

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5513101号
(P5513101)

(45) 発行日 平成26年6月4日 (2014.6.4)

(24) 登録日 平成26年4月4日 (2014.4.4)

(51) Int.Cl.

F I

GO 1 N 21/17 (2006.01)

GO 1 N 21/17 6 2 O

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

A 6 1 B 3/10 R

A 6 1 B 3/14 (2006.01)

A 6 1 B 3/14 A

請求項の数 8 (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2009-293979 (P2009-293979)	(73) 特許権者	000220343
(22) 出願日	平成21年12月25日 (2009.12.25)		株式会社トプコン
(65) 公開番号	特開2011-133388 (P2011-133388A)		東京都板橋区蓮沼町75番1号
(43) 公開日	平成23年7月7日 (2011.7.7)	(74) 代理人	110000866
審査請求日	平成24年12月11日 (2012.12.11)		特許業務法人三澤特許事務所
		(72) 発明者	窪田 篤司
			東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内
		(72) 発明者	阿部 知好
			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	▲高▼場 正光

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光画像計測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源からの光を信号光と参照光とに分割し、被測定物体を経由した前記信号光と参照光路を経由した参照光とを重畳させて干渉光を生成する干渉計と、

前記生成された干渉光を導光する導光手段と、

前記導光手段の出射端から出射した干渉光を分光する分光手段と、

前記分光された干渉光を受光して信号を出力する受光手段と、

前記出力された信号に基づいて前記受光手段による干渉光の受光量を特定する特定手段と、

前記出射端と前記受光手段の受光面との相対位置を変更する第1の変更手段と、

10

前記受光手段に照射される干渉光の光量を変更するための第2の変更手段と、

前記特定された受光量に基づき前記第1の変更手段及び前記第2の変更手段を制御して、前記受光手段による前記干渉光の受光量を目標値に導く制御手段と、

前記受光量が目標値に導かれた後に、前記受光手段による干渉光の受光結果に基づいて前記被測定物体の画像を形成する画像形成手段と、

を備え、

前記制御手段は、

前記特定手段により逐次に特定される受光量を参照しつつ前記第1の変更手段及び前記第2の変更手段を制御して、少なくとも所定範囲の上限値まで受光量を増加させるように前記相対位置を変更する第1の動作と、少なくとも前記所定範囲の下限値まで受光量を減

20

少させるように前記光量を変更する第 2 の動作とを交互に実施させ、

前記第 1 の動作における前記相対位置の変更に対応して前記特定される受光量が減少したときに、前記相対位置を当該変更の直前の状態に変更する第 3 の動作を前記第 1 の変更手段に実施させ、

更に、前記光量を変更して前記受光量を前記目標値に導く第 4 の動作を前記第 2 の変更手段に実施させる、

ことを特徴とする光画像計測装置。

【請求項 2】

前記制御手段は、前記第 3 の動作において、前記第 1 の変更手段に前記相対位置を前記所定の向きとは逆向きに前記直前の状態に変更させる、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の光画像計測装置。

【請求項 3】

前記受光手段は、1 次元的に配列された複数の受光素子を有するラインセンサであり、

前記第 1 の変更手段は、前記複数の受光素子の配列方向に交差する方向に前記出射端及び / 又は前記受光手段を移動させることにより前記相対位置を変更する、

ことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の光画像計測装置。

【請求項 4】

前記第 2 の変更手段は、

前記光源からの光、前記信号光、前記参照光及び / 又は前記干渉光の断面の一部を遮蔽する遮蔽部材と、

前記遮蔽部材を移動させる駆動手段と、

を含み、

前記制御手段は、前記特定手段により特定された受光量に基づき前記駆動手段を制御し、前記遮蔽部材を移動させて前記断面における遮蔽領域を変更する、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか一項に記載の光画像計測装置。

【請求項 5】

前記制御手段は、前記第 1 の動作において、前記第 1 の変更手段に前記相対位置を所定の向きに所定距離だけ変更させる動作と、前記特定手段に受光量を特定させる動作とを、前記上限値以上の受光量が前記特定手段により特定されるまで交互に実施させる、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか一項に記載の光画像計測装置。

【請求項 6】

前記制御手段は、前記第 2 の動作において、前記第 2 の変更手段に前記光量を所定量だけ減少させる動作と、前記特定手段に受光量を特定させる動作とを、前記下限値以下の受光量が前記特定手段により特定されるまで交互に実施させる、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれか一項に記載の光画像計測装置。

【請求項 7】

光源からの光を信号光と参照光とに分割し、被測定物体を経由した前記信号光と参照光路を経由した参照光とを重畳させて干渉光を生成する干渉計と、

前記生成された干渉光を導光する導光手段と、

前記導光手段の出射端から出射した干渉光を分光する分光手段と、

前記分光された干渉光を受光して信号を出力する受光手段と、

前記出力された信号に基づいて前記受光手段による干渉光の受光量を特定する特定手段と、

前記出射端と前記受光手段の受光面との相対位置を変更する第 1 の変更手段と、

前記受光手段に照射される干渉光の光量を変更するための第 2 の変更手段と、

前記特定された受光量に基づき前記第 1 の変更手段及び前記第 2 の変更手段を制御して、前記受光手段による前記干渉光の受光量を目標値に導く制御手段と、

前記受光量が目標値に導かれた後に、前記受光手段による干渉光の受光結果に基づいて前記被測定物体の画像を形成する画像形成手段と、

を備え、

10

20

30

40

50

前記制御手段は、

前記特定手段により逐次に特定される受光量を参照しつつ前記第 1 の変更手段を制御して前記相対位置を所定の向きに変更することにより、前記受光手段の限界値に達するまで受光量を増加させ、

前記第 1 の変更手段を制御し、前記特定される受光量が前記限界値未満になるまで前記相対位置を前記所定の向きに更に変更し、

前記第 1 の変更手段を制御し、受光量が前記限界値に達したときの第 1 の相対位置と、前記限界値未満になったときの第 2 の相対位置との間の第 3 の相対位置に、前記出射端と前記受光手段の受光面との相対位置を変更し、

前記第 1 の相対位置と前記第 2 の相対位置との間隔に基づいて、前記特定される受光量を前記限界値から前記目標値に変更するための前記光量の変更量を算出し、

前記第 2 の変更手段を制御して前記算出された変更量だけ前記光量を変更して前記受光量を前記目標値に導く、

ことを特徴とする光画像計測装置。

【請求項 8】

前記第 3 の相対位置は、前記第 1 の相対位置と前記第 2 の相対位置との中間位置である、

ことを特徴とする請求項 7 に記載の光画像計測装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、光コヒーレンストモグラフィ (Optical Coherence Tomography: OCT) を用いて被測定物体の画像を形成する光画像計測装置に関する。

【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像を形成する 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段階に入っている。

【0003】

特許文献 1 には OCT を適用した装置が開示されている。この装置は、測定腕が回転式轉向鏡 (ガルバノミラー) により物体を走査し、参照腕に参照ミラーが設置されており、その出口に計測腕及び参照腕からの光束の干渉光の強度を分光器で分析する干渉器が設けられている。更に、参照腕は、参照光光束位相を不連続な値で段階的に変えるように構成されている。

【0004】

特許文献 1 の装置は、いわゆる「フーリエドメイン OCT (Fourier Domain OCT)」の手法を用いるものである。すなわち、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。なお、このタイプの手法は、特にスペクトラルドメイン (Spectral Domain) とも呼ばれる。

【0005】

更に、特許文献 1 に記載の装置は、光ビーム (信号光) を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。この装置においては、z 方向に直交する 1 方向 (x 方向) にのみ光ビームを走査するように構成されているので、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。

【0006】

特許文献2には、信号光を水平方向（x方向）及び垂直方向（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）、複数の断層像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考えられる。

【0007】

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に基づい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。

10

【0008】

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、或いはインフラス（en-face）タイプなどと呼ばれる。

20

【0009】

特許文献5にはOCTの眼科分野への適用例が開示されている。特許文献5に記載された装置は、受光手段の受光面に干渉光を適正に照射させるために、干渉光を案内する導光手段の出射端と受光面との間の相対位置（つまり相対的な位置及び／又は方向）を調整する機構を備えている。

【0010】

なお、眼科分野においては、OCTが応用される以前から、被検眼を観察するための装置として眼底カメラやスリットランプなどが使用されている（たとえば特許文献6、特許文献7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。

30

【0011】

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有する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【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

40

【特許文献4】特開2006-153838号公報

【特許文献5】特開2008-203246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

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

上記のようにOCTは極めて有効な技術であるが、受光手段による干渉光の受光量を適正な状態に保つのが難しいという問題がある。この受光量は、干渉光の受光結果として受光手段が出力する電気信号の強度に相当し、干渉感度などとも呼ばれる。受光量が大き過

50

ぎるとサチュレーション（飽和）状態となり、逆に小さ過ぎると干渉光に含まれる情報を有効に検出できない。

【 0 0 1 4 】

受光量に影響するファクタとしては、特許文献 5 に記載された導光手段の出射端と受光手段の受光面との相対的な位置関係だけでなく、OCT に関わる各種の光の変動、特に参照光の光量の変動なども含まれる。この光量の変動は、参照ミラー等の光学部材の位置ずれなどに起因している。このような位置ずれの多くは、装置が設置された環境の変化（特に温度変化）によって発生するため、各光学部材の位置ずれをその都度修正することは難しい。

【 0 0 1 5 】

なお、特許文献 5 に示す機構や、アッテネータ等の光量調整機構を用いて受光量の調整を行うことも不可能ではないが、前者の調整を行っては後者の調整を行い、後者の調整を行っては前者の調整を行い、・・・といった、煩雑で時間の掛かる作業を実施しなければならない。

【 0 0 1 6 】

この発明は、以上のような問題を解決するためになされたものであり、その目的は、受光手段による干渉光の受光量の調整を容易かつ迅速に行うことが可能な光画像計測装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 7 】

