

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5926533号
(P5926533)

(45) 発行日 平成28年5月25日 (2016. 5. 25)

(24) 登録日 平成28年4月28日 (2016. 4. 28)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

A 6 1 B 3/10

R

A 6 1 B 3/10

W

請求項の数 6 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2011-236014 (P2011-236014)
 (22) 出願日 平成23年10月27日 (2011. 10. 27)
 (65) 公開番号 特開2013-90871 (P2013-90871A)
 (43) 公開日 平成25年5月16日 (2013. 5. 16)
 審査請求日 平成26年10月27日 (2014. 10. 27)

(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 100094112
 弁理士 岡部 譲
 (74) 代理人 100096943
 弁理士 臼井 伸一
 (74) 代理人 100101498
 弁理士 越智 隆夫
 (74) 代理人 100107401
 弁理士 高橋 誠一郎
 (74) 代理人 100106183
 弁理士 吉澤 弘司
 (74) 代理人 100128668
 弁理士 齋藤 正巳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼科装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検眼に測定光を照射し且つ照射された被検眼からの戻り光を受光手段に導く測定光学系を含むヘッド部と、

前記受光手段に受光された戻り光に基づいて撮像された前記断層画像の、前記断層画像が表示される表示領域の水平方向に対する傾きを算出する傾き算出手段と、

前記断層画像の傾きに基づいて前記ヘッド部を移動させることで前記ヘッド部と前記被検眼との相対位置を変更する相対位置変更手段と、

前記相対位置変更手段により前記相対位置が変更される前に撮像された前記断層画像の第1評価値と、前記相対位置変更手段により前記相対位置が変更された後に撮像された前記断層画像の第2評価値とを比較する比較手段と、を備え、

前記相対位置変更手段は、前記第2評価値が前記第1評価値よりも前記断層画像の画質が悪いことを示している場合には前記ヘッド部と前記被検眼との相対位置を変更前の位置に戻すことを特徴とする眼科装置。

【請求項 2】

前記相対位置変更手段は前記断層画像の傾きが小さくなるように前記ヘッド部と前記被検眼との前記相対位置を変更することを特徴とする請求項1記載の眼科装置。

【請求項 3】

前記表示領域は矩形の表示領域であり、

前記傾き算出手段は、前記表示領域の上端をなす線に対する前記断層画像における前記

10

20

表示領域での所定の層の表示位置に基づいて前記傾きを求めることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 記載の眼科装置。

【請求項 4】

前記表示領域は矩形の表示領域であり、

前記傾き算出手段は、前記断層画像の前記表示領域での所定の層における 2 点のそれぞれから前記表示領域の上端をなす線までの距離に基づいて前記傾きを求めることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 5】

前記相対位置変更手段は前記所定の層における前記 2 点のそれぞれから前記表示領域の上端をなす線までの距離が等しくなるように前記ヘッド部と前記被検眼との前記相対位置を変更することを特徴とする請求項 4 記載の眼科装置。

10

【請求項 6】

前記所定の層は、網膜色素上皮層または神経線維層であることを特徴とする請求項 3 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の眼科装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は眼科装置に関する。

【背景技術】

【0002】

20

近年、低コヒーレンス光による干渉を利用して断層像を撮像する光干渉断層法 (OCT: Optical Coherence Tomography) を用いる装置 (以下、OCT 装置とも呼ぶ。) が実用化されている。これは、被検査物に入射する光の波長程度の分解能で断層像を撮像できるため、被検査物の断層像を高分解能で得ることができる。OCT 装置は、特に、眼底に位置する網膜の断層像を得るための眼科装置として有用である。

【0003】

一方、一般的に眼底の検査に関わらず広く眼科装置においては、撮像するために装置の検査部 (主には測定光学系) を検査すべき被検眼へ精度よくアライメントすることが重要である。

30

【0004】

特許文献 1 には、アライメントが良好な状態の際に自動的に断層像を撮像する OCT 装置である光画像計測装置が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2010 - 181172 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

40

ここで、特許文献 1 においては、被検眼のオートアライメントに関して触れられてはいるが、具体的な構成については詳細な記載は無い。

【0007】

被検眼に対するアライメントは手動、自動に関わらず前眼部の瞳孔中心位置を検出して検査部光軸をその位置に位置合わせすることで行われる場合が多い。しかしその際、被検眼によっては眼底の断層像が暗くなる場合がある。その際、検者が検査部光軸の位置を微調整して眼底断層像を良好にすることが必要とされ、検者にとって操作が煩雑になっている。

