

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7129162号
(P7129162)

(45)発行日 令和4年9月1日(2022.9.1)

(24)登録日 令和4年8月24日(2022.8.24)

(51)国際特許分類

A 6 1 B	3/10 (2006.01)	A 6 1 B	3/10
A 6 1 B	3/14 (2006.01)	A 6 1 B	3/14
A 6 1 B	3/18 (2006.01)	A 6 1 B	3/18

F I

請求項の数 15 (全24頁)

(21)出願番号	特願2017-239694(P2017-239694)
(22)出願日	平成29年12月14日(2017.12.14)
(65)公開番号	特開2019-103746(P2019-103746)
	A)
(43)公開日	令和1年6月27日(2019.6.27)
審査請求日	令和2年12月10日(2020.12.10)

(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	100094112 弁理士 岡部 讓
(74)代理人	100101498 弁理士 越智 隆夫
(74)代理人	100106183 弁理士 吉澤 弘司
(74)代理人	100136799 弁理士 本田 亜希
(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
(72)発明者	松本 和浩

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 眼底撮像装置

(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測定光の戻り光の収差を測定する収差測定手段と、
 前記OCT光学系及び前記SLO光学系が、前記OCT測定光及び前記SLO測定光の光路の少なくとも一部を共有する共通光路と、
 前記共通光路に設けられた前記収差を補正する収差補正手段及び第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測定光の光路及び前記OCT測定光の光路の少なくとも一方に設けられた第2のフォーカス手段と、
 前記収差測定手段により測定された前記収差に基づいて、前記収差補正手段を制御する制御手段と、
 を備える、眼底撮像装置。

【請求項2】

前記第2のフォーカス手段によるフォーカス調整範囲は、前記第1のフォーカス手段によるフォーカス調整範囲より狭い、請求項1に記載の眼底撮像装置。

【請求項3】

前記第2のフォーカス手段は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、請求項1又は2に記載の眼底撮像装置。

【請求項 4】

前記制御手段は、前記第1のフォーカス手段及び前記第2のフォーカス手段を制御する、請求項1乃至3のいずれか一項に記載の眼底撮像装置。

【請求項 5】

前記第1のフォーカス手段は、前記収差測定手段及び前記収差補正手段と前記被検眼との間の光路に設けられた反射光学系で構成されたバダル光学系である、請求項1乃至4のいずれか一項に記載の眼底撮像装置。

【請求項 6】

前記制御手段は、前記第2のフォーカス手段を前記第1のフォーカス手段に連動して制御する、請求項1乃至5のいずれか一項に記載の眼底撮像装置。

10

【請求項 7】

前記OCT光学系における前記OCT測定光の光路及び前記OCT測定光に対応する参照光の光路の一方に設けられた光路長調整手段を更に備え、

前記制御手段は、前記光路長調整手段を前記第1のフォーカス手段に連動して制御する、請求項4乃至6のいずれか一項に記載の眼底撮像装置。

【請求項 8】

前記OCT測定光を前記被検眼の眼底上で二次元方向に走査する走査手段を更に備え、前記制御手段は、

前記被検眼の前記眼底情報に基づいて眼底の動きを検出し、

検出した前記眼底の動きに基づいて前記走査手段を制御する、請求項1乃至7のいずれか一項に記載の眼底撮像装置。

20

【請求項 9】

前記制御手段は、前記SLO光学系により取得された第1の眼底情報に基づく平面画像の部分画像である参照画像と、前記第1の眼底情報の後に前記SLO光学系により取得された第2の眼底情報に基づく平面画像の部分画像である対象画像との位置ずれを検出することにより前記眼底の動きを検出し、

前記参照画像及び前記対象画像の一方の画像サイズは他方の画像サイズより大きい、請求項8に記載の眼底撮像装置。

【請求項 10】

前記OCT測定光と前記SLO測定光を第1の走査方向に走査する第1の走査手段と、前記OCT測定光を第1の走査方向に垂直な第2の走査方向に走査する第2の走査手段と、

30

前記SLO測定光を前記第2の走査方向に走査する第3の走査手段と、を更に備え、

前記制御手段は、前記第2の走査手段による一回の走査を行う間に前記第1の走査手段により前記OCT測定光及び前記SLO測定光を繰り返し走査させるとともに、前記第1の走査手段による一回の走査を行う間に前記第3の走査手段により前記SLO測定光を繰り返し走査させる、請求項1乃至7のいずれか一項に記載の眼底撮像装置。

【請求項 11】

前記共通光路は、前記OCT測定光及び前記SLO測定光を分離する第1のダイクロイックミラーと、前記第1のダイクロイックミラーによって分離された前記OCT測定光及び前記SLO測定光を結合する第2のダイクロイックミラーと、を含み、

前記分離されたOCT測定光の光路に前記第2の走査手段が配置され、前記分離されたSLO測定光の光路に前記第3の走査手段が配置された、請求項10に記載の眼底撮像装置。

40

【請求項 12】

前記被検眼と前記第1のフォーカス手段との間に前記第1の走査手段、前記第2の走査手段及び前記第3の走査手段の少なくとも一つが配置された、請求項10又は11に記載

50

の眼底撮像装置。

【請求項 1 3】

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測定光及び前記SLO測定光のフォーカス状態を調整した後に、前記第2のフォーカス手段により前記OCT測定光及び前記SLO測定光の少なくとも一方のフォーカス状態を更に調整する、請求項1乃至12のいずれか一項に記載の眼底撮像装置。

【請求項 1 4】

前記第2のフォーカス手段と前記第1のフォーカス手段を連動させる連動機構を更に備え、

前記連動機構は前記第2のフォーカス手段と前記第1のフォーカス手段の連動を解除可能である、請求項1乃至5のいずれか一項に記載の眼底撮像装置。

10

【請求項 1 5】

前記OCT光学系における前記OCT測定光の光路及び前記OCT測定光に対応する参照光の光路の一方に設けられた光路長調整手段と、

前記光路長調整手段と前記第1のフォーカス手段を連動させる連動機構と、
を更に備え、

前記連動機構は前記光路長調整手段と前記第1のフォーカス手段の連動を解除可能である、請求項1乃至6のいずれか一項に記載の眼底撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、眼底撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