上記目的を達成するために、請求項 1 に記載の発明は、光源からの光を信号光と参照光とに分割し、被測定物体を経由した前記信号光と参照光路を経由した参照光とを重畳させて干渉光を生成する干渉計と、前記生成された干渉光を導光する導光手段と、前記導光手段の出射端から出射した干渉光を分光する分光手段と、前記分光された干渉光を受光して信号を出力する受光手段と、前記出力された信号に基づいて前記受光手段による干渉光の受光量を特定する特定手段と、前記出射端と前記受光手段の受光面との相対位置を変更する第 1 の変更手段と、前記受光手段に照射される干渉光の光量を変更するための第 2 の変更手段と、前記特定された受光量に基づき前記第 1 の変更手段及び前記第 2 の変更手段を制御して、前記受光手段による前記干渉光の受光量を目標値に導く制御手段と、前記受光量が目標値に導かれた後に、前記受光手段による干渉光の受光結果に基づいて前記被測定物体の画像を形成する画像形成手段と、を備え、前記制御手段は、前記特定手段により逐次に特定される受光量を参照しつつ前記第 1 の変更手段及び前記第 2 の変更手段を制御して、少なくとも所定範囲の上限値まで受光量を増加させるように前記相対位置を変更する第 1 の動作と、少なくとも前記所定範囲の下限値まで受光量を減少させるように前記光量を変更する第 2 の動作とを交互に実施させ、前記第 1 の動作における前記相対位置の変更に対応して前記特定される受光量が減少したときに、前記相対位置を当該変更の直前の状態に変更する第 3 の動作を前記第 1 の変更手段に実施させ、更に、前記光量を変更して前記受光量を前記目標値に導く第 4 の動作を前記第 2 の変更手段に実施させる、ことを特徴とする光画像計測装置である。

また、請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の光画像計測装置であって、前記制御手段は、前記第 3 の動作において、前記第 1 の変更手段に前記相対位置を前記所定の向きとは逆向きに前記直前の状態に変更させる、ことを特徴とする。

また、請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 又は請求項 2 に記載の光画像計測装置であって、前記受光手段は、1 次元的に配列された複数の受光素子を有するラインセンサであり、前記第 1 の変更手段は、前記複数の受光素子の配列方向に交差する方向に前記出射端及び / 又は前記受光手段を移動させることにより前記相対位置を変更する、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光画像計測装置であって、前記第 2 の変更手段は、前記光源からの光、前記信号光、前記参照光及び / 又は前記干渉光の断面の一部を遮蔽する遮蔽部材と、前記遮蔽部材を移動させる駆動

10

20

30

40

50

手段と、を含み、前記制御手段は、前記特定手段により特定された受光量に基づき前記駆動手段を制御し、前記遮蔽部材を移動させて前記断面における遮蔽領域を変更することを特徴とする。

また、請求項5に記載の発明は、請求項1～請求項4のいずれか一項に記載の光画像計測装置であって、前記制御手段は、前記第1の動作において、前記第1の変更手段に前記相対位置を所定の向きに所定距離だけ変更させる動作と、前記特定手段に受光量を特定させる動作とを、前記上限値以上の受光量が前記特定手段により特定されるまで交互に実施させる、ことを特徴とする。

また、請求項6に記載の発明は、請求項1～請求項5のいずれか一項に記載の光画像計測装置であって、前記制御手段は、前記第2の動作において、前記第2の変更手段に前記光量を所定量だけ減少させる動作と、前記特定手段に受光量を特定させる動作とを、前記下限値以下の受光量が前記特定手段により特定されるまで交互に実施させる、ことを特徴とする。

また、請求項7に記載の発明は、光源からの光を信号光と参照光とに分割し、被測定物体を経由した前記信号光と参照光路を経由した参照光とを重畳させて干渉光を生成する干渉計と、前記生成された干渉光を導光する導光手段と、前記導光手段の出射端から出射した干渉光を分光する分光手段と、前記分光された干渉光を受光して信号を出力する受光手段と、前記出力された信号に基づいて前記受光手段による干渉光の受光量を特定する特定手段と、前記出射端と前記受光手段の受光面との相対位置を変更する第1の変更手段と、前記受光手段に照射される干渉光の光量を変更するための第2の変更手段と、前記特定された受光量に基づき前記第1の変更手段及び前記第2の変更手段を制御して、前記受光手段による前記干渉光の受光量を目標値に導く制御手段と、前記受光量が目標値に導かれた後に、前記受光手段による干渉光の受光結果に基づいて前記被測定物体の画像を形成する画像形成手段と、を備え、前記制御手段は、前記特定手段により逐次に特定される受光量を参照しつつ前記第1の変更手段を制御して前記相対位置を所定の向きに変更することにより、前記受光手段の限界値に達するまで受光量を増加させ、前記第1の変更手段を制御し、前記特定される受光量が前記限界値未満になるまで前記相対位置を前記所定の向きに更に変更し、前記第1の変更手段を制御し、受光量が前記限界値に達したときの第1の相対位置と、前記限界値未満になったときの第2の相対位置との間の第3の相対位置に、前記出射端と前記受光手段の受光面との相対位置を変更し、前記第1の相対位置と前記第2の相対位置との間隔に基づいて、前記特定される受光量を前記限界値から前記目標値に変更するための前記光量の変更量を算出し、前記第2の変更手段を制御して前記算出された変更量だけ前記光量を変更して前記受光量を前記目標値に導くことを特徴とする光画像計測装置である。

また、請求項8に記載の発明は、請求項7に記載の光画像計測装置であって、前記第3の相対位置は、前記第1の相対位置と前記第2の相対位置との中間位置である、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0018】

この発明に係る光画像計測装置は、受光手段による干渉光の受光量に基づいて、導光手段の出射端と受光手段の受光面との相対位置の変更と、信号光や参照光の光量の変更とをそれぞれ自動で行って、受光手段による干渉光の受光量を目標値に導くように作用する。したがって、受光手段による干渉光の受光量の調整を容易かつ迅速に行うことが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】この発明に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の実施形態の構成の一例を表す概略図である。

【図2】この発明に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の実施形態の構成の一例を表す概略図である。

【図 3】この発明に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の実施形態の構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図 4】この発明に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の実施形態の動作の一例を表すフローチャートである。

【図 5】この発明に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の実施形態の動作の一例を説明するための概略図である。

【図 6】この発明に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の実施形態の動作の一例を表すフローチャートである。

【図 7】この発明に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の実施形態の動作の一例を説明するための概略図である。

10

【図 8】この発明に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の実施形態の動作の一例を表すフローチャートである。

【図 9】この発明に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の実施形態の動作の一例を説明するための概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

この発明に係る光画像計測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。

【0021】

この発明に係る光画像計測装置は、光コヒーレンストモグラフィを用いて被測定物体の断層像を形成する。この光画像計測装置は、干渉光のスペクトル成分を検出するタイプの光コヒーレンストモグラフィを利用している。光コヒーレンストモグラフィ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 OCT 計測と呼ぶことがある。

20

【0022】

以下の実施形態では、フーリエドメインタイプを適用した構成について詳しく説明する。特に、この実施形態では、特許文献 5 に開示された装置と同様に、眼底の断層像及び撮影画像の双方を取得可能な眼底観察装置を取り上げる。なお、この発明に係る被測定物体は被検眼（眼底）に限定されるものではない。

【0023】

30

〔構成〕

図 1 及び図 2 に示すように、眼底観察装置（光画像計測装置）1 は、眼底カメラユニット 2、OCT ユニット 100 及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有する。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具備している。

【0024】

〔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 E f の表面形態を表す 2 次元画像（眼底像）を形成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画像である。観察画像は被検眼 E の前眼部像であってもよい。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である。なお、眼底カメラユニット 2 は、これら以外の画像、たとえばフルオレセイン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。

40

【0025】

眼底カメラユニット 2 には、従来の眼底カメラと同様に、被検者の顔が動かないように支えるための顎受けや顎当てが設けられている。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 E f 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

50

置（ＣＣＤイメージセンサ３５、３８）に導く。また、撮影光学系３０は、ＯＣＴユニット１００からの信号光を眼底Ｅｆに導くとともに、眼底Ｅｆを経由した信号光をＯＣＴユニット１００に導く。

【００２６】

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及びリレーレンズ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、対物レンズ２

10

【００２７】

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、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、ダイクロイックミラー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４０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）Ｋが表示される。

【００２８】

20

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）Ｈが表示される。なお、観察画像Ｋを表示する表示装置３と撮影画像Ｈ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。

【００２９】

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

30

【００３０】

ＬＣＤ３９から出力された光は、その一部がハーフミラー４０にて反射され、ダイクロイックミラー３２に反射され、合焦レンズ３１及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、対物レンズ２２により屈折されて眼底Ｅｆに投影される。

【００３１】

ＬＣＤ３９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。

40

【００３２】

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）を行うための視標（アライメント視標）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）を合わせるための視標（スプリット視標）を生成する。

【００３３】

50

アライメント光学系 50 の LED (Light Emitting Diode) 51 から出力された光 (アライメント光) は、絞り 52、53 及びリレーレンズ 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、対物レンズ 22 により被検眼 E の角膜に投影される。

【0034】

アライメント光の角膜反射光は、対物レンズ 22 及び上記孔部を経由し、その一部がダイクロイックミラー 55 を透過し、合焦レンズ 31 を通過し、ダイクロイックミラー 32 により反射され、ハーフミラー 40 を透過し、ダイクロイックミラー 33 に反射され、集光レンズ 34 により CCD イメージセンサ 35 の受光面に投影される。CCD イメージセンサ 35 による受光像 (アライメント視標) は、観察画像 K 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 200 がアライメント視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。

10

【0035】

フォーカス調整を行う際には、照明光学系 10 の光路上に反射棒 67 の反射面が斜設される。フォーカス光学系 60 の LED 61 から出力された光 (フォーカス光) は、リレーレンズ 62 を通過し、スプリット視標板 63 により二つの光束に分離され、二孔絞り 64 を通過し、ミラー 65 に反射され、集光レンズ 66 により反射棒 67 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 20 を経由し、孔開きミラー 21 に反射され、対物レンズ 22 により眼底 Ef に結像される。

20

【0036】

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 CCD イメージセンサ 35 により検出される。CCD イメージセンサ 35 による受光像 (スプリット視標) 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 200 は、従来と同様に、スプリット視標の位置を解析して合焦レンズ 31 及びフォーカス光学系 60 を移動させてピント合わせを行う。また、スプリット視標を視認しつつ手動でピント合わせを行ってもよい。

