

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-155694

(P2014-155694A)

(43) 公開日 平成26年8月28日(2014.8.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 3/14 (2006.01)	A 6 1 B 3/14	M
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10	R

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2014-1524 (P2014-1524)	(71) 出願人	000001007
(22) 出願日	平成26年1月8日 (2014.1.8)		キヤノン株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2013-5393 (P2013-5393)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(32) 優先日	平成25年1月16日 (2013.1.16)	(74) 代理人	100126240
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 阿部 琢磨
		(74) 代理人	100124442
			弁理士 黒岩 創吾
		(72) 発明者	後藤 敦司
			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
		(72) 発明者	佐藤 眞
			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
		(72) 発明者	新島 弘之
			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

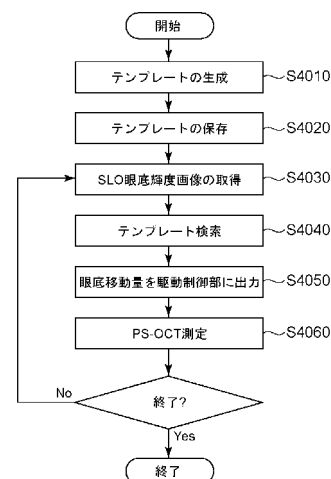
(54) 【発明の名称】 眼科装置及び眼科方法

(57) 【要約】

【課題】 偏光OCT画像の画質を向上すること。

【解決手段】 異なる時刻に被検眼の眼底を撮像して得た複数の眼底画像と、該複数の眼底画像よりも少ない数であり且つ該複数の眼底画像とは異なる時刻に被検眼の眼底を撮像して得た少なくとも1つの眼底画像とを取得し、該複数の眼底画像を平均化して新たな眼底画像を生成し、該生成された新たな眼底画像から特徴領域を抽出し、該抽出された特徴領域と該少なくとも1つの眼底画像とに基づいて、該新たな眼底画像に対応する眼底の第1の偏光断層画像と該少なくとも1つの眼底画像に対応する眼底の第2の偏光断層画像との位置が補正されるように、眼底を追尾する。

【選択図】 図10



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

異なる時刻に被検眼の眼底を撮像して得た複数の眼底画像と、前記複数の眼底画像よりも少ない数であり且つ前記複数の眼底画像とは異なる時刻に前記被検眼の眼底を撮像して得た少なくとも 1 つの眼底画像とを取得する眼底画像取得手段と、

前記複数の眼底画像を平均化して新たな眼底画像を生成する手段と、

前記生成された新たな眼底画像から特徴領域を抽出する抽出手段と、

前記抽出された特徴領域と前記少なくとも 1 つの眼底画像とに基づいて、前記新たな眼底画像に対応する前記眼底の第 1 の偏光断層画像と前記少なくとも 1 つの眼底画像に対応する前記眼底の第 2 の偏光断層画像との位置が補正されるように、前記眼底を追尾する手段と、

10

を有することを特徴とする眼科装置。

【請求項 2】

前記眼底画像取得手段が、前記複数の眼底画像及び前記少なくとも 1 つの眼底画像を 60 Hz 以上のフレームレートで取得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】

異なる時刻に被検眼の眼底を撮像して得た複数の眼底画像と、前記複数の眼底画像よりも少ない数であり且つ前記複数の眼底画像とは異なる時刻に前記被検眼の眼底を撮像して得た少なくとも 1 つの眼底画像とを取得する工程と、

前記複数の眼底画像を平均化して新たな眼底画像を生成する工程と、

前記生成された新たな眼底画像から特徴領域を抽出する工程と、

20

前記抽出された特徴領域と前記少なくとも 1 つの眼底画像とに基づいて、前記新たな眼底画像に対応する前記眼底の第 1 の偏光断層画像と前記少なくとも 1 つの眼底画像に対応する前記眼底の第 2 の偏光断層画像との位置が補正されるように、前記眼底を追尾する工程と、

を有することを特徴とする眼科方法。

【請求項 4】

前記取得する工程において、前記複数の眼底画像及び前記少なくとも 1 つの眼底画像を 60 Hz 以上のフレームレートで取得することを特徴とする請求項 3 に記載の眼科方法。

【請求項 5】

請求項 3 または 4 に記載の眼科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。

30

【請求項 6】

異なる時間で撮像された被検体の偏光状態を示す複数の断層画像を取得する取得手段と、

前記複数の断層画像から偏光が解消された領域をそれぞれ抽出する抽出手段と、

前記偏光が解消されたそれぞれの領域の情報を関連付けて表示手段に表示させる表示制御手段と、

前記複数の断層画像に対応する複数の平面画像を 60 Hz 以上のフレームレートで取得する平面画像取得手段と、

40

を有することを特徴とする撮影装置。

【請求項 7】

異なる時間で撮像された被検体の偏光状態を示す複数の断層画像を取得する工程と、

前記複数の断層画像から前記偏光が解消された領域をそれぞれ抽出する工程と、

前記偏光が解消されたそれぞれの領域の情報を関連付けて表示手段に表示させる工程と、

前記複数の断層画像に対応する複数の平面画像を 60 Hz 以上のフレームレートで取得する工程と、

を有することを特徴とする撮影方法。

【請求項 8】

50

請求項 7 に記載の撮影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、被検眼の画像を取得する眼科装置及び眼科方法に関する。

【0002】

Description of the Related Art

【背景技術】

【0003】

10

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 (Optical Coherence Tomography : 以下、OCT) は、試料 (特に眼底) の断層画像を高分解能に得ることができる。

【0004】

近年、眼科用 OCT 装置において、眼底組織の形状をイメージングする通常の OCT 画像に加えて、眼底組織の光学特性の一つである偏光パラメータ (リターデーションとオリエンテーション) を用いてイメージングする偏光 OCT 画像が取得されている。

【0005】

偏光 OCT は、偏光パラメータを利用して、偏光 OCT 画像を構成し、眼底組織の区別やセグメンテーションを行うことができる。偏光 OCT は、試料を観察する測定光に円偏光に変調した光を用い、干渉光を 2 つの直交する直線偏光として分割して検出し、偏光 OCT 画像を生成する (特許文献 1 参照)。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】WO2010/122118A1

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献 1 には、偏光 OCT 画像の画質を向上する手法については何ら開示されていない。本発明の目的は、偏光 OCT 画像の画質を向上することである。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明に係る眼科装置は、

異なる時刻に被検眼の眼底を撮像して得た複数の眼底画像と、前記複数の眼底画像よりも少ない数であり且つ前記複数の眼底画像とは異なる時刻に前記被検眼の眼底を撮像して得た少なくとも 1 つの眼底画像とを取得する眼底画像取得手段と、

前記複数の眼底画像を平均化して新たな眼底画像を生成する手段と、

前記生成された新たな眼底画像から特徴領域を抽出する抽出手段と、

前記抽出された特徴領域と前記少なくとも 1 つの眼底画像とに基づいて、前記新たな眼底画像に対応する前記眼底の第 1 の偏光断層画像と前記少なくとも 1 つの眼底画像に対応する前記眼底の第 2 の偏光断層画像との位置が補正されるように、前記眼底を追尾する手段と、を有する。

40

また、本発明に係る眼科方法は、

異なる時刻に被検眼の眼底を撮像して得た複数の眼底画像と、前記複数の眼底画像よりも少ない数であり且つ前記複数の眼底画像とは異なる時刻に前記被検眼の眼底を撮像して得た少なくとも 1 つの眼底画像とを取得する工程と、

前記複数の眼底画像を平均化して新たな眼底画像を生成する工程と、

前記生成された新たな眼底画像から特徴領域を抽出する工程と、

前記抽出された特徴領域と前記少なくとも 1 つの眼底画像とに基づいて、前記新たな眼底

50

画像に対応する前記眼底の第１の偏光断層画像と前記少なくとも１つの眼底画像に対応する前記眼底の第２の偏光断層画像との位置が補正されるように、前記眼底を追尾する工程と、を有する。

