

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6701659号
(P6701659)

(45) 発行日 令和2年5月27日(2020.5.27)

(24) 登録日 令和2年5月11日(2020.5.11)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

A 6 1 B 3/10 1 0 0

A 6 1 B 3/10 3 0 0

請求項の数 2 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2015-195449 (P2015-195449)
 (22) 出願日 平成27年9月30日 (2015. 9. 30)
 (65) 公開番号 特開2017-64219 (P2017-64219A)
 (43) 公開日 平成29年4月6日 (2017. 4. 6)
 審査請求日 平成30年9月27日 (2018. 9. 27)

(73) 特許権者 000135184
 株式会社ニデック
 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4
 (72) 発明者 羽根渕 昌明
 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株
 式会社ニデック拾石工場内

審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼底撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源からの測定光を被検眼の眼底上で走査する光スキャナを有し、参照光と、前記眼底で反射された前記測定光と、の干渉を検出器で検出する OCT 光学系と、

前記被検眼と前記光スキャナとの間に配置されるミラー系を介して、被検眼の前眼部に前記光スキャナの動作に伴って旋回される旋回点を形成する対物ミラー系と、

前記検出器からの信号を処理することによって、眼底の OCT データを得る取得手段と、

前記光スキャナの各走査位置での前記光スキャナから前記被検眼までの前記測定光の距離による前記測定光と前記参照光との光路長差の変化を補正する補正手段と、を有し、

前記補正手段は、複数の前記 OCT データのそれぞれにおける深さ方向の位置情報に対して補正処理を行うことによって、各走査位置の OCT データ間における相対的な深さ位置を補正する、データ処理手段を含み、

補正処理後の前記 OCT データに基づいて二次元 OCT データを形成する眼底撮影装置

【請求項 2】

前記補正手段は、更に、前記光路長差を補正するための駆動機構を有し、前記走査位置に応じて前記駆動機構を制御することで、前記光路長差の変化を補正する、制御手段を含む、請求項 1 記載の眼底撮影装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、眼底撮影装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、眼底撮影装置として、被検眼の眼底に対し、光スキャナを用いて光を走査することによって、眼底の画像を得る装置が知られている。例えば、眼底上で走査される測定光と参照光との光干渉の原理に基づいて眼底の断層画像を得る光断層干渉計 (Optical Coherence Tomography: OCT) が知られている (特許文献 1 参照)。

【0003】

また、眼底撮影装置の一種である走査型レーザー検眼鏡 (SLO: Scanning laser ophthalmoscope) は、眼底上での走査の結果として、眼底の正面画像を得る。走査型レーザー検眼鏡においては、眼底の広範囲を撮影することが試みられている (例えば、特許文献 2 参照)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2014 - 057899 号公報

【特許文献 2】特開 2014 - 138904 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本件発明者は、光断層干渉計 (Optical Coherence Tomography: OCT) によって、眼底の広範囲を撮影することを試みた。その結果、光断層干渉計で眼底の広範囲を撮影する場合、光スキャナの走査位置の変化に伴って、測定光と参照光との光路長差に変化が生じやすいことが発見された。

【0006】

本開示は、従来技術の問題点の少なくとも一つに鑑み、眼底の広範囲において OCT データを良好に得ることができる眼底撮影装置を提供することを技術課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本開示の第 1 態様に係る眼底撮影装置は、光源からの測定光を被検眼の眼底上で走査する光スキャナを有し、参照光と、前記眼底で反射された前記測定光と、の干渉を検出器で検出する OCT 光学系と、前記被検眼と前記光スキャナとの間に配置されるミラー系を介して、被検眼の前眼部に前記光スキャナの動作に伴って旋回される旋回点を形成する対物ミラー系と、前記検出器からの信号を処理することによって、眼底の OCT データを得る取得手段と、前記光スキャナの各走査位置での前記光スキャナから前記被検眼までの前記測定光の距離による前記測定光と前記参照光との光路長差の変化を補正する補正手段と、を有し、前記補正手段は、複数の前記 OCT データのそれぞれにおける深さ方向の位置情報に対して補正処理を行うことによって、各走査位置の OCT データ間における相対的な深さ位置を補正する、データ処理手段を含み、補正処理後の前記 OCT データに基づいて二次元 OCT データを形成する。

【発明の効果】

【0008】

本開示によれば、眼底の広範囲において OCT データを良好に得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図 1】本実施形態の眼底撮影装置における光学系の概略構成を示す図である。

【図 2】第 1 実施例に係る対物光学系を示した図である。

【図 3】第 1 実施例に係る眼底撮影装置の電氣的構成を示したブロック図である。

10

20

30

40

50

【図４】第２実施例に係る対物光学系を示した図である。

【図５】第３実施例に係る対物光学系を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【００１０】

以下、本開示における典型的な実施形態を、図面を参照しつつ説明する。

【００１１】

まず、図１および図２を参照して、本開示に係る眼底撮影装置（以下、「撮影装置」と省略する）の概要を説明する。撮影装置１００は、被検眼の眼底上で光を走査することによって、眼底の画像を得る。眼底の画像は、正面画像であってもよいし、断層画像であってもよい。本開示の撮影装置１００では、眼底における光の走査範囲が広範囲であってもよい。例えば、全角１００°以上の範囲で光が走査され、その走査範囲内の画像が得られてもよい。まず、図１、図２、図４、図５を参照して、本実施形態に係る光学系の実施例を説明する。

