

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5437755号
(P5437755)

(45) 発行日 平成26年3月12日(2014.3.12)

(24) 登録日 平成25年12月20日(2013.12.20)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

F I

A 6 1 B 3/10

R

請求項の数 23 (全 36 頁)

(21) 出願番号	特願2009-223312 (P2009-223312)	(73) 特許権者	000220343
(22) 出願日	平成21年9月28日 (2009.9.28)		株式会社トプコン
(65) 公開番号	特開2010-264225 (P2010-264225A)		東京都板橋区蓮沼町75番1号
(43) 公開日	平成22年11月25日 (2010.11.25)	(74) 代理人	110000866
審査請求日	平成24年7月13日 (2012.7.13)		特許業務法人三澤特許事務所
(31) 優先権主張番号	特願2009-99447 (P2009-99447)	(72) 発明者	小泉 浩
(32) 優先日	平成21年4月15日 (2009.4.15)		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	春本 考樹
			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	木川 勉
			東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社
			トプコン内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼底観察装置

(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、被検眼の眼底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し、前記生成された干渉光を検出する光学系と、

前記眼底に対して前記信号光を走査して複数の走査点に順次に前記信号光を照射させる走査手段と、

前記光学系による前記干渉光の検出結果に基づいて、前記複数の走査点のそれぞれにおいて前記眼底の深度方向に延びる1次元画像を形成する画像形成手段と、

前記信号光が走査されているときに、所定の時間間隔で前記眼底の位置を検出する検出手段と、

前記検出された前記眼底の位置の時間変化に基づいて、前記眼底表面方向における前記複数の1次元画像の位置ズレ量を算出する演算手段と、

を備えることを特徴とする眼底観察装置。

【請求項2】

前記所定の時間間隔は、前記複数の走査点のうちの一の走査点に前記信号光が照射されてから次の走査点に前記信号光が照射されるまでの走査時間間隔の略整数倍とされ、

前記走査手段により前記複数の走査点に順次に前記信号光が照射されているときに、前記検出手段は、当該整数個の走査点が前記走査される度毎に前記眼底の位置を検出し、

前記演算手段は、前記複数の1次元画像を当該整数個毎の1次元画像群に分割し、各1

10

20

次元画像群に対応する当該整数個の走査点が前記走査されていたときの前記眼底の位置の検出結果に基づいて各 1 次元画像群の位置を特定し、前記特定された各 1 次元画像群の位置に基づいて前記位置ズレ量を算出する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。

【請求項 3】

前記整数は 1 であり、

前記 1 次元画像群は一つの 1 次元画像からなり、

前記演算手段は、前記複数の 1 次元画像のそれぞれについて、当該 1 次元画像に対応する走査点が前記走査されていたときの前記眼底の位置の検出結果に基づいて当該 1 次元画像の位置を特定し、該特定された前記複数の位置に基づいて前記位置ズレ量を算出する、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の眼底観察装置。

【請求項 4】

前記整数は 2 以上であり、

前記 1 次元画像群は二つ以上の 1 次元画像からなり、

前記演算手段は、一の前記 1 次元画像群に対応する二つ以上の走査点が前記走査されていたときの前記眼底の位置の検出結果と、次の前記 1 次元画像群に対応する二つ以上の走査点が前記走査されていたときの前記眼底の位置の検出結果とに基づいて、前記一の 1 次元画像群及び / 又は前記次の 1 次元画像群に含まれる 1 次元画像の前記位置ズレ量を推定する、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の眼底観察装置。

【請求項 5】

前記検出手段は、前記走査手段により前記信号光が走査されているときの前記眼底を前記所定の時間間隔で撮影して動画像を形成する撮影手段と、前記動画像を形成する各静止画像における前記眼底の特徴部位の画像領域を特定する画像領域特定手段とを含み、前記各静止画像における前記画像領域の位置を前記眼底の位置として求める、

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眼底観察装置。

【請求項 6】

前記演算手段は、前記画像領域特定手段により前記画像領域が特定されない静止画像があったときに、当該静止画像に対応する 1 次元画像の走査点を特定する走査点特定手段を含み、

前記走査手段は、該特定された走査点に前記信号光を再度照射し、

前記画像形成手段は、該再度照射された前記信号光と前記参照光との干渉光の検出結果に基づいて新たな 1 次元画像を形成する、

ことを特徴とする請求項 5 に記載の眼底観察装置。

【請求項 7】

前記演算手段は、前記算出された前記位置ズレ量に基づいて、前記眼底表面方向における前記複数の 1 次元画像の位置を補正する第 1 補正手段を含む、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか一項に記載の眼底観察装置。

【請求項 8】

前記信号光が走査されているときに、前記演算手段は、前記所定の時間間隔で順次に前記検出される前記眼底の位置に基づいて前記位置ズレ量を順次に算出し、

前記順次に算出される前記位置ズレ量に基づき前記走査手段を制御して前記眼底に対する前記信号光の照射位置を補正する制御手段を備える、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか一項に記載の眼底観察装置。

【請求項 9】

前記複数の走査点は所定の走査線に沿って配列され、

前記走査手段は、前記所定の走査線に沿って前記信号光を反復走査し、

前記画像形成手段は、前記反復走査に応じて前記複数の走査点に対応する前記複数の 1 次元画像を反復形成し、

前記演算手段は、前記反復形成に応じて前記位置ズレ量を反復算出し、

10

20

30

40

50

前記反復算出される各位置ズレ量が所定の許容範囲に含まれるか判断する判断手段と、
前記所定の許容範囲に含まれると前記判断された位置ズレ量に対応する前記複数の１次元画像の組を、各走査点に対応する１次元画像毎に重ね合わせる画像重畳手段と、
を備え、

前記画像形成手段は、前記重ね合わせにより形成された新たな複数の１次元画像を前記複数の走査点の配列に応じて並べることにより、前記所定の走査線に沿う断層像を形成する、

ことを特徴とする請求項１～請求項６のいずれか一項に記載の眼底観察装置。

【請求項１０】

前記演算手段は、前記算出された前記位置ズレ量が所定値以上である１次元画像を特定する画像特定手段を含み、

10

前記走査手段は、前記画像特定手段により特定された各１次元画像に対応する走査点に向けて前記信号光を再度照射し、

前記画像形成手段は、前記再度照射された前記信号光と前記参照光との干渉光の検出結果に基づいて当該走査点における新たな１次元画像を形成する、

ことを特徴とする請求項１～請求項６のいずれか一項に記載の眼底観察装置。

【請求項１１】

前記複数の走査点は所定の走査線に沿って配列され、

前記演算手段は、前記算出された位置ズレ量に基づき、前記複数の走査点のそれぞれについて、前記複数の１次元画像のうち当該走査点の本来の位置に最も近い１次元画像を選択する画像選択手段を含み、

20

前記画像形成手段は、前記選択された１次元画像を前記複数の走査点の配列に応じて並べることにより、前記所定の走査線に沿う断層像を形成する、

ことを特徴とする請求項１～請求項６のいずれか一項に記載の眼底観察装置。

【請求項１２】

前記演算手段は、前記走査手段により別途に走査された信号光と参照光との干渉光の検出結果に基づき前記画像形成手段により形成された前記別途の走査の方向に並ぶ別途の１次元画像群に基づいて、前記深度方向における前記複数の１次元画像の位置ズレ量を算出する、

ことを特徴とする請求項１～請求項１１のいずれか一項に記載の眼底観察装置。

30

【請求項１３】

前記走査手段は、前記別途の走査として、前記複数の走査点の配列方向に交差する走査線に沿う所定数の走査点に順次に前記信号光を照射させ、

前記画像形成手段は、前記所定数の走査点のそれぞれにおける前記１次元画像を形成し、該形成された前記所定数の１次元画像に基づいて前記走査線に対応する断層像を形成し、

前記演算手段は、前記断層像における前記眼底の特徴層の画像領域を特定し、前記複数の走査点を並べて形成される断層像における前記特徴層の画像領域を特定し、前記走査線に対応する前記画像領域と前記複数の走査点に対応する前記画像領域との前記深度方向における変位を算出し、該算出された変位に基づいて前記深度方向における前記複数の１次元画像の位置ズレ量を算出する、

40

ことを特徴とする請求項１２に記載の眼底観察装置。

【請求項１４】

前記演算手段は、前記算出された前記深度方向における前記位置ズレ量に基づいて、前記深度方向における前記複数の１次元画像の位置を補正する第２補正手段を含む、

ことを特徴とする請求項１２又は請求項１３に記載の眼底観察装置。

【請求項１５】

光源からの光を信号光と参照光とに分割し、被検眼の眼底を經由した前記信号光と参照光路を經由した参照光とを重ねさせて干渉光を生成し、前記生成された干渉光を検出する光学系と、

50

前記眼底に対して前記信号光を２次元的に走査する走査手段と、
前記干渉光の検出結果に基づいて、前記信号光が２次元的に走査された前記眼底の領域
に対応する３次元画像を形成する画像形成手段と、
前記信号光が２次元的に走査されているときの前記眼底の動画像を形成する撮影手段と、

該形成された動画像に基づいて前記３次元画像の眼底表面方向における位置を補正し、
かつ、前記走査手段により別途に走査された信号光と参照光との干渉光の検出結果に基づ
き前記画像形成手段により形成された前記眼底の断層像に基づいて、前記３次元画像の眼
底深度方向における位置を補正する補正手段と、
を備えることを特徴とする眼底観察装置。

10

【請求項１６】

前記走査手段は、前記２次元的な走査として、互いに平行な複数の走査線のそれぞれに
沿うように前記信号光を走査し、

前記画像形成手段は、前記複数の走査線のそれぞれに対応する断層像を形成し、該形成
された複数の断層像に基づいて前記３次元画像を形成し、

前記撮影手段は、前記複数の走査線のそれぞれに沿うように前記信号光が走査されてい
るときの静止画像を形成することにより前記動画像を形成し、

前記補正手段は、前記複数の静止画像のそれぞれにおける前記眼底の特徴部位の画像領
域を特定し、前記複数の静止画像における前記画像領域の位置ズレ量を算出し、前記算出
された位置ズレ量に基づいて前記複数の断層像の相対位置を補正することにより前記３次
元画像の前記眼底表面方向における位置を補正する、

20

ことを特徴とする請求項１５に記載の眼底観察装置。

【請求項１７】

前記補正手段は、前記相対位置が補正された後の前記複数の断層像の間隔を算出し、

前記画像形成手段は、該算出された間隔及び前記複数の断層像に基づいて、等間隔に並
ぶ複数の断層像を形成し、該形成された等間隔の断層像に基づいて３次元画像を形成する

ことを特徴とする請求項１６に記載の眼底観察装置。

【請求項１８】

前記走査手段は、前記２次元的な走査として、互いに平行な複数の走査線のそれぞれに
沿うように前記信号光を走査し、

30

前記画像形成手段は、前記複数の走査線のそれぞれに対応する断層像を形成し、該形成
された複数の断層像に基づいて前記３次元画像を形成し、

前記撮影手段は、前記複数の走査線のそれぞれに沿うように前記信号光が走査されてい
るときの静止画像を形成することにより前記動画像を形成し、

前記補正手段は、前記複数の静止画像のそれぞれにおける前記眼底の特徴部位の画像領
域を特定し、前記複数の静止画像における前記画像領域の位置ズレ量を算出し、前記算出
された位置ズレ量が所定値以上であるか判断し、

前記位置ズレ量が所定値以上であると判断されたときに、前記走査手段は、前記位置ズ
レ量が所定値以上と判断された静止画像に対応する断層像の走査線の近傍領域に位置する
走査線に沿うように前記信号光を再度走査し、

40

前記画像形成手段は、前記再度走査された前記信号光と前記参照光との干渉光の検出結
果に基づいて新たな断層像を形成し、前記新たな断層像に基づいて前記近傍領域に対応す
る３次元画像を形成する、

ことを特徴とする請求項１５に記載の眼底観察装置。

【請求項１９】

前記画像形成手段は、前記位置ズレ量が所定値未満と判断された前記静止画像に対応す
る断層像と前記新たな断層像とに基づいて前記３次元画像を形成する、

ことを特徴とする請求項１８に記載の眼底観察装置。

【請求項２０】

50

前記走査手段は、前記２次元的な走査として、互いに平行な複数の走査線のそれぞれに沿うように前記信号光を走査し、

前記画像形成手段は、前記複数の走査線のそれぞれに対応する断層像を形成し、該形成された複数の断層像に基づいて前記３次元画像を形成し、

前記撮影手段は、前記複数の走査線のそれぞれに沿うように前記信号光が走査されているときの静止画像を形成することにより前記動画像を形成し、

前記補正手段は、前記複数の静止画像のそれぞれにおける前記眼底の特徴部位の画像領域を特定し、前記複数の静止画像における前記画像領域の位置ズレ量を算出し、前記複数の走査線のそれぞれについて、前記算出された位置ズレ量に基づき、前記複数の断層像のうち当該走査線の本来の位置に最も近い断層像を選択し、