本発明は、以上の背景に鑑み、良好な断層像が撮像できるように被検眼の画像を取得する手段と被検眼との位置関係を自動で調整すること目的とする。

50

なお、前記目的に限らず、後述する発明を実施するための形態に示す各構成により導かれる作用効果であって、従来の技術によっては得られない作用効果を奏することも本件の他の目的の1つとして位置付けることができる。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題に鑑みて、本発明に係る眼科装置は、
被検眼に測定光を照射し且つ照射された被検眼からの戻り光を受光手段に導く測定光学系を含むヘッド部と、

前記受光手段に受光された戻り光に基づいて撮像された前記断層画像の、前記断層画像が表示される表示領域の水平方向に対する傾きを算出する傾き算出手段と、

前記断層画像の傾きに基づいて前記ヘッド部を移動させることで前記ヘッド部と前記被検眼との相対位置を変更する相対位置変更手段と、

前記相対位置変更手段により前記相対位置が変更される前に撮像された前記断層画像の第1評価値と、前記相対位置変更手段により前記相対位置が変更された後に撮像された前記断層画像の第2評価値とを比較する比較手段と、を備え、

前記相対位置変更手段は、前記第2評価値が前記第1評価値よりも前記断層画像の画質が悪いことを示している場合には前記ヘッド部と前記被検眼との相対位置を変更前の位置に戻すことを特徴とする。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、良好な断層像が撮像できるように被検眼の画像を取得する手段と被検眼との位置関係を自動で調整することができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】実施例1における画像撮像について説明するためのフロー図である。

【図2】実施例1における眼底検査装置を説明する図である。

【図3】実施例1におけるアライメント中の前眼画像を説明する図である。

【図4】実施例1におけるアライメント中の断層像のプレビュー像を説明する図である。

【図5】実施例1における被検眼と観察用光束について説明する図である。

【図6】実施例1におけるアライメント用画面について説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

[実施例1]

本実施例における眼科装置（眼底検査装置）においては、オートアライメント機能を持つOCT装置であって、良好な断層像が撮像できる位置を自動で判断し、さらにその位置でのオートアライメントを継続的に行うことのできるものである。

【0012】

（装置の概略構成）

本実施例における眼底検査装置の概略構成について図2（a）を用いて説明する。

図2（a）は、眼科装置の側面図であり、200は眼科装置、900は前眼画像および眼底の2次元像および断層像を撮像するための測定光学系である光学ヘッド、950は光学ヘッドを図中xyz方向に不図示のモータを用いて移動可能とした移動部であるステージ部である。951は後述の分光器を内蔵するベース部である。光学ヘッド900は、本発明における測定光学系として被検眼の前眼画像および眼底の断層画像を取得するし、断層画像取得手段として機能する。925はステージ部の制御部を兼ねるパソコンであり、ステージ部の制御とともに断層像の構成等を行い、本発明における移動制御部としての機能を担う。926は被検者情報記憶部を兼ね、断層撮像用のプログラムなどを記憶するハードディスクである。928は表示部であるモニタであり、929はパソコンへの指示を行う入力部であり、具体的にはキーボードとマウスとから構成される。323はあご台であり、被検者のあごと額とを固定することで、被検者の眼（被検眼）の固定を促す。

【 0 0 1 3 】

(測定光学系および分光器の構成)

本実施例の測定光学系および分光器の構成について図 2 (b) を用いて説明する。

まず、光学ヘッド 9 0 0 の内部について説明する。被検眼 1 0 7 に対向して対物レンズ 1 3 5 - 1 が設置され、その光軸上で第 1 ダイクロイックミラー 1 3 2 - 1 および第 2 ダイクロイックミラー 1 3 2 - 2 によって O C T 光学系の光路 3 5 1、眼底観察と固視灯用の光路 3 5 2 および前眼観察用の光路 3 5 3 に波長帯域ごとに分岐される。

【 0 0 1 4 】

光路 3 5 2 はさらに第 3 ダイクロイックミラー 1 3 2 - 3 によって眼底観察用の C C D 1 7 2 への光路および固視灯 1 9 1 への光路へと上記と同じく波長帯域ごとに分岐される。ここで 1 3 5 - 3, 1 3 5 - 4 はレンズであり、1 3 5 - 3 は固視灯および眼底観察用の焦点合わせのため不図示のモータによって駆動される。C C D 1 7 2 は不図示の眼底観察用照明光の波長、具体的には 7 8 0 n m 付近に感度を持つものである。一方固視灯 1 9 1 は可視光を発生して被検者の固視を促すものである。

【 0 0 1 5 】

光路 3 5 3 において 1 3 5 - 2 はレンズ、1 7 1 は前眼観察用の赤外線 C C D である。この C C D 1 7 1 は不図示の前眼観察用照明光の波長、具体的には 9 7 0 n m 付近に感度を持つものである。

