

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5506504号
(P5506504)

(45) 発行日 平成26年5月28日 (2014. 5. 28)

(24) 登録日 平成26年3月28日 (2014. 3. 28)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 3/10 (2006. 01)
H O 4 N 5/225 (2006. 01)
H O 4 N 5/232 (2006. 01)
G O 1 N 21/17 (2006. 01)

A 6 1 B 3/10 R
H O 4 N 5/225 Z
H O 4 N 5/232 Z
H O 4 N 5/225 A
G O 1 N 21/17 6 2 5

請求項の数 17 (全 13 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2010-82815 (P2010-82815)
(22) 出願日 平成22年3月31日 (2010. 3. 31)
(65) 公開番号 特開2011-212206 (P2011-212206A)
(43) 公開日 平成23年10月27日 (2011. 10. 27)
審査請求日 平成25年1月23日 (2013. 1. 23)

(73) 特許権者 000001007
キヤノン株式会社
東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(74) 代理人 100126240
弁理士 阿部 琢磨
(74) 代理人 100124442
弁理士 黒岩 創吾
(72) 発明者 歌川 勉
東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ
ノン株式会社内

審査官 増淵 俊仁

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 撮像装置及び撮像方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検査物に対して複数の測定光を走査する走査手段と、
前記被検査物における前記複数の測定光の走査領域の重複領域の大きさを指示する指示手段と、

前記指示手段により指示された前記重複領域の大きさに応じて、前記走査領域の中心間距離と該走査領域の大きさとのうち少なくとも一方を変更する変更手段と、
を有することを特徴とする撮像装置。

【請求項 2】

被検査物に対して複数の測定光を走査する走査手段と、
前記被検査物における前記複数の測定光の走査領域の中心間距離を指示する指示手段と

、
前記指示手段により指示された前記走査領域の中心間距離に応じて、該走査領域の大きさを変更する変更手段と、
を有することを特徴とする撮像装置。

【請求項 3】

被検査物に対して複数の測定光を走査する走査手段と、
前記被検査物における前記複数の測定光の走査領域の大きさを指示する指示手段と、
前記指示手段により指示された前記走査領域の大きさに応じて、該走査領域の中心間距離を変更する変更手段と、

10

20

を有することを特徴とする撮像装置。

【請求項 4】

前記複数の測定光を前記被検査物に射出する複数のファイバ端と、
前記複数のファイバ端を移動させる移動手段と、を有し、
前記変更手段が、前記ファイバ端の移動により、前記走査領域の中心間距離を変更する
ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の撮像装置。

【請求項 5】

前記走査手段が、前記複数の測定光を走査する共通の走査ミラーを有し、
前記変更手段が、前記走査ミラーの走査角度の変更により、前記走査領域の大きさを
変更することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の撮像装置。

10

【請求項 6】

前記指示手段の機能を有する画像を表示手段に表示する表示制御手段を有することを特
徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の撮像装置。

【請求項 7】

前記走査領域の中心間距離の変更が、前記被検査物における前記複数の測定光の照射位
置間隔の変更であることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の撮像装置。

【請求項 8】

前記変更手段が、前記複数の測定光の走査領域同士が重複しないように前記走査手段に
より前記複数の測定光が走査された後に、前記走査領域の中心間距離と該走査領域の大き
さとのうち少なくとも一方を変更することを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に
記載の撮像装置。

20

【請求項 9】

前記被検査物は眼であり、
前記指示手段が、前記眼の眼底の黄斑、視神経乳頭、疾患のうち少なくとも 1 つの領域
に応じて、前記走査領域の重複領域の大きさを指示することを特徴とする請求項 1 乃至 8
のいずれか 1 項に記載の撮像装置。

【請求項 10】

前記変更手段による変更の後に、前記複数の測定光を照射した前記被検査物からの複数の
の戻り光と、該複数の測定光にそれぞれ対応する複数の参照光とをそれぞれ合波した複数の
の光に基づいて、該被検査物の光干渉断層画像を取得する取得手段を有することを特徴と
する請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の撮像装置。

30

【請求項 11】

前記被検査物は眼であり、
前記取得手段が、前記重複領域における少なくとも 2 つの光干渉断層画像を平均化して
、前記眼の眼底の黄斑と視神経乳頭と疾患とのうち少なくとも 1 つの領域の光干渉断層画
像を取得することを特徴とする請求項 10 に記載の撮像装置。

【請求項 12】

被検査物における複数の測定光の走査領域の重複領域の大きさを指示する工程と、
前記指示された前記重複領域の大きさに応じて、前記走査領域の中心間距離と該走査領
域の大きさとのうち少なくとも一方を変更する工程と、
を含むことを特徴とする撮像方法。

40

【請求項 13】

被検査物における複数の測定光の走査領域の中心間距離を指示する工程と、
前記指示された前記走査領域の中心間距離に応じて、該走査領域の大きさを変更する工
程と、
を含むことを特徴とする撮像方法。

