

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6045895号
(P6045895)

(45) 発行日 平成28年12月14日 (2016.12.14)

(24) 登録日 平成28年11月25日 (2016.11.25)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

A 6 1 B 3/14 (2006.01)

A 6 1 B 3/10 R

A 6 1 B 3/14 A

A 6 1 B 3/14 E

請求項の数 4 (全 35 頁)

(21) 出願番号	特願2012-263203 (P2012-263203)	(73) 特許権者	000220343
(22) 出願日	平成24年11月30日 (2012.11.30)		株式会社トプコン
(65) 公開番号	特開2014-87581 (P2014-87581A)		東京都板橋区蓮沼町75番1号
(43) 公開日	平成26年5月15日 (2014.5.15)	(74) 代理人	110000866
審査請求日	平成27年8月28日 (2015.8.28)		特許業務法人三澤特許事務所
(31) 優先権主張番号	特願2012-219152 (P2012-219152)	(72) 発明者	森嶋 隆一
(32) 優先日	平成24年10月1日 (2012.10.1)		東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		トプコン内
		(72) 発明者	藤井 宏太
			東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社
			トプコン内
		審査官	宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼科観察装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1合焦レンズを含み、被検眼の正面画像を取得するための撮影を行う撮影光学系と、
第2合焦レンズを含み、被検眼の断層像を取得するための光コヒーレンストモグラフィ計測を行う計測光学系と、
前記第1合焦レンズおよび前記第2合焦レンズよりも被検眼側の位置において前記撮影光学系の光路と前記計測光学系の光路とを合成する光路合成部と、
前記撮影光学系の光軸に沿って前記第1合焦レンズを移動するための第1駆動部と、
前記計測光学系の光軸に沿って前記第2合焦レンズを移動するための第2駆動部と、
前記第1駆動部および前記第2駆動部をそれぞれ制御する制御部と、
前記計測光学系による光コヒーレンストモグラフィ計測により取得された断層像を表示する表示部と、
表示された断層像中の位置を指定するための操作部と
を有し、
前記制御部は、
前記操作部により指定された位置に基づいて、前記第1合焦レンズおよび／または前記第2合焦レンズの目標位置を取得する目標位置取得部を含み、
取得された目標位置に前記第1合焦レンズおよび／または前記第2合焦レンズを移動させるように、前記第1駆動部および／または前記第2駆動部を制御し、
前記計測光学系は、被検眼の実質的に同一の断面に対する光コヒーレンストモグラフィ

10

20

計測を反復的にを行い、

前記表示部は、反復的な光コヒーレンストモグラフィ計測により取得される複数の断層像を動画表示し、

前記制御部は、前記操作部により所定の操作がなされたことに対応して当該動画表示を静止画表示に切り替え、

前記目標位置取得部は、静止画表示された断層像に対して前記操作部により指定された位置に基づいて、前記目標位置の取得を行う

ことを特徴とする眼科観察装置。

【請求項 2】

第 1 合焦レンズを含み、被検眼の正面画像を取得するための撮影を行う撮影光学系と、
第 2 合焦レンズを含み、被検眼の断層像を取得するための光コヒーレンストモグラフィ計測を行う計測光学系と、

前記第 1 合焦レンズおよび前記第 2 合焦レンズよりも被検眼側の位置において前記撮影光学系の光路と前記計測光学系の光路とを合成する光路合成部と、

前記撮影光学系の光軸に沿って前記第 1 合焦レンズを移動するための第 1 駆動部と、

前記計測光学系の光軸に沿って前記第 2 合焦レンズを移動するための第 2 駆動部と、

前記第 1 駆動部および前記第 2 駆動部をそれぞれ制御する制御部と、

前記計測光学系による光コヒーレンストモグラフィ計測により取得された断層像を表示する表示部と、

表示された断層像中の位置を指定するための操作部と

を有し、

前記制御部は、

前記操作部により指定された位置に基づいて、前記第 1 合焦レンズおよび / または前記第 2 合焦レンズの目標位置を取得する目標位置取得部を含み、

取得された目標位置に前記第 1 合焦レンズおよび / または前記第 2 合焦レンズを移動させるように、前記第 1 駆動部および / または前記第 2 駆動部を制御し、

前記計測光学系は、被検眼の実質的に同一の断面に対する光コヒーレンストモグラフィ計測を反復的にを行い、

前記表示部は、反復的な光コヒーレンストモグラフィ計測により取得される複数の断層像を動画表示し、かつ、前記操作部による所定の操作により当該動画像に対して移動可能な位置指定用画像を表示し、

前記目標位置取得部は、前記位置指定用画像に対する操作より指定された位置に基づいて、前記目標位置の取得を行う

ことを特徴とする眼科観察装置。

【請求項 3】

前記制御部は、前記反復的な光コヒーレンストモグラフィ計測が行われているときの前記第 2 合焦レンズの位置に対応する当該動画像上の位置を示す前記位置指定用画像を表示させることを特徴とする請求項 2 に記載の眼科観察装置。

【請求項 4】

前記表示部に表示される断層像を解析して、当該断層像において所定の層に相当する層領域を特定する層領域特定部を有し、

前記表示部は、特定された層領域を示す層画像を当該断層像に重ねて表示する

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観察装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、被検眼の画像を取得する眼科観察装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、レーザ光源等からの光ビームを用いて被測定物体の表面形態や内部形態を表す画

10

20

30

40

50

像を形成する光コヒーレンストモグラフィ (Optical Coherence Tomography: OCT) が注目を集めている。OCTは、X線CTのような人体に対する侵襲性を持たないことから、特に医療分野や生物学分野における応用の展開が期待されている。たとえば眼科分野においては、眼底や角膜等の画像を形成する装置が実用化されている。

【0003】

特許文献1には、いわゆる「フーリエドメインOCT (Fourier Domain OCT)」の手法を用いた装置が開示されている。すなわち、この装置は、被測定物体に対して低コヒーレンス光のビームを照射し、その反射光と参照光とを重ね合わせて干渉光を生成し、この干渉光のスペクトル強度分布を取得してフーリエ変換を施すことにより被測定物体の深度方向 (z方向) の形態を画像化するものである。更に、この装置は、光ビーム (信号光) をz方向に直交する1方向 (x方向) に走査するガルバノミラーを備え、それにより被測定物体の所望の測定対象領域の画像を形成するようになっている。この装置により形成される画像は、光ビームの走査方向 (x方向) に沿った深度方向 (z方向) の2次元断層像となる。なお、この手法は、特にスペクトラルドメイン (Spectral Domain) と呼ばれる。

10

【0004】

特許文献2には、信号光を水平方向 (x方向) および垂直方向 (y方向) に走査 (スキャン) することにより水平方向の2次元断層像を複数形成し、これら複数の断層像に基づいて測定範囲の3次元の断層情報を取得して画像化する技術が開示されている。この3次元画像化としては、たとえば、複数の断層像を垂直方向に並べて表示させる方法や (スタックデータなどと呼ばれる)、スタックデータに基づくボリュームデータ (ボクセルデータ) にレンダリング処理を施して3次元画像を形成する方法などがある。

20

【0005】

特許文献3、4には、他のタイプのOCT装置が開示されている。特許文献3には、被測定物体に照射される光の波長を走査 (波長掃引) し、各波長の光の反射光と参照光とを重ね合わせて得られる干渉光を検出してスペクトル強度分布を取得し、それに対してフーリエ変換を施すことにより被測定物体の形態を画像化するOCT装置が記載されている。このようなOCT装置は、スウェプトソース (Swept Source) タイプなどと呼ばれる。スウェプトソースタイプはフーリエドメインタイプ的一种である。

30

【0006】

また、特許文献4には、所定のビーム径を有する光を被測定物体に照射し、その反射光と参照光とを重ね合わせて得られる干渉光の成分を解析することにより、光の進行方向に直交する断面における被測定物体の画像を形成するOCT装置が記載されている。このようなOCT装置は、フルフィールド (full-field) タイプ、或いはインファス (en-face) タイプなどと呼ばれる。

【0007】

特許文献5には、OCTを眼科分野に適用した構成が開示されている。なお、OCTが応用される以前には、被検眼を観察するための装置として眼底カメラ、スリットランプ、SLO (Scanning Laser Ophthalmoscope) などが使用されていた (たとえば特許文献6、特許文献7、特許文献8を参照)。眼底カメラは被検眼に照明光を照射し、その眼底反射光を受光することで眼底を撮影する装置である。スリットランプは、スリット光を用いて角膜の光切片を切り取ることにより角膜の断面の画像を取得する装置である。SLOは、レーザ光で眼底を走査し、その反射光を光電子増倍管等の高感度な素子で検出することにより眼底表面の形態を画像化する装置である。これら装置によれば、眼底や前眼部を正面から撮影して得られる画像 (正面画像) が得られる。

40

【0008】

OCTを用いた装置は、高精細の画像を取得できる点、更には断層像や3次元画像を取得できる点などにおいて、眼底カメラ等に対して優位性を持つ。

【0009】

50

このように、OCTを用いた装置は被検眼の様々な部位の観察に適用可能であり、また高精細な画像を取得できることから、様々な眼科疾患の診断への応用がなされてきている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】特開平11-325849号公報

【特許文献2】特開2002-139421号公報

【特許文献3】特開2007-24677号公報

【特許文献4】特開2006-153838号公報

【特許文献5】特開2008-73099号公報

【特許文献6】特開平9-276232号公報

【特許文献7】特開2008-259544号公報

【特許文献8】特開2009-11381号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

たとえば特許文献5に記載された眼底観察装置のように、被検眼の正面画像とOCT画像の双方を取得可能な従来の眼科観察装置においては、正面画像取得用の光学系とOCT計測用の光学系とが共通の合焦レンズを有している。

【0012】

一方、正面画像取得用の光の波長（可視光等）と、OCT計測用の光の波長（近赤外光等）とが異なるため、双方の撮影におけるフォーカスの最適位置が異なる。

【0013】

したがって、正面画像の取得に最適なフォーカス位置（合焦位置）に合焦レンズを合わせると、OCT計測を最適なフォーカス状態で行うことができなかった。逆に、OCT計測に最適なフォーカス位置に合焦レンズを合わせると、正面画像の取得を最適なフォーカス状態で行うことができなかった。

【0014】

この発明の目的は、被検眼の正面画像の取得とOCT計測の双方を好適なフォーカス状態で行うことが可能な技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0015】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、第1合焦レンズを含み、被検眼の正面画像を取得するための撮影を行う撮影光学系と、第2合焦レンズを含み、被検眼の断層像を取得するための光コヒーレンストモグラフィ計測を行う計測光学系と、前記第1合焦レンズおよび前記第2合焦レンズよりも被検眼側の位置において前記撮影光学系の光路と前記計測光学系の光路とを合成する光路合成部と、前記撮影光学系の光軸に沿って前記第1合焦レンズを移動するための第1駆動部と、前記計測光学系の光軸に沿って前記第2合焦レンズを移動するための第2駆動部と、前記第1駆動部および前記第2駆動部をそれぞれ制御する制御部と、前記計測光学系による光コヒーレンストモグラフィ計測により取得された断層像を表示する表示部と、表示された断層像中の位置を指定するための操作部とを有し、前記制御部は、前記操作部により指定された位置に基づいて、前記第1合焦レンズおよび/または前記第2合焦レンズの目標位置を取得する目標位置取得部を含み、取得された目標位置に前記第1合焦レンズおよび/または前記第2合焦レンズを移動させるように、前記第1駆動部および/または前記第2駆動部を制御し、前記計測光学系は、被検眼の実質的に同一の断面に対する光コヒーレンストモグラフィ計測を反復的にを行い、前記表示部は、反復的な光コヒーレンストモグラフィ計測により取得される複数の断層像を動画表示し、前記制御部は、前記操作部により所定の操作がなされたことに対応して当該動画表示を静止画表示に切り替え、前記目標位置取得部は、静止画表示された断層像に

10

20

30

40

50

対して前記操作部により指定された位置に基づいて、前記目標位置の取得を行うことを特徴とする眼科観察装置である。

また、請求項 2 に記載の発明は、第 1 合焦レンズを含み、被検眼の正面画像を取得するための撮影を行う撮影光学系と、第 2 合焦レンズを含み、被検眼の断層像を取得するための光コヒーレンストモグラフィ計測を行う計測光学系と、前記第 1 合焦レンズおよび前記第 2 合焦レンズよりも被検眼側の位置において前記撮影光学系の光路と前記計測光学系の光路とを合成する光路合成部と、前記撮影光学系の光軸に沿って前記第 1 合焦レンズを移動するための第 1 駆動部と、前記計測光学系の光軸に沿って前記第 2 合焦レンズを移動するための第 2 駆動部と、前記第 1 駆動部および前記第 2 駆動部をそれぞれ制御する制御部と、前記計測光学系による光コヒーレンストモグラフィ計測により取得された断層像を表示する表示部と、表示された断層像中の位置を指定するための操作部とを有し、前記制御部は、前記操作部により指定された位置に基づいて、前記第 1 合焦レンズおよび / または前記第 2 合焦レンズの目標位置を取得する目標位置取得部を含み、取得された目標位置に前記第 1 合焦レンズおよび / または前記第 2 合焦レンズを移動させるように、前記第 1 駆動部および / または前記第 2 駆動部を制御し、前記計測光学系は、被検眼の実質的に同一の断面に対する光コヒーレンストモグラフィ計測を反復的にを行い、前記表示部は、反復的な光コヒーレンストモグラフィ計測により取得される複数の断層像を動画表示し、かつ、前記操作部による所定の操作により当該動画像に対して移動可能な位置指定用画像を表示し、前記目標位置取得部は、前記位置指定用画像に対する操作より指定された位置に基づいて、前記目標位置の取得を行うことを特徴とする眼科観察装置である。

また、請求項 3 に記載の発明は、請求項 2 に記載の眼科観察装置であって、前記制御部は、前記反復的な光コヒーレンストモグラフィ計測が行われているときの前記第 2 合焦レンズの位置に対応する当該動画像上の位置を示す前記位置指定用画像を表示させることを特徴とする。

また、請求項 4 に記載の発明は、請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか一項に記載の眼科観察装置であって、前記表示部に表示される断層像を解析して、当該断層像において所定の層に相当する層領域を特定する層領域特定部を有し、前記表示部は、特定された層領域を示す層画像を当該断層像に重ねて表示することを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

この発明によれば、被検眼の正面画像の取得と OCT 計測の双方を好適なフォーカス状態で行うことが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図 1】実施形態に係る眼科観察装置の構成の一例を表す概略図である。

【図 2】実施形態に係る眼科観察装置の構成の一例を表す概略図である。

【図 3】実施形態に係る眼科観察装置の構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図 4】実施形態に係る眼科観察装置の構成の一例を説明するための概略図である。

【図 5】実施形態に係る眼科観察装置の動作例を表すフローチャートである。

【図 6】実施形態に係る眼科観察装置の構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図 7】実施形態に係る眼科観察装置の動作例を表すフローチャートである。

【図 8】実施形態に係る眼科観察装置の構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図 9】実施形態に係る眼科観察装置の動作例を表すフローチャートである。

【図 10】実施形態に係る眼科観察装置の動作例を表すフローチャートである。

【図 11】実施形態に係る眼科観察装置の構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図 12】実施形態に係る眼科観察装置の動作例を表すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0018】