【 0 0 1 6 】

光路 3 5 1 は前述の通り O C T 光学系を成しており被検眼 1 0 7 の眼底の断層像を撮像するためのものである。より具体的には断層像を形成するための干渉信号を得るものである。1 3 4 は光を眼底上で走査するための X Y スキャナである。X Y スキャナ 1 3 4 は簡単のため一枚のミラーとして図示してあるが、X Y 2 軸方向の走査を行うものである。1 3 5 - 5, 1 3 5 - 6 はレンズであり、そのうちのレンズ 1 3 5 - 5 は、光カプラー 1 3 1 に接続されているファイバー 1 3 1 - 2 から出射する光源 1 0 1 からの光を眼底 1 0 7 上に焦点合わせするために不図示のモータによって駆動される。この焦点合わせによって眼底 1 0 7 からの光はファイバー 1 3 1 - 2 先端にスポット状に結像されて入射されることとなる。

【 0 0 1 7 】

次に、光源 1 0 1 からの光路と参照光学系、分光器の構成について説明する。

1 0 1 は光源、1 3 2 - 4 はミラー、1 1 5 は分散補償用ガラス、1 3 1 は前述した光カプラー、1 3 1 - 1 ~ 4 は光カプラーに接続されて一体化しているシングルモードの光ファイバー、1 3 5 - 7 はレンズ、1 8 0 は分光器である。

【 0 0 1 8 】

これらの構成によってマイケルソン干渉系を構成している。光源 1 0 1 から出射された光は光ファイバー 1 3 1 - 1 を通じ光カプラー 1 3 1 を介して光ファイバー 1 3 1 - 2 側の測定光と光ファイバー 1 3 1 - 3 側の参照光とに分割される。測定光は前述の O C T 光学系の光路 3 5 1 を通じ、観察対象である被検眼 1 0 7 の眼底に照射され、網膜による反射や散乱により同じ光路を通じて光カプラー 1 3 1 に到達する。

【 0 0 1 9 】

一方、参照光は光ファイバー 1 3 1 - 3、レンズ 1 3 5 - 7、測定光と参照光の分散を合わせるために挿入された分散補償ガラス 1 1 5 を介してミラー 1 3 2 - 4 に到達し反射される。そして同じ光路を戻り光カプラー 1 3 1 に到達する。

【 0 0 2 0 】

光カプラー 1 3 1 によって、測定光と参照光は合波され干渉光となる。ここで、測定光の光路長と参照光の光路長がほぼ同一となったときに干渉を生じる。ミラー 1 3 2 - 4 は不図示のモータおよび駆動機構によって光軸方向に調整可能に保持され、被検眼 1 0 7 によって変わる測定光の光路長に参照光の光路長を合わせることが可能である。干渉光は光ファイバー 1 3 1 - 4 を介して分光器 1 8 0 に導かれる。

【 0 0 2 1 】

また 139 - 1 は光ファイバー 131 - 2 中に設けられた測定光側の偏光調整部である。139 - 2 は光ファイバー 131 - 3 中に設けられた参照光側の偏光調整部である。これらの偏光調整部は光ファイバーをループ状に引き回した部分を幾つか持ち、このループ状の部分をファイバーの長手方向を中心として回動させることでファイバーに捻じりを加えることで測定光と参照光の偏光状態を各々調整して合わせることが可能なものである。本装置ではあらかじめ測定光と参照光の偏光状態が調整されて固定されている。

【0022】

分光器 180 はレンズ 135 - 8、135 - 9、回折格子 181、ラインセンサ 182 から構成される。

光ファイバー 131 - 4 から出射された干渉光はレンズ 135 - 8 を介して平行光となった後、回折格子 181 で分光され、レンズ 135 - 9 によってラインセンサ 182 に結像される。

【0023】

次に、光源 101 の周辺について説明する。光源 101 は代表的な低コヒーレント光源である SLD (Super Luminescent Diode) である。例えば、中心波長は 855 nm、波長バンド幅は約 100 nm である。ここで、バンド幅は、得られる断層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。中心波長は眼を測定することを鑑みると、近赤外光が適する。また、中心波長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。本実施例では、双方の理由から中心波長を 855 nm とした。

【0024】

本実施例では干渉計としてマイケルソン干渉計を用いたが、マッハツェンダー干渉計を用いてもよい。測定光と参照光との光量差に応じて光量差が大きい場合にはマッハツェンダー干渉計を、光量差が比較的小さい場合にはマイケルソン干渉計を用いることが望ましい。

【0025】

(断層像の撮像方法)

眼底検査装置 200 を用いた断層像の撮像方法について説明する。眼底検査装置 200 は X Y スキャナ 134 を制御することで、被検眼 107 の眼底における所望部位の断層像を撮像することができる。