【0037】

ダイクロイックミラー 32 の後方には、ミラー 41、コリメータレンズ 42、及びガルバノミラー 43、44 を含む光路が設けられている。この光路は OCT ユニット 100 に導かれている。

30

【0038】

ガルバノミラー 44 は、OCT ユニット 100 からの信号光 LS を x 方向に走査する。ガルバノミラー 43 は、信号光 LS を y 方向に走査する。これら二つのガルバノミラー 43、44 により、信号光 LS を xy 平面上の任意の方向に走査することができる。

【0039】

(OCT ユニット)

OCT ユニット 100 には、眼底 Ef の断層像を取得するための光学系が設けられている (図 2 を参照)。この光学系は、従来のフーリエドメインタイプの OCT 装置と同様の構成を有する。すなわち、この光学系には、低コヒーレンス光を参照光と信号光に分割し、眼底 Ef を経由した信号光と参照光路を経由した参照光とを干渉させて干渉光を生成する干渉計が設けられている。更に、この光学系は、干渉計により生成された干渉光のスペクトル成分を受光するように構成されている。この受光結果 (検出信号) は演算制御ユニット 200 に送られる。

40

【0040】

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 800 nm ~ 900 nm 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 1050 ~ 1060 nm 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。

50

【 0 0 4 1 】

光源ユニット 1 0 1 は、スーパーluminescentダイオード (Super 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 2 】

光源ユニット 1 0 1 から出力された低コヒーレンス光 L 0 は、光ファイバ 1 0 2 によりファイバカプラ 1 0 3 に導かれて信号光 L S と参照光 L R に分割される。なお、ファイバカプラ 1 0 3 は、光を分割する手段 (スプリッタ ; splitter) 、及び、光を合成する手段 (カプラ ; coupler) の双方の作用を有するが、ここでは慣用的に「ファイバカプラ」と称する。

10

【 0 0 4 3 】

信号光 L S は、光ファイバ 1 0 4 により導光され、コリメータレンズユニット 1 0 5 により平行光束となる。更に、信号光 L S は、各ガルバノミラー 4 4 、 4 3 により反射され、コリメータレンズ 4 2 により集光され、ミラー 4 1 により反射され、ダイクロイックミラー 3 2 を透過し、LCD 3 9 からの光と同じ経路を通して眼底 E f に照射される。信号光 L S は、眼底 E f において散乱、反射される。この散乱光及び反射光をまとめて信号光 L S の眼底反射光と称することがある。信号光 L S の眼底反射光は、同じ経路を逆向きに進行してファイバカプラ 1 0 3 に導かれる。

【 0 0 4 4 】

参照光 L R は、光ファイバ 1 0 6 により導光され、コリメータレンズユニット 1 0 7 により平行光束となる。更に、参照光 L R は、ミラー 1 0 8 、 1 0 9 、 1 1 0 により反射され、アッテネータ (attenuator) 1 2 1 を通過し、ND (Neutral Density) フィルタ 1 1 1 により減光され、ミラー 1 1 2 に反射され、コリメータレンズ 1 1 3 により参照ミラー 1 1 4 の反射面に結像される。参照ミラー 1 1 4 に反射された参照光 L R は、同じ経路を逆向きに進行してファイバカプラ 1 0 3 に導かれる。なお、分散補償用の光学素子 (ペアプリズム等) や、偏光補正用の光学素子 (波長板等) を参照光 L R の光路 (参照光路) に設けてもよい。

20

【 0 0 4 5 】

ここでアッテネータ 1 2 1 について説明する。前述のように、アッテネータ 1 2 1 を通過する参照光 L R は平行光束である。アッテネータ 1 2 1 は、参照光 L R の光量を変更するデバイスである。

30

【 0 0 4 6 】

その具体例として、アッテネータ 1 2 1 は、参照光 L R の断面の一部を遮蔽することによって、その光量を変更するように構成されている。アッテネータ 1 2 1 には、参照光 L R の光路に対して挿脱可能な遮蔽部材と、この遮蔽部材を移動させる駆動手段が設けられている。駆動手段はたとえばステッピングモータである。駆動手段は、演算制御ユニット 2 0 0 に制御されて、遮蔽部材の位置を段階的に変更する。それにより、遮蔽部材は、参照光 L R の断面を段階的に遮蔽する。すなわち、アッテネータ 1 2 1 は、参照光 L R の光量を段階的に変更することができる。それにより、参照光 L R の断面における遮蔽部材による遮蔽領域が変更される。

40

【 0 0 4 7 】

アッテネータ 1 2 1 の構成は上記のものには限定されない。公知である任意の構成のアッテネータをこの発明に適用することが可能である。アッテネータ 1 2 1 は、参照光 L R の光量を変更することにより、CCD イメージセンサ 1 2 0 に照射される干渉光 L C の光量を変更するもので、この発明の「第 2 の変更手段」の一例である。

【 0 0 4 8 】

ファイバカプラ 1 0 3 は、信号光 L S の眼底反射光と、参照ミラー 1 1 4 に反射された参照光 L R とを合波する。これにより生成された干渉光 L C は、光ファイバ 1 1 5 により導光されて出射端 1 1 6 から出射する。更に、干渉光 L C は、コリメータレンズ 1 1 7 により平行光束とされ、回折格子 1 1 8 により分光 (スペクトル分解) され、集光レンズ 1

50

19により集光されてCCDイメージセンサ120の受光面に投影される。図2に示す回折格子118は透過型であるが、反射型の回折格子を用いてもよい。

【0049】

CCDイメージセンサ120は、たとえばラインセンサ(複数のCCD素子が1次元的に配列されたイメージセンサ)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120は、この電荷を蓄積して検出信号を生成する。更に、CCDイメージセンサ120は、この検出信号を演算制御ユニット200に送る。

【0050】

なお、CCDイメージセンサ120としてエリアセンサ(複数のCCD素子が2次元的に配列されたイメージセンサ)であってもよい。この場合、複数のCCD素子のうち1次元的に配列された所定のCCD素子たちにスペクトル成分を検出させる。

【0051】

光ファイバ115はこの発明の「導光手段」の一例である。回折格子118はこの発明の「分光手段」の一例である。CCDイメージセンサ120はこの発明の「受光手段」の一例である。

【0052】

光ファイバ115の出射端116は移動可能とされている。以下、これについて説明する。OCT計測においては、CCDイメージセンサ120を構成するCCD素子たちに対して干渉光のスペクトル成分を正確に投射させる必要がある。そのためには、CCD素子たちの配列方向と、干渉光LCのスペクトル成分の広がり方向とを出来るだけ一致させて、受光すべきスペクトル成分を各CCD素子が正確に受光するように、出射端116とCCDイメージセンサ120の受光面との相対的な位置関係を調整する必要がある。

【0053】

この実施形態では、出射端116の位置を変更することにより当該相対位置を変更する。そのための構成例として、特許文献5に記載されたファイバ端駆動機構がある。この実施形態では、このファイバ端駆動機構を用いることにする(符号140で示す)。

【0054】

ファイバ端駆動機構140は、たとえばステッピングモータ等のアクチュエータと、このアクチュエータが出力する駆動力を伝達する伝達機構とを含んで構成されている。この伝達機構は、たとえば光ファイバ115の端面(つまり干渉光LCの出射端面)以外の部位に接続されており、アクチュエータが発生した駆動力を出射端116に伝達する。

【0055】

ファイバ端駆動機構140は、光ファイバ115の端面に平行な方向や、端面に直交する方向に出射端116を移動させる。それにより、出射端116は、端面の向きを固定した状態で3次元的に移動される。更に、ファイバ端駆動機構140は、端面の向きを変更させるように出射端116の位置を移動する。

【0056】

この実施形態では、出射端116とCCDイメージセンサ120の受光面との相対的な位置関係、及び、出射端116の端面と受光面との相対的な向きのうち、少なくとも一方「相対位置」と呼ぶ。つまり、ファイバ端駆動機構140は、当該相対的な位置関係のみを変更するものであってもよいし、当該相対的な向きのみを変更するものであってもよいし、双方を変更するものであってもよい。

【0057】

この実施形態では出射端116の位置を変更する構成を採用しているが、これに代えてCCDイメージセンサ120の位置を変更する構成を採用することも可能である。また、出射端116の位置とCCDイメージセンサ120の位置の双方を変更するように構成することも可能である。

【0058】

ファイバ端駆動機構140は、この発明の「第1の変更手段」の一例である。ファイバ

10

20

30

40

50

端駆動機構 140 は、特に、CCD 素子たちの配列方向に交差する方向に出射端 116 を移動させることで、出射端 116 と受光面との相対位置を変更する。「交差する方向」は、たとえば、当該配列方向に直交する方向である。また、干渉光 LC のスペクトル成分の広がり方向が当該配列方向に対して傾斜している場合に対処するために、ファイバ端駆動機構 140 は、光ファイバ 115 の軸方向に対して出射端 116 を回転させる機能を有していてもよい。

【0059】

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。

10

【0060】

この実施形態では参照光路に第 2 の変更手段を設けている。その理由の一つは、当該装置が眼科分野で用いられることにある。つまり、被検眼へのダメージを回避するために照明光（ここでは信号光 LS）の光量には制限があること、そして信号光 LS の眼底反射光は微弱であることを鑑みると、参照光 LR の光量を適正に保つ必要がある。参照光 LR の光量が信号光 LS と比べて大き過ぎると、信号光 LS が含んでいる微弱な情報が参照光 LR に覆い隠され、好適な干渉光 LC が得られない。逆に、参照光 LR の光量が小さ過ぎると、信号光 LS と参照光 LR が良好に干渉しない。この実施形態では、このような理由で参照光路にアッテネータ 121 を配置して参照光 LR の光量を調整している。