【発明の効果】

【０００９】

本発明によれば、偏光ＯＣＴ画像の画質を向上することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１０】

【図１】本実施形態における画像処理装置の全体構成の概略図。

【図２】信号処理部１９０で生成される画像の例。

10

【図３】本実施形態における処理フロー。

【図４】画像解析部の構成例の概略図。

【図５】本実施形態における処理フロー。

【図６】本実施形態における画像処理装置の表示部の表示画面における表示例。

【図７】本実施形態における画像処理装置の表示部の表示画面における表示例。

【図８】本実施形態における画像処理装置の表示部の表示画面における表示例。

【図９】本実施形態における処理フロー。

【図１０】本実施形態における処理フロー。

【図１１】本実施形態における処理フロー。

【図１２】本実施形態における追尾のテンプレート位置の指定について説明する図。

20

【図１３】本実施形態における眼底移動量の算出について説明する図。

【発明を実施するための形態】

【００１１】

本発明に係る撮影装置は、被検眼、皮膚、内臓等の被検体に適用することができる。また、本発明に係る撮影装置としては、例えば、眼科装置や内視鏡等である。以下、本発明の一例として、本実施形態に係る眼科装置について、図面を用いて詳細に説明する。

【００１２】

〔装置の全体構成〕

図１は、本実施形態における撮影装置の一例である「眼科装置」の全体構成の概略図である。なお、後述する信号処理部１９０の少なくとも一部を「画像処理装置」とみなすことができ、また、この場合、「眼科装置」全体を「眼科システム」、あるいは「撮影装置」全体を「撮影システム」とみなすこともできる。

30

【００１３】

本装置は、偏光ＯＣＴ（*Polarization Sensitive OCT*；以下、*PS-OCT*）１００、偏光を利用した走査型検眼鏡（*Polarization Sensitive Scanning Laser Ophthalmoscope*；以下、*PS-SLO*）１４０、前眼部撮像部１６０、内部固視灯１７０、制御部２００から構成される。

【００１４】

内部固視灯１７０を点灯して被検眼に注視させた状態で、前眼部観察部１６０により観察される被検体の前眼部の画像を用いて、装置のアライメントが行われる。アライメント完了後に、*PS-OCT*１００と*PS-SLO*１４０による眼底の撮像が行われる。

40

【００１５】

< *PS-OCT* １００の構成 >

PS-OCT １００の構成について説明する。

【００１６】

光源１０１は、低コヒーレント光源である*SLD*光源（*Super Luminescent Diode*）であり、例えば、中心波長８５０nm、バンド幅５０nmの光を出射する。光源１０１として*SLD*を用いたが、*ASE*光源（*Amplified Spontaneous Emission*）等、低コヒーレント光が出射できる光源であれば

50

何れでも良い。

【0017】

光源101から出射された光は、PM(Polarization Maintaining)ファイバ102、偏光コントローラ103を介して、偏光保持機能を有したファイバカップラ104に導かれ、測定光(以下、「断層画像用の測定光」や「OCT測定光」ともいう)と、測定光に対応する参照光とに分割される。

【0018】

偏光コントローラ103は、光源101から出射された光の偏光の状態を調整するものであり、直線偏光に調整される。ファイバカップラ104の分岐比は、90(参照光):10(測定光)である。

10

【0019】

測定光は、PMファイバ105を介してコリメータ106から平行光として出射される。出射された測定光は、眼底Erにおいて測定光を水平方向にスキャンするガルバノミラーから構成されるXスキャナ107、レンズ108、109、眼底Erにおいて測定光を垂直方向にスキャンするガルバノミラーから構成されるYスキャナ110を介し、ダイクロイックミラー111に到達する。Xスキャナ107、Yスキャナ110は、駆動制御部180により制御され、眼底Erの所望の範囲で測定光を走査することができる。なお、測定光が走査される眼底上の範囲は、断層画像の取得範囲、断層画像の取得位置、測定光の照射位置としてみなすことができる。また、Xスキャナ107、Yスキャナ110は、PS-OCT用の走査手段の一例であり、共通のXYスキャナとして構成しても良い。ダイクロイックミラー111は、800nm~900nmの光を反射し、それ以外の光を透過する特性を有する。

20

【0020】

ダイクロイックミラー111により反射された測定光は、レンズ112を介し、光軸を回転軸としてP偏光からS偏光に対して45°傾けて設置された1/4偏光板113を通過することにより、位相が90°ずれ、円偏光の光に偏光制御される。なお、1/4偏光板113は、測定光の偏光状態を調整する測定光用の偏光調整部材の一例である。ここで、後述するPS-SLO光学系を適用する場合、1/4偏光板113をPS-OCT光学系の一部とPS-SLO光学系の一部との共通光路に設けることができる。これにより、PS-SLO光学系で取得した画像と、PS-OCT光学系で取得した画像とに生じる偏光状態のばらつきを比較的に抑制することができる。このとき、PS-SLO用の走査手段と、PS-OCT用の走査手段とは、互いに共役な位置に設けられ、被検眼の瞳と共役な位置に設けることができる。なお、1/4偏光板113の傾きは、1/4偏光板113の状態の一例であり、例えば、偏光ビームスプリッタを内蔵したファイバカップラ123の偏光分割面の光軸を回転軸とした所定の位置からの角度である。

30

【0021】

また、1/4偏光板113を光路に対して挿脱可能に構成することができる。例えば、光軸あるいは光軸に平行な軸を回転軸として1/4偏光板113を回転する機械的な構成が考えられる。これにより、SLO光学系とPS-SLO光学系とを簡単に切り換え可能な小型な装置を実現することができる。また、OCT光学系とPS-OCT光学系とを簡単に切り換え可能な小型な装置を実現することができる。

40

【0022】

ここで、被検眼に入射される光は、1/4偏光板を45°傾けて設置することで円偏光の光に偏光制御されるが、被検眼の特性により眼底Erにおいて円偏光とならない場合がある。そのため、駆動制御部180の制御により、1/4偏光板の傾きを微調整できるように構成されている。

【0023】

円偏光に偏光制御された測定光は、ステージ116上に乗ったフォーカスレンズ114により、被検体である眼の前眼部Eaを介し、眼底Erの網膜層にフォーカスされる。眼底Erを照射した測定光は各網膜層で反射・散乱し、上述の光学経路をファイバカップラ

50

104に戻る。

【0024】

一方、ファイバカップラ104で分岐された参照光は、PMファイバ117を介してコリメータ118から平行光として出射される。出射された参照光は測定光と同様に、光軸を回転軸としてP偏光からS偏光に対して22.5°傾けて設置されたλ/4偏光板119で偏光制御される。なお、λ/4偏光板119は、参照光の偏光状態を調整する参照光用の偏光調整部材の一例である。参照光は分散補償ガラス120介し、コヒーレンスゲートステージ121上のミラー122で反射され、ファイバカップラ104に戻る。参照光は、λ/4偏光板119を二度通過する事で直線偏光の光がファイバカップラ104に戻ることになる。

10

【0025】

コヒーレンスゲートステージ121は、被検者の眼軸長の相違等に対応する為、駆動制御部180で制御される。なお、コヒーレンスゲートとは、測定光の光路における参照光の光路長に対応する位置のことである。本実施形態では、参照光の光路長を変更しているが、測定光の光路と参照光の光路との光路長差を変更できれば良い。

【0026】

ファイバカップラ104に戻った戻り光と参照光とは合波されて干渉光(以下、「合波光」ともいう)となり、偏光ビームスプリッタを内蔵したファイバカップラ123に入射され、異なる偏光方向の光であるP偏光の光とS偏光の光とに分岐比50:50で分割される。