眼科分野において、多波長光波干渉を利用した光コヒーレンストモグラフィ(OCT: Optical Coherence Tomography)が知られている。OCTでは、試料(特に眼底)の断層画像を高分解能に得ることができる。以下、このようなOCTにより断層画像を撮像する装置をOCT装置と記す。

【0003】

また、共焦点レーザー顕微鏡の原理を利用した眼科装置である走査型レーザー検眼鏡(SLO: Scanning Laser Ophthalmoscope)も知られている。SLOでは、レーザーを測定光として用いて、眼底に対してラスタースキャンを行い、その戻り光の強度から眼底の平面画像を高分解能かつ高速に得ることができる。以下、このような平面画像を撮像する装置をSLO装置と記す。

30

【0004】

近年、眼底を撮像する機器として、OCT装置やSLO装置等、照明光を走査して眼底を撮像する装置が盛んに用いられている。また、これらの眼底撮像装置において測定光のビーム径を大きくすることにより、横分解能を向上させた網膜の画像を取得することができるようになった。

【0005】

40

しかしながら、測定光のビーム径の大径化に伴い、眼底画像の取得において、被検眼の収差による画像のS/N比及び分解能の低下が問題になる。これを解決するために、波面センサを用いて被検眼の収差をリアルタイムで測定し、被検眼にて発生する測定光やその戻り光の収差を波面補正デバイスで補正する補償光学系を有する補償光学OCT装置や補償光学SLO装置が開発されている。これらの装置を用いることで、測定光のビーム径の大型化による被検眼の収差を補償することができ、高横分解能な画像を取得することができる。

【0006】

ここで、補償光学OCT装置において、横分解能を向上させるために測定光のビーム径を大きくすると、焦点深度が浅くなる。焦点深度が浅くなると、S/N比のよい画像が得ら

50

れる深さ方向の範囲が限定される。そのため、補償光学OCT装置を用いてよりS/N比のよい画像を取得するためには、OCT測定光の焦点位置を眼底網膜の撮影したい層により正確に合わせることが重要である。

【0007】

一方、このような眼底撮像装置では、撮影開始から終了まで多少の時間がかかる。このため、固視微動と呼ばれる不随意的な眼球運動や固視不良による眼球運動、あるいは顔の動きの影響を受けやすくなり、眼底の動きを追尾する眼底トラッキングがより重要になる。特に補償光学OCT装置や補償光学SLO装置等、高横分解能な画像の取得を行う装置では、より高い精度の眼底トラッキングが重要になる。

【0008】

特許文献1では、補償光学OCT装置と補償光学SLO装置とを複合化した構成を有する眼科装置が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【文献】特開2015-221091号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

特許文献1では、OCT装置の光学系とSLO装置の光学系の一部を共通の光路とし、その共通光路に反射光学系を用いた視度補正光学系を構成している。これにより、OCT装置とSLO装置の焦点位置を眼底位置に合わせて、OCT装置による眼底断層画像とSLO装置による眼底正面画像とを同時に取得している。

【0011】

しかしながら、OCT装置とSLO装置の共通光路に視度補正光学系が配置されているため、この視度補正光学系を用いて焦点位置を変更した場合、OCT装置とSLO装置の焦点位置が同じ量だけ変更されてしまう。そのため、OCT装置で視細胞等の特徴点が少ない層（例えば、網膜内層等）を撮影する場合、OCT装置の焦点位置合わせと同時にSLO装置もその特徴点が少ない層に焦点位置を合わせてしまう。

【0012】

SLO装置で取得した眼底正面画像を用いて眼底トラッキングを行う場合には、撮影された眼底正面画像の視細胞等の特徴点から位置ずれ量を検出して、検出した位置ずれ量に基づいて眼底の動きを追尾する。そのため、特徴点の少ない層に焦点位置を合わせて撮影した場合、位置ずれ量の検出精度が低下し、精度のよい眼底トラッキングが困難になる。

【0013】

一方、OCT装置とSLO装置の視度補正光学系を、OCT光学系とSLO光学系の共通光路ではなく、それぞれの専用光路に配置する装置構成も考えられる。しかしながら、この場合、それぞれの視度補正光学系が、撮影する被検眼の視度範囲に対応する必要があるため、視度補正光学系の移動範囲が広くなり、装置が大型化しやすい。

【0014】

また、波面センサを用いた波面補償装置では、波面センサへの不要な迷光を低減するために、光学系を主に反射光学系で構成するのが有利である。しかしながら、OCT光学系とSLO光学系の専用光路に配置される視度補正光学系をそれぞれ反射光学系で構成すると、視度補正時の視度補正光学系の移動範囲がさらに広くなる。この場合には、視度補正光学系の移動範囲に対応するスペースがさらに必要になるため、装置がさらに大型化する。

【0015】

そこで、本発明では、コンパクトな装置構成でありながら、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眼底撮像装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0016】

10

20

30

40

50

本発明の一実施態様による眼底撮像装置は、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測定光の戻り光の収差を測定する収差測定手段と、前記OCT光学系及び前記SLO光学系が、前記OCT測定光及び前記SLO測定光の光路の少なくとも一部を共有する共通光路と、前記共通光路に設けられた前記収差を補正する収差補正手段及び第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測定光の光路及び前記OCT測定光の光路の少なくとも一方に設けられた第2のフォーカス手段と、前記収差測定手段により測定された前記収差に基づいて、前記収差補正手段を制御する制御手段とを備える。

【発明の効果】

10

【0017】

本発明によれば、コンパクトな装置構成でありながら、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。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】第1の実施形態による眼底撮像装置の概略的な構成を示す。

【図2】眼底撮像装置におけるOCT光学系とSLO光学系の撮影範囲を概略的に示す。

【図3】第1の実施形態に係る眼底の撮影手順を示したフローチャートである。

【図4】第2の実施形態による眼底撮像装置の概略的な構成を示す。

【図5】第2の実施形態に係る眼底の撮影手順を示したフローチャートである。

20

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、本発明を実施するための例示的な実施形態を、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、及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又は様々な条件に応じて変更できる。また、図面において、同一であるか又は機能的に類似している要素を示すために図面間で同じ参照符号を用いる。