10

前記画像形成手段は、前記選択された断層像に基づいて前記３次元画像を形成する、ことを特徴とする請求項１５に記載の眼底観察装置。

【請求項２１】

前記特徴部位の画像領域が特定されない前記静止画像があったときに、前記補正手段は、当該静止画像に対応する断層像の走査線を特定し、

前記走査手段は、該特定された走査線に沿うように前記信号光を再度走査し、

前記画像形成手段は、該再度走査された前記信号光と前記参照光との干渉光の検出結果に基づいて新たな断層像を形成し、前記新たな断層像に基づいて当該走査線に対応する領域の３次元画像を形成する、

ことを特徴とする請求項１６～請求項２０のいずれか一項に記載の眼底観察装置。

20

【請求項２２】

前記画像形成手段は、前記複数の走査線のそれぞれにおける所定の端部領域に相当する当該断層像中の画像領域を除く中央部分のみに基づいて前記眼底の３次元画像を形成する、

ことを特徴とする請求項１６～請求項２１のいずれか一項に記載の眼底観察装置。

【請求項２３】

前記走査手段は、前記別途の走査として、前記複数の走査線に交差する所定数の補正用走査線のそれぞれに沿うように前記信号光を走査し、

前記画像形成手段は、前記補正用走査線のそれぞれに対応する補正用断層像を形成し、

前記補正手段は、該形成された前記所定数の補正用断層像における前記眼底の特徴層の画像領域を特定し、前記特定された画像領域と前記複数の断層像のそれぞれにおける前記特徴層の画像領域との深度位置を合わせるように前記複数の断層像のそれぞれを前記眼底深度方向に移動させることにより前記３次元画像の前記眼底深度方向における位置を補正する、

30

ことを特徴とする請求項１５に記載の眼底観察装置。

【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）を用いて眼底の画像を形成する眼底観察装置に関する。

40

【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光コヒーレンストモグラフィが注目を集めている。光コヒーレンストモグラフィは、Ｘ線ＣＴ装置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。

【０００３】

特許文献１には、光コヒーレンストモグラフィ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

50

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 Optical Coherence Tomography)」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、スペクトラルドメイン (Spectral Domain) とも呼ばれる。

10

【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。

20

【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。なお、スウェプトソースタイプはフーリエドメインタイプの一例である。

30

【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、或いはエンフェイス (en-face) タイプなどと呼ばれる。

【0009】

特許文献5には、光コヒーレンストモグラフィを眼科分野に適用した構成が開示されている。この眼底観察装置によれば、眼底の断層像や3次元画像を取得できる。なお、OCT装置が眼科分野に応用される以前には、眼底カメラ等の眼底観察装置が利用されていた (たとえば特許文献6を参照)。

40

【0010】

光コヒーレンストモグラフィを用いた眼底観察装置は、眼底を前方から撮影するだけの眼底カメラと比較して、眼底の断層像や3次元画像を取得できるという利点がある。そのため、診断精度の向上や病変の早期発見への寄与が期待されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【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

50

【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
【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

眼底の3次元画像を取得する際には信号光を2次元的にスキャン（走査）させて計測を行う。このスキャンには数秒程度の時間が掛かる。よって、スキャン中に被検眼が移動したり（固視ズレなど）、瞬きをしてしまったりするおそれがある。そうすると、3次元画像が歪んでしまったり、計測対象領域の一部の画像が得られなくなったりするなど、画像の確度が低下してしまう。

10

【0013】

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、その目的は、信号光のスキャン中に被検眼の移動や瞬きが発生した場合であっても高確度なOCT画像を取得することが可能な眼底観察装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0014】

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、被検眼の眼底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し、前記生成された干渉光を検出する光学系と、前記眼底に対して前記信号光を走査して複数の走査点に順次に前記信号光を照射させる走査手段と、前記光学系による前記干渉光の検出結果に基づいて、前記複数の走査点のそれぞれにおいて前記眼底の深度方向に延びる1次元画像を形成する画像形成手段と、前記信号光が走査されているときに、所定の時間間隔で前記眼底の位置を検出する検出手段と、前記検出された前記眼底の位置の時間変化に基づいて、前記眼底表面方向における前記複数の1次元画像の位置ズレ量を算出する演算手段と、を備えることを特徴とする眼底観察装置である。

20

また、請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の眼底観察装置であって、前記所定の時間間隔は、前記複数の走査点のうちの一の走査点に前記信号光が照射されてから次の走査点に前記信号光が照射されるまでの走査時間間隔の略整数倍とされ、前記走査手段により前記複数の走査点に順次に前記信号光が照射されているときに、前記検出手段は、当該整数個の走査点が前記走査される度毎に前記眼底の位置を検出し、前記演算手段は、前記複数の1次元画像を当該整数個毎の1次元画像群に分割し、各1次元画像群に対応する当該整数個の走査点が前記走査されていたときの前記眼底の位置の検出結果に基づいて各1次元画像群の位置を特定し、前記特定された各1次元画像群の位置に基づいて前記位置ズレ量を算出する、ことを特徴とする。

30

また、請求項3に記載の発明は、請求項2に記載の眼底観察装置であって、前記整数は1であり、前記1次元画像群は一つの1次元画像からなり、前記演算手段は、前記複数の1次元画像のそれぞれについて、当該1次元画像に対応する走査点が前記走査されていたときの前記眼底の位置の検出結果に基づいて当該1次元画像の位置を特定し、該特定された前記複数の位置に基づいて前記位置ズレ量を算出する、ことを特徴とする。

40

また、請求項4に記載の発明は、請求項2に記載の眼底観察装置であって、前記整数は2以上であり、前記1次元画像群は二つ以上の1次元画像からなり、前記演算手段は、一の前記1次元画像群に対応する二つ以上の走査点が前記走査されていたときの前記眼底の位置の検出結果と、次の前記1次元画像群に対応する二つ以上の走査点が前記走査されていたときの前記眼底の位置の検出結果とに基づいて、前記一の1次元画像群及び/又は前記次の1次元画像群に含まれる1次元画像の前記位置ズレ量を推定する、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眼底観察装置であって、前記検出手段は、前記走査手段により前記信号光が走査されているときの

50

前記眼底を前記所定の時間間隔で撮影して動画像を形成する撮影手段と、前記動画像を形成する各静止画像における前記眼底の特徴部位の画像領域を特定する画像領域特定手段とを含み、前記各静止画像における前記画像領域の位置を前記眼底の位置として求める、ことを特徴とする。

また、請求項 6 に記載の発明は、請求項 5 に記載の眼底観察装置であって、前記演算手段は、前記画像領域特定手段により前記画像領域が特定されない静止画像があったときに、当該静止画像に対応する 1 次元画像の走査点を特定する走査点特定手段を含み、前記走査手段は、該特定された走査点に前記信号光を再度照射し、前記画像形成手段は、該再度照射された前記信号光と前記参照光との干渉光の検出結果に基づいて新たな 1 次元画像を形成する、ことを特徴とする。

10

また、請求項 7 に記載の発明は、請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか一項に記載の眼底観察装置であって、前記演算手段は、前記算出された前記位置ズレ量に基づいて、前記眼底表面方向における前記複数の 1 次元画像の位置を補正する第 1 補正手段を含む、ことを特徴とする。

また、請求項 8 に記載の発明は、請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか一項に記載の眼底観察装置であって、前記信号光が走査されているときに、前記演算手段は、前記所定の時間間隔で順次に前記検出される前記眼底の位置に基づいて前記位置ズレ量を順次に算出し、前記順次に算出される前記位置ズレ量に基づき前記走査手段を制御して前記眼底に対する前記信号光の照射位置を補正する制御手段を備える、ことを特徴とする。

また、請求項 9 に記載の発明は、請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか一項に記載の眼底観察装置であって、前記複数の走査点は所定の走査線に沿って配列され、前記走査手段は、前記所定の走査線に沿って前記信号光を反復走査し、前記画像形成手段は、前記反復走査に応じて前記複数の走査点に対応する前記複数の 1 次元画像を反復形成し、前記演算手段は、前記反復形成に応じて前記位置ズレ量を反復算出し、前記反復算出される各位置ズレ量が所定の許容範囲に含まれるか判断する判断手段と、前記所定の許容範囲に含まれると前記判断された位置ズレ量に対応する前記複数の 1 次元画像の組を、各走査点に対応する 1 次元画像毎に重ね合わせる画像重畳手段と、を備え、前記画像形成手段は、前記重ね合わせにより形成された新たな複数の 1 次元画像を前記複数の走査点の配列に応じて並べることにより、前記所定の走査線に沿う断層像を形成する、ことを特徴とする。

20

また、請求項 10 に記載の発明は、請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか一項に記載の眼底観察装置であって、前記演算手段は、前記算出された前記位置ズレ量が所定値以上である 1 次元画像を特定する画像特定手段を含み、前記走査手段は、前記画像特定手段により特定された各 1 次元画像に対応する走査点に向けて前記信号光を再度照射し、前記画像形成手段は、前記再度照射された前記信号光と前記参照光との干渉光の検出結果に基づいて当該走査点における新たな 1 次元画像を形成する、ことを特徴とする。

30

また、請求項 11 に記載の発明は、請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか一項に記載の眼底観察装置であって、前記複数の走査点は所定の走査線に沿って配列され、前記演算手段は、前記算出された位置ズレ量に基づき、前記複数の走査点のそれぞれについて、前記複数の 1 次元画像のうち当該走査点の本来の位置に最も近い 1 次元画像を選択する画像選択手段を含み、前記画像形成手段は、前記選択された 1 次元画像を前記複数の走査点の配列に応じて並べることにより、前記所定の走査線に沿う断層像を形成する、ことを特徴とする。

40

また、請求項 12 に記載の発明は、請求項 1 ~ 請求項 11 のいずれか一項に記載の眼底観察装置であって、前記演算手段は、前記走査手段により別途に走査された信号光と参照光との干渉光の検出結果に基づき前記画像形成手段により形成された前記別途の走査の方向に並ぶ別途の 1 次元画像群に基づいて、前記深度方向における前記複数の 1 次元画像の位置ズレ量を算出する、ことを特徴とする。

また、請求項 13 に記載の発明は、請求項 12 に記載の眼底観察装置であって、前記走査手段は、前記別途の走査として、前記複数の走査点の配列方向に交差する走査線に沿う所定数の走査点に順次に前記信号光を照射させ、前記画像形成手段は、前記所定数の走査点のそれぞれにおける前記 1 次元画像を形成し、該形成された前記所定数の 1 次元画像に

50

に基づいて前記走査線に対応する断層像を形成し、前記演算手段は、前記断層像における前記眼底の特徴層の画像領域を特定し、前記複数の走査点を並べて形成される断層像における前記特徴層の画像領域を特定し、前記走査線に対応する前記画像領域と前記複数の走査点に対応する前記画像領域との前記深度方向における変位を算出し、該算出された変位に基づいて前記深度方向における前記複数の1次元画像の位置ズレ量を算出する、ことを特徴とする。

また、請求項14に記載の発明は、請求項12又は請求項13に記載の眼底観察装置であって、前記演算手段は、前記算出された前記深度方向における前記位置ズレ量に基づいて、前記深度方向における前記複数の1次元画像の位置を補正する第2補正手段を含む、ことを特徴とする。

10

また、請求項15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、被検眼の眼底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し、前記生成された干渉光を検出する光学系と、前記眼底に対して前記信号光を2次元的に走査する走査手段と、前記干渉光の検出結果に基づいて、前記信号光が2次元的に走査された前記眼底の領域に対応する3次元画像を形成する画像形成手段と、前記信号光が2次元的に走査されているときの前記眼底の動画像を形成する撮影手段と、該形成された動画像に基づいて前記3次元画像の眼底表面方向における位置を補正し、かつ、前記走査手段により別途に走査された信号光と参照光との干渉光の検出結果に基づき前記画像形成手段により形成された前記眼底の断層像に基づいて、前記3次元画像の眼底深度方向における位置を補正する補正手段と、を備えることを特徴とする眼底観察装置である。

20

また、請求項16に記載の発明は、請求項15に記載の眼底観察装置であって、前記走査手段は、前記2次元的な走査として、互いに平行な複数の走査線のそれぞれに沿うように前記信号光を走査し、前記画像形成手段は、前記複数の走査線のそれぞれに対応する断層像を形成し、該形成された複数の断層像に基づいて前記3次元画像を形成し、前記撮影手段は、前記複数の走査線のそれぞれに沿うように前記信号光が走査されているときの静止画像を形成することにより前記動画像を形成し、前記補正手段は、前記複数の静止画像のそれぞれにおける前記眼底の特徴部位の画像領域を特定し、前記複数の静止画像における前記画像領域の位置ズレ量を算出し、前記算出された位置ズレ量に基づいて前記複数の断層像の相対位置を補正することにより前記3次元画像の前記眼底表面方向における位置を補正する、ことを特徴とする。