10

【００１２】

<第１実施例>

図１を参照して、第１実施例における撮影装置１００を説明する。第１実施例における撮影装置１００は、図１に示す走査光学系１と、図２に示す対物光学系２と、を有する。走査光学系１は、ＳＬＯ光学系１０と、ＯＣＴ光学系２０と、ダイクロイックミラー４０（第１実施例における光路結合部材）と、を含む。

20

【００１３】

<ＳＬＯ光学系>

まず、ＳＬＯ光学系１０について説明する。ＳＬＯ光学系１０は、主に、光源から発せられた光（照明光）を眼底上で二次元的に走査する光スキャナ１５と、検出器１８を含み、眼底Ｅｒの共焦点を通過する（照明光の）眼底反射光を検出器に受光させる受光光学系１０ａと、を持つ。また、第１実施例において、ＳＬＯ光学系１０は、ラインスキャンタイプであり、検出器１８にはラインセンサが利用される。この場合、ＳＬＯ光学系１０は、光スキャナ１５と検出器１８と、の他に、光源１１と、コリメートレンズ１２と、円柱レンズ１３と、穴開きミラー１４と、スキャンレンズ１６と、集光レンズ１７と、を有してもよい。このうち、光スキャナ１５と、スキャンレンズ１６と、集光レンズ１７と、ラインセンサ（検出器）１８とは、第１実施例におけるＳＬＯ光学系１０の受光光学系１０

30

【００１４】

本実施形態において、光源１１は、例えば、赤外域の波長の光（例えば、レーザー光）を発する。光源１１としては、例えば、ＬＥＤ光源、およびＳＬＤ光源、等が用いられてもよい。光源１１からの光は、コリメートレンズ１２でコリメートされた後、円柱レンズ１３によって集光される。その後、穴開きミラー１４の開口を通過して光スキャナ１５に導かれる。なお、光源１１から出射される光は、必ずしも赤外光に限られるものではない。例えば、白色光であってもよいし、２色以上の光（例えば、赤、青、緑）などの光が合成された、合成光であってもよい。

40

【００１５】

第１実施例において、光スキャナ１５には、ガルバノミラーが用いられてもよい。但し、必ずしもこれに限られるものではなく、反射ミラーを動作させる他の光スキャナ（例えば、レゾナントミラー、ポリゴンミラー等）、および、音響光学素子等のいずれかに置き換えられてもよい。光スキャナ１５は、被検眼Ｅの瞳孔と共役な位置に配置される。

【００１６】

光スキャナ１５を経た光は、スキャンレンズ１６によって、走査光学系１の光軸Ｌ１に対して、平行な光線（つまり、テレセントリックな光線）にされる。つまり、第１実施例において、スキャンレンズ１６は、その焦点が光スキャナ１５（光スキャナ１５の旋回点ｒ３）と一致するようにして配置されている。これにより、本実施形態におけるＳＬＯ光学系１０は、物体側テレセントリックとなる。スキャンレンズ１６を通過した光は、ダイ

50

クロイックミラー４０を更に通過して、対物光学系２へ入射される。なお、第１実施例においてダイクロイックミラー４０は、ＳＬＯ光学系１０からの光を透過し、ＯＣＴ光学系２０からの光を反射する分光特性を持つ。なお、本実施形態における物体側テレセントリックは、光源１１，２２側から見て、被検眼Ｅ側にテレセントリックな状態を意味する。
【００１７】

ＳＬＯ光学系１０からの光は、対物光学系２によって眼底Ｅｒに導かれることによって、眼底Ｅｒで散乱・反射される。その結果として、眼底反射光として、瞳孔から出射され、投光時と逆の光路を辿る。そして、眼底反射光は、対物光学系２から走査光学系１へ向けて出射されることによって、ダイクロイックミラー４０を通過して、ＳＬＯ光学系１０の受光光学系１０ａへ入射する。受光光学系１０ａにおいて、眼底反射光は、スキャンレンズ１６を通過し、光スキャナ１５で反射されて、穴開きミラー１４へ向かう。その後、穴開きミラー１４で反射された眼底反射光が、集光レンズ１７で集光されて、検出器１８に受光される。本実施形態では、光スキャナ１５による１フレーム分の光走査に基づいて検出器１８から出力される信号に基づいて、眼底の正面画像が形成される。

【００１８】

< ＯＣＴ光学系 >

次に、ＯＣＴ光学系２０について説明する。ＯＣＴ光学系２０は、例えば、光源２１と、光分割部（図１の例では、カップラ）２３と、光スキャナ２７と、検出器３１と、を有してもよい。ＯＣＴ光学系２０は、更に、スキャンレンズ２９と、参照光学系２５と、を有してもよい。

【００１９】

このようなＯＣＴ光学系２０としては、ＳＳ－ＯＣＴ（Swept Source-OCT）方式、ＳＤ－ＯＣＴ（Spectral domain-OCT）方式等のフーリエドメイン方式が用いられてもよい。ここでは、一例として、ＳＳ－ＯＣＴ（Swept Source-OCT）方式が用いられるものとして説明する。

【００２０】

光源２１は、出射波長を時間的に高速で変化させる波長可変光源（波長走査型光源）である。光源２１は、出射光の波長を変化させる。検出器３１は、例えば、受光素子からなる平衡検出器であってもよい。

【００２１】

ＯＣＴ光学系２０は、光源２１から出射された光をカップラ（スプリッタ）２３によって測定光と参照光に分割する。

【００２２】

ＯＣＴ光学系２０は、測定光を、光スキャナ２７を介して、対物光学系２へ導く。また、参照光を参照光学系２５に導く。光スキャナ２７は、眼底Ｅｒ上でＸＹ方向（横断方向）に測定光を走査させる。光スキャナ２７は、例えば、２つのガルバノミラーであり、その反射角度が図示無き駆動機構によって任意に調整されてもよい。また、ガルバノミラーに代えて、反射ミラーを動作させる他の光スキャナ（例えば、レゾナントミラー、ポリゴンミラー等）、および、音響光学素子等が用いられてもよい。

