

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6062688号
(P6062688)

(45) 発行日 平成29年1月18日 (2017. 1. 18)

(24) 登録日 平成28年12月22日 (2016. 12. 22)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 3/10 (2006. 01)

A 6 1 B 3/10 R

A 6 1 B 3/14 (2006. 01)

A 6 1 B 3/14 E

G O 1 N 21/17 (2006. 01)

A 6 1 B 3/14 M

G O 1 N 21/17 6 3 O

請求項の数 17 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2012-190617 (P2012-190617)
 (22) 出願日 平成24年8月30日 (2012. 8. 30)
 (65) 公開番号 特開2014-45907 (P2014-45907A)
 (43) 公開日 平成26年3月17日 (2014. 3. 17)
 審査請求日 平成27年8月27日 (2015. 8. 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 100076428
 弁理士 大塚 康徳
 (74) 代理人 100112508
 弁理士 高柳 司郎
 (74) 代理人 100115071
 弁理士 大塚 康弘
 (74) 代理人 100116894
 弁理士 木村 秀二
 (74) 代理人 100130409
 弁理士 下山 治
 (74) 代理人 100134175
 弁理士 永川 行光

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼科装置、眼科装置の制御方法、およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検眼の第1の眼底画像と、該第1の眼底画像とは異なる時間に撮影された該被検眼の第2の眼底画像とを取得する眼底画像取得手段と、

前記第1の眼底画像の一部の第1の特徴領域のコントラストを強調するように前記第1の特徴領域に対して処理を施して、前記第1の特徴領域に対応する画像を生成する第1の生成手段と、

前記第1の特徴領域に対応する、前記第2の眼底画像の一部の第2の特徴領域のコントラストを強調するように前記第2の特徴領域に対して処理を施して、前記第2の特徴領域に対応する画像を生成する第2の生成手段と、

前記第1の特徴領域に対応する画像と前記第2の特徴領域に対応する画像との位置ずれに基づいて、前記被検眼の断層画像の取得位置を補正する位置補正手段と、

を備えることを特徴とする眼科装置。

【請求項 2】

前記第1の特徴領域に対応する画像と前記第2の特徴領域に対応する画像との類似度を算出する類似度算出手段と、

前記類似度が閾値以上であるか否かを判定する判定手段と、をさらに備え、

前記位置補正手段は、前記判定手段により前記類似度が閾値以上であると判定された場合に、前記断層画像の取得位置を補正することを特徴とする請求項1に記載の眼科装置。

【請求項 3】

前記類似度算出手段は、前記第 1 の特徴領域に対応する画像と前記第 2 の特徴領域に対応する画像との相互相関に関する値を前記類似度として算出することを特徴とする請求項 2 に記載の眼科装置。

【請求項 4】

前記第 1 の生成手段および前記第 2 の生成手段は、前記判定手段により前記類似度が閾値未満であると判定された場合に、前記第 1 の特徴領域に対応する画像および前記第 2 の特徴領域に対応する画像をそれぞれ再生成することを特徴とする請求項 3 に記載の眼科装置。

【請求項 5】

前記第 1 の生成手段および前記第 2 の生成手段は、前記第 1 及び第 2 の特徴領域の切り出しサイズをより大きなサイズに変更して前記第 1 の特徴領域に対応する画像および前記第 2 の特徴領域に対応する画像をそれぞれ再生成することを特徴とする請求項 4 に記載の眼科装置。

【請求項 6】

前記眼底画像取得手段により取得された異なる時間に撮影された前記被検眼の複数の眼底画像から、前記第 1 の特徴領域のコントラストが他の眼底画像よりも高い眼底画像を前記第 1 の眼底画像として選択する選択手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 乃至 5 の何れか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 7】

前記第 1 及び第 2 の特徴領域は血管領域であることを特徴とする請求項 1 乃至 6 の何れか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 8】

前記被検眼の眼底画像を撮影するためのフォーカスレンズと、

前記フォーカスレンズを駆動して合焦処理を行うフォーカスレンズ駆動手段と、をさらに備え、

前記第 1 の生成手段および前記第 2 の生成手段は、前記合焦処理が行われた後に、前記第 1 の特徴領域に対応する画像および前記第 2 の特徴領域に対応する画像をそれぞれ生成することを特徴とする請求項 1 乃至 7 の何れか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 9】

前記第 1 の特徴領域のコントラストを強調するように前記第 1 の特徴領域に対して施す処理は、前記第 1 の特徴領域の階調を変換する階調変換処理であり、

前記第 2 の特徴領域のコントラストを強調するように前記第 2 の特徴領域に対して施す処理は、前記第 2 の特徴領域の階調を変換する階調変換処理であることを特徴とする請求項 1 乃至 8 の何れか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 10】

前記第 1 の特徴領域のコントラストを強調するように前記第 1 の特徴領域に対して施す処理は、前記第 1 の特徴領域の階調を均一化する階調均一化処理であり、

前記第 2 の特徴領域のコントラストを強調するように前記第 2 の特徴領域に対して施す処理は、前記第 2 の特徴領域の階調を均一化する階調均一化処理であることを特徴とする請求項 1 乃至 9 の何れか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 11】

光源から照射される光を被検眼上で走査する眼底画像取得用の走査手段および断層画像取得用の走査手段をさらに備え、

前記眼底画像取得手段は、前記眼底画像取得用の走査手段により走査された光の前記被検眼からの反射光に基づいて前記第 1 の眼底画像と前記第 2 の眼底画像とを取得し、

前記位置補正手段は、前記第 1 の特徴領域に対応する画像と前記第 2 の特徴領域に対応する画像との位置ずれに基づいて、前記断層画像取得用の走査手段の走査位置を補正することにより前記被検眼の断層画像の取得位置を補正することを特徴とする請求項 1 乃至 10 の何れか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 12】