30

また、請求項17に記載の発明は、請求項16に記載の眼底観察装置であって、前記補正手段は、前記相対位置が補正された後の前記複数の断層像の間隔を算出し、前記画像形成手段は、該算出された間隔及び前記複数の断層像に基づいて、等間隔に並ぶ複数の断層像を形成し、該形成された等間隔の断層像に基づいて3次元画像を形成する、ことを特徴とする。

また、請求項18に記載の発明は、請求項15に記載の眼底観察装置であって、前記走査手段は、前記2次元的な走査として、互いに平行な複数の走査線のそれぞれに沿うように前記信号光を走査し、前記画像形成手段は、前記複数の走査線のそれぞれに対応する断層像を形成し、該形成された複数の断層像に基づいて前記3次元画像を形成し、前記撮影手段は、前記複数の走査線のそれぞれに沿うように前記信号光が走査されているときの静止画像を形成することにより前記動画像を形成し、前記補正手段は、前記複数の静止画像のそれぞれにおける前記眼底の特徴部位の画像領域を特定し、前記複数の静止画像における前記画像領域の位置ズレ量を算出し、前記算出された位置ズレ量が所定値以上であるか判断し、前記位置ズレ量が所定値以上であると判断されたときに、前記走査手段は、前記位置ズレ量が所定値以上と判断された静止画像に対応する断層像の走査線の近傍領域に位置する走査線に沿うように前記信号光を再度走査し、前記画像形成手段は、前記再度走査された前記信号光と前記参照光との干渉光の検出結果に基づいて新たな断層像を形成し、前記新たな断層像に基づいて前記近傍領域に対応する3次元画像を形成する、ことを特徴とする。

40

また、請求項19に記載の発明は、請求項18に記載の眼底観察装置であって、前記画

50

像形成手段は、前記位置ズレ量が所定値未満と判断された前記静止画像に対応する断層像と前記新たな断層像とに基づいて前記３次元画像を形成する、ことを特徴とする。

また、請求項２０に記載の発明は、請求項１５に記載の眼底観察装置であって、前記走査手段は、前記２次元的な走査として、互いに平行な複数の走査線のそれぞれに沿うように前記信号光を走査し、前記画像形成手段は、前記複数の走査線のそれぞれに対応する断層像を形成し、該形成された複数の断層像に基づいて前記３次元画像を形成し、前記撮影手段は、前記複数の走査線のそれぞれに沿うように前記信号光が走査されているときの静止画像を形成することにより前記動画像を形成し、前記補正手段は、前記複数の静止画像のそれぞれにおける前記眼底の特徴部位の画像領域を特定し、前記複数の静止画像における前記画像領域の位置ズレ量を算出し、前記複数の走査線のそれぞれについて、前記算出された位置ズレ量に基づき、前記複数の断層像のうち当該走査線の本来の位置に最も近い断層像を選択し、前記画像形成手段は、前記選択された断層像に基づいて前記３次元画像を形成する、ことを特徴とする。

10

また、請求項２１に記載の発明は、請求項１６～請求項２０のいずれか一項に記載の眼底観察装置であって、前記特徴部位の画像領域が特定されない前記静止画像があったときに、前記補正手段は、当該静止画像に対応する断層像の走査線を特定し、前記走査手段は、該特定された走査線に沿うように前記信号光を再度走査し、前記画像形成手段は、該再度走査された前記信号光と前記参照光との干渉光の検出結果に基づいて新たな断層像を形成し、前記新たな断層像に基づいて当該走査線に対応する領域の３次元画像を形成する、ことを特徴とする。

20

また、請求項２２に記載の発明は、請求項１６～請求項２１のいずれか一項に記載の眼底観察装置であって、前記画像形成手段は、前記複数の走査線のそれぞれにおける所定の端部領域に相当する当該断層像中の画像領域を除く中央部分のみに基づいて前記眼底の３次元画像を形成する、ことを特徴とする。

また、請求項２３に記載の発明は、請求項１５に記載の眼底観察装置であって、前記走査手段は、前記別途の走査として、前記複数の走査線に交差する所定数の補正用走査線のそれぞれに沿うように前記信号光を走査し、前記画像形成手段は、前記補正用走査線のそれぞれに対応する補正用断層像を形成し、前記補正手段は、該形成された前記所定数の補正用断層像における前記眼底の特徴層の画像領域を特定し、前記特定された画像領域と前記複数の断層像のそれぞれにおける前記特徴層の画像領域との深度位置を合わせるように前記複数の断層像のそれぞれを前記眼底深度方向に移動させることにより前記３次元画像の前記眼底深度方向における位置を補正する、ことを特徴とする。

30

【発明の効果】

【００１５】

この発明に係る眼底観察装置によれば、信号光が走査されているときに、所定の時間間隔で前記眼底の位置を検出し、検出された眼底の位置の時間変化に基づいて、眼底表面方向における複数の１次元画像の位置ズレ量を算出することができる。この位置ズレ量に基づいて複数の１次元画像の位置を補正することで、信号光のスキャン中に被検眼の移動や瞬きが発生した場合であっても高確度なＯＣＴ画像を取得することが可能である。

【００１６】

40

また、この発明に係る眼底観察装置によれば、眼底の動画像に基づいて眼底の３次元画像の眼底表面方向における位置を補正し、かつ、走査手段により別途に走査された信号光と参照光との干渉光の検出結果に基づく眼底の断層像に基づいて３次元画像の眼底深度方向における位置を補正することができるので、信号光のスキャン中に被検眼の移動や瞬きが発生した場合であっても高確度な３次元画像（ＯＣＴ画像）を取得することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【００１７】

【図１】この発明に係る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。

50

【図 3】この発明に係る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 5】この発明に係る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 7】眼底の深度方向に延びる 1 次元画像（A スキャン像）の位置ズレについて説明するための概略図である。

10

【図 8】この発明に係る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 9】この発明に係る眼底観察装置の実施形態の変形例による 1 次元画像（A スキャン像）の位置ズレ量を推定する処理を説明するための概略図である。

【図 10】この発明に係る眼底観察装置の実施形態の変形例の構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図 11】この発明に係る眼底観察装置の実施形態の変形例の構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図 12】この発明に係る眼底観察装置の実施形態の変形例の構成の一例を表す概略ブロック図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0018】

この発明に係る眼底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。

【0019】

この発明に係る眼底観察装置は、光コヒーレンストモグラフィを用いて眼底の断層像を形成する。この眼底観察装置には、フーリエドメインタイプやスウェプトソースタイプなど、信号光の走査を伴う任意のタイプの光コヒーレンストモグラフィを適用することが可能である。なお、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。

30

【0020】

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。

【0021】

< 第 1 の実施形態 >

〔構成〕

図 1 及び図 2 に示すように、眼底観察装置 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。

40

【0022】

〔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

50

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を取得可能に構成されていてもよい。

【 0 0 2 3 】

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、従来の眼底カメラと同様に、照明光学系 1 0 と撮影光学系 3 0 が設けられている。照明光学系 1 0 は眼底 E f に照明光を照射する。撮影光学系 3 0 は、この照明光の眼底反射光を撮像装置 (C C D イメージセンサ 3 5 、 3 8) に導く。また、撮影光学系 3 0 は、O C T ユニット 1 0 0 からの信号光 L S を眼底 E f に導くとともに、眼底 E f を経由した信号光 L S を O C T ユニット 1 0 0 に導く。

10

【 0 0 2 4 】

照明光学系 1 0 の観察光源 1 1 は、たとえばハロゲンランプにより構成される。観察光源 1 1 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 1 2 により反射され、集光レンズ 1 3 を経由し、可視カットフィルタ 1 4 を透過して近赤外光となる。更に、観察照明光は、撮影光源 1 5 の近傍にて一旦集束し、ミラー 1 6 により反射され、リレーレンズ 1 7 、 1 8 、絞り 1 9 、及びリレーレンズ 2 0 を経由する。そして、観察照明光は、孔開きミラー 2 1 の周辺部 (孔部の周囲の領域) にて反射され、対物レンズ 2 2 を経由して眼底 E f を照明する。

【 0 0 2 5 】

観察照明光の眼底反射光は、対物レンズ 2 2 により屈折され、孔開きミラー 2 1 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 5 5 を透過し、合焦レンズ 3 1 を経由し、ダイクロイックミラー 3 2 により反射される。更に、この眼底反射光は、ハーフミラー 4 0 を透過し、ダイクロイックミラー 3 3 により反射され、集光レンズ 3 4 により C C D イメージセンサ 3 5 の受光面に結像される。C C D イメージセンサ 3 5 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、C C D イメージセンサ 3 5 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。

20

【 0 0 2 6 】

撮影光源 1 5 は、たとえばキセノンランプにより構成される。撮影光源 1 5 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 E f 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 3 3 まで導かれ、ダイクロイックミラー 3 3 を透過し、ミラー 3 6 により反射され、集光レンズ 3 7 により C C D イメージセンサ 3 8 の受光面に結像される。表示装置 3 には、C C D イメージセンサ 3 8 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。

30

【 0 0 2 7 】

L C D (L i q u i d C r y s t a l D i s p l a y) 3 9 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、眼底撮影時や断層像形成時などに使用される。視力測定用視標は、たとえばランドルト環のように、被検眼 E の視力値を測定するために用いられる視標である。なお、視力測定用視標を単に視標と称することがある。

40

【 0 0 2 8 】

L C D 3 9 から出力された光は、その一部がハーフミラー 4 0 にて反射され、ダイクロイックミラー 3 2 に反射され、合焦レンズ 3 1 及びダイクロイックミラー 5 5 を経由し、孔開きミラー 2 1 の孔部を通過し、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 2 9 】

L C D 3 9 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 の固視位置を変更することが可能である。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 E f 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

50

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。

【 0 0 3 0 】

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 5 0 とフォーカス光学系 6 0 が設けられている。アライメント光学系 5 0 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 6 0 は、眼底 E f 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。

【 0 0 3 1 】

アライメント光学系 5 0 の L E D (L i g h t E m i t t i n g D i o d e) 5 1 から出力された光（アライメント光）は、絞り 5 2、5 3 及びリレーレンズ 5 4 を経由してダイクロイックミラー 5 5 により反射され、孔開きミラー 2 1 の孔部を通過し、対物レンズ 2 2 により被検眼 E の角膜に投影される。

【 0 0 3 2 】

アライメント光の角膜反射光は、対物レンズ 2 2 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 5 5 を透過し、合焦レンズ 3 1 を通過し、ダイクロイックミラー 3 2 により反射され、ハーフミラー 4 0 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 2 0 0 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。

【 0 0 3 3 】

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、スプリット視標板 6 3 により二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 を経由し、孔開きミラー 2 1 に反射され、対物レンズ 2 2 により眼底 E f に結像される。

【 0 0 3 4 】

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 2 0 0 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 3 1 及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。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。

【 0 0 3 5 】

ダイクロイックミラー 3 2 の後方には、ミラー 4 1、コリメータレンズ 4 2、及びガルバノミラー 4 3、4 4 を含む光路が設けられている。この光路は O C T ユニット 1 0 0 に繋がっている。

【 0 0 3 6 】

ガルバノミラー 4 4 は、O C T ユニット 1 0 0 からの信号光 L S を x 方向に走査する。ガルバノミラー 4 3 は、信号光 L S を y 方向に走査する。これら二つのガルバノミラー 4 3、4 4 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 に示す O C T ユニット 1 0 0 には、眼底 E f の断層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、従来のフーリエドメインタイプの 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し、この干渉

10

20

30

40

50

光のスペクトル成分を検出している。この検出結果（検出信号）は演算制御ユニット200に送られる。

【0038】

光源ユニット101は低コヒーレンス光L0を出力する。低コヒーレンス光L0は、たとえば、人眼には検出できない波長からなる光（不可視光）である。更に、低コヒーレンス光L0は、たとえば1050～1060nm程度の中心波長を有する近赤外光である。光源ユニット101は、スーパーluminescent diode（SLD）や、SOA（Semiconductor Optical Amplifier）等の光出力デバイスを含んで構成される。

【0039】

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によりファイバカプラ103に導かれて信号光LSと参照光LRに分割される。なお、ファイバカプラ103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。

【0040】

信号光LSは、光ファイバ104により導光され、コリメータレンズユニット105により平行光束となる。更に、信号光LSは、各ガルバノミラー44、43により反射され、コリメータレンズ42により集光され、ミラー41により反射され、ダイクロイックミラー32を透過し、LCD39からの光と同じ経路を通して眼底Efに照射される。信号光LSは、眼底Ef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LSの眼底反射光と称することがある。信号光LS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103に導かれる。

【0041】

参照光LRは、光ファイバ106により導光され、コリメータレンズユニット107により平行光束となる。更に、参照光LRは、ミラー108、109、110により反射され、ND（Neutral Density）フィルタ111により減光され、ミラー112に反射され、コリメータレンズ113により参照ミラー114の反射面に結像される。参照ミラー114に反射された参照光LRは、同じ経路を逆向きに進行してファイバカプラ103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LRの光路（参照光路）に設けてもよい。