【００２３】

光スキャナ２７を経た光は、スキャンレンズ２９によって、走査光学系１の光軸に対して、平行な光線（つまり、テレセントリックな光線）にされる。つまり、第１実施例において、スキャンレンズ２９は、その焦点が光スキャナ２７（例えば、Ｘ走査用の光スキャナとＹ走査用の光スキャナとの中間点ｒ４）と一致するようにして配置されている。これにより、本実施形態におけるＯＣＴ光学系２０は、物体側テレセントリックとなる。スキャンレンズ２９を通過した光は、ダイクロイックミラー４０によって反射されることにより、対物光学系２へ入射される。

【００２４】

ＳＬＯ光学系１０からの光と同様、ＯＣＴ光学系２０からの光は、対物光学系２によって眼底Ｅｒに導かれることによって、眼底で散乱・反射される。その結果として、測定光

10

20

30

40

50

の眼底反射光が、対物光学系 2 を投光時とは逆に辿って、走査光学系 1 へ向けて出射される。その結果、測定光の眼底反射光は、ダイクロイックミラー 40 で反射されて、OCT 光学系 20 の検出光学系 20a (OCT 光学系 20 の受光光学系) へ入射する。即ち、眼底反射光は、スキャンレンズ 29 を通過し、光スキャナ 27 を経て、カップラ (スプリッタ) 23 へ入射される。その後、測定光の反射光は、光結合部 (カップラ) 23 によって参照光と合波されて干渉する。

【0025】

参照光学系 25 は、眼底 E_r での測定光の反射によって取得される反射光と合成される参照光を生成する。参照光学系 25 は、例えば、マイケルソンタイプであってもよいし、マッハツェンダタイプであっても良い。図 1 において、参照光学系 25 は、例えば、反射光学系 (例えば、参照ミラー) によって形成され、カップラ 23 からの光を反射光学系により反射することにより、参照光を検出器 31 へ導く。他の例としては、参照光学系 25 は、透過光学系 (例えば、光ファイバー) によって形成され、カップラ 23 からの光を戻さず透過させることにより検出光学系 31 へと導いてもよい。

【0026】

撮影装置 100 は、測定光と参照光との光路長差を調整するために OCT 光学系 20 に配置された光学部材の少なくとも一部を光軸方向に移動させる。例えば、参照光学系 25 は、参照光路中の光学部材 (例えば、図示無き参照ミラー) を移動させることにより、測定光と参照光との光路長差を調整する構成を有する。例えば、駆動機構 25a の駆動によって参照ミラーが光軸方向に移動される。光路長差を変更するための構成は、測定光の光路中に配置されてもよい。つまり、測定光の光路長を変更することによって、測定光と参照光との光路長差が調整されてもよい。

【0027】

測定光と参照光とが合成された干渉信号光は、検出器 31 によって受光される。検出器 31 は、干渉信号光を検出する。ここで、光源 21 により出射波長が変化されると、これに対応する干渉信号光が検出器 31 によって受光され、結果的に、スペクトル干渉信号光として検出器 31 に受光される。検出器 31 から出力されたスペクトル干渉信号に基づいて、眼底上の一点における深さプロファイル (A スキャン、または、OCT データともいう) が形成される。深さプロファイルは、眼底の深さ方向に関する測定光の反射強度分布である。この深さプロファイル (OCT データ) が、並べられることによって、二次元 OCT データ (例えば、眼底の断層画像、および OCT アンジオグラフィー等) が形成される。

【0028】

< 対物光学系 >

次に、図 2 を参照して、第 1 実施形態における対物光学系 2 を説明する。図 2 の例では、第 2 ミラー 60 は、1 枚の回転楕円鏡である。第 2 ミラー 60 は、2 つの焦点 r_1 , r_2 を有する。被検眼 E は、このうち一方の焦点 r_2 に配置される。

【0029】

第 1 実施例において、第 1 ミラー 50 は、放物面鏡である。放物面鏡は、撮影画角を広角化するための非球面鏡の一例であり、これに限られるものではない。

【0030】

また、第 1 実施例では、第 1 ミラー 50 と、第 2 ミラー 60 との他に、補正ミラー系 71, 72 が対物光学系 2 に設けられている。第 1 実施例において、補正ミラー系 71, 72 は、放物面鏡 71 と平面鏡 72 とによって構成される。つまり、第 1 ミラー 50 である放物面鏡と第 2 ミラー 60 である回転楕円鏡とによって眼底反射光が反射されることによって生じる像面の傾きが、補正ミラー系 71, 72 によって補正される。

【0031】

第 1 実施例において、放物面鏡 71 は、対称軸 z_1 を挟んで対称に形成された凹面を持つ。走査光学系 1 からの光は、対称軸 z_1 に対して平行に入射される。また、平面鏡 72 は、放物面鏡 71 の焦点位置 r_5 において、放物面鏡 71 と正対して配置されている。こ