10

20

30

40

50

前記第 1 の特徴領域に対応する画像と前記第 2 の特徴領域に対応する画像との位置ずれを算出する算出手段をさらに備え、

前記位置補正手段は、前記算出された位置ずれに基づいて、前記被検眼の断層画像の取得位置を補正することを特徴とする請求項 1 乃至 11 のいずれか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 13】

被検眼の第 1 の眼底画像と、該第 1 の眼底画像とは異なる時間に撮影された該被検眼の第 2 の眼底画像とを取得する眼底画像取得手段と、

前記第 1 の眼底画像の一部の第 1 の特徴領域のコントラストを強調するように前記第 1 の特徴領域に対して処理を施して、前記第 1 の特徴領域に対応する画像を生成する第 1 の生成手段と、

前記第 1 の特徴領域に対応する、前記第 2 の眼底画像の一部の第 2 の特徴領域のコントラストを強調するように前記第 2 の特徴領域に対して処理を施して、前記第 2 の特徴領域に対応する画像を生成する第 2 の生成手段と、

前記第 1 の特徴領域に対応する画像と前記第 2 の特徴領域に対応する画像との位置ずれを算出する算出手段と、

を備えることを特徴とする眼科装置。

【請求項 14】

前記算出された位置ずれに基づいて、前記被検眼の断層画像の位置を補正する位置補正手段をさらに備えることを特徴とする請求項 13 に記載の眼科装置。

【請求項 15】

コンピュータを、請求項 1 乃至 14 の何れか 1 項に記載の眼科装置の各手段として機能させるためのプログラム。

【請求項 16】

被検眼の第 1 の眼底画像と、該第 1 の眼底画像とは異なる時間に撮影された該被検眼の第 2 の眼底画像とを取得する眼底画像取得工程と、

前記第 1 の眼底画像の一部の第 1 の特徴領域のコントラストを強調するように前記第 1 の特徴領域に対して処理を施して、前記第 1 の特徴領域に対応する画像を生成する第 1 の生成工程と、

前記第 1 の特徴領域に対応する、前記第 2 の眼底画像の一部の第 2 の特徴領域のコントラストを強調するように前記第 2 の特徴領域に対して処理を施して、前記第 2 の特徴領域に対応する画像を生成する第 2 の生成工程と、

前記第 1 の特徴領域に対応する画像と前記第 2 の特徴領域に対応する画像との位置ずれに基づいて、前記被検眼の断層画像の取得位置を補正する位置補正工程と、

を有することを特徴とする眼科装置の制御方法。

【請求項 17】

被検眼の第 1 の眼底画像と、該第 1 の眼底画像とは異なる時間に撮影された該被検眼の第 2 の眼底画像とを取得する眼底画像取得工程と、

前記第 1 の眼底画像の一部の第 1 の特徴領域のコントラストを強調するように前記第 1 の特徴領域に対して処理を施して、前記第 1 の特徴領域に対応する画像を生成する第 1 の生成工程と、

前記第 1 の特徴領域に対応する、前記第 2 の眼底画像の一部の第 2 の特徴領域のコントラストを強調するように前記第 2 の特徴領域に対して処理を施して、前記第 2 の特徴領域に対応する画像を生成する第 2 の生成工程と、

前記第 1 の特徴領域に対応する画像と前記第 2 の特徴領域に対応する画像との位置ずれを算出する算出工程と、

を有することを特徴とする眼科装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、眼科装置、眼科装置の制御方法、およびプログラムに関し、特に、眼底トラ

10

20

30

40

50

ッキングの精度を向上するための技術に関する。

【背景技術】

【0002】

現在、多波長光波干渉を利用した光コヒーレンストモグラフィ（OCT：Optical Coherence Tomography）による光干渉断層撮影装置が知られており、例えば内視鏡で内臓情報を、眼科装置で網膜情報を得るために用いられ、人体に対する適用分野を広げつつある。眼に適用した光干渉断層撮影装置は眼科装置として網膜の専門外来では必要不可欠な装置になりつつある。

【0003】

このような光干渉断層撮影装置とは、低コヒーレント光である測定光を、サンプルに照射し、そのサンプルからの後方散乱光を、干渉系を用いることで測定することを可能にした装置である。測定光をサンプル上の一点に照射した場合、そのサンプル上の一点における深さ方向の画像情報を得ることができる。さらに測定光をサンプル上で走査しながら測定を行うことで、サンプルの断層画像を得ることも可能である。そして、眼底に適用した場合には、測定光を被検眼眼底上で走査することにより被検眼眼底の断層画像を高解像度で撮像することが可能であることから、網膜の眼科診断等において広く利用されている。

【0004】

光干渉断層撮影装置では、測定対象である眼底を水平方向または垂直方向に反復走査することによって複数の断層画像を得る撮影方法が一般的である。例えば、眼底上の同じ場所を複数回走査することによって同一部位の複数の眼底断層画像を取得し、それらを加算平均処理することによって高画質な一枚の眼底断層画像を得ることができる。また、走査位置を平行に移動させながら複数回走査することによって、眼底の3次元画像を得ることも可能である。しかしながら、このような複数回の走査を行う場合、全ての撮影を完了するためにある程度の時間を要するため、その間に眼が動いてしまう可能性がある。

【0005】

これに対して、特許文献1に記載の眼科撮影装置では、被検眼の正面画像を逐次撮影し、得られた複数の正面画像を用いて被検眼の動きを検出し、さらに検出された被検眼の動きに応じて走査位置を補正する方法（以下、「眼底トラッキング」と称する）が開示されている。このように、光干渉断層撮影装置では被検眼の動きによる影響を低減する処理が重要となる。