【0020】

なお、以下において、人眼の網膜を被検査物として説明するが、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。

30

【0021】

[第1の実施形態]

図1乃至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の実施形態による眼底撮像装置について、以下に詳細に説明する。

【0022】

(装置構成)

本実施形態による眼底撮像装置の一態様としての眼底撮像装置100について、図1を用いて説明する。本実施形態の眼底撮像装置100には、OCT光学系、SLO光学系、前眼観察光学系、固視灯光学系、及び制御部190（制御手段）が設けられている。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。

40

【0023】

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

【0024】

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。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。本実施形態ではSLDを選択したが、光源の種類としては、

50

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) 等も用いることができる。なお、光源101は制御部190に接続されており、制御部190によって制御される。

【0025】

また、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ます。さらに光源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ます、本実施形態では中心波長を830nmとする。なお、観察対象の測定部位によっては、他の波長を選んでもよい。また、波長の帯域は広いほど深さ方向の分解能がよくなる。一般的に中心波長が830nmの場合、50nmの帯域では6μmの分解能、100nmの帯域では3μmの分解能である。なお、光源101の中心波長や帯域はこれに限られず、所望の構成に応じて変更されてよい。

10

【0026】

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、光分割手段である光カプラー141に導かれる。光源101から出射された光は、光カプラー141において強度比90:10で分割され、それぞれ参照光103及びOCT測定光104となる。なお、分割の比率はこれに限らず、被検査物に合わせて適切に選択することができます。

20

【0027】

次に、参照光103の光路について説明する。光カプラー141にて分割された参照光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及びミラー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。

【0028】

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ます。

30

【0029】

ミラー124は、電動ステージ125に搭載されており、光路長調整手段を構成する。電動ステージ125は、矢印で図示しているように参照光103の光軸方向に移動することができ、ミラー124の位置を移動させることで参照光103の光路長を調整することができる。電動ステージ125は制御部190によって制御される。

【0030】

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を介して、レンズ154に導かれ、平行光として出射される。

【0031】

次に、OCT測定光104は、ダイクロイックミラー177及び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、収差補正手段であるデフォーマブルミラー182に入射する。ここで、デフォーマブルミラー182は、収差測定手段である波面センサ181にて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ミラーデバイスである。

40

【0032】

本実施形態では、収差補正手段としてデフォーマブルミラーを用いたが、収差補正手段は収差を補正できればよく、液晶を用いた空間光位相変調器等を用いることもできる。また、本実施形態では、収差測定手段としてシャックハルトマン型の波面センサ181を用いている。しかしながら、収差測定手段はこれに限られず、収差を測定するための既知の任意のセンサ等を用いて構成されてよい。デフォーマブルミラー182及び波面センサ1

50

81は、制御手段である制御部190により制御される。

【0033】

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15, 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。

【0034】

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(第2の走査手段)に入射する。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おり、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上を光軸に垂直な方向にスキャンすることができる。ここでは、Xスキャナ132としてガルバノミラーを用いる。Xスキャナ132は、他の任意の偏向ミラーによって構成されてもよい。なお、図示しないがXスキャナ132は制御部190に接続されており、制御部190によって制御される。

10

【0035】

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。

【0036】

ミラー119, 120は、電動ステージ126に搭載されており、第1のフォーカス手段を構成する。電動ステージ126は、矢印で図示しているように、ミラー118, 121に近づく又はこれらから離れる方向に移動することができる。電動ステージ126は制御部190により制御される。なお、ミラー119, 120は、OCT光学系とSLO光学系の共通光路内に配置されている。そのため、電動ステージ126によりミラー119, 120を移動させることで、被検眼Eの視度に対応してOCT測定光104及びSLO測定光106のフォーカス状態を調整することができる。

20

【0037】

本実施形態では、電動ステージ126の移動範囲を160mmとしており、被検眼Eの-12D~+7Dの視度範囲に対応してOCT測定光104及び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されてよい。

30

【0038】

ここで、本実施形態において、OCT光学系とSLO光学系の共通光路に配置される第1のフォーカス手段は、ミラー119, 120の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及び収差補正を行うことができる。

【0039】

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、Yスキャナ133(第1の走査手段)に入射する。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おり、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Er上を光軸及びXスキャナ132のスキャン方向と垂直な方向にスキャンすることができる。ここでは、Yスキャナ133としてガルバノミラーを用いる。Yスキャナ133は、他の任意の偏向ミラーによって構成されてもよい。

40

【0040】

なお、図示しないがYスキャナ133は制御部190に接続されており、制御部190によって制御される。Xスキャナ132及び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走査手段を構成する。

【0041】

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

50

ナ 1 3 2 、 Y スキャナ 1 3 3 、及びミラー 1 1 7 ～ 1 2 3 は OCT 測定光 1 0 4 を用いて網膜 E r をスキャンするための光学系として機能する。当該光学系により、 OCT 測定光 1 0 4 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。

【 0 0 4 2 】

OCT 測定光 1 0 4 は被検眼 E に入射すると、網膜 E r によって反射又は散乱され、 OCT 戻り光 1 0 5 として、 OCT 測定光 1 0 4 の光路を戻り、再び光カプラー 1 4 1 に導かれる。

【 0 0 4 3 】

参照光 1 0 3 と OCT 戻り光 1 0 5 とは、光カプラー 1 4 1 にて合波され、干渉光となる。ここで、 OCT 測定光 1 0 4 及び OCT 戻り光 1 0 5 の光路長と参照光 1 0 3 の光路長とがほぼ等しい状態となったときに、 OCT 戻り光 1 0 5 と参照光 1 0 3 は互いに干渉し、干渉光となる。制御部 1 9 0 は、電動ステージ 1 2 5 を制御しミラー 1 2 4 を移動させることで、被検眼 E の被測定部によって変わる OCT 測定光 1 0 4 及び OCT 戻り光 1 0 5 の光路長に参照光 1 0 3 の光路長を合わせることができる。合波された光 1 0 8 (干渉光) は、シングルモードファイバー 1 4 4 から空間光として出射され、レンズ 1 5 2 を通って透過型グレーティング 1 6 1 に導かれる。その後、光 1 0 8 は、透過型グレーティング 1 6 1 によって波長毎に分光され、レンズ 1 5 3 で集光され、ラインカメラ 1 9 1 に入射する。