20

【0027】

P偏光の光は、PMファイバ124、コリメータ130を介し、グレーティング131により分光されレンズ132、ラインカメラ133で受光される。同様に、S偏光の光は、PMファイバ125、コリメータ126を介し、グレーティング127により分光されレンズ128、ラインカメラ129で受光される。なお、グレーティング127、131、ラインカメラ129、133は、各偏光の方向に合わせて配置されている。

【0028】

ラインカメラ129、133でそれぞれ受光した光は、光の強度に応じた電気信号として出力され、断層画像生成部の一例である信号処理部190で受ける。

【0029】

λ/4偏光板113、119の傾きに関して、偏光ビームスプリッタの偏光分割面の傾きを基準に自動的に調整することができるが、眼底の視神経乳頭中心と黄斑中心を結んだ直線に対して自動的に調整しても良い。このとき、λ/4偏光板113、119の傾きを検知する傾き検知部(不図示)を有することが好ましい。この傾き検知部により、現在の傾きと所定の傾きになったことを検知することができる。もちろん、受光した光の強度に基づいて、λ/4偏光板113、119の傾き具合を検知し、所定の強度になるように傾きを調整しても良い。なお、後述するように、GUI上に傾きを示すオブジェクトを表示して、ユーザがマウスを用いて調整しても良い。また、偏光基準として鉛直方向を基準にして偏光ビームスプリッタ、λ/4偏光板113、119を調整しても同様の効果が得られる。

40

【0030】

<PS-SLO140の構成>

PS-SLO140の構成について説明する。

【0031】

光源141は、半導体レーザであり、本実施例では、例えば、中心波長780nmの光を出射する。光源141から出射された測定光(以下、「眼底画像用の測定光」や「SLO測定光」ともいう)は、PMファイバ142を介し、偏光コントローラ145で直線偏光になるよう偏光制御され、コリメータ143から平行光として出射される。出射された測定光は穴あきミラー144の穴あき部を通過し、レンズ155を介し、眼底Erにおいて測定光を水平方向にスキャンするガルバノミラーから構成されるXスキャナ146、レ

50

レンズ147、148、眼底Erにおいて測定光を垂直方向にスキャンするガルバノミラーから構成されるYスキャナ149を介し、ダイクロイックミラー154に到達する。Xスキャナ146、Yスキャナ149は駆動制御部180により制御され、眼底上で所望の範囲を測定光で走査できる。なお、Xスキャナ146、Yスキャナ149は、PS-SLO用の走査手段の一例であり、共通のXYスキャナとして構成しても良い。ダイクロイックミラー154は、760nm~800nmを反射し、それ以外の光を透過する特性を有する。

【0032】

ダイクロイックミラー154にて反射された直線偏光の測定光は、PS-OCT100と同様の光路を経由し、眼底Erに到達する。

10

【0033】

眼底Erを照射した測定光は、眼底Erで反射・散乱され、上述の光学経路をたどり穴あきミラー144に達する。穴あきミラー144で反射された光が、レンズ150を介し、偏光ビームスプリッタ151にて異なる偏光方向の光（本実施形態では、P偏光の光とS偏光の光）に分割され、アバランシェフォトダイオード（APD）152、153で受光され、電気信号に変換されて、眼底画像生成部の一例でもある信号処理部190で受ける。

【0034】

ここで、穴あきミラー144の位置は、被検眼の瞳孔位置と共役となっており、眼底Erに照射された測定光が反射・散乱された光のうち、瞳孔周辺部を通った光が、穴あきミラー144によって反射される。

20

【0035】

本実施例では、PS-OCT、PS-SLOともにPMファイバを用いたが、シングルモードファイバー（SMF）でも偏光コントローラを用い偏光を制御する事で同様の構成と効果が得られる。

【0036】

<前眼部撮像部160>

前眼部撮像部160について説明する。

【0037】

前眼部撮像部160は、波長1000nmの照明光を発するLED115-a、115-bから成る照明光源115により前眼部Eaを照射する。前眼部Eaで反射され光は、レンズ114、偏光板113、レンズ112、ダイクロイックミラー111、154を介し、ダイクロイックミラー161に達する。ダイクロイックミラー161は、980nm~1100nmの光を反射し、それ以外の光を透過する特性を有する。ダイクロイックミラー161で反射された光は、レンズ162、163、164を介し、前眼部カメラ165で受光される。前眼部カメラ165で受光された光は、電気信号に変換され、信号処理部190で受ける。

30

【0038】

<内部固視灯170>

内部固視灯170について説明する。

40

【0039】

内部固視灯170は、内部固視灯用表示部171、レンズ172で構成される。内部固視灯用表示部171として複数の発光ダイオード（LD）がマトリックス状に配置されたものを用いる。発光ダイオードの点灯位置は、駆動制御部180の制御により撮像したい部位に合わせて変更される。内部固視灯用表示部171からの光は、レンズ172を介し、被検眼に導かれる。内部固視灯用表示部171から出射される光は520nmで、制御部180により所望のパターンが表示される。

【0040】

<制御部200>

本装置全体を制御するための制御部200について説明する。

50

【0041】

制御部200は、駆動制御部180、信号処理部190、表示制御部191、表示部192から構成される。

【0042】

駆動制御部180は、上述の通り各部を制御する。

【0043】

信号処理部190は、画像生成部193と画像解析部194と追尾制御部195から構成される。信号処理部190は、ラインカメラ129及び133、APD152及び153、前眼部カメラ165からそれぞれ出力される信号に基づき、画像の生成、生成された画像の解析、解析結果の可視化情報の生成、及び追尾制御を行う。なお、画像の生成、解析、追尾などの詳細については後述する。

10

【0044】

表示制御部191は、眼底画像取得部（不図示）と断層画像取得部（不図示）により、断層画像生成部と眼底画像生成部とでそれぞれ生成された画像を取得した画像等を表示部192の表示画面に表示させる。ここで、表示部192は、例えば、液晶等のディスプレイである。なお、信号処理部190で生成された画像データは、表示制御部191に有線で送信されても良いし、無線で送信されても良い。この場合、表示制御部191を画像処理装置とみなすことができる。なお、撮影システムとして、眼底画像取得部がSLO光学系を含み、断層画像取得部がOCT光学系を含むように構成しても良い。なお、本明細書において、被検眼以外の被検体の場合、「眼底画像（眼底輝度画像）」を「平面画像（平面輝度画像）」と換言することができ、また、「眼底画像取得部」を「平面画像取得部」と換言することができる。

20

【0045】

表示部192は、表示制御部191の制御の下、後述するように種々の情報を示す表示形態を表示する。なお、表示制御部191からの画像データは、表示部192に有線で送信されても良いし、無線で送信されても良い。また、表示部192等は、制御部200に含まれているが、本発明はこれに限らず、制御部200とは別に設けられても良い。また、表示制御部191と表示部192とを一体的に構成した、ユーザが持ち運び可能な装置の一例であるタブレットでも良い。この場合、表示部にタッチパネル機能を搭載させ、タッチパネル上で画像の表示位置の移動、拡大縮小、表示される画像の変更等の操作可能に構成することが好ましい。

30

【0046】

[画像処理]

次に、信号処理部190を構成する画像生成部193における画像生成について説明する。

【0047】

画像生成部193は、ラインカメラ129、133から出力されたそれぞれの干渉信号に対して、一般的なSD-OCT (Spectral Domain OCT) に用いられる再構成処理を行うことで、各偏光成分に基づいた2つの断層画像である第一の偏光に対応する断層画像と、第二の偏光に対応する断層画像とを生成する。