【0006】

さらに、特許文献2に記載の光干渉断層撮影装置では、高精度かつ高速に眼底断層画像を得るために、被検眼の動きの指標となる特徴点を抽出した基準となる眼底観察画像を選出して参照画像（以下、「テンプレート」と称する）を生成し、テンプレート以降に得られた眼底トラッキング対象の眼底観察画像で別のテンプレートを生成し、同じ特徴点を用いたテンプレートマッチングによる眼底トラッキングが行なわれている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2008-29467号公報

【特許文献2】特開2012-30054号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ここで、眼底トラッキングの対象となる画像の撮影中に被検眼が動いた場合、被検眼の瞳孔でのケラレ等により、該画像に照度ムラの影響が生じる可能性がある。このとき、眼底トラッキングの対象となる画像のテンプレート内の特徴点、特に血管部分等の特徴領域のコントラストが低くなるため、テンプレートマッチングの検出精度に誤差が生じてしまう可能性がある。結果として、眼底トラッキングによる走査位置の誤差に起因して、取得される断層画像にずれ（歪み）が生じることとなる。この断層画像上の歪みは、医師による

10

20

30

40

50

画像診断の妨げになるだけでなく、断層画像の歪みを誤って病変部と認識してしまい、結果として誤診に繋がる恐れもある。

【 0 0 0 9 】

上記の課題に鑑み、本発明は、高精度な眼底トラッキングを可能にすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

上記の目的を達成する本発明に係る眼科装置は、

被検眼の第 1 の眼底画像と、該第 1 の眼底画像とは異なる時間に撮影された該被検眼の第 2 の眼底画像とを取得する眼底画像取得手段と、

前記第 1 の眼底画像の一部の第 1 の特徴領域のコントラストを強調するように前記第 1 の特徴領域に対して処理を施して、前記第 1 の特徴領域に対応する画像を生成する第 1 の生成手段と、

前記第 1 の特徴領域に対応する、前記第 2 の眼底画像の一部の第 2 の特徴領域のコントラストを強調するように前記第 2 の特徴領域に対して処理を施して、前記第 2 の特徴領域に対応する画像を生成する第 2 の生成手段と、

前記第 1 の特徴領域に対応する画像と前記第 2 の特徴領域に対応する画像との位置ずれに基づいて、前記被検眼の断層画像の取得位置を補正する位置補正手段と、

を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、高精度な眼底トラッキングが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【図 1】第 1 実施形態に係る光干渉断層撮影装置（眼科装置）の構成例を示す図。

【図 2】第 1 実施形態に係る自動アライメント処理の手順を示すフローチャート。

【図 3】第 1 実施形態に係る眼底トラッキング処理の手順を示すフローチャート。

【図 4】第 1 実施形態に係る、階調均一化処理を含むテンプレート作成の一例を示す図。

【図 5】第 1 実施形態に係る、テンプレートマッチング処理を含む眼底トラッキング動作の一例を示す図。

【図 6】第 1 実施形態に係る光干渉断層撮影装置が撮影した断層画像の一例を示す図。

【図 7】第 2 実施形態に係る眼底トラッキング処理の手順を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 3 】

（第 1 実施形態）

< 光干渉断層撮影装置の概略構成 >

まず図 1 を参照して、第 1 実施形態に係る光干渉断層撮影装置（眼科装置）の概略構成を説明する。光干渉断層撮影装置は、走査部を介して測定光が照射された被検眼からの戻り光と、測定光に対応する参照光とを干渉させた干渉光に基づいて、被検眼の断層画像を取得する。光断層画像撮像装置は、光学ヘッド部 100 と、分光器 200 と、制御部 300 とを備える。以下、光学ヘッド部 100、分光器 200、および制御部 300 の構成を順に説明する。

【 0 0 1 4 】

< 光学ヘッド部 100 および分光器 200 の構成 >

光学ヘッド部 100 は、被検眼 E の前眼 E a や、被検眼眼底 E r の 2 次元像および断層画像を撮像するための測定光学系で構成されている。以下、光学ヘッド部 100 の内部構成について説明する。被検眼 E に対向して対物レンズ 101 - 1 が設置されており、その光軸上に設けられた、光路分離部と機能する第 1 ダイクロイックミラー 102 および第 2 ダイクロイックミラー 103 によって光路が分離される。すなわち、OCT 光学系の測定光路 L 1、眼底観察光路と固視灯光路 L 2、および前眼観察光路 L 3 に波長帯域ごとに分

10

20

30

40

50

岐される。

【0015】

光路L2は、さらに第3ダイクロイックミラー118によって眼底観察用のAPD（アパランシェフォトダイオード）115および固視灯116への光路に、波長帯域ごとに分岐される。ここで101-2, 111, 112はレンズであり、レンズ111（フォーカスレンズ）は固視灯および眼底観察用の合焦調整のため不図示のモータ等のフォーカスレンズ駆動部によって駆動される。APD115は、不図示の眼底観察用照明光の波長、具体的には780nm付近に感度を持つ。一方、固視灯116は可視光を発生して被検者の固視を促す。

【0016】

また、光路L2には、不図示の眼底観察用照明光源から発せられた光を被検眼Eの眼底Er上で走査するためのXスキャナ117-1（主走査方向用）、Yスキャナ117-2（主走査方向と交差する副走査方向用）が配置されている。レンズ101-2は、Xスキャナ117-1、Yスキャナ117-2の中心位置付近を焦点位置として配置されている。Xスキャナ117-1は、共振型のミラーで構成されているが、ポリゴンミラーで構成されていてもよい。Xスキャナ117-1、Yスキャナ117-2の中心位置付近と、被検眼Eの瞳の位置は光学的に共役関係となるように構成されている。また、APD（アパランシェフォトダイオード）115は、シングルディテクターであり、眼底Erから散乱・反射され戻ってきた光を検出する。第3ダイクロイックミラー118は、穴あきミラーや、中空のミラーが蒸着されたプリズムであり、照明光と、眼底Erからの戻り光とを分離する。