【請求項 14】

被検査物における複数の測定光の走査領域の大きさを指示する工程と、
前記指示された前記走査領域の大きさに応じて、該走査領域の中心間距離を変更する工
程と、

50

を含むことを特徴とする撮像方法。

【請求項 1 5】

前記被検査物は眼であり、

前記指示する工程において、前記眼の眼底の黄斑、視神経乳頭、疾患のうち少なくとも 1 つの領域に於いて、前記走査領域の重複領域の大きさを指示することを特徴とする請求項 1 2 乃至 1 4 のいずれか 1 項に記載の撮像方法。

【請求項 1 6】

前記変更する工程の後に、前記複数の測定光を照射した前記被検査物からの複数の戻り光と、該複数の測定光にそれぞれ対応する複数の参照光とをそれぞれ合波した複数の光に基づいて、該被検査物の光干渉断層画像を取得する工程を含むことを特徴とする請求項 1 2 乃至 1 5 のいずれか 1 項に記載の撮像方法。

10

【請求項 1 7】

請求項 1 2 乃至 1 6 のいずれか 1 項に記載の撮像方法の各工程をコンピュータに実行させることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、撮像装置及び撮像方法に関し、特に、複数の測定光を用いて被検査物を撮像する撮像装置及び撮像方法に関する。

【背景技術】

20

【0002】

近年、低コヒーレンス光による干渉を利用した光干渉断層計（OCT：Optical Coherence Tomography）を用いて被検査物の断層画像（以下、光干渉断層画像とも呼ぶ。）を撮る撮像装置（以下、OCT装置とも呼ぶ。）が、医療分野、特に眼科領域で用いられている。OCT装置は、光の性質を利用するため、光の波長のオーダーであるマイクロメートル程度の高分解能で断層画像を取得することができる。

【0003】

眼底などの被検眼を測定する場合、測定中に被験者の動きや瞬き、あるいはランダムに微動（固視微動）することがある。このため、OCT装置で取得した被検眼の断層画像が歪んでしまうという課題がある。

30

【0004】

ここで、瞳の 3 次元構造を高速に取得するために、複数の測定光を瞳（前眼部）に照射する OCT 装置が、特許文献 1 に開示されている。測定光 1 つあたりの走査領域を狭くすることができるため、3 次元構造を高速に撮像することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特表 2008 - 508068 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0006】

このとき、複数の測定光を用いて被検眼を撮像する撮像装置において、使用者の簡便性の観点から、測定光の走査領域の制御性、特に、複数の測定光の走査領域が重複する領域である重複領域の大きさの制御性を良くすることが好ましい。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明に係る撮像装置は、

被検査物に対して複数の測定光を走査する走査手段と、

前記被検査物における前記複数の測定光の走査領域の重複領域の大きさを指示する指示手段と、

50

前記指示手段により指示された前記重複領域の大きさに応じて、前記走査領域の中心間距離と該走査領域の大きさとのうち少なくとも一方を変更する変更手段と、を有する。

【0008】

また、別の本発明に係る撮像装置は、
被検査物に対して複数の測定光を走査する走査手段と、
前記被検査物における前記複数の測定光の走査領域の中心間距離を指示する指示手段と

、
前記指示手段により指示された前記走査領域の中心間距離に応じて、該走査領域の大きさを変更する変更手段と、を有する。

また、別の本発明に係る撮像装置は、

被検査物に対して複数の測定光を走査する走査手段と、

前記被検査物における前記複数の測定光の走査領域の大きさを指示する指示手段と、

前記指示手段により指示された前記走査領域の大きさに応じて、該走査領域の中心間距離を変更する変更手段と、を有する。

【0009】

また、本発明に係る撮像方法は、

被検査物における複数の測定光の走査領域の重複領域の大きさを指示する工程と、

前記指示された前記重複領域の大きさに応じて、前記走査領域の中心間距離と該走査領域の大きさとのうち少なくとも一方を変更する工程と、を含む。

【0010】

また、別の本発明に係る撮像方法は、

被検査物における複数の測定光の走査領域の中心間距離を指示する工程と、

前記指示された前記走査領域の中心間距離に応じて、該走査領域の大きさを変更する工程と、を含む。

また、別の本発明に係る撮像方法は、

被検査物における複数の測定光の走査領域の大きさを指示する工程と、

前記指示された前記走査領域の大きさに応じて、該走査領域の中心間距離を変更する工程と、を含む。

【発明の効果】

【0011】

複数の測定光を用いて被検眼を撮像する撮像装置において、走査領域の大きさ、走査領域の中心間距離、走査領域の重複領域の大きさのうち少なくとも1つの値を設定することで、他の値を変更することができる。これにより、測定光の走査領域の大きさの制御性、特に、上記重複領域の大きさの制御性を良くすることができるので、使用者の簡便性が向上する。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】第1の実施形態のOCT装置について説明するためのブロック図。