眼科観察装置の実施形態の一例について、図面を参照しながら詳細に説明する。実施形態に係る眼科観察装置は、OCT を用いて被検眼（眼底、前眼部等）の断層像や 3 次元画

10

20

30

40

50

像を取得する機能と、被検眼を撮影して正面画像を取得する機能とを有する。この明細書では、OCTによって取得される画像をOCT画像と呼ぶことがある。また、OCT画像を形成するための計測動作を光コヒーレンストモグラフィ計測（OCT計測）と呼ぶことがある。なお、この明細書に記載された文献の記載内容を、以下の実施形態の内容として適宜援用することが可能である。

【0019】

以下の実施形態では、フーリエドメインタイプのOCTを適用した構成について詳しく説明する。特に、以下に説明する眼科観察装置は、特許文献5に開示された装置と同様に、スペクトラルドメインOCTの手法を用いてOCT画像を取得可能である。なお、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の手法を用いる眼科観察装置に対して、この発明に係る構成を適用することも可能である。また、以下の実施形態ではOCT装置と眼底カメラとを組み合わせた装置について説明するが、眼底カメラ以外の眼科撮影装置、たとえばSLO、スリットランプ、眼科手術用顕微鏡などにOCT装置を組み合わせたことも可能である。

10

【0020】

第1の実施形態

[構成]

図1および図2に示すように、眼科観察装置1は、眼底カメラユニット2、OCTユニット100および演算制御ユニット200を含んで構成される。眼底カメラユニット2は、従来の眼底カメラとほぼ同様の光学系を含む。OCTユニット100には、眼底のOCT画像を取得するための光学系が設けられている。演算制御ユニット200は、各種の演算処理や制御処理等を実行するコンピュータを含む。

20

【0021】

[眼底カメラユニット]

図1に示す眼底カメラユニット2には、被検眼Eの眼底Efの表面形態を表す正面画像（眼底像）を取得するための光学系が設けられている。眼底像には、観察画像や撮影画像などが含まれる。観察画像は、たとえば、近赤外光を用いて所定のフレームレートで形成されるモノクロの動画像である。撮影画像は、たとえば、可視光をフラッシュ発光して得られるカラー画像、または近赤外光若しくは可視光を照明光として用いたモノクロの静止画像であってもよい。眼底カメラユニット2は、これら以外の画像、たとえばフルオレsein蛍光画像やインドシアニンググリーン蛍光画像や自発蛍光画像などを取得可能に構成されていてもよい。

30

【0022】

眼底カメラユニット2には、被検者の顔を支持するための顎受けや額当てが設けられている。更に、眼底カメラユニット2には、照明光学系10と撮影光学系30が設けられている。照明光学系10は眼底Efに照明光を照射する。撮影光学系30は、この照明光の眼底反射光を撮像装置（CCDイメージセンサ（単にCCDと呼ぶことがある）35、38。）に導く。照明光学系10と撮影光学系30は「撮影光学系」の一例として機能する。

【0023】

照明光学系10の観察光源11は、たとえばハロゲンランプにより構成される。観察光源11から出力された光（観察照明光）は、曲面状の反射面を有する反射ミラー12により反射され、集光レンズ13を経由し、可視カットフィルタ14を透過して近赤外光となる。更に、観察照明光は、撮影光源15の近傍にて一旦集束し、ミラー16により反射され、リレーレンズ17、18、絞り19およびリレーレンズ20を経由する。そして、観察照明光は、孔開きミラー21の周辺部（孔部の周囲の領域）にて反射され、ダイクロイックミラー46を透過し、対物レンズ22により屈折されて眼底Efを照明する。なお、観察光源としてLED（Light Emitting Diode）を用いることも可能である。

40

【0024】

50

観察照明光の眼底反射光は、対物レンズ 22 により屈折され、ダイクロイックミラー 46 を透過し、孔開きミラー 21 の中心領域に形成された孔部を通過し、ダイクロイックミラー 55 を透過し、合焦レンズ 31 を経由し、ミラー 32 により反射される。更に、この眼底反射光は、ハーフミラー 39A を透過し、ダイクロイックミラー 33 により反射され、集光レンズ 34 により CCD イメージセンサ 35 の受光面に結像される。CCD イメージセンサ 35 は、たとえば所定のフレームレートで眼底反射光を検出する。表示装置 3 には、CCD イメージセンサ 35 により検出された眼底反射光に基づく画像（観察画像）が表示される。なお、撮影光学系 30 のピントが前眼部に合わせられている場合、被検眼 E の前眼部の観察画像が表示される。観察照明光で被検眼 E を照明してその反射光を検出する上記光学系は、赤外撮影光学系の一例である。

10

【0025】

撮影光源 15 は、たとえばキセノンランプにより構成される。撮影光源 15 から出力された光（撮影照明光）は、観察照明光と同様の経路を通過して眼底 Ef に照射される。撮影照明光の眼底反射光は、観察照明光のそれと同様の経路を通過してダイクロイックミラー 33 まで導かれ、ダイクロイックミラー 33 を透過し、ミラー 36 により反射され、集光レンズ 37 により CCD イメージセンサ 38 の受光面に結像される。表示装置 3 には、CCD イメージセンサ 38 により検出された眼底反射光に基づく画像（撮影画像）が表示される。なお、観察画像を表示する表示装置 3 と撮影画像を表示する表示装置 3 は、同一のものであってもよいし、異なるものであってもよい。また、被検眼 E を赤外光で照明して同様の撮影を行う場合には、赤外の撮影画像が表示される。また、撮影光源として LED を用いることも可能である。

20

【0026】

LCD (Liquid Crystal Display) 39 は、固視標や視力測定用指標を表示する。固視標は被検眼 E を固視させるための指標であり、眼底撮影時や OCT 計測時などに使用される。

【0027】

LCD 39 から出力された光は、その一部がハーフミラー 39A にて反射され、ミラー 32 に反射され、合焦レンズ 31 およびダイクロイックミラー 55 を経由し、孔開きミラー 21 の孔部を通過し、ダイクロイックミラー 46 を透過し、対物レンズ 22 により屈折されて眼底 Ef に投影される。

30

【0028】

LCD 39 の画面上における固視標の表示位置を変更することにより、被検眼 E の固視位置を変更できる。被検眼 E の固視位置としては、たとえば従来の眼底カメラと同様に、眼底 Ef の黄斑部を中心とする画像を取得するための位置や、視神経乳頭を中心とする画像を取得するための位置や、黄斑部と視神経乳頭との間の眼底中心を中心とする画像を取得するための位置などがある。また、固視標の表示位置を任意に変更することも可能である。

【0029】

更に、眼底カメラユニット 2 には、従来の眼底カメラと同様にアライメント光学系 50 とフォーカス光学系 60 が設けられている。アライメント光学系 50 は、被検眼 E に対する装置光学系の位置合わせ（アライメント）を行うための指標（アライメント指標）を生成する。フォーカス光学系 60 は、眼底 Ef に対してフォーカス（ピント）を合わせるための指標（スプリット指標）を生成する。

40

【0030】

アライメント光学系 50 の LED 51 から出力された光（アライメント光）は、絞り 52、53 およびリレーレンズ 54 を経由してダイクロイックミラー 55 により反射され、孔開きミラー 21 の孔部を通過し、ダイクロイックミラー 46 を透過し、対物レンズ 22 により被検眼 E の角膜に投影される。

【0031】

アライメント光の角膜反射光は、対物レンズ 22、ダイクロイックミラー 46 および上

50

記孔部を經由し、その一部がダイクロイックミラー 5 5 を透過し、合焦レンズ 3 1 を通過し、ミラー 3 2 により反射され、ハーフミラー 3 9 A を透過し、ダイクロイックミラー 3 3 に反射され、集光レンズ 3 4 により C C D イメージセンサ 3 5 の受光面に投影される。C C D イメージセンサ 3 5 による受光像（アライメント指標）は、観察画像とともに表示装置 3 に表示される。ユーザは、従来の眼底カメラと同様の操作を行ってアライメントを実施する。また、演算制御ユニット 2 0 0 がアライメント指標の位置を解析して光学系を移動させることによりアライメントを行ってもよい（オートアライメント機能）。

【 0 0 3 2 】

フォーカス調整を行う際には、照明光学系 1 0 の光路上に反射棒 6 7 の反射面が斜設される。フォーカス光学系 6 0 の L E D 6 1 から出力された光（フォーカス光）は、リレーレンズ 6 2 を通過し、スプリット指標板 6 3 により 2 つの光束に分離され、二孔絞り 6 4 を通過し、ミラー 6 5 に反射され、集光レンズ 6 6 により反射棒 6 7 の反射面に一旦結像されて反射される。更に、フォーカス光は、リレーレンズ 2 0 を經由し、孔開きミラー 2 1 に反射され、ダイクロイックミラー 4 6 を透過し、対物レンズ 2 2 により屈折されて眼底 E f に投影される。

【 0 0 3 3 】

フォーカス光の眼底反射光は、アライメント光の角膜反射光と同様の経路を通過して C C D イメージセンサ 3 5 により検出される。C C D イメージセンサ 3 5 による受光像（スプリット指標）は、観察画像とともに表示装置 3 に表示される。演算制御ユニット 2 0 0 は、従来と同様に、スプリット指標の位置を解析して合焦レンズ 3 1 およびフォーカス光学系 6 0 を移動させてピント合わせを行う（オートフォーカス機能）。また、スプリット指標を視認しつつ手動でピント合わせを行ってもよい。

【 0 0 3 4 】

ダイクロイックミラー 4 6 は、眼底撮影用の光路と O C T 計測用の光路とを合成している。ダイクロイックミラー 4 6 は、O C T 計測に用いられる波長帯の光を反射し、眼底撮影用の光を透過させる。ダイクロイックミラー 4 6 は光路合成部の一例である。O C T 計測用の光路には、O C T ユニット 1 0 0 側から順に、コリメータレンズユニット 4 0 と、光路長変更部 4 1 と、ガルバノスキャナ 4 2 と、合焦レンズ 4 3 と、ミラー 4 4 と、リレーレンズ 4 5 とが設けられている。O C T 計測用の光路を構成する光学系と、O C T ユニット 1 0 0 に含まれる光学系は、計測光学系の一例である。

【 0 0 3 5 】

光路長変更部 4 1 は、図 1 に示す矢印の方向に移動可能とされ、O C T 計測用の光路の光路長を変更する。この光路長の変更は、被検眼 E の眼軸長に応じた光路長の補正や、干渉状態の調整などに利用される。光路長変更部 4 1 は、たとえばコーナーキューブと、これを移動する機構とを含んで構成される。

【 0 0 3 6 】

ガルバノスキャナ 4 2 は、O C T 計測用の光路を通過する光（信号光 L S ）の進行方向を変更する。それにより、眼底 E f を信号光 L S で走査することができる。ガルバノスキャナ 4 2 は、たとえば、信号光 L S を x 方向に走査するガルバノミラーと、y 方向に走査するガルバノミラーと、これらを独立に駆動する機構とを含んで構成される。それにより、信号光 L S を x y 平面上の任意の方向に走査することができる。

【 0 0 3 7 】

〔 O C T ユニット 〕

図 2 を参照しつつ O C T ユニット 1 0 0 の構成の一例を説明する。O C T ユニット 1 0 0 には、眼底 E f の O C T 画像を取得するための光学系が設けられている。この光学系は、従来のスペクトラルドメインタイプの O C T 装置と同様の構成を有する。すなわち、この光学系は、低コヒーレンス光を参照光と信号光に分割し、眼底 E f を経由した信号光と参照光路を經由した参照光とを干渉させて干渉光を生成し、この干渉光のスペクトル成分を検出するように構成されている。この検出結果（検出信号）は演算制御ユニット 2 0 0 に送られる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 8 】

なお、スウェプトソースタイプのOCT装置の場合には、低コヒーレンス光源を出力する光源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。一般に、OCTユニット100の構成については、光コヒーレンストモグラフィ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。

【 0 0 3 9 】

光源ユニット101は広帯域の低コヒーレンス光L0を出力する。低コヒーレンス光L0は、たとえば、近赤外領域の波長帯(約800nm~900nm程度)を含み、数十マイクロメートル程度の時間的コヒーレンス長を有する。なお、人眼では視認できない波長帯、たとえば1040~1060nm程度の中心波長を有する近赤外光を低コヒーレンス光L0として用いてもよい。

10

【 0 0 4 0 】

光源ユニット101は、スーパーluminescent diode(SLD)や、LEDや、SOA(Semiconductor Optical Amplifier)等の光出力デバイスを含んで構成される。

【 0 0 4 1 】

光源ユニット101から出力された低コヒーレンス光L0は、光ファイバ102によりファイバカップラ103に導かれて信号光LSと参照光LRに分割される。

【 0 0 4 2 】

参照光LRは、光ファイバ104により導かれて光減衰器(アッテネータ)105に到達する。光減衰器105は、公知の技術を用いて、演算制御ユニット200の制御の下、光ファイバ104に導かれる参照光LRの光量を自動で調整する。光減衰器105により光量が調整された参照光LRは、光ファイバ104により導かれて偏波調整器(偏波コントローラ)106に到達する。偏波調整器106は、たとえば、ループ状にされた光ファイバ104に対して外部から応力を与えることで、光ファイバ104内を導かれる参照光LRの偏光状態を調整する装置である。なお、偏波調整器106の構成はこれに限定されるものではなく、任意の公知技術を用いることが可能である。偏波調整器106により偏光状態が調整された参照光LRは、ファイバカップラ109に到達する。

20

【 0 0 4 3 】

ファイバカップラ103により生成された信号光LSは、光ファイバ107により導かれ、コリメータレンズユニット40により平行光束とされる。更に、信号光LSは、光路長変更部41、ガルバノスキャナ42、合焦レンズ43、ミラー44、およびリレーレンズ45を経由してダイクロイックミラー46に到達する。そして、信号光LSは、ダイクロイックミラー46により反射され、対物レンズ22により屈折されて眼底Efに照射される。信号光LSは、眼底Efの様々な深さ位置において散乱(反射を含む)される。眼底Efによる信号光LSの後方散乱光は、往路と同じ経路を逆向きに進行してファイバカップラ103に導かれ、光ファイバ108を経由してファイバカップラ109に到達する。

30

【 0 0 4 4 】

ファイバカップラ109は、信号光LSの後方散乱光と、光ファイバ104を経由した参照光LRとを干渉させる。これにより生成された干渉光LCは、光ファイバ110により導かれて出射端111から出射される。更に、干渉光LCは、コリメータレンズ112により平行光束とされ、回折格子113により分光(スペクトル分解)され、集光レンズ114により集光されてCCDイメージセンサ115の受光面に投影される。なお、図2に示す回折格子113は透過型であるが、たとえば反射型の回折格子など、他の形態の分光素子を用いることも可能である。

40

【 0 0 4 5 】

CCDイメージセンサ115は、たとえばラインセンサであり、分光された干渉光LCの各スペクトル成分を検出して電荷に変換する。CCDイメージセンサ115は、この電荷を蓄積して検出信号を生成し、これを演算制御ユニット200に送る。

【 0 0 4 6 】

50

この実施形態ではマイケルソン型の干渉計を採用しているが、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に採用することが可能である。また、CCDイメージセンサに代えて、他の形態のイメージセンサ、たとえばCMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)イメージセンサなどを用いることが可能である。