【0017】

光路L3には、レンズ141と、前眼観察用の赤外線CCD142とが配置されている。この赤外線CCD142は、不図示の前眼観察用照明光の波長、具体的には970nm付近に感度を持つ。光路L1は、前述の通りOCT光学系を成しており被検眼の眼底Erの断層画像を撮像するために使用される。より具体的には断層画像を形成するための干渉信号を得るために使用される。

【0018】

光路L1には、レンズ101-3と、ミラー121と、光を被検眼の眼底Er上で走査するために、走査部として機能するXスキャナ122-1と、Yスキャナ122-2とが配置されている。さらに、Xスキャナ122-1、Yスキャナ122-2の中心位置付近が、レンズ101-3の焦点位置となるようにXスキャナ122-1、Yスキャナ122-2が配置され、さらにXスキャナ122-1、Yスキャナ122-2の中心位置付近と、被検眼Eの瞳の位置とは光学的な共役関係となっている。この構成により、走査部を物点とした光路が、レンズ101-1とレンズ101-3の間で略平行となる。それによりXスキャナ122-1、Yスキャナ122-2がスキャンを行っても、第1ダイクロイックミラー102および第2ダイクロイックミラー103に入射する角度を同じにすることが可能となる。

【0019】

また、測定光源130は、測定光を測定光路に入射させるための光源となる。本実施形態の場合、測定光源130はファイバー端であり、被検眼Eの眼底Erと光学的な共役関係を有する。123, 124はレンズであり、そのうちのレンズ123（フォーカスレンズ）は合焦調整をするために不図示のモータ等のフォーカスレンズ駆動部により駆動される。合焦調整は、ファイバー端である測定光源130から出射する光を眼底Er上に結像するように行われる。合焦調整部として機能するレンズ123は、測定光源130と、走査部として機能するXスキャナ122-1およびYスキャナ122-2と、の間に配置されている。これにより、より大きなレンズ101-3や、また光ファイバー125-2を動かす必要がなくなる。

【0020】

この合焦調整によって、被検眼Eの眼底Erに測定光源130の像を結像させることが

10

20

30

40

50

でき、また被検眼 E の眼底 E_r からの戻り光を、測定光源 130 を通して光ファイバー 125 - 2 に効率良く戻すことができる。

【0021】

なお図 1 において、X スキャナ 122 - 1 と、Y スキャナ 122 - 2 との間の光路は紙面内において構成されているが、実際は紙面垂直方向に構成されている。さらに、光学ヘッド部 100 は、ヘッド駆動部 140 を備えている。ヘッド駆動部 140 は、不図示の 3 つのモータから構成されており、光学ヘッド部 100 を被検眼 E に対して 3 次元 (X、Y、Z) 方向に移動可能となるように構成されている。これにより、被検眼 E に対する光学ヘッド部 100 のアライメントが可能となっている。

【0022】

次に、測定光源 130 からの光路と参照光学系、分光器 200 の構成について説明する。測定光源 130、光カプラー 125、光ファイバー 125 - 1 ~ 4、レンズ 151、分散補償用ガラス 152、ミラー 153、および分光器 200 によってマイケルソン干渉系が構成されている。光ファイバー 125 - 1 ~ 4 は、光カプラー 125 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である。

【0023】

測定光源 130 から出射された光は光ファイバー 125 - 1 を通じ、光カプラー 125 を介して光ファイバー 125 - 2 側の測定光と、光ファイバー 125 - 3 側の参照光とに分割される。測定光は前述の OCT 光学系光路を通じ、観察対象である被検眼 E の眼底 E_r 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 125 に到達する。

【0024】

一方、参照光は光ファイバー 125 - 3、レンズ 151、測定光と参照光との分散を合わせるために挿入された分散補償用ガラス 152 を介してミラー 153 に到達し反射される。そして同じ光路を戻り光カプラー 125 に到達する。光カプラー 125 によって、測定光と参照光とが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とがほぼ同一となったときに干渉を生じる。ミラー 153 は不図示のモータおよび駆動機構によって光軸方向に位置を調整可能に保持され、被検眼 E 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 125 - 4 を介して分光器 200 に導かれる。

【0025】

分光器 200 は、レンズ 201 と、回折格子 202 と、レンズ 203 と、ラインセンサ 204 とを備えている。光ファイバー 125 - 4 から出射された干渉光はレンズ 201 を介して略平行光となった後、回折格子 202 で分光され、レンズ 203 によってラインセンサ 204 に結像される。

【0026】

次に、測定光源 130 の周辺について説明する。測定光源 130 は代表的な低コヒーレント光源である SLD (Super Luminescent Diode) である。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。中心波長は眼を測定することを鑑みると、近赤外光が適切である。また、中心波長は得られる断層画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。双方の理由から中心波長を 855 nm とした。

【0027】

なお本実施形態では干渉計としてマイケルソン干渉計を用いているが、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。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

< 制御部 3 0 0 の構成 >

制御部 3 0 0 は、光学ヘッド部 1 0 0 および分光器 2 0 0 の各部と接続されている。具体的には制御部 3 0 0 は、光学ヘッド部 1 0 0 内の赤外線 CCD 1 4 2 と接続されており、被検眼 E の前眼部 E a の観察画像を生成可能に構成されている。また、制御部 3 0 0 は、光学ヘッド部 1 0 0 内の APD 1 1 5 とも接続されており、被検眼 E の眼底 E r の観察画像を生成可能にも構成されている。さらに、制御部 3 0 0 は、光学ヘッド部 1 0 0 内のヘッド駆動部 1 4 0 とも接続されており、光学ヘッド部 1 0 0 を被検眼 E に対して 3 次元的に駆動可能に構成されている。