【図2】第1の実施形態のファイバ端の位置調整器について説明するための図。

【図3】第1の実施形態のセンサに結像される複数の光について説明するための図。

【図4】第1の実施形態のラスタスキャンについて説明するための図。

【図5】第1の実施形態の撮像方法について説明するためのフロー図。

【図6】第1の実施形態の光源の周波数特性とセンサの出力信号を説明するための図。

【図7】第2の実施形態のファイバ端の位置調整器について説明するための図。

【図8】第2の実施形態のラスタスキャンについて説明するための図。

【図9】第1の実施形態の画像合成を説明するための図。

【発明を実施するための形態】

【0013】

本発明に係る撮像装置は、複数の測定光の走査領域が重複する領域である重複領域の大きさに応じて該走査領域の中心間距離あるいは該走査領域の大きさを変更することができ

10

20

30

40

50

る。なお、上記走査領域の中心間距離は、被検眼などの被検査物における複数の測定光の照射位置間隔とも換言できる。上記走査領域の中心間距離の変更は、例えば、後述するファイバ端を移動させる移動部（ファイバ端の位置調整器 115 など）により実現することができる。また、上記走査領域の大きさの変更は、例えば、後述する複数の測定走査走査する走査部（走査角度を変更する走査ミラー 103 など）により実現することができる。また、本発明に係る撮像装置は、上記走査領域の中心間距離に応じて該走査領域の大きさを変更することができる。また、本発明に係る撮像装置は、上記走査領域の大きさに応じて該走査領域の中心間距離を変更することができる。

【0014】

以上により、複数の測定光を用いて被検査物を撮像する撮像装置において、測定光の走査領域を制御性良くすることができる。このとき、被検査物における全測定光の走査領域（全撮像範囲）を略一定にして、上記重複領域の大きさを変更するといった制御が可能となる。これは、例えば、被検眼の黄斑や視神経乳頭などの注目領域の大きさに応じて上記重複領域の大きさを変更できる。上記重複領域が上記注目領域になるように複数の測定光を走査すれば、該重複領域から取得した断層画像同士を平均化することで、該注目領域の高画質な断層画像を取得することができる。このとき、全撮像範囲を狭くしてしまうと、眼底全体における注目領域の位置などが分からなくなってしまう。また、全撮像範囲を広くしてしまうと、撮像時間が長くなり、被検眼の固視微動などにより撮像された画像が歪んでいる可能性が大きい。

【0015】

なお、本発明の撮像装置は、使用者の簡便性の観点から、上記重複領域の大きさ、上記走査領域の中心間距離、上記走査領域の大きさのうち少なくとも1つを指示する指示部を有することが好ましい。このとき、本発明に係る撮像装置は、指示部の機能を有する画像（アイコンやスライダなど。表示部に表示されているカーソルによりクリックやドラッグされると、予め設定されている機能を動作させることが可能な形態であれば何でも良い。）をモニタなどの表示部に表示する表示制御部を有することが好ましい。なお、表示部は、装置と一体の形態でも良いし、装置と着脱可能な形態でも良いし、装置と有線や無線で通信可能な形態でも良い。

【0016】

以下、本発明を実施するための形態について、図面を用いて説明する。

【0017】

（第1の実施形態）

本実施形態の撮像装置について図1を用いて説明する。図1は、本実施形態のOCT装置について説明するためのブロック図である。ここでは、被検眼などの被検査物に照射する複数の測定光として、4つの測定光を用いるOCT装置について説明する。なお、図を簡略化するため、4つの測定光はまとめて1本の光線として描いている。また、本実施形態は、複数の測定光を伝送する際に、光ファイバを用いているが、本発明はこれに限らない。また、本実施形態は、SD-OCTであるが、本発明は他の種類のOCT（TD-OCTやSS-OCT）やSLOなども適用することができる。

【0018】

まず、光源101から出射した4本の光は、ビームスプリッタ102によって参照光112と測定光111とにそれぞれ分割される。ファイバ端（測定光を被検査物に照射する照射部とも呼ぶ。）の位置調整器115（ファイバ端の移動部とも呼ぶ。）により4本の測定光111を射出するファイバ端の位置が調整される。この後、測定光111はレンズ116を介してXYミラー103（走査部とも呼ぶ。）に照射される。XYミラー103は、本装置全体の制御を司るCPUの命令に応じて測定光111を観察対象である眼の眼底をラスタースキャンするように往復回転する。XYミラー103で反射された4本の測定光111は、観察対象である眼105にそれぞれ照射される。眼105に照射された測定光111は、眼底での反射や散乱により戻り光113となって戻された後、レンズ116を介してビームスプリッタ102に照射され、ビームスプリッタ102によって、参照

光 1 1 2 と合波されて 4 本の干渉光 1 1 4 (あるいは合成光とも呼ぶ。)となる。4 本の干渉光 1 1 4 は、レンズ 1 1 8 を介して回折格子 1 0 7 に入射され、回折格子 1 0 7 によりそれぞれ分光され、レンズ 1 0 8 によりラインセンサ 1 0 9 上にそれぞれ結像される。ここでは、4 本の光電変換素子列を有する 4 ラインセンサを用いるが、エリアセンサでも代用できる。ラインセンサ 1 0 9 で光電変換された 4 本の干渉光に対する 4 つの画像情報は、画像情報処理部 1 1 0 において、それぞれ A / D 変換された後、フーリエ変換される。更には、4 つの画像情報を合成することにより、眼 1 0 5 の眼底の断層画像 (光干渉断層画像とも呼ぶ。)を取得する。本実施形態では、眼底の 1 0 mm 四方の領域を上下左右に 4 分割し、それぞれの領域に測定光 1 1 1 を 1 本ずつ照射することにより、1 0 mm 四方の眼底を撮像する。