【0047】

〔演算制御ユニット〕

演算制御ユニット200の構成について説明する。演算制御ユニット200は、CCDイメージセンサ115から入力される検出信号を解析して眼底EfのOCT画像を形成する。そのための演算処理は、従来のスペクトラルドメインタイプのOCT装置と同様である。

10

【0048】

また、演算制御ユニット200は、眼底カメラユニット2、表示装置3およびOCTユニット100の各部を制御する。たとえば演算制御ユニット200は、眼底EfのOCT画像を表示装置3に表示させる。

【0049】

また、眼底カメラユニット2の制御として、演算制御ユニット200は、観察光源11、撮影光源15およびLED51、61の動作制御、LCD39の動作制御、合焦レンズ31、43の移動制御、反射棒67の移動制御、フォーカス光学系60の移動制御、光路長変更部41の移動制御、ガルバノスキャナ42の動作制御などを行う。

20

【0050】

また、OCTユニット100の制御として、演算制御ユニット200は、光源ユニット101の動作制御、光減衰器105の動作制御、偏波調整器106の動作制御、CCDイメージセンサ115の動作制御などを行う。

【0051】

演算制御ユニット200は、たとえば、従来のコンピュータと同様に、マイクロプロセッサ、RAM、ROM、ハードディスクドライブ、通信インターフェイスなどを含んで構成される。ハードディスクドライブ等の記憶装置には、眼科観察装置1を制御するためのコンピュータプログラムが記憶されている。演算制御ユニット200は、各種の回路基板、たとえばOCT画像を形成するための回路基板を備えていてもよい。また、演算制御ユニット200は、キーボードやマウス等の操作デバイス(入力デバイス)や、LCD等の表示デバイスを備えていてもよい。

30

【0052】

眼底カメラユニット2、表示装置3、OCTユニット100および演算制御ユニット200は、一体的に(つまり単一の筐体内に)構成されていてもよいし、2つ以上の筐体に別れて構成されていてもよい。

【0053】

〔制御系〕

眼科観察装置1の制御系の構成について図3を参照しつつ説明する。

【0054】

(制御部)

眼科観察装置1の制御系は、制御部210を中心に構成される。制御部210は、たとえば、前述のマイクロプロセッサ、RAM、ROM、ハードディスクドライブ、通信インターフェイス等を含んで構成される。制御部210には、主制御部211と、記憶部212と、目標位置取得部213とが設けられている。

【0055】

(主制御部)

主制御部211は前述の各種制御を行う。特に、主制御部211は、眼底カメラユニット2の合焦駆動部31Aおよび43A、光学系駆動部60A、LED61、反射棒駆動部67A、CCD35および38、光路長変更部41、並びにガルバノスキャナ42を制御

50

する。また、主制御部 2 1 1 は、O C T ユニット 1 0 0 の光源ユニット 1 0 1、光減衰器 1 0 5、偏波調整器 1 0 6、および C C D イメージセンサ（単に C C D と呼ぶことがある）1 1 5 を制御する。

【 0 0 5 6 】

合焦駆動部 3 1 A は、主制御部 2 1 1 の制御を受けて、合焦レンズ 3 1 を光軸に沿って移動する。それにより、撮影光学系 3 0 の合焦位置が変更される。合焦駆動部 3 1 A は、パルスモータ等のアクチュエータと、このアクチュエータにより発生された駆動力を合焦レンズ 3 1 に伝達する機構とを含む。合焦レンズ 3 1 は第 1 合焦レンズの一例である。合焦駆動部 3 1 A は第 1 駆動部の一例である。

【 0 0 5 7 】

合焦駆動部 4 3 A は、主制御部 2 1 1 の制御を受けて、合焦レンズ 4 3 を光軸に沿って移動する。それにより、O C T 計測用の計測光学系の合焦位置が変更される。なお、計測光学系の合焦位置は、コリメータレンズユニット 4 0 を介して光ファイバ 1 0 7 に入射される信号光 L S の光量を規定する。つまり、計測光学系の最適な合焦位置は、光ファイバ 1 0 7 のコリメータレンズユニット 4 0 側のファイバ端と、眼底 E f とが光学的に共役になる位置に合焦レンズ 4 3 を配置させることによって実現される。合焦駆動部 4 3 A は、パルスモータ等のアクチュエータと、このアクチュエータにより発生された駆動力を合焦レンズ 4 3 に伝達する機構とを含む。

【 0 0 5 8 】

光学系駆動部 6 0 A は、主制御部 2 1 1 の制御を受けて、フォーカス光学系 6 0 を光軸に沿って移動する。それにより、眼底 E f に対するスプリット指標の投影態様が変更される。光学系駆動部 6 0 A は、パルスモータ等のアクチュエータと、このアクチュエータにより発生された駆動力をフォーカス光学系 6 0 に伝達する機構とを含む。なお、フォーカス光学系 6 0 は、たとえばユニットとして構成されている。フォーカス光学系 6 0 は、眼底 E f に対する撮影光学系 3 0 のフォーカス状態（合焦状態）を示すスプリット指標（合焦指標）を眼底 E f に投影するものであり、投影光学系の一例である。

【 0 0 5 9 】

反射棒駆動部 6 7 A は、主制御部 2 1 1 の制御を受けて、反射棒 6 7 を光路に対して挿脱する。反射棒 6 7 は、スプリット指標を投影するとき、つまりフォーカス調整の開始時に光路に挿入され、フォーカス調整の終了時に光路から退避される。反射棒駆動部 6 7 A は、ソレノイド等のアクチュエータと、このアクチュエータにより発生された駆動力を反射棒 6 7 に伝達する機構とを含む。

【 0 0 6 0 】

主制御部 2 1 1 は、図示しない駆動機構を制御して、眼底カメラユニット 2 を 3 次元的に移動させる。この制御は、アライメントやトラッキングにおいて用いられる。トラッキングとは、被検眼 E の眼球運動に合わせて装置光学系を移動させるものである。トラッキングを行う場合には、事前にアライメントとピント合わせが実行される。トラッキングは、装置光学系の位置を眼球運動に追従させることにより、アライメントとピントが合った好適な位置関係を維持する機能である。

【 0 0 6 1 】

また、主制御部 2 1 1 は、記憶部 2 1 2 にデータを書き込む処理や、記憶部 2 1 2 からデータを読み出す処理を行う。

【 0 0 6 2 】

（記憶部）

記憶部 2 1 2 は、各種のデータを記憶する。記憶部 2 1 2 に記憶されるデータとしては、たとえば、O C T 画像の画像データ、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 I D 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。また、記憶部 2 1 2 には、眼科観察装置 1 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。

【 0 0 6 3 】

10

20

30

40

50

この実施形態の記憶部 2 1 2 には、対応情報 2 1 2 a が予め記憶されている。対応情報 2 1 2 a は、眼屈折力の値（ディオプタ）と合焦レンズ 3 1 の位置とが対応付けられた第 1 対応情報と、眼屈折力の値（ディオプタ）と合焦レンズ 4 3 の位置とが対応付けられた第 2 対応情報とを含む。なお、第 1 対応情報と第 2 対応情報は、個別の情報であってもよいし、一つにまとめられた情報であってもよい。また、対応情報 2 1 2 a は、たとえばテーブル情報のような離散的な値同士が対応付けられた情報であってもよいし、たとえばグラフ情報のような連続的な値同士が対応付けられた情報であってもよい。

【 0 0 6 4 】

（目標位置取得部）

目標位置取得部 2 1 3 は、被検眼 E の屈折力に基づいて、合焦レンズ 3 1 および合焦レンズ 4 3 のそれぞれの目標位置を取得する。目標位置取得部 2 1 3 は第 1 目標位置取得部の一例である。

10

【 0 0 6 5 】

目標位置とは、合焦レンズ 3 1（または合焦レンズ 4 3）の移動目標となる位置情報である。この位置情報は、合焦レンズ 3 1（または合焦レンズ 4 3）が設けられた光学系の光軸に沿った位置を示す。この位置情報は、任意の形態の情報であってもよい。たとえば、この位置情報は、光軸における位置自体を示す情報でもよいし、合焦レンズ 3 1（または合焦レンズ 4 3）を移動させるための制御信号の内容（たとえばパルスモータに送られる信号のパルス数）を示す情報でもよい。

【 0 0 6 6 】

20

被検眼 E の屈折力は、任意の屈折力取得部によって取得される。たとえば、被検眼 E の屈折力の測定が過去に実施された場合、屈折力取得部（制御部 2 1 0 等）が、電子カルテ等に記録されている眼屈折力の値を読み出すように構成できる。また、詳細は後述するが、画像処理部 2 3 0 の解析部 2 3 1 によって被検眼 E の屈折力を取得するように構成することも可能である。

【 0 0 6 7 】

目標位置取得部 2 1 3 は、屈折力取得部により取得された屈折力と、対応情報 2 1 2 a とに基づいて、合焦レンズ 3 1 および合焦レンズ 4 3 のそれぞれの目標位置を取得する。つまり、目標位置取得部 2 1 3 は、屈折力取得部により取得された眼屈折力の値に対応付けられた合焦レンズ 3 1 の位置を、第 1 対応情報を参照して取得し、これを合焦レンズ 3 1 の目標位置とする。同様に、目標位置取得部 2 1 3 は、屈折力取得部により取得された眼屈折力の値に対応付けられた合焦レンズ 4 3 の位置を、第 2 対応情報を参照して取得し、これを合焦レンズ 4 3 の目標位置とする。

30

【 0 0 6 8 】

（画像形成部）

画像形成部 2 2 0 は、CCD イメージセンサ 1 1 5 からの検出信号に基づいて、眼底 E f の断層像の画像データを形成する。この処理には、従来のスペクトラルドメインタイプの光コヒーレンストモグラフィと同様に、ノイズ除去（ノイズ低減）、フィルタ処理、分散補償、FFT（Fast Fourier Transform）などの処理が含まれている。他のタイプの OCT 装置の場合、画像形成部 2 2 0 は、そのタイプに応じた公知の処理を実行する。

40

【 0 0 6 9 】

画像形成部 2 2 0 は、たとえば、前述の回路基板を含んで構成される。なお、この明細書では、「画像データ」と、それに基づく「画像」とを同一視することがある。

【 0 0 7 0 】

（画像処理部）

画像処理部 2 3 0 は、画像形成部 2 2 0 により形成された画像に対して各種の画像処理や解析処理を施す。たとえば、画像処理部 2 3 0 は、画像の輝度補正等の各種補正処理を実行する。また、画像処理部 2 3 0 は、眼底カメラユニット 2 により得られた画像（眼底像、前眼部像等）に対して各種の画像処理や解析処理を施す。

50

【 0 0 7 1 】

画像処理部 2 3 0 は、断層像の間の画素を補間する補間処理などの公知の画像処理を実行して、眼底 E f の 3 次元画像の画像データを形成する。なお、3 次元画像の画像データとは、3 次元座標系により画素の位置が定義された画像データを意味する。3 次元画像の画像データとしては、3 次的に配列されたボクセルからなる画像データがある。この画像データは、ボリュームデータ或いはボクセルデータなどと呼ばれる。ボリュームデータに基づく画像を表示させる場合、画像処理部 2 3 0 は、このボリュームデータに対してレンダリング処理（ボリュームレンダリングや M I P (M a x i m u m I n t e n s i t y P r o j e c t i o n : 最大値投影) など) を施して、特定の視線方向から見たときの擬似的な 3 次元画像の画像データを形成する。表示部 2 4 0 A には、この擬似的な 3 次元画像が表示される。

10

【 0 0 7 2 】

また、3 次元画像の画像データとして、複数の断層像のスタックデータを形成することも可能である。スタックデータは、複数の走査線に沿って得られた複数の断層像を、走査線の位置関係に基づいて 3 次的に配列させることで得られる画像データである。すなわち、スタックデータは、元々個別の 2 次元座標系により定義されていた複数の断層像を、1 つの 3 次元座標系により表現する（つまり 1 つの 3 次元空間に埋め込む）ことにより得られる画像データである。

【 0 0 7 3 】

(解析部)

20

画像処理部 2 3 0 は解析部 2 3 1 を有する。解析部 2 3 1 は、スプリット指標が投影されている状態の眼底 E f を赤外撮影光学系で撮影して得られた正面画像を解析することにより、被検眼 E の屈折力を求める。この正面画像は、たとえば前述の観察画像である。

【 0 0 7 4 】

観察画像の例を図 4 に示す。図 4 に示す観察画像 G には、眼底 E f の形態とともに、一対のスプリット指標の像（スプリット指標像）B 1 および B 2 が描画されている。符号 A は、照明光学系 1 0 の光路に配置された反射棒 6 7 の影（反射棒像）である。撮影光学系 3 0 のフォーカスが適正である場合、つまり合焦レンズ 3 1 が適正位置に配置されている場合、スプリット指標像 B 1 および B 2 は、図 4 における上下方向に一直線上に並んで描画される。一方、撮影光学系 3 0 のフォーカスが適正でない場合、スプリット指標像 B 1 および B 2 は、図 4 における左右方向にずれて描画される。スプリット指標像 B 1 および B 2 のずれ方向およびずれ量は、適正なフォーカス状態からのずれ方向およびずれ量に対応する。このフォーカスのずれは、被検眼 E の屈折力に対応する。

30

【 0 0 7 5 】

解析部 2 3 1 は、スプリット指標像 B 1 および B 2 のずれ方向およびずれ量と、眼屈折力の値とが対応付けられた情報（指標像 / 眼屈折力対応情報）を予め記憶している。解析部 2 3 1 は、観察画像（を構成する静止画像）を解析することにより、観察画像に描画されたスプリット指標像 B 1 および B 2 のずれ情報（ずれ方向およびずれ量）を取得する。更に、解析部 2 3 1 は、取得されたずれ情報に対応する眼屈折力を、指標像 / 眼屈折力対応情報に基づいて求める。求められた眼屈折力の値が、被検眼 E の屈折力として用いられる。

40

【 0 0 7 6 】

解析部 2 3 1 により取得された被検眼 E の屈折力の情報は、目標位置取得部 2 1 3 に送られる。目標位置取得部 2 1 3 は、この屈折力の情報と対応情報 2 1 2 a とに基づいて、合焦レンズ 3 1 の目標位置および合焦レンズ 4 3 の目標位置をそれぞれ取得する。この処理は前述の要領で実行される。

【 0 0 7 7 】

以上のように機能する画像処理部 2 3 0 は、たとえば、前述のマイクロプロセッサ、R A M、R O M、ハードディスクドライブ、回路基板等を含んで構成される。ハードディスクドライブ等の記憶装置には、上記機能をマイクロプロセッサに実行させるコンピュータ

50

プログラムが予め格納されている。

【0078】

(ユーザインターフェイス)

ユーザインターフェイス240には、表示部240Aと操作部240Bとが含まれる。表示部240Aは、前述した演算制御ユニット200の表示デバイスや表示装置3を含んで構成される。操作部240Bは、前述した演算制御ユニット200の操作デバイスを含んで構成される。操作部240Bには、眼科観察装置1の筐体や外部に設けられた各種のボタンやキーが含まれていてもよい。たとえば眼底カメラユニット2が従来の眼底カメラと同様の筐体を有する場合、操作部240Bは、この筐体に設けられたジョイスティックや操作パネル等を含んでいてもよい。また、表示部240Aは、眼底カメラユニット2の筐体に設けられたタッチパネルなどの各種表示デバイスを含んでいてもよい。