【 0 0 2 9 】

一方、制御部 3 0 0 は、分光器 2 0 0 のラインセンサ 2 0 4 とも接続されている。これにより分光器 2 0 0 によって波長分解された測定信号を取得可能であり、さらに測定信号に基づいて被検眼 E の断層画像を生成することができる。

【 0 0 3 0 】

生成された被検眼 E の前眼部観察画像、眼底観察画像、および断層画像は、制御部 3 0 0 に接続されたモニタ 3 0 1 に表示可能である。

【 0 0 3 1 】

< 被検眼 E のアライメント方法 >

次に図 2 のフローチャートを参照して、本実施形態に係る光干渉断層撮影装置を用いた被検眼 E のアライメント方法を説明する。撮影に先立ち、まず検者は被検者を装置の前に着座させる。

【 0 0 3 2 】

ステップ S 2 0 1 において、制御部 3 0 0 は、検者による不図示のスイッチ操作を受け付けて、自動アライメントを開始する。ステップ S 2 0 2 において、制御部 3 0 0 は、前眼部画像取得部として機能し、自動アライメントが開始されると、定期的に赤外線 CCD 1 4 2 から前眼部画像を取得して解析する。具体的には、制御部 3 0 0 は、入力された前眼部画像内の瞳孔領域を検出する。

【 0 0 3 3 】

ステップ S 2 0 3 において、制御部 3 0 0 は、検出された瞳孔領域の中心位置を算出する。ステップ S 2 0 4 において、制御部 3 0 0 は、検出された瞳孔領域の中心位置と、前眼部画像の中心位置との変位量（位置ずれ）を算出する。本実施形態の光干渉断層撮影装置は前眼部画像の中心と対物レンズ 1 0 1 - 1 の光軸とが一致するように構成されており、ステップ S 2 0 4 で算出される変位量は、被検眼 E と測定光軸との位置ずれを表している。また、位置ずれは、変位量だけではなく変位方向を含んでもよい。

【 0 0 3 4 】

ステップ S 2 0 5 において、制御部 3 0 0 は、ステップ S 2 0 4 で算出された位置ずれに応じて、光学ヘッド部 1 0 0 を移動するようにヘッド駆動部 1 4 0 へ指示を行う。ステップ S 2 0 6 において、ヘッド駆動部 1 4 0 は、不図示の 3 つのモータを駆動させて、光学ヘッド部 1 0 0 の位置を被検眼 E に対して 3 次元（X、Y、Z）方向に移動させる。移動の結果、光学ヘッド部 1 0 0 に搭載される対物レンズ 1 0 1 - 1 の光軸の位置は、被検眼 E の前眼部 E a の瞳孔中心位置に近づくように補正されることになる。

【 0 0 3 5 】

ステップ S 2 0 7 において、制御部 3 0 0 は、光学ヘッド部 1 0 0 の移動後に、赤外線 CCD 1 4 2 から前眼部画像が新たに入力されたか否かを判定する。前眼部画像が新たに入力されたと判定された場合（S 2 0 7 ; Y E S）、ステップ S 2 0 2 に戻る。一方、前眼部画像が新たに入力されていないと判定された場合（S 2 0 7 ; N O）、処理を終了する。

【 0 0 3 6 】

この一連の自動アライメント動作によって、対物レンズ 1 0 1 - 1 の光軸位置は常に被検眼 E の前眼部 E a の瞳孔中心位置を追跡するように移動することになる。仮に被検眼 E

10

20

30

40

50

の視線方向が変化した場合であっても、この自動アライメント動作によって対物レンズ 101 - 1 の光軸は視線変更後の前眼部 E a の瞳孔中心を追尾する。そのため、測定光源 130 から発せられる測定光束が瞳孔によって遮られることなく眼底 E r に照射され、安定した断層画像の撮影が可能となる。

【0037】

そして、この一連の自動アライメント動作は、被検眼 E の眼底部 E r の断層画像を記録するために、被検眼 E の眼底部 E r 上での測定光の走査が開始するまで継続する。

【0038】

なお、本実施形態では赤外線 CCD を用いた前眼部画像に基づいて、被検眼に対する光学系の自動アライメントを行っているが、他の手法を用いてこれを実施してもよい。例えば、アライメント用の指標を被検眼の前眼部に投影し、その反射光を検出することで 3 次元 (X、Y、Z) 方向の自動アライメントを行うことができる。

【0039】

< 眼底のトラッキング方法 >

制御部 300 は、前述した自動アライメント動作の開始後、光路 L 2 を通じた眼底 E r の二次元観察画像 (眼底画像) の取得動作を開始する。具体的には、制御部 300 は、APD 115 から入力される眼底 E r からの反射光の取得を開始する。眼底 E r からの反射光は、眼底画像取得用の走査部として機能する X スキャナ 117 - 1 および Y スキャナ 117 - 2 によって眼底 E r 上を二次元的に継続して走査されている。そのため、APD 115 から入力される反射光を定期的に合成することで、定期的に眼底観察画像を得ることができる (眼底画像取得処理)。

【0040】

次に、制御部 300 は、定期的に取得される眼底観察画像に基づく眼底トラッキング動作を開始する。眼底トラッキングが開始されると、制御部 300 は、以前に取得された眼底観察画像である眼底基準画像と、現在の眼底観察画像である眼底対象画像とを用いて、眼底 E r の移動 (位置ずれ) を検出する。制御部 300 は、算出された眼底 E r の移動 (位置ずれ) に応じて、断層画像取得用の走査部として機能する X スキャナ 122 - 1、Y スキャナ 122 - 2 を制御し、光路 L 1 の測定光が常に眼底 E r 上の同一領域に照射されるように断層画像の取得位置 (走査位置) を変更補正する。

【0041】

以下、図 3 のフローチャートを参照して、被検眼 E の状態を観察するために測定光を被検眼 E の眼底部 E r に照射する際、被検眼 E の動きに伴って生じる測定光照射位置のずれを補正する、第 1 実施形態に係る眼底トラッキング方法の詳細を説明する。