10

20

30

40

50

のような補正ミラー系 71, 72 に対し、走査光学系 1 からの光が入射すると、放物面鏡 71 平面鏡 72 (つまり、放物面鏡の焦点 r_5) 放物面鏡 71 の順で反射され、対称軸 z_1 と平行に出射される。このため、補正ミラー系 71, 72 の両側で、光束はテレセントリックになる。また、補正ミラー系 71, 72 での反射によって、像面が傾斜される (図 2 の中間像 Ic_2 を参照)。この傾斜は、第 1 ミラー 50 と第 2 ミラー 60 とによって生じる像面の傾斜を、打ち消す方向に行われる。なお、図 2 に示すように、第 1 ミラー 50 と第 2 ミラー 60 とによって生じる傾斜が、非線形なものである場合、補正ミラー系 71, 72 は、少なくともこの傾斜の非線形成分を打ち消すことが望ましい。

【0032】

第 1 実施例における第 1 ミラー 50 は、放物面鏡 71、および第 2 ミラー 60 に対して凸面を向ける凸面鏡である。つまり、第 1 ミラー 50 は、マイナスのパワーを持つ。第 1 ミラー 50 は、放物面鏡 71 に対して偏心して (軸外しで) 配置されている。つまり、第 1 ミラー 50 の鏡面の対称軸 (つまり、放物面の対象軸) である対称軸 z_2 は、放物面鏡 71 の対称軸 z_1 に対し、間隔を開けて平行となっている。このため、第 1 ミラー 50 には、対称軸 z_2 と平行な光線が、放物面鏡 71 から照射される。また、第 1 ミラー 50 は、回転楕円鏡である第 2 ミラー 60 が有する 2 つの焦点 r_1, r_2 うち、一方の焦点 r_1 に、第 1 ミラー 50 の焦点を一致させて配置されている。このため、放物面鏡 71 から第 1 ミラー 50 のある位置に光が照射された場合、その照射位置と、焦点 r_1 とを結ぶ直線上に光は反射される。つまり、第 1 ミラー 50 から第 2 ミラー 60 へ向かう光は、光スキャナ 15 (或いは、光スキャナ 27) の駆動に伴って、第 2 ミラーである回転楕円鏡の焦点 r_1 を中心にして回転する。換言すれば、第 1 ミラー 50 によって、光スキャナ 15 (或いは、光スキャナ 27) を経て第 2 ミラー 60 に向かう光の回転点が、焦点 r_1 に形成される。第 1 実施例では、第 1 ミラー 50 の鏡面で光が反射されることによって、第 1 回転点 r_1 から第 2 ミラー 60 へ向かう光の振り角が、走査光学系 1 から第 1 ミラー 50 に入射する光の振り角に対し、増大される。このため、第 1 実施例では、第 1 ミラー 50 に対して入射する光の振り角が、第 2 ミラー 60 へ入射する光の振り角よりも抑制される。一例として、図 1 に示すように、テレセントリックな光を入射することもできる。この場合の振り角 = 0 として考えるものとする。

【0033】

また、第 2 ミラー 60 である回転楕円鏡の一般的な特性により、焦点 r_1 を通過し、且つ、回転楕円鏡の鏡面で反射された光は、他方の焦点 r_2 に導かれる。このため、他方の焦点 r_2 (つまり、被検眼 E の前眼部の位置) に、第 2 ミラー 60 で反射された光の回転点 (第 2 回転点) が形成される。この回転点 (焦点 r_2) における光の振り角は、焦点 r_1 での振り角と、第 2 ミラー 60 における鏡面の形状と、によって定められる。第 2 ミラー 60 は、焦点 r_2 での振り角を、焦点 r_1 での振り角に対して大きくさせる形状であってもよい。但し、必ずしもこれに限られるものではない。

【0034】

このように、第 1 実施例では、走査光学系 1 から対物光学系 2 (より詳細には、放物面鏡 71) に対して、テレセントリック (振り角 = 0) で光を入射させて、眼底 E_r の広範囲を撮影することが可能となる。第 1 実施例では、SLO 光学系 10 と OCT 光学系 20 との光路を結合するための光結合部材 40 (ダイクロイックミラー 40) が、SLO 光学系 10 と OCT 光学系 20 とのそれぞれがテレセントリックとなっている箇所に配置されるので、広画角の正面画像と断層画像とを、良好に得ることができる。

【0035】

ここで、第 2 ミラー 60 は、回転楕円鏡であるので、眼底反射光に非対称な像面歪曲 (例えば、台形歪み) を生じさせてしまう。これに対し、本実施例では、第 1 ミラー 50 を第 2 ミラー 60 に対して傾けて配置することによって、像面歪曲が抑制される。即ち、第 1 ミラー 50 と第 2 ミラー 60 との間における光路の中心を通過する光線に対して傾斜して第 1 ミラー 50 が配置される。第 1 ミラー 50 の傾斜量に応じて、像面歪曲の補正量が変化する。第 1 ミラー 50 の傾斜量は、例えば、残存する像面歪曲が軸対称となるように

設定されてもよい。

【0036】

< 第2実施例 >

次に、図4を参照して、第2実施例を説明する。第2実施例において、第1実施例と同様の構成については、第1実施例と同一の符号を付して、詳細な説明を省略する。

【0037】

第2実施例は、走査光学系1および対物光学系2の一部が、第1実施例に対して相違している。例えば、第1実施例において、SLO光学系10およびOCT光学系20のそれぞれは、物体側にテレセントリックであったが、第2実施例では、走査光学系1（より詳細には、SLO光学系10およびOCT光学系20）から、対物光学系2へ入射する光が、対物光学系2から有限遠の旋回点を中心として、旋回されている。第2実施例では、説明の便宜上、対物光学系2へ入射するときのSLO光学系10からの光は、旋回点r3を中心として旋回されており、対物光学系2へ入射するときのOCT光学系20からの光は、旋回点r4を中心として旋回されているものとする。