10

【 0 0 4 4 】

ラインカメラ 1 9 1 に入射した光 1 0 8 は、ラインカメラ 1 9 1 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 1 9 1 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 1 9 0 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。また、制御部 1 9 0 は、生成した断層画像を不図示の表示部上に表示する。なお、表示部は任意のモニターによって構成されてよく、撮像部や制御部 1 9 0 と別個で構成されてもよいし、一体的に構成されてもよい。また、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任意のデータ処理であってよい。

20

【 0 0 4 5 】

なお、シングルモードファイバー 1 4 2 及び 1 4 3 には、偏光調整用パドル 1 8 3 , 1 8 4 が設けられている。偏光調整用パドル 1 8 3 , 1 8 4 はシングルモードファイバー 1 4 2 , 1 4 3 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 1 8 3 , 1 8 4 を用いることで、光源 1 0 1 からの光の偏光状態を調整したり、 OCT 戻り光 1 0 5 と参照光 1 0 3 の偏光状態が一致するように、参照光 1 0 3 の偏光を調整したりすることができる。なお、偏光調整用パドルを設ける位置はこれに限られず、シングルモードファイバー 1 4 5 等に設けられてもよい。

30

【 0 0 4 6 】

ところで、 OCT 戻り光 1 0 5 は、 OCT 測定光 1 0 4 の光路を戻る際に、ビームスプリッター 1 7 1 によって分割され、一部が波面センサ 1 8 1 に入射する。波面センサ 1 8 1 は、入射した OCT 戻り光 1 0 5 の収差を測定する。本実施形態において、ビームスプリッター 1 7 1 は、 OCT 戻り光 1 0 5 の一部を反射し、後述する S L O 戻り光 1 0 7 を透過させる。これにより、 OCT 戻り光 1 0 5 の収差を選択的に測定することができる。波面センサ 1 8 1 は制御部 1 9 0 に電気的に接続されている。制御部 1 9 0 は、波面センサ 1 8 1 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 1 8 1 によって測定された被検眼 E の有する収差を把握する。

40

【 0 0 4 7 】

制御部 1 9 0 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 1 2 6 を用いてミラー 1 1 9 , 1 2 0 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 1 9 0 は、デフォーカス以外の成分については、デフォーマブルミラー 1 8 2 の表面形状を制御して補正する。これにより、制御部 1 9 0 は、高横分解能な断層画像を生成

50

(取得) することができる。

【0048】

ここで、瞳孔 E p、Xスキャナ 132、Yスキャナ 133、波面センサ 181、及びデフォーマブルミラー 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。

【0049】

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させるための光源である。本実施形態では、光源 102 として波長 780 nm の SLD を用いる。SLO光学系の光源 102 の種類は、これに限られず、光源 102 として LD (Laser Diode) 等を用いることもできる。また、光源 102 の波長もこれに限られず、所望の構成に応じて変更されてよい。なお、光源 102 は制御部 190 に接続されており、制御部 190 によって制御される。

10

【0050】

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 及びレンズ 158 を透過する。

【0051】

フォーカスレンズ 157 は、電動ステージ 127 に搭載されており、第 2 のフォーカス手段を構成する。電動ステージ 127 は、矢印で図示しているように SLO 測定光 106 の光軸方向に移動することができる、SLO 測定光 106 のフォーカス状態を調整することができる。電動ステージ 127 は制御部 190 によって制御される。

20

【0052】

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異なる位置に SLO 測定光 106 のフォーカス位置を合わせることができる。ここでは、電動ステージ 127 の移動範囲を 10 m とし、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 の移動範囲はこれに限られず、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されてよい。

30

【0053】

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 及び 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、第 2 のフォーカス手段のフォーカス調整範囲は狭く抑えることができる。そのため、電動ステージ 127 の移動範囲は、電動ステージ 126 の移動範囲に対して狭くすることができる。従って、より小型のステージを用いて OCT 光学系及び 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とため、光学系を小型化することができる。

【0054】

なお、図 1 ではフォーカスレンズ 157 を凸レンズ、レンズ 158 を凹レンズとして図示しているが、フォーカスレンズ 157 及びレンズ 158 の構成はこれに限らない。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いし、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。

40

【0055】

フォーカスレンズ 157 及びレンズ 158 を透過した光は、ダイクロイックミラー 177 へ向かう。ダイクロイックミラー 177 は、光の波長に応じて、光源 101 からの光を透過させ、光源 102 からの光を反射する。ダイクロイックミラー 177 で反射された SLO 測定光 106 は、OCT 測定光 104 との共通光路を通って、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、デフォーマブルミラー 182、ミラー 115, 116、及びダイクロイックミラー 173 が含まれる。

50

【0056】

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。このため、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（第3の走査手段）に入射する。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おり、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E_r上を光軸に垂直な方向にスキャンすることができる。なお、図示しないがXスキャナ131は制御部190に接続されており、制御部190によって制御される。Xスキャナ131及び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走査手段を構成する。

10

【0057】

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を別に配置する構成としている。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り制限される。これに対し、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を別にすることで、SLO測定光106のスキャン速度を上げることができる。これにより、SLO光学系を用いた眼底平面画像の取得のフレームレートを上げることができる。本実施形態では、Xスキャナ131として共振ミラーを用いているが、所望の構成に応じて任意の偏向ミラーを用いてもよい。

20

【0058】

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との共通光路を通って被検眼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、及びダイクロイックミラー175, 176が含まれる。ここで、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と、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の光路、及びダイクロイックミラー174～ダイクロイックミラー176の光路が含まれる。

30

【0059】

SLO測定光106は、被検眼Eに入射すると網膜E_rによって反射又は散乱され、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に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。

40

【0060】

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。本実施形態では、受光素子192としてAPD (Avalanche Photo Diode) を用いるが、所望の構成に応じて他の任意の受光素子が用いられてもよい。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。また、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。なお、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任意のデータ処理であってよい。