20

【0061】

この発明に係る装置を他分野で使用する場合、第 2 の変更手段を信号光路に設けることも可能である。また、低コヒーレンス光 L0 や干渉光 LC の光路に第 2 の変更手段を設けることも可能である。低コヒーレンス光 L0 の光路に第 2 の変更手段を設ける場合には、たとえば、光源ユニット 101 から出射して空間を伝播する低コヒーレンス光 L0（平行光束であることが望ましい）の光量を変更するように第 2 の変更手段を配置し、これを通過した低コヒーレンス光 L0 を光ファイバ 102 に入射させるように構成することができる。干渉光 LC の光路に第 2 の変更手段を設ける場合には、たとえば、ファイバカプラ 103 と分光器（つまり回折格子 118）との間（干渉光 LC が平行光束である位置が望ましい）に第 2 の変更手段を配置することができる。また、低コヒーレンス光 L0、信号光 LS、参照光 LR 及び干渉光 LC のうちの少なくとも二つの光路にそれぞれ第 2 の変更手段を設けてもよい。この場合、それら第 2 の変更手段たちを独立に制御してもよいし、全ての動作を連係させてもよい。

30

【0062】

〔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 120 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、従来のフーリエドメインタイプの OCT 装置と同様である。

【0063】

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 及び 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 の断層像 G（図 2 を参照）等の OCT 画像を表示装置 3 に表示させる。

40

【0064】

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 及び LED 51、61 の動作制御、LCD 39 の動作制御、合焦レンズ 31 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、各ガルバノミラー 43、44 の動作制御などを行う。

【0065】

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

50

１０１の動作制御、参照ミラー１１４及びコリメータレンズ１１３の移動制御、ＣＣＤイメージセンサ１２０の動作制御、アッテネータ１２１の動作制御、ファイバ端駆動機構１４０の動作制御などを行う。

【００６６】

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、眼底観察装置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、ＣＣＤイメージセンサ１２０からの検出信号に基づいてＯＣＴ画像を形成する専用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。

10

【００６７】

眼底カメラユニット２、表示装置３、ＯＣＴユニット１００及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、それぞれ別体として構成されていてもよい。

【００６８】

〔制御系〕

眼底観察装置１の制御系の構成について図３を参照しつつ説明する。

【００６９】

（制御部）

20

眼底観察装置１の制御系は、演算制御ユニット２００の制御部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。

【００７０】

制御部２１０には、主制御部２１１と記憶部２１３が設けられている。主制御部２１１は、前述した各種の制御を行う。特に、主制御部２１１は、眼底カメラユニット２の走査駆動部７０や合焦駆動部８０、更にはＯＣＴユニット１００の参照駆動部１３０やアッテネータ１２１やファイバ端駆動機構１４０を制御する。主制御部２１１はこの発明の「制御手段」の一例である。

【００７１】

30

走査駆動部７０は、たとえばサーボモータを含んで構成され、ガルバノミラー４３、４４の向きを各々独立に変更する。

【００７２】

合焦駆動部８０は、たとえばパルスモータを含んで構成され、合焦レンズ３１を光軸方向に移動させる。それにより、眼底Ｅｆに向かう光の合焦位置が変更される。

【００７３】

参照駆動部１３０は、たとえばパルスモータを含んで構成され、参照光ＬＲの進行方向に沿って、コリメータレンズ１１３及び参照ミラー１１４を一体的に移動させる。

【００７４】

主制御部２１１は、後述の受光量特定部２１２により特定された受光量に基づいてファイバ端駆動機構１４０を制御する。それにより、主制御部２１１は、受光量を増加させるように出射端１１６を移動させる（つまり出射端１１６と受光面との相対位置が変更される）。この処理は、干渉光ＬＣのスペクトル成分を受光面に対してより適正に照射させること、すなわち受光面に対するスペクトル成分の照射位置を修正することに相当する。

40

【００７５】

主制御部２１１は、受光量特定部２１２により特定された受光量に基づいてアッテネータ１２１を制御する。それにより、主制御部２１１は、アッテネータ１２１の遮蔽部材を移動させて、参照光ＬＲの断面における遮蔽領域を変更する。この処理は、干渉光ＬＣの生成に寄与する参照光ＬＲの光量を変更することに相当する。

【００７６】

50

主制御部 2 1 1 は、記憶部 2 1 3 にデータを書き込む処理や、記憶部 2 1 3 からデータを読み出す処理を行う。

【 0 0 7 7 】

主制御部 2 1 1 には受光量特定部 2 1 2 が設けられている。受光量特定部 2 1 2 は、C C D イメージセンサ 1 2 0 から出力される信号（前述の検出信号）に基づいて、C C D イメージセンサ 1 2 0 による干渉光 L C の受光量を特定する。受光量特定部 2 1 2 は、この発明の「特定手段」の一例である。

【 0 0 7 8 】

受光量は、干渉光 L C の光量と、C C D イメージセンサ 1 2 0 の受光面に対する干渉光 L C の照射状態とに影響される。この実施形態では、これら二つのファクタの調整動作を連係させて好適な受光量を得る。

【 0 0 7 9 】

干渉光 L C の光量は、信号光 L S の光量と参照光 L R の光量によって決まる。この実施形態では、信号光 L S の光量調整を行わないので、干渉光 L C の光量は参照光 L R の光量を反映する。参照光 L R の光量は、前述したようにアッテネータ 1 2 1 により調整される。

【 0 0 8 0 】

受光面に対する干渉光 L C の照射状態には、C C D 1 8 4 の受光面に対する干渉光 L C の照射位置と、受光面に対する干渉光 L C の照射方向とが含まれる。なお、これらのうちの一方のみを考慮するようにしてもよい。

【 0 0 8 1 】

受光面に対する干渉光 L C の照射位置がずれている場合、受光面に配列された C C D 素子たちの一部又は全部が干渉光 L C を受光できない。したがって、干渉光 L C のスペクトル成分の一部又は全部を検出できず、O C T 画像を形成できなくなる。

【 0 0 8 2 】

また、受光面に対する干渉光 L C の照射方向がずれている場合、受光面に配列された C C D 素子たちに対して干渉光 L C の各スペクトル成分が不適正な方向から入射する。したがって、各 C C D 素子により検出されるスペクトル成分の受光量が、実際の光量（強度）を反映しなくなり、適正な O C T 画像を形成できなくなる。

【 0 0 8 3 】

詳細については後述するが、この実施形態では、干渉光 L C の受光量をモニタしつつ、参照光 L R の光量（つまり干渉光 L C の光量）の調整と、受光面に対する干渉光 L C の照射状態の調整とを実行することで、C C D イメージセンサ 1 2 0 による干渉光 L C の受光量の調整作業の容易化、迅速化を図る。

【 0 0 8 4 】

記憶部 2 1 3 は、各種のデータを記憶する。記憶部 2 1 3 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。

【 0 0 8 5 】

また、記憶部 2 1 3 には制御プログラム 2 1 4 が予め記憶されている。主制御部 2 1 1 は、制御プログラム 2 1 4 に基づいて装置各部を制御することにより、この実施形態の特徴的な動作（後述）を実行させる。

【 0 0 8 6 】

（画像形成部）

画像形成部 2 2 0 は、C C D イメージセンサ 1 2 0 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、従来のフーリエ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、F F T（Fast Fourier Transform）などの処理が含まれている。

【 0 0 8 7 】

画像形成部 220 は、たとえば、前述の回路基板や通信インターフェイス等を含んで構成される。なお、この明細書では、「画像データ」と、それに基づいて呈示される「画像」とを同一視することがある。

【0088】

画像形成部 220 は、この発明の「画像形成手段」の一例である。画像形成手段は、以下の画像処理部 230（特に 3 次元画像や断層像を形成する部分）を含んでいてもよい。

【0089】

（画像処理部）

画像処理部 230 は、画像形成部 220 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 230 は、画像の輝度補正や分散補正等の各種補正処理を実行する。

10

【0090】

また、画像処理部 230 は、画像形成部 220 により形成された断層像の間の画素を補間する補間処理を実行するなどして、眼底 Ef の 3 次元画像の画像データを形成する。

【0091】

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 次元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 230 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 MIP（Maximum Intensity Projection：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 240 等の表示デバイスには、この擬似的な 3 次元画像が表示される。

20

【0092】

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 次元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、一つの 3 次元座標系により表現する（つまり一つの 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。

30

【0093】

画像処理部 230 は、3 次元画像の画像データに基づいて、任意の断面における断層像を形成することができる。この処理は、たとえば、手動又は自動で指定された断面に対し、この断面上に位置する画素（ボクセル等）を特定し、特定された画素を 2 次元的に配列させて当該断面における眼底 Ef の形態を表す画像データを形成することにより実行される。このような処理により、元の断層像の断面（信号光 LS の走査線の位置）だけでなく、所望の断面における画像を取得することが可能となる。

【0094】

画像処理部 230 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、回路基板等を含んで構成される。

40

【0095】

（表示部、操作部）

表示部 240 は、表示装置 3 などの各種の表示デバイスを含んで構成される。操作部 250 は、演算制御ユニット 200 に設けられた操作デバイス、装置の筐体や外部に設けられた各種の操作デバイスを含んで構成される。

【0096】

表示部 240 と操作部 250 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モニタのように、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。

【0097】

50

〔信号光の走査及びOCT画像について〕

ここで、信号光LSの走査及びOCT画像について説明しておく。

【0098】

眼底観察装置1による信号光LSの走査態様としては、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。これらの走査態様は、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。

【0099】

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。

【0100】

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。

【0101】

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（又は大きく）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。

【0102】

ガルバノミラー43、44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方向及びy方向にそれぞれ独立に走査できる。更に、ガルバノミラー43、44の向きを同時に制御することにより、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、上記のような各種の走査態様を実現できる。

【0103】

上記のような態様で信号光LSを走査することにより、走査線（走査軌跡）に沿った深度方向（z方向）の断層像を形成することができる。また、特に走査線の間隔が狭い場合には、前述の3次元画像を形成することができる。

【0104】

上記のような信号光LSの走査対象となる眼底Ef上の領域、つまりOCT計測の対象となる眼底Ef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。

【0105】

〔動作〕

眼底観察装置1の動作について説明する。以下の動作は、計測前の所定のタイミングで実行される。たとえば、装置の出荷前、装置の起動時（電源投入時）、被検者の入れ替わり時などに以下の動作が実行される。

【0106】

〔第1の動作例〕

図4及び図5を参照しつつ第1の動作例を説明する。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 7 】

まず、主制御部 2 1 1 は、ファイバ端駆動機構 1 4 0 を制御し、前回の検査における位置に出射端 1 1 6 を移動させる (S 1)。この処理はたとえば次のようにして実行される。