【0042】

S301 において、制御部 300 は、図 4 に示すように、眼底基準画像 401 (第 1 の眼底画像) を取得する。

【0043】

S302 において、制御部 300 は、眼底基準画像 401 の一部領域 (第 1 の特徴領域) を基準テンプレート 402 として切り出す (抽出する)。基準テンプレート 402 は、ヒストグラム 402 - 1 に示される輝度分布を有している。図 4 に示す例では、眼底基準画像 401 の一部領域は視神経乳頭を含む領域であるが、必ずしも視神経乳頭領域に限定されない。他の血管領域であってもよい。

【0044】

S303 において、制御部 300 は、基準テンプレート 402 へ、当該基準テンプレート 402 のコントラストを強調するための処理 (例えば、階調変換処理、階調均一化処理等) を施して輝度変換を行い、基準テンプレート 403 (第 1 のテンプレート) を取得する (第 1 のテンプレート生成処理)。

【0045】

階調均一化処理後の基準テンプレート 403 は、ヒストグラム 403 - 1 の輝度分布を有しており、輝度分布及びコントラストが改善されている。なお、エッジ検出フィルタを

10

20

30

40

50

適用してさらにコントラストを改善してもよい。

【0046】

S304において、制御部300は、眼底対象画像（第2の眼底画像）を取得する。

【0047】

S305において、制御部300は、眼底対象画像の一部領域（第2の特徴領域）を、基準テンプレート401の切り出し位置および切り出しサイズに基づいて、対象テンプレート（不図示）として切り出す。

【0048】

S306において、制御部300は、S305で切り出された対象テンプレートへ階調均一化処理を施して輝度変換を行い、図5に示すように、対象テンプレート503（第2のテンプレート）を取得する（第2のテンプレート生成処理）。

10

【0049】

S307において、制御部300は、基準テンプレート403と対象テンプレート503とを用いて、二次元（X，Y）方向の変位量および／または変位方向を算出することによって、眼底Erの移動量（位置ずれ）を算出する。また、制御部300は、基準テンプレート403と対象テンプレート503との、テンプレート同士の類似度を算出する（類似度算出処理）。類似度は、例えば基準テンプレート403と対象テンプレート503とをマッチングした際の、テンプレートの全画素数に対する重複領域の画素数の割合として算出することができる。あるいは、基準テンプレート403に対するヒストグラム403-1の輝度分布と、対象テンプレート503に対するヒストグラムの輝度分布（不図示）との相関度を類似度として算出してもよい。また、基準テンプレート403と対象テンプレート503とから求められる相互相関に関する値（例えば、相互相関係数）を類似度としてもよい。

20

【0050】

S308において、制御部300は、S307で算出された類似度が閾値以上であるかを判定する。類似度が閾値以上であると判定された場合（S308；YES）、S309へ進む。一方、類似度が閾値未満であると判定された場合（S308；NO）、S301に戻る。

【0051】

なお、被検眼Eの瞼や睫毛の影響により、階調均一化処理を行っても眼底トラッキングの精度が十分に発揮できないことがある。そのような場合を想定して、基準テンプレート403と対象テンプレート503とから求められる相互相関に関する値（例えば、相互相関係数）を類似度として算出し、類似度の低下を判断してもよい。例えば、テンプレート同士が完全に一致するときの類似度を1とした場合、相互相関係数の最大値が類似度0.4（閾値）以下で眼底トラッキングの精度が不十分と判定してもよい。なお、閾値を類似度0.4以下としたが、閾値は経験則により任意の値を設定してもよい。

30

【0052】

S309において、制御部300は、算出された眼底Erの移動量（位置ずれ）に応じて、Xスキャナ122-1、Yスキャナ122-2を制御し、光路L1の測定光が常に眼底Er上の同一領域に照射されるように断層画像の取得位置（走査位置）を変更補正する（位置補正処理）。

40

【0053】

以上説明したような一連の眼底トラッキング動作によって、光源130から眼底Erに照射される測定光の照射位置は、常に被検眼眼底Erの動きを追いかける様に移動する。そのため、安定した断層画像の撮影が可能となる。そして、この一連の眼底トラッキング動作は、被検眼Eの検査を終了するまで継続する。

【0054】

以上述べたように、本実施形態に係る光干渉断層撮影装置では階調均一化処理による輝度変換を行ったテンプレートを用いて眼底トラッキングを行い、その結果に基づいて走査位置の補正することで変形の少ない好適な断層画像を得ることができる。

50

【 0 0 5 5 】

なお、本実施形態では、2つのスキャナを用いて2次元走査する点走査型SLOによる眼底観察画像を用いた眼底トラッキングを行っているが、他の手法を用いてこれを実施してもよい。例えば、ラインビームを1次元に走査するライン走査タイプも適用できる。また、眼底を広範囲に照射可能な赤外光と赤外線CCDとを組み合わせた二次元眼底観察画像を用いて眼底トラッキングを行うことができる。また、光源から形成される任意のパターンを眼底に投影し、その反射光を用いて眼底トラッキングを行うことも可能である。また、OCT光学系の走査タイプもSLO光学系と同様の手法が適用できるし、走査せずに、エリアセンサを用いて、一括して撮像するフルフィールドタイプも適用できる。

【 0 0 5 6 】

< 断層画像の撮影方法 >

次に、本実施形態の光干渉断層撮像装置を用いた断層画像の撮影方法について説明する。検者は制御部300上の図示しないスイッチを操作して撮影を開始する。制御部300は、撮影開始の指示に従い、定期的にラインセンサ204から出力される干渉光に基づいて記録用の断層画像の生成を開始する。

