

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5340636号  
(P5340636)

(45) 発行日 平成25年11月13日(2013.11.13)

(24) 登録日 平成25年8月16日(2013.8.16)

(51) Int.Cl.		F I
<b>A 6 1 B 3/10</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B 3/10 R
<b>A 6 1 B 3/14</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B 3/14 A
<b>G O 1 N 21/17</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B 3/14 B
		G O 1 N 21/17 6 2 0

請求項の数 7 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2008-131095 (P2008-131095)	(73) 特許権者	000220343
(22) 出願日	平成20年5月19日(2008.5.19)		株式会社トプコン
(65) 公開番号	特開2009-279031 (P2009-279031A)		東京都板橋区蓮沼町75番1号
(43) 公開日	平成21年12月3日(2009.12.3)	(74) 代理人	110000866
審査請求日	平成23年5月6日(2011.5.6)		特許業務法人三澤特許事務所
		(74) 代理人	100081411
			弁理士 三澤 正義
		(72) 発明者	清水 仁
			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	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	後藤 順也

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物体を経由した参照光とを干渉させて干渉光を生成する光学系と、

前記生成された干渉光を検出して検出信号を生成する検出手段と、

放射状に配列された複数の直線軌跡を含む所定の走査軌跡に沿って前記眼底に対する前記信号光の照射位置を反復して走査する走査手段と、

前記反復して照射位置が走査される前記信号光に基づく干渉光の検出信号に基づいて、前記複数の直線軌跡のそれぞれについて、当該直線軌跡に沿った前記眼底の断層画像を順次に形成する画像形成手段と、

前記複数の直線軌跡のそれぞれについて、前記順次に形成される当該直線軌跡に沿った前記断層画像に描写された前記眼底の特徴部位を順次に特定する特定手段と、

前記複数の直線軌跡のそれぞれについて、前記順次に特定される前記特徴部位の当該フレーム内における位置に基づいて、前記特徴部位を前記フレーム内の所定位置に描写させるように前記走査手段を制御して前記信号光の照射位置を順次に変更する制御手段と、

を備え、

前記特徴部位は、前記眼底の黄斑中心又は視神経乳頭中心であることを特徴とする眼底観察装置。

【請求項2】

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

物体を經由した参照光とを干渉させて干渉光を生成する光学系と、  
前記生成された干渉光を検出して検出信号を生成する検出手段と、  
平行に配列された複数の直線軌跡を含む所定の走査軌跡に沿って前記眼底に対する前記  
信号光の照射位置を反復して走査する走査手段と、  
前記反復して照射位置が走査される前記信号光に基づく干渉光の検出信号に基づいて、  
前記複数の直線軌跡のそれぞれについて、当該直線軌跡に沿った前記眼底の断層画像を順  
次に形成する画像形成手段と、  
前記複数の直線軌跡のそれぞれについて、前記順次に形成される当該直線軌跡に沿った  
前記断層画像に描写された前記眼底の特徴部位を順次に特定する特定手段と、  
前記複数の直線軌跡のそれぞれについて、前記順次に特定される前記特徴部位の当該フ  
レーム内における位置に基づいて、前記特徴部位を前記フレーム内の所定位置に描写させ  
るように前記走査手段を制御して前記信号光の照射位置を順次に変更する制御手段と、  
を備え、  
前記特徴部位は、前記眼底の黄斑と視神経乳頭との間の眼底中心であることを特徴とす  
る眼底観察装置。

【請求項 3】

前記制御手段は、前記特徴部位を前記フレームの中心位置に描写させるように前記信号光の照射位置を変更する、  
 ことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の眼底観察装置。

【請求項 4】

前記制御手段は、前記特定された前記特徴部位の位置と前記所定位置との変位を求め、  
 前記求められた変位に基づいて前記信号光の照射位置を変更する、  
 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眼底観察装置。

【請求項 5】

前記制御手段は、前記特徴部位が前記所定位置に描写されているか判断する判断手段を含み、

前記描写されていると判断されたときに、前記制御手段は、前記光学系及び前記走査手段を制御して前記信号光の照射位置を走査させつつ新たな干渉光を生成させ、前記画像形成手段を制御して該新たな干渉光に基づく新たな断層画像を形成させ、

前記描写されていないと判断されたときに、前記制御手段は、前記光学系及び前記走査手段を制御して前記信号光の照射位置を再び走査させつつ新たな干渉光を生成させ、前記画像形成手段を制御して該新たな干渉光に基づく新たな断層画像を形成させ、前記特定手段を制御して該新たな断層画像に描写された前記特徴部位を特定させ、更に、該新たな断層画像のフレーム内における該特定された特徴部位の位置に基づいて、前記特徴部位を該フレーム内の所定位置に描写させるように前記信号光の照射位置を変更する、

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】

前記判断手段は、前記特徴部位の位置と前記所定位置との変位を求め、前記求められた変位が所定閾値未満である場合に、前記所定位置に前記特徴部位が描写されていると判断し、前記変位が前記所定閾値以上である場合に、前記所定位置に前記特徴部位が描写されていないと判断する、

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】

前記光学系は、前記特徴部位に対応する方向に前記被検眼を固視させるための固視標を前記眼底に投影する投影手段を含み、前記固視標が投影された状態の前記眼底を經由した前記信号光に基づく干渉光を生成する、

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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

20

30

40

50

この発明は、被検眼の眼底の断層画像を形成する眼底観察装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、レーザ光源等からの光ビームを用いて被測定物体の表面形態や内部形態を表す画像を形成する光画像計測技術が注目を集めている。光画像計測技術は、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、医療分野や生物学分野における応用の展開が特に期待されている。

【0003】

特許文献1には、光画像計測技術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

10

【0004】

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。

20

【0005】

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。

【0006】

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次元断層画像となる。

30

【0007】

特許文献2には、信号光を水平方向及び垂直方向に走査することにより水平方向の2次元断層画像を複数形成し、これら複数の断層画像に基づいて測定範囲の3次元の断層情報

【0008】

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、複数の断層画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）、複数の断層画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。

40

【0009】

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装置が開示されている。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。

【0010】

特許文献5には、OCT技術を眼科分野に適用した構成が開示されている。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）。

50

ＯＣＴ技術を用いた眼底観察装置は、眼底表面を撮影する眼底カメラと比較して、眼底深部の画像を得られ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。

【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

【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

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１２】

しかしながら、ＯＣＴ装置が適用された従来の眼底観察装置には、次のような問題がある。すなわち、従来の眼底観察装置で眼底の断層画像を取得する際には、オペレータが手作業で計測位置の位置合わせを行い、更に、この位置合わせが完了したと判断したら手作業で計測開始を指示していた。具体例として、オペレータは、眼底の黄斑中心に信号光のスキャン中心を合わせた後に計測開始ボタンを押下していた。

【００１３】

このように、従来の眼底観察装置では、計測位置の調整や、計測位置が適正か否かの判断や、計測開始の指示などの各種作業が全て手動で行われていたために検査時間が長くなり、被検者や検者に負担が掛かっていた。また、上記の各種作業において検者間にばらつきが生じ、検査の再現性が低下するおそれがあった。

【００１４】

この発明は、こ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、検査時間の短縮を図ることが可能な眼底観察装置を提供することにある。

【００１５】

また、この発明は、検査の再現性の向上を図ることが可能な眼底観察装置を提供することを他の目的とする。

【課題を解決するための手段】

【００１６】

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、被検眼の眼底を經由した前記信号光と参照物体を經由した参照光とを干渉させて干渉光を生成する光学系と、前記生成された干渉光を検出して検出信号を生成する検出手段と、放射状に配列された複数の直線軌跡を含む所定の走査軌跡に沿って前記眼底に対する前記信号光の照射位置を反復して走査する走査手段と、前記反復して照射位置が走査される前記信号光に基づく干渉光の検出信号に基づいて、前記複数の直線軌跡のそれぞれについて、当該直線軌跡に沿った前記眼底の断層画像を順次に形成する画像形成手段と、前記複数の直線軌跡のそれぞれについて、前記順次に形成される当該直線軌跡に沿った前記断層画像に描写された前記眼底の特徴部位を順次に特定する特定手段と、前記複数の直線軌跡のそれぞれについて、前記順次に特定される前記特徴部位の当該フレーム内における位置に基づいて、前記特徴部位を前記フレーム内の所定位置に描写させるように前記走査手段を制御して前記信号光の照射位置を順次に変更する制御手段と、を備え、前記特徴部位は、前記眼底の黄斑中心又は視神経乳頭中心であることを特徴とする眼底観察装置である。

【００１７】

また、請求項２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、被検眼の眼底を經由した前記信号光と参照物体を經由した参照光とを干渉させて干渉光を生成する光学系と、前記生成された干渉光を検出して検出信号を生成する検出手段と、平行に配列された複数の直線軌跡を含む所定の走査軌跡に沿って前記眼底に対する前記信号光の照射

10

20

30

40

50

位置を反復して走査する走査手段と、前記反復して照射位置が走査される前記信号光に基づく干渉光の検出信号に基づいて、記複数の直線軌跡のそれぞれについて、当該直線軌跡に沿った前記眼底の断層画像を順次に形成する画像形成手段と、前記複数の直線軌跡のそれぞれについて、前記順次に形成される当該直線軌跡に沿った前記断層画像に描写された前記眼底の特徴部位を順次に特定する特定手段と、前記複数の直線軌跡のそれぞれについて、前記順次に特定される前記特徴部位の当該フレーム内における位置に基づいて、前記特徴部位を前記フレーム内の所定位置に描写させるように前記走査手段を制御して前記信号光の照射位置を順次に変更する制御手段と、を備え、前記特徴部位は、前記眼底の黄斑と視神経乳頭との間の眼底中心であることを特徴とする眼底観察装置である。

【0018】

10

また、請求項3に記載の発明は、請求項1又は請求項2に記載の眼底観察装置であって、前記制御手段は、前記特徴部位を前記フレームの中心位置に描写させるように前記信号光の照射位置を変更する、ことを特徴とする。

【0021】

また、請求項4に記載の発明は、請求項1～請求項3のいずれか一項に記載の眼底観察装置であって、前記制御手段は、前記特定された前記特徴部位の位置と前記所定位置との変位を求め、前記求められた変位に基づいて前記信号光の照射位置を変更する、ことを特徴とする。