【0042】

ファイバカプラ103は、信号光LSの眼底反射光と、参照ミラー114に反射された参照光LRとを合波する。これにより生成された干渉光LCは、光ファイバ115により導光されて出射端116から出射される。更に、干渉光LCは、コリメータレンズ117により平行光束とされ、回折格子118により分光（スペクトル分解）され、集光レンズ57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。

【0043】

CCDイメージセンサ120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。

【0044】

なお、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）イメージセンサを用いることが可能である。

【0045】

〔演算制御ユニット〕

10

20

30

40

50

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。

【００４６】

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。

【００４７】

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ＬＥＤ５１、６１の動作制御、ＬＣＤ３９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。

【００４８】

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、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の動作制御などを行う。

【００４９】

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。

【００５０】

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。

【００５１】

〔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。

【００５２】

（制御部）

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。

【００５３】

制御部２１０には、主制御部２１１と記憶部２１２が設けられている。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の走査駆動部７０及び合焦駆動部８０、更にＯＣＴユニット１００の参照駆動部１３０を制御する。

【００５４】

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。走査駆動部７０は、ガルバノミラー４３、４４とともに、この発明の「走査手段」の一例を構成する。

【００５５】

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。

【００５６】

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。

【００５７】

10

20

30

40

50

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 5 8 】

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、OCT 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 ID 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 5 9 】

(画像形成部)

画像形成部 2 2 0 は、CCD 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、FFT (Fast Fourier Transform) などの処理が含まれている。

【 0 0 6 0 】

画像形成部 2 2 0 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。

【 0 0 6 1 】

(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、画像の輝度補正や分散補正等の各種補正処理を実行する。

【 0 0 6 2 】

また、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 E f の 3 次元画像の画像データを形成する。

【 0 0 6 3 】

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 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 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 2 4 0 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。

【 0 0 6 4 】

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。

【 0 0 6 5 】

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、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。

【 0 0 6 6 】

画像処理部 2 3 0 には、x 補正部 2 3 1、y 補正部 2 3 2 及び z 補正部 2 3 3 が設けられている。x 補正部 2 3 1、y 補正部 2 3 2 及び z 補正部 2 3 3 は、それぞれ、3 次元画像の x 方向 (水平方向)、y 方向 (垂直方向) 及び z 方向 (深度方向) における位置補正を行う。x 方向及び y 方向は、眼底 E f の表面に沿った方向 (眼底表面方向) である。また、z 方向は、眼底 E f の深さ方向に沿った方向 (眼底深度方向) である。これら補正部

10

20

30

40

50

2 3 1 ~ 2 3 3 は、この発明の「補正手段」の一例である。以下、これら補正部 2 3 1 ~ 2 3 3 が実行する処理について説明する。

【 0 0 6 7 】

x 補正部 2 3 1 は、下記の 3 次元スキャンによって得られた複数の断層像の x 方向における位置を補正することにより、これら断層像に基づく 3 次元画像の x 方向の位置補正を行う。3 次元スキャンでは、y 方向に並ぶ複数の走査線に沿って信号光 L S を走査する。各走査線には、x 方向に沿って直線状に配置された複数の走査点が含まれる。3 次元スキャンを行う際には、眼底 E f の観察画像 K (動画像) が同時に取得される。観察画像 K を取得する際には、各走査線に沿った走査に対応する静止画像 (フレーム) が得られるようにフレームレートが設定される。それにより、各走査線 (各断層像) に静止画像を対応付けることができる。

10

【 0 0 6 8 】

3 次元スキャンには数秒程度の時間が掛かるので、スキャン中に被検眼 E が移動してしまったり (固視ズレ等) 、瞬きをしてしまったりするおそれがある。

【 0 0 6 9 】

このような不具合が O C T 計測中に生じたときに得られる複数の断層像 G i (i = m) の配列状態の例を図 4 に示す。図 4 は、眼底観察装置 1 側から眼底 E f を見たときの断層像 G i の配置を表している。なお、不具合が生じない状態では、x 方向 (各走査線 R i に沿う方向) へのズレもなく、かつ、走査領域 R 内に等間隔で配列された断層像 G i が得られる。

20

【 0 0 7 0 】

前述のように、3 次元スキャンを行う際には、眼底 E f の観察画像 K が同時に取得され、各走査線 R i (各断層像 G i) に対応する静止画像 (フレーム) が得られる。x 補正部 2 3 1 は、各静止画像の画素値 (輝度値) を解析し、当該静止画像における眼底 E f の特徴部位の画像領域を特定する。この特徴部位としては、たとえば視神経乳頭、黄斑、血管、血管の分岐部、病変部などがある。

【 0 0 7 1 】

次に、x 補正部 2 3 1 は、これら静止画像における上記画像領域の位置ズレ量を算出する。この処理は、たとえば、最初の眼底像 G 1 に対応する静止画像 (基準静止画像) における上記画像領域に対する、他の各断層像 G 2 ~ G m に対応する静止画像における上記画像領域の変位を演算するものである。ここで演算される変位は、x 方向の変位及び y 方向の変位である。

30

【 0 0 7 2 】

続いて、x 補正部 2 3 1 は、算出された位置ズレ量 (変位) を打ち消すように、複数の断層像 G i の x 方向における相対位置を補正する。それにより、複数の断層像 G i に基づく 3 次元画像の x 方向における位置が補正される。

【 0 0 7 3 】

更に、x 補正部 2 3 1 は、走査領域 R の端部領域 R a 、R b に含まれる各断層像 G i の一部 (端部領域) を削除する。それにより、走査領域 R の中央部分 (画像領域) R c の 3 次元画像が得られることとなる。

40

【 0 0 7 4 】

y 補正部 2 3 2 は、x 補正部 2 3 1 と同様に、静止画像に基づいて算出された上記の位置ズレ量 (変位) を打ち消すように、複数の断層像 G i の y 方向における相対位置を補正する。それにより、複数の断層像 G i に基づく 3 次元画像の y 方向における位置が補正される。なお、位置ズレ量の算出処理を y 補正部 2 3 2 が行ってもよい。

【 0 0 7 5 】

また、y 補正部 2 3 2 は、上記のようにして相対位置が補正された後の複数の断層像 G i の間隔を調整する。この処理には、断層像が疎である部分を埋め合わせる (補完する) 処理 (補完処理) と、断層像が密である部分を間引く処理 (間引き処理) とがある。

【 0 0 7 6 】

50

補完処理は、たとえば次のようにして行う。まず、 y 補正部232は、隣接する断層像 G_i 、 $G(i+1)$ ($i = 1 \sim m-1$) の間隔を演算する。このとき、走査領域 R 内の所定サイズの部分領域に含まれる断層像 G の本数を数えて断層像 G_i の密度を求めるようにしてもよい。

【0077】

次に、 y 補正部232は、算出された間隔が所定値以上であるか判断する。この所定値は、たとえば、走査領域 R のサイズと走査線 R_i の本数とに基づいて設定される。なお、断層像 G_i の密度を求める場合には、密度が所定値以下であるか判断することになる。

【0078】

間隔が所定値以上であると判断された場合、制御部210は、走査駆動部70を制御して、所定値以上の間隔の2つの断層像に挟まれた領域内に位置する走査線に沿うように信号光 LS を再度走査させる。

【0079】

画像形成部220は、再度走査された信号光 LS と参照光 LR との干渉光の検出結果に基づいて新たな断層像を形成し、画像処理部230は、これら新たな断層像に基づいて、上記領域に対応する3次元画像を形成する。

【0080】

また、 y 補正部232は、次のような処理を行うこともできる。まず、 y 補正部232は、複数の静止画像に基づいて算出された各位置ズレ量が所定値以上であるか判断する。

【0081】

位置ズレ量が所定値以上であると判断された場合、制御部210は、走査駆動部70を制御して、位置ズレ量が所定値以上と判断された静止画像に対応する断層像の走査線の近傍領域に位置する走査線に沿うように信号光 LS を再度走査させる。

【0082】

画像形成部220は、再度走査された信号光 LS と参照光 LR との干渉光の検出結果に基づいて、再度走査された走査線に沿った新たな断層像を形成する。そして、画像処理部230は、これら新たな断層像に基づいて、上記近傍領域に対応する3次元画像を形成する。また、画像処理部230は、位置ズレ量が所定値未満と判断された静止画像に対応する断層像と、新たな断層像とに基づいて3次元画像を形成することも可能である。

【0083】

更に、 y 補正部232は、次のような処理を行うこともできる。まず、 y 補正部232は、複数の走査線のそれぞれについて、複数の静止画像に基づいて算出された位置ズレ量に基づいて、複数の断層像 G_i のうち当該走査線の本来の位置に最も近い断層像を選択する。走査線の本来の位置は、走査領域 R 内に設定された走査線の座標値によって表現される。この座標値（特に y 座標値）は、走査領域 R のサイズと走査線の本数とに基づいて容易に得られる。 y 補正部232は、この座標位置の最も近くに位置する断層像を選択する。

【0084】

画像処理部230は、選択された断層像のみに基づいて3次元画像を形成する。

【0085】

また、 y 補正部232は、次のような処理を行うこともできる。複数の断層像 G_i の相対位置が補正された後に、 y 補正部232は、これら断層像 G_i の間隔を算出する。画像処理部230は、算出された間隔及びこれら断層像 G_i に基づいて、等間隔に並ぶ複数の断層像を形成する。この処理は、たとえば、 y 方向に並ぶ走査点における画素値（輝度値）に基づく線形補間処理を行って、 y 方向に等間隔に並ぶ位置における画素値を演算する。そして、演算された画素値を用いて画像を形成することにより、等間隔に並ぶ複数の断層像が得られる。更に、画像処理部230は、これら等間隔に並ぶ断層像に基づいて3次元画像を形成する。

【0086】

観察画像 K （複数の静止画像）から特徴部位の画像領域が特定されないおそれがある。

10

20

30

40

50

そうすると、上記で説明した補正処理を行えなくなってしまう。その場合、次のような処理を行うことができる。

【 0 0 8 7 】

特徴部位の画像領域が特定されない静止画像があった場合、 y 補正部 2 3 2 は、この静止画像に対応する断層像の走査線を特定する。静止画像と断層像とは前述のように対応付けられており、断層像と走査線とは一対一に対応するので、当該処理は容易に行える。

【 0 0 8 8 】

続いて、制御部 2 1 0 は、走査駆動部 7 0 を制御し、特定された走査線に沿うように信号光 LS を再度走査させる。このとき、観察画像 K も取得される。

【 0 0 8 9 】

画像形成部 2 2 0 は、再度走査された信号光 LS と参照光 LR との干渉光の検出結果に基づいて、特定された走査線に沿った新たな断層像を形成する。 x 補正部 2 3 1 や y 補正部 2 3 2 は、この新たな断層像と観察画像 K に基づいて、上記の補正処理を行うことが可能である。更に、画像処理部 2 3 0 は、新たな断層像に基づいて、特定された走査線に対応する領域の 3 次元画像を形成することができる。

【 0 0 9 0 】

z 補正部 2 3 3 は、前述のように、3次元画像（複数の断層像 G_i ）の z 方向における位置を補正する。そのために、3次元スキャンとは別にスキャンを行う（別途の走査）。この別途の走査は、複数の走査線 R_i に交差する方向の走査である。この実施形態では、別途の走査として、複数の走査線 R_i に直交する所定数の走査線（補正用走査線）のそれぞれに沿うように信号光 LS を走査させる。

【 0 0 9 1 】

画像形成部 2 2 0 は、この別途の走査によって得られた干渉光 LC の検出結果に基づいて、各補正用走査線に対応する断層像（補正用断層像）を形成する。

【 0 0 9 2 】

z 補正部 2 3 3 は、形成された所定数の補正用断層像における眼底 E_f の特徴層の画像領域を特定する。この特徴層としては、たとえば高輝度で明瞭に描写される部位（組織）のように、断層像において特定が容易な部位が選択されることが望ましい。

【 0 0 9 3 】

続いて、 z 補正部 2 3 3 は、補正用断層像における当該画像領域と各断層像 G_i における当該特徴層の画像領域との深度位置（ z 座標値）を合わせるように、各断層像 G_i を眼底深度方向（ z 方向）に移動させる。それにより、3次元画像の眼底深度方向における位置補正が可能となる。

【 0 0 9 4 】

画像形成部 2 2 0 及び画像処理部 2 3 0（特に3次元画像を形成する部分）は、この発明の「画像形成手段」の一例である。

【 0 0 9 5 】

（表示部、操作部）

表示部 2 4 0 は、前述した演算制御ユニット 2 0 0 の表示デバイスを含んで構成される。操作部 2 5 0 は、前述した演算制御ユニット 2 0 0 の操作デバイスを含んで構成される。また、操作部 2 5 0 には、眼底観察装置 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、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が操作部 2 5 0 に含まれていてもよい。また、表示部 2 4 0 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モニタなどの各種表示デバイスを含んでいてもよい。