10

【0019】

次に、光源 1 0 1 の周辺について説明する。光源 1 0 1 は代表的な低コヒーレント光源である SLD (Super Luminescent Diode) である。波長は 8 4 0 nm、バンド幅 5 0 nm である。ここで、バンド幅は、得られる断層画像の光軸方向の分解能に影響するため、重要なパラメータである。また、光源の種類は、ここでは SLD を選択したが、低コヒーレント光が出射できればよく、ASE (Amplified Spontaneous Emission) 等も用いることができる。また、光源の波長は眼を測定することを鑑みると、近赤外光が適している。更には、得られる断層像の横方向の分解能に影響するため、なるべく短波長であることが望ましい。そこで、ここでは、8 4 0 nm の波長を有する光源を使用する。観察対象の測定部位によっては、他の波長を選んでももちろん構わない。

20

【0020】

また、ビームスプリッタ 1 0 2 によって分割された参照光 1 1 2 は、ミラー 1 0 6 により反射され、ビームスプリッタ 1 0 2 に戻る。この光路長を測定光 1 1 1 と同じ長さにするることにより、参照光と測定光を干渉させることができる。

【0021】

ここで、測定光 1 1 1 の光路について説明する。図 2 はファイバ端の位置調整器 1 1 5 を説明するための図である。図 2 (a) は、ファイバ端の位置調整器 1 1 5 を光ファイバ端側から見た断面図である。2 0 2 は 4 本の光である。4 本の光ファイバ 2 0 2 は、それぞれファイバ固定部材 2 0 3 で固定されている。4 本の光ファイバは 2 本ずつ、2 組のファイバユニット 2 0 1 にまとめられた構成となっている。図 2 (b) は、2 本の光ファイバをまとめたファイバユニット 2 0 1 の断面図である。また、図 2 (c) は、ファイバ端の位置調整器 1 1 5 を一点破線 2 0 9 を通り、光ファイバ 2 0 2 に対して平行に切りとった断面図である。図 2 (c) に示すように、光ファイバ 2 0 2 を介してファイバ端の位置調整器 1 1 5 に入射された測定光 1 1 1 は、ファイバ端 2 0 8 からレンズ 1 1 6 に向かって照射される。また、ファイバ固定ユニット 2 0 1 は中央の壁 2 0 4 により 2 つの空間に分かれている。各空間にはファイバ固定部材 2 0 3 が収まっている。ファイバ固定部材 2 0 3 は、ファイバユニット 2 0 1 内の空間を左右方向に自由に移動できるような構成となっているが、ネジ 2 0 6 とバネ 2 0 5 の圧力により、空間内で固定されている。ネジ 2 0 6 には不示図のモータが接続されており、本装置を制御する CPU からの命令により回転する。

30

40

【0022】

また、図 2 (a) に示すように、ファイバ端の位置調整器 1 1 5 内は壁 2 0 7 により 2 つの空間に分かれており、2 つのファイバユニット 2 0 1 は、ファイバ端の位置調整器 1 1 5 内の 2 つの空間にそれぞれ収まっている。ファイバユニット 2 0 1 は、ファイバ端の位置調整器 1 1 5 内の空間を上下方向に自由に移動できるような構成となっているが、ネジ 2 0 6 とバネ 2 0 5 の圧力により、空間内で固定されている。ネジ 2 0 6 には不示図のモータが接続されており、本装置を制御する CPU からの命令により回転する。通常、4 本の光ファイバ 2 0 2 は、ファイバ端の位置調整器 1 1 5 の中心 2 0 8 に対して、上下左右等間隔に配置されている。4 本の光ファイバ 2 0 2 の間隔 d は、CPU の命令により、

50

ネジ 206 に接続されたモータを回転し、変更することが可能である。即ち、ファイバ端の位置調整器 115 により眼底上に照射される 4 つの測定光 111 の間隔を変更することが可能となっている。

【0023】

ビームスプリッタ 102 によって分割された測定光 111 は、XYミラー 103 のミラーに入射される。ここでは、図を簡略化するため、XYミラー 103 は一つのミラーとして記したが、実際には X スキャン用ミラーと Y スキャン用ミラーとの 2 枚のミラーが近接して配置され、レンズ 104 を介して眼 105 の網膜上を光軸に垂直な方向にラスタースキャンするものでもよい。レンズ 104 は網膜上に測定光 111 を集光するものである。これらの光学系により、測定光 111 は眼 105 に入射すると、眼 105 の網膜からの反射や散乱により戻り光 113 となる。