【 0 0 5 7 】

ここでラインセンサ204から出力される干渉光は、回折格子202で分光された周波数毎の信号である。制御部300は、ラインセンサ204の信号をFFT(Fast Fourier Transform)処理し、眼底Er上のある一点における深さ方向の情報を生成する。この眼底Er上のある一点における深さ方向の情報生成を、Aスキャンと呼ぶ。

【 0 0 5 8 】

そして、眼底Erに照射される測定光は、Xスキャナ122-1とYスキャナ122-2との少なくとも何れか一方を駆動制御することによって、眼底Er上を任意に走査可能である。Xスキャナ122-1およびYスキャナ122-2により、測定光を被検眼上で走査することができる。

【 0 0 5 9 】

制御部300は、この任意の軌跡による走査を一回行う間に取得される一連の複数のAスキャンを一枚の二次元画像に束ねることにより、眼底Er上の任意の軌跡における断層画像を生成する。

【 0 0 6 0 】

さらに、制御部300は、Xスキャナ122-1とYスキャナ122-2との少なくとも何れか一方を駆動制御することによって、前述の任意の軌跡による走査を複数回繰り返す。同じ軌跡の操作を複数回行った場合、眼底Er上の任意の軌跡における複数枚の断層画像を得ることができる。例えば、制御部300はXスキャナ122-1を駆動させてX方向の走査を反復実行し、眼底Erの同一走査線上における複数の断層画像を生成する。また、制御部300はXスキャナ122-1およびYスキャナ122-2を同時に駆動させて円形の操作を反復実行し、眼底Erの同一円上における複数の断層画像を生成することもできる。そして制御部300は、それら複数枚の断層画像を加算平均処理することにより、高画質な一枚の断層画像を生成し、モニタ301に表示する。

【 0 0 6 1 】

一方、制御部300は、Xスキャナ122-1とYスキャナ122-2との少なくとも何れか一方を駆動制御することによって、前述の任意の軌跡による走査をX/Y方向にずらしながら複数回の走査を行うこともできる。例えば、X方向の走査を一定間隔でY方向にずらしながら複数回行うことで、眼底Er上の矩形領域全体を覆う複数枚の断層画像を生成する。そして、制御部300はそれら複数枚の断層画像を合成することで眼底Erの三次元情報を生成し、モニタ301に表示する。図6は、被検眼前眼部Eaの撮影した断層画像の一例であり、Rは網膜を示している。

【 0 0 6 2 】

なお、本実施形態では記録用の断層画像を取得する際に、各走査間で走査位置の補正を

10

20

30

40

50

行うよう制御しているが、観察用の断層画像を取得する際に同様の制御を実施してもよい。その場合、観察用の断層画像においても網膜層の歪みを低減することが可能になる。

【0063】

また、観察用の断層画像を取得する際は、各走査間で走査位置の補正を行うのではなく、眼底E_rの移動を検出した時点で走査位置の補正を行ってもよい。観察用の断層画像はリアルタイムの観察動画として表示されるものであり、その表示期間は非常に短い。また、観察用の断層画像は診断に用いられることも無いため、網膜層の多少の歪みは許容可能である。

【0064】

(第2実施形態)

<眼底のトラッキング方法>

以下、図7のフローチャートを参照して、被検眼Eの状態を観察するために測定光を被検眼Eの眼底部E_rに照射する際、被検眼Eの動きに伴って生じる測定光照射位置のずれを補正する、第2実施形態に係る眼底トラッキング方法の詳細を説明する。

【0065】

制御部300は、前述した自動アライメント動作の開始後、第1実施形態と同様に、光路L₂による被検眼眼底E_rの二次元観察画像の取得動作を開始する。

【0066】

S701において、制御部300は、撮影済の複数の眼底観察画像のうち、高コントラストな眼底観察画像を眼底基準画像として取得する。なお、眼底観察画像のピントが合っていない場合は、レンズ111(フォーカスレンズ)を駆動させて眼底観察の合焦処理を行った後に眼底基準画像を新たに取得してもよい。

【0067】

S702において、制御部300は、S701で取得された眼底基準画像から血管等の特徴領域を選び出し、切り出し位置及および切り出しサイズを決定し、図4に示すように基準テンプレート401を切り出す。S703-S709の各処理は、S303-S309の各処理と同様であるため、説明を省略する。

【0068】

なお、S708において類似度が閾値未満となった場合、テンプレートの切り出しに問題がある場合がある。一般的に、眼底トラッキングを高速化するために、できるだけ狭い範囲でテンプレートの切出しを行っている。しかしながら、ピント合わせ不足や眼の疾患等の影響で類似度が低下する場合があります、テンプレート切出し範囲を見直すことで類似度の値が改善することがある。すなわち、類似度が閾値未満となった場合、その後テンプレートを再生成する時に、テンプレート切出しサイズをより大きなサイズに変更する。テンプレート切出しの最大サイズについては、眼底トラッキング許容時間に基づいて決定される。

【0069】

以上説明したように、本実施形態では、被検眼の眼底観察画像のうち、高コントラストな眼底観察画像を眼底基準画像として取得し、階調均一化処理を施すことで、特徴領域(血管領域等)のコントラストをより高くする。これにより、高精度な眼底トラッキングを行うことができ、被検眼の動きによる撮影断層画像への影響を低減すると共に、高画質な画像を得ることができる。また、眼底トラッキングの対象となる画像の撮影中に被検眼が動いた場合であっても、撮影光軸の偏心による撮影光束の被検眼の瞳孔でのケラレ(蹴られ)や、被検眼が傾くことによる照度ムラの影響を低減することができる。