【 0 0 9 6 】

なお、表示部 2 4 0 と操作部 2 5 0 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。

【 0 0 9 7 】

〔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特殊例と考えられる。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】

走査ユニット141は、前述のような構成により、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ので、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（x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上の領域を、前述のように走査領域と呼ぶ。たとえば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（図4の走査領域Rを参照）。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】

〔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。

【0106】

眼底観察装置1によれば、図4に示すような断層像Giが得られたとしても、観察画像Kに基づいて、断層像Gi（3次元画像）のx方向及びy方向における位置を補正することができる。

【0107】

また、眼底観察装置1によれば、断層像Gi（走査線Ri）が疎な領域について、再度スキャンを行って断層像を補完することができる。それにより、図5に示すように、疎な

10

20

30

40

50

領域 R d における走査線 R k に沿った新たな断層像 J k が取得され、これら断層像 J k に基づいて疎な領域 R d の 3 次元画像を形成できる。

【 0 1 0 8 】

更に、眼底観察装置 1 によれば、断層像 G i が密な部分について、断層像 G i を間引きすることができる。

【 0 1 0 9 】

このような補完や間引きを行うことにより、好適な間隔で配置された複数の断層像を取得でき、好適な 3 次元画像が得られる。

【 0 1 1 0 】

また、眼底観察装置 1 によれば、図 6 に示すように、走査領域 R の端部領域 R a、R b に含まれる各断層像 G i の一部（端部領域）を削除することができるので、走査領域 R の中央部分（画像領域）R c の 3 次元画像が得られる。

10

【 0 1 1 1 】

また、眼底観察装置 1 によれば、3 次元スキャンとは別途に走査された信号光 L S と参照光 L R との干渉光 L C の検出結果に基づく断層像（補正用断層像）に基づいて、3 次元画像の眼底深度方向における位置を補正することができる。

【 0 1 1 2 】

また、眼底観察装置 1 によれば、相対位置が補正された後の複数の断層像 G i の間隔を算出し、算出された間隔及び複数の断層像 G i に基づいて、等間隔に並ぶ複数の断層像を形成し、これら等間隔の断層像に基づいて 3 次元画像を形成することができる。

20

【 0 1 1 3 】

また、眼底観察装置 1 によれば、観察画像 K を構成する各静止画像における眼底 E f の特徴部位の画像領域を特定し、これら画像領域の位置ズレ量を算出し、位置ズレ量が所定値以上であると判断された場合には、位置ズレ量が所定値以上と判断された静止画像に対応する断層像の走査線の近傍領域に位置する走査線に沿うように信号光 L S を再度走査して新たな断層像を形成し、この新たな断層像に基づいて上記近傍領域に対応する 3 次元画像を形成することができる。

【 0 1 1 4 】

また、眼底観察装置 1 によれば、各走査線 R i について、上記で算出された位置ズレ量に基づき、複数の断層像 G i のうち当該走査線 R i の本来の位置に最も近い断層像を選択し、選択された断層像に基づいて 3 次元画像を形成することができる。

30

【 0 1 1 5 】

また、眼底観察装置 1 によれば、特徴部位の画像領域が特定されない静止画像があったときに、この静止画像に対応する断層像の走査線を特定し、特定された走査線に沿うように信号光 L S を再度走査して新たな断層像を形成し、この新たな断層像に基づいて当該走査線に対応する領域の 3 次元画像を形成することができる。

【 0 1 1 6 】

このように作用する眼底観察装置 1 によれば、信号光 L S のスキャン中に被検眼 E の移動や瞬きが発生した場合であっても高確度な 3 次元画像を取得することが可能である。

【 0 1 1 7 】

40

< 第 2 の実施形態 >

第 1 の実施形態では断層像毎に位置ズレを補正する技術を説明した。前述のように、各走査線は複数の走査点により構成されている。第 2 の実施形態では、一つ以上の走査点を単位として位置ズレ量を求める技術を説明する。求められた位置ズレ量は、第 1 の実施形態と同様に位置ズレの補正に用いることもできるし、他の目的に用いることもできる。他の目的の一例として、第 2 の実施形態では、眼底の同一部位を走査して得られた二以上の画像を重ね合わせて高精度の画像を形成する技術への応用を説明する。

【 0 1 1 8 】

この実施形態の眼底観察装置は、第 1 の実施形態と同様の計測を実行して、各走査点において眼底の深度方向に延びる 1 次元画像を形成する。この 1 次元画像を A スキャン像と

50

呼ぶことにする。断層像は、複数の走査点の配列に応じて当該複数の A スキャン像を配列させることにより形成される。

【 0 1 1 9 】

更に、この眼底観察装置は、信号光が走査されているときに、所定の時間間隔で眼底の位置を検出し、検出された眼底の位置の時間変化に基づいて眼底表面方向 (x y 方向) における複数の A スキャン像の位置ズレ量を算出する。

【 0 1 2 0 】

ここで、A スキャン像の位置ズレについて図 7 を参照しつつ説明する。図 7 (A) は、複数の走査点 R_{ij} ($i = 1 \sim m$ 、 $j = 1 \sim n$) の配列の一例を表している。信号光 L_S は各走査点 R_{ij} に向けて照射される。しかし、計測中に被検眼 E が移動すると、図 7 (B) に示すように、信号光 L_S の実際の照射位置 T_{ij} が本来の走査点 R_{ij} の位置からずれてしまう。

10

【 0 1 2 1 】

そうすると、走査点 R_{ij} に対応する眼底 E_f の位置を描写すべき A スキャン像の位置がずれてしまう (つまり、実際の照射位置 T_{ij} に対応する眼底 E_f の位置を描写する A スキャン像が得られてしまう)。これが、A スキャン像の位置ズレである。この実施形態では、このような A スキャン像の位置ズレの量 (位置ズレ量) を求める。

【 0 1 2 2 】

このとき、各 A スキャン像の位置ズレ量を求めるようにしてもよいし、連続する所定数の A スキャン像の位置ズレ量をまとめて求めるようにしてもよい。なお、第 1 の実施形態は、各走査線 R_i 上の n 個の A スキャン像の位置ズレ量をまとめて求めるものであり、後者の処理の一例である。

20

【 0 1 2 3 】

A スキャン像の位置ズレ量はベクトル量である。つまり、この位置ズレ量には、走査点 R_{ij} に対する実際の照射位置 T_{ij} の変位方向を表す情報 (ズレ方向情報) と変位量を表す情報 (ズレ量情報) とが含まれる。

【 0 1 2 4 】

[構成]

上記のような処理を実現するために、この実施形態に係る眼底観察装置は次のような構成を有する。まず、この眼底観察装置は、第 1 の実施形態と同様のハードウェア構成を有する。つまり、この眼底観察装置は、図 1 及び図 2 に示した構成を有する。以下、これら図面を適宜に参照して説明する。

30

【 0 1 2 5 】

[制御系]

この眼底観察装置の制御系の構成について説明する。この眼底観察装置の制御系は、第 1 の実施形態のそれ (図 3 を参照) と一部が共通である。この眼底観察装置の制御系の構成の一例を図 8 に示す。なお、図 8 に示す構成要素において、第 1 の実施形態と共通のものには同じ符号が付してある。

【 0 1 2 6 】

画像処理部 230 以外の構成は第 1 の実施形態と同様である。画像処理部 230 には、特徴部位特定部 261、演算部 262、走査点特定部 265 及び補正部 266 が設けられている。以下、眼底表面方向における位置ズレ量の演算処理と、眼底 E_f の深度方向における位置ズレ量の演算処理とに分けて説明する。

40

【 0 1 2 7 】

特徴部位特定部 261 について説明する。この眼底観察装置は、観察光源 11 や CCD イメージセンサ 35 を用いて眼底 E_f の観察画像 K (動画像) を形成する。観察画像 K は、所定のフレームレートで眼底 E_f を撮影することにより得られる。このフレームレートの逆数は、この発明の「所定の時間間隔」に相当する。

【 0 1 2 8 】

特に、この眼底観察装置は、信号光 L_S が走査されているときの眼底 E_f を撮影して観

50

察画像 K を形成する。観察画像 K を形成するための構成（照明光学系 10 や撮影光学系 30）は、この発明の「撮影手段」の一例である。

【0129】

特徴部位特定部 261 は、観察画像 K を形成する各静止画像を解析して、眼底 E f の特徴部位に画像領域を特定する。この処理については第 1 の実施形態で説明した。特徴部位特定部 261 は、この発明の「画像領域特定手段」の一例である。

【0130】

更に、特徴部位特定部 261 は、各静止画像における特徴部位の画像領域の位置を眼底 E f の位置として求める。つまり、各静止画像には 2 次元座標系が予め定義されており、特徴部位特定部 261 は、この 2 次元座標系における当該画像領域の座標値を眼底 E f の位置とする。ここで、当該画像領域の座標値としては、たとえば、当該画像領域内の特徴点（中心点、重心点等）の座標値を用いることができる。なお、各静止画像は眼底表面方向（x y 平面方向）に広がる画像であるから、この 2 次元座標系と x y 座標系とは互いに座標変換可能に対応付けられている。特に、この 2 次元座標系として x y 座標系自体を用いることも可能である。

【0131】

このような撮影手段及び画像領域特定手段は、この発明の「検出手段」の一例を構成する。

【0132】

次に、演算部 262 について説明する。演算部 262 は、特徴部位特定部 261 により求められた眼底 E f の位置の時間変化に基づいて、眼底表面方向における複数の A スキャン像の位置ズレ量を算出する。演算部 262 は、補正部 266 とともに、この発明の「演算手段」の一例を構成する。上記処理を実行するために、演算部 262 には位置特定部 263 と位置ズレ量算出部 264 が設けられている。

【0133】

ここで、眼底 E f の位置検出を行う時間間隔（位置検出間隔）と、信号光 L S の走査時間間隔との関係について説明する。走査時間間隔とは、一の走査点 R i j に信号光 L S が照射されてからその次の走査点 R i (j + 1) に信号光 L S が照射されるまでの時間間隔を意味する。

【0134】

なお、一の走査線 R i の最後の走査点 R i n に信号光 L S が照射されてから、次の走査線 R (i + 1) の最初の走査点 R (i + 1) 1 に信号光 L S が照射されるまでの時間間隔（走査線替え時間間隔）は、上記走査時間間隔と等しくてもよいし異なってもよい。異なる場合、走査線替え時間間隔に合わせて位置検出間隔を制御してもよい。また、位置検出間隔を制御する代わりに、走査線替え時間間隔を走査時間間隔の整数倍の値にすればよい。

【0135】

この実施形態では、位置検出間隔は、走査時間間隔の整数（Q - 1）倍に設定される。つまり、この眼底観察装置は、複数の走査点 R i j に順次に信号光 L S を照射しつつ、Q 個の走査点を走査する度毎に眼底 E f の位置を検出する。

【0136】

具体例として、Q = 1 の場合、この眼底観察装置は、各走査点 R i j に信号光 L S が照射される度に眼底 E f の位置を検出する。また、Q = 2 の場合、この眼底観察装置は、2 個の走査点が走査される度に（つまり走査点 1 つおきに）眼底 E f の位置を検出する。また、Q = n（一の走査線 R i 上の走査点の個数）の場合が第 1 の実施形態に相当する。

【0137】

一般に、この眼底観察装置は、走査点 Q 個おきに眼底 E f の位置を検出する。このような動作は、CCD イメージセンサ 35 の蓄積時間の制御と、走査駆動部 70 の制御とを同期させることにより実現される。

【0138】

このような制御が実行されているときに、演算部 262 は、順次に形成される複数の A スキャン像を Q 個毎の A スキャン像群に分割する。この「分割」とは、複数の A スキャン像を Q 個毎に実際に分ける（たとえば各 A スキャン像群を別々に記憶する）ものであってもよいし、識別情報を付すなどして各 A スキャン像群を識別可能にするものであってもよい。いずれにしても、以降の処理において個々の A スキャン像群に対して処理を実行できるものであれば十分である。よって、位置検出間隔と走査時間間隔との比率（Q）を記憶しておき、以降の処理において複数の A スキャン像を Q 個毎に処理するような場合なども「分割」に包含される。以上の処理により、Q 個の A スキャン像群と、Q 個の走査点群と、一つの眼底 E f の位置の検出結果とが対応付けられる。

【0139】

10

位置特定部 263 は、各 A スキャン像群に対応する Q 個の走査点が走査されていたときの眼底 E f の位置の検出結果に基づいて各 1 次元画像群の位置を特定する。この処理についてより詳しく説明する。つまり、前述のように、A スキャン像群には走査点群と眼底 E f の位置の検出結果とが対応付けられているので、位置特定部 263 は、この対応付けを参照して、各 A スキャン像群に対応する眼底 E f の位置の検出結果を特定して当該 A スキャン像群の位置とする。この処理は、図 7 (B) に示す実際の照射位置 T_{ij} を特定することに相当する。