10

【0038】

第2実施例の対物光学系2は、第1ミラー50と光スキャナ15、27との間に、放物面鏡171を有する。放物面鏡171は、その焦点が、旋回点r3、r4と一致するように配置された凹面鏡である。このため、放物面鏡171の物体側では、光束はテレセントリックになる。さらに、第2実施例では、放物面鏡171における鏡面の対象軸（つまり、放物面の対称軸、図示せず）が、第1ミラー50における鏡面の対称軸z2と平行になるように配置されている。このため、第1実施例と同様、第1ミラー50には、対称軸z2と平行な光線が、光スキャナ15、27側から（つまり、放物面鏡171）から照射される。結果、第1ミラー50の焦点と第2ミラー60との焦点とが重なる位置である第1旋回点r1を中心として、第1ミラー50から第2ミラー60へ向かう光が旋回される。そして、更に、第2ミラー60で光が反射されることによって、その光が、回転楕円鏡のもう1つの焦点r2を旋回点として旋回される。このようにして、第2実施例においても、走査光学系1から対物光学系2（より詳細には、放物面鏡171）に対して入射する光の振り角を抑制しつつ、眼底Erの広範囲において、光を良好に走査することが可能となる。結果、光結合部材40（ダイクロイックミラー40）の入射角依存性によって、眼底の画像の画質が部分的に悪くなってしまうことが抑制される。

20

30

【0039】

なお、本件の発明者によれば、第1実施例の光学系と、第2実施例の光学系とを、それぞれある条件で設計した場合において、第2実施例のほうが、より高い結像性能を奏することが確認された。

【0040】

ところで、第1実施例の補正光学系71、72の代わりに設けられている放物面鏡171は、像面の傾斜を補正しない。これに対し、第2実施例では、少なくともSLO光学系10における像面の傾斜を抑制するために、少なくとも、受光光学系10aの光軸に対して傾斜配置される検出器18が設けられていてもよい。なお、併せて、SLO光学系10におけるレンズ12又はレンズ13のいずれかが光軸に対して傾斜配置されていてもよい。このような第2実施例において、検出器18の傾斜量は、眼底Erおよび対物光学系2と、シャインプルーフの関係となるように調整される。結果、像面の傾きによって（つまり、フォーカスが、走査位置によって異なることによって）画質が悪くなってしまうことが抑制される。

40

【0041】

< 第3実施例 >

次に、図5を参照して、第3実施例を説明する。第3実施例において、第1実施例と同様の構成については、第1実施例と同一の符号を付して、詳細な説明を省略する。第3実施例では、第1ミラー50と、走査光学系1との間に、ミラー系を含まない構成の一例を示す。第3実施例において、走査光学系1および対物光学系2の一部が、第1実施例に対

50

して相違している。例えば、第1実施例において、SLO光学系10およびOCT光学系20のそれぞれは、物体側にテレセントリックであったが、第3実施例では、第2実施例と同様、走査光学系1（より詳細には、SLO光学系10およびOCT光学系20）から対物光学系2へ入射する光が、対物光学系2から有限遠の旋回点を中心として、旋回される。

【0042】

第3実施例において、第1ミラー50は、1つの双曲面鏡（1対の双曲面の一方）である。双曲面鏡は、第3実施例において、広角化に寄与する非球面鏡である。第2ミラー60は、第1実施例と同様に、回転楕円鏡であってもよい。第1ミラー50である双曲面鏡は、虚像側の焦点（凸面側にある焦点）が旋回点 r_3 、 r_4 と一致するように配置される。また、第1ミラー50は、実像側の焦点（凹面側にある焦点）が、第2ミラー60の一方の焦点と一致するように配置される。つまり、第1ミラー50には、虚像側（第1ミラー50と対になる双曲面側）の焦点から出射される光が照射される。その結果、双曲面鏡の一般的な特性により、第1ミラー50で反射された反射光は、光スキャナ15（或いは、光スキャナ27）の駆動に伴って、第1ミラー50の実像側の焦点 r_1 を中心として旋回する。ここで、焦点 r_1 は、回転楕円鏡である第2ミラー60の焦点でもあるので、第1ミラー50の配置によって、第1ミラー50で反射される光の旋回点が、回転楕円鏡の焦点 r_1 に形成される。第3実施例では、第1ミラー50の鏡面で光が反射されることによって、第1旋回点 r_1 から第2ミラー60へ向かう光の振り角は、走査光学系1から第1ミラー50に入射する光の振り角に対し、増大される。そして、第2ミラー60で反射された光が、第2ミラー60が持つもう1つの焦点 r_2 を旋回点として旋回される。このようにして、第3実施例においても、走査光学系1から対物光学系2（より詳細には、第1ミラー50）に対して入射する光の振り角を抑制しつつ、眼底Erの広範囲において、光を良好に走査することが可能となる。

【0043】

なお、図5に示すように、第1ミラー50は、第2ミラー60に対して傾斜して配置されてもよい。この場合に生じる像面の傾きを補正するために、例えば、SLO光学系10の検出器18等が、光軸に対して傾けて配置されてもよい。

【0044】

< 制御系 >

次に、図3を参照して、撮影装置100の制御系について説明する。制御部70は、撮影装置100の装置全体の制御を行うプロセッサ（例えば、CPU）である。

【0045】

第1実施例において、制御部70には、メモリ72、モニタ75、等が電氣的に接続される。また、制御部70には、光源11、21、光スキャナ15、27、検出器18、31、駆動機構25a等が電氣的に接続される。