10

【0024】

図 4 は、眼底を 4 本の測定光 111 を用いてラスタースキャンする方法を説明する図である。図 4 (a) は、眼底の 10 mm 四方を上下左右に 4 つに分割し、4 本の測定光 111 をそれぞれ眼底上で 5 mm 幅でラスタースキャンする様子を示している。図中の 4 つの黒丸 401 は、各測定光がそれぞれの走査領域をラスタースキャンする上での中心を示している。つまり、XYミラー 103 が基準位置、即ち回転の中心位置にいるときの測定光 111 の照射位置を示している。

【0025】

ラスタースキャンする幅、即ち眼底上の走査領域は、XYミラー 103 を回転する角度を本装置の制御を司る CPU を介して変更することにより、容易に変更することが可能である。

20

【0026】

図 4 (b) は、ラスタースキャンの幅を 7.5 mm に広げた場合の眼底上の走査領域を表わす図である。図中 402 で表わされる中心の領域は、4 本の測定光が全て走査した領域を表わしており、面積は 6.25 mm^2 となっている。また、403 は 2 本ずつの測定光が走査した領域を表わしており、面積は 5.0 mm^2 。最終的には、4 本の測定光で撮影した眼底像は、画像処理部 110 で合成されることになるが、402 で表わされた領域は、走査領域を広げずにラスタースキャンしたときの画像情報の 4 倍の情報量を持つことになり、SN 比が向上することになる。同様に、403 で表わされた領域は、走査領域を広げずにラスタースキャンしたときの画像情報の 2 倍の情報量を持つことになる。

30

【0027】

また、干渉光 114 は、回折格子 107 により分光される。この分光された光は、光源の中心波長やバンド幅と同じ波長条件で分光を行う。すなわち、図 6 (a) に示すように、周波数特性の光を、回折格子 107、レンズ 108 を介してラインセンサ 109 の光電変換素子列 109 - 1 ~ 4 (後述) に照射することになる。すると、図 6 (b) に示すように、図 6 (a) の横軸である光の波長がラインセンサ 109 の光電変換素子列 109 - 1 ~ 4 の 0 ~ 1023 の画素位置 (図 6 (b) の横軸) となる。なお、117 は、4 本の干渉光 114 を回折格子 107 に入射する位置を固定するためのファイバ端の固定部である。

40

【0028】

また、図 3 (a) は、ラインセンサ 109 に結像される 4 本の干渉光 114 の様子を説明する図である。ファイバ端固定部 117 には、4 本の干渉光 114 をそれぞれ伝送するための 4 本の光ファイバが固定されている。ラインセンサ 109 は、4 本の光電変換素子列 109 - 1 ~ 4 を有している。ファイバ端固定部 117 に固定された光ファイバ 117 - 1 ~ 4 から照射される干渉光 114 は、レンズ 118、回折格子 107、レンズ 108 を介し、それぞれ光電変換素子列 109 - 1 ~ 4 上に結像される。

なお、上記各ユニット等の動作は図 1 に不図示の CPU で制御されている。

【0029】

測定光 111 のラスタースキャンの幅を広げることにより、中心領域の画質を向上させ

50

ることが可能であることは既に説明した。更に、ファイバ端の位置調整器 115 により、測定光 111 の眼底上の照射位置間隔の変更を組み合わせることにより、撮像時間をあまり伸ばさずに画質向上を実現することも可能である。

【0030】

図 4 (c) は、ラスタースキャンの幅を 5 mm から 7.5 mm に広げたうえ、ファイバ端の位置調整器 115 により 4 つのファイバ端の位置を中心方向に縦横 1.25 mm 移動した場合の眼底上の走査領域を表わす図である。図 4 (b) と同様に、402 で表わされた領域は、4 本の測定光が全て走査した領域を表わし、面積は 25 mm^2 となっている。また、403 で表わされた領域は 2 本ずつの測定光が走査した領域を表わし、面積は 50 mm^2 となっている。

10

【0031】

ラスタースキャンの幅は 5 mm から 7.5 mm に 1.5 倍に広げることにより、走査時間、即ち撮像時間は二乗である 2.25 倍と長くなるが、4 倍の情報量を持つ領域が全領域の $1/4$ となり、高画質を求められる撮像には大変有効な撮像方法となる。

【0032】

以上のような構成の OCT 装置において本発明の動作を図 5 のフローチャートに従い説明する。ここでは、被測定者の眼底に対して検診用の撮像を行い、検診用の画像から疾患の可能性があると判断された場合に、より高画質な撮像を行う場合について説明する。

【0033】

最初に、検診用の第一の撮像モードの設定を行う (ステップ 501、以下 S501)。即ち、図 4 (a) に示すように、眼底の 10 mm 四方を上下左右に 4 等分し、それぞれの領域を測定光 111 が重なり無く 5 mm 四方をラスタースキャンするように、ファイバ端の位置調整器 115、及び XY ミラー 103 を設定・制御する。次に、S201 で設定された第一の撮像モードにおいて、被測定者の眼底像を測定光 111 でラスタースキャンすることにより、眼底像を撮像する (S502)。続いて、画像処理部 110 において、4 本のラインセンサ 109 出力をフーリエ変換、画像合成を行い、眼底の断層像を生成する (S503)。