【0140】

位置ズレ量算出部 264 は、位置特定部 263 により特定された各 A スキャン像群の位置に基づいて位置ズレ量を算出する。この位置ズレ量は、図 7 (B) に示す走査点 R_{ij} と実際の照射位置 T_{ij} との変位に相当する。なお、 $Q = 1$ の場合には各 A スキャン像について正確に位置ズレ量が求められるが、 $Q = 2$ の場合には、A スキャン像群に含まれる或る A スキャン像（つまり眼底 E f の位置が検出された瞬間に走査された走査点に対応する A スキャン像）については正確に位置ズレ量が求められるが、これ以外の A スキャン像については一般に多少の誤差が介在することになる。

20

【0141】

位置ズレ量を算出する処理についてより詳細に説明する。位置ズレ量算出部 264 は、事前に設定された走査態様に応じた各走査点 R_{ij} の位置情報（走査点位置情報）を記憶している。

【0142】

30

走査点位置情報は、たとえば前述の $x-y$ 座標系により定義される座標値で表される。別の例として、走査点位置情報は、複数の走査点 R_{ij} のうちのいずれか（たとえば最初の走査点 R_{11} ）を原点とする 2 次元座標系により定義される座標値で表現されていてもよい。また、走査点位置情報として、複数の走査点 R_{ij} のうちのいずれか（たとえば最初の走査点 R_{11} ）の $x-y$ 座標値と、隣接する走査点の間隔（ x 方向の間隔、 y 方向の間隔）とを記憶してもよい。更に、走査点の間隔の代わりに、各走査線の長さ、隣接する走査線の間隔、各走査線上の走査点の個数を記憶するようにしてもよい。いずれにしても、走査点位置情報は、各走査点の位置を一意的に定義するものであれば、その形態は任意である。

【0143】

40

位置ズレ量算出部 264 は、まず、各 A スキャン像群について、これに対応する各走査点 R_{ij} の位置（つまり各 A スキャン像の本来の位置）を走査点位置情報から取得する。次に、位置ズレ量算出部 264 は、各 A スキャン像群について、取得された走査点 R_{ij} の位置と、位置特定部 263 により特定された実際の照射位置 T_{ij} とを、各走査点 R_{ij} 毎に比較する。それにより、走査点 R_{ij} の位置に対する照射位置 T_{ij} の位置ズレ量が得られる。

【0144】

次に、補正部 266 について説明する。補正部 266 は、位置ズレ量算出部 264 により算出された位置ズレ量に基づいて、眼底表面方向における A スキャン像の位置を補正する。補正部 266 は、この発明の「第 1 補正手段」の一例である。

50

【 0 1 4 5 】

A スキャン像の位置を補正する処理についてより詳細に説明する。前述のように、位置ズレ量算出部 2 6 4 により求められた眼底表面方向における位置ズレ量は、走査点 R_{ij} の位置に対する照射位置 T_{ij} の位置ズレ量に相当する。補正部 2 6 6 は、各 A スキャン像について、これに対応する位置ズレ量を打ち消すように、つまり実際の照射位置 T_{ij} を本来の走査点 R_{ij} の位置に移動させるように、当該 A スキャン像の位置を補正する。それにより、実際に取得された A スキャン像を本来の位置（走査点 R_{ij} の位置）に配置させることができる。以上で、眼底表面方向における位置ズレ量の演算処理に関する説明を終了する。

【 0 1 4 6 】

続いて、眼底 E f の深度方向における位置ズレ量の演算処理について説明する。この演算処理は、第 1 の実施形態と同様にして実行される。つまり、演算部 2 6 2 は、上記の走査（複数の A スキャン像を取得するための走査：本走査と呼ぶことにする）とは別途に走査された信号光 L S と参照光 L R とからなる干渉光 L C の検出結果に基づく 1 次元画像群（別途の A スキャン像群）に基づいて、深度方向における複数の A スキャン像の位置ズレ量を算出する。

【 0 1 4 7 】

別途の A スキャン像群は、上記別途の走査の方向に配列された所定数の A スキャン像からなる。この別途の走査の方向は本走査と異なる方向を向いている。つまり、別途の走査における所定数の走査点を結んだ走査線は、本走査における各走査線と交差しているものとする。

【 0 1 4 8 】

眼底深度方向における位置ズレ量の演算処理の前提として、この眼底観察装置は、上記した別途の走査を実行して別途の A スキャン像群を形成し、更に、これら別途の A スキャン像群に基づいて、別途の走査における走査線に対応する断層像（基準断層像）を形成する。

【 0 1 4 9 】

演算部 2 6 2 は、第 1 の実施形態と同様にして、基準断層像における眼底 E f の特徴層の画像領域を特定するとともに、本走査で得られた断層像における当該特徴層の画像領域を特定する。

【 0 1 5 0 】

続いて、演算部 2 6 2（位置ズレ量算出部 2 6 4）は、第 1 の実施形態と同様にして、基準断層像から特定された画像領域と、本走査の断層像から特定された画像領域との、深度方向における変位を算出する。更に、演算部 2 6 2（位置ズレ量算出部 2 6 4）は、算出された変位に基づき、第 1 の実施形態と同様にして、本走査で得られた A スキャン像の深度方向における位置ズレ量を算出する。

【 0 1 5 1 】

補正部 2 6 6 は、演算部 2 6 2 により算出された深度方向における位置ズレ量に基づいて、本走査で得られた A スキャン像の深度方向における位置を補正する。この処理は、本走査で得られた A スキャン像の深度方向における位置を、位置ズレ量を打ち消すように深度方向に移動させるようにして実行される。補正部 2 6 6 は、この発明の「第 2 補正手段」の一例である。以上で、深度方向における位置ズレ量の演算処理の説明を終了する。

【 0 1 5 2 】

次に、走査点特定部 2 6 5 について説明する。走査点特定部 2 6 5 は、特徴部位特定部 2 6 1 により目的の画像領域が特定されない静止画像（観察画像 K のフレーム）があったときに動作する。走査点特定部 2 6 5 は、画像領域が特定されない各静止画像について、この静止画像に対応する A スキャン像の走査点を特定する。この処理は、前述した A スキャン像群と走査点群と眼底 E f の位置の検出結果との対応付けと、眼底 E f の位置の検出結果と静止画像との対応付け（位置検出は静止画像に基づき実行されたことに注意）とに基づいて容易に実行できる。走査点特定部 2 6 5 は、この発明の「走査点特定手段」の一

10

20

30

40

50

例である。

【 0 1 5 3 】

走査点特定部 2 6 5 により走査点が特定されると、主制御部 2 1 1 は、走査駆動部 7 0 を制御して、この特定された走査点に対応する位置にガルバノミラー 4 3、4 4 を配置させる。更に、主制御部 2 1 1 は、観察光源 1 1 を点灯させて観察画像 K を取得させるとともに、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。それにより、特定された走査点に信号光 L S が照射される。なお、特定された走査点が複数存在する場合には、これら走査点を信号光 L S で順次に走査する。

【 0 1 5 4 】

画像形成部 2 2 0 は、この信号光 L S と参照光 L R とからなる干渉光 L C の検出結果を C C D イメージセンサ 1 2 0 から受け、当該走査点に対応する新たな A スキャン像を形成する。

10

【 0 1 5 5 】

画像処理部 2 3 0 は、この新たな A スキャン像と、これに対応する静止画像（観察画像 K のフレーム）に対して、前述した処理を実行する。更に、画像形成部 2 2 0 は、新たな A スキャン像と、既に取得されている他の走査点とに基づいて、眼底 E f の断層像を形成することができる。

【 0 1 5 6 】

[作用・効果]

以上のような眼底観察装置の作用及び効果について説明する。

20

【 0 1 5 7 】

この眼底観察装置によれば、複数の走査点 R i j に対して信号光 L S が走査されているときに所定の時間間隔で眼底 E f の位置を検出し、検出された眼底 E f の位置の時間変化に基づいて、眼底表面方向における複数の A スキャン像の位置ズレ量を算出することができる。更に、この眼底観察装置によれば、算出された位置ズレ量に基づいて複数の A スキャン像の位置を補正することが可能である。

【 0 1 5 8 】

それにより、信号光 L S のスキャン中に被検眼 E の移動や瞬きが発生した場合であっても高確度な O C T 画像を取得することができる。特に、所定個数（1 個以上）の A スキャン像群毎に位置を補正できるので、断層像単位で補正を行う第 1 の実施形態よりも高い精度での補正が可能である。

30

【 0 1 5 9 】

また、この眼底観察装置によれば、或る A スキャン像の位置ズレ量を取得するための特徴部位の画像領域が特定されないときに、この A スキャン像に対応する走査点を特定し、この走査点の計測を再度実行して新たな A スキャン像を形成することができる。それにより、位置ズレ量の取得に失敗したとしても、再度の取得を自動で行うことができるので、高い確度の O C T 画像を取得することが可能である。特に、位置ズレ量の取得に失敗した A スキャン像に対応する走査点のみを再計測するので、検査時間の短縮や患者への負担軽減も図られる。

【 0 1 6 0 】

40

また、この眼底観察装置によれば、別途に走査された信号光 L S と参照光 L R との干渉光 L C の検出結果に基づく別途の A スキャン像群に基づいて、眼底 E f の深度方向における複数の A スキャン像の位置ズレ量を算出することができる。更に、この眼底観察装置によれば、この位置ズレ量に基づいて、深度方向における複数の A スキャン像の位置を補正することができる。

【 0 1 6 1 】

それにより、信号光 L S のスキャン中に被検眼 E の移動や瞬きが発生した場合であっても高確度な O C T 画像を取得することができる。特に、所定個数の A スキャン像群毎に深度方向における位置を補正できるので、断層像単位で補正を行う第 1 の実施形態よりも高い精度での補正が可能である。

50

【 0 1 6 2 】

[変形例]

この実施形態に係る各種の変形例について説明する。

【 0 1 6 3 】

(変形例 1)

位置検出間隔が走査時間間隔の 2 倍以上である場合 ($Q = 2$)、上記の実施形態では Q 個の A スキャン像群に対して一つの位置ズレ量を求めていた。この変形例では、 Q 個の A スキャン像群に対して複数 (Q 以下) の位置ズレ量を求める処理について説明する。

【 0 1 6 4 】

位置ズレ量算出部 264 は、第 1 の A スキャン像群に対応する Q 個の走査点が走査されていたときの眼底の位置の検出結果と、その次の第 2 の A スキャン像群に対応する Q 個の走査点が走査されていたときの眼底 E f の位置の検出結果とを取得する。そして、位置ズレ量算出部 264 は、これら二つの検出結果に基づいて、第 1 の A スキャン像群及び / または第 2 の A スキャン像群に含まれる各 A スキャン像の位置ズレ量を推定する。

10

【 0 1 6 5 】

この推定処理の具体例について図 9 を参照しつつ説明する。この具体例では $Q = 3$ とする。第 1 の A スキャン像群に対応する第 1 の走査点群 U_1 には 3 つの走査点 $R_{i1} \sim R_{i3}$ が含まれ、第 2 の A スキャン像群に対応する第 2 の走査点群 U_2 には 3 つの走査点 $R_{i4} \sim R_{i6}$ が含まれている。

【 0 1 6 6 】

20

各走査点群 U_1 、 U_2 において、最初の走査点 R_{i1} 、 R_{i4} が走査されているときに眼底 E f の位置を検出するものとする。つまり、画像処理部 230 は、各走査点群 U_1 、 U_2 における最初の走査点 R_{i1} 、 R_{i4} が走査されているときに撮影された静止画像 (観察画像 K のフレーム) に基づいて、各走査点群 U_1 、 U_2 に対応する位置ズレ量を求める。この処理については前述した。

【 0 1 6 7 】

第 1 の走査点群 U_1 に対応する位置ズレ量を (x_1 、 y_1) とし、第 2 の走査点群 U_2 に対応する位置ズレ量を (x_2 、 y_2) とする。位置ズレ量算出部 264 は、最初の走査点 R_{i1} 、 R_{i4} の位置ズレ量をそれぞれ (x_1 、 y_1)、(x_2 、 y_2) とする。

30

【 0 1 6 8 】

更に、位置ズレ量算出部 264 は、これら位置ズレ量 (x_1 、 y_1)、(x_2 、 y_2) に基づいて、2 つの走査点 R_{i1} 、 R_{i4} に挟まれた各走査点 R_{i2} 、 R_{i3} の位置ズレ量を次のようにして推定する。

【 0 1 6 9 】

走査時間間隔は極めて短時間であるので、走査点 R_{i1} を走査したときから走査点 R_{i4} を走査したときまでの眼底 E f の移動速度は等速度と仮定できる。更に、推定対象となる各走査点 R_{i2} 、 R_{i3} は、走査点 R_{i1} 、 R_{i4} を結んだ線分を、それぞれ 1 : 2、2 : 1 に内分する点に位置する。