【0046】

メモリ72は、各種の制御プログラムおよび固定データを格納する。また、メモリ72には、撮影装置100によって撮影された画像、一時データ等が記憶されてもよい。

【0047】

本実施形態では、制御部70が画像処理部を兼用する。例えば、検出器18および検出器31からの受光信号は、それぞれ制御部70に入力される。制御部70は、検出器18からの信号に基づいて眼底Erの正面画像を形成する。また、制御部70は、検出器31からの信号に基づいて、眼底Erの断層画像を形成する。このとき、制御部70は、光源11からの光と光源21からの光とを、光スキャナ15と光スキャナ27とを同時に、且つ、独立して駆動することにより、正面画像と、断層画像とを、並行して取得してもよい。同時に得た正面画像と断層画像とを、モニタ75に対して、同時に動画として表示させてもよい。第1実施例では、SLO光学系10の光スキャナ15と、OCT光学系20の光スキャナ27とが独立に設けられているので、制御部70は、正面画像と、断層画像とを、互いに異なるフレームレートで取得してもよい。

【 0 0 4 8 】

< 断層画像取得時における装置の動作 >

上記各実施例の対物光学系 2 は、被検眼 E と光スキャナ 2 7 との間に配置されるミラー系（例えば、第 1 ミラー 5 0 および第 2 ミラー 6 0 等）を介して、被検眼 E の前眼部（例えば、瞳孔位置）に光スキャナ 2 7 の動作に伴って旋回される旋回点（上記各実施例においては、旋回点 r_2 ）を形成する対物ミラー系である。対物光学系 2 は、例えば、上記各実施例では、被検眼 E の直前の第 2 ミラー 6 0 は、回転楕円鏡であり、この回転楕円鏡が持つ 2 つの焦点 r_1 、 r_2 のうち 1 つに、旋回点 r_2 は形成される。回転楕円鏡における 2 つの焦点のうち、一方から鏡面に向けて入射して、他方の焦点に導かれる光は、2 つの焦点の間における光路長が常に一定となる。しかし、上記各実施例では、光スキャナ 2 7 と第 2 ミラー 6 0 との間に、第 1 ミラー 5 0 等のミラーが配置されていることによって、光スキャナ 2 7 から第 2 旋回点 r_2 までの測定光の距離が、光スキャナ 2 7 の走査位置に応じて異なりうる。

10

【 0 0 4 9 】

また、上記各実施例において、第 2 旋回点 r_2 （瞳孔位置）から眼底 E_r の表面までの測定光の光路長も走査位置毎に異なっている。つまり、眼底の湾曲によって、第 2 旋回点 r_2 から眼底 E_r までの測定光の距離が、光スキャナ 2 7 の走査位置に応じて異なりうる。

【 0 0 5 0 】

このように、光スキャナ 2 7 から被検眼 E までの測定光の距離が、光スキャナ 2 7 の各走査位置で異なることが考えられる。つまり、前記光スキャナ 2 7 の各走査位置での光スキャナ 2 7 から被検眼 E までの測定光の距離による測定光と参照光との光路長差に変化が生じることが考えられる。

20

【 0 0 5 1 】

この状態で、検出器 3 1 からの信号に基づいて深さプロファイル（OCT データ）を得る場合、被検眼 E において深さプロファイル（OCT データ）が取得される領域の深さ位置が、光スキャナ 2 7 の走査位置毎に異なってしまうことが考えられる。また、走査位置によっては、光路長差が大きいことによって、検出器 3 1 の感度が高い範囲と、測定光と参照光との干渉が生じる範囲とが、比較的大きくずれてしまう場合が考えられる。

【 0 0 5 2 】

これに対し、制御部 7 0 は、光スキャナ 2 7 の各走査位置での光スキャナ 2 7 から被検眼 E までの測定光の距離による測定光と参照光との光路長差の変化を補正する。

30

【 0 0 5 3 】

ここで、測定光と参照光との光路長差の変化は、データ上（OCT データの処理によって）で補正されてもよい。例えば、制御部 3 0 は、検出器 3 1 からの信号に基づいて制御部 3 0 が OCT データを取得する際に、その OCT データの深さ方向の位置情報を補正してもよい。

【 0 0 5 4 】

また、制御部 3 0 は、複数の OCT データを並べて二次元 OCT データを形成する際に、各走査位置の OCT データ間における相対的な深さ位置を補正してもよい。

40

【 0 0 5 5 】

このような処理が行われた結果として、OCT データ（或いは、二次元 OCT データ）を良好に得ることができる。

【 0 0 5 6 】

また、参照光と測定光との光路長差の変化は、光学的に補正されてもよい。例えば、補正は、光スキャナ 2 7 の走査位置に応じて光路長調整機構 2 5 a（駆動機構）を駆動制御することによって行われてもよい。駆動機構 2 5 a は、前述したように、参照光の光路（又は、測定光の光路）上に配置された光学部材（例えば、ミラー）を変位させることによって、測定光と参照光との光路長差を調整してもよい。例えば、本実施例では、光スキャナ 2 7 の動作に伴う測定光の光路長の変化に合わせて、参照光の光路長が駆動機構 2 5 a

50

によって変化される。その結果、検出器 31 の感度が高い範囲において測定光と参照光との干渉に基づく信号が検出されやすくなり、OCT データ（或いは、二次元 OCT データ）を良好に得ることができる。なお、この場合、走査位置によらずに、測定光と参照光との干渉に基づく信号が検出器 31 の感度が比較的高い範囲において検出されるように、光路長差が変化する範囲を抑制できればよく、必ずしも、測定光と参照光との光路長差が各走査位置において一定（例えば、ゼロ）となるように駆動機構 25a が駆動制御される必要はない。