40

【0048】

まず、画像生成部193は、干渉信号から固定パターンノイズ除去を行う。固定パターンノイズ除去は検出した複数のAスキャン信号を平均することで固定パターンノイズを抽出し、これを入力した干渉信号から減算することで行われる。

【0049】

次に、画像生成部193は、干渉信号を波長から波数に変換し、フーリエ変換を行うことによって、偏光状態を示す断層信号を生成する。

【0050】

以上の処理を2つの偏光成分の干渉信号に対して行うことにより、2つの断層画像が生成される。

50

【 0 0 5 1 】

また、画像生成部 1 9 3 は、A P D 1 5 2、1 5 3 から出力された信号を、X スキャナ 1 4 6、Y スキャナ 1 4 9 の駆動に同期して整列させることにより、各偏光成分に基づいた 2 つの眼底画像である第一の偏光に対応する眼底画像と、第二の偏光に対応する眼底画像とを生成する。

【 0 0 5 2 】

< 断層輝度画像あるいは眼底輝度画像の生成 >

画像生成部 1 9 3 は、前述した 2 つの断層信号から断層輝度画像を生成する。

断層輝度画像は、従来の O C T における断層画像と基本的に同じもので、その画素値 r は各ラインセンサ 1 2 9、1 3 3 から得られた断層信号 A_H および A_V から (式 1) によって計算される。

10

【 0 0 5 3 】

【 数 1 】

$$r = \sqrt{A_H^2 + A_V^2} \quad \dots (式 1)$$

【 0 0 5 4 】

また、同様に、2 つの眼底画像から眼底輝度画像を生成する。

【 0 0 5 5 】

20

図 2 (a) に視神経乳頭部の輝度画像の例を示す。

【 0 0 5 6 】

なお、表示制御部 1 9 1 は、 / 4 偏光板 1 1 3 を光路から外している場合に、従来の O C T の手法により取得した断層輝度画像を表示部 1 9 2 に表示させても良いし、従来の S L O の手法により取得した眼底輝度画像を表示部 1 9 2 に表示させても良い。

【 0 0 5 7 】

< リターデーション画像の生成 >

画像生成部 1 9 3 は、互いに直行する偏光成分の断層画像からリターデーション画像を生成する。

【 0 0 5 8 】

30

リターデーション画像の各画素の値 δ は、断層画像を構成する各画素の位置において、垂直偏光成分と水平偏光成分とが被検眼で受ける影響の比を示す値であり、各断層信号 A_H および A_V から (式 2) によって計算される。

【 0 0 5 9 】

【 数 2 】

$$\delta = \arctan \left[\frac{A_V}{A_H} \right] \quad \dots (式 2)$$

【 0 0 6 0 】

40

図 2 (b) は、このように生成された視神経乳頭部のリターデーション画像の例を示したものであり、各 B スキャン画像に対して (式 2) を計算することによって得ることができる。ここで、上述した通り、リターデーション画像は、2 つの偏光が被検眼で受ける影響の違いを示す断層画像のことである。図 2 (b) は、上記比を示す値を断層画像としてカラーで表示しており、濃淡の濃い場所は上記比を示す値が小さく、濃淡の淡い場所は上記比を示す値が大きいことを表している。そのため、リターデーション画像を生成することにより、複屈折性のある層を把握することが可能となる。なお、詳細は、「E . G o t z i n g e r e t a l . , O p t . E x p r e s s 1 3 , 1 0 2 1 7 , 2 0 0 5」に記載されている通りである。

【 0 0 6 1 】

50

また、同様に、信号処理部 190 は、A P D 152 及び 153 からの出力に基づいて眼底の平面方向のリターデーション画像を生成することもできる。

【0062】

<リターデーションマップの生成>

画像生成部 193 は、複数の B スキャン像に対して得たリターデーション (Retardation) 画像からリターデーションマップを生成する。

【0063】

まず、画像生成部 193 は、各 B スキャン画像において、網膜色素上皮 (以下、「R P E」ともいう) を検出する。R P E は偏光を解消する性質を持っているため、各 A スキャンを深度方向に沿って内境界膜 (以下、「I L M」ともいう) から R P E を含まない範囲でリターデーションの分布を調べ、その最大値を当該 A スキャンにおけるリターデーションの代表値とする。

【0064】

画像生成部 193 は、以上の処理を全てのリターデーション画像に対して行うことにより、リターデーションマップを生成する。

【0065】

図 2 (c) に視神経乳頭部のリターデーションマップの例を示す。濃淡の濃い場所は上記比を示す値が小さく、濃淡の淡い場所は上記比を示す値が大きいことを表している。視神経乳頭部において、複屈折性を持つ層としては網膜神経線維層 (以下、「R N F L」ともいう) であり、リターデーションマップは、2つの偏光が R N F L の複屈折性と R N F L の厚みとで受ける影響の違いを示す画像である。そのため、R N F L が厚い箇所では上記比を示す値が大きくなり、R N F L が薄い箇所では上記比を示す値が小さくなる。したがって、リターデーションマップにより、眼底全体の R N F L の厚みを把握することが出来、緑内障の診断に用いることが出来る。

【0066】

<複屈折マップの生成>

画像生成部 193 は、先に生成されたリターデーション画像の各 A スキャン画像において、I L M から R N F L の範囲でリターデーションの値を線形近似し、その傾きを当該 A スキャン画像の網膜上の位置における複屈折として決定する。すなわち、リターデーションは R N F L における距離と複屈折と積であるため、各 A スキャン画像において深さとリターデーションの値をプロットすると線形の関係が得られる。したがって、このプロットに対して最小二乗法等により線形近似を行い、その傾きを求めればそれが当該 A スキャン画像における R N F L の複屈折の値となる。この処理を取得した全てのリターデーション画像に対して行うことで、複屈折を表すマップを生成する。

【0067】

図 2 (d) に視神経乳頭部の複屈折マップの例を示す。複屈折マップは、複屈折の値を直接マップ化するため、R N F L の厚さが変化しない場合であっても、その繊維構造が変化した場合に、複屈折の変化として描出することができる。

【0068】

<D O P U 画像の生成>

画像生成部 193 は、取得した断層信号 A_H 、 A_V とそれらの間の位相差 から、各画素毎にストークスベクトル S を (式 3) により計算する。

【0069】

【数 3】

$$S = \begin{pmatrix} I \\ Q \\ U \\ V \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A_H^2 + A_V^2 \\ A_H^2 - A_V^2 \\ 2A_H A_V \cos \Delta \phi \\ 2A_H A_V \sin \Delta \phi \end{pmatrix} \quad \dots (式 3)$$

10

20

30

40

50

【 0 0 7 0 】

ただし、 θ は 2 つの断層画像を計算する際に得られる各信号の位相 θ_H と θ_V から
 $\theta = \theta_V - \theta_H$ として計算する。

【 0 0 7 1 】

次に画像生成部 193 は、各 B スキャン画像を概ね計測光の主走査方向に $70 \mu m$ 、深度方向に $18 \mu m$ 程度の大きさのウィンドウを設定し、各ウィンドウ内において数 C で画素毎に計算されたストークスベクトルの各要素を平均し、(式 4) により当該ウィンドウ内の偏光の均一性 DOPU (Degree Of Polarization Uniformity) を (式 4) により計算する。

【 0 0 7 2 】

【 数 4 】

$$DOPU = \sqrt{Q_m^2 + U_m^2 + V_m^2} \quad \dots (式 4)$$

【 0 0 7 3 】

ただし、 Q_m 、 U_m 、 V_m は各ウィンドウ内のストークスベクトルの要素 Q 、 U 、 V を平均した値である。この処理を B スキャン画像内の全てのウィンドウに対して行うことで、図 2 (e) に示す視神経乳頭部の DOPU 画像が生成される。ここで、上述した通り、DOPU 画像は、2 つの偏光の均一度を示す断層画像のことである。