【0026】

まず、図中 x 方向に測定光 105 のスキャンを行い、眼底における x 方向の撮像範囲から所定の撮像本数の情報をラインセンサ 182 で撮像する。x 方向のある位置で得られるラインセンサ 182 上の輝度分布を FFT し、FFT で得られた線状の輝度分布をモニター 928 に示すために濃度あるいはカラー情報に変換したものを A スキャン画像と呼ぶ。この複数の A スキャン画像を並べた 2 次元の画像を B スキャン画像と呼ぶ。1 つの B スキャン画像を構築するための複数の A スキャン画像を撮像した後、y 方向のスキャン位置を移動させて再び x 方向のスキャンを行うことにより、複数の B スキャン画像を得る。複数の B スキャン画像、あるいは複数の B スキャン画像から構築した 3 次元断層像をモニター 928 に表示することで検者が被検眼の診断に用いることができる。

【0027】

(断層像の撮像フロー)

図 1 (a) に示す撮像のフローチャートをステップ順に説明する。

ステップ 1001 で撮像を開始する。パソコン 925 により撮像用プログラムが実行されてモニター 928 に撮像用画面を起動する。同時に X Y スキャナ 134 を動作させる。自動でステップ 1002 に移行する。

【0028】

ステップ 1002 は、モニター 928 に患者情報入力画面を表示し、検者は患者選択ある

10

20

30

40

50

いは初診であれば患者情報入力を行う。検者による操作（患者情報入力画面に表示したOKボタンをマウスにてクリックするなど）によってステップ1003に移行する。

【0029】

ステップ1003はモニタに検査パラメータ選択画面を表示し、検者は検査パラメータとして被検眼の左右、断層撮像をどの範囲で行うか、断層像を何回撮像するか、Bスキャン画像に含まれるAスキャン画像の数などを設定する。なお、断層像撮像に関わる設定をスキャンパターンと呼ぶ。そして検者による操作（検査パラメータ選択画面に表示したOKボタンをマウスにてクリックするなど）によってステップ1004に移行する。

【0030】

ステップ1004において、制御部925が光学ヘッド900を初期アライメント位置へ移動する。

【0031】

モニタ928には図6に例示される断層像撮像用の画面が表示される。このステップにおいては前眼画像と眼底画像を表示する。2203が前眼画像モニタであり、2203aが前眼画像、2203bは被検眼の左右選択ボタンであり、どちらの眼を選択しているかを明度で表示する機能も兼ねている。2201は眼底画像であり、2208aは後述する断層像プレビューのBスキャン像の位置を示し、2208bはステップ1003で選択した断層撮像範囲を示す。ここでは一例として黄班2210上に2208aが位置している。

【0032】

このステップで被検眼の左右に応じて測定開始位置に光学ヘッド900を移動し、前眼観察用CCD171によって被検眼107の前眼部の画像を撮像する。図3(a)がその画像の例であり、画像中央（指標2203c、2203dの交点で表示される）が光学ヘッド900の測定光学系の光軸に一致している。XY方向に関し、画像中央位置に瞳孔2203eの中心が一致するように前記制御部が光学ヘッド900を移動する。なお、光学ヘッド900と前眼部画像の中心との位置合わせは相対的に行われれば良く、従って光学ヘッド900を移動させる制御部925、ステージ部950等の構成はこれらの相対位置を変更する相対位置変更手段として機能し、前眼側を移動する態様とすることも可能である。移動後の前眼像の例が図3(b)であり、瞳孔2203eの中心が画像中心と一致している。Z方向に関しては前眼部に投影した輝点（不図示）の画像上の大きさなどに基づいて光学ヘッド900を移動して調整する。例えば、これは輝点の大きさが最小になるようにZ方向を調整する。

【0033】

このステップにおけるヘッド部200のアライメント後の位置が初期アライメント位置である。なお瞳孔2203eの中心は画像処理によって抽出される。すなわち、初期アライメントは光学ヘッド900によって取得される被検眼の前眼部の画像に基づいて当初は行われる。

その後自動的にステップ1005へ移行する。

【0034】

ステップ1005において、断層像のプレビューと画質のガイドを表示する。

パソコン925はラインセンサ182からの信号より2208aの位置での断層像を構成して図6中の2202に表示する。また、インジケータ2205は表示している断層撮像プレビュー画像2202の画質のガイドであるQインデックス値を表示する。すなわち、表示部であるモニタ928は、断層像の画像評価指標あるいはこの値を視覚化してこれを表示する。この表示が右に行くほど画像のQインデックス値が高くなり、画像の良し悪しを視覚的に示す。ここでQインデックスとはOCT画像評価指標の一つであり、画像のヒストグラム中の診断に有効な画素の割合を示すものである。このQインデックスを算出し、目標値あるいは他のアライメント位置での値と比較する。以上の操作は、パソコン（移動制御部）925において評価指標算出手段および画像比較手段としてこれら操作を実行するプログラムモジュールとして機能する領域により実行される。当該操作の実行プロ