【0061】

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及び固視灯パネル194から構成される。

【0062】

50

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 及び光源 102 からの光を透過させる。これにより、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 E_r 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 E_r の範囲を設定することができる。本実施形態では、固視灯パネル 194 として有機 E-L パネルを用いるが、他のディスプレイが用いられてもよい。なお、固視灯パネル 194 は制御部 190 に接続されており、制御部 190 によって制御される。

【0063】

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 176、前眼観察カメラ 193 及び不図示の前眼照明光源から構成される。

10

【0064】

ダイクロイックミラー 176 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 194 の可視光、並びに光源 101 及び光源 102 からの光を透過させる。前眼観察カメラ 193 の光軸は、OCT 光学系及び SLO 光学系の光軸と一致するよう調整されている。このため、前眼観察カメラ 193 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 OCT 光学系及び SLO 光学系の X 方向及び Y 方向の位置合わせ（アライメント）を行うことができる。なお、前眼観察カメラ 193 は制御部 190 に接続されており、制御部 190 によって制御される。

20

【0065】

また、前眼観察カメラ 193 のフォーカスは、OCT 光学系及び SLO 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、OCT 光学系及び SLO 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として波長が 970 nm の LED を用い、前眼観察カメラ 193 として CCD カメラを用いる。しかしながら、前眼照明光源及び前眼観察カメラはこれに限られず、他の光源や撮像素子等を用いることもできる。また、前眼照明光源の波長もこれに限られず、所望の構成に応じて変更されてよい。

【0066】

30

（撮影範囲の関係）

次に、図 2 を参照して、本実施形態における OCT 光学系と SLO 光学系の撮影範囲の関係について説明する。図 2 において、実線が OCT 光学系の撮影範囲 220、破線の枠内が SLO 光学系の撮影範囲 210 を示しており、OCT 光学系で 1 ライン撮影したときの OCT 光学系の撮影範囲 220 と SLO 光学系の撮影範囲 210 との関係を模式的に示している。

【0067】

OCT 光学系と SLO 光学系は、Y スキャナ 133 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 スキャナとしては、X スキャナ 132 と X スキャナ 131 の別々の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（図 2 の紙面左右方向）の撮影範囲はそれぞれ独立に設定することができる。例えば、図 2 では、SLO 光学系の撮影範囲 210 の略中央に OCT 光学系の撮影範囲 220 を設定しているが、X 方向の撮影範囲の関係はこれに限らない。OCT 光学系の撮影範囲 220 は SLO 光学系の撮影範囲 210 に関わらず、任意に設定してよい。

40

【0068】

また、X スキャナ 131 の共振ミラーは、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、SLO 測定光 106 は X 方向に複数回スキャンされる。そのため、例えば、長さ L の OCT 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 SLO 撮影範囲を m 回の X スキャンで撮影すること

50

ができる。これにより、OCT光学系で長さLの1ラインの断層画像を撮影する間に、SLO光学系でL×Lの眼底正面画像（二次元画像）を取得することができる。なお、L及びmの数値は、所望の構成に応じて任意に設定されてよい。

【0069】

また、3Dボリューム画像を撮影する場合は、Yスキャナ133のスキャンに加えて、Xスキャナ132でOCT測定光104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132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ライン撮影することで、L×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×Lの眼底正面画像（二次元画像）を取得することができる。

10

【0070】

（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正面画像（二次元画像）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。

【0071】

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）に基づく眼底正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。

20

【0072】

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及び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。

【0073】

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、前述のように、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正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正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E_r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。

30

【0074】

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正面画像の全域を用いてもよいし、眼底正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正面画像の全域を用いてもよいし、眼底正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正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る、眼底トラッキングの制御レートを上げることができる。これにより、眼底のより速い動きによる位置ずれを補正しやすくなる。

40

【0075】

また、ここで、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

50

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、参照画像及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。

【0076】

(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を説明する。図3は、本実施形態に係る眼底の撮影手順のフローチャートである。

【0077】

まず、検者が表示部上に表示された前眼照明光源ボタン(不図示)を押すと、ステップS301において、制御部190は、不図示の前眼照明光源を点灯する。前眼照明光源を点灯すると、制御部190は、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、表示部上に表示させる。

【0078】

ステップ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光学系及びSLO光学系が設けられた撮像部を被検眼Eに対してX、Y、及び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、検者の入力に応じて制御部190が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。前述したように、前眼観察カメラ193は、OCT光学系及びSLO光学系に対してX、Y、及びZ方向の位置が調整されている。そのため、検者は表示部上に表示された前眼部の画像のXY位置及びピント(Z位置)が合うように撮像部のX、Y、及びZ方向の位置を調整することで、OCT光学系及びSLO光学系のX、Y、及び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不図示の撮影部の駆動機構を検者が操作して行ってもよい。

【0079】

前眼XYZアライメントが完了したら、ステップS303において、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、制御部190が前眼照明光源を消灯する。

【0080】

前眼照明光源を消灯したら、ステップS304において、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、制御部190がOCT光学系の光源101及びSLO光学系の光源102を点灯する。なお、OCT光学系の光源101を点灯するタイミングは、これに限らない。例えば、後述するステップS305のラフフォーカス調整の後に光源101を点灯してもよい。

【0081】

SLO光学系の光源102が点灯したら、制御部190は受光素子192の出力に基づいて眼底平面画像を生成し、表示部に表示させる。ステップS305において、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光学系及び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。

【0082】

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)を動かすことに応じて、制御部190が電動ステージ126を移動させる。電動ステージ126及びミラー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おり、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。

【0083】

なお、この際、制御部190は、SLO光学系に設けられた電動ステージ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

10

20

30

40

50

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。

【0084】

ラフフォーカス調整を行ったら、ステップS306において、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方向及びY方向の細密な位置合わせを行う。

【0085】

ここで波面センサ181は、波面センサ181の中心位置がOCT光学系及び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光学系及びSLO光学系のX方向及びY方向の位置合わせを行うことができる。なお、表示部には、波面センサ181の中心位置に対応する指標等及びハルトマン像が表示されてよい。

【0086】

XYファインアライメントを行ったら、ステップS307において、検者が表示部上に表示された波面補正ボタン（不図示）を押すことに応じて、制御部190がデフォーマブルミラー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マブルミラー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。ここで、デフォーマブルミラーを用いた収差補正の手法に関しては、既存の手法により行ってよいため、説明を省略する。