【 0 1 0 8 】

前提として、主制御部 2 1 1 は、検査を行う度に、そのときの出射端 1 1 6 の位置を示す情報を記憶部 2 1 3 に記憶させる。出射端 1 1 6 の位置調整を行う度に、その調整後の位置を示す情報を記憶するようにしてもよい。主制御部 2 1 1 は、この情報を記憶部 2 1 3 から読み出し、当該位置にファイバ端駆動機構 1 4 0 を配置させるようにファイバ端駆動機構 1 4 0 を制御する。

10

【 0 1 0 9 】

次に、主制御部 2 1 1 は、この状態における C C D イメージセンサ 1 2 0 の受光量が所定値を超えているか確認する (S 2)。この所定値は、受光量が小さ過ぎるか否か判定するための任意の値であり、事前に設定される。この所定値は、たとえば後述の所定範囲の下限值に設定される。ステップ 2 の処理はたとえば次のようにして実行される。

【 0 1 1 0 】

主制御部 2 1 1 は、光源ユニット 1 0 1 を制御して低コヒーレンス光 L 0 を出力させる。低コヒーレンス光 L 0 に基づく参照光 L R は、参照光路、ファイバカプラ 1 0 3、光ファイバ 1 1 5 等を経由して回折格子 1 1 8 に到達する。回折格子 1 1 8 は参照光 L R を分光する。そのスペクトル成分は C C D イメージセンサ 1 2 0 の受光面に照射される。スペクトル成分を受光した C C D イメージセンサ 1 2 0 は、演算制御ユニット 2 0 0 に検出信号を送る。受光量特定部 2 1 2 は、この検出信号に基づいて受光量を求める。主制御部 2 1 1 は、求められた受光量が所定値を超えているか判断する。

20

【 0 1 1 1 】

ここでは、信号光路の先に被測定物体が存在しない場合について説明したが、被測定物体が信号光路の先に存在する場合には、被測定物体による信号光 L S の反射光と参照光 L R との合成光が受光される。受光量特定部 2 1 2 はこの合成光の受光量を求め、主制御部 2 1 1 はこの受光量が所定値を超えているか判断する。

【 0 1 1 2 】

受光量が所定値以下である場合 (S 2 : N o)、主制御部 2 1 1 は、アッテネータ 1 2 1 を制御して参照光路を開放する、つまり参照光 L R に対する遮蔽を解除する (S 3)。より詳しく説明すると、主制御部 2 1 1 は、アッテネータ 1 2 1 の駆動手段を制御し、参照光路から遮蔽部材を退避させる。

30

【 0 1 1 3 】

続いて、主制御部 2 1 1 は、ファイバ端駆動機構 1 4 0 を制御し、出射端 1 1 6 を開始位置に移動させる (S 4)。この開始位置は、たとえば、C C D 素子たちの配列方向に直交する方向における所定の位置である。以降の処理においては、出射端 1 1 6 は当該直交方向に移動される。この移動方向は、受光量が増加するべき方向とされる。なお、この方向への移動に伴い受光量が減少する場合には、その逆方向を以降の移動方向とする。開始位置は図 5 に示されている。移動方向は図 5 の横軸 (出射端位置) が指し示す方向である。以下、図 5 を参照する。

40

【 0 1 1 4 】

主制御部 2 1 1 は、受光量特定部 2 1 2 に受光量の特定処理を逐次実行させつつ、ファイバ端駆動機構 1 4 0 を制御して出射端 1 1 6 を逐次移動させる (S 5)。前述した移動方向の設定により、少なくとも最初の段階では、出射端 1 1 6 の移動とともに受光量は増加する (S 6 : N o)。出射端 1 1 6 の移動とともに受光量が減少し始めるのは、スペクトル成分の照射位置が C C D 素子たちを通過するときからである。

【 0 1 1 5 】

この処理では、ファイバ端駆動機構 1 4 0 が出射端 1 1 6 を所定の向き (前述の移動方向) に所定距離だけ変更する動作と、受光量特定部 2 1 2 が受光量を特定する動作とを、

50

交互に実施させる。前者の動作は、たとえば、ファイバ端駆動機構 140 のステッピングモータに所定パルス数の信号を送信して駆動させることで実行される。それにより、出射端 116 を所定距離だけ移動させては受光量を求め、更に所定距離だけ出射端 116 を移動させては受光量を求め、という動作が繰り返し実施される。この動作は、求められる受光量が上限値以上になるまで反復される (S7: No)。この動作は、図 5 の符号 A1 で示すものである。

【0116】

なお、この上限値は、予め設定された所定範囲における最大値である。この所定範囲は、受光量の目標値から大きく外れない程度において任意に設定できる。この目標値は、受光量のおおよその最適値であり、この動作例によって導かれる最終到達値である。目標値は予め設定される。

10

【0117】

上限値以上の受光量が得られると (S7: Yes)、主制御部 211 は、ファイバ端駆動機構 140 の動作を停止させるとともに、アッテネータ 121 を制御して参照光 LR の光量を減少させる (S8)。それにより干渉光 LC の光量が減少し、CCD イメージセンサ 120 による受光量が減少する。これは符号 B1 で示す動作である。この動作においても、参照光 LR の光量を所定量だけ減少させる処理と、受光量を特定する処理とを交互に繰り返し実施する。前者の処理は、たとえば、アッテネータ 121 のステッピングモータに所定パルス数の信号を送信して駆動させることで実行される。この動作は、求められる受光量が下限値以下になるまで反復される (S9: No)。

20

【0118】

下限値以下の受光量が得られると (S9: Yes)、主制御部 211 は、アッテネータ 121 の動作を停止させるとともに、ファイバ端駆動機構 140 を制御して出射端 116 の移動を再開する (S5)。それにより、符号 A2 で示す動作、符号 B2 で示す動作、・・・、符号 Ak で示す動作、符号 Bk で示す動作が順次実行される。

【0119】

ステップ 5 ~ ステップ 9 の処理は、出射端 116 の移動とともに受光量が減少するまで反復される (S6: No)。前述したように、出射端 116 の移動とともに受光量が減少し始めたということは、干渉光 LC のスペクトル成分の照射位置が CCD イメージセンサ 120 の CCD 素子たちを通過したことを意味する。

30

【0120】

なお、ノイズの影響などによって一時的に受光量が減少することも有り得るので、或る距離だけ出射端 116 を移動させる間、継続して受光量が減少するか否か判断するようにしてもよい。

【0121】

図 5 の符号 A (k+1) に示すように出射端 116 の移動とともに受光量が減少したら (S6: Yes)、主制御部 211 は、ファイバ端駆動機構 140 を制御し、出射端 116 の移動方向を反転させて、当該移動の直前の位置 (つまり受光量の減少が始まった位置) まで出射端 116 を移動させる (S10)。これは符号 A (k+2) に示す動作である。この動作により、出射端 116 は、図 5 に示す適正位置に配置される。この適正位置は、干渉光 LC のスペクトル成分が CCD 素子たちに適正に照射される状態を実現する出射端 116 の位置である。

40

【0122】

続いて、主制御部 211 は、アッテネータ 121 を制御して、受光量を目標値 P に導く (S11)。これは符号 B (k+1) に示す動作である。以上で、この動作例に係る処理は終了となる。眼底観察装置 1 は、このような受光量調整処理が終了した後に OCT 計測を行って、眼底 Ef の OCT 画像を形成する。

【0123】

この動作例によれば、参照光 LR (つまり干渉光 LC) の光量を調整しつつ、干渉光 LC のスペクトル成分が CCD 素子たちに適正に照射されるように出射端 116 の位置調整

50

を行い、当該位置調整の完了に対応して受光量を目標値に合わせることが可能である。しかも、この処理を自動で行うことが可能である。

【 0 1 2 4 】

上記の動作例において、図 5 に示す所定範囲（上限値と下限値で定義される範囲）は、アッテネータ 1 2 1 による受光量の下げ幅に相当する。所定範囲を広く設定すると、この下げ幅が大きくなる。このとき、一般に、ステップ 5 ～ 9 の反復回数が減少するとともに、出射端 1 1 6 の適正位置を探索する処理の精度が低下する。逆に、所定範囲を狭くすると、この下げ幅が小さくなる。このとき、一般に、当該反復回数が増加するとともに、当該処理の精度が向上する。ユーザは、これらの事項や、検査におけるニーズ等を勘案することで、所定範囲を適宜に設定することが可能である。

10

【 0 1 2 5 】

上記の動作例では、アッテネータ 1 2 1 による受光量の下げ幅が一定であるが、これに限定されるものではない。たとえば、所定範囲に関する上記事項を考慮し、出射端 1 1 6 の位置（図 5 の横軸）に応じて上限値及び／又は下限値が増加又は減少するように所定範囲を設定することが可能である。一例として、反復当初には下げ幅を大きくして検査時間の短縮を図るとともに、次第に下げ幅を小さくして処理精度の向上を図るように所定範囲を設定することが可能である。

【 0 1 2 6 】

〔 第 2 の動作例 〕

図 6 及び図 7 を参照しつつ第 2 の動作例を説明する。

20

【 0 1 2 7 】

まず、主制御部 2 1 1 は、ファイバ端駆動機構 1 4 0 を制御し、出射端 1 1 6 を開始位置に移動させる（S 2 1）。

【 0 1 2 8 】

次に、主制御部 2 1 1 は、受光量特定部 2 1 2 に受光量の特定処理を逐次実行させつつ、ファイバ端駆動機構 1 4 0 を制御して出射端 1 1 6 を逐次移動させる（S 2 2）。前述したように、出射端 1 1 6 の移動方向は、少なくとも最初の段階では受光量を増加させる方向に設定されている。ステップ 2 2 は、符号 C 1 で示す動作に相当する。

【 0 1 2 9 】

出射端 1 1 6 を移動していくと受光量は増加していくが（S 2 3：No）、或る段階において、符号 C 2 に示すように受光量が減少を開始する（S 2 3：Yes）。これに対応し、主制御部 2 1 1 は、ファイバ端駆動機構 1 4 0 を制御し、出射端 1 1 6 の移動方向を反転させて、当該移動の直前の位置（つまり受光量の減少が始まった位置）まで出射端 1 1 6 を移動させる（S 2 4）。これは符号 C 3 に示す動作である。この動作により、出射端 1 1 6 は、図 7 に示す適正位置に配置される。この適正位置は、干渉光 LC のスペクトル成分が CCD 素子たちに適正に照射される状態を実現する出射端 1 1 6 の位置である。