10

20

30

40

50

グラムは前述の撮像用プログラムに一体化されており、パソコン 9 2 5 で実行される。

【 0 0 3 5 】

なお、Q インデックスの計算方法については以下の文献に記載されている。

“ British Journal of Ophthalmology 2006;90:P186-190 / A new quality assessment parameter for optical coherence tomography ”

【 0 0 3 6 】

ここで画質のガイドとして Q インデックス値を用いたが、これは他に以下の画像評価指標も考えられる。

(1) S N R 従来よく用いられてきた指標であり、画像の輝度値の最大値と背景ノイズの輝度値の比を示す。

(2) 局所的な画像コントラスト 網膜内の局部領域の平均輝度値と背景の平均輝度値から求められるコントラストである。その例を図 4 (a) により説明する。図 4 (a) は 2 2 0 2 に示される断層像のプレビュー画像を示す。A 1 は網膜層内で相対的に暗い O N L (外顆粒層) の一部領域である。A 2 は背景部の一部領域である。この 2 つの領域の平均輝度値よりコントラストを計算する。

【 0 0 3 7 】

この局所的なコントラストは O N L と背景に限らず、診断に必要な層間、あるいは層と背景とのコントラストでもよく、検者が選択できるように設定してもよい。

【 0 0 3 8 】

なお、この局所的な画像コントラスト計算には O N L などを識別して領域を認識するセグメンテーションが必要である。

【 0 0 3 9 】

このステップでミラー 1 3 2 - 4 の移動による参考光路の光路長調整、レンズ 1 3 5 - 3 による眼底画像の焦点合わせ、レンズ 1 3 5 - 5 による断層像の焦点合わせを行う。これらも自動調整されるが、図 6 中に示す通り、2 2 0 7 のゲート位置調整スライダ、2 2 0 8 のフォーカス位置調整スライダを画面に備えており、自動調整後に検者が微調整できるようになっている。次に自動的にステップ 1 0 0 6 に移行する。

【 0 0 4 0 】

ステップ 1 0 0 6 において、算出手段によって算出された上記の画像評価指標の値である Q インデックス値があらかじめ定められた目標値を上回っているかどうかを判断する。前述したように画像評価手段により画像評価指標値が目標値を超える、つまり良好な画像と判断された場合にはステップ 1 0 1 4 に進む。画像評価指標値が目標値以下の場合、つまり良好でない画像と判断された場合にはステップ 1 0 0 7 に進む。

【 0 0 4 1 】

ステップ 1 0 0 7 ではステップ 1 0 0 6 ~ 1 0 1 2 のアライメント微調整ルーチンの繰り返し回数が設定値より大きいかを判断する。繰り返し回数が設定値より大きい場合にはステップ 1 0 0 8 に移行し画像評価指標の目標値を下方修正してステップ 1 0 0 6 に戻る。これは被検眼によってはどの位置においても高い画像評価指標値に達しない場合があり、その際にオートアライメント動作を収束させるためである。繰り返し回数が設定値以下の場合にはステップ 1 0 0 9 に進む。

【 0 0 4 2 】

ステップ 1 0 0 9 において、新規アライメント位置に光学ヘッド 9 0 0 を移動させる。移動させる前に前眼のオートアライメント機能を一旦停止する。

ここで新規アライメント位置の求め方を説明する。例えば断層像が画面上傾いている場合がある。これを図 5 (a) ~ (c) を用いて黄斑近傍部撮像の場合を例に説明する。

【 0 0 4 3 】

図 5 (a) においては被検眼 1 0 7 の視軸が測定光 1 0 5 に対して傾いていない場合は固視によって黄斑中心を撮像した場合に入射光と網膜 1 2 7 の黄斑近傍部が垂直に近いため、戻り光の強度が大きく、高い信号強度が得られる。一方視軸が傾いている被検眼 1 0 7 においては図 5 (b) のように入射光 1 0 5 が網膜 1 2 7 に到達した際に黄斑近傍部が