10

【0079】

なお、表示部240Aと操作部240Bは、それぞれ個別のデバイスとして構成される必要はない。たとえばタッチパネルのように、表示機能と操作機能とが一体化されたデバイスを用いることも可能である。その場合、操作部240Bは、このタッチパネルとコンピュータプログラムとを含んで構成される。操作部240Bに対する操作内容は、電気信号として制御部210に入力される。また、表示部240Aに表示されたグラフィカルユーザインターフェイス(GUI)と、操作部240Bとを用いて、操作や情報入力を行うようにしてもよい。

【0080】

20

〔信号光の走査およびOCT画像について〕

ここで、信号光LSの走査およびOCT画像について説明しておく。

【0081】

眼科観察装置1による信号光LSのスキャンモードとしては、たとえば、水平スキャン、垂直スキャン、十字スキャン、放射スキャン、円スキャン、同心円スキャン、螺旋(渦巻)スキャンなどがある。これらのスキャンモードは、眼底の観察部位、解析対象(網膜厚など)、走査に要する時間、走査の精密さなどを考慮して適宜に選択的に使用される。

【0082】

水平スキャンは、信号光LSを水平方向(x方向)に走査させるものである。水平スキャンには、垂直方向(y方向)に配列された複数の水平方向に延びる走査線に沿って信号光LSを走査させる態様も含まれる。この態様においては、走査線の間隔を任意に設定することが可能である。また、隣接する走査線の間隔を十分に狭くすることにより、前述の3次元画像を形成することができる(3次元スキャン)。垂直スキャンについても同様である。

30

【0083】

十字スキャンは、互いに直交する2本の直線状の軌跡(直線軌跡)からなる十字型の軌跡に沿って信号光LSを走査するものである。放射スキャンは、所定の角度を介して配列された複数の直線軌跡からなる放射状の軌跡に沿って信号光LSを走査するものである。なお、十字スキャンは放射スキャンの一例である。

【0084】

40

円スキャンは、円形状の軌跡に沿って信号光LSを走査させるものである。同心円スキャンは、所定の中心位置の周りに同心円状に配列された複数の円形状の軌跡に沿って信号光LSを走査させるものである。円スキャンは同心円スキャンの一例である。螺旋スキャンは、回転半径を次第に小さく(または大きく)させながら螺旋状(渦巻状)の軌跡に沿って信号光LSを走査するものである。

【0085】

ガルバノスキャナ42は、互いに直交する方向に信号光LSを走査するように構成されているので、信号光LSをx方向およびy方向にそれぞれ独立に走査できる。更に、ガルバノスキャナ42に含まれる2つのガルバノミラーの向きを同時に制御することで、xy面上の任意の軌跡に沿って信号光LSを走査することが可能である。それにより、上記の

50

ような各種のスキャンモードを実現できる。

【 0 0 8 6 】

上記のような態様で信号光 L S を走査することにより、走査線（走査軌跡）に沿う方向と眼底深度方向（z 方向）とにより張られる面における断層像を取得することができる。また、特に走査線の間隔が狭い場合には、前述の 3 次元画像を取得することができる。

【 0 0 8 7 】

上記のような信号光 L S の走査対象となる眼底 E f 上の領域、つまり O C T 計測の対象となる眼底 E f 上の領域を走査領域と呼ぶ。3 次元スキャンにおける走査領域は、複数の水平スキャンが配列された矩形の領域である。また、同心円スキャンにおける走査領域は、最大径の円スキャンの軌跡により囲まれる円盤状の領域である。また、放射スキャンにおける走査領域は、各スキャンラインの両端位置を結んだ円盤状（或いは多角形状）の領域である。

10

【 0 0 8 8 】

[動作]

眼科観察装置 1 の動作について説明する。図 5 は、眼科観察装置 1 の動作の一例を表す。

【 0 0 8 9 】

（ S 1 : 観察画像の取得を開始する ）

まず、観察照明光で眼底 E f を連続照明することにより、眼底 E f の観察画像を取得する。観察画像は、連続照明が終了するまでリアルタイムで得られる近赤外動画像である。このとき、L C D 3 9 による固視標が被検眼 E に投影される。

20

【 0 0 9 0 】

（ S 2 : アライメントを行う ）

更に、被検眼 E には、アライメント光学系 5 0 によるアライメント指標と、フォーカス光学系 6 0 によるスプリット指標とが投影される。観察画像には、図示しないアライメント指標像と、図 4 に示すスプリット指標像 B 1 および B 2 が描画される。ユーザまたは制御部 2 1 0 は、アライメント指標を用いてアライメント（手動アライメントまたはオートアライメント）を行う。

【 0 0 9 1 】

（ S 3 : 眼屈折力を求める ）

解析部 2 3 1 は、観察画像（のフレーム）を解析することにより、被検眼 E の屈折力を求める。より詳しく説明すると、解析部 2 3 1 は、観察画像に描画されたスプリット指標像 B 1 および B 2 の位置に基づいて、被検眼 E の屈折力を求める。

30

【 0 0 9 2 】

（ S 4 : 合焦レンズの目標位置を求める ）

目標位置取得部 2 1 3 は、ステップ 3 で取得された被検眼 E の屈折力と、記憶部 2 1 2 に予め記憶された対応情報 2 1 2 a に基づいて、撮影光学系 3 0 の合焦レンズ 3 1 の目標位置（第 1 目標位置）と、O C T 計測用光学系（計測光学系）の合焦レンズ 4 3 の目標位置（第 2 目標位置）とを求める。

【 0 0 9 3 】

（ S 5 : 合焦レンズを目標位置に移動する ）

主制御部 2 1 1 は、ステップ 4 で取得された第 1 目標位置に合焦レンズ 3 1 を移動させるように合焦駆動部 3 1 A を制御する。また、主制御部 2 1 1 は、ステップ 4 で取得された第 2 目標位置に合焦レンズ 4 3 を移動させるように合焦駆動部 4 3 A を制御する。主制御部 2 1 1 は、この 2 つの制御を並行して行なってもよいし、一方の制御を行った後に他方の制御を行なってもよい。更に、主制御部 2 1 1 は、合焦レンズ 3 1 および 4 3 のそれぞれの現在位置を認識可能である。たとえば、各合焦レンズ 3 1 および 4 3 の位置を検出する位置センサを設けることができる。また、各合焦レンズ 3 1 および 4 3 に対する制御履歴（たとえば、所定の初期位置に配置されていた状態から現在までの間に各合焦駆動部 3 1 A および 4 3 A に送信したパルス信号の内容）を記録する構成を適用することも可能

40

50

である。主制御部 211 は、合焦レンズ 31 を現在位置から第 1 目標位置まで移動させるための制御信号を合焦駆動部 31A に送信し、合焦レンズ 43 を現在位置から第 2 目標位置まで移動させるための制御信号を合焦駆動部 43A に送信する。それにより、合焦レンズ 31 が第 1 目標位置に移動され、合焦レンズ 43 が第 2 目標位置に移動される。

【0094】

(S6:眼底の OCT 計測を行なって断層像を取得する)

主制御部 211 は、OCT ユニット 100、光路長変更部 41、ガルバノスキャナ 42 等を制御して、眼底 Ef の OCT 計測を実行させる。OCT 計測により取得されたデータは、CCD 115 から検出信号として画像形成部 220 に送られる。画像形成部 220 は、この検出信号に基づいて眼底 Ef の断層像を形成する。主制御部 211 は、形成された断層像を表示部 240A に表示させる。また、主制御部 211 は、形成された断層像を記憶部 212 に記憶させる。

10

【0095】

(S7:眼底の撮影を行って撮影画像を取得する)

主制御部 211 は、照明光学系 10 (撮影光源 15 等) および撮影光学系 30 を制御して、眼底 Ef の撮影画像を取得する。主制御部 211 は、取得された撮影画像を表示部 240A に表示させる。また、主制御部 211 は、取得された撮影画像を記憶部 212 に記憶させる。以上でこの動作例は終了である。

【0096】

[作用・効果]

20

眼科観察装置 1 の作用および効果について説明する。

【0097】

この実施形態の眼科観察装置 1 は、撮影光学系と、計測光学系と、光路合成部と、第 1 駆動部と、第 2 駆動部と、制御部とを有する。撮影光学系は、被検眼 E の正面画像を取得するための撮影を行うものであり、第 1 合焦レンズを含む。この実施形態において、撮影光学系は照明光学系 10 および撮影光学系 30 を含み、合焦レンズ 31 が第 1 合焦レンズに相当する。計測光学系は、被検眼 E の断層像を取得するための光コヒーレンストモグラフィ計測 (OCT 計測) を行うものであり、第 2 合焦レンズを含む。この実施形態において、計測光学系は、OCT ユニット 100 に格納された光学系と、コリメータレンズユニット 40 から対物レンズ 22 までの光路を形成する光学系とを含み、合焦レンズ 43 が第 2 合焦レンズに相当する。光路合成部は、第 1 合焦レンズおよび第 2 合焦レンズよりも被検眼側の位置において撮影光学系の光路と計測光学系の光路とを合成する。「合焦レンズよりも被検眼側の位置」とは、各光学系の光路において合焦レンズよりも被検眼側の位置を示す。この実施形態において、ダイクロイックミラー 46 が光路合成部に相当する。光路合成部の構成から分かるように、第 1 合焦レンズと第 2 合焦レンズは別々の光学素子である。第 1 駆動部は、撮影光学系の光軸に沿って第 1 合焦レンズを移動するためのものである。この実施形態において、合焦駆動部 31A が第 1 駆動部に相当する。第 2 駆動部は、計測光学系の光軸に沿って第 2 合焦レンズを移動するためのものである。この実施形態において、合焦駆動部 43A が第 2 駆動部に相当する。制御部は、第 1 駆動部および第 2 駆動部をそれぞれ制御する。この実施形態では、制御部 210 が制御部に相当する。

30

40

【0098】

このような眼科観察装置 1 によれば、撮影光学系と計測光学系がそれぞれ個別に合焦レンズを有しており、これら合焦レンズを個別に制御することが可能である。したがって、正面画像の取得に最適なフォーカス位置に第 1 合焦レンズを配置させるとともに、OCT 計測に最適なフォーカス位置に第 2 合焦レンズを配置させることができる。よって、被検眼 E の正面画像の取得と OCT 計測の双方を好適なフォーカス状態で行うことが可能である。

【0099】

この実施形態において、撮影光学系は眼底 Ef の正面画像を取得するための撮影を行い、計測光学系は眼底 Ef の断層像を取得するための光コヒーレンストモグラフィ計測を行

50

う。更に、この実施形態の眼科観察装置 1 は、被検眼 E の屈折力を取得する屈折力取得部を有する。また、制御部 2 1 0 は、屈折力取得部により取得された屈折力に基づいて、第 1 合焦レンズおよび第 2 合焦レンズの目標位置を取得する第 1 目標位置取得部（目標位置取得部 2 1 3）を含む。そして、制御部 2 1 0 は、第 1 目標位置取得部により取得された第 1 目標位置に第 1 合焦レンズを移動させるように第 1 駆動部を制御し、かつ、第 2 目標位置に第 2 合焦レンズを移動させるように第 2 駆動部を制御する。なお、この実施形態では、第 1 合焦レンズの移動制御および第 2 合焦レンズの移動制御の双方を行なっているが、いずれか一方の移動制御のみを行うようにしてもよい。その場合、他方の移動制御は任意の手法で行うことができる。

【0100】

10

このような実施形態によれば、眼底 E f の正面画像の取得と OCT 計測の双方を好適なフォーカス状態で行うことが可能である。また、合焦レンズの移動制御を自動で行うことが可能である。更に、被検眼 E の屈折力に応じてこの移動制御を行うことができるので、フォーカス調整を高確度で行うことが可能である。

【0101】

被検眼 E の屈折力の取得処理は、たとえば次のようにして行うことが可能である。前提として、撮影光学系が、赤外光を用いて眼底の撮影を行う赤外撮影光学系を含んでいるとする。この実施形態において、赤外撮影光学系は、観察光源 1 1 からの観察照明光を眼底 E f に照射する光学系と、観察照明光の眼底反射光を CCD イメージセンサ 3 5 で検出する光学系とを含む。屈折力取得部は、投影光学系と解析部とを有する。投影光学系は、眼底 E f に対する撮影光学系の合焦状態を示す合焦指標を眼底 E f に投影する。この実施形態において、投影光学系はフォーカス光学系 6 0 を含み、スプリット指標が合焦指標に相当する。解析部 2 3 1 は、合焦指標が投影されている状態の眼底 E f を赤外撮影光学系で撮影して得られた正面画像を解析することにより、被検眼 E の屈折力を求める。

20

【0102】

このような実施形態によれば、被検眼 E を実測することによって屈折力を取得することができるので、フォーカス調整を高確度で行うことが可能である。

【0103】

合焦レンズの目標位置を取得する処理は、たとえば次のようにして行うことが可能である。まず、制御部 2 1 0 は、眼屈折力の値と合焦レンズの位置とが対応付けられた対応情報 2 1 2 a を予め記憶している。対応情報 2 1 2 a には、眼屈折力の値と第 1 合焦レンズの位置とが対応付けられた第 1 対応情報と、眼屈折力の値と第 2 合焦レンズの位置とが対応付けられた第 2 対応情報とが含まれている。第 1 目標位置取得部（目標位置取得部 2 1 3）は、屈折力取得部により取得された屈折力、第 1 対応情報および第 2 対応情報に基づいて、第 1 合焦レンズおよび第 2 合焦レンズのそれぞれの目標位置を取得する。より具体的には、第 1 目標位置取得部は、屈折力取得部により取得された屈折力と第 1 対応情報とに基づいて第 1 合焦レンズの目標位置を取得し、この屈折力と第 2 対応情報とに基づいて第 2 合焦レンズの目標位置を取得する。

30

【0104】

このような実施形態によれば、被検眼 E の屈折力と対応情報 2 1 2 a とに基づき双方の合焦レンズ 3 1 および 4 3 の目標位置を取得して双方の光学系のフォーカス調整を行うことが可能である。よって、被検眼 E の正面画像の取得と OCT 計測の双方を好適なフォーカス状態で行うことが可能である。

40

【0105】

第 2 の実施形態

この実施形態では、OCT 計測における合焦の結果を利用して正面画像取得用の合焦を行うよう構成された眼科観察装置について説明する。たとえば眼底の検査では、被検眼の縮瞳を考慮して、OCT 計測の後に可視光による撮影が行われるのが一般的である。この実施形態はこのような流れで行われる検査において有効である。

【0106】

50

〔構成〕

この実施形態の眼科観察装置は、第１の実施形態と同様の全体構成および光学系の構成を有する。制御系の構成についても第１の実施形態とほぼ同様である。以下、第１の実施形態と同様の構成部分については同じ符号を用いて説明する。

【０１０７】

この実施形態の眼科観察装置の制御系の構成例を図６に示す。この実施形態では、第１の実施形態の目標位置取得部２１３に代えて目標位置取得部２１４が設けられている。また、記憶部２１２に対応情報２１２ａが記憶されている必要はなく、画像処理部２３０に解析部２３１が設けられている必要はない。以下、これら相違点を中心に説明する。