30

【 0 1 3 0 】

最後に、主制御部 2 1 1 は、アッテネータ 1 2 1 を制御して、受光量を目標値 P に導く（S 2 5）。これは符号 D 1 に示す動作である。以上で、この動作例に係る処理は終了となる。眼底観察装置 1 は、このような受光量調整処理が終了した後に OCT 計測を行って、眼底 Ef の OCT 画像を形成する。

40

【 0 1 3 1 】

この動作例によれば、干渉光 LC のスペクトル成分が CCD 素子たちに適正に照射されるように出射端 1 1 6 の位置を自動で調整し、更に受光量を目標値に自動で合わせることが可能である。なお、この動作例は、特定される受光量が比較的低い場合（たとえば最初の段階においてアッテネータ 1 2 1 による遮蔽領域が比較的大きい場合）に有効である。

【 0 1 3 2 】

〔 第 3 の動作例 〕

図 8 及び図 9 を参照しつつ第 2 の動作例を説明する。

【 0 1 3 3 】

50

まず、主制御部 2 1 1 は、ファイバ端駆動機構 1 4 0 を制御し、出射端 1 1 6 を開始位置に移動させる (S 3 1) 。

【 0 1 3 4 】

次に、主制御部 2 1 1 は、受光量の特定処理と出射端 1 1 6 の移動とを交互に繰り返し実施させる (S 3 2 、 S 3 3 : N o) 。これは符号 F 1 で示す動作に相当する。

【 0 1 3 5 】

出射端 1 1 6 の移動に伴い受光量は次第に増加し、限界値に達する (S 3 3 : Y e s) 。この限界値は受光量のサチュレーション (飽和) 状態を意味する。主制御部 2 1 1 は、受光量が限界値に達したときの出射端 1 1 6 の位置を表す情報 (第 1 の位置情報) を記憶部 2 1 3 に記憶させる (S 3 4) 。

10

【 0 1 3 6 】

受光量が限界値に達した後においても、主制御部 2 1 1 は、受光量の特定処理と出射端 1 1 6 の移動とを交互に繰り返し実施させる (S 3 5 、 S 3 6 : N o) 。これは符号 F 2 に示す動作に相当する。この段階では、特定される受光量は限界値のままである。

【 0 1 3 7 】

受光量の特定処理と出射端 1 1 6 の移動とを反復実施していくと、特定される受光量は、或る段階において減少を開始して限界値未満になる (S 3 6 : Y e s) 。これは符号 F 3 に示す動作に相当する。主制御部 2 1 1 は、特定される受光量が減少を開始したときの出射端 1 1 6 の位置を表す情報 (第 2 の位置情報) を記憶部 2 1 3 に記憶させる (S 3 7) 。

20

【 0 1 3 8 】

次に、主制御部 2 1 1 は、第 1 及び第 2 の位置情報を記憶部 2 1 3 から読み出し、これら位置情報に示す二つの位置の中間位置を求める (S 3 8) 。そして、主制御部 2 1 1 は、ファイバ端駆動機構 1 4 0 を制御し、この中間位置まで出射端 1 1 6 を移動させる (S 3 9) 。これは符号 F 4 、 F 5 に示す動作に相当する。なお、出射端 1 1 6 を中間位置に移動させるのは、受光量のピーク (飽和状態であるから検出できない) は当該中間位置近傍に存在すると想定されるためである。

【 0 1 3 9 】

出射端 1 1 6 を中間位置まで移動させたら、主制御部 2 1 1 は、受光量特定部 2 1 2 に受光量を特定させる処理と、アッテネータ 1 2 1 に参照光 L R の光量を減少させる処理とを交互に繰り返し実行させて、特定される受光量を目標値 P に導く (S 4 0) 。これは符号 H 1 に示す動作に相当する。以上で、この動作例に係る処理は終了となる。眼底観察装置 1 は、このような受光量調整処理が終了した後に O C T 計測を行って、眼底 E f の O C T 画像を形成する。

30

【 0 1 4 0 】

この動作例によれば、干渉光 L C のスペクトル成分が C C D 素子たちに適正に照射されるように出射端 1 1 6 の位置を自動で調整し、更に受光量を目標値に自動で合わせることが可能である。なお、この動作例は、特定される受光量が比較的高い場合 (たとえば最初の段階においてアッテネータ 1 2 1 が参照光路を遮蔽していない場合) に有効である。

【 0 1 4 1 】

上記の動作例では、第 1 及び第 2 の位置情報に示す二つの位置の中間位置に出射端 1 1 6 を導いているが (S 3 8 、 S 3 9) 、この発明はこの処理に限定されるものではない。たとえば、ステップ 3 2 (動作 F 1) における傾き (出射端 1 1 6 の移動に対する受光量の変化率) と、ステップ 3 6 : Y e s (動作 F 3) における傾きを考慮して、受光量のピーク位置を推定し、この推定位置に出射端 1 1 6 を移動させるようにしてもよい。

40

【 0 1 4 2 】

上記の動作例では、受光量をモニタしながらアッテネータ 1 2 1 を調整しているが (S 4 0) 、この発明はこの処理に限定されるものではない。その一例を以下に説明する。

【 0 1 4 3 】

まず、主制御部 2 1 1 は、第 1 及び第 2 の位置情報に基づいて、これら二つの位置の間

50

隔（つまり距離） L を算出する。

【0144】

次に、主制御部211は、間隔 L に基づいて、限界値から目標値に受光量を変更するために要される、参照光 L_R （つまり干渉光 L_C ）の光量の変更量を算出する。この変更量は、受光量がピークとなるときの出射端116の位置（つまり適正位置）において、当該ピーク値から目標値まで受光量を減少させるのに必要な値である。この変更量は、たとえば、上記二つの位置や上記傾きに基づいて受光量のピーク値を推定し、このピーク値と目標値との差を算出することにより求めることができる。

【0145】

そして、主制御部211は、出射端116を適正位置（当該ピークに相当する位置）まで移動させ、更に、アッテネータ121を制御して当該変更量だけ光量を減少させる。

10

【0146】

このような処理によれば、光量の変更量を算出して一気に変更することができるので、上記動作例のように受光量をモニタしつつアッテネータ121を調整する必要がなくなり、処理時間の短縮を図ることが可能となる。

【0147】

〔作用・効果〕

以上のような眼底観察装置1の作用及び効果について説明する。

【0148】

眼底観察装置1は、干渉光 L_C のスペクトル成分を検出して眼底 E_f のOCT画像を形成するフーリエドメインタイプの光画像計測装置である。眼底観察装置1は、CCDイメージセンサ120によるスペクトル成分の受光量を特定する受光量特定部212を備えている。

20

【0149】

眼底観察装置1は、干渉光 L_C を導光する光ファイバ115の出射端116と、CCDイメージセンサ120の受光面との相対位置を変更するファイバ端駆動機構140を備える。この実施形態では出射端116を移動させることで当該相対位置を変更しているが、出射端116及びCCDイメージセンサ120の少なくとも一方を移動可能な構成であれば十分である。また、出射端116とCCDイメージセンサ120との間に配置された光学部材（回折格子118等）を移動させることにより、出射端116と受光面との光学的

30

【0150】

更に、眼底観察装置1は、参照光 L_R の光量を変更することにより、CCDイメージセンサ120に照射される干渉光 L_C の光量を変更するアッテネータ121を備えている。なお、低コヒーレンス光 L_0 の光量、信号光 L_S の光量、参照光 L_R の光量及び干渉光 L_C の光量のうちの少なくとも一つ以上を変更可能に構成して同様の作用を得られるように構成することも可能である。いずれにしても、アッテネータ（第2の変更手段）は、CCDイメージセンサ120に照射される干渉光 L_C の光量を変更するように作用するものであれば十分であり、その具体的構成や配置場所は問わない。

【0151】

眼底観察装置1は、受光量特定部212により特定された受光量に基づきファイバ端駆動機構140とアッテネータ121を制御して、CCDイメージセンサ120による干渉光 L_C の受光量を目標値 P に導く。その後、眼底観察装置1は、OCT計測を行って眼底 E_f のOCT画像を形成する。

40

【0152】

このような眼底観察装置1によれば、受光面に対する干渉光 L_C の照射位置の調整と、CCDイメージセンサ120に照射される（つまりCCDイメージセンサ120に向かう）干渉光 L_C の光量の調整とを行って受光量を自動調整できる。したがって、受光量の調整を容易かつ迅速に行うことが可能である。

【0153】

50

眼底観察装置 1 の第 1 の動作例（図 4 及び図 5 を参照）では、本質的に次の 4 つの動作を実行している。なお、第 1 の動作と第 2 の動作は、それぞれ、受光量特定部 2 1 2 により逐次に特定される受光量を参照しつつファイバ端駆動機構 1 4 0 及びアッテネータ 1 2 1 を制御することで実行される。第 1 の動作と第 2 の動作は交互に実行される。

【 0 1 5 4 】

（第 1 の動作）少なくとも所定範囲の上限値まで受光量を増加させるように、出射端 1 1 6 と受光面との相対位置（ここでは出射端 1 1 6 の位置）を変更する。特に、この実施形態では、上記相対位置を所定の向きに所定距離（単位移動距離）だけ変更する動作と、干渉光 LC の受光量を特定する動作とを、上限値以上の受光量が受光量特定部 2 1 2 により特定されるまで交互に実施するようになっている。

10

【 0 1 5 5 】

（第 2 の動作）少なくとも所定範囲の下限値まで受光量を減少させるように、干渉光 LC（ここでは参照光 LR）の光量を変更する。特に、この実施形態では、参照光 LR の光量を所定量（単位減少量）だけ減少する動作と、干渉光 LC の受光量を特定する動作とを、下限値以下の受光量が受光量特定部 2 1 2 により特定されるまで交互に実施するようになっている。