【 0 1 7 0 】

40

上記条件の下、位置ズレ量算出部 264 は、(($x_2 - x_1$) / 3、($y_2 - y_1$) / 3) を算出し、これを走査点 R_{i2} に対応する位置ズレ量とする。同様に、位置ズレ量算出部 264 は、(2 × ($x_2 - x_1$) / 3、2 × ($y_2 - y_1$) / 3) を算出し、これを走査点 R_{i3} に対応する位置ズレ量とする。それにより、4 つの走査点 $R_{i1} \sim R_{i4}$ のそれぞれに対応する位置ズレ量が得られる。

【 0 1 7 1 】

なお、各走査点 R_{i5} 、 R_{i6} に対応する位置ズレ量は、第 2 の走査点群 U_2 の次の走査点群に対応する位置ズレ量を参照して同様に求められる。位置ズレ量算出部 264 は、このようにして各走査点 R_{ij} に対応する位置ズレ量を順次に求めていく。

【 0 1 7 2 】

50

以上では、各走査点群 U_1 、 U_2 の最初の走査点 R_{i1} 、 R_{i4} を基準として、これらに挟まれた走査点 R_{i2} 、 R_{i3} に対応する位置ズレ量を推定したが、他の走査点を基準にした場合であっても、基準となる2つの走査点に挟まれた各走査点に対応する位置ズレ量を同様に推定できる。たとえば、中間の走査点 R_{i2} 、 R_{i5} を基準とする場合、第1の走査点群 U_1 中の走査点 R_{i3} と、第2の走査点群 U_2 中の走査点 R_{i4} のそれぞれに対応する位置ズレ量が推定される。また、最後の走査点 R_{i3} 、 R_{i6} を基準とする場合、第2の走査点群 U_2 中の走査点 R_{i4} 、 R_{i5} のそれぞれに対応する位置ズレ量が推定される。

【0173】

補正部266は、求められた位置ズレ量に基づいて、複数のAスキャン像のそれぞれの位置を補正することができる。

10

【0174】

この変形例によれば、眼底 E_f の位置の検出を走査点 Q 個毎に取得しつつも、位置ズレ量を各Aスキャン像について求めることができる。したがって、眼底 E_f の位置の検出間隔に制限がある場合でも、各Aスキャン像の位置ズレ量を求めることが可能である。また、走査時間間隔を短く設定できるという利点もある。

【0175】

(変形例2)

上記の実施形態では、Aスキャン像の位置ズレ量に基づいて、既に形成されたAスキャン像の位置を補正している。一方、この変形例では、Aスキャン像の位置ズレ量に基づいて信号光 LS の走査をリアルタイムで制御する発明について説明する。

20

【0176】

信号光 LS が走査されているときに、画像処理部230は、所定の時間間隔で順次に出される眼底 E_f の位置に基づいて位置ズレ量を順次に算出する。眼底 E_f の位置の検出は、上記実施形態と同様に実行できる。また、各位置ズレ量を算出する処理についても上記実施形態と同様に実行される。

【0177】

主制御部211は、順次に算出される位置ズレ量に基づいて走査駆動部70を制御し、眼底 E_f に対する信号光 LS の照射位置を補正する。主制御部211は、この発明の「制御手段」の一例である。

30

【0178】

信号光 LS の照射位置の補正処理についてより詳しく説明する。各走査点 R_{ij} に対するガルバノミラー43、44の位置(ミラー位置)は、実行される走査態様に基づいて予め設定されている。主制御部211は、走査駆動部70を制御して、走査点 R_{ij} の走査順序にしたがって各ミラー位置に順次にガルバノミラー43、44を移動させる。

【0179】

しかし、計測中に被検眼 E が移動すると、本来の走査点 R_{ij} の位置、つまり本来の計測位置から外れた場所に信号光 LS が照射されてしまう。上記の実施形態では、このようにして生じた位置ズレを、既を取得されたAスキャン像の位置を補正することによって修正していた。

40

【0180】

一方、この変形例では、算出された位置ズレ量に応じて信号光 LS の照射位置を補正する。つまり、主制御部211は、次の走査点 R_{ij} の本来の位置から当該位置ズレ量だけ変位した位置に信号光 LS を照射させるように、走査駆動部70を制御する。

【0181】

この処理を順次に実行することで、被検眼 E (眼底 E_f) の動きに信号光 LS の照射位置をリアルタイムで追従させることができ、それにより、信号光 LS のスキャン中に被検眼 E が移動した場合であっても高確度なOCT画像を取得することが可能となる。

【0182】

(変形例3)

50

この変形例では、位置ズレが大きかった場合に再計測を行う発明について、図 10 を参照しつつ説明する。

【0183】

演算部 262 には画像特定部 267 が設けられている。画像特定部 267 は、位置ズレ量算出部 264 により算出された各位置ズレ量を所定値と比較する。そして、画像特定部 267 は、位置ズレ量が所定値以上である A スキャン像を特定する。画像特定部 267 は、この発明の「画像特定手段」の一例である。

【0184】

主制御部 211 は、光源ユニット 101 と走査駆動部 70 を制御し、特定された A スキャン像に対応する走査点に向けて信号光 LS を再度照射させる。二つ以上の A スキャン像が特定された場合、主制御部 211 は、これらに対応する二つ以上の走査点に向けて順次に信号光 LS を再度照射させる。

【0185】

画像形成部 220 は、再度照射された信号光 LS と参照光 LR との干渉光 LC の検出結果に基づいて、この走査点における新たな A スキャン像を形成する。画像形成部 220 は、この新たな A スキャン像と他の走査点に対応する A スキャン像とに基づいて断層像を形成することができる。

【0186】

この変形例によれば、位置ズレが大きな A スキャン像に対応する走査点の計測を自動的に再度実行することができるので、計測中に被検眼 E が大きく動いた場合であっても、再計測を自動的に行って高確度な OCT 画像を取得することが可能である。また、計測中に被検眼 E が瞬きした場合でも、位置ズレ量の算出が不可能となり（このとき位置ズレ量が所定値以上と判断される）、再度スキャンが実行されるので、高確度の OCT 画像が得られる。

【0187】

（変形例 4）

この変形例では、走査点の位置に応じて A スキャン像を選択的に配列させる発明について、図 11 を参照しつつ説明する。

【0188】

演算部 262 には画像選択部 268 が設けられている。画像選択部 268 は、位置ズレ量算出部 264 により算出された位置ズレ量に基づき、各走査点 R_{ij} について、取得された複数の A スキャン像のうち、この走査点 R_{ij} の本来の位置に最も近い A スキャン像を選択する。

【0189】

この処理についてより詳しく説明する。前述のように各走査点 R_{ij} の本来の位置は予め設定されている。一方、各 A スキャン像の位置は、対応する走査点 R_{ij} の位置と、算出された位置ズレ量とに基づいて求められる。つまり、画像選択部 268 は、走査点 R_{ij} の位置を位置ズレ量だけ変位させた位置を、当該 A スキャン像の位置とする。

【0190】

更に、画像選択部 268 は、各走査点 R_{ij} について、その本来の位置に最も近い位置の A スキャン像を選択する。なお、位置ズレ量が十分に小さい場合には当該走査線 R_{ij} に対応する A スキャン像が選択されることになるが、位置ズレ量が多い場合にはそれ以外の A スキャン像が選択されることもある。画像選択部 268 は、この発明の「画像選択手段」の一例である。

【0191】

画像形成部 220 は、各走査点 R_{ij} に対して選択された A スキャン像を、複数の走査点の配列に応じて並べることにより断層像を形成する。

【0192】

この変形例によれば、各走査点 R_{ij} に最も近い A スキャン像を選択して断層像を形成することができるので、再度スキャンを行わなくても高確度な OCT 画像を取得すること

10

20

30

40

50

が可能である。

【0193】

(変形例5)

A スキャン像の位置ズレ量には、A スキャン像の位置補正以外の利用方法もある。この変形例では、位置補正以外の利用方法の一例を説明する。

【0194】

この変形例では、同じ走査線に沿って実施された複数回の走査に基づく複数の断層像を重ね合わせる処理において位置ズレ量を利用する。この重ね合わせ処理は高画質化を図るためのものである。

【0195】

この変形例では、前述のように所定の走査線に沿って信号光LSを走査する。このときの走査態様としては、たとえば放射スキャンや円スキャンが適用される。この眼底観察装置は、所定の走査線に沿って信号光LSを反復走査する。画像形成部220は、この反復走査に応じて、当該走査線上の複数の走査点に対応する複数のA スキャン像を反復形成する。それにより、各走査毎の断層像が得られる。位置ズレ量算出部264は、反復して形成されるA スキャン像の位置ズレ量を反復して算出する。

【0196】

図12に示すように、演算部262には、位置ズレ量判断部269と画像重畳部270が設けられている。位置ズレ量判断部269は、位置ズレ量算出部264により反復して算出される各位置ズレ量が所定の許容範囲に含まれるか判断する。この許容範囲としては、位置ズレ量が所定値よりも小さい範囲が予め設定されている。位置ズレ量判断部269は、この発明の「判断手段」の一例である。

【0197】

画像重畳部270は、位置ズレ量が所定の許容範囲に含まれると判断されたA スキャン像の組を重ね合わせる。このとき、画像重畳部270は、各走査点 R_{ij} に対応するA スキャン像の組を形成し、各組のA スキャン像を重ね合わせる。画像重畳部270は、この発明の「画像重畳手段」の一例である。

【0198】

画像形成部220は、この重ね合わせ処理により形成された新たな複数のA スキャン像を、複数の走査点 R_{ij} の配列に応じて並べる。それにより、所定の走査線に沿う断層像が形成される。

【0199】

この変形例によれば、位置ズレ量が許容範囲内に収まるA スキャン像のみを重ね合わせることができるので、高画質の画像を容易に取得することが可能である。なお、重畳されるA スキャン像の個数が足りない場合には、3次元スキャンと同じように再スキャンを行うことができる。

【0200】

(その他の変形例)

上記の実施形態では、観察画像Kに基づいて眼底Efの位置を検出しているが、この発明の検出手段はこれに限定されるものではない。検出手段は、信号光LSが走査されているときに、所定の時間間隔で眼底Efの位置を検出できるものであれば、任意の構成を適用することが可能である。

【0201】

たとえば次の文献に記載された手法を用いることが可能である：「Image stabilization for scanning laser ophthalmoscopy」, Daniel X. Hammer 外3名, 30 December 2002 / Vol. 10, No. 26 / OPTICS EXPRESS 1542。

【0202】

この文献に記載された構成は、共焦点トラッキングリフレクトメータ(confocal tracking reflectometer)と、ディザスキャナ(dither

10

20

30

40

50

r scanner)と、トラッキングガルバノメータ(tracking galvanometers)を含む。

【0203】

トラッキング用のビームは眼底の特徴点を追従する。共焦点トラッキングリフレクトメータは、眼底に照射されたビームの反射光により被検眼の動きを決定できるように用いられる。ビームは、所定の共鳴周波数(8kHz)で、かつx,yスキャナ間に90度の位相差を付与し、ビームが円を描くようにディザスキャナを駆動する。ビームが特徴点に照射されたとき、その検出信号は上記共鳴周波数の信号を含み、その位相はビームとターゲットとの距離に比例する。ロックインアンプを用いた位相感度の検出はエラー信号を生成し、このエラー信号はDSPフィードバック制御ループに印加される。この制御ループは、被検眼の動きに対して画像がロックされるように、処理されたエラー信号に応じてトラッキングガルバノメータに指示を出す。

10

【0204】

この構成により実現される眼底トラッキングで得られる眼底の動きの検出結果を用いて、上記の実施形態や変形例を実現することが可能である。

【0205】

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。

20

【0206】

上記の実施形態におけるコンピュータプログラムを、コンピュータのドライブ装置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、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。更に、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

【0207】

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を適宜に施すことが可能であることは言うまでもない。

【符号の説明】

【0208】

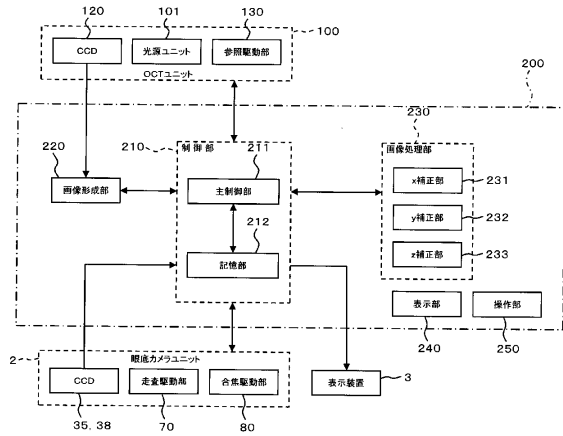
- 1 眼底観察装置
- 2 眼底カメラユニット
- 3 表示装置
- 10 照明光学系
- 11 観察光源
- 15 撮影光源
- 30 撮影光学系
- 31 合焦レンズ
- 35、38 CCDイメージセンサ
- 39 LCD
- 43、44 ガルバノミラー
- 50 アライメント光学系
- 60 フォーカス光学系
- 70 走査駆動部