【0022】

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、前記制御手段は、前記特徴部位が前記所定位置に描写されているか判断する判断手段を含み、前記描写されていると判断されたときに、前記制御手段は、前記光学系及び前記走査手段を制御して前記信号光の照射位置を走査させつつ新たな干渉光を生成させ、前記画像形成手段を制御して該新たな干渉光に基づく新たな断層画像を形成させ、前記描写されていないと判断されたときに、前記制御手段は、前記光学系及び前記走査手段を制御して前記信号光の照射位置を再び走査させつつ新たな干渉光を生成させ、前記画像形成手段を制御して該新たな干渉光に基づく新たな断層画像を形成させ、前記特定手段を制御して該新たな断層画像に描写された前記特徴部位を特定させ、更に、該新たな断層画像のフレーム内における該特定された特徴部位の位置に基づいて、前記特徴部位を該フレーム内の所定位置に描写させるように前記信号光の照射位置を変更する、ことを特徴とする。

20

30

【0023】

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、前記判断手段は、前記特徴部位の位置と前記所定位置との変位を求め、前記求められた変位が所定閾値未満である場合に、前記所定位置に前記特徴部位が描写されていると判断し、前記変位が前記所定閾値以上である場合に、前記所定位置に前記特徴部位が描写されていないと判断する、ことを特徴とする。

【0027】

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、前記光学系は、前記特徴部位に対応する方向に前記被検眼を固視させるための固視標を前記眼底に投影する投影手段を含み、前記固視標が投影された状態の前記眼底を経由した前記信号光に基づく干渉光を生成する、ことを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0028】

この発明に係る眼底観察装置は、眼底に対する信号光の照射位置を走査しつつ眼底の断層画像を形成するOCT装置として機能する。更に、この発明に係る眼底観察装置は、形成された断層画像に描写された眼底の特徴部位を特定し、特定された特徴部位のフレーム内における位置に基づいて、特徴部位をフレーム内の所定位置に描写させるように走査手段を制御して信号光の照射位置を変更するように作用する。

【0029】

50

このような眼底観察装置によれば、眼底の計測位置の位置合わせを自動的に実行できるので、検査時間の短縮を図ることが可能である。また、計測位置の位置合わせを自動化したことで、眼底の（ほぼ）同じ位置を繰り返し計測でき、検査の再現性の向上を図ることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

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。

【0031】

この発明に係る眼底観察装置は、OCT技術を用いて眼底の断層画像を形成する。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、眼底に対する信号光の照射位置を走査（スキャン）する任意のタイプのOCT技術が適用される。なお、OCT技術により取得される画像をOCT画像と呼ぶことがある。

【0032】

この実施形態では、フーリエドメインタイプの手法を適用する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ほぼ同様の構成を具備する眼底観察装置を取り上げる。なお、他の構成を適用する場合においても、この実施形態と同様の構成を適用することで同様の作用及び効果が得られる。

【0033】

#### 第1の実施の形態

[構成]

眼底観察装置1は、図1に示すように、眼底カメラユニット1A、OCTユニット150及び演算制御装置200を含んで構成される。眼底カメラユニット1Aは、従来の眼底カメラとほぼ同様の光学系を有する。眼底カメラは、眼底の表面を撮影して2次元画像を取得する装置である。また、眼底カメラは、眼底血管の形態の撮影に利用される。OCTユニット150は、眼底のOCT画像を取得するための光学系を格納している。演算制御装置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。

【0034】

OCTユニット150には、接続線152の一端が取り付けられている。接続線152の他端には、接続線152を眼底カメラユニット1Aに接続するコネクタ部151が取り付けられている。接続線152の内部には光ファイバ152aが導通されている（図2を参照）。OCTユニット150と眼底カメラユニット1Aは、接続線152を介して光学的に接続されている。演算制御装置200は、眼底カメラユニット1A及びOCTユニット150のそれぞれと、電気信号を伝達する通信線を介して接続されている。

【0035】

[眼底カメラユニット]

眼底カメラユニット1Aは、眼底表面の形態を表す2次元画像を形成するための光学系を有する。ここで、眼底表面の2次元画像には、眼底表面を撮影したカラー画像やモノクロ画像、更には蛍光画像（フルオレセイン蛍光画像、インドシアニンググリーン蛍光画像等）などが含まれる。

【0036】

眼底カメラユニット1Aには、従来の眼底カメラと同様に、照明光学系100と撮影光学系120が設けられている。照明光学系100は眼底Efに照明光を照射する。撮影光学系120は、この照明光の眼底反射光を撮像装置10、12に導く。また、撮影光学系120は、OCTユニット150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150に導く。

【0037】

照明光学系100は、従来の眼底カメラと同様に、観察光源101、コンデンサレンズ102、撮影光源103、コンデンサレンズ104、エキサイタフィルタ105及び106、リング透光板107、ミラー108、LCD(Liquid Crystal Di

10

20

30

40

50

s p l a y ) 1 0 9、照明絞り 1 1 0、リレーレンズ 1 1 1、孔開きミラー 1 1 2、対物レンズ 1 1 3 を含んで構成される。

【 0 0 3 8 】

観察光源 1 0 1 は、たとえば約 4 0 0 n m ~ 7 0 0 n m の範囲の可視領域の波長を含む照明光を出力する。撮影光源 1 0 3 は、たとえば約 7 0 0 n m ~ 8 0 0 n m の範囲の近赤外領域の波長を含む照明光を出力する。この近赤外光は、O C T ユニット 1 5 0 で使用する光の波長よりも短く設定されている（後述）。

【 0 0 3 9 】

観察光源 1 0 1 から出力された照明光は、コンデンサレンズ 1 0 2、1 0 4、（エキサイタフィルタ 1 0 5 又は 1 0 6、）リング透光板 1 0 7、ミラー 1 0 8、L C D 1 0 9、照明絞り 1 1 0、リレーレンズ 1 1 1 を介して孔開きミラー 1 1 2 に到達する。更に、この照明光は、孔開きミラー 1 1 2 により反射され、対物レンズ 1 1 3 を介して被検眼 E に入射して眼底 E f を照明する。一方、撮影光源 1 0 3 から出力された照明光は、コンデンサレンズ 1 0 4 から対物レンズ 1 1 3 までを經由して被検眼 E に入射して眼底 E f を照明する。

10

【 0 0 4 0 】

撮影光学系 1 2 0 は、対物レンズ 1 1 3、孔開きミラー 1 1 2（の孔部 1 1 2 a）、撮影絞り 1 2 1、バリアフィルタ 1 2 2 及び 1 2 3、変倍レンズ 1 2 4、リレーレンズ 1 2 5、撮影レンズ 1 2 6、ダイクロイックミラー 1 3 4、フィールドレンズ（視野レンズ）1 2 8、ハーフミラー 1 3 5、リレーレンズ 1 3 1、ダイクロイックミラー 1 3 6、撮影レンズ 1 3 3、撮像装置 1 0、反射ミラー 1 3 7、撮影レンズ 1 3 8、撮像装置 1 2、レンズ 1 3 9 及び L C D 1 4 0 を含んで構成される。撮影光学系 1 2 0 は、従来の眼底カメラとほぼ同様の構成を有する。

20

【 0 0 4 1 】

ダイクロイックミラー 1 3 4 は、照明光学系 1 0 0 からの照明光の眼底反射光（約 4 0 0 n m ~ 8 0 0 n m の範囲に含まれる波長を有する）を反射する。また、ダイクロイックミラー 1 3 4 は、O C T ユニット 1 5 0 からの信号光 L S（たとえば約 8 0 0 n m ~ 9 0 0 n m の範囲に含まれる波長を有する；図 2 を参照）を透過させる。

【 0 0 4 2 】

ダイクロイックミラー 1 3 6 は、観察光源 1 0 1 からの照明光の眼底反射光を透過させる。また、ダイクロイックミラー 1 3 6 は、撮影光源 1 0 3 からの照明光の眼底反射光を反射する。

30

【 0 0 4 3 】

L C D 1 4 0 は、被検眼 E を固視させるための固視標（内部固視標）を表示する。L C D 1 4 0 からの光は、レンズ 1 3 9 により集光され、ハーフミラー 1 3 5 により反射され、フィールドレンズ 1 2 8 を經由してダイクロイックミラー 1 3 6 に反射される。更に、この光は、撮影レンズ 1 2 6、リレーレンズ 1 2 5、変倍レンズ 1 2 4、孔開きミラー 1 1 2（の孔部 1 1 2 a）、対物レンズ 1 1 3 等を經由して被検眼 E に入射する。それにより、眼底 E f に内部固視標が投影される。眼底に固視標を投影するための上記光学系は、この発明の「投影手段」の一例である。

40

【 0 0 4 4 】

L C D 1 4 0 による内部固視標の表示位置を変更することにより、被検眼 E の固視方向を変更することができる。被検眼 E の固視方向としては、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固視方向（黄斑計測用固視方向）や、視神経乳頭を中心とする画像を取得するための固視方向（乳頭計測用固視方向）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固視方向（眼底中心計測用固視方向）などがある。

【 0 0 4 5 】

撮像装置 1 0 には、撮像素子 1 0 a が内蔵されている。撮像装置 1 0 は、特に近赤外領域の波長の光を検出可能である。つまり、撮像装置 1 0 は、近赤外光を検出する赤外線テ

50

レビカメラとして機能する。撮像装置10は、近赤外光を検出して映像信号を出力する。撮像素子10aは、たとえば、CCD (Charge Coupled Devices) やCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等の任意の撮像素子(エリアセンサ)である。

【0046】

撮像装置12には、撮像素子12aが内蔵されている。撮像装置12は、特に可視領域の波長の光を検出可能である。つまり、撮像装置12は、可視光を検出するテレビカメラとして機能する。撮像装置12は、可視光を検出して映像信号を出力する。撮像素子12aは、撮像素子10aと同様に、任意の撮像素子(エリアセンサ)により構成される。

【0047】

タッチパネルモニタ11は、各撮像素子10a、12aからの映像信号に基づいて眼底画像Efを表示する。また、この映像信号は演算制御装置200に送られる。

【0048】

眼底カメラユニット1Aには、走査ユニット141とレンズ142とが設けられている。走査ユニット141は、OCTユニット150から出力される信号光LSの眼底Efに対する照射位置を走査する。

【0049】

走査ユニット141は、図1に示すxy平面上において信号光LSを走査する。そのために、走査ユニット141には、たとえば、x方向への走査用のガルバノミラーと、y方向への走査用のガルバノミラーとが設けられている。

【0050】

{OCTユニット}

次に、OCTユニット150の構成について図2を参照しつつ説明する。OCTユニット150は、従来のフーリエドメインタイプのOCT装置と同様の光学系を備えている。すなわち、OCTユニット150は、低コヒーレンス光を参照光と信号光に分割し、被検眼の眼底を経由した信号光と参照物体を経由した参照光とを干渉させて干渉光を生成する光学系と、この干渉光を検出する検出手段とを備えている。干渉光の検出結果(検出信号)は演算制御装置200に送られる。