10

20

30

40

50

入射光の光軸に対して傾いており信号強度が低くなると同時に、断層像が図4(a)のように傾いている場合が多い。その際画像評価指標であるQインデックスも低い値となる。

【0044】

例えば、上述のセグメンテーションにより断層像上最も輝度が高くなるRPE（色素上皮）層の画像端部からの距離、あるいは画像上部の境界からの距離を比較して光学ヘッド900を移動する。具体的には、図4(a)における左端の画像上部（ゲート位置）からRPE層までの左端部での距離L1、および右端部での距離L2を概略等しくなるように光学ヘッド900を移動させる。このように、本実施例では、パソコン925が距離L1および距離L2を求めることで断層像の傾きを示す値を求めている。すなわちパソコン925が断層像の傾きを求めている。距離L1および距離L2のそれぞれは、パソコン925によって得られた画像に含まれる断層画像と画像端部との距離である。移動させた後の例が図4(b)および図5(c)であり初期のアライメント位置よりdだけX方向に光学ヘッド900を動かした場合である。入射光105は黄斑近傍部に対してほぼ垂直入射となり、図4(b)に示すように両端部のL1、L2がおおよそ等しい。その条件ではQインデックス値が高くなることが多い。すなわち、測定光学系である光学ヘッド900の移動量の調整では、断層画像におけるRPE層の両端部等、セグメンテーション上で輝度が高く所定の特徴部として抽出容易な部分の断層画像上の配置、すなわち断層画像上のゲート位置からの距離に基づいてパソコン925がこれを算出している。すなわち、パソコン925は距離L1および距離L2を算出しており、パソコン925は断層画像の傾きを算出する傾き算出手段の一例に相当する。

【0045】

ここで、画像上部からRPE層の距離を元に自動傾き補正を行う例を示したが、緑内障検査などNFL（神経繊維層）に注目する場合には画像上部からNFLまでの距離を元として自動傾き補正を行ってもよい。すなわち、傾き補正を行う際に用いられる層はRPE層に限定されるものではなく、RPE層以外の層の位置を利用して断層画像の傾きの補正を行っても良い。本発明において、相対位置変更手段は被検眼と断層画像取得手段との相対位置の変更は、当該断層画像の傾きに基づいて実施され、且つ該傾きが小さくなるように行われる。

【0046】

また、断層画像の左端部におけるRPE層から画像上部までの距離をL1、断層画像の右端部におけるRPE層から画像上部までの距離をL2とし、距離L1および距離L2を求めることで断層像の傾きを求めているがこれに限定されるものではない。例えば、所定の層の少なくとも2点各々の位置から画像端部（画像上部あるいは画像下部）までの距離から傾きを求めても良い。すなわち、所定の層の少なくとも2点各々の位置から所定の位置（例えば画像端部）までの距離から傾きを求めても良い。ここで画像端部とは撮像範囲の端部を指す。

【0047】

また、所定の層の少なくとも2点各々の座標の違いから、すなわち所定の層の少なくとも2点各々の位置から傾きを求めても良い。例えば、断層画像の傾きを正確に把握するため黄斑の凹部（中心窩）を中心として、この中心から等距離の位置にある所定の層における2点それぞれと画像上部または画像下部との距離をそれぞれ上記L1、L2として取り扱ってもよい。これら距離L1及びL2については各々が等しくなるように、被検眼と断層画像取得手段との相対位置が変更されることが好ましい。

【0048】

図ではX方向のみの説明ではあるが、XあるいはY、若しくは両方向に関して傾き補正を行ってもよい。Y方向の移動を求めるためにはY方向の断面である断層像のプレビューを撮像する必要がある。

この状態で自動的にステップ1010に移行する。

【0049】

ステップ1010では画像評価指標値がステップ1009での移動前での値（前回値）

との比較を行う。前回値よりも小さい場合にはステップ 1 0 1 1 に移行する。前回値よりも大きい場合にはステップ 1 0 1 2 へ移行する。

【 0 0 5 0 】

ステップ 1 0 1 1 では前回位置に光学ヘッド 9 0 0 を移動する。その際に、移動量を今回の移動量と同じにならないように、算出される補正量に重みづけを行う係数をかけるようにこのステップで変更してもよい。例えば傾きから算出される補正量に対し係数 0 . 5 をかけた値を実際の移動量としてもよい。もしくは傾き以外の要因で画像評価指標が下がることも考えられるため、次回は決まったステップ量を移動するように設定してもよい。

【 0 0 5 1 】

ステップ 1 0 1 2 では上記の例で説明すると上記 d の距離だけ瞳孔中心から離れた位置、つまり新規のアライメント位置での前眼オートアライメントを開始し、これを撮像継続する。これにより、比較的撮像時間の長い断層撮像においても得られる画像が良好な状態を保ちながら撮像ができる。この新しいアライメント位置を示す瞳孔中心からの距離 d を一時的に記憶する。

【 0 0 5 2 】

図 3 (c) はその際の前眼画像 2 2 0 3 a を示すものである。瞳孔 2 2 0 3 e 中心から d だけ離れた位置に新アライメント位置を示すマーク 2 2 0 3 f を表示し、検者に新しい位置でアライメントを継続していることを明示する。その後自動的にステップ 1 0 1 3 に移行する。

ステップ 1 0 1 3 では繰り返し数を 1 加算してステップ 1 0 0 6 に戻る。

そしてステップ 1 0 0 6 からステップ 1 0 1 3 を繰り返し最終的にはステップ 1 0 1 4 に移行する。

【 0 0 5 3 】

ステップ 1 0 1 4 において、ステップ 1 0 0 3 で設定されたスキャンパターンにより断層像を撮像し、同時にパソコン 9 2 5 内の記憶装置に断層像を保存する。この保存動作は自動的に行われてもよいし、撮像ボタン 2 2 0 9 をマウスでクリックすることにより行われてもよい。自動的にステップ 1 0 1 5 に移行する。