20

【0034】

S503 で生成された眼底の断層像を、ディスプレイ等の表示装置に表示し、被測定者に目の疾患がある可能性があるか否かを判断する (S504)。ここでは、ディスプレイに表示された眼底の断層像を、医師が目視で確認することにより、疾患の可能性の有無を判断しても良いし、眼底の断層像をコンピュータで解析することにより疾患の可能性の有無を判断しても良い。S504 で被測定者に眼底の疾患が無いと判断された場合には、測定は終了となる。また、S504 で被測定者に眼底の疾患があると判断された場合には、詳細な撮像用の第 2 の撮像モードを設定する (S505)。即ち、ファイバ端の位置調整器 115 に接続された不図示のモータを CPU を用いて制御し、XY ミラー 103 が基準位置、即ち回転の中心位置にいるときの測定光 111 の照射位置を変更する。具体的には、図 4 (b) に示したように、4 本の測定光 111 をそれぞれ上下左右方向ともに 0.625 mm 中央方向に移動させる。

30

【0035】

次に、ラスタースキャン幅を変更するために、XY ミラー 103 の回転角度を変更する。具体的には、各測定光 111 が眼底上でラスタースキャンする幅が 6.25 mm となるように XY ミラー 103 を制御する設定を施す。ここでは、患者の眼底の疾患の疑いがある箇所が眼底像の中央にある場合を想定して説明したが、疾患の疑いがある箇所が眼底の中央に無い場合には、被測定者の目の向きを変更するときに用いる固視灯の位置を変更することにより対応すれば良い。次に、S505 で設定されたモードにおいて、被測定者の眼底像を測定光 111 でラスタースキャンすることにより、眼底像を撮像する (S506)。続いて、画像処理部 110 において、4 本のラインセンサ 109 出力をフーリエ変換、画像合成を行い、眼底の断層像を生成し (S507)、被測定者の眼底の撮像を終了する。

40

50

【 0 0 3 6 】

図 9 は、本実施形態における画像合成を説明するための図である。1 1 0 2 ~ 1 1 0 5 はで示した図 4 (c) で示した走査領域 1 1 0 1 を、各測定光 1 1 1 で走査する領域をそれぞれ下方向から見た状態を表わしている。ここで画像合成とは、各測定光 1 1 1 で撮像した領域を各画素ごとに加算平均することを意味している。1 1 0 6 は、1 1 0 1 の (A) で表わされた領域の加算平均後の状態を示しており、1 1 0 7 は、1 1 0 1 の (B) で表わされた領域の加算平均後の状態を示している。つまり、S 5 0 6 での撮像は、S 5 0 2 での検診モードでの撮像に対して、図 4 (c) に示すように中央部 4 0 2 の画像情報は 4 倍、4 0 3 で示した領域は 2 倍の情報量となり、S 5 0 7 で生成される眼底の断層画像は、高画質な画像となる。

10

【 0 0 3 7 】

(第 2 の実施形態)

第 1 の実施形態では、 $2 \times 2 = 4$ 本の測定光を用いて眼底の断層画像を撮る撮像方法であった。一方、本実施形態では、 $3 \times 3 = 9$ 本の測定光により眼底の断層画像を撮る撮像方法である。図 8 は、眼底を 9 本の測定光 1 1 1 を用いたラスタースキャンを説明する図である。図 8 (a) は、眼底の 1 0 mm 四方を上下左右に 9 つに分割し、9 本の測定光 1 1 1 をそれぞれ眼底上で 3 . 3 mm 幅でラスタースキャンする様子を示している。図中の 9 つの黒丸 8 0 1 は、各測定光がそれぞれの走査領域をラスタースキャンする上での中心を示している。つまり、X Y ミラー 1 0 3 が基準位置、即ち回転の中心位置にいるときの測定光 1 1 1 の照射位置を示している。

20

【 0 0 3 8 】

図 8 (b) は、ラスタースキャンの幅を 5 mm に広げた場合の眼底上の走査領域を表わす図である。図中 8 0 2 で表わされる中心の領域は、9 本の測定光の内、4 本の測定光が走査した領域を表わし、面積は 25 mm^2 となっている。また、8 0 3 は 2 本の測定光が走査した領域を表わし、面積は 50 mm^2 となっている。最終的には、9 本の測定光で撮影した眼底像は、画像処理部 1 1 0 で合成されることになるが、8 0 2 で表わされた領域は、走査領域を広げずにラスタースキャンしたときの画像情報の 4 倍の情報量を持つことになり、S/N 比が向上することになる。同様に、8 0 3 で表わされた領域は、走査領域を広げずにラスタースキャンしたときの画像情報の 2 倍の情報量を持つことになる。

【 0 0 3 9 】

ラスタースキャンの幅は 3 . 3 mm から 5 mm に 1 . 5 倍に広げることにより、走査時間、即ち撮像時間は二乗である 2 . 2 5 倍と長くなるが、4 倍の情報量を持つ領域が全領域の $1/4$ となり、高画質を求められる撮像には大変有効な撮像方法となる。