【 0 0 7 4 】

DOPU は偏光の均一性を表す数値であり、偏光が保たれている箇所においては 1 に近い数値となり、偏光が解消された保たれない箇所においては 1 よりも小さい数値となるものである。網膜内の構造においては、RPE が偏光状態を解消する性質があるため、DOPU 画像において RPE に対応する部分は、他の領域に対してその値が小さくなる。図において、濃淡が淡い場所 210 が RPE を示しており、濃淡が濃い場所 220 が変更が保たれている網膜層領域を示している。DOPU 画像は、RPE 等の偏光を解消する層を画像化しているので、病気などにより RPE が変形している場合においても、輝度の変化よりも確実に RPE を画像化出来る。

【 0 0 7 5 】

また、同様に、信号処理部 190 は、APD 152 及び 153 からの出力に基づいて眼底の平面方向の DOPU 画像を生成することもできる。

【 0 0 7 6 】

なお、本明細書において、上述した第一及び第二の偏光に対応する断層画像、リターデーション画像、DOPU 画像等を、偏光状態を示す断層画像とも言うことにする。また、本明細書において、上述したリターデーションマップや複屈折マップ等を、偏光状態を示す眼底画像とも言うことにする。

【 0 0 7 7 】

[処理動作]

次に本画像処理装置による処理動作について説明する。

【 0 0 7 8 】

図 3 は、本画像処理装置の処理動作を示すフローチャートである。

【 0 0 7 9 】

< 調整 >

まず、ステップ S101 において、被検眼を本装置に配置した状態で、本装置と被検眼のアライメントを行う。アライメントの説明に関して、本実施形態に特有な処理について説明し、ワーキングディスタンス等の XYZ 方向のアライメント、フォーカス、コヒーレンスゲートの調整等は一般的であるのでその説明は省略する。

【 0 0 8 0 】

< 撮像 >

PS-OCT の撮像中の固視微動または固視不良などによる被検眼の動きは、PS-OCT 画像の歪みの原因となる。これを防ぐため、S102 のステップでは OCT のスキャ

10

20

30

40

50

ナの動きを眼の動きに追従させる追尾を行いつつ P S - O C T の撮像をしている。

【 0 0 8 1 】

図 1 0 は S 1 0 2 (撮 像) の 詳 細 な 処 理 の 流 れ を 示 す 図 で あり、図 1 0 の 処 理 の 流 れ に 従 い、S 1 0 2 の 処 理 を 説 明 す る。図 1 0 の S 4 0 1 0 ~ S 4 0 5 0 の ス テ ッ プ は 追 尾 機 能 を 実 現 す る た め の ス テ ッ プ で あ る。追 尾 機 能 は、追 尾 制 御 部 1 9 5 が 司 っ て い る。

【 0 0 8 2 】

そして図 1 0 に お け る S 4 0 1 0 (テ ン プ レ ー ト 生 成) の ス テ ッ プ は、詳 細 に は 図 1 1 に 示 さ れ る 処 理 の 流 れ に 従 う。S 4 0 1 0 は テ ン プ レ ー ト マ ッ チ ン グ で 用 い る テ ン プ レ ー ト 画 像 を 生 成 す る ス テ ッ プ で あ る。

【 0 0 8 3 】

ま ず S 5 0 1 0 の ス テ ッ プ (S L O 眼 底 輝 度 画 像 の 取 得) は、追 尾 制 御 部 1 9 5 は A P D 1 5 2、1 5 3 か ら 生 成 さ れ た S L O 眼 底 輝 度 画 像 を、テ ン プ レ ー ト 生 成 用 に 2 0 フ レ ー ム 取 得 す る。

【 0 0 8 4 】

な お、テ ン プ レ ー ト 生 成 用 の S L O 眼 底 輝 度 画 像 の フ レ ー ム 数 は 多 い ほ ど S 5 0 4 0 で 行 う 画 像 の 平 均 化 に よ り テ ン プ レ ー ト 画 像 の 画 質 が 向 上 し、そ の 結 果 テ ン プ レ ー ト マ ッ チ ン グ の 精 度 が 向 上 す る。そ の 半 面、テ ン プ レ ー ト 生 成 用 の S L O 眼 底 輝 度 画 像 が 多 い と テ ン プ レ ー ト 生 成 に か か る 処 理 時 間 は 増 大 す る。そ の た め、フ レ ー ム 数 は 必 要 な マ ッ チ ン グ の 精 度 と 処 理 速 度 を 勘 案 し て 決 定 す れ ば よ い が、O C T の 撮 影 に 必 要 な 精 度 を 確 保 す る 上 で は 2 0 フ レ ー ム 以 上 が 好 ま し い。な お、テ ン プ レ ー ト 生 成 用 の S L O 眼 底 輝 度 画 像 は、異 な る 時 刻 に 被 検 眼 の 眼 底 を 撮 像 し て 得 た 複 数 の 眼 底 画 像 の 一 例 で あ る。

【 0 0 8 5 】

次 に S 5 0 2 0 (テ ン プ レ ー ト 位 置 の 指 定) の ス テ ッ プ で は 追 尾 制 御 部 1 9 5 が S 4 0 1 0 の ス テ ッ プ で 取 得 し た S L O 眼 底 輝 度 画 像 を 表 示 制 御 部 を 介 し て 表 示 部 1 9 2 に 表 示 し テ ン プ レ ー ト に 使 用 す る 画 像 領 域 を 操 作 者 が マ ウ ス を 用 い て マ ニ ュ ア ル 指 定 す る。テ ン プ レ ー ト の 位 置 を 指 定 す る 例 を 図 1 2 を 用 い て 示 す。図 1 2 は S L O 眼 底 輝 度 画 像 を 示 し た も の で あり、領 域 A A が テ ン プ レ ー ト 指 定 領 域 で あ る。

【 0 0 8 6 】

テ ン プ レ ー ト 指 定 領 域 A A は、パ タ ー ン マ ッ チ ン グ に 用 い る の で 血 管 が 分 岐 し て い る 位 置 な ど パ タ ー ン に 特 徴 が あ る エ リ ア (特 徴 領 域) を 選 択 す る の が 望 ま し い。

【 0 0 8 7 】

な お、テ ン プ レ ー ト 領 域 の 数 は 複 数 で あ っ て も 良 い。ま た、テ ン プ レ ー ト 領 域 の 2 点 以 上 あ る 場 合 に は テ ン プ レ ー ト マ ッ チ ン グ の 結 果 得 ら れ た シ フ ト の 量 X と Y を 平 均 す る こ と で、移 動 量 を よ り 精 度 よ く 計 算 す る こ と が で き る。

【 0 0 8 8 】

な お、テ ン プ レ ー ト 位 置 の 指 定 は、追 尾 制 御 部 1 9 5 が 自 動 で 行 っ て も 良 い。そ の 際、パ タ ー ン に 特 徴 の あ る エ リ ア を 選 択 す る た め の ア ル ゴ リ ズ ム と し て、H a r r i s の コ ー ナ ー 検 出 ア ル ゴ リ ズ ム を 用 い て も よ い。

【 0 0 8 9 】

な お、パ タ ー ン に 特 徴 の あ る エ リ ア を 選 択 す る た め の ア ル ゴ リ ズ ム と し て M o r a v e c の コ ー ナ ー 検 出 ア ル ゴ リ ズ ム や そ の 他 の コ ー ナ ー 検 出 ア ル ゴ リ ズ ム を 用 い て も 良 い。複 数 の テ ン プ レ ー ト を 選 択 す る 場 合 テ ン プ レ ー ト の 自 動 選 択 に よ り、短 時 間 で パ タ ー ン に 特 徴 の あ る テ ン プ レ ー ト 位 置 を 選 択 す る こ と が で き る。