【０１０８】

目標位置取得部２１４は、ＯＣＴ計測が行われたときの計測光学系の合焦レンズ４３の位置に基づいて、撮影光学系３０の合焦レンズ３１の目標位置を取得する。目標位置取得部２１４は第２目標位置取得部の一例である。

【０１０９】

目標位置取得部２１４が実行する処理の例を説明する。ＯＣＴ計測を行う前には、ＯＣＴ計測用のフォーカス調整が実行される。このフォーカス調整は、第１の実施形態のように赤外眼底像（観察画像）およびスプリット指標を用いて行なってもよいが、ＯＣＴ画像を用いた詳細な調整を更に行うことができる。たとえば、眼底Ｅｆの実質的に同一の断面に対するＯＣＴ計測を反復的に行うことにより、当該断面の動画像（ＯＣＴ動画像）を取得することができる。このＯＣＴ動画像のフレームレートはＯＣＴ計測の反復周波数に相当する。

【０１１０】

ＯＣＴ動画像を表示部２４０Ａに表示させることにより、ユーザは、手動でフォーカス調整を行うことができる。

【０１１１】

また、眼科観察装置がＯＣＴ動画像（を構成する静止画像）を解析することによって自動でフォーカス調整を行う技術が知られている。この解析処理の例として、まず、画像処理部２３０が、ＯＣＴ動画像を構成する静止画像の画素値（輝度値）を解析して画質が高い領域（高画質領域）を特定し、フレームの深さ方向（ｚ方向）における高画質領域の位置（ｚ座標）に基づいて現在のフォーカス位置を特定する。更に、フォーカスを合わせる眼底Ｅｆの組織（眼底表面、網膜色素上皮、脈絡膜等）が既に決められている場合、画像処理部２３０が、当該静止画像において当該組織に相当する領域（目標領域）を特定する。また、目標領域をユーザが指定してもよい。画像処理部２３０は、フレームの深さ方向（ｚ方向）における目標領域の位置（ｚ座標）を求める。主制御部２１１は、計測光学系の現在のフォーカス位置を、目標領域に対応するフォーカス位置に変更するための制御信号を生成し、合焦駆動部４３Ａに送る。それにより、目標領域に対応するフォーカス位置に相当する位置に合焦レンズ４３が配置される。

【０１１２】

ここで、計測光学系の構成に基づいて、フレームの深さ方向（ｚ方向）の位置と、計測光学系の合焦レンズ４３の位置とを、予め対応付けておくことができる。更に、被検眼Ｅの屈折力等を考慮して当該対応付けを補正する機能を設けることもできる。

【０１１３】

また、眼球運動や拍動によりＯＣＴ動画像として描出される眼底Ｅｆはフレーム内を移動するが、この画像の移動に追従するように光路長変更部４１を制御して眼底Ｅｆの画像をフレーム内の所定位置に留める技術も知られている。ＯＣＴ画像を用いたフォーカス調整は、以上に説明したものには限定されず、任意の手法を用いることが可能である。

【０１１４】

目標位置取得部２１４は、上記のようにＯＣＴ画像を用いたフォーカス調整によって設定された合焦レンズ４３の位置に基づいて、撮影光学系３０の合焦レンズ３１の目標位置の取得を行う。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 5 】

この処理の例を説明する。合焦レンズ 3 1 の位置と合焦レンズ 4 3 の位置とが対応付けられた情報を予め記憶部 2 1 2 に記憶しておき、この情報を参照することにより OCT 計測で適用された合焦レンズ 4 3 の位置に対応する合焦レンズ 3 1 の位置を求めることが可能である。ここで、たとえば第 1 の実施形態のように眼屈折力の値を媒介にして、この情報を作成することができる。また、撮影光学系および計測光学系の構成や、眼底撮影に用いられる光の波長と OCT 計測に用いられる光の波長との差などを参照して、この情報を作成することもできる。また、被検眼 E の屈折力が既知である場合には、この眼屈折力の値に基づいてこの情報を作成または補正することも可能である。なお、OCT 計測における合焦レンズ 4 3 の位置から合焦レンズ 3 1 の位置を求める処理はこれには限定されず、目標位置取得部 2 1 4 は任意の手法によって当該処理を行うことが可能である。

10

【 0 1 1 6 】

主制御部 2 1 1 は、目標位置取得部 2 1 4 により取得された目標位置に合焦レンズ 3 1 を移動させるように合焦駆動部 3 1 A を制御する。

【 0 1 1 7 】

〔動作〕

この実施形態の眼科観察装置の動作について説明する。図 7 は、眼科観察装置の動作の一例を表す。

【 0 1 1 8 】

(S 1 1 : 観察画像の取得を開始する)

20

第 1 の実施形態と同様に、観察画像の取得が開始され、かつ、被検眼 E の固視が行われる。

【 0 1 1 9 】

(S 1 2 : アライメントおよびフォーカス調整を行う)

第 1 の実施形態と同様に、被検眼 E にアライメント指標とスプリット指標とが投影される。そして、アライメント指標を用いたアライメントと、スプリット指標を用いたフォーカス調整とが実行される。このフォーカス調整は、撮影光学系および計測光学系の双方について行われる。

【 0 1 2 0 】

(S 1 3 : OCT 計測を開始する)

30

主制御部 2 1 1 は、OCT ユニット 1 0 0、光路長変更部 4 1、ガルバノスキャナ 4 2 等を制御して、眼底 E f の OCT 計測を開始する。この OCT 計測は、眼底 E f の実質的に同一の断面に対して反復的に行われる。すなわち、この OCT 計測は、OCT 動画像を取得するための動作モードで行われる。

【 0 1 2 1 】

(S 1 4 : OCT 動画像を用いたフォーカス調整を行う)

ユーザまたは眼科観察装置は、OCT 動画像を用いた詳細なフォーカス調整を行う。

【 0 1 2 2 】

(S 1 5 : 眼底の断層像を取得する)

ステップ 1 4 の詳細なフォーカス調整が完了したことを受けて、またはユーザによる所定の操作を受けて、主制御部 2 1 1 は、OCT ユニット 1 0 0、光路長変更部 4 1、ガルバノスキャナ 4 2 等を制御して、眼底 E f の OCT 計測を行う。この OCT 計測は、予め設定されたスキャンモードで実行される。それにより、診断に供される断層像が取得される。

40

【 0 1 2 3 】

(S 1 6 : 撮影光学系の合焦レンズの目標位置を求める)

OCT 計測が終了したことを受けて、またはユーザによる所定の操作を受けて、目標位置取得部 2 1 4 は、ステップ 1 5 の OCT 計測で適用された合焦レンズ 4 3 の位置、つまりステップ 1 4 のフォーカス調整で設定された合焦レンズ 4 3 の位置に基づいて、撮影光学系の合焦レンズ 3 1 の目標位置を求める。

50

【 0 1 2 4 】

(S 1 7 : 撮影光学系の合焦レンズを目標位置に移動する)

主制御部 2 1 1 は、ステップ 1 6 で取得された目標位置に合焦レンズ 3 1 を移動させるように合焦駆動部 3 1 A を制御する。

【 0 1 2 5 】

(S 1 8 : 眼底の撮影を行って撮影画像を取得する)

主制御部 2 1 1 は、照明光学系 1 0 (撮影光源 1 5 等) および撮影光学系を制御して、眼底 E f の撮影画像を取得する。主制御部 2 1 1 は、取得された撮影画像を表示部 2 4 0 A に表示させる。また、主制御部 2 1 1 は、取得された撮影画像を記憶部 2 1 2 に記憶させる。以上でこの動作例は終了である。

10

【 0 1 2 6 】

[作用・効果]

この実施形態の眼科観察装置の作用および効果について説明する。

【 0 1 2 7 】

この実施形態の眼科観察装置は、第 1 の実施形態と同様に、撮影光学系と、計測光学系と、光路合成部と、第 1 駆動部と、第 2 駆動部と、制御部とを有する。よって、撮影光学系と計測光学系がそれぞれ個別に合焦レンズを有しており、これら合焦レンズを個別に制御することが可能である。したがって、正面画像の取得に最適なフォーカス位置に第 1 合焦レンズを配置させるとともに、OCT計測に最適なフォーカス位置に第 2 合焦レンズを配置させることができる。それにより、被検眼 E の正面画像の取得とOCT計測の双方を好適なフォーカス状態で行うことが可能である。

20

【 0 1 2 8 】

この実施形態において、制御部 (制御部 2 1 0) は、OCT計測が行われたときの計測光学系の合焦レンズ 4 3 の位置に基づいて、撮影光学系の合焦レンズ 3 1 の目標位置を取得する目標位置取得部 2 1 4 (第 2 目標位置取得部) を含む。更に、制御部は、目標位置取得部 2 1 4 により取得された目標位置に合焦レンズ 3 1 を移動させるように合焦駆動部 3 1 A を制御するように構成される。

【 0 1 2 9 】

このような実施形態によれば、OCT画像を用いた高精度、高確度のフォーカス調整の結果を参照して撮影光学系側のフォーカス調整を行うことができるので、フォーカス状態が良好な被検眼 E の正面画像を取得することができる。また、OCT計測を行なっている間に眼球運動等によって撮影光学系のフォーカスがずれるおそれがある。このような事態に対し、この実施形態によれば、OCT計測時のフォーカス状態から撮影光学系のフォーカス調整を行うことができるので、正面画像を取得するための撮影を好適なフォーカス状態で行うことが可能である。また、OCT計測の後に撮影光学系のフォーカス調整を自動で行うことができるので、ユーザの手を煩わせることもない。

30

【 0 1 3 0 】

撮影光学系の合焦レンズ 3 1 の目標位置を取得する処理を、OCT動画像に基づいて行うことが可能である。すなわち、この実施形態において、計測光学系により被検眼 E の実質的に同一の断面に対するOCT計測を反復的に行うことで、当該断面のOCT動画像を取得することができる。更に、目標位置取得部 2 1 4 は、この反復的なOCT計測により取得された複数の断層像 (OCT動画像のフレーム) に基づき設定された合焦レンズ 4 3 の位置に基づいて、撮影光学系の合焦レンズ 3 1 の目標位置の取得を行うことができる。

40

【 0 1 3 1 】

このようにOCT動画像を用いる場合、前述のように眼底 E f の画像をフレーム内の所定位置に留めることができる。したがって、OCT計測中に眼球運動や拍動が発生した場合であっても、撮影光学系の合焦レンズ 3 1 の目標位置を高確度で取得することが可能である。

【 0 1 3 2 】

第 3 の実施形態

50

この実施形態では、OCT画像に基づいて撮影光学系や計測光学系のフォーカス調整を行うためのユーザインターフェイスについて説明する。

【0133】

[構成]

この実施形態の眼科観察装置は、第1の実施形態と同様の全体構成および光学系の構成を有する。制御系の構成についても第1の実施形態とほぼ同様である。以下、第1の実施形態と同様の構成部分については同じ符号を用いて説明する。

【0134】

この実施形態の眼科観察装置の制御系の構成例を図8に示す。この実施形態では、第1の実施形態の目標位置取得部213に代えて目標位置取得部215が設けられている。また、記憶部212に対応情報212aが記憶されている必要はなく、画像処理部230に解析部231が設けられている必要はない。また、画像処理部230には、層領域特定部232が設けられている。以下、これら相違点を中心に説明する。

【0135】

主制御部211は、計測光学系によるOCT計測により取得された眼底Efの断層像を表示部240Aに表示させる。ユーザは、操作部240Bを用いて、表示された断層像中の所望の位置を指定する。この所望の位置は、断層像中においてユーザがフォーカスを合わせたい位置（フォーカス目標位置）である。

【0136】

フォーカス目標位置は、計測光学系のフォーカス目標位置でもよいし、撮影光学系のフォーカス目標位置でもよい。また、双方のフォーカス目標位置を指定可能なユーザインターフェイスを設けてもよいし、一方のみを指定可能なユーザインターフェイスを設けてもよい。

【0137】

双方の光学系のフォーカス目標位置は同一であってもよいし、互いに異なってもよい。前者が適用される場合、双方のフォーカス目標位置を個別に指定可能なユーザインターフェイスか、或いは、双方のフォーカス目標位置を一括で指定することが可能なユーザインターフェイスが設けられる。後者が適用される場合には、双方のフォーカス目標位置を個別に指定可能なユーザインターフェイスが設けられる。なお、眼屈折力や波長などに基づいて双方のフォーカス目標位置の間の関係が予め決められている場合、一方のフォーカス目標位置の指定結果を受けて他方を自動で指定するように構成することが可能である。ここに例示したユーザインターフェイスの具体的な構成は任意である。

【0138】

目標位置取得部215は、操作部240Bを用いて断層像に対して指定された位置に基づいて、合焦レンズ31の目標位置（第1目標位置）および/または合焦レンズ43の目標位置（第2目標位置）を取得する。目標位置取得部215は第3目標位置取得部の一例である。これら目標位置を取得するために目標位置取得部215が実行する処理は任意である。以下、ユーザインターフェイスの構成および目標位置取得部215が実行する処理の例を説明する。

【0139】

[第1の処理例]

図9を参照しつつ第1の処理例を説明する。この処理例は、OCT動画をフリーズ（静止画表示）させてフォーカス位置を指定するものである。

【0140】

（S21：OCT動画を表示する）

主制御部211は、OCTユニット100、光路長変更部41、ガルバノスキャナ42等を制御し、被検眼E（眼底Ef）の実質的に同一の断面に対するOCT計測を反復的に行わせる。主制御部211は、この反復的なOCT計測により取得される複数の断層像に基づき、表示部240AにOCT動画をリアルタイムで表示させる。

【0141】

(S 2 2 : 静止画表示に切り替える)

主制御部 2 1 1 は、操作部 2 4 0 B により所定の操作 (静止画表示を指示する操作) がなされたことに対応し、断層像の表示モードを動画表示から静止画表示に切り替える。

【 0 1 4 2 】

このとき、静止画像と動画像とを並べて表示させるようにしてもよい。たとえば、リアルタイム OCT 動画像の表示領域とは別に、静止画像を表示させるための表示領域 (静止画表示領域) を表示画面に予め設ける。そして、静止画表示を指示する操作が行われたことに対応し、OCT 動画像をそのまま表示させつつ、当該操作が行われたタイミングに相当する OCT 動画像のフレーム (静止画像) を静止画表示領域に表示させるように構成することが可能である。また、当該操作が複数回行われる場合、当該操作の度に静止画表示領域に表示させる静止画像を更新するようにしてもよい。或いは、当該操作の度に得られる静止画像を並べて表示させるようにしてもよい。このとき、複数の静止画像を同じサイズで表示させてもよいし、複数の静止画像の一部を縮小表示 (サムネイル表示等) させたり、その表示を終了させたりしてもよい。

10

【 0 1 4 3 】

(S 2 3 : 断層像中の位置を指定する)

ユーザは、操作部 2 4 0 B を操作し、静止画表示された断層像における所望の位置を指定する。この指定位置は、たとえば、断層像に描画された眼底 E f の所望の組織を示す位置である。