【0051】

低コヒーレンス光源160は、広帯域の低コヒーレンス光L0を出力する広帯域光源である。この広帯域光源としては、たとえば、スーパーluminescentダイオード(Super Luminescent Diode: SLD)や、発光ダイオード(Light Emitting Diode: LED)などを用いることができる。

【0052】

低コヒーレンス光L0は、たとえば、近赤外領域の波長の光を含み、かつ、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。低コヒーレンス光L0は、眼底カメラユニット1Aの照明光(波長約400nm~800nm)よりも長い波長、たとえば約800nm~900nmの範囲の波長を含んでいる。

【0053】

低コヒーレンス光源160から出力された低コヒーレンス光L0は、光ファイバ161を通じて光カプラ162に導かれる。光ファイバ161は、たとえばシングルモードファイバやPMファイバ(Polarization maintaining fiber; 偏波面保持ファイバ)等により構成される。光カプラ162は、低コヒーレンス光L0を参照光LRと信号光LSとに分割する。

【0054】

なお、光カプラ162は、光を分割する手段(スプリッタ; splitter)、及び、光を重畳する手段(カプラ; coupler)の双方の作用を有するが、ここでは慣用的に「光カプラ」と称する。

【0055】

光カプラ162により生成された参照光LRは、シングルモードファイバ等からなる光

10

20

30

40

50



ファイバ163により導光されてそのファイバ端面から出射される。更に、参照光LRは、コリメータレンズ171により平行光束とされ、ガラスブロック172及び濃度フィルタ173を経由し、参照ミラー174により反射される。参照ミラー174は、この発明の「参照物体」の例である。

【0056】

参照ミラー174により反射された参照光LRは、再び濃度フィルタ173及びガラスブロック172を経由し、コリメータレンズ171によって光ファイバ163のファイバ端面に集光され、光ファイバ163を通じて光カプラ162に導かれる。

【0057】

なお、ガラスブロック172と濃度フィルタ173は、参照光LRと信号光LSの光路長（光学距離）を合わせるための遅延手段として作用する。また、ガラスブロック172と濃度フィルタ173は、参照光LRと信号光LSの分散特性を合わせるための分散補償手段として作用する。

【0058】

濃度フィルタ173は、参照光LRの光量を減少させる減光フィルタとして作用する。濃度フィルタ173は、たとえば、回転型のND（Neutral Density）フィルタにより構成される。濃度フィルタ173は、図示しない駆動機構によって回転駆動されて、干渉光LCの生成に寄与する参照光LRの光量を変更する。

【0059】

また、参照ミラー174は、図示しない駆動機構により、参照光LRの進行方向（図2に示す両側矢印方向）に移動される。それにより、被検眼Eの眼軸長やワーキングディスタンス（対物レンズ113と被検眼Eとの間の距離）などに応じて、参照光LRの光路長を確保できる。

【0060】

他方、光カプラ162により生成された信号光LSは、シングルモードファイバ等からなる光ファイバ164により接続線152の端部まで導光される。ここで、光ファイバ164と光ファイバ152aは、単一の光ファイバから形成されていてもよいし、各々の端面同士を接合するなどして一体的に形成されていてもよい。

【0061】

信号光LSは、光ファイバ152aにより導光されて眼底カメラユニット1Aに案内される。更に、信号光LSは、レンズ142、走査ユニット141、ダイクロイックミラー134、撮影レンズ126、リレーレンズ125、変倍レンズ124、撮影絞り121、孔開きミラー112の孔部112a、対物レンズ113を経由して被検眼Eに照射されて眼底Efに照射される。なお、信号光LSを眼底Efに照射させるときには、バリアフィルタ122、123は事前に光路から退避される。

【0062】

被検眼Eに入射した信号光LSは、眼底Ef上にて結像し反射される。このとき、信号光LSは、眼底Efの表面で反射されるだけでなく、眼底Efの深部領域にも到達して屈折率境界において散乱される。したがって、眼底Efを経由した信号光LSは、眼底Efの表面形態を反映する情報と、眼底Efの深層組織の屈折率境界における後方散乱の状態を反映する情報とを含んでいる。この光を単に「信号光LSの眼底反射光」と呼ぶことがある。

【0063】

信号光LSの眼底反射光は、被検眼Eに向かう信号光LSと同じ経路を逆方向に案内されて光ファイバ152aの端面に集光される。更に、信号光LSの眼底反射光は、光ファイバ152aを通じてOCTユニット150に入射し、光ファイバ164を通じて光カプラ162に戻ってくる。

【0064】

光カプラ162は、眼底Efを経由して戻ってきた信号光LSと、参照ミラー174にて反射された参照光LRとを重ね合わせて干渉光LCを生成する。干渉光LCは、シング

10

20

30

40

50

ルモードファイバ等からなる光ファイバ165を通じてスペクトロメータ180に導かれる。

【0065】

スペクトロメータ(分光計)180は、干渉光LCのスペクトル成分を検出する。スペクトロメータ180は、コリメータレンズ181、回折格子182、結像レンズ183、CCD184を含んで構成される。回折格子182は、透過型でも反射型でもよい。また、CCD184に代えて、CMOS等の他の光検出素子(ラインセンサ又はエリアセンサ)を用いることも可能である。

【0066】

スペクトロメータ180に入射した干渉光LCは、コリメータレンズ181により平行光束とされ、回折格子182によって分光(スペクトル分解)される。分光された干渉光LCは、結像レンズ183によってCCD184の撮像面上に結像される。CCD184は、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。CCD184は、この電荷を蓄積して検出信号を生成する。更に、CCD184は、この検出信号を演算制御装置200に送る。スペクトロメータ180(特にCCD184)は、この発明の「検出手段」の一例である。

10

【0067】

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。

【0068】

20

〔演算制御装置〕

演算制御装置200の構成について説明する。演算制御装置200は、CCD184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。

【0069】

また、演算制御装置200は、眼底カメラユニット1A及びOCTユニット150の各部を制御する。

【0070】

眼底カメラユニット1Aの制御として、演算制御装置200は、観察光源101や撮影光源103による照明光の出力制御、エキサイタフィルタ105、106やバリアフィルタ122、123の光路上への挿入/退避動作の制御、LCD140等の表示装置の動作制御、照明絞り110の移動制御(絞り値の制御)、撮影絞り121の絞り値の制御、変倍レンズ124の移動制御(倍率の制御)などを行う。更に、演算制御装置200は、走査ユニット141を制御して信号光LSを走査させる。

30

【0071】

また、OCTユニット150の制御として、演算制御装置200は、低コヒーレンス光源160による低コヒーレンス光L0の出力制御、参照ミラー174の移動制御、濃度フィルタ173の回転動作(参照光LRの光量の減少量の変更動作)の制御、CCD184による電荷蓄積時間や電荷蓄積タイミングや信号送信タイミングの制御などを行う。

【0072】

40

演算制御装置200は、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、キーボード、マウス、ディスプレイ、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。また、演算制御装置200は、CCD184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。

【0073】

〔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。

【0074】

50

(制御部)

眼底観察装置 1 の制御系は、演算制御装置 200 の制御部 210 を中心に構成される。制御部 210 は、この発明の「制御手段」の一例である。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。

【0075】

制御部 210 には、主制御部 211 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 には走査制御部 212 が設けられている。走査制御部 212 は、信号光 LS の走査態様の設定処理や、走査ユニット 141 の制御を行う。走査制御部 212 の動作の具体例については後述する。

10

【0076】

更に、制御部 210 には記憶部 213 が設けられている。記憶部 213 は、各種のデータを記憶する。記憶部 213 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、眼底画像 Ef 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。また、記憶部 213 には、信号光 LS の各種の走査態様が記憶されている。主制御部 211 は、記憶部 213 にデータを書き込む処理や、記憶部 213 からデータを読み出す処理を行う。

【0077】

また、制御部 210 には画像位置判断部 214 が設けられている。画像位置判断部 214 は、眼底 Ef の特徴部位が断層画像のフレームの所定位置に描写されているか否か判断する。画像位置判断部 214 については、画像処理部 230 の特徴部位特定部 231 の後に説明する。画像位置判断部 214 は、この発明の「判断手段」の一例である。

20

【0078】

(画像形成部)

画像形成部 220 は、撮像装置 10、12 からの映像信号を受けて眼底画像 Ef の画像データを形成する。

【0079】

また、画像形成部 220 は、CCD 184 からの検出信号に基づいて眼底 Ef の断層画像の画像データを形成する。この処理には、従来 of フーリエドメインタイプの OCT 技術と同様に、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。

30

【0080】

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、それに基づいて表示される「画像」とを同一視することがある。

【0081】

(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などを実行する。

40

【0082】

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画像の間の画素を補間する補間処理等を実行することにより、眼底 Ef の 3次元画像の画像データを形成する。

【0083】

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、

50

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。

【0084】

また、3次元画像の画像データとして、複数の断層画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画像を、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画像を、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。

10

【0085】

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。

【0086】

画像処理部230には、特徴部位特定部231が設けられている。特徴部位特定部231は、この発明の「特定手段」の一例である。

【0087】

特徴部位特定部231は、画像形成部220により形成された断層画像に描写された眼底Efの特徴部位を特定する。以下、眼底Efの黄斑中心を特徴部位として特定する場合の処理の一例を説明する。一般に、眼底Efの断層画像において、黄斑部は凹部として描写される。特徴部位特定部231は、この凹部の最も深い位置を黄斑中心として特定する。

20

【0088】

健常眼の黄斑部は滑らかな曲線状の凹部として表現される。特徴部位特定部231は、まず、眼底Efの断層画像において眼底表面に相当する画像領域（曲線状の1次元領域）を特定する。この処理は、断層画像において網膜に相当する画像領域と、硝子体に相当する画像領域との画素値（輝度値）の違いに基づいて、これら画像領域の境界領域、すなわち眼底表面に相当する画像領域を特定することにより実行される。なお、境界領域の特定は、たとえば、画素値に関する閾値処理や境界抽出処理等の公知の画像処理を適用して実現できる。

30

【0089】

眼底表面に相当する画像領域（眼底表面領域）を特定したら、特徴部位特定部231は、この眼底表面領域を形成する画素のうち、最も深い位置に存在する画素（黄斑中心に位置する画素）を特定する。この処理は、たとえば、これら画素の座標値（z座標値）を比較し、最も大きなz座標値を有する画素を特定することにより実行される。