30

【 0 0 4 0 】

なお、上記実施形態では、ファイバ端の位置調整器 1 1 5 を、図 7 に示すように、9 本のファイバ端を調整できる機構としている。また、センサの構成も、図 3 (b) に示すように、3 ラインセンサーの 3 つの光電変換素子列にそれぞれ 3 つの分光された干渉光を並べて照射する構成としている。なお、ブロック図や動作シーケンスなどについては、測定光の本数によって何ら変更する必要がないため、ここでは説明を省略する。

【 0 0 4 1 】

(その他の実施形態)

また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア (プログラム) を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ (または CPU や MPU 等) がプログラムを読み出して実行する処理である。

40

【 符号の説明 】

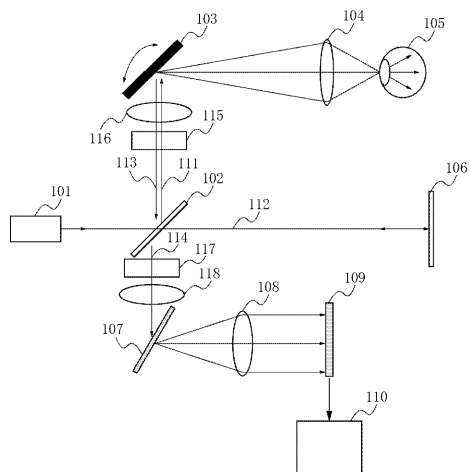
【 0 0 4 2 】

- 1 0 1 光源
- 1 0 3 X Y ミラー
- 1 0 5 眼

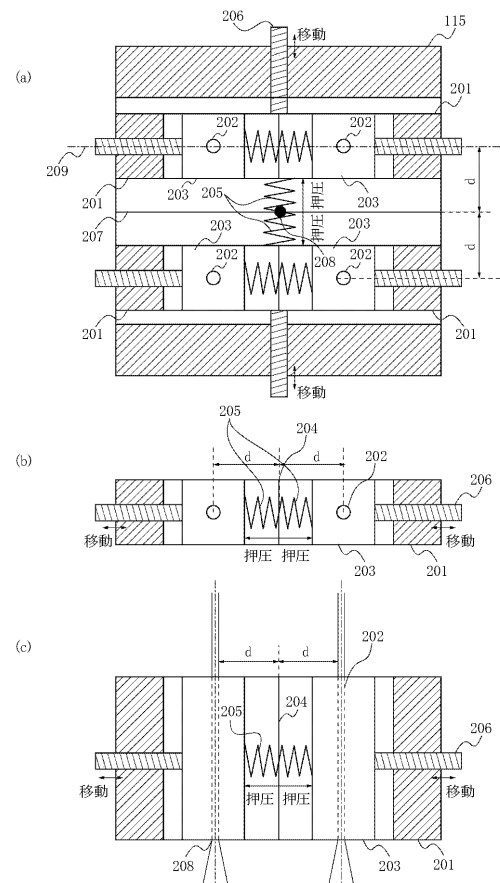
50

- 106 ミラー
- 107 回折格子
- 109 ラインセンサ
- 110 画像情報処理部
- 111 測定光
- 112 参照光
- 113 戻り光
- 114 干渉光
- 115 ファイバ端の位置調整器

