
特開 2 0 1 7 - 0 6 4 3 7 8 (J P , A)
特開 2 0 1 7 - 1 8 4 7 8 8 (J P , A)
特表 2 0 0 7 - 5 2 1 8 6 6 (J P , A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 3 / 0 0 - 3 / 1 8