【0057】

ここで、制御部 70 は、少なくとも光スキャナ 27 から第 2 旋回点 r_2 までの測定光の距離（光路長）の変化を考慮して、測定光と参照光との光路長差の変化を補正する。また、制御部 70 は、眼底の湾曲による各走査位置での測定光の光路長の変化（つまり、第 2 旋回点 r_2 から眼底 E_r までの測定光の光路長の変化）を更に考慮して、補正を行ってもよい。ここで、光スキャナ 27 から第 2 旋回点 r_2 までの測定光の光路長と、光スキャナ 27 の各走査位置と、の対応関係は、光学系の設計によって定まっている。また、第 2 旋回点から眼底 E_r まで、の測定光の光路長と、光スキャナ 27 の各走査位置と、の対応関係も光学系の設計（主に第 2 旋回点での振り角）によっておおそ定まる。

【0058】

そこで、例えば、光路長差の変化を補正するための補正量（例えば、光路長の変化量、或いは、OCT データにおける深さ方向の位置情報の補正量）が光スキャナ 27 の各走査位置と対応づけられた補正テーブルが、メモリ 72 に予め用意されていてもよい。そして、制御部 70 は、この補正テーブルを用いて、光路長差の変化の補正処理を行ってもよい。このようなテーブルにおける補正量は、少なくとも光スキャナ 27 から第 2 旋回点 r_2 まで、の測定光の光路長の変化が考慮された値である。さらに、第 2 旋回点 r_2 から眼底 E_2 までの光路長の変化が考慮された値であってもよい。このような光路長差と補正量との対応関係（換言すれば、走査位置と補正量との対応関係）は、例えば、シミュレーションおよびキャリブレーション等によって予め求められてもよい。

【0059】

なお、上記実施例では、光スキャナ 27 は、2 つの光スキャナを含んでいる。つまり、測定光の主走査を行う第 1 光スキャナ（例えば、X ガルバノスキャナ）と、主走査の方向とは交差する方向に測定光の副走査を行う第 2 光スキャナ（例えば、）と、が含まれている。主走査が、各図の紙面奥行き方向に行われ、副走査が、紙面奥行き方向に対し、交差する方向に行われる場合、副走査の位置のみに応じて、測定光における光路長の変化（より詳細には、光スキャナ 27 から第 2 旋回点 r_2 までの光路長の変化）が生じるような、対物光学系 2 を採用することが可能である。例えば、本実施形態のように、回転楕円鏡および回転放物面鏡等の回転曲面から形成される凹面鏡および凸面鏡を用いることで、上記のような対物光学系 2 を実現し得る。

【0060】

このような対物光学系 2 に対し、制御部 30 は、測定光をラスタースキャンすることで、複数のスキャンラインにおける二次元 OCT データを取得してもよい。つまり、制御部 30 は、光スキャナ 27 を駆動制御することで、主走査によって取得される二次元 OCT データを、副走査の方向の異なるスキャンラインにおいて複数取得する。そして、第 2 スキャナの走査位置に応じて駆動機構 25a を駆動制御してもよい。つまり、第 2 スキャナの走査位置に応じて駆動機構 2 を駆動することで、参照光と測定光との光路長差の変化を補正してもよい。

【0061】

この場合において、副走査に伴って、測定光と参照光との光路長差に変化が生じ得るが、主走査と比べて、副走査のスピードは遅い。このため、光路長差の時間的な変化を抑制できる。よって、参照光と測定光との光路長差の変化がより確実に補正されるように、駆動機構 25a を駆動させることができる。結果、複数の二次元 OCT データを良好に取得することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 2 】

以上、実施形態に基づいて説明を行ったが、本開示は、上記実施形態に限定されるものではなく、種々の変更が行われてもよい。

【 0 0 6 3 】

例えば、上記実施形態において、走査光学系 1 は、それぞれに光スキャナを持つ、2つの撮影光学系（上記実施形態では、SLO光学系 10 と、OCT光学系 20）の光路が、光路結合部 40 によって結合される場合を説明した。しかし、かならずしもこれに限られるものではなく、走査光学系 1 は、撮影光学系と、治療用または刺激用の光を発する照射光学系と、の光路が、光路結合部 40 によって結合されてもよい。ここでいう、撮影光学系は、撮影用の第 1 光源からの光を第 1 光スキャナを駆動することで、眼底上で走査させると共に、第 1 光源からの光の眼底反射光を受光する検出器と、を備えていてもよい。この場合、例えば、上記実施形態における SLO 光学系 10 および OCT 光学系 20 のいずれかが撮影光学系として利用されてもよい。一方、照射光学系によって、被検眼 E に対して照射される光は、例えば、眼底で光凝固を行うための治療用レーザーであってもよい。また、視野検査用の刺激光であってもよい。勿論、治療用または刺激用の光としては、これに限定されるものではない。このような照射光学系は、治療用又は刺激用の光を出射する第 2 光源からの光を偏向することで、眼底上における前記光の照射位置を定める第 2 光スキャナを少なくとも有してもよい。このような照射光学系は、上記実施形態における SLO 光学系 10 および OCT 光学系 20 のいずれと置き換えられてよく、第 2 光スキャナは、上記実施形態における何れかの光スキャナ 15, 27 に置き換えられて、配置されてもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 4 】