【 0 0 9 0 】

次 に、S 5 0 3 0 (画 像 の 位 置 合 わ せ) の ス テ ッ プ で は、追 尾 制 御 部 1 9 5 が S 5 0 1 0 で 取 得 し た テ ン プ レ ー ト 生 成 用 の 2 0 フ レ ー ム の 位 置 ず れ 量 を 計 算 し、画 像 パ タ ー ン の 位 置 合 わ せ を す る。追 尾 制 御 部 1 9 5 は S 5 0 1 0 で 取 得 し た あ る 1 フ レ ー ム の 画 像 を テ ン プ レ ー ト と し 残 り の 1 9 フ レ ー ム に 対 し て テ ン プ レ ー ト 探 索 す る。具 体 的 に は テ ン プ レ ー ト 画 像 の 位 置 を 変 え な が ら 類 似 度 を 表 す 指 標 で あ る N o r m a l i z e d C r o s s - C o r r e l a t i o n (N C C) を 計 算 し、こ の 値 が 最 大 と な る と き の 画 像 位 置 の 差

10

20

30

40

50

を位置ずれ量として求め、20フレームの画像を位置合わせする。

【0091】

なお、類似度を表す指標は、テンプレートとフレーム内の画像の特徴の類似性を表す尺度であればどのようなものでもよく、例えばSum of Absolute Difference (SAD)、Sum of Squared Difference (SSD)、Zero-means Normalized Cross-Correlation (ZNCC)等を用いることができる。

【0092】

次にS5040(画像平均化)のステップでは、追尾制御部195はS5010にてテンプレート生成用を取得した20フレームの画像について、S5030のステップにより位置合わせを行った画像を平均化する。すなわち、複数の眼底画像の一例であるテンプレート生成用のSLO眼底輝度画像が平均化されることにより、新たな眼底画像が生成される。

10

【0093】

次に、S5050のステップでは追尾制御部195はS5040で生成した位置合わせして平均化した画像からS5020で選択したテンプレート位置の情報に基づいて抽出する。すなわち、生成された新たな眼底画像から特徴領域が抽出される。その抽出した画像がテンプレートマッチングに用いるテンプレート画像である。S4010のステップ、テンプレートの生成の詳細な説明は以上である。

【0094】

20

さらに、図10のS4020(テンプレートの保存)のステップでは追尾制御部195はS4010で生成したテンプレートを記憶部(不図示)に保存する。

【0095】

次に、S4030(SLO眼底輝度画像の取得)のステップでは追尾制御部195は眼底移動量算出用にSLO眼底輝度画像を1フレームまたはS5010のステップで取得したフレーム数より少ないフレーム数のSLO眼底輝度画像を取得する。なお、眼底移動量算出用のSLO眼底輝度画像は、複数の眼底画像(テンプレート生成用のSLO眼底輝度画像の一例)よりも少ない数であり且つ該複数の眼底画像とは異なる時刻に被検眼の眼底を撮像して得た少なくとも1つの眼底画像の一例である。

【0096】

30

なお、眼底移動量算出用のSLO画像は複数取得し重ねあわせて平均化することで画質を向上しても良いが、数を多くするとSLO眼底輝度画像を最初に取得したタイミングからテンプレートマッチングを完了するまでの時間が長くなり、追尾が遅延する。また、眼底移動量算出用のSLO画像を多くすると、テンプレートマッチングの頻度が低下しOCTの位置補正の頻度が低下する(追尾の動作周波数の低下)。そのため、追尾の遅延防止、動作周波数の低下の防止の観点から眼底移動量算出用のSLO画像の数はS5010で取得するテンプレート生成用のフレーム数より少ない方が望ましい。

【0097】

なお、眼底移動量算出用のSLO画像にLow-pass filter(LPF)を適用しても良い。テンプレート画像は、複数の画像を平均化しているため、輝度値の変動が平滑化されている。そのため、眼底移動量算出用のSLO画像も同様にLPFを適用して輝度値の変動を平滑化することでテンプレート画像と眼底移動量算出用のSLO画像の空間周波数を略一致させ、S4040のテンプレート探索の精度を向上することができる。この場合、テンプレート作成時に用いたフレーム数に応じ、LPFの周波数応答が略一致するように、その係数を決定する事が望ましい。

40

【0098】

次に、S4040(テンプレート探索)のステップでは、追尾制御部195はS4030のステップで取得した眼底移動量算出用のSLO眼底輝度画像からS4020のステップで保存したテンプレート画像を同画像に描出された血管等のパターンを基に探索し眼底移動量を算出する。図13は、眼底移動量算出用のSLO眼底輝度画像を示したものであ

50

り、図13を用いて眼底移動量の算出方法を説明する。領域A A'はテンプレートの指定位置であり図12におけるA A'の位置に相当する。領域B B'はテンプレート探索の結果の位置である。そしてC C'はA A'とB B'の位置の差であり、このC C'が眼底移動量として算出される。ここで、テンプレート探索の方法はS5030(画像の位置合わせ)で用いたテンプレート探索と同じ方法である。なお、S4040のステップにおいては追尾の遅延を考慮して計算処理量の少ない類似度の指標を求めるのが好ましい。また、眼底移動量としてシフト量XとYに加え回転量を計算しても良い。

【0099】

次に、S4050(眼底移動量を駆動制御部に出力)のステップでは追尾制御部195はS4040で求めた眼底移動量を駆動制御部180に出力する。駆動制御部180は、入力したXとYの2つの移動量から、OCTの撮影位置が常に一定となるようにXスキャナ107、Yスキャナ110を制御する。これにより、被検眼の固視微動や固視不良により移動したとしても常に同じ箇所の断層像を取得することができる。すなわち、抽出された特徴領域と少なくとも1つの眼底画像とに基づいて、上記新たな眼底画像に対応する眼底の第1の偏光断層画像と上記少なくとも1つの眼底画像に対応する眼底の第2の偏光断層画像との位置が補正される。

【0100】

次に、S4060(P S - OCT測定)のステップでは制御部200は光源101から測定光を出射して、網膜Erからの戻り光を、ラインカメラ129、133で受光する。

【0101】

それから撮像を終了するか連続して続けるか操作者が判断し、連続してP S - OCT撮像を続ける場合には追尾制御部195はS4030のステップに戻り、S4030~S4060のステップを繰り返す。

【0102】

被検眼の動きを追尾するためには、P S - SLO140の動作レートがP S - OCT100よりも早いことが望ましい。例えば、P S - OCTのBスキャン取得レートが15Hzの場合、P S - SLOによるSLO眼底輝度画像の取得および処理を含むレートが60Hzであれば1つのBスキャン取得の中で4回の位置補正を行うことができる。このため、眼底輝度画像を取得するフレームレートは、60Hz以上が好ましい。

【0103】

またスキャナによる位置補正においては、撮影領域の中心部分でスキャナの移動による画像の歪が大きくなるようなタイミングで補正することが望ましい。したがって、スキャナ補正がP S - OCTとP S - SLOの取得レートから画像中央部とならないよう、取得レートまたは補正のタイミング調整することが好ましい。

【0104】

なお、高速化のために2つのAPDの中の1つの出力のみを用いてSLO眼底輝度画像の代わりとしてもよいし、図1の構成に替えてP S - SLOの計測光をライン形状として眼底を走査するようにしてもよい。このような構成とすることで、Xスキャナ146による走査は不要となり、高速なSLO眼底輝度画像の取得が可能となる。

【0105】

なお、本実施例では追尾に用いる画像としてSLO眼底輝度画像を用いているが、SLO輝度画像はP偏光とS偏光の2乗和で得られるため、測定光の偏光情報は用いないので追尾のSLO眼底輝度画像取得時には1/4偏光板113は光路から外した状態でもよい。