【 0 1 5 6 】

（第 3 の動作）第 1 の動作における相対位置の変更に対応して受光量特定部 2 1 2 により特定される受光量が減少したときに、ファイバ端駆動機構 1 4 0 を制御して、当該変更の直前の状態に相対位置を戻す。特に、この実施形態では、第 1 の動作における所定の向きとは逆向きに出射端 1 1 6 を移動させることで、上記相対位置を当該直前の状態に変更させるようになっている。

20

【 0 1 5 7 】

（第 4 の動作）アッテネータ 1 2 1 を制御して干渉光 LC の光量を変更することで、受光量を目標値に導く。特に、この実施形態では、受光量特定部 2 1 2 により受光量を逐次に特定しつつアッテネータ 1 2 1 を制御することで、受光量を目標値に導くようになっている。

【 0 1 5 8 】

このような第 1 の動作例によれば、干渉光 LC の光量を自動調整しつつスペクトル成分の受光位置を自動調整し、更に受光量を目標値に自動で合わせることができるので、受光量の調整を容易かつ迅速に行うことが可能である。

30

【 0 1 5 9 】

眼底観察装置 1 の第 2 の動作例（図 6 及び図 7 を参照）では、まず、受光量特定部 2 1 2 により逐次に特定される受光量を参照しつつ、ファイバ端駆動機構 1 4 0 を制御して相対位置を所定の向きに変更することで、特定される受光量のピークを検出する。このピークは受光量の最大値であり、上記の適正位置に相当する。受光量のピークは、出射端 1 1 6 の移動とともに増加していった受光量が減少に転じる位置を探索することで検出される。探索対象とされた当該位置は記憶部 2 1 3 に記憶される。

【 0 1 6 0 】

次に、主制御部 2 1 1 は、ピークが検出されたことに対応してファイバ端駆動機構 1 4 0 を制御し、上記所定の向きとは逆向きに出射端 1 1 6 を移動させ、ピークが検出された位置に配置させる。この処理は、たとえば、上記探索対象とされた位置を読み出し、この位置まで出射端 1 1 6 を移動させることで実現できる。

40

【 0 1 6 1 】

そして、主制御部 2 1 1 は、アッテネータ 1 2 1 を制御して干渉光 LC の光量を変更し、受光量を目標値に導く。この処理は、たとえば上記の第 4 の動作と同様にして実行される。

【 0 1 6 2 】

このような第 2 の動作例によれば、スペクトル成分の受光位置を自動調整し、更に受光量を目標値に自動で合わせることができるので、受光量の調整を容易かつ迅速に行うこと

50

が可能である。なお、前述したように、第2の動作例は、特定される受光量が比較的低い場合において特に有効に使用される。

【0163】

眼底観察装置1の第3の動作例(図8及び図9を参照)では、まず、受光量を逐次に特定しつつファイバ端駆動機構140を制御して、出射端116と受光面との相対位置を所定の向きに変更する。それにより、CCDイメージセンサ120の限界値に達するまで受光量を増加させる。

【0164】

次に、主制御部211は、特定される受光量が限界値未満になるまで、上記相対位置を所定の向きに更に変更する。

10

【0165】

続いて、主制御部211は、ファイバ端駆動機構140を制御し、受光量が限界値に達したときの相対位置(第1の相対位置)と、限界値未満になったときの相対位置(第2の相対位置)との間の相対位置(第3の相対位置)に、出射端116と受光面との相対位置を変更する。この実施形態では、受光量が限界値に達したときの出射端116の位置を第1の相対位置として、受光量が限界値未満になったときの出射端116の位置を第2の相対位置として、これら二つの位置の中間位置を第3の相対位置として、それぞれ適用している。

【0166】

最後に、主制御部211は、アッテネータ121を制御して干渉光LCの光量を変更し、受光量を目標値に導く。この処理は、たとえば上記の第4の動作と同様にして実行される。また、第1の相対位置と第2の相対位置との間隔に基づいて、特定される受光量を限界値(実際はピーク値)から目標値に変更するための干渉光LCの光量の変更量を算出し、この変更量だけ光量を変更するようにしてもよい。

20

【0167】

このような第3の動作例によれば、スペクトル成分の受光位置を自動調整し、更に受光量を目標値に自動で合わせることができるので、受光量の調整を容易かつ迅速に行うことが可能である。なお、前述したように、第3の動作例は、特定される受光量が比較的高い場合において特に有効に使用される。

【0168】

30

[変形例]

以上において説明した構成は、この発明を好適に実施するための一例に過ぎない。この発明を実施しようとする者は、この発明の要旨の範囲内における任意の変形を適宜に施すことが可能である。

【0169】

上記の実施形態においては、参照ミラー114の位置を変更して信号光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、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、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光路長差を変更することができる。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有効である。

40

【0170】

上記の実施形態における制御プログラム214を、コンピュータにより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、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。また、ハードディスクドライブやメモリ等の記憶装置に記憶させることも可能である。

【0171】

また、インターネットやLAN等のネットワークを通じて制御プログラム214を送受

50

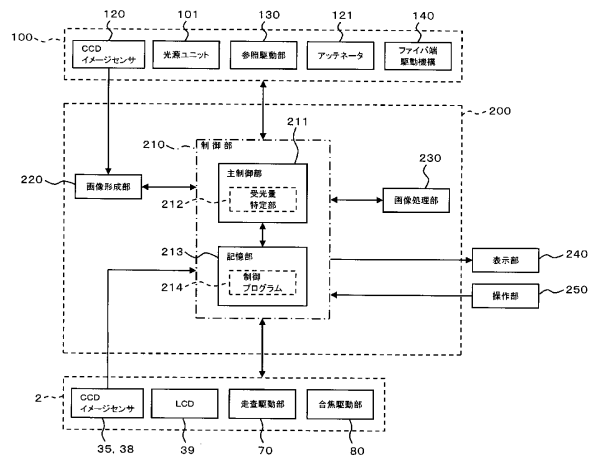
信することも可能である。

【符号の説明】

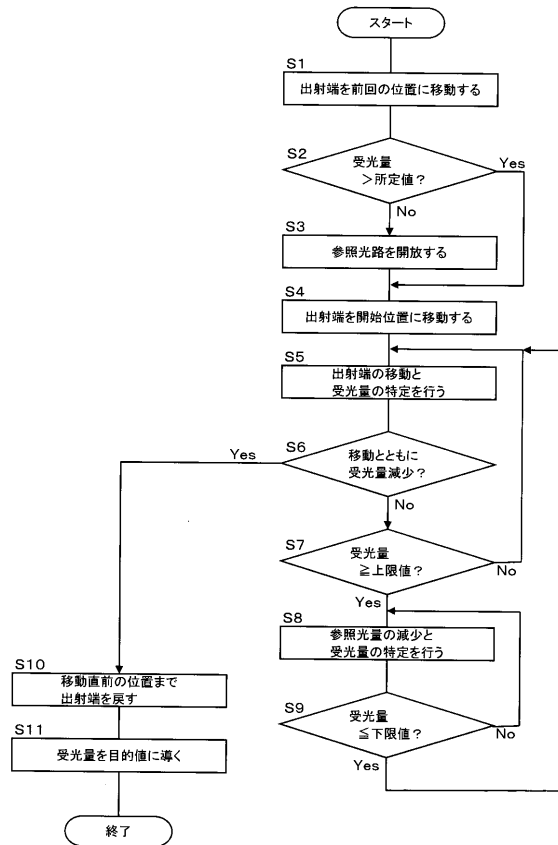
【 0 1 7 2 】

1	眼底観察装置	
2	眼底カメラユニット	
3	表示装置	
1 0	照明光学系	
1 1	観察光源	
1 5	撮影光源	
3 0	撮影光学系	10
3 1	合焦レンズ	
3 5、3 8	ＣＣＤイメージセンサ	
3 9	ＬＣＤ	
4 3、4 4	ガルバノミラー	
5 0	アライメント光学系	
6 0	フォーカス光学系	
7 0	走査駆動部	
8 0	合焦駆動部	
1 0 0	ＯＣＴユニット	
1 0 1	光源ユニット	20
1 1 4	参照ミラー	
1 1 8	回折格子	
1 2 0	ＣＣＤイメージセンサ	
1 2 1	アッテネータ	
1 3 0	参照駆動部	
1 4 0	ファイバ端駆動機構	
2 0 0	演算制御ユニット	
2 1 0	制御部	
2 1 1	主制御部	
2 1 2	受光量特定部	30
2 1 3	記憶部	
2 1 4	制御プログラム	
2 2 0	画像形成部	
2 3 0	画像処理部	
2 4 0	表示部	
2 5 0	操作部	
E	被検眼	
E f	眼底	
K	観察画像	
H	撮影画像	40
G	断層像	