【0090】

なお、断層画像のフレーム中において眼底表面領域が傾斜して描写されている場合を考慮し、眼底表面領域を表す曲線（必要に応じて近似曲線をフィッティングする）の凹部の変曲点を検出することにより、黄斑中心に位置する画素を特定することも可能である。

40

【0091】

被検眼Eが病眼である場合、眼底Efの断層画像において、黄斑部はいびつな形状の陥没として描写されることが多い。このような場合には、上記と同様の閾値処理等により眼底表面領域の陥没部を特定し、この陥没部の中心位置を特定する。この処理は、たとえば、断層画像を取得するための信号光LSの走査方向における陥没部の中心位置を特定することにより実行される。

【0092】

眼底Efの断層画像が複数形成された場合、特徴部位特定部231は、これら複数の断層画像のそれぞれについて特徴部位を特定する。たとえば、後述の十字スキャンや放射スキャンを行った場合、特徴部位特定部231は、これら走査態様に含まれる各直線軌跡に

50

沿った断層画像に描写された特徴部位を特定する。また、眼底 E f の断層画像が反復して形成される場合、特徴部位特定部 2 3 1 は、反復形成される複数の断層画像のそれぞれについて特徴部位を特定する。

【 0 0 9 3 】

特徴部位特定部 2 3 1 は、特定された特徴部位の位置情報、つまり断層画像のフレームにおける特徴部位の座標値を制御部 2 1 0 に送る。この位置情報は画像位置判断部 2 1 4 に送られる。

【 0 0 9 4 】

画像位置判断部 2 1 4 について説明する。画像位置判断部 2 1 4 は、前述のように、眼底 E f の特徴部位が断層画像のフレームの所定位置に描写されているか否か判断する。画像位置判断部 2 1 4 は、特徴部位特定部 2 3 1 により取得された特徴部位の位置情報（座標値）を受け、この特徴部位の座標値と、断層画像のフレームの所定位置との変位を求める。

10

【 0 0 9 5 】

この実施形態では、フレームの所定位置として、フレームの中心位置（フレーム中心）を用いることにする。フレームには、予め座標系が設定され、フレーム中心の座標値も予め設定されている。たとえば水平スキャンを行う場合、x 軸と z 軸とにより張られる 2 次元座標系が設定される。また、垂直スキャンを行う場合、y 軸と z 軸とにより張られる 2 次元座標系が設定される。画像位置判断部 2 1 4 は、たとえば、フレーム中心の座標に対する特徴部位の座標の変位を求める。この変位は、これら 2 つの位置の相対的な変位であり、その算出方法は任意である。

20

【 0 0 9 6 】

次に、画像位置判断部 2 1 4 は、求められた変位が所定閾値未満であるか否か判定する。変位が所定閾値未満である場合、画像位置判断部 2 1 4 は、当該断層画像において、特徴部位がフレーム中心に描写されていると判断する。他方、変位が所定閾値以上である場合、画像位置判断部 2 1 4 は、当該断層画像において、特徴部位がフレーム中心に描写されていないと判断する。なお、上記の所定閾値としては、フレーム中心に対する特徴部位の描写位置の誤差の許容範囲を表す任意の値が事前に設定される。画像位置判断部 2 1 4 は、上記判断結果を主制御部 2 1 1 に送る。

【 0 0 9 7 】

主制御部 2 1 1 は、画像位置判断部 2 1 4 による判断結果に応じて眼底観察装置 1 を制御する。たとえば、特徴部位がフレーム中心に描写されていると判断された場合、主制御部 2 1 1 は、低コヒーレンス光源 1 6 0、参照ミラー 1 7 4、走査ユニット 1 4 1、CCD 1 8 4 等を制御し、信号光 L S を走査させつつ新たな干渉光 L C を生成させる。更に、主制御部 2 1 1 は、画像形成部 2 2 0 を制御し、この新たな干渉光 L C に基づく眼底 E f の断層画像を形成させる。

30

【 0 0 9 8 】

この新たな断層画像を取得するための信号光 L S の走査態様（新たな走査態様）は、特徴部位の描写位置の判断処理に供された断層画像を取得するための信号光 L S の走査態様（事前の走査態様）と同じである必要はない。一般に、事前の走査態様は計測速度を重視して比較的単純な走査態様であることが望ましい。一方、新たな走査態様は、眼底 E f の診断に供される OCT 画像を取得するために、比較的詳細な走査態様であることが望ましい。具体例として、事前の走査態様として十字スキャンや放射スキャンが適用され（予備計測）、新たな走査態様として 3 次元スキャンが適用される（本計測）。

40

【 0 0 9 9 】

他方、特徴部位がフレーム中心に描写されていないと判断された場合、主制御部 2 1 1（走査制御部 2 1 2）は、断層画像のフレーム内における特徴部位の位置に基づいて、この特徴部位をフレーム中心に描写させるように、眼底 E f に対する信号光 L S の照射位置を変更する。この処理は、たとえば次のようにして実行される。

【 0 1 0 0 】

50

まず、走査制御部 212 は、眼底 E f の断層画像のフレーム内における特徴部位の位置と、フレーム中心との変位を求める。この変位の値は、画像位置判断部 214 により求められた変位をそのまま用いてもよい。この変位の値を新たに求める場合、走査制御部 212 は、たとえば、前述の画像位置判断部 214 と同様の処理を行う。

【0101】

次に、走査制御部 212 は、この変位に基づいて、眼底 E f に対する信号光 L S の照射位置を変更する。この処理は、たとえば、走査ユニット 141 のガルバノミラーの偏向角度に対応する眼底 E f における信号光 L S の照射位置の変位との関係に基づいて、信号光 L S の新たな照射位置を決定することにより行われる。

【0102】

なお、ガルバノミラーの偏向角度に対応する信号光の照射位置の変位を詳しく求めるためには、対物レンズ 113 と眼底 E f との間の距離の情報が必要である。この情報は、対物レンズ 113 と被検眼 E との間の距離（ワーキングディスタンス）と、被検眼 E の眼軸長とに基づいて求めることができる。ワーキングディスタンスは、従来の各種眼科装置と同様に、装置光学系と被検眼 E との位置合わせ（アライメント）を計測前に行うことにより取得できる。また、眼底観察装置 1 での計測における一般的なワーキングディスタンスの値を用いることも可能である。更に、眼軸長は、被検眼 E の実測値であってもよいし、Gullstrand 模型眼等の標準値であってもよい。

【0103】

また、このような情報を参照することなく、ガルバノミラーの偏向角度に対応する信号光の照射位置の変位のデフォルト値を予め記憶しておき、このデフォルト値を用いて信号光 L S の照射位置を変更するようにしてもよい。このデフォルト値は、たとえば臨床データに基づいて適宜に設定してもよいし、眼底観察装置 1 の光学系の設計態様等に基づいて理論的に算出してもよい。

【0104】

走査制御部 212 は、変更後の照射位置に信号光 L S を照射させるように、走査ユニット 141 を制御する。

【0105】

（表示部、操作部）

表示部 240 は、ディスプレイを含んで構成される。操作部 250 は、キーボードやマウス等の入力デバイスや操作デバイスを含んで構成される。又、操作部 250 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。

【0106】

なお、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方式の LCD のように、表示部 240 と操作部 250 とが一体化されたデバイスを用いることも可能である。

【0107】

〔信号光の走査及び OCT 画像について〕

ここで、信号光 L S の走査及び OCT 画像について説明しておく。

【0108】

眼底観察装置 1 による信号光 L S 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。

【0109】

水平スキャンは、信号光 L S 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 L S 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。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。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 1 0 】

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 L S 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 L S 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。

## 【 0 1 1 1 】

円スキャンは、円形状の軌跡に沿って信号光 L S 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 L S 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、螺旋状の軌跡に沿って信号光 L S を走査するものである。

10

## 【 0 1 1 2 】

走査ユニット 1 4 1 は、前述のような構成により、信号光 L S を x 方向及び y 方向にそれぞれ独立に走査できるので、x y 面上の任意の軌跡に沿って信号光 L S 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。

## 【 0 1 1 3 】

上記のような態様で信号光 L S を走査することにより、走査線（走査軌跡）に沿った深度方向（x 方向）の断層画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。

## 【 0 1 1 4 】

## 〔動作〕

眼底観察装置 1 の動作について説明する。図 4 に示すフローチャートは、眼底観察装置 1 の動作の一例を表す。

20

## 【 0 1 1 5 】

まず、被検眼 E に対する光学系のアライメントを行う（S 1）。アライメントは、従来の眼底カメラと同様に行われる。たとえば、被検眼 E にアライメント輝点（図示せず）を投影してその状態を観察しつつ眼底カメラユニット 1 A の位置を調整することによりアライメントを行う。

## 【 0 1 1 6 】

次に、参照ミラー 1 7 4 の位置を調整し、信号光と参照光との干渉状態を調整する（S 2）。このとき、眼底 E f の所望の深度位置（たとえば眼底表面）の画像が明瞭になるように調整を行う。参照ミラー 1 7 4 の位置調整は、操作部 2 5 0 を用いて手作業で行ってもよいし、自動的に行うようにしてもよい。

30

## 【 0 1 1 7 】

干渉状態の調整が完了したら、予備計測を開始する（S 3）。予備計測は、前述のように、断層画像のフレームの所定位置に眼底 E f の特徴部位を描写させるための予備的な画像計測である。この実施形態では、フレーム中心に黄斑中心を描写させるように予備計測を行う。

## 【 0 1 1 8 】

予備計測は、たとえばオペレータが所定の操作を行うことにより開始する。また、ステップ 2 において干渉状態を検出し、干渉状態が好適になったことに対応して自動的に予備計測を開始するように構成してもよい。その一例として、ステップ 2 において干渉光の強度を監視し、この強度が所定値以上になったことに対応して予備計測を開始するようにしてもよい。

40

## 【 0 1 1 9 】

予備計測の開始要求がなされると、主制御部 2 1 1 は、LCD 1 4 0 を制御して、眼底 E f に固視標を投影させる（S 4）。その際、オペレータは、固視標を凝視するように被検者を促す。なお、固視標を凝視するように促すメッセージを被検者に呈示（表示、音声出力等）するようにしてもよい。この動作例では、黄斑計測用固視方向に被検眼 E を固視させるように固視標が用いられる。固視方向の選択は、オペレータが操作部 2 5 0 を操作して行うことができる。また、記憶部 2 1 3 に記憶された情報に記録された傷病名や検査