【0106】

なお、本実施例ではP S - SLO140の構成として、眼底上で所望の範囲を測定光で走査するための手段としてガルバノスキャナはXスキャナ146とYスキャナ149を用い、測定光の受光手段としてアバランシェフォトダイオード(APD)152、153を用いているが、ガルバノスキャナはYのみとし、測定光の受光手段としてラインセンサーを用いても良い。

10

20

30

40

50

【0107】

< 画像生成 >

S102において、撮像で網膜Erからの戻り光の信号を画像生成部193に出力し、前述の通り各画像を生成する。

【0108】

< 解析 >

健常眼の断層画像と比べて疾病眼の断層画像では、病気の影響により断層画像の輝度値が暗くなってしまう場合があり、その影響で網膜層の見落としや誤検出をしてしまう。そのため、ステップS104においては、画像解析部194は、ステップS103で画像生成部193が計算した偏光状態を解消する箇所の情報を用いて網膜の各層を検出する。

10

【0109】

図4は画像解析部194の構成を示す図である。図4において2000は画像生成部193で生成された偏光状態を示す断層画像を取得する取得手段としての画像取得部である。取得手段は、外部のサーバ等から画像を取得するように構成することもできる。

【0110】

3010、2020は抽出手段としての差分画像生成部及び滲出物抽出部である。差分画像生成部3010は、所定の層としての例であるRPEを偏光解消物質の連続性を解析して抽出し偏光状態を示す断層画像から差し引く差分処理をする差分画像生成部である。滲出物抽出部2020は、所定の層を画像から差し引いた後に滲出物等を抽出する。

【0111】

解析部2030は、滲出物抽出部2020で得られた滲出物の位置や大きさの情報を得る。そして、出力部2040は、処理結果を表示制御部191に出力する。なお、解析部2030及び出力部2040を表示制御部191の内部に構成してもよい。

20

【0112】

図5はS104の詳細な処理の流れを示す図であり、図5の処理の流れに従いS104の処理の詳細を説明する。

【0113】

画像取得部2000は、異なる時間（時刻）で撮像された偏光状態を示す三次元の断層画像を複数取得する（S2000）。（式4）のDOPUを計算することにより得られたDOPU画像是、網膜層内においてはRPEが偏光状態を解消するため、所定層としてのRPE層の位置を検出することが出来る。ここで、RPEは層構造であるため一定以上の容積を有する塊として存在する。一方で、滲出物等は、逆に、点状の場合が多く、その大きさは、RPE等の層構造と比べて小さい。

30

【0114】

そこで、差分画像生成部3010は、モルフォフィルタ等のフィルタ処理で所定範囲の画素値範囲の領域を縮小処理する（S2010）。例えばダイレーション処理を行う。これにより滲出物等は消失する。次に差分画像生成部3010は縮小した画像を逆処理で拡大する。例えばエロージョン処理をする。ここでの逆処理とは縮小量と同等量を拡大する処理をいう。これにより、RPEの層構造を得ることができる。そして、差分画像生成部3010はRPEの層構造を例えば二値化処理して所定値以上の領域をRPE層の領域として記憶する（S2030, S2040）。

40

【0115】

次に、差分画像生成部3010は拡大処理した画像を、元の偏光状態を示す断層画像に対して差分処理を行う（S2050）。これによりRPE層以外の偏光を解消する領域を滲出物等として取得（抽出）する（S2060）。そして、偏光が解消されたそれぞれの領域画像及び抽出された滲出物等の領域情報を偏光状態を示す断層画像に関連付けて記憶する。また、偏光状態を示す断層画像には撮影日時を含む撮像時間の情報が関連付けられている。そのため、偏光が解消されたそれぞれの領域画像及び抽出された滲出物等の領域情報を撮撮影時間と関連付けて記憶部に記憶する。

【0116】

50

そして、解析部 2030 は各画像から得られた滲出物等の偏光を解消する領域の重心の座標を求める。また、滲出物等の偏光を解消する領域の外接領域を求めてこの領域を滲出物等の偏光を解消する領域の面積を大きさとして得る。そして、偏光を解消する領域の重心の座標、滲出物等の偏光を解消する領域の面積を滲出物等の画像、位置情報を撮影時間を含む撮影時間と関連付けて記憶部に記憶する (S2070)。

【0117】

<出力>

次に、生成した各画像及び解析した結果の出力処理ステップ S105 について説明する。本実施形態における出力処理は、ステップ S104 で求めた情報を効果的に表示する。

【0118】

信号処理部 190 内の画像生成部 193 と画像解析部 194 において、各画像の生成及び解析が終了すると、その結果に基づき、表示制御部 191 は、出力情報を生成し、表示部 192 に出力して表示を行う。図 6 は、表示制御部 191 が抽出された滲出物等の画像領域を二次元の断層画像と重ねて表示部 192 に表示している例である。

【0119】

また、解析部 2030 は、三次元の断層画像を積算処理して平面画像である眼底画像と位置合わせをして、抽出手段で抽出された滲出物等の偏光を解消する領域情報を眼底画像の座標と関連付けて記憶する。そして、表示制御部 191 は記憶部に記憶される異なる撮像時間に撮像された偏光を解消する領域の画像を平面画像である眼底画像の座標に対応させて変化画像として表示部 192 に表示する。この場合に、対応する撮影時間毎に表示する色彩を変更して表示部 192 に表示することで、滲出物等の偏光を解消する領域の時間変化の様子がわかる。更に変化画像に対応する撮影時間を関連付けて表示することでさらに詳細に滲出物等の偏光を解消する領域の時間変化の様子がわかる。また、滲出物等の偏光を解消する領域の撮影時間毎の重心の位置や大きさを合わせて表示部に表示すると大きさや位置の時間変化が理解しやすくなる。図 7 は異なる撮影時間で撮像された偏光を解消する領域の画像を平面画像の座標に対応させて表示すると共に撮影時間毎の重心の位置や大きさを合わせて表示した例である。この場合に平面画像である眼底画像に重ね合わせて表示すると眼底画像と対比が容易となる。

【0120】

図 8 の左上の図は眼底画像を示している、右上の図は、偏光を解消する領域の画像を平面画像の座標に対応させて表示すると共に撮影時間毎の重心の位置や大きさを合わせて表示する変化画像を示している。また、左下の図は偏光を解消する領域の位置としての重心を平面画像の座標と撮影時間に対応させて表示した位置画像である。右下の図は左上図の黄班と滲出物等の偏光を解消する領域 (E) を横切る断層像を示している。このように異なる情報を有する画像を並べて表示制御部 191 が表示部 192 に表示することで滲出物等の偏光を解消する領域の時間変換を容易に観察することができる。

【0121】

(変形例 1)

図 9 は、滲出物等の偏光を解消する領域情報を抽出する変形例の処理の流れを示す図である。

【0122】

画像取得部 2000 は、異なる時間 (時刻) で撮像された偏光状態を示す三次元の断層画像を複数取得する (S3000)。次に、記憶される RPE の層領域の情報を領域抽出手段は抽出し、三次元の断層画像それぞれから RPE の層領域の情報を除いて所定範囲の画素値範囲を滲出物等の偏光を解消する領域情報として取得する (S3010, S3020)。

【0123】

そして、解析部 2030 は各画像から得られた滲出物等の偏光を解消する領域の膨張、縮小処理を行う。この処理により滲出物等の偏光を解消する領域がある程度の大きさの領域として抽出される (S3010, S3020)。この領域の重心の座標と大きさを解析

10

20

30

40

50

部 2 0 3 0 は求めて記憶部に記憶する。また、滲出物等の偏光を解消する領域の外接領域を求めてこの領域を滲出物等の偏光を解消する領域の面積を大きさとして得る。そして、偏光を解消する領域の重心の座標、滲出物等の偏光を解消する領域の面積を滲出物等の画像、位置情報を撮影時間を含む撮影時間と関連付けて記憶部に記憶する（S 3 0 4 0）。次に、生成した各画像及び解析した結果を出力する（S 3 0 5 0）。