40

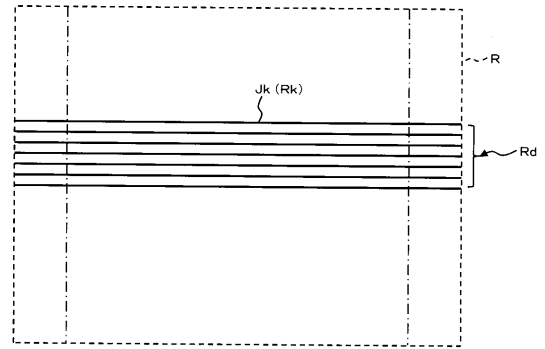
50

8 0	合焦駆動部	
1 0 0	ＯＣＴユニット	
1 0 1	光源ユニット	
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 3 0	参照駆動部	
2 0 0	演算制御ユニット	
2 1 0	制御部	
2 1 1	主制御部	10
2 1 2	記憶部	
2 2 0	画像形成部	
2 3 0	画像処理部	
2 3 1	x 補正部	
2 3 2	y 補正部	
2 3 3	z 補正部	
2 4 0	表示部	
2 5 0	操作部	
2 6 1	特徴部位特定部	
2 6 2	演算部	20
2 6 3	位置特定部	
2 6 4	位置ズレ量算出部	
2 6 5	走査点特定部	
2 6 6	補正部	
2 6 7	画像特定部	
2 6 8	画像選択部	
2 6 9	位置ズレ量判断部	
2 7 0	画像重畳部	
3 0 0	入力装置	
E	被検眼	30
E f	眼底	
K	観察画像	
H	撮影画像	
G、G i	断層像	
R	走査領域	
R i	走査線	
R i j	走査点	
T i j	信号光の照射位置	

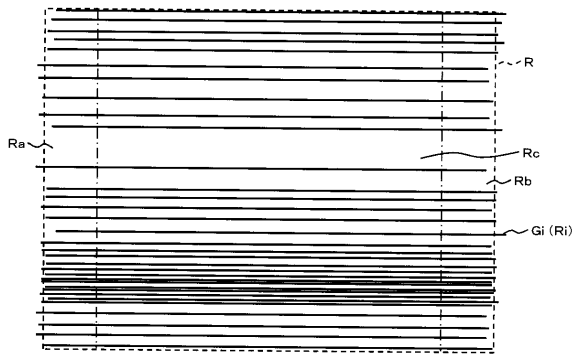
【図 3】



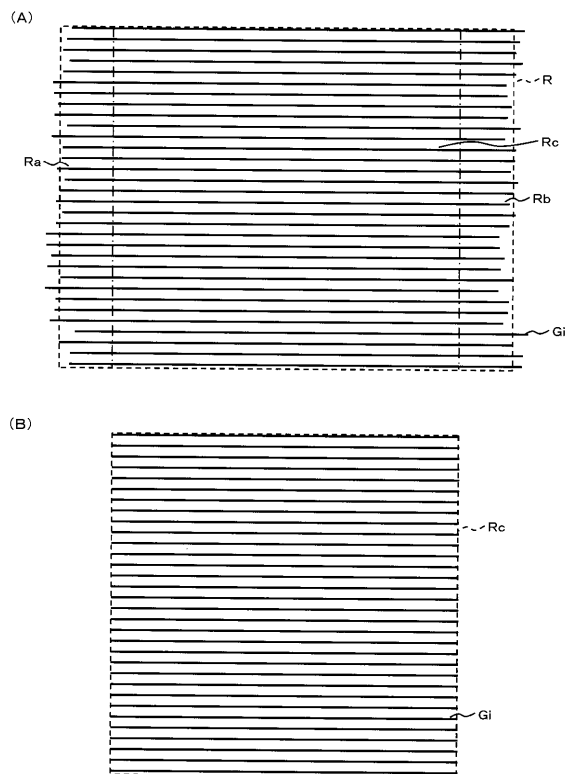
【図 5】



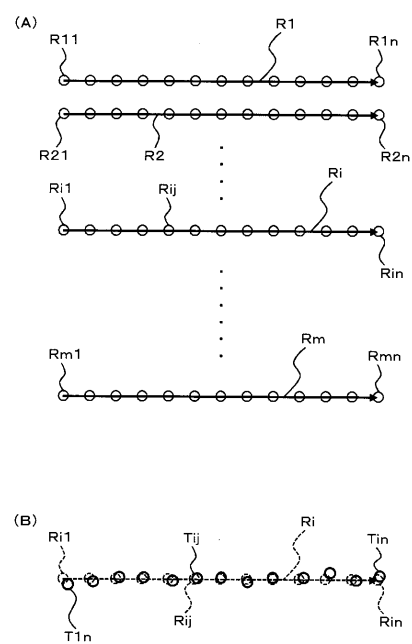
【図 4】



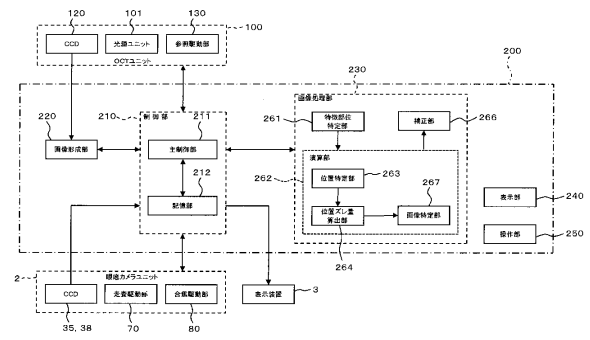
【図 6】



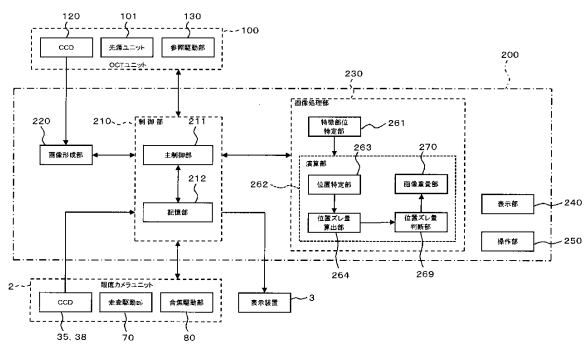
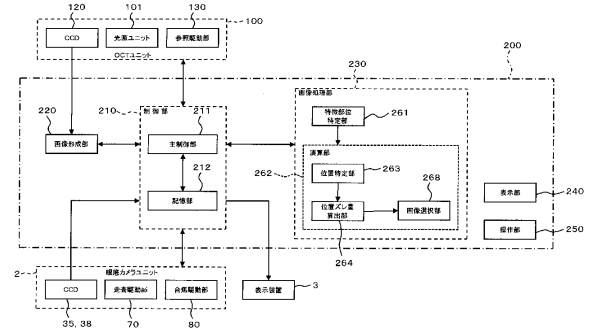
【図 7】



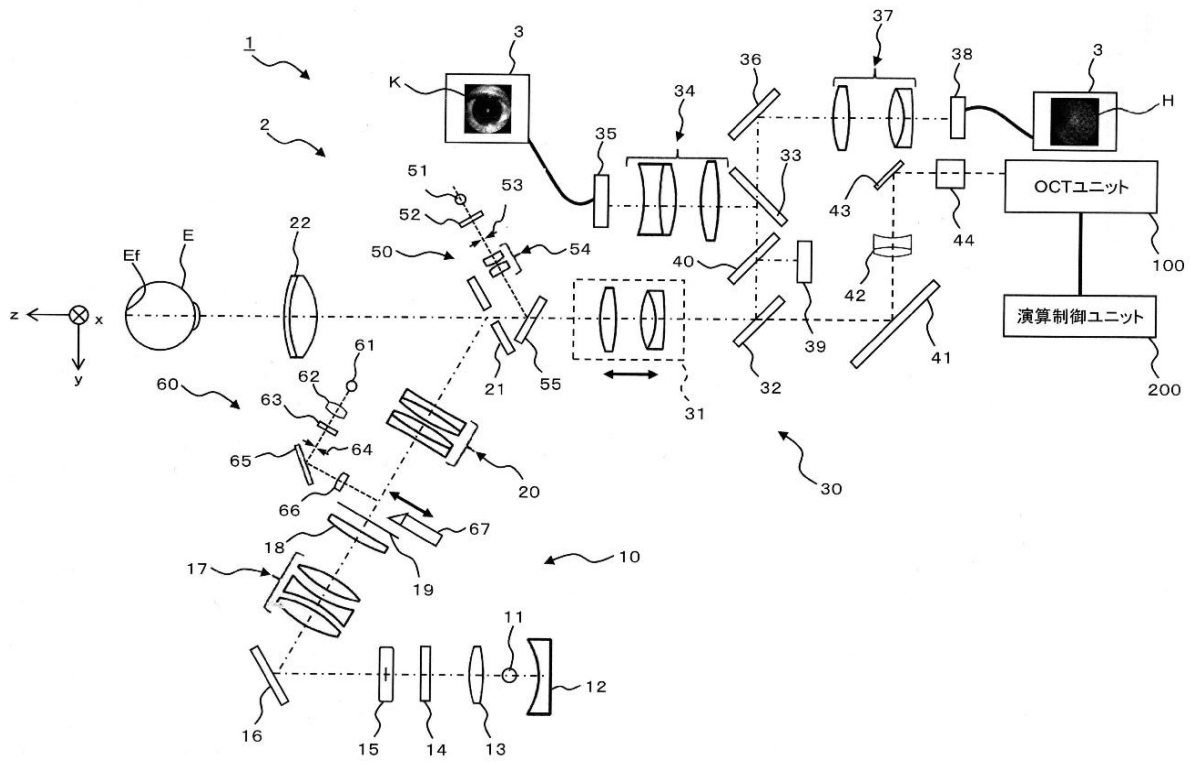
【 図 1 0 】



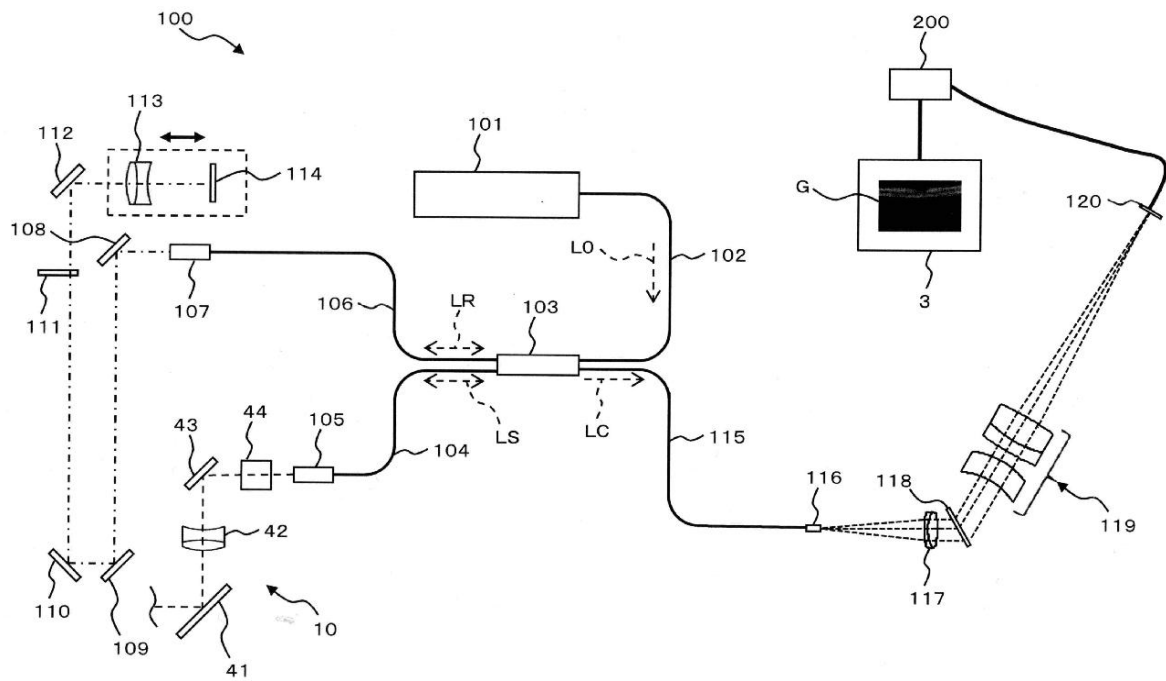
【 図 1 1 】



【図 1】



【図 2】



フロントページの続き

(72)発明者 林 健史
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

(56)参考文献 特開2008-39651(JP,A)
特開2007-130403(JP,A)
特開2008-154939(JP,A)
特開2008-267892(JP,A)
特開2006-212153(JP,A)

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