50

内容等に応じて、主制御部 2 1 1 が自動的に固視方向を選択するようにしてもよい。

【 0 1 2 0 】

続いて、主制御部 2 1 1 は、低コヒーレンス光源 1 6 0 によるコヒーレンス光 L 0 の出力の制御、走査ユニット 1 4 1 による信号光 L S の走査の制御、CCD 1 8 4 の動作の制御などを実行することにより、眼底 E f に対する信号光 L S の照射位置を走査させつつ、各照射位置に対応する干渉光 L C を生成させ、そのスペクトル成分を CCD 1 8 4 に検出させる。CCD 1 8 4 は、各照射位置に対応する検出信号を出力する。画像形成部 2 2 0 は、これら検出信号に基づいて眼底 E f の断層画像を形成する。

【 0 1 2 1 】

この動作例では、信号光 L S の走査態様として十字スキャンを適用する ( S 5 )。十字スキャンは、前述のように水平方向の直線走査 ( 水平走査 ) と垂直方向の直線走査 ( 垂直走査 ) とを組み合わせた走査態様である。

【 0 1 2 2 】

十字スキャンの例を図 5 に示す。図 5 は眼底画像 E f による観察状態を表す。十字スキャンは水平走査線 H と垂直走査線 V を含む。水平走査線 H と垂直走査線 V の交点 ( スキャン中心 ) を符号 A で示す。図 5 に示す走査状態では、黄斑部 M の中心 ( 黄斑中心 ) C から外れた位置にスキャン中心 A が配置されている。すなわち、水平走査線 H と垂直走査線 V は、ともに黄斑中心 C を通過していない。この動作例では、水平走査線 G と垂直走査線 V の双方が黄斑中心 C を通過するように、つまりスキャン中心 A を黄斑中心 C に一致させるように、信号光 L S の走査態様を変更する。

【 0 1 2 3 】

画像形成部 2 2 0 は、ステップ 5 の十字スキャンにより得られた干渉光 L C の検出信号に基づいて、水平走査線 H に沿った断面の断層画像 ( 水平断層画像 ) と、垂直走査線 V に沿った断面の断層画像 ( 垂直断層画像 ) とを形成する ( S 6 )。

【 0 1 2 4 】

図 5 の十字スキャンにより得られる 2 つの断層画像の例を図 6 に示す。図 6 ( A ) は、水平走査線 H に沿った水平断層画像 G H を表す。図 6 ( B ) は、垂直走査線 V に沿った垂直断層画像 G V を表す。

【 0 1 2 5 】

水平断層画像 G H はフレーム F H 内に描写される。フレーム F H は、図中の ( R ) - ( L ) 方向を水平方向 ( x 方向 ) とし、これに直交する方向を深度方向 ( z 方向 ) とする 2 次元の画像呈示領域である。水平断層画像 G H には、眼底 E f の表面を描写した眼底表面領域 S H が含まれている。眼底表面領域 S H には、黄斑部 M に相当する窪みが描写されており、この窪みの最深部が黄斑中心 C に相当する。フレーム F H の x 方向の中心位置は、スキャン中心 A に相当する。図 5 に示す水平走査線 H と黄斑部 M ( 黄斑中心 C ) との位置関係から分かるように、黄斑中心 C はスキャン中心 A よりも ( L ) 側に描写される。

【 0 1 2 6 】

垂直断層画像 G V はフレーム F V 内に描写される。フレーム F V は、図中の ( B ) - ( T ) 方向を垂直方向 ( y 方向 ) とし、これに直交する方向を深度方向 ( z 方向 ) とする 2 次元の画像呈示領域である。垂直断層画像 G V には、眼底 E f の表面を描写した眼底表面領域 S V が含まれている。眼底表面領域 S V には、黄斑部 M に相当する窪みが描写されており、この窪みの最深部が黄斑中心 C に相当する。フレーム F V の y 方向の中心位置は、スキャン中心 A に相当する。図 5 に示す垂直走査線 V と黄斑部 M ( 黄斑中心 C ) との位置関係から分かるように、黄斑中心 C はスキャン中心 A よりも ( B ) 側に描写される。

【 0 1 2 7 】

特徴部位特定部 2 3 1 は、水平断層画像 G H 及び垂直断層画像 G V のそれぞれに描写された黄斑中心 C を特定する ( S 7 )。特徴部位特定部 2 3 1 は、各断層画像 G H、G V から特定された黄斑中心 C の位置情報、つまり各フレーム G H、G V における黄斑中心 C の座標値を制御部 2 1 0 に送る。

【 0 1 2 8 】

10

20

30

40

50



画像位置判断部 2 1 4 は、ステップ 7 で特定された黄斑中心 C の座標値と、フレームの中心位置（フレーム中心）の座標値とに基づいて、黄斑中心 C がフレームの中心位置に描写されているか否か判断する（S 8）。

【 0 1 2 9 】

ステップ 8 の処理は、各フレーム F H、F V のスキャン中心 A の位置に黄斑中心 C が描写されているか判断するものであってもよいし、各フレーム F H、F V の中心（つまり、スキャン中心 A の位置かつ深度方向 z の中心位置：矩形のフレームの中心位置）に黄斑中心 C が描写されているか判断するものであってもよい。この発明の「フレームの中心位置」には、これら双方の意味が少なくとも含まれるものとする。

【 0 1 3 0 】

たとえば図 6 に示すように、フレーム F H、F V の少なくとも一方の中心位置に黄斑中心 C が描写されていないと判断された場合（S 8 : N）、走査制御部 2 1 2 は、黄斑中心 C の座標値と、フレーム中心の座標値（少なくともスキャン中心 A の座標値を含む）とに基づいて、眼底 E f に対する信号光 L S の照射位置を変更する（S 9）。

【 0 1 3 1 】

それにより、前回よりもフレーム中心の近くに黄斑中心 C が描写されるような走査態様に変更される。なお、前回のスキャンから今回のスキャンまでの間における視線の移動や固視微動などにより、今回の走査態様においてもフレーム中心と黄斑中心 C の描写位置との間に若干のズレが生じることはある。しかし、このようなズレ（特に固視微動等）を考慮した上で前述の所定閾値を設定してステップ 8 の判断を行うことにより、フレーム中心と黄斑中心 C の描写位置とを概ね一致させることが可能になる。

【 0 1 3 2 】

主制御部 2 1 1 は、変更後の照射位置に信号光 L S を照射させるように走査ユニット 1 4 1 を制御しつつ十字スキャンを実行させる（S 5）。画像形成部 2 2 0 は、この新たな十字スキャンにより得られた干渉光 L C の検出信号に基づいて、新たな水平断層画像 G H と新たな垂直断層画像 G V を形成する（S 6）。特徴部位特定部 2 3 1 は、新たな断層画像 G H、G V のそれぞれに描写された黄斑中心 C を特定する（S 7）。画像位置判断部 2 1 4 は、新たに特定された黄斑中心 C の座標値と、新たな各フレーム F H、F V の中心位置の座標値とに基づいて、黄斑中心 C が各フレーム F H、F V の中心位置に描写されているか否か判断する（S 8）。

【 0 1 3 3 】

主制御部 2 1 1 は、ステップ 8 で「Y e s」と判断されるまでステップ 5 ~ ステップ 8 を反復する。なお、所定回数反復してもステップ 8 で「Y e s」と判断されない場合に、眼底 E f の計測を中止又は中断し、必要に応じて計測を再開するようにしてもよい。

【 0 1 3 4 】

双方のフレーム F H、F V の中心位置に黄斑中心 C が描写されていると判断されると（S 8 : Y e s）、自動的に本計測が開始される（S 1 0）。そのために、まず、走査制御部 2 1 2 は、たとえば 3 次元スキャン等の走査態様を設定する。このとき、本計測用の走査態様のスキャン中心は、ステップ 8 で「Y e s」と判断されたときのスキャン中心に一致される。主制御部 2 1 1 は、低コヒーレンス光源 1 6 0、参照ミラー 1 7 4、CCD 1 8 4、走査ユニット 1 4 1 等を制御して本計測を実行させる。

【 0 1 3 5 】

画像形成部 2 2 0 は、本計測により得られた干渉光 L C の検出信号に基づいて、眼底 E f の断層画像を形成する（S 1 1）。また、画像処理部 2 3 0 は、必要に応じ、本計測により形成された断層画像に基づいて、眼底 E f の 3 次元画像を形成する。また、画像処理部 2 3 0 は、断層画像や 3 次元画像を解析して網膜厚などを求める。

【 0 1 3 6 】

ここで、ステップ 8 で「Y e s」と判断されるような信号光 L S の走査状態の例を説明する。この走査状態においては、図 7 に示すように、水平走査線 H と垂直走査線 V との交差位置、つまりスキャン中心 A の位置は、黄斑中心 C の位置と（ほぼ）一致する。これら

10

20

30

40

50

の位置の誤差は上記の所定閾値以内である。

【 0 1 3 7 】

また、図 7 に示す走査態様で信号光 L S を走査させると、図 8 に示すように、スキャン中心 A ( フレーム中心 ) の位置に黄斑中心 C が描写された水平断層画像 G H と垂直走査線 V が得られる。

【 0 1 3 8 】

[ 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。

【 0 1 3 9 】

眼底観察装置 1 は、眼底 E f に対して信号光 L S を走査しつつ干渉光 L C を生成し、この干渉光 L C の検出信号に基づいて眼底 E f の断層画像を形成する O C T 装置として作用する。また、眼底観察装置 1 は、眼底 E f の断層画像に描写された眼底 E f の特徴部位を特定し、更に、断層画像のフレーム F H、F V 内における特徴部位の位置に基づいて、特徴部位をフレーム F H、F V 内の中心位置に描写させるように信号光 L S の照射位置を変更するように作用する。

10

【 0 1 4 0 】

このような眼底観察装置 1 によれば、眼底 E f の計測位置の位置合わせを自動的に実行できるので、検査時間の短縮を図ることが可能である。また、計測位置の位置合わせを自動化したことで、眼底 E f の ( ほぼ ) 同じ位置を反復して計測でき、検査の再現性の向上を図ることが可能となる。

20

【 0 1 4 1 】

また、眼底観察装置 1 は、所定の走査軌跡に沿って信号光 L S の照射位置を反復走査し、所定の走査軌跡に沿った眼底 E f の断層画像を順次に形成し、これら断層画像に描写された特徴部位を順次に特定する。更に、眼底観察装置 1 は、順次に特定される特徴部位のフレーム F H、F V 内における位置に基づいて、特徴部位をフレーム中心に描写させるように信号光 L S の照射位置を順次に変更する。

【 0 1 4 2 】

このような反復走査を行うことにより、眼球運動を頻繁に繰り返す被検眼 E であっても、常に特徴部位がフレーム中心に位置するように信号光 L S の走査位置を調整できる。すなわち、このような反復走査を行うことにより、特徴部位を好適にトラッキング ( 追跡 )