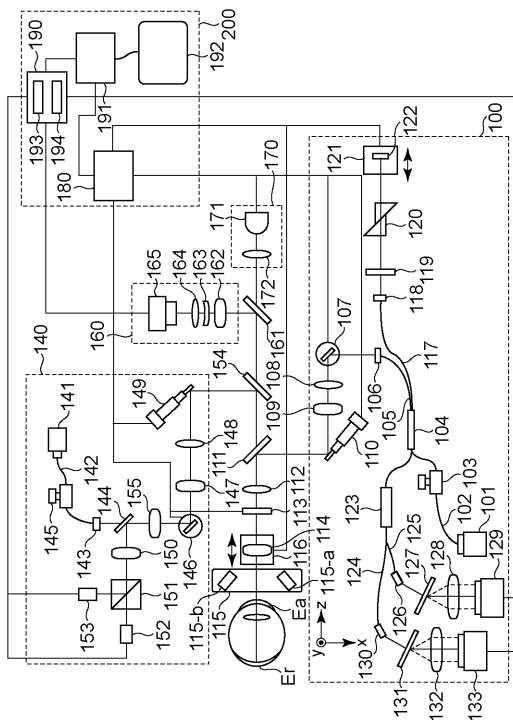
【 0 1 2 4 】

（その他の実施例）

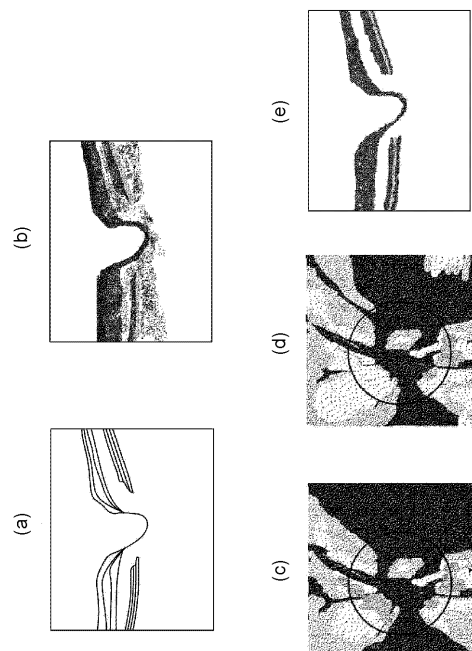
また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア（プログラム）を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ（または CPU や MPU 等）がプログラムを読み出して実行する処理である。

10

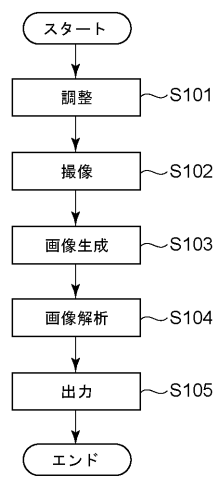
【 図 1 】



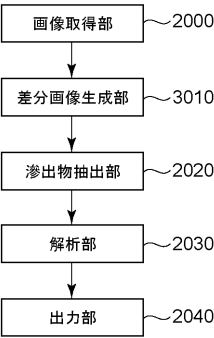
【 図 2 】



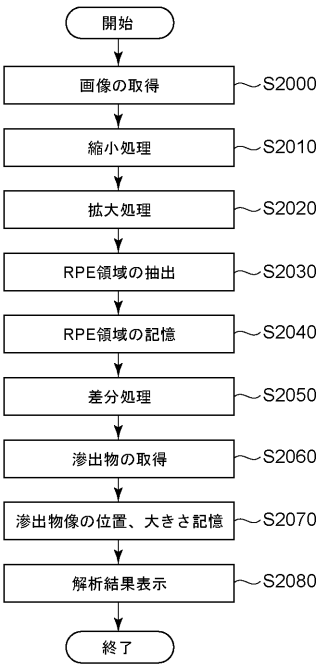
【 図 3 】



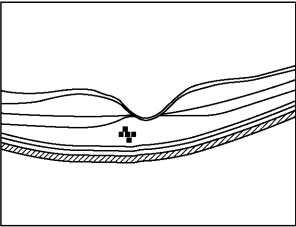
【 図 4 】



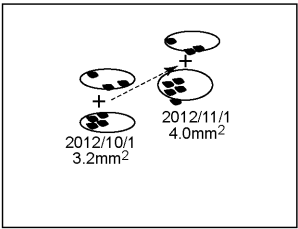
【 図 5 】



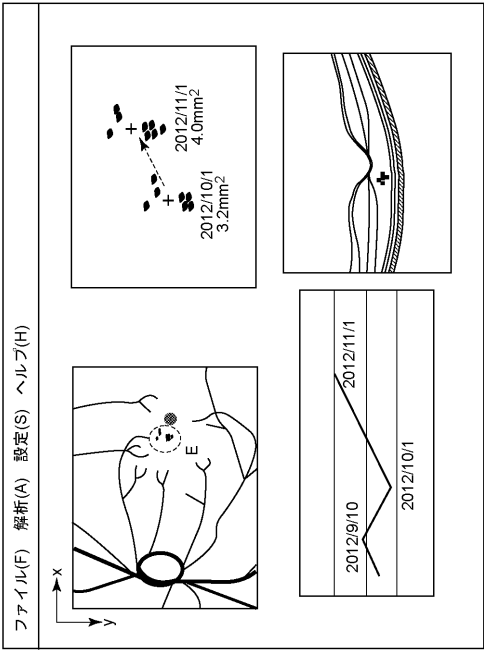
【 図 6 】



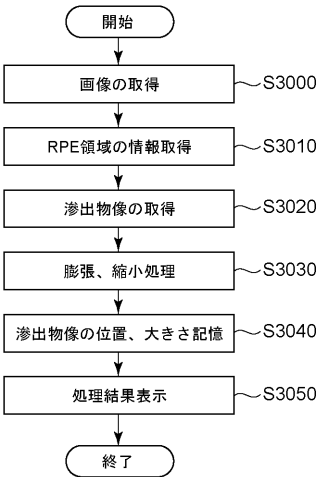
【 図 7 】



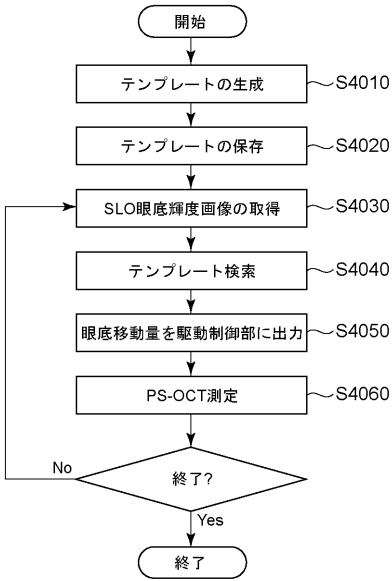
【 図 8 】



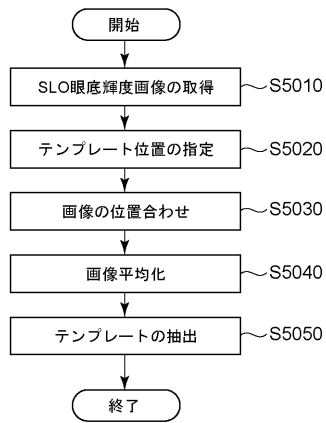
【 図 9 】



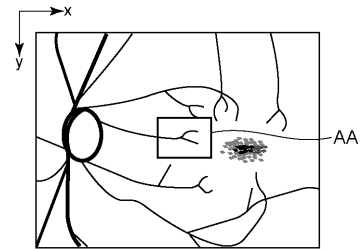
【 図 1 0 】



【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】