【0087】

デフォーマブルミラー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。このため、OCT測定光104についてデフォーマブルミラー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。

【0088】

波面補正が開始されたら、ステップS308において、制御部190は参照光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）を動かすことに応じて、制御部190が電動ステージ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。

【0089】

参照光103の光路長が調整されたら、ステップS309において、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）を動かすことに応じて、制御部190が電動ステージ126を制御してOCT光学系の細密なフォーカス調整を行う。高横分解能の補償光学OCTの光学系では、眼底における測定光のNA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になる。そのため、ステップ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が行われる。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。

【0090】

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、ステップS310において、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）を動かすことに応じて、制御部190

10

20

30

40

50

が電動ステージ 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つてもよい。

【0091】

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。従って、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。

10

【0092】

また、フォーカスレンズ 157 は、SLO測定光 106 と SLO戻り光 107 との共通光路に配置されている。これにより、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。

【0093】

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 及び 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 及びレンズ 156 の位置をそれぞれ制御する必要があり、装置構成及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、装置構成及び制御を簡単にすることができる。

20

【0094】

SLOファインフォーカス調整を行ったら、ステップ S311において、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、制御部 190 が眼底トラッキングを開始する。眼球運動検出手段として機能する制御部 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 及び 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。これにより、眼底撮像装置 100 は、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。

30

【0095】

トラッキングが開始されたら、ステップ S312 において、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、制御部 190 は眼底断層画像及び眼底平面画像の取得を行う。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。さらに、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 にてデータの保存及び処理が行われる。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。さらに、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 にてデータの保存及び処理が行われる。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。

40

【0096】

本実施形態では、補償光学 SLO の光学系を用いて取得し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、補償光学 OCT の光学系を用いて、網膜 Er の所望の層にフォーカスを合わせて高解像度で S/N 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行ったまま OCT光学系を用いて眼底断層画像を取得できる。

【0097】

50

上記のように、本実施形態による眼底撮像装置 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 光学系及び SLO 光学系が、OCT 測定光 104 及び SLO 測定光 106 の光路の少なくとも一部を共有する共通光路と、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る。さらに、眼底撮像装置 100 は、共通光路から分岐した SLO 測定光 106 の光路に設けられたフォーカスレンズ 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。

【 0098 】

また、眼底撮像装置 100 は、バダル光学系及びフォーカスレンズ 157 を制御する制御部 190 と、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、収差を補正するデフォーマブルミラー 182 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、デフォーマブルミラーの形状の変化を制御する。

【 0099 】

さらに、眼底撮像装置 100 は、OCT 測定光 104 を被検眼眼底上で二次元方向に走査する X スキャナ 132 及び Y スキャナ 133 を備える。制御部 190、SLO 光学系を用いて取得した被検眼 E の眼底情報を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 及び Y スキャナ 133 を制御する。

【 0100 】

このような構成から、眼底撮像装置 100 は、コンパクトな装置構成でありながら、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。従って、眼底撮像装置 100 では、補償光学 OCT の光学系の焦点位置を撮影したい層に合わせ、且つ、補償光学 SLO の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。これにより、補償光学 SLO の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、補償光学 OCT の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、複数の断層画像や動画及び 3D ボリューム画像を、撮影中の位置ずれをより小さく抑えて取得することができる。

【 0101 】

また、本実施形態による眼底撮像装置 100 は、OCT 測定光 104 と SLO 測定光 106 を Y 方向（第 1 の走査方向）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 の走査方向）に走査する X スキャナ 132 を備える。さらに、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 及び 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。

【 0102 】

また、OCT 光学系と SLO 光学系の共通光路は、OCT 測定光 104 及び SLO 測定光 106 を分離するダイクロイックミラー 173（第 1 のダイクロイックミラー）を備える。さらに共通光路は、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 及び SLO 測定光 106 を結合するダイクロイックミラー 174（第 2 のダイクロイックミラー）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。

【 0103 】

このような構成により、眼底撮像装置 100 は、OCT 光学系及び SLO 光学系において Y スキャナを共有するため、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装置構成とすることができます。また、眼底撮像装置 100 は、X スキャナ

10

20

30

40

50

132とXスキャナ131の別々の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光学系及び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速くすることができる。

【0104】

[第2の実施形態]

図4及び5を参照して、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。

【0105】

(装置構成)

以下、図4を参照して、本実施形態による眼底撮像装置400について、第1の実施形態による眼底撮像装置100との相違点を中心に説明する。図4は本実施形態による眼底撮像装置400の概略的な構成を示す。なお、第1の実施形態による眼底撮像装置100と同様の構成については、同一の参照符号を用いて説明を省略する。

【0106】

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。

【0107】

本実施形態では、OCT測定光104の光路におけるレンズ154とダイクロイックミラー177との間ににおいて、フォーカスレンズ457及びレンズ458が設けられている。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は制御部190の制御により、矢印で図示しているようにOCT測定光104の光軸方向に移動することができる。

【0108】

なお、図4ではフォーカスレンズ457を凸レンズ、レンズ458を凹レンズとして図示しているが、フォーカスレンズ457及びレンズ458の構成はこれに限らない。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いし、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。

【0109】

(眼底の撮影手順)

次に、図5を参照して、本実施形態の眼底撮像装置400における眼底の撮影手順を説明する。図5は、本実施形態に係る眼底の撮影手順のフローチャートである。なお、ステップS501～S507は第1の実施形態に係る撮影手順におけるステップS301～S307と同様であるため説明を省略する。

【0110】

撮影が開始され、ステップS501～S507において、第1の実施形態におけるステップ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、処理はステップS508に移行する。

【0111】

ステップ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)を動かすことに応じて、制御部190が電動ステージ126を制御してSLO光学系の細密なフォーカス調整を行う。ステップS508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、視細胞に限らない。SLO光学系のフォーカスを

10

20

30

40

50

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。

【0112】

また、この際、制御部190は、OCT光学系に設けられた電動ステージ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。

【0113】

ファインフォーカス調整により視細胞のコントラストが最大になるように調整したら、制御部190は、ステップS509において、第1の実施形態のステップS311と同様に眼底トラッキングを開始する。その後、制御部190は、ステップS510において、第1の実施形態のステップS308と同様に、参照光路長を調整する。