【0070】

(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。

10

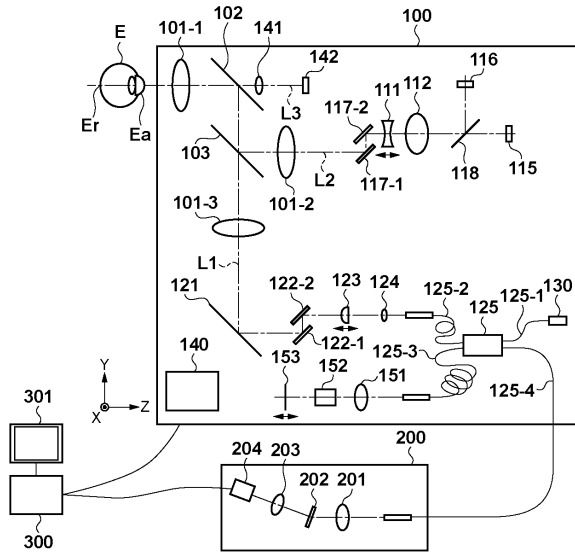
20

30

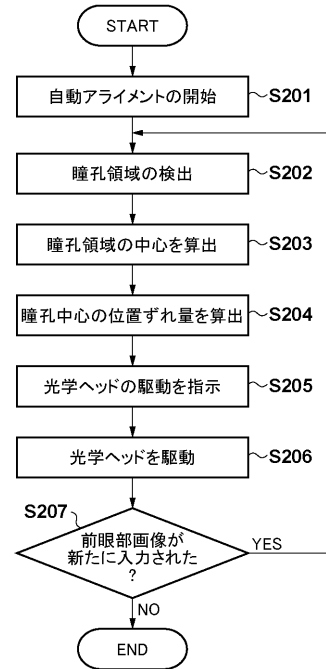
40

50

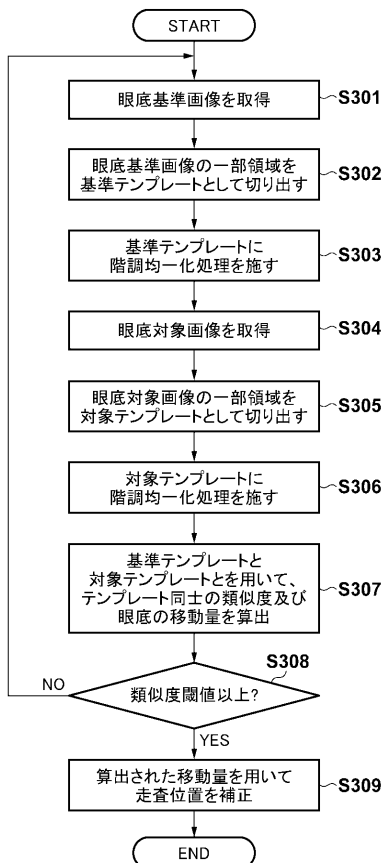
【図 1】



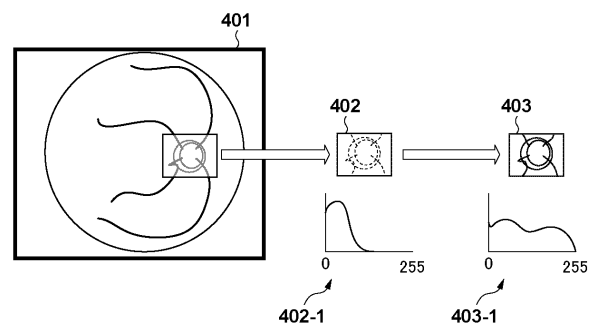
【図 2】



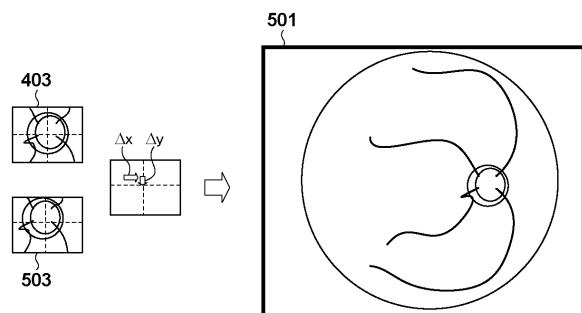
【図 3】



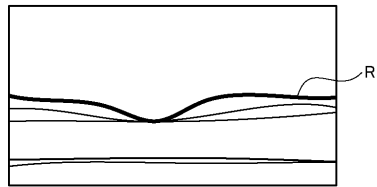
【図 4】



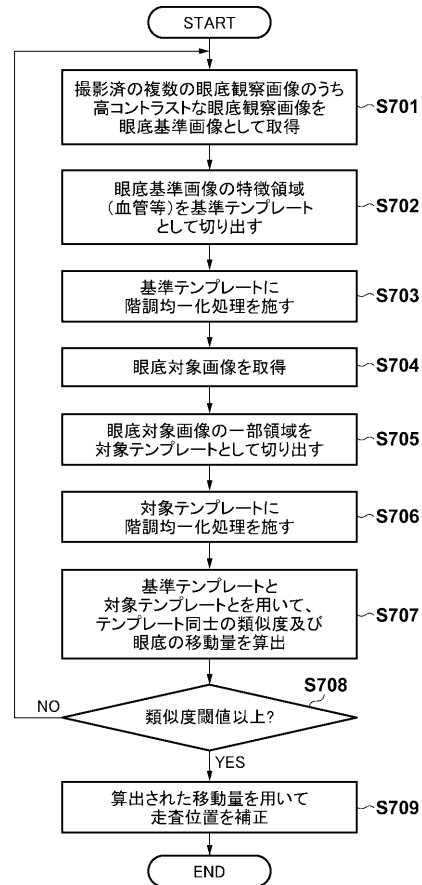
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

- (72)発明者 ディビッド ボリッキー
ポーランド国 ザルウィスシェ 42 - 400、 ウルゼビア 42
- (72)発明者 青木 博
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 九鬼 一慶

- (56)参考文献 特開2011-115507(JP, A)
特開2001-137192(JP, A)
特開2004-041371(JP, A)

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