【 0 1 4 4 】

20

指定位置の個数は任意である。たとえば、撮影画像で詳細に観察したい部位 (眼底表面等) を示す位置と、断層像で詳細に観察したい部位 (網膜色素上皮、脈絡膜等) を示す位置とを、それぞれ指定することが可能である。また、2 以上の位置を指定する場合、各指定位置を判別可能にする情報を入力できるようにしてもよい。たとえば、第 1 指定位置が眼底撮影用の位置であることを示す情報と、第 2 指定位置が OCT 計測用の位置であることを示す情報とを入力できるように構成できる。

【 0 1 4 5 】

指定位置が 1 つである場合には、その指定位置は予め決められた用途 (OCT 計測用または眼底撮影用) のものとされる。

【 0 1 4 6 】

30

指定位置を示す情報を断層像とともに表示させることができる。たとえば、指定位置を示す画像を断層像に重ねて表示させることが可能である。なお、眼球運動や拍動に OCT 動画像を追従させる前述の機能を具備する場合、当該指定位置を示す情報についても眼球運動等追従させるように経時的に変更することが可能である。断層像の表示モードが動画表示に切り替えられた場合、指定位置を示す画像の表示位置も経時的に変更される。

【 0 1 4 7 】

(S 2 4 : 合焦レンズの目標位置を求める)

目標位置取得部 2 1 5 は、ステップ 2 3 で断層像に指定された位置に基づいて、合焦レンズ 3 1 の目標位置 (第 1 目標位置) および / または合焦レンズ 4 3 の目標位置 (第 2 目標位置) を求める。

40

【 0 1 4 8 】

第 1 目標位置の取得処理は、たとえば、断層像のフレームの深さ方向 (z 方向) における第 1 指定位置の座標 (z 座標) に基づいて行われる。また、第 2 目標位置の取得処理は、たとえば、断層像のフレームの深さ方向 (z 方向) における第 2 指定位置の座標 (z 座標) に基づいて行われる。ここで、フレームの z 座標と、合焦レンズ 3 1 の位置および / または合焦レンズ 4 3 の位置とが、予め対応付けられているとする。なお、眼屈折力等に基づいて目標位置を補正することも可能である。

【 0 1 4 9 】

(S 2 5 : 合焦レンズを目標位置に移動する)

ステップ 2 4 で第 1 目標位置が取得された場合、主制御部 2 1 1 は、合焦駆動部 3 1 A

50

を制御して合焦レンズ 3 1 を第 1 目標位置に移動させる。また、ステップ 2 4 で第 2 目標位置が取得された場合、主制御部 2 1 1 は、合焦駆動部 4 3 A を制御して合焦レンズ 4 3 を第 2 目標位置に移動させる。

【 0 1 5 0 】

(S 2 6 : 眼底の O C T 計測を行なって断層像を取得する)

主制御部 2 1 1 は、O C T ユニット 1 0 0、光路長変更部 4 1、ガルバノスキャナ 4 2 等を制御して、眼底 E f の O C T 計測を実行させる。画像形成部 2 2 0 は、C C D 1 1 5 からの検出信号に基づいて眼底 E f の断層像を形成する。主制御部 2 1 1 は、形成された断層像を表示部 2 4 0 A に表示させる。また、主制御部 2 1 1 は、形成された断層像を記憶部 2 1 2 に記憶させる。

10

【 0 1 5 1 】

(S 2 7 : 眼底の撮影を行って撮影画像を取得する)

主制御部 2 1 1 は、照明光学系 1 0 (撮影光源 1 5 等) および撮影光学系 3 0 を制御して、眼底 E f の撮影画像を取得する。主制御部 2 1 1 は、取得された撮影画像を表示部 2 4 0 A に表示させる。また、主制御部 2 1 1 は、取得された撮影画像を記憶部 2 1 2 に記憶させる。以上でこの動作例は終了である。

【 0 1 5 2 】

[第 2 の処理例]

図 1 0 を参照しつつ第 2 の処理例を説明する。この処理例は、O C T 動画像上に表示された位置指定用画像を所望の位置に移動させることによってフォーカス位置を指定するものである。

20

【 0 1 5 3 】

(S 3 1 : O C T 動画像を表示する)

主制御部 2 1 1 は、O C T ユニット 1 0 0、光路長変更部 4 1、ガルバノスキャナ 4 2 等を制御し、被検眼 E (眼底 E f) の実質的に同一の断面に対する O C T 計測を反復的に行わせる。主制御部 2 1 1 は、この反復的な O C T 計測により取得される複数の断層像に基づき、表示部 2 4 0 A に O C T 動画像をリアルタイムで表示させる。

【 0 1 5 4 】

(S 3 2 : 位置指定用画像を表示する)

主制御部 2 1 1 は、ステップ 3 1 の反復的な O C T 計測が行われているときのフォーカス位置 (つまり合焦レンズ 4 3 の位置) に対応する O C T 動画像上の位置に、所定の位置指定用画像を表示させる。

30

【 0 1 5 5 】

O C T 動画像 (のフレーム) における z 座標と、合焦レンズ 4 3 の位置とが予め対応付けられている場合、主制御部 2 1 1 は、O C T 計測中の合焦レンズ 4 3 の位置に対応する O C T 動画像中の位置 (z 座標) を求め、この位置に重なるように位置指定用画像を表示させる。また、被検眼 E の屈折力等に基づいて位置指定用画像の表示位置を補正するようにしてもよい。

【 0 1 5 6 】

位置指定用画像は、たとえば、当該位置 (z 座標) を通過し、深さ方向 (z 方向) に直交する直線状の画像である。また、位置指定用画像は、当該位置 (z 座標) に相当する O C T 動画像の枠外の位置に表示される直線状または矢印状の画像である。一般に、位置指定用画像は、O C T 動画像上に重畳表示または O C T 動画像の近傍に表示される画像であり、その O C T 動画像におけるフォーカス位置を呈示する機能を有する画像である。

40

【 0 1 5 7 】

眼球運動や拍動に O C T 動画像を追従させる前述の機能を具備する場合、位置指定用画像の表示位置を眼球運動等に従わせるように経時的に変更することが可能である。

【 0 1 5 8 】

表示される位置指定用画像の個数は任意である。たとえば、撮影画像で詳細に観察したい部位 (眼底表面等) を指定するための第 1 位置指定用画像と、断層像で詳細に観察した

50

い部位（網膜色素上皮、脈絡膜等）を指定するための第2位置指定用画像とを、それぞれ表示することが可能である。また、2以上の位置指定用画像を表示する場合、各位置指定用画像を判別可能に表示するようにしてもよい。たとえば、第1位置指定用画像の表示態様（表示色等）と、第2位置指定用画像の表示態様とを違えるように構成することができる。

【0159】

表示される位置指定用画像が1つである場合には、その位置指定用画像は予め決められた用途（OCT計測用または眼底撮影用）のものとなる。

【0160】

（S33：位置指定用画像を所望の位置に移動させる）

10

ユーザは、操作部240Bを操作することで、位置指定用画像を所望の位置に移動させる。この所望の位置は、たとえば、断層像に描画された眼底Efの所望の組織を示す位置である。

【0161】

（S34：合焦レンズの目標位置を求める）

目標位置取得部215は、ステップ33で移動された後の位置指定用画像の位置に基づいて、合焦レンズ31の目標位置（第1目標位置）および/または合焦レンズ43の目標位置（第2目標位置）を求める。

【0162】

第1目標位置の取得処理は、たとえば、断層像のフレームの深さ方向（z方向）における第1位置指定用画像の座標（z座標）に基づいて行われる。また、第2目標位置の取得処理は、たとえば、断層像のフレームの深さ方向（z方向）における第2位置指定用画像の座標（z座標）に基づいて行われる。ここで、フレームのz座標と、合焦レンズ31の位置および/または合焦レンズ43の位置とが、予め対応付けられているとする。なお、眼屈折力等に基づいて目標位置を補正することも可能である。

20

【0163】

（S35：合焦レンズを目標位置に移動する）

ステップ34で第1目標位置が取得された場合、主制御部211は、合焦駆動部31Aを制御して合焦レンズ31を第1目標位置に移動させる。また、ステップ34で第2目標位置が取得された場合、主制御部211は、合焦駆動部43Aを制御して合焦レンズ43

30

【0164】

（S36：眼底のOCT計測を行なって断層像を取得する）

主制御部211は、OCTユニット100、光路長変更部41、ガルバノスキャナ42等を制御して、眼底EfのOCT計測を実行させる。画像形成部220は、CCD115からの検出信号に基づいて眼底Efの断層像を形成する。主制御部211は、形成された断層像を表示部240Aに表示させる。また、主制御部211は、形成された断層像を記憶部212に記憶させる。

【0165】

（S37：眼底の撮影を行って撮影画像を取得する）

40

主制御部211は、照明光学系10（撮影光源15等）および撮影光学系30を制御して、眼底Efの撮影画像を取得する。主制御部211は、取得された撮影画像を表示部240Aに表示させる。また、主制御部211は、取得された撮影画像を記憶部212に記憶させる。以上でこの動作例は終了である。

【0166】

〔他の処理例〕

上記した第1および第2の処理例において、次のような処理を行うことが可能である。まず、層領域特定部232が、表示部240Aに表示される断層像（OCT動画像を構成する静止画像）を解析し、この断層像において所定の層に相当する層領域を特定する。この層領域は、層構造をなす眼底Efの所定の層組織の少なくとも1つに相当する画像領域

50

である。なお、眼底 E f の層組織には、内境界膜、神経線維層、神経節細胞層、内網状層、内顆粒層、外網状層、外顆粒層、外境界膜、視細胞層、網膜色素上皮層、脈絡膜、強膜などがある。

【0167】

主制御部 211 は、層領域特定部 232 により特定された層領域を示す画像（層画像）を、その断層像に重ねて表示させる。眼球運動や拍動に OCT 動画像を追従させる前述の機能を具備する場合、主制御部 211 は、位置指定用画像の表示位置を眼球運動等に従わせるように経時的に変化させることが可能である。

【0168】

[作用・効果]

この実施形態の眼科観察装置の作用および効果について説明する。

【0169】

この実施形態の眼科観察装置は、第 1 の実施形態と同様に、撮影光学系と、計測光学系と、光路合成部と、第 1 駆動部と、第 2 駆動部と、制御部とを有する。よって、撮影光学系と計測光学系がそれぞれ個別に合焦レンズを有しており、これら合焦レンズを個別に制御することが可能である。したがって、正面画像の取得に最適なフォーカス位置に第 1 合焦レンズを配置させるとともに、OCT 計測に最適なフォーカス位置に第 2 合焦レンズを配置させることができる。それにより、被検眼 E の正面画像の取得と OCT 計測の双方を好適なフォーカス状態で行うことが可能である。

【0170】

この実施形態の眼科観察装置は、表示部（表示部 240A）と、操作部（操作部 240B）とを有する。表示部は、計測光学系による OCT 計測により取得された断層像を表示する。操作部は、表示部に表示された断層像中の位置を指定するために用いられる。更に、この実施形態の制御部（制御部 210）は、第 3 目標位置取得部（目標位置取得部 215）を含む。第 3 目標位置取得部は、操作部により指定された位置に基づいて、第 1 合焦レンズ（合焦レンズ 31）および/または第 2 合焦レンズ（合焦レンズ 43）の目標位置を取得する。そして、制御部は、第 3 目標位置取得部により取得された目標位置に第 1 合焦レンズおよび/または第 2 合焦レンズを移動させるように、第 1 駆動部（合焦駆動部 31A）および/または第 2 駆動部（合焦駆動部 43A）を制御する。

【0171】

計測光学系が被検眼の実質的に同一の断面に対する OCT 計測を反復的に行う場合、表示部は、この反復的な OCT 計測により取得される複数の断層像を動画表示することができる。更に、制御部は、操作部により所定の操作がなされたことに対応して、この動画表示を静止画表示に切り替える。そして、第 3 目標位置取得部は、静止画表示された断層像に対して操作部により指定された位置に基づいて、第 1 合焦レンズや第 2 合焦レンズの目標位置を取得することができる。

【0172】

また、計測光学系が被検眼の実質的に同一の断面に対する OCT 計測を反復的に行って動画表示を行う場合、次のような構成を採用することもできる。表示部は、操作部による所定の操作によりこの動画像に対して移動可能な位置指定用画像を表示する。第 3 目標位置取得部は、位置指定用画像に対する操作より指定された位置に基づいて、第 1 合焦レンズや第 2 合焦レンズの目標位置を取得することができる。

【0173】

この位置指定用画像として、制御部は、反復的な OCT 計測が行われているときの第 2 合焦レンズの位置に対応する動画像上の位置を示す画像を表示させることが可能である。

【0174】

このような実施形態によれば、断層像に対して所望のフォーカス位置を指定し、被検眼の撮影や OCT 計測におけるフォーカス位置を当該指定位置に自動的に合わせることができる。

【0175】

第４の実施形態

実際の検査においてＯＣＴ計測のフォーカス位置を最適化するには、撮影用の光の波長（可視光等）と、ＯＣＴ計測用の光の波長（近赤外光等）との相違だけでなく、被検眼の光学特性の個人差にも着目することが望ましい。この実施形態では、被検眼の光学特性を考慮したＯＣＴ計測用のフォーカス調整について説明する。このフォーカス調整は、粗調整と微調整の２段階で行われる。粗調整は、スプリット指標（合焦指標）を用いて、或いは被検眼の屈折力の測定値を用いて、行われる。微調整は、ＯＣＴ計測の干渉感度に基づいて行われる。

【０１７６】

[構成]

10

この実施形態の眼科観察装置は、第１の実施形態と同様の全体構成および光学系の構成を有する。制御系の構成についても第１の実施形態とほぼ同様である。以下、第１の実施形態と同様の構成部分については同じ符号を用いて説明する。

【０１７７】

この実施形態の眼科観察装置の制御系の構成例を図１１に示す。制御部２１０には、目標位置取得部２１６が設けられている。また、画像形成部２２０には、干渉強度取得部２

【０１７８】

干渉強度取得部２２１は、ＯＣＴ計測を行なう計測光学系により得られた干渉信号の強度（干渉強度）を取得する。干渉信号は、ＣＣＤイメージセンサ１１５から出力される検出信号、或いはこの検出信号に対して所定の信号処理を施して得られる信号である。この所定の信号処理の例として、スペクトラルドメインＯＣＴまたはスウェプトソースＯＣＴにおいて用いられる任意の信号処理がある。干渉強度取得部２２１は、たとえば干渉信号の振幅を検出することで干渉強度を取得する。干渉強度取得部２２１は「強度取得部」の一例である。

20

【０１７９】

この実施形態では、計測光学系の合焦レンズ４３の位置を変更しつつ複数の干渉信号を取得する。干渉強度取得部２２１は、これら干渉信号のそれぞれの強度を求める。なお、複数の干渉信号を取得する処理は、たとえば次のようにして実行される。

【０１８０】

30

主制御部２１１は、合焦駆動部４３を制御して合焦レンズ４３を移動させる。その移動形態は、連続的な移動でもよいし、断続的な移動（ステップ移動）でもよい。前者の場合、主制御部２１１は、合焦レンズ４３を連続的に移動させつつ、計測光学系（光源ユニット１０１等）を制御してＯＣＴ計測を複数回実行させる。後者の場合、主制御部２１１は、合焦レンズ４３を第１～第Ｎの位置に順次に配置させつつ、各位置に合焦レンズ４３が配置された状態で計測光学系にＯＣＴ計測を実行させる。このような制御を行なうことで、合焦レンズ４３の複数の位置に対応する複数の干渉信号が得られる。