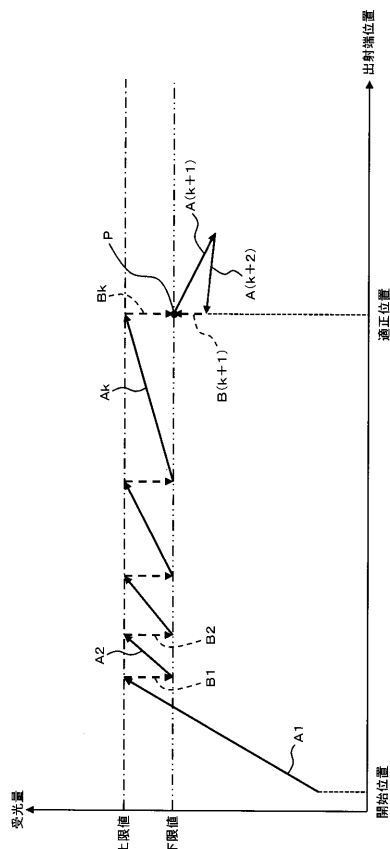
【図 3】



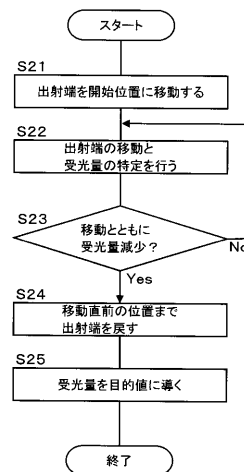
【図 4】



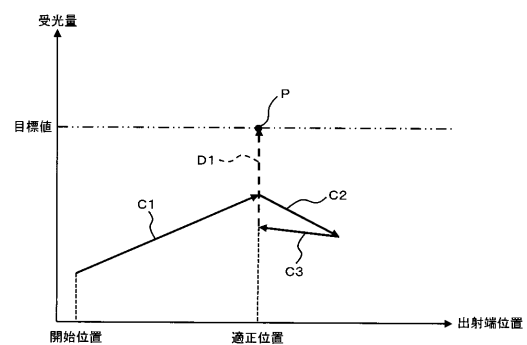
【図 5】



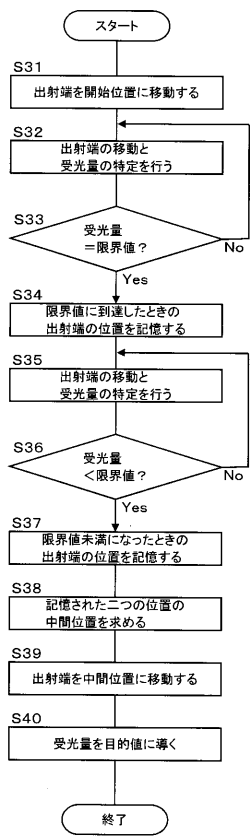
【図 6】



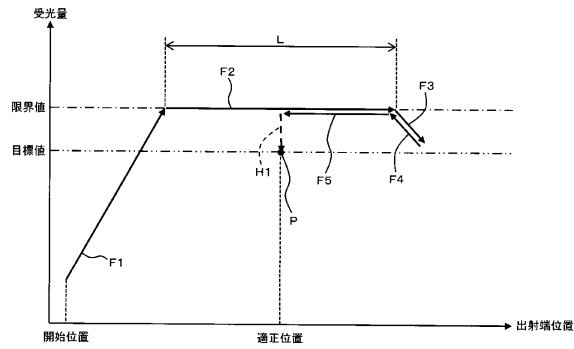
【図 7】



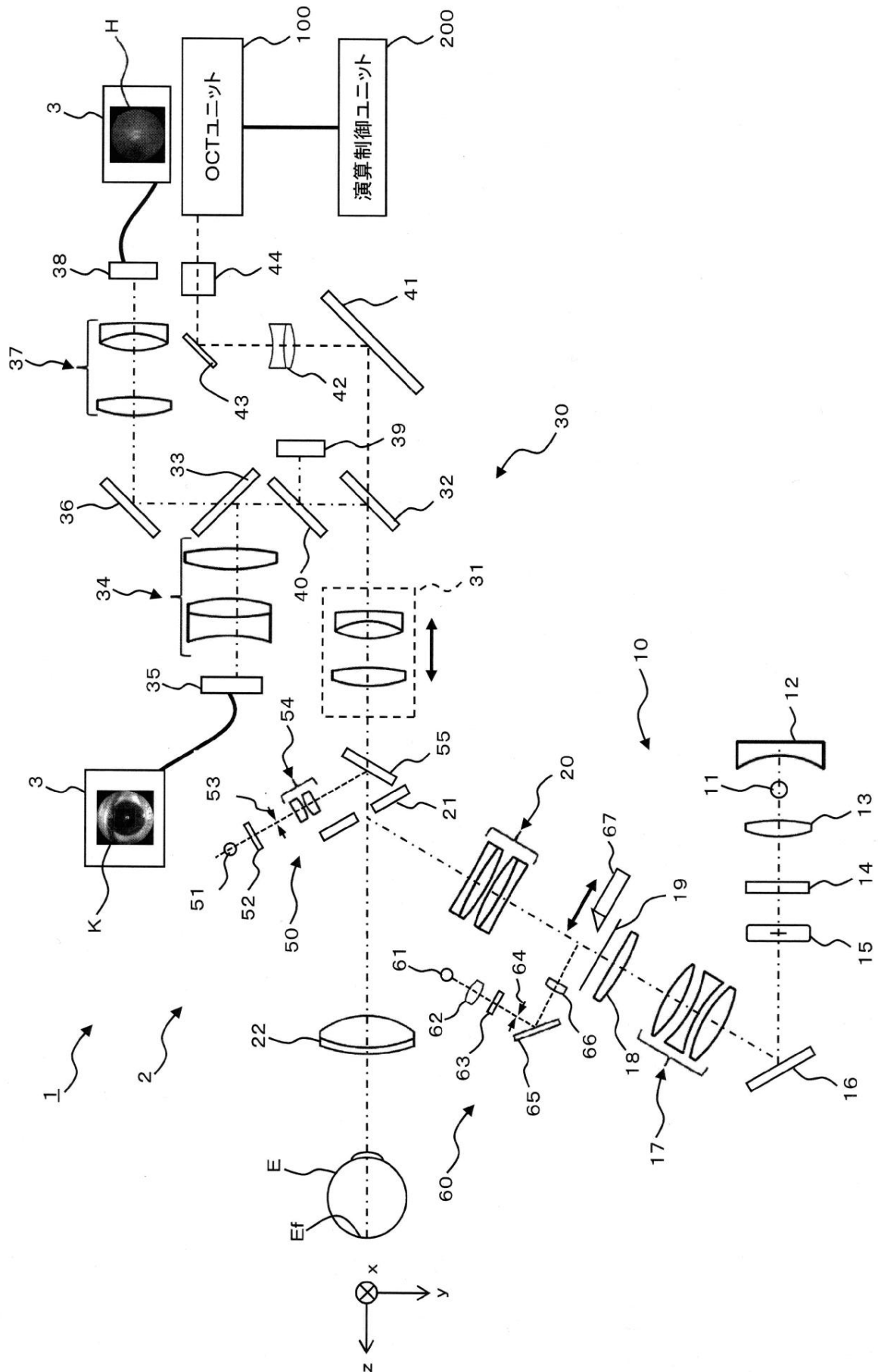
【図 8】



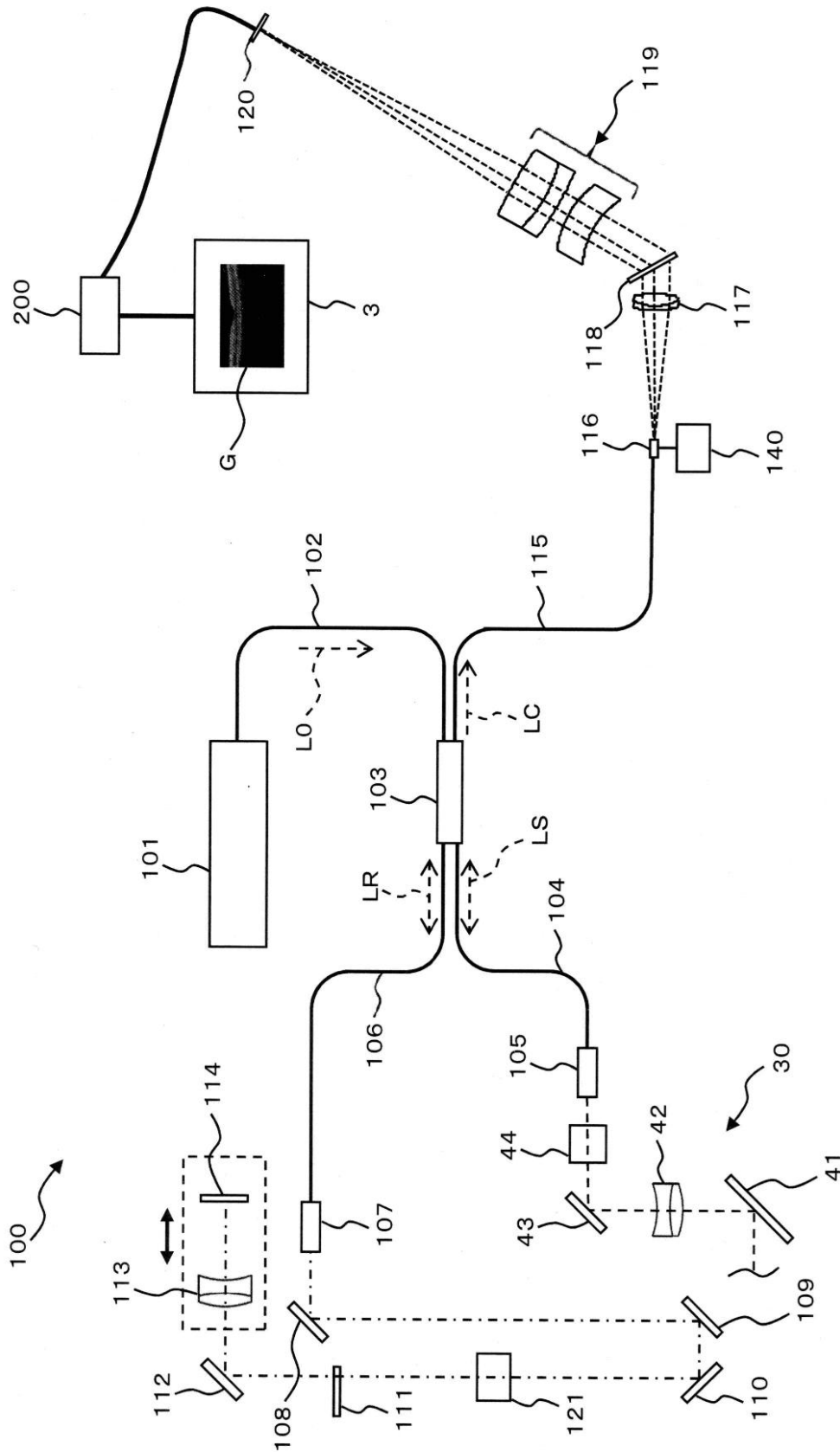
【図 9】



【図 1】



【 図 2 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2008-203246(JP,A)
特開2009-087240(JP,A)
実公平04-035855(JP,Y2)
特開2007-151622(JP,A)
五十嵐健二, “光軸調整方法”, 東芝技術公開集, 1992年 5月25日, pp.105-108, Doc.
ID: 92-4662

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G01N21/00-21/61
G01J1/00-11/00
A61B1/00-3/18
A61B10/00
JSTPlus(JDreamIII)