10

【0114】

参照光路長を調整したら、ステップS511において、制御部190はOCT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OCTフォーカス調整バー(不図示)を動かすことに応じて、制御部190が電動ステージ427を制御してフォーカスレンズ457を移動させ、OCT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。

20

【0115】

本実施形態では、フォーカスレンズ457は、SLO光学系との共通光路から分岐したOCT光学系の専用光路に配置されている。そのため、電動ステージ427でフォーカスレンズ457の位置を変更することにより、SLO光学系のフォーカス状態に影響を与えることなく、OCT光学系のフォーカスを調整できる。

【0116】

OCT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、ステップS512において、第1の実施形態におけるステップS312と同様の手順で撮影を行う。

【0117】

上記のように、本実施形態による眼底撮像装置400は、共通光路から分岐したOCT光学系におけるOCT測定光104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457を備える。このような構成であっても、眼底撮像装置400は、コンパクトな装置構成でありながら、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。

30

【0118】

そのため、本実施形態による眼底撮像装置400も、第1の実施形態による眼底撮像装置100と同様に、精度のよい眼底トラッキングを行いながら、OCT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400では、SLO光学系を用いた眼底トラッキングを行ったまま、OCT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、OCT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。

40

【0119】

[変形例1]

第1及び第2の実施形態では、OCT光学系とSLO光学系の共通光路に配置された電動ステージ126に搭載されたミラー119, 120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及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これに限らない。例えば、第1のフォーカス手段としてOCT光学系とSLO光学系の共通光路に配置されたデフォーマブルミラー182を用いることもできる。

【0120】

特にファインフォーカス調整は、デフォーマブルミラー182を変形させることにより

50

行ってもよい。この場合、制御部 190 は、波面センサ 181 の測定値に基づいたデフォーマブルミラー 182 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、OCT 光学系と SLO 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て済む場合には、同様にデフォーマブルミラー 182 を用いることができる。

【0121】

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、ピエゾ素子、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。

【0122】

【変形例 2】

10

また、第 1 及び第 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もよい。

【0123】

この場合の装置構成は図 1 に示す眼底撮像装置 100 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、OCT ファインフォーカス調整時（ステップ S511）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。

【0124】

この場合、制御部 190 は、ステップ S508 において、電動ステージ 126 を制御しフォーカスレンズ 157 を移動させて SLO 光学系のファインフォーカス調整を行う。その後、ステップ S511 において、電動ステージ 126 を移動させて OCT ファインフォーカス調整を行うときに、電動ステージ 126 による調整を打ち消す方向に動作させるように、SLO 光学系の専用光路に配置された電動ステージ 127 を制御する。言い換えると、制御部 190 は、共通光路に配置された第 1 のフォーカス手段による OCT 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、SLO 光学系のフォーカス状態を変えることなく、OCT 光学系のフォーカス調整をすることができる。

20

【0125】

30

その後、OCT 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、ステップ S512 において、制御部 190 は第 1 の実施形態におけるステップ S312 と同様に撮影を行う。

【0126】

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、補償光学 OCT の光学系で所望の層にフォーカスを合わせて高解像度に SN 比がよい画像を撮影できる。また、補償光学 SLO の光学系を用いて眼底トラッキングを行ったまま、補償光学 OCT の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 127 に搭載されたフォーカスレンズ 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行ったまま補償光学 OCT の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 400 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。

40

【0127】

なお、第 1 のフォーカス手段としてデフォーマブルミラー 182 を変形させてフォーカス調整を行ってもよい。この場合、デフォーマブルミラー 182 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 127 を制御すればよい。

【0128】

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

50

けてもよい。この場合には、制御部 190 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されてよく、この場合、制御部 190 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。

【0129】

[変形例 3]

また、第 1 の実施形態のステップ S305 及び第 2 の実施形態のステップ S505 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。

10

【0130】

この場合、制御部 190 は、ラフフォーカス調整時のミラー 119, 120 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 125 を制御してミラー 124 を移動させる。これにより、OCT 測定光 104 と参照光 103 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 の実施形態のステップ S308 及び第 2 の実施形態のステップ S510 で参照光路長調整を行う際のミラー 124 の移動量を小さく抑えることができる。電動ステージ 125 に搭載されるミラー 124 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。

20

【0131】

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 190 は連動機構を制御することにより、電動ステージ 125 に搭載されるミラー 124 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されてよく、この場合、制御部 190 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。

【0132】

なお、第 1 及び第 2 の実施形態では、光路長調整手段は参照光 103 の光路に設けられたミラー 124 によって構成された。しかしながら、光路長調整手段は、OCT 測定光 104 の光路に設けられてもよい。

30

【0133】

[変形例 4]

第 1 及び第 2 の実施形態では、第 2 のフォーカス手段を OCT 光学系の専用光路及び SLO 光学系の専用光路の一方に設けている。しかしながら、第 2 のフォーカス手段は OCT 光学系の専用光路及び 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。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が、OCT 光学系の専用光路及び SLO 光学系の専用光路にそれぞれ設けられた第 2 のフォーカス手段によって別々に行われる。

40

【0134】

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ピエゾ素子、液晶光学素子、可変形状ミラーなどによって第 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。

50

【0135】

なお、上記実施形態及び変形例では、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った。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、及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。

【0136】

また、上記実施形態及び変形例では、眼底撮像装置の干渉光学系としてマイケルソン干渉計の構成を用いているが、干渉光学系の構成はこれに限られない。例えば、眼底撮像装置の干渉光学系はマッハツエンダー干渉計の構成を有していてもよい。また、上記実施形態及び変形例における、各ダイクロイックミラーによって反射する又は透過させる光の波長は任意であり、上記構成とは逆の光を反射する又は透過させる構成としてもよい。

10

【0137】

さらに、上記実施形態及び変形例では、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つが設けられてもよい。また、Yスキャナ133が被検眼Eと第1のフォーカス手段の間に設けられなくてもよい。

20

【0138】

さらに、上記実施形態及び変形例では、OCT光学系として、SLDを光源として用いたスペクトラルドメインOCT (SD-OCT) 光学系について述べたが、本発明によるOCT光学系の構成はこれに限られない。例えば、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光学系にも本発明を適用することができる。