【０１８１】

上記制御において、合焦レンズ４３の移動範囲をあらかじめ設定することができる。つまり、合焦レンズ４３を所定範囲内にて移動させつつ複数回のＯＣＴ計測を実行することで、複数の干渉信号を取得することができる。合焦レンズ４３の移動範囲は、後述する粗調整（スプリット指標に基づくフォーカス調整）によって事前に決定された位置を含む。その一例として、合焦レンズ４３の移動範囲は、粗調整により決定された位置（基準位置）が中心になるように設定される。また、合焦レンズ４３の移動範囲は、計測光学系の光軸に沿う合焦レンズ４３の移動に対応する屈折力の変化により定義することができる。具体例として、合焦レンズ４３の移動範囲は、基準位置を中心とする±３ディオプタの範囲に設定される。

40

【０１８２】

目標位置取得部２１６は、干渉強度取得部２２１により取得された複数の干渉強度に基づいて、合焦レンズ４３の目標位置を取得する。目標位置取得部２１６は「第４目標位置

50

取得部」の一例である。

【0183】

目標位置取得部216が実行する処理の例を説明する。まず、目標位置取得部216は、干渉強度取得部221により取得された複数の干渉強度のうちの最大強度を特定する。この処理は、干渉強度の値を比較することにより行われる。更に、目標位置取得部216は、特定された最大強度に対応する合焦レンズ43の位置を目標位置とする。この処理は、たとえば、上記した複数のOCT計測で適用された複数の合焦レンズ43の位置のうちから、最大強度の干渉信号が得られたときの位置を特定し、これを目標位置とすることにより行われる。

【0184】

目標位置取得部216が実行する処理はこれに限定されるものではない。たとえば、目標位置取得部216は、取得された複数の干渉強度に基づいて、合焦レンズ43の移動に伴う干渉強度の変化状態を取得する。この処理は、たとえば複数の干渉強度の値（離散値）を滑らかに接続する曲線（連続値）を求める処理を含む。この曲線は、たとえば、合焦レンズ43の位置を横軸にとり、干渉強度を縦軸にとった座標系において定義される。更に、目標位置取得部216は、取得された干渉強度の変化状態から干渉強度のピークを求める。そして、目標位置取得部216は、求められたピークに対応する合焦レンズ43の位置を求める。この位置は、複数のOCT計測で適用された合焦レンズ43の複数の位置のいずれかであるか、またはいずれでもないかである。

【0185】

[動作]

この実施形態の眼科観察装置の動作について説明する。図12は、眼科観察装置の動作の一例を表す。

【0186】

(S41: 観察画像の取得を開始する)

第1の実施形態と同様に、観察画像の取得が開始され、かつ、被検眼Eの固視が行われる。

【0187】

(S42: アライメントを行う)

第1の実施形態と同様に、被検眼Eにアライメント指標とスプリット指標とが投影される。そして、アライメント指標を用いたアライメントが実行される。

【0188】

(S43: フォーカスの粗調整を行なう)

スプリット指標を用いたフォーカス調整（粗調整）を行なう。粗調整は、手動で行なってもよいし、自動（オートフォーカス）で行なってもよい。スプリット指標を用いたフォーカス調整については前述した。

【0189】

この段階のフォーカス調整は、撮影光学系30および計測光学系の双方について行われる。たとえば、一般的な眼底カメラと同様にスプリット指標を用いて撮影光学系30の合焦レンズ31の位置を決定し、この位置に対応する位置に合焦レンズ43を移動させる。なお、合焦レンズ31の位置と合焦レンズ43の位置との関係はあらかじめ決められており、この関係を示す情報が記憶部212に記憶されている。

【0190】

(S44: 合焦状態が異なる複数の干渉信号を取得する)

主制御部211は、計測光学系の合焦レンズ43の位置を変更しつつ複数の干渉信号を取得する。この処理は前述の要領で実行される。

【0191】

(S45: 干渉強度を求める)

干渉強度取得部221は、ステップ44で取得された複数の干渉信号のそれぞれの干渉強度を求める。

【 0 1 9 2 】

(S 4 6 : 合焦レンズの目標位置を求める)

目標位置取得部 2 1 6 は、ステップ 4 5 で取得された複数の干渉強度に基づいて、合焦レンズ 4 3 の目標位置を求める。

【 0 1 9 3 】

(S 4 7 : 合焦レンズを目標位置に移動する)

主制御部 2 1 1 は、合焦駆動部 4 3 A を制御し、ステップ 4 6 で得られた目標位置に合焦レンズ 4 3 を移動させる。

【 0 1 9 4 】

(S 4 8 : 眼底の OCT 計測を行なって断層像を取得する)

主制御部 2 1 1 は、OCT ユニット 1 0 0、光路長変更部 4 1、ガルバノスキャナ 4 2 等を制御して、眼底 E f の OCT 計測を実行させる。画像形成部 2 2 0 は、CCD 1 1 5 からの検出信号に基づいて眼底 E f の断層像を形成する。主制御部 2 1 1 は、形成された断層像を表示部 2 4 0 A に表示させる。また、主制御部 2 1 1 は、形成された断層像を記憶部 2 1 2 に記憶させる。なお、この OCT 計測は、干渉強度に基づいて微調整されたフォーカス状態にて行われる。よって、高感度での OCT 計測が可能である。

【 0 1 9 5 】

(S 4 9 : 眼底の撮影を行って撮影画像を取得する)

主制御部 2 1 1 は、照明光学系 1 0 (撮影光源 1 5 等) および撮影光学系 3 0 を制御して、眼底 E f の撮影画像を取得する。主制御部 2 1 1 は、取得された撮影画像を表示部 2 4 0 A に表示させる。また、主制御部 2 1 1 は、取得された撮影画像を記憶部 2 1 2 に記憶させる。なお、この眼底撮影は、ステップ 4 3 でスプリット指標に基づき調整された好適なフォーカス状態にて実行される。以上でこの動作例は終了である。

【 0 1 9 6 】

[作用・効果]

この実施形態の眼科観察装置の作用および効果について説明する。

【 0 1 9 7 】

この実施形態の眼科観察装置は、第 1 の実施形態と同様に、撮影光学系と、計測光学系と、光路合成部と、第 1 駆動部と、第 2 駆動部と、制御部とを有する。よって、撮影光学系と計測光学系がそれぞれ個別に合焦レンズを有しており、これら合焦レンズを個別に制御することが可能である。したがって、正面画像の取得に最適なフォーカス位置に第 1 合焦レンズを配置させるとともに、OCT 計測に最適なフォーカス位置に第 2 合焦レンズを配置させることができる。それにより、被検眼 E の正面画像の取得と OCT 計測の双方を好適なフォーカス状態で行うことが可能である。

【 0 1 9 8 】

この実施形態において、計測光学系は、眼底 E f の断層像を取得するための光コヒーレンストモグラフィ計測を行う。また、この実施形態の眼科観察装置は、フォーカス光学系 6 0 (投影光学系) と、干渉強度取得部 2 2 1 (強度取得部) とを有する。投影光学系は、眼底 E f に対する撮影光学系 3 0 の合焦状態を示すスプリット指標 (合焦指標) を眼底 E f に投影する。干渉強度取得部 2 2 1 は、計測光学系により得られた干渉信号の強度を取得する。更に、スプリット指標に基づく撮影光学系 3 0 および計測光学系のフォーカス調整 (粗調整) が行われた後に、主制御部 2 1 1 は、干渉強度取得部 2 2 1 により取得された干渉強度に基づいて合焦駆動部 4 3 A を制御することで計測光学系のフォーカス状態の微調整を行なう。

【 0 1 9 9 】

この実施形態において、制御部 2 1 0 は、次の処理を実行することができる。まず、主制御部 2 1 1 が、合焦駆動部 4 3 A を制御して合焦レンズ 4 3 を移動させつつ計測光学系を制御することで、合焦レンズ 4 3 の複数の位置に対応する複数の干渉信号を取得させる。次に、目標位置取得部 2 1 6 が、干渉強度取得部 2 2 1 により取得された複数の干渉強度に基づいて、合焦レンズ 4 3 の目標位置を取得する。更に、主制御部 2 1 1 が、取得さ

10

20

30

40

50

れた目標位置に合焦レンズ４３を移動させるように合焦駆動部４３Ａを制御する。

【０２００】

目標位置取得部２１６は、干渉強度取得部２２１により取得された複数の干渉強度のうちの最大強度を特定し、特定された最大強度に対応する合焦レンズ４３の位置を目標位置として採用することができる。

【０２０１】

主制御部２１１は、複数の干渉信号の取得において、合焦レンズ４３を所定範囲内にて移動させることで、微調整の効率化を図ることができる。この所定範囲は、粗調整により決定された合焦レンズ４３の位置を含んでいてもよい。特に、この所定範囲の中心が、粗調整で決定された合焦レンズ４３の位置であってよい。

10

【０２０２】

粗調整は、手動でまたは自動で行われる。自動で行う場合、この実施形態の眼科観察装置は次のように構成される。まず、撮影光学系３０は、赤外光を用いて眼底Ｅｆの正面画像を取得するための撮影を行う赤外撮影光学系を含む。赤外撮影光学系としては、たとえば、第１の実施形態で説明した、観察照明光で被検眼Ｅを照明してその反射光を検出する光学系が適用される。主制御部２１１は、スプリット指標が投影されている状態の眼底Ｅｆを赤外撮影光学系で撮影して得られた正面画像に基づき合焦レンズ３１およびフォーカス光学系６０を移動させることにより撮影光学系３０の合焦を行い、この合焦結果に基づいて計測光学系の合焦（合焦レンズ４３の移動）を行う。

【０２０３】

20

このような実施形態によれば、計測光学系のフォーカス状態を干渉強度に基づき調整することができるので、高感度のＯＣＴ計測を行なうことが可能である。たとえば、スプリット指標が瞳孔で蹴られて粗調整を好適に行えなかったような場合であっても、良好なフォーカス状態でＯＣＴ計測を行なうことが可能である。また、微調整の前に粗調整を行なう構成であるから、微調整を円滑に開始することができる。

【０２０４】

〔変形例〕

この実施形態の変形例を説明する。

【０２０５】

スプリット指標を用いる代わりに、事前に取得された被検眼Ｅの屈折力の測定値を用いて粗調整を実行することが可能である。この変形例の眼科観察装置の構成は、特に言及しない限り、第４の実施形態と同様であってよい（図１１を参照）。

30

【０２０６】

記憶部２１２には、事前に取得された被検眼Ｅの屈折力の測定値が記憶されている。この測定値は、他の眼科装置（オートレフラクトメーター等）により取得されたものでもよいし、この眼科観察装置により取得されたものでもよい。前者の場合、この眼科観察装置に入力された測定値を、主制御部２１１が記憶部２１２に記憶させる。後者の場合、この眼科観察装置に、被検眼の屈折力を取得する屈折力取得部を設ける。屈折力取得部は、たとえば第１の実施形態で説明した構成を有する。主制御部２１１は、屈折力取得部により取得された屈折力を記憶部２１２に記憶させる。

40

【０２０７】

干渉強度取得部２２１は、上記実施形態と同様に、計測光学系により得られた干渉信号の強度を取得する。主制御部２１１は、フォーカス状態の粗調整として、記憶部２１２に記憶されている測定値に基づく撮影光学系３０および計測光学系のフォーカス調整を実行させる。眼屈折力に基づくフォーカス調整は、たとえば第１の実施形態と同様の要領で実行される。更に、主制御部２１１は、干渉強度取得部２２１により取得された干渉強度に基づいて合焦駆動部４３Ａを制御することで、計測光学系のフォーカス状態の微調整を行なう。

【０２０８】

この変形例によれば、計測光学系のフォーカス状態を干渉強度に基づき調整することが

50

できるので、高感度のOCT計測を行なうことが可能である。また、微調整の前に粗調整を行なう構成であるから、微調整を円滑に開始することができる。また、スプリット指標などの合焦指標を投影する機能を眼科観察装置が具備しない場合や、当該機能に不具合がある場合などにおいても、フォーカス状態の粗調整を行なうことが可能である。

【0209】

変形例

以上に説明した構成は、この発明を好適に実施するための一例に過ぎない。よって、この発明の要旨の範囲内における任意の変形（省略、置換、付加等）を適宜に施すことが可能である。また、以上の実施形態に記載された各種の構成を任意に組み合わせることが可能である。

10

【0210】

上記の実施形態においては、光路長変更部41の位置を変更することにより、信号光LSの光路と参照光LRの光路との光路長差を変更しているが、この光路長差を変更する手法はこれに限定されるものではない。たとえば、参照光の光路に反射ミラー（参照ミラー）を配置し、この参照ミラーを参照光の進行方向に移動させて参照光の光路長を変更することによって、当該光路長差を変更することが可能である。また、被検眼Eに対して眼底カメラユニット2やOCTユニット100を移動させて信号光LSの光路長を変更することにより当該光路長差を変更するようにしてもよい。また、特に被測定物体が生体部位でない場合などには、被測定物体を深度方向（z方向）に移動させることにより光路長差を変更することも可能である。

20

【0211】

上記の実施形態を実現するためのコンピュータプログラムを、コンピュータによって読み取り可能な任意の記録媒体に記憶させることができる。この記録媒体としては、たとえば、半導体メモリ、光ディスク、光磁気ディスク（CD-ROM/DVD-RAM/DVD-ROM/MO等）、磁気記憶媒体（ハードディスク/フロッピー（登録商標）ディスク/ZIP等）などを用いることが可能である。

【0212】

また、インターネットやLAN等のネットワークを通じてこのプログラムを送受信することも可能である。

30

【符号の説明】

【0213】

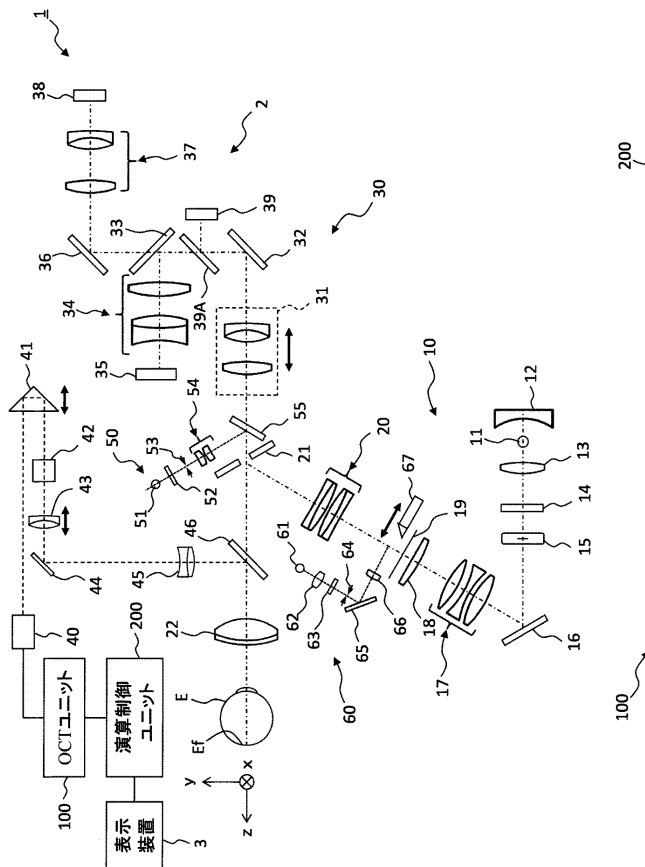
- 1 眼科観察装置
- 2 眼底カメラユニット
- 10 照明光学系
- 30 撮影光学系
- 31 合焦レンズ
- 31A 合焦駆動部
- 41 光路長変更部
- 42 ガルバノスキャナ
- 43 合焦レンズ
- 43A 合焦駆動部
- 60 フォーカス光学系
- 60A 光学系駆動部
- 100 OCTユニット
- 200 演算制御ユニット
- 210 制御部
- 211 主制御部
- 212 記憶部
- 212a 対応情報
- 213、214、215、216 目標位置取得部