30

【 0 1 4 3 】

また、眼底観察装置 1 は、特徴部位に対応する方向に被検眼 E を固視させるための固視標を眼底 E f に投影する構成を有し、固視標が投影された状態の眼底 E f を経由した信号光 L S に基づく干渉光 L C を生成する。更に、眼底観察装置 1 は、この干渉光 L C の検出信号に基づいて眼底 E f の断層画像を形成し、この断層画像に描写された眼底 E f の特徴部位を特定する。そして、眼底観察装置 1 は、この断層画像のフレーム内における特徴部位の位置に基づいて、特徴部位をフレーム内の所定位置 ( フレーム中心 ) に描写させるように信号光 L S の照射位置を変更する。

【 0 1 4 4 】

このように固視標を投影して計測を行うことにより、眼底 E f の特徴部位とスキャン中心 A とのズレを最初の段階から小さくでき、計測位置の位置合わせに掛かる時間の短縮を図ることができる。それにより、検査時間の短縮を図ることが可能になる。特に、上記の反復走査を行う場合において、反復回数の減少を図ることができる。

40

【 0 1 4 5 】

また、眼底観察装置 1 は、眼底 E f の特徴部位がフレーム内の所定位置に描写されているか判断する構成を具備する。特徴部位が所定位置に描写されていると判断された場合、眼底観察装置 1 は、信号光 L S の照射位置を走査しつつ新たな干渉光 L C を生成し、この新たな干渉光に基づく新たな断層画像を形成する。

【 0 1 4 6 】

50

他方、特徴部位が所定位置に描写されていないと判断された場合、眼底観察装置 1 は、信号光 L S の照射位置を再び走査しつつ新たな干渉光 L C を生成し、この新たな干渉光 L C に基づく新たな断層画像を形成する。更に、眼底観察装置 1 は、この新たな断層画像に描写された眼底 E f の特徴部位を特定し、この新たな断層画像のフレーム内における特徴部位の位置に基づいて、この特徴部位をフレーム内の所定位置に描写させるように信号光 L S の照射位置を変更する。

【 0 1 4 7 】

このような眼底観察装置 1 によれば、眼底 E f の特徴部位がフレーム内の所定位置に描写されたことに対応して自動的に計測（本計測）が実行されて眼底 E f の断層画像が取得される。それにより、オペレータが計測開始の指示を行う必要がなくなり、検査時間の更なる短縮を図ることが可能になる。

10

【 0 1 4 8 】

また、眼底 E f の特徴部位がフレーム内の所定位置に描写されていない場合には、特徴位置を所定位置に描写させるように、信号光 L S の照射位置の変更処理を再度実行するようになっている。このように、眼底観察装置 1 によれば、好適な計測位置が達成されるまで自動的に信号光 L S の照射位置の変更処理を反復するように作用するので、検査時間の短縮及び検査の再現性向上を図ることが可能である。

【 0 1 4 9 】

[ 変形例 ]

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

20

【 0 1 5 0 】

上記の実施形態では、眼底 E f の特徴部位として黄斑中心 C を特定する場合について特に詳しく説明した。しかし、眼底 E f の特徴部位は、黄斑中心 C に限定されるものではない。

【 0 1 5 1 】

たとえば、眼底 E f の視神経乳頭中心（視神経乳頭中心）を特定するように構成できる。視神経乳頭は、黄斑部 M と同様に眼底表面の窪みとして描写される。なお、視神経乳頭の窪みの深さは、一般に黄斑部 M よりも深くなっている。以下、眼底 E f の断層画像に描写される視神経乳頭中心を特定する処理の例を説明する。なお、反復走査による視神経乳頭中心のトラッキングについては、黄斑中心の場合と同様であるので詳しい説明は省略する。

30

【 0 1 5 2 】

まず、L C D 1 4 0 に固視標を表示させ、前述の乳頭計測用固視方向に被検眼 E を固視させるための固視標を眼底 E f に投影する。この固視標を眼底に投影した状態で所定の走査軌跡に沿って信号光 L S の照射位置を走査させつつ計測を行う。それにより、視神経乳頭を通過する（又はその近傍の）断層画像を最初の段階から取得できる。なお、このときの走査態様としては、黄斑部の場合と同様に十字スキャンや放射スキャンを適用することが可能である。

【 0 1 5 3 】

続いて、特徴部位特定部 2 3 1 は、たとえば黄斑中心 C の特定処理と同様に、眼底表面領域を特定し、更に、この眼底表面領域を形成する画素のうち、最も深い位置に存在する画素（視神経乳頭中心に位置する画素）を特定する。

40

【 0 1 5 4 】

なお、断層画像のフレーム中において眼底表面領域が傾斜して描写されている場合を考慮し、眼底表面領域を表す曲線（必要に応じて近似曲線をフィッティングする）の凹部の変曲点を検出することにより、視神経乳頭中心に位置する画素を特定するようにしてもよい。

【 0 1 5 5 】

また、視神経乳頭の形状を考慮して視神経乳頭中心を特定してもよい。たとえば、視神

50

経乳頭は円形（又は楕円形）であると仮定し、視神経乳頭の窪みの縁に相当する画像位置を2つ特定し、これら2つの画像位置の中間位置に相当する視神経乳頭の底部の位置を視神経乳頭中心とみなすことができる。

【0156】

この変形例に係る眼底観察装置は、複数の直線軌跡（水平走査線、垂直走査線等）のそれぞれについて、順次に特定される視神経乳頭中心のフレーム内における位置に基づいて、視神経乳頭中心をフレーム内の所定位置に描写させるように信号光LSの照射位置を順次に変更する。以上で、眼底Efの特定部位が視神経乳頭中心である場合の説明を終了する。

【0157】

黄斑部と視神経乳頭との間の眼底中心（前述）を特徴部位として特定することも可能である。この場合、黄斑中心の特定処理とは異なり、平行に配列された複数の直線軌跡を含む走査態様、すなわち複数の水平走査線（数本～数十本程度）を含む走査態様を適用することが望ましい。これは、黄斑部と視神経乳頭の双方を描写した断層画像を取得するためである。以下、眼底Efの断層画像に描写される眼底中心を特定する処理の例を説明する。なお、反復走査による眼底中心のトラッキングについては、黄斑中心の場合と同様であるので詳しい説明は省略する。

【0158】

まず、LCD140に固視標を表示させ、前述した眼底中心計測用固視方向に被検眼Eを固視させるための固視標を眼底Efに投影する。この固視標を眼底に投影した状態において上記走査態様で信号光LSの照射位置を走査させつつ計測を行う。それにより、黄斑部及び視神経乳頭を通過する（又はその近傍の）断層画像を最初の段階から取得できる。このとき、垂直方向に配列された複数の水平走査線に沿って信号光LSを走査しているため、黄斑部及び視神経乳頭を描写した複数の水平断層画像が得られる。

【0159】

特徴部位特定部231は、たとえば、各水平断層画像から眼底表面領域を特定し、各眼底表面領域の特徴的な2つの窪みを検出する。これら2つの窪みは、一方が黄斑部であり、他方が視神経乳頭である。特徴部位特定部231は、必要に応じ、黄斑部と視神経乳頭をそれぞれ識別する。この処理は、たとえば、窪みの深さに基づいて行うこともできるし、被検眼Eの左眼/右眼の別と水平断層画像の向きとに基づいて行うこともできる。なお、黄斑部（黄斑中心）と視神経乳頭（中心）との中間位置を眼底中心とする場合などには、黄斑部と視神経乳頭との識別は必要ない。

【0160】

続いて、特徴部位特定部231は、たとえば、検出された眼底表面領域の2つの窪みの最深部を黄斑中心及び視神経乳頭中心として特定する。なお、眼底表面領域を表す近似曲線の2つの凹部の変曲点をそれぞれ検出することにより、黄斑中心及び視神経乳頭中心を特定してもよい。また、黄斑部や視神経乳頭の形状を考慮して黄斑中心や視神経乳頭中心を特定することも可能である。

【0161】

更に、特徴部位特定部231は、特定された黄斑中心と視神経乳頭中心とに基づいて、断層画像に描写された眼底中心を特定する。この処理は、たとえば、黄斑中心と視神経乳頭中心とを結ぶ線分の所定の内分点（中間点など）を眼底中心として特定することにより行うことが可能である。

【0162】

この変形例に係る眼底観察装置は、複数の直線軌跡（水平走査線）のそれぞれについて、順次に特定される眼底中心のフレーム内における位置に基づいて、眼底中心をフレーム内の所定位置に描写させるように信号光LSの照射位置を順次に変更する。

【0163】

なお、複数の直線軌跡には、垂直走査線や斜め方向の走査線が含まれていてもよい。たとえば、水平走査線と第1の垂直走査線との交点を黄斑中心に位置合わせするとともに、

10

20

30

40

50

水平走査線と第2の垂直走査線との交点を視神経乳頭中心に位置合わせることにより、信号光LSの照射位置を変更するように構成できる。また、眼底Efに対する固視標の投影位置を（たとえば自動的に）移動させることにより、眼底Efの所定位置に信号光LSの走査線を形成させることも可能である。以上で、眼底Efの特定部位が眼底中心である場合の説明を終了する。

【0164】

上記の実施形態では、断層画像のフレームの中心位置に眼底Efの特徴部位が描写されるように信号光LSの照射位置を変更しているが、フレーム内の他の位置に特徴部位を描写させることも可能である。たとえば、特徴部位の他にも注目部位（病変部等）が存在する場合、断層画像に当該注目部位も描写されるように、フレーム中心から外れた位置に特徴部位を描写させることが可能である。また、2つ以上の特徴部位を1枚の断層画像に描写させる場合、これら特徴部位がフレーム内に描写されるように信号光LSを走査させることが可能である。

10

【0165】

第2の実施の形態

第1の実施形態では、所定の走査軌跡に沿って信号光を反復走査させる場合について詳しく説明した。第2の実施形態に係る眼底観察装置は、当該被検眼について過去に取得された眼底の断層画像又はそれから得られた情報を参照することにより、1回の計測で信号光の照射位置を変更するものである。

【0166】

20

この実施形態に係る眼底観察装置の構成例を図9に示す。眼底観察装置300は、第1の実施形態の眼底観察装置1と同様のほぼ同様の構成を有する（図1～図3を参照）。以下、第1の実施形態と同様の構成要素については同じ符号を用いる。