【0139】

(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ー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。

30

【0140】

以上、実施形態を参照して本発明について説明したが、本発明は上記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、及び本発明と均等な発明も本発明に含まれる。また、上述の各実施形態及び変形例は、本発明の趣旨に反しない範囲で適宜組み合わせができる。また、各実施形態及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】

40

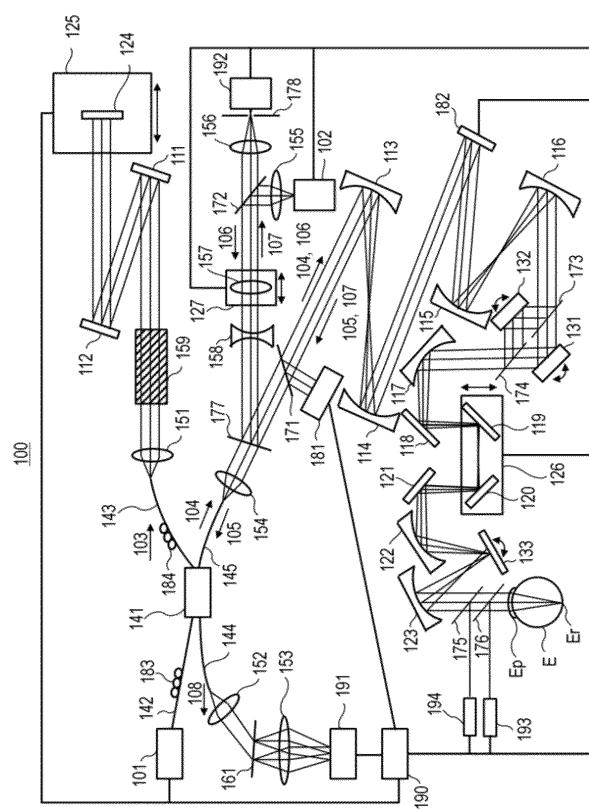
【0141】

100：眼底撮像装置、101, 102：光源、119, 120：ミラー、126, 127：電動ステージ、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、E：被検眼

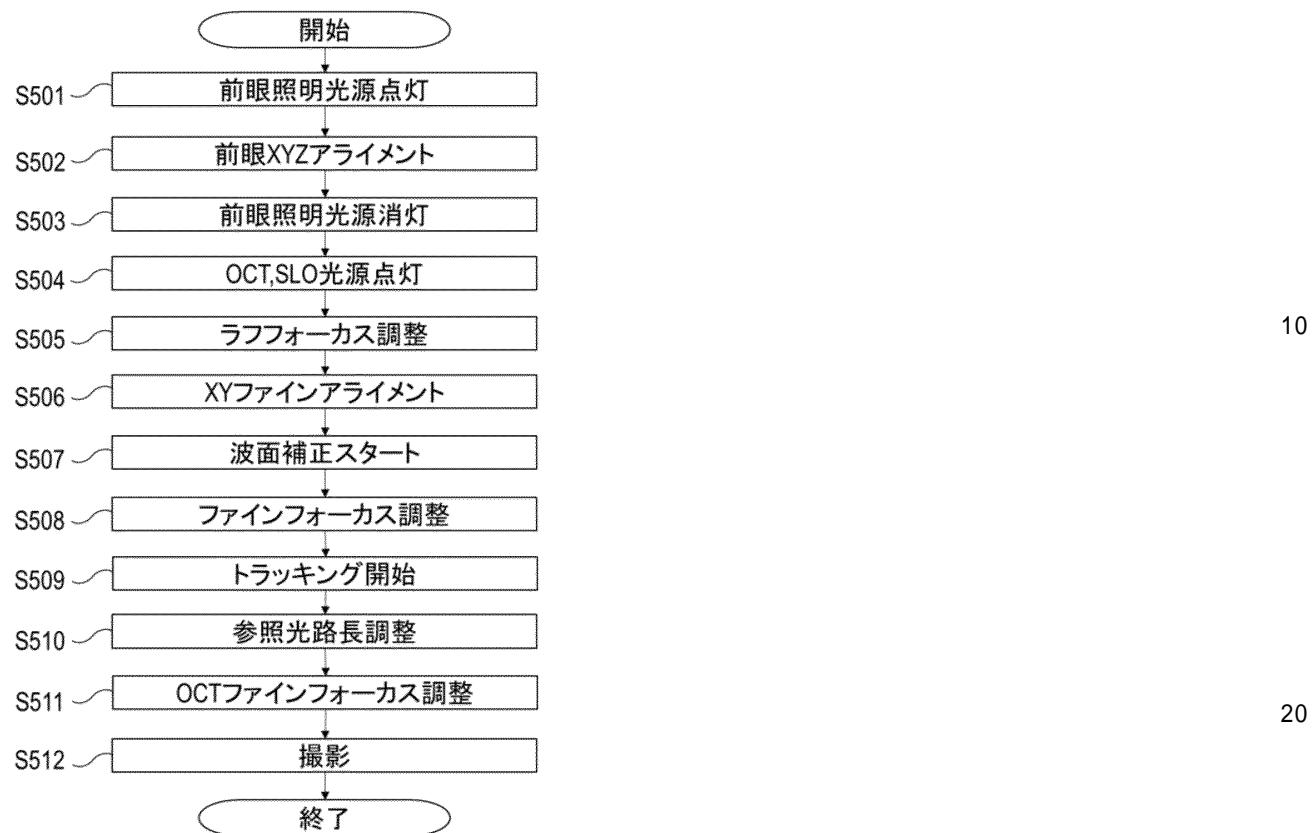
50

【図面】

【図 1】



【図 5】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

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

- (56)参考文献
- 特開2015-221091 (JP, A)
 - 特開2008-029467 (JP, A)
 - 特開2017-189219 (JP, A)
 - 特開2013-188316 (JP, A)
 - 特開2010-110391 (JP, A)
 - 特開2015-157120 (JP, A)
 - 米国特許出願公開第2007/0046948 (US, A1)
 - 特開2017-136217 (JP, A)
 - 特開2017-205261 (JP, A)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A 61 B 3 / 00 - 3 / 18