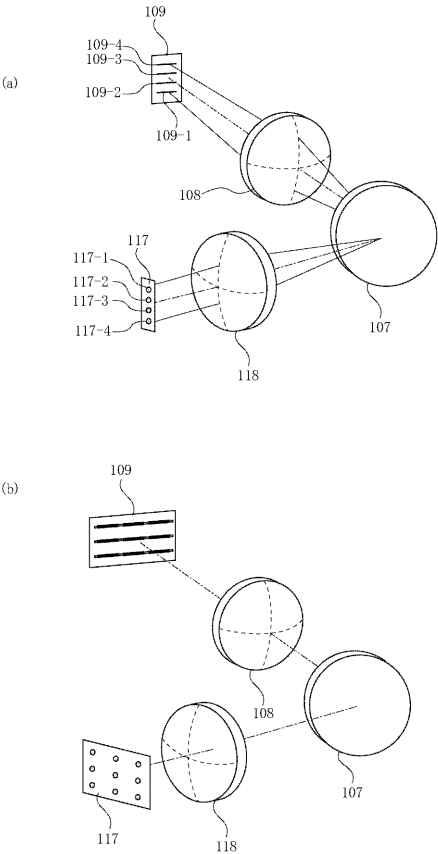
【図1】



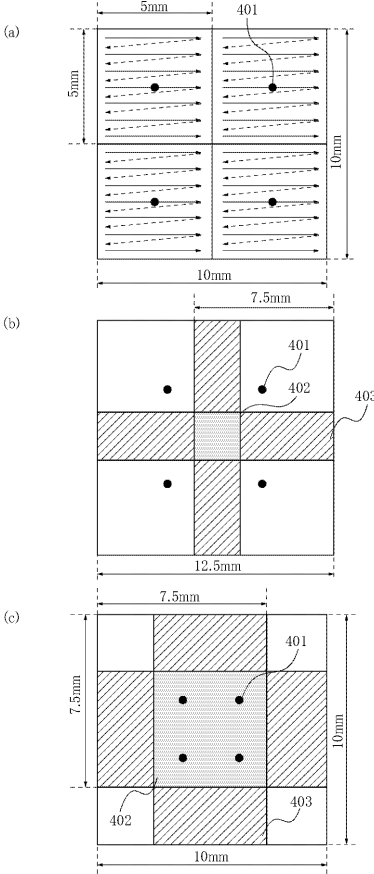
【図2】



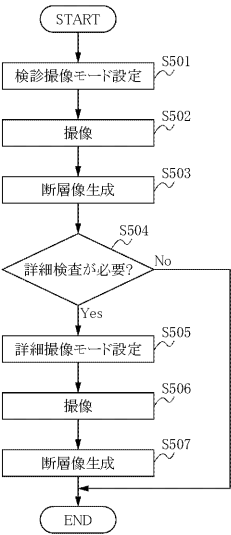
【図 3】



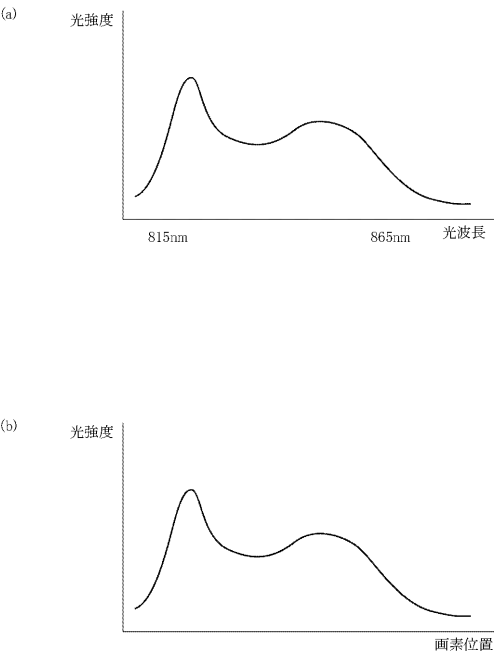
【図 4】



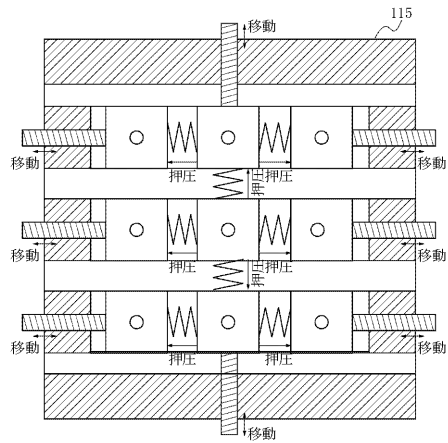
【図 5】



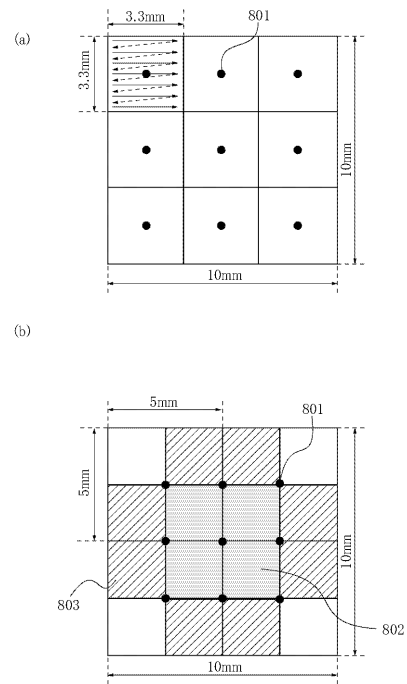
【図 6】



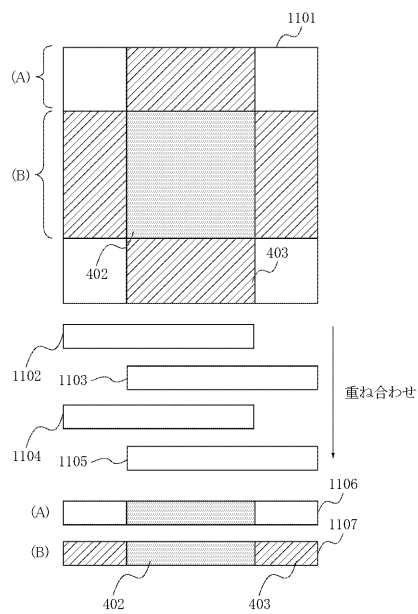
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
H 0 4 N 5/225 D

(56)参考文献 国際公開第2006/077107(WO,A1)
米国特許出願公開第2004/0076390(US,A1)
特開平9-299333(JP,A)
特開2001-330798(JP,A)
特表2008-508068(JP,A)
特表2005-506107(JP,A)
米国特許出願公開第2007/0030450(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
A 6 1 B 3 / 0 0 - 3 / 1 8
G 0 1 N 2 1 / 1 7