40

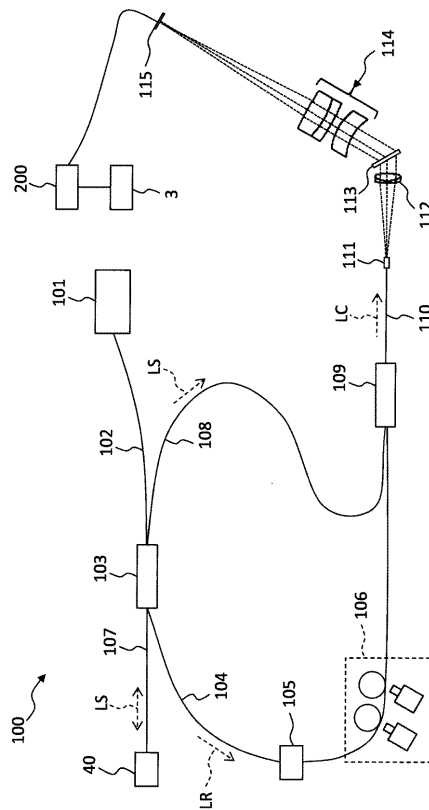
50

2 2 0 画像形成部
 2 2 1 干渉強度取得部
 2 3 0 画像処理部
 2 3 1 解析部
 2 3 2 層領域特定部
 2 4 0 A 表示部
 2 4 0 B 操作部
 E 被検眼
 E f 眼底

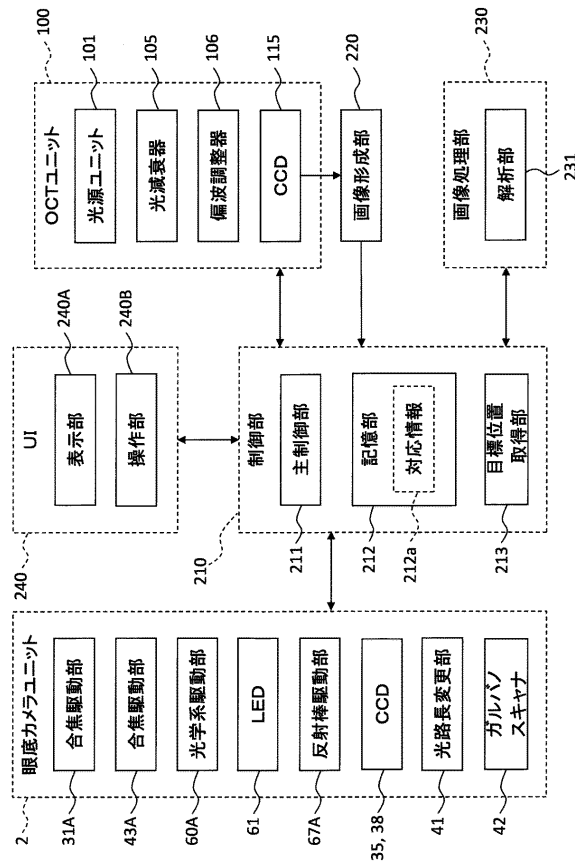
【図 1】



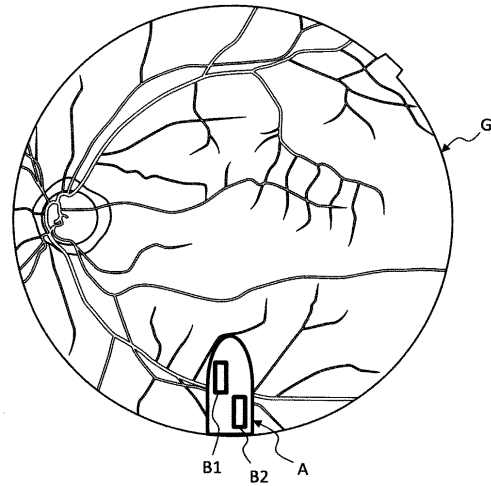
【図 2】



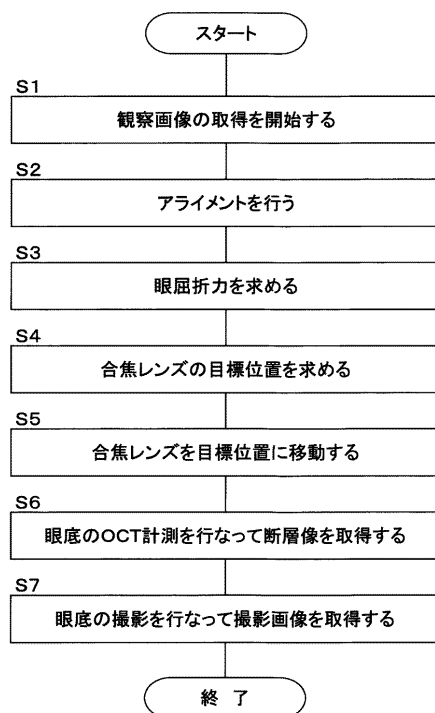
【図 3】



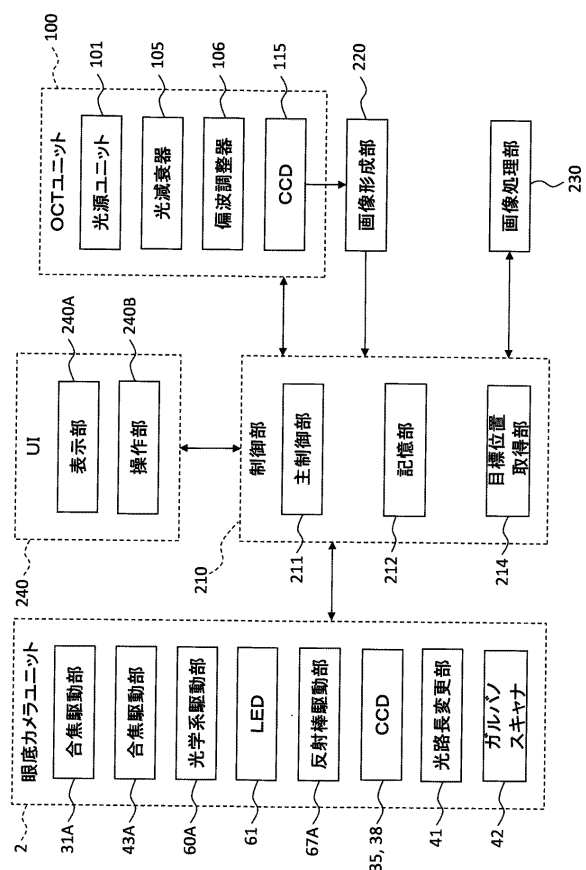
【図 4】



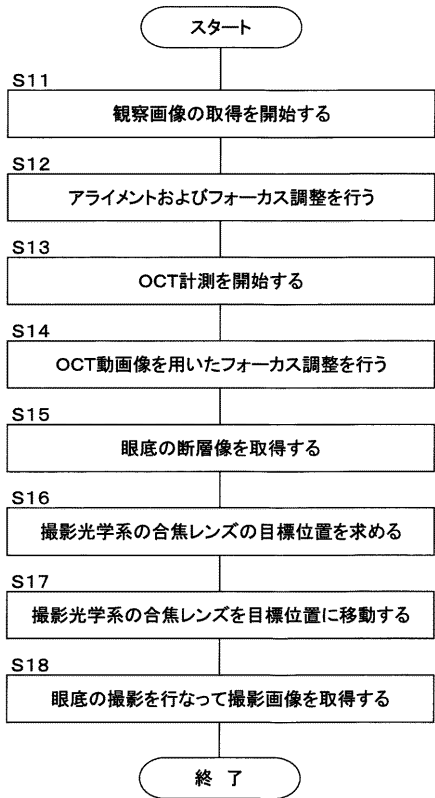
【図 5】



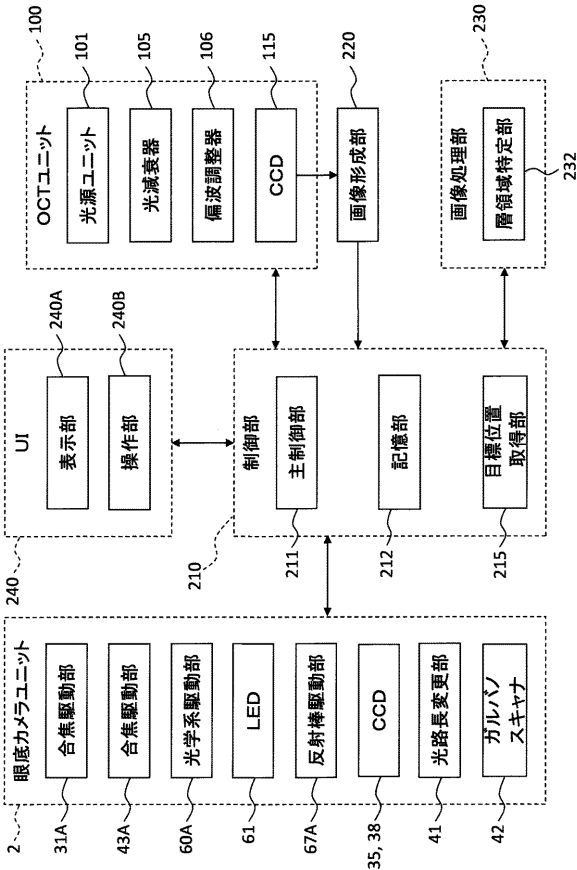
【図 6】



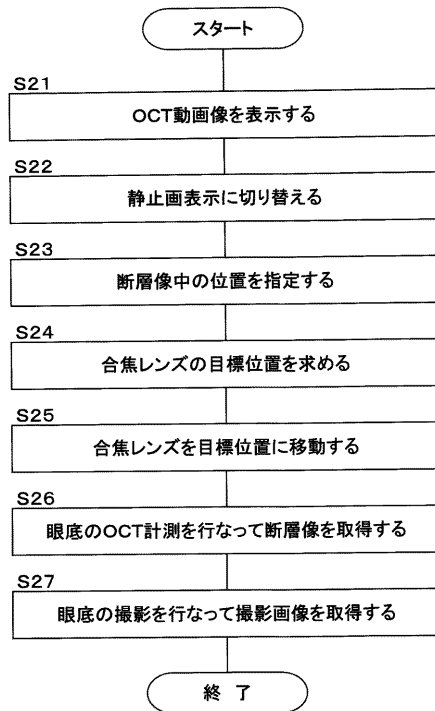
【図 7】



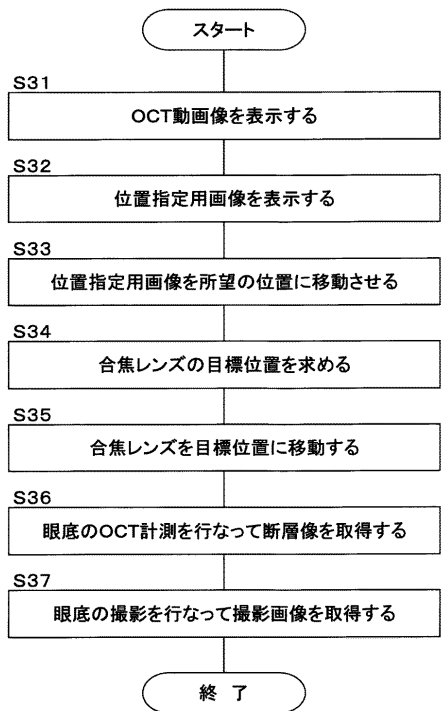
【図 8】



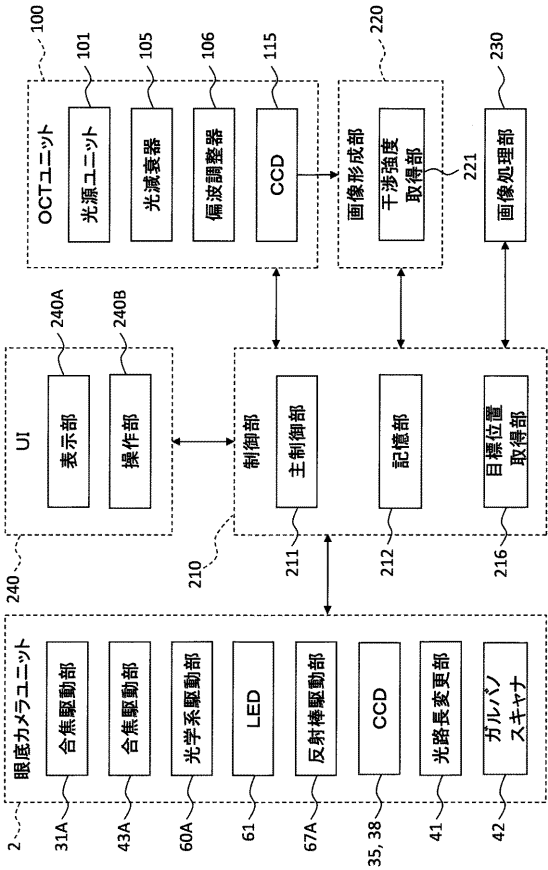
【図 9】



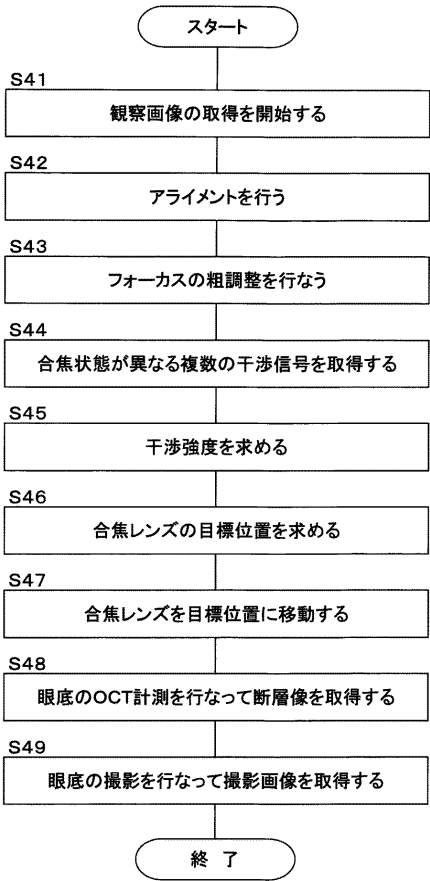
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2011-245183(JP,A)
特開2009-291252(JP,A)
特開2010-169660(JP,A)
特開2009-291253(JP,A)

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