【0167】

眼底観察装置300の記憶部213には画像記憶部215が設けられている。画像記憶部215には、過去に取得された眼底の断層画像等のOCT画像（過去画像）が記憶されている。過去画像は、眼底観察装置300により取得された画像であってもよいし、他の装置により取得されたものであってもよい。後者の過去画像は、任意の経路を介して眼底観察装置300に入力される。たとえば、後者の過去画像はLAN上の画像サーバに保管され、眼底観察装置300は画像サーバにアクセスし、LANを通じて過去画像を取得する。また、後者の過去画像は記録媒体に記録され、眼底観察装置300はドライブ装置（図示せず）により記録媒体から過去画像を読み取る。

30

【0168】

過去画像は患者情報に関連付けられている。患者情報には患者ID等の患者識別情報が含まれている。主制御部211は、患者識別情報に基づいて画像記憶部215から過去画像を検索する。

【0169】

眼底観察装置300の動作について説明する。図10に示すフローチャートは、眼底観察装置300の動作の一例を表す。この動作例では、眼底の特徴部位として黄斑中心を特定する。

40

【0170】

まず、オペレータは、操作部250を操作して当該患者の患者識別情報を入力する（S21）。このとき、検索対象のOCT画像の種類（黄斑部、視神経乳頭、眼底中心等）を指定してもよい。ここでは、黄斑部が指定される。主制御部211は、入力された患者識別情報に関連付けられた眼底の過去画像（断層画像）を画像記憶部215から検索する（S22）。それにより、当該被検眼を黄斑計測用固視方向に固視させた状態で取得された、眼底の水平断層画像と垂直断層画像が検索される。なお、当該被検眼の眼底の画像を一覧表示し、オペレータが所望の画像を選択指定するようにしてもよい。

【0171】

特徴部位特定部231は、検索された水平断層画像と垂直断層画像のそれぞれに描写さ

50

れた黄斑中心を特定する（S23）。なお、ステップ21～ステップ23は、以降の任意のタイミングで行ってもよい。

【0172】

次に、第1の実施形態と同様に、被検眼に対する光学系のアライメントを行うとともに（S24）、参照ミラー174の位置を調整して信号光と参照光との干渉状態を調整する（S25）。

【0173】

干渉状態の調整が完了したら、予備計測を開始する（S26）。主制御部211は、LCD140を制御し、黄斑計測用の固視標を眼底に投影させる（S27）。固視標の選択は、ステップ21で入力された画像種類に基づいて自動的に行ってもよいし、オペレータが手作業で行ってもよい。

10

【0174】

続いて、主制御部211は、低コヒーレンス光源160、走査ユニット141、CCD184等を制御することにより、信号光LSを走査させつつ干渉光LCを生成させ、そのスペクトル成分をCCD184に検出させる。CCD184は、信号光LSの各照射位置に対応する検出信号を出力する。画像形成部220は、これら検出信号に基づいて眼底の断層画像を形成する。

【0175】

この動作例では十字スキャンを適用する（S28）。画像形成部220は、十字スキャンにより得られた干渉光LCの検出信号に基づいて、水平断層画像と垂直断層画像を形成する（S29）。

20

【0176】

特徴部位特定部231は、形成された水平断層画像と垂直断層画像のそれぞれに描写された黄斑中心を特定する（S30）。

【0177】

走査制御部212は、過去画像としての水平断層画像及び垂直断層画像と、ステップ29で形成された新たな水平断層画像及び垂直断層画像とに基づき、水平断層画像及び垂直断層画像のそれぞれについて、新たな断層画像のフレーム内における黄斑中心の位置と、過去の断層画像のフレーム内における黄斑中心の位置との変位を求める（S31）。この処理は、たとえば、過去の断層画像のフレーム内における黄斑中心の座標値と、新たな断層画像のフレーム内における黄斑中心の座標値との変位を演算することにより行うことができる。

30

【0178】

主制御部211は、ステップ31で求められた変位に基づいて、新たな断層画像のフレーム内における黄斑中心の位置を、過去の断層画像のフレーム内における黄斑中心の位置に一致させるように信号光LSを走査させつつ、本計測を実行させる（S32）。画像形成部220は、本計測により得られた干渉光LCの検出信号に基づいて、眼底の断層画像を形成する（S33）。また、画像処理部230は、必要に応じ、本計測により形成された断層画像に基づいて、眼底の3次元画像を形成する。また、画像処理部230は、断層画像や3次元画像を解析して網膜厚などを求める。以上で、動作の説明を終了する。

40

【0179】

眼底観察装置300の作用及び効果を説明する。眼底観察装置300は、眼底に対して信号光LSを走査しつつ干渉光LCを生成し、この干渉光LCの検出信号に基づいて眼底の断層画像を形成するOCT装置として作用する。また、眼底観察装置300は、当該被検眼について過去に形成された眼底の断層画像を記憶している。眼底観察装置300は、過去の断層画像に描写された眼底の特徴部位（黄斑中心等）と、新たに形成された断層画像に描写された眼底の特徴部位をそれぞれ特定し、更に、新たな断層画像のフレーム内における特徴部位の位置を、過去の断層画像のフレーム内における特徴部位の位置に一致させるように、信号光LSの照射位置を変更するように作用する。

【0180】

50

このような眼底観察装置 300 によれば、眼底の計測位置の位置合わせを自動的に実行できるので、検査時間の短縮を図ることが可能である。また、過去の断層画像の計測部位に合わせて本計測を行うことができるので、検査の再現性の向上を図ることが可能となる。

【0181】

また、眼底観察装置 300 は、特徴部位に対応する方向に被検眼を固視させるための固視標を眼底に投影する構成を有し、固視標が投影された状態の眼底を經由した信号光 LS に基づく干渉光 LC を生成し、この干渉光 LC の検出信号に基づいて眼底の断層画像を形成するように作用する。このように固視標を投影して計測を行うことにより、過去画像と今回の画像との計測位置のズレを最初の段階から小さくでき、計測位置の位置合わせに掛かる時間の短縮を図ることができる。それにより、検査時間の短縮を図ることが可能になる。

10

【0182】

眼底観察装置 300 の変形例を説明する。上記の眼底観察装置 300 は、被検眼の過去の眼底の画像（過去画像）を参照して計測位置を調整しているが、この変形例に係る眼底観察装置は、被検眼について過去に形成された眼底の断層画像のフレーム内における特徴部位の位置情報を参照して計測位置を調整する。

【0183】

そのために、この変形例に係る眼底観察装置は、過去に形成された眼底の断層画像のフレーム内における特徴部位の位置情報を記憶部 213 に記憶している。位置情報は、過去に形成された眼底の断層画像に基づいて生成される。位置情報は、たとえば、過去に形成された断層画像のフレーム内における特徴部位の座標値を含んでいる。位置情報は、たとえば特徴部位特定部 231 により前述の手法で生成される。なお、他の装置により同様の手法で位置情報を生成するようにしてもよい。その場合、他の装置により生成された位置情報が当該眼底観察装置に入力されて記憶部 213 に記憶される。位置情報は、たとえば、患者識別情報に関連付けられて記憶され、主制御部 211 は患者識別情報に基づいて位置情報を検索することができる。

20

【0184】

画像形成部 220 により眼底の断層画像が新たに形成されたときに、特徴部位特定部 231 は、当該新たな断層画像に描写された特徴部位を特定する。更に、主制御部 211 は、新たな断層画像のフレーム内における特徴部位の位置を、位置情報に示す特徴部位の位置に一致させるように、信号光の照射位置を変更する。この処理は、たとえば眼底観察装置 300 と同様に、新たな断層画像における特徴部位の位置（フレーム内における座標値）と、過去の断層画像における特徴部位の位置（位置情報に示す座標値）との変位を求め、この変位に基づいて信号光の照射位置を変更することにより行うことができる。

30

【0185】

この変形例に係る眼底観察装置によれば、眼底の計測位置の位置合わせを自動的に実行できるので、検査時間の短縮を図ることが可能である。また、過去の断層画像の計測部位に合わせて本計測を行うことができるので、検査の再現性の向上を図ることが可能となる。

40

【0186】

また、この変形例に係る眼底観察装置においても、特徴部位に対応する方向に被検眼を固視させるための固視標を眼底に投影する構成を設けることにより、固視標が投影された状態の眼底を經由した信号光 LS に基づく干渉光 LC を生成し、この干渉光 LC の検出信号に基づいて眼底の断層画像を形成することが可能である。それにより、過去画像と今回の画像との計測位置のズレを最初の段階から小さくでき、計測位置の位置合わせに掛かる時間の短縮、ひいては検査時間の短縮を図ることが可能になる。

【0187】

その他の変形例

この発明に係る眼底観察装置の要旨の範囲に含まれるその他の変形例について説明す

50

る。

【0188】

第1、第2の実施形態では、広帯域光（低コヒーレンス光）を眼底に照射して得られる干渉光のスペクトル成分を検出して断層画像を形成するOCT装置について説明した。この発明は、このようなタイプのOCT装置だけでなく、眼底に対する信号光の照射位置を走査する機構を備えた任意のタイプのOCT装置に適用可能である。たとえば、特許文献3に記載の波長走査タイプ（スウェプトソースタイプ）のOCT装置に対して、この発明を適用することが可能である。

【0189】

前述の実施形態においては、参照ミラー174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1A及びOCTユニット150を一体的に移動させて信号光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、被検者の顔を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できる。

10

【0190】

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。

20

【図面の簡単な説明】

【0191】

【図1】この発明に係る眼底観察装置の実施形態の全体構成の一例を表す概略構成図である。

【図2】この発明に係る眼底観察装置の実施形態におけるOCTユニットの構成の一例を表す概略構成図である。

【図3】この発明に係る眼底観察装置の実施形態の制御系の構成の一例を表す概略ブロック図である。

30

【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表すフローチャートである。

【図5】この発明に係る眼底観察装置の実施形態による信号光の走査態様の一例を表す概略図である。

【図6】この発明に係る眼底観察装置の実施形態により形成される眼底の断層画像の一例を表す概略図である。

【図7】この発明に係る眼底観察装置の実施形態による信号光の走査態様の一例を表す概略図である。

【図8】この発明に係る眼底観察装置の実施形態により形成される眼底の断層画像の一例を表す概略図である。

40

【図9】この発明に係る眼底観察装置の実施形態の制御系の構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図10】この発明に係る眼底観察装置の実施形態の動作の一例を表すフローチャートである。