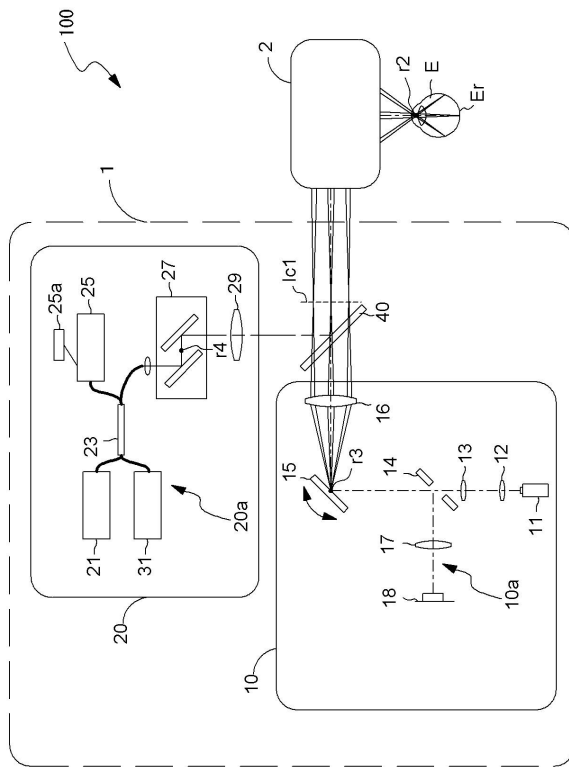
2	対物光学系
20	OCT 光学系
21	光源
25a	光路長調整機構
27	光スキャナ
31	検出器
70	制御部
72	メモリ
100	眼底撮影装置
r2	第 2 巡回点
E	被検眼
Er	眼底

10

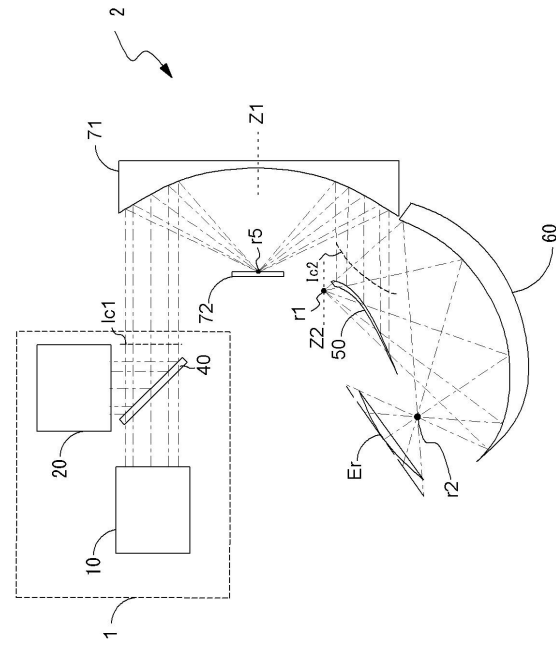
20

30

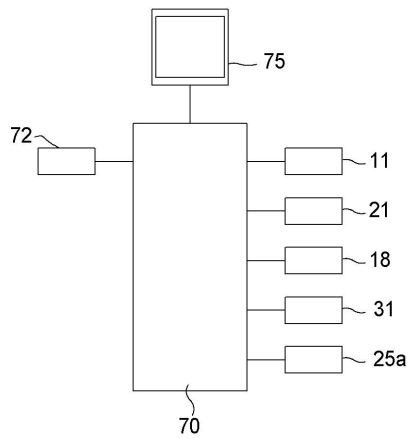
【図 1】



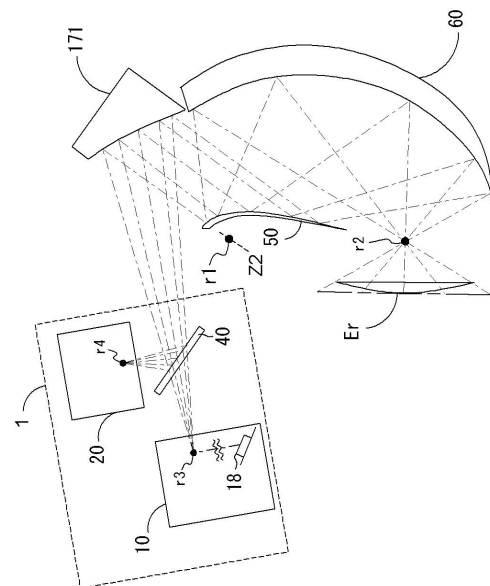
【図 2】



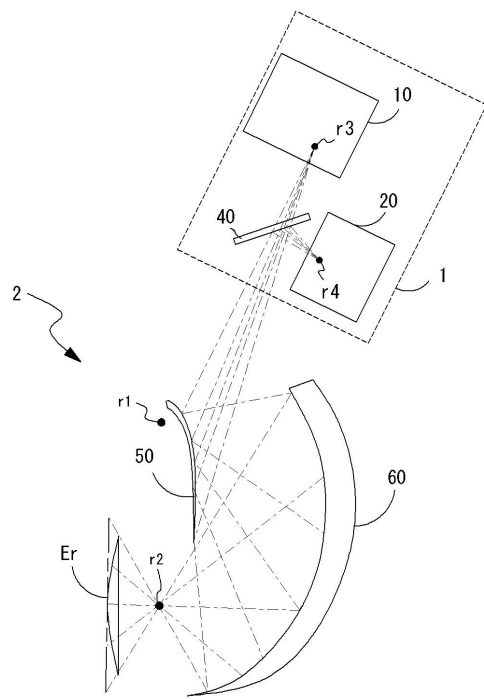
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2014/053824(WO, A1)

特開2013-179971(JP, A)

特開2014-176442(JP, A)

米国特許第06454761(US, B1)

韓国特許第10-2014-0111263(KR, B1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/00 - 3/18