【 0 0 5 4 】

ステップ 1 0 1 5 では検査継続か検査終了かを選択する画面を表示し、検者がそのどちらかを選択する。また、撮像した断層像の表示をこの段階で行ってもよい。検査継続の場合にはステップ 1 0 1 6 に移行し、次の撮像用の検査パラメータ設定を行ってステップ 1 0 0 6 に戻る。また検査終了の場合にはステップ 1 0 1 7 に移行して検査を終了する。

以上が本実施例の眼底検査装置における撮像のフローである。

【 0 0 5 5 】

更新されるごとに記憶される新アライメント位置はこの断層像保存時に患者情報とともにパソコン 9 2 5 内のハードディスク 9 2 6 に記憶される。このことにより、同じ被検眼を検査する再検査の際には、調整時における初期アライメント位置としての目標位置を新アライメント位置とし、当該初期の目標位置に光学ヘッド 9 0 0 を移動した後に当該位置からオートアライメントを開始することで Q インデックス値の高い状態からオートアライメントを開始できる。図 5 (a) を例にとると瞳孔中心からではなく、距離 d だけ瞳孔中心から離れた位置からオートアライメントを開始できるため、被検者にとって検査時間短縮によって負担が軽減される。

【 0 0 5 6 】

以上説明したように、本発明によれば、良好な断層像が撮像できる位置を自動で見出すことで検者の操作が簡便となる。

また、良好な断層像が撮像できるように被検眼の画像を取得する手段と被検眼との位置関係を自動で調整することで検者の操作が簡便となる。

さらに、良好な断層像が自動で撮像でき、その良好な断層像を得るためのオートアライメントを継続的に行うことができる。

【 0 0 5 7 】

検者の観点からすれば使用が簡便であり、被検者からすれば検査時間が短くなり負担が減少する。

また、断層像の画像評価指標を視覚化して表示することで断層像が良好かを検者が容易に判断できる。

【 0 0 5 8 】

また、断層像を保存する際に調整目標位置を被検者ごとに保存して、再検査時に被検者情報を読み出す際に 同時に前記調整目標位置を読み出して再検査の際の初期調整目標位置とする

ことにより、再検査時のアライメント時間を短縮することでさらに被検者の負担を軽減できる。

【 0 0 5 9 】

(その他の実施例)

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。

なお、開示の技術は上述した実施形態に限定されるものではなく、本実施形態の趣旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施することができる。

例えば、表示部 9 2 8 に黄斑の断層撮影を行うことを示す GUI を表示し、検者によりこの GUI が指定された場合に、被検眼の眼底像から黄斑を自動検出して黄斑の断層画像を取得することとしても良い。なお、黄斑の断層画像の取得は黄斑抽出後に自動で行ってもよいし、検者からの指示に応じて行ってもよい。

また、取得する断層画像は黄斑の断層画像に限られず視神経乳頭の断層画像等の他の断層画像であってもよい。

【符号の説明】

【 0 0 6 0 】

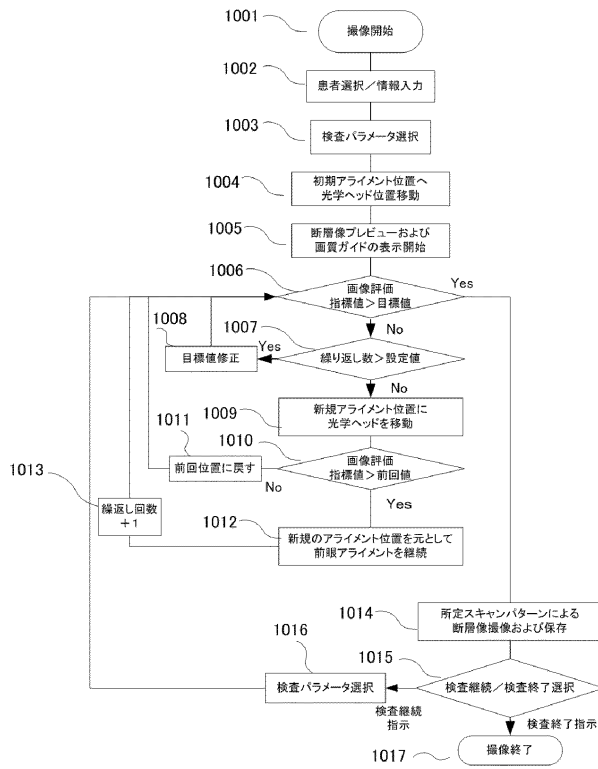
- 1 0 7 被検眼
- 2 0 0 眼底検査装置
- 9 0 0 光学ヘッド
- 9 2 5 パソコン
- 9 2 6 ハードディスク
- 9 2 8 モニタ
- 9 5 0 ステージ部
- 9 5 1 ベース部
- 2 2 0 2 断層像画面
- 2 2 0 3 a 前眼像画面