【符号の説明】

【0192】

1、300 眼底観察装置

1A 眼底カメラユニット

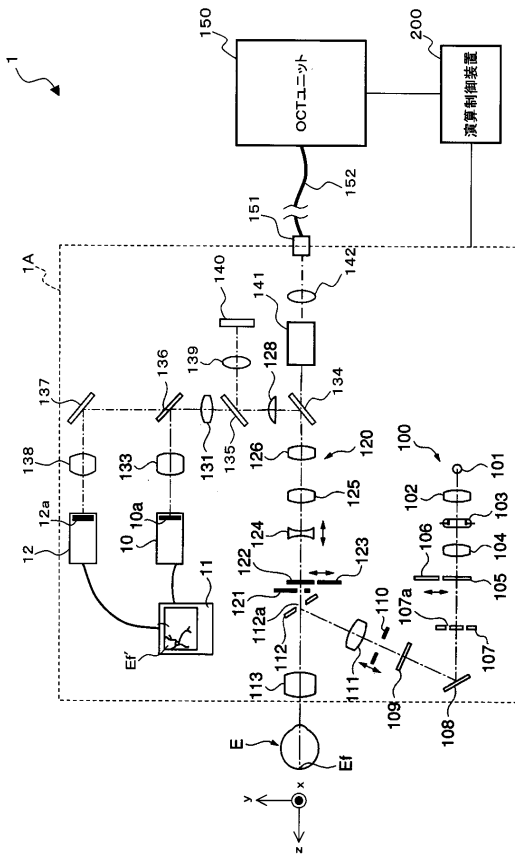
141 走査ユニット

50

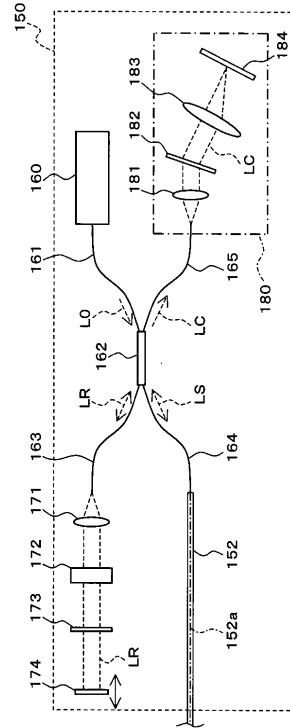


- 150 OCTユニット
- 160 低コヒーレンス光源
- 162 光カプラ
- 174 参照ミラー
- 180 スペクトロメータ
- 184 CCD
- 200 演算制御装置
- 210 制御部
- 211 主制御部
- 212 走査制御部
- 213 記憶部
- 214 画像位置判断部
- 215 画像記憶部
- 220 画像形成部
- 230 画像処理部
- 231 特徴部位特定部
- 240 表示部
- 250 操作部

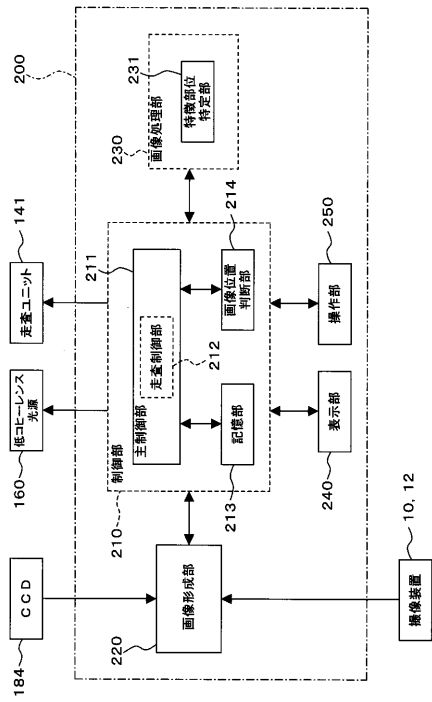
【図1】



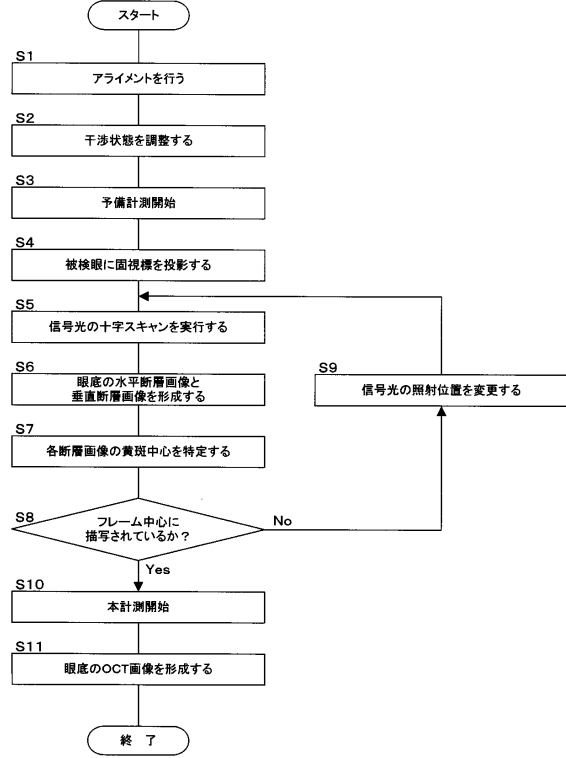
【図2】



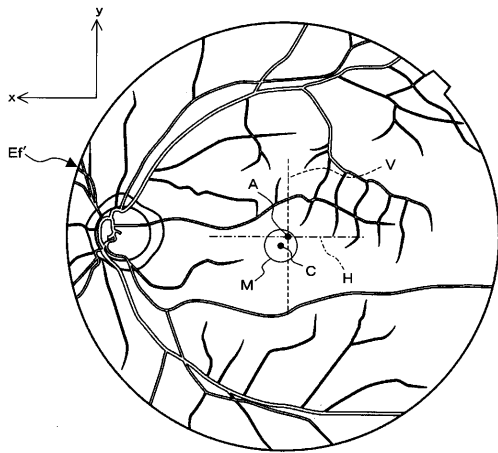
【図3】



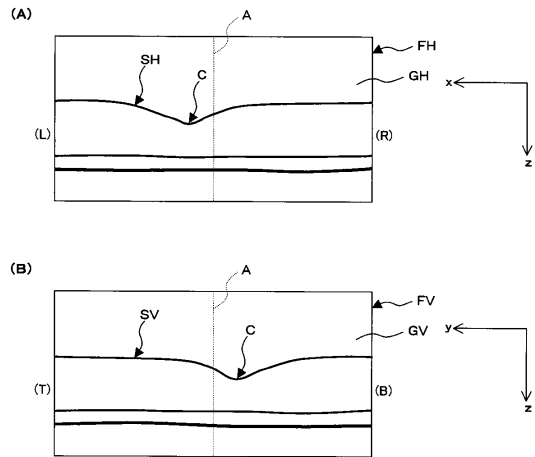
【図4】



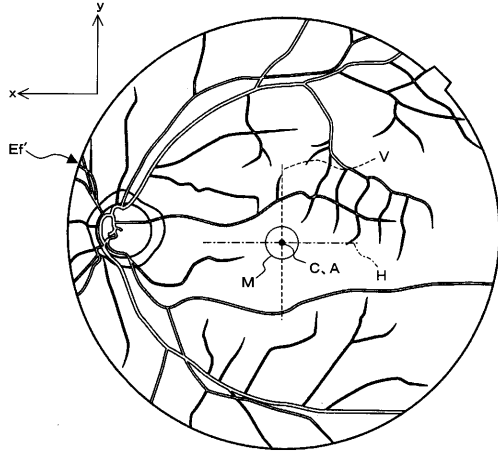
【図5】



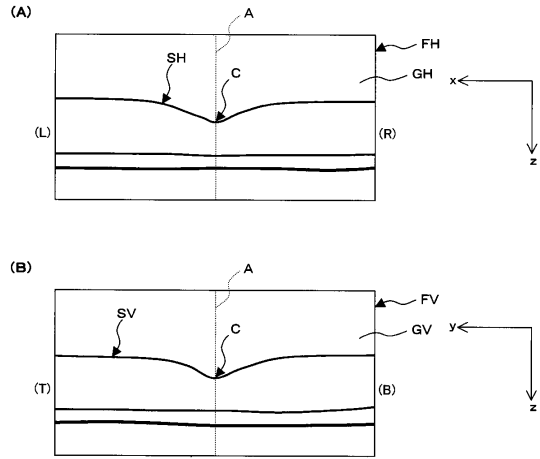
【図6】



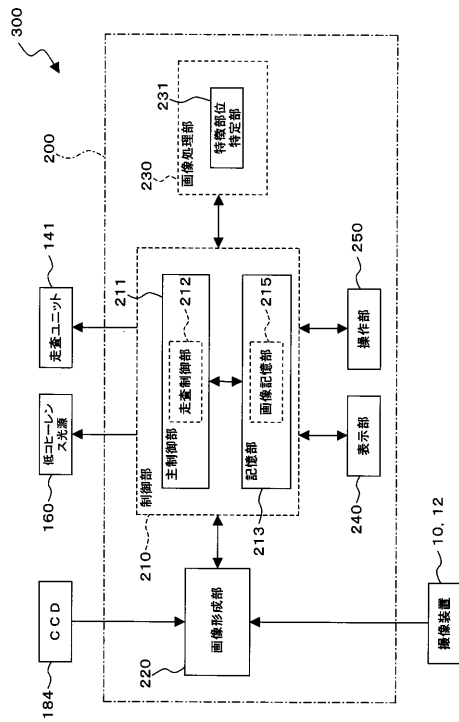
【図7】



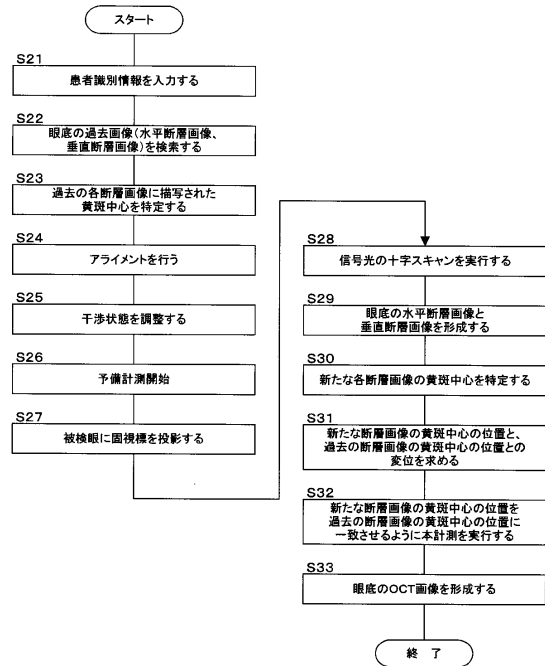
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2007-275374(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/00 - 3/18