10

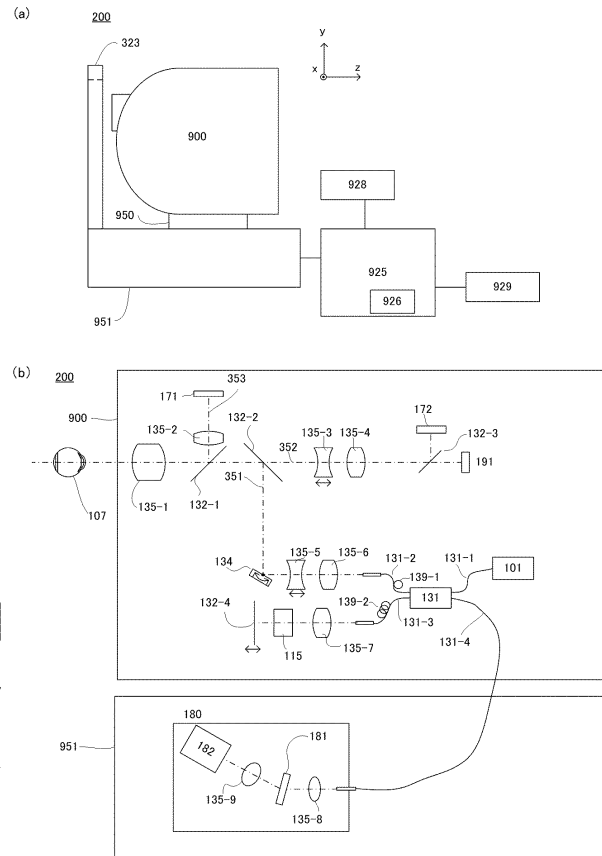
20

30

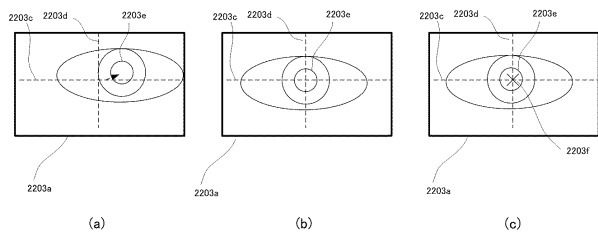
【図 1】



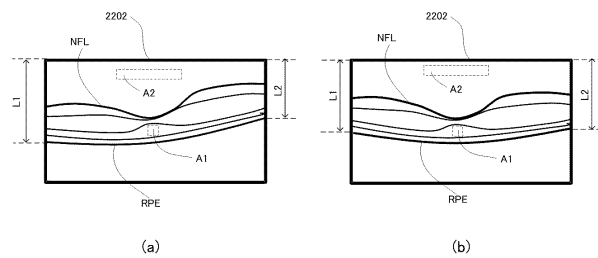
【図 2】



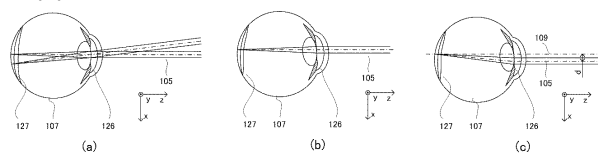
【図 3】



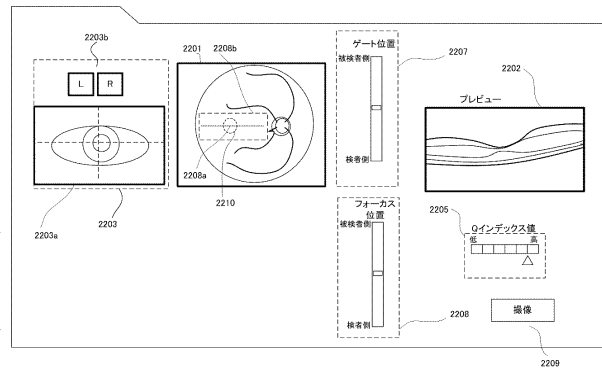
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(74)代理人 100134393

弁理士 木村 克彦

(74)代理人 100174230

弁理士 田中 尚文

(72)発明者 武藤 健二

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 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開2011-092290(JP,A)

特開2010-151713(JP,A)

特表2014-512239(JP,A)

国際公開第2012/146711(WO,A1)

特許第5602912(JP,B2)

特開2010-181172(JP,A)

特開2011-172822(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/00 - 3/18