

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6061554号  
(P6061554)

(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 3/12 (2006. 01)

A 6 1 B 3/12 E

A 6 1 B 3/13 (2006. 01)

A 6 1 B 3/12 Z DM

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

G O 1 N 21/17 6 3 O

請求項の数 23 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2012-186592 (P2012-186592)  
 (22) 出願日 平成24年8月27日 (2012. 8. 27)  
 (65) 公開番号 特開2013-165953 (P2013-165953A)  
 (43) 公開日 平成25年8月29日 (2013. 8. 29)  
 審査請求日 平成27年8月27日 (2015. 8. 27)  
 (31) 優先権主張番号 特願2012-10279 (P2012-10279)  
 (32) 優先日 平成24年1月20日 (2012. 1. 20)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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 岩瀬 好彦  
 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 牧平 朋之  
 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置及び画像処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検眼の偏光断層画像としてDOPU画像とリターデーション画像とを取得する断層画像取得手段と、

前記DOPU画像において前記被検眼の網膜色素上皮層を含む領域を抽出し、前記リターデーション画像において前記被検眼の網膜神経線維層を含む領域を抽出する抽出手段と、

前記抽出された網膜色素上皮層を含む領域と前記抽出された網膜神経線維層を含む領域とを異なる表示形態で前記被検眼の断層輝度画像に重ねて表示手段に表示させる表示制御手段と、

を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記抽出された網膜色素上皮層を含む領域と前記抽出された網膜神経線維層を含む領域との少なくとも1つを選択する選択手段を更に有し、

前記表示制御手段は、前記選択された少なくとも1つの領域を前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記抽出された網膜色素上皮層を含む領域と前記抽出された網膜神経線維層を含む領域との距離を算出する算出手段を更に有することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の画像処理装置。

## 【請求項 4】

前記抽出手段は、前記抽出された網膜色素上皮層を含む領域を用いることにより、前記被検眼の断層輝度画像において網膜色素上皮層を抽出するための閾値として利用することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

## 【請求項 5】

前記抽出手段は、前記抽出された網膜色素上皮層を含む領域の有無に応じて、前記被検眼の断層輝度画像における網膜色素上皮層を補間することにより、前記断層輝度画像において網膜色素上皮層を抽出することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

## 【請求項 6】

前記断層画像取得手段が、測定光を照射した前記被検眼からの戻り光と前記測定光に対応する参照光とを合波した光を分割して得た互いに異なる偏光の光に基づいて、前記偏光断層画像を取得することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

## 【請求項 7】

前記被検眼の網膜色素上皮層を含む領域の基準線を推定する推定手段を更に有し、  
前記表示制御手段は、前記基準線に対して前記被検眼の深さ方向の異なる位置毎に異なる表示形態を前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

## 【請求項 8】

被検体の偏光断層画像における偏光解消領域を抽出する抽出手段と、  
前記抽出された偏光解消領域を用いて基準線を推定する推定手段と、  
前記偏光解消領域のうち、前記推定された基準線よりも深い位置の領域と浅い位置の領域と前記深い位置の領域及び前記浅い位置の領域とは異なる領域とを、異なる表示形態で表示手段に表示させる表示制御手段と、  
を有することを特徴とする画像処理装置。

## 【請求項 9】

前記抽出手段は、前記被検体の断層輝度画像における前記抽出された偏光解消領域の位置の輝度値に基づいて決定された閾値を用いて、前記断層輝度画像における所定の領域を抽出し、

前記推定手段は、前記抽出された所定の領域を用いて前記基準線を推定することを特徴とする請求項 8 に記載の画像処理装置。

## 【請求項 10】

前記推定手段は、前記抽出された偏光解消領域から異常領域を除いた領域を用いて前記基準線を推定することを特徴とする請求項 8 または 9 に記載の画像処理装置。

## 【請求項 11】

前記抽出された偏光解消領域の各点の曲率値を算出する算出手段と、  
前記算出された各点の曲率値のうち、所定の範囲外の曲率値である領域を前記異常領域として決定する決定手段と、  
を更に有することを特徴とする請求項 10 に記載の画像処理装置。

## 【請求項 12】

被検体の偏光断層画像における偏光解消領域を抽出し、前記抽出された偏光解消領域の位置に対応する前記被検体の断層輝度画像の位置の輝度値に基づいて決定された閾値を用いて、前記断層輝度画像において所定の領域を抽出する抽出手段を有することを特徴とする画像処理装置。

## 【請求項 13】

前記抽出された所定の領域を前記断層輝度画像に重ねて表示手段に表示させる表示制御手段を更に有することを特徴とする請求項 12 に記載の画像処理装置。

## 【請求項 14】

前記偏光断層画像と前記抽出された所定の領域が重ねられた前記断層輝度画像とのい

10

20

30

40

50

れかを選択する選択手段と、

前記選択された画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、

を更に有することを特徴とする請求項 1 2 または 1 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 5】

前記被検体が、被検眼であり、

前記偏光断層画像が、DOPU画像であり、

前記抽出手段が、前記DOPU画像において前記被検眼の網膜色素上皮層を含む領域を前記偏光解消領域として抽出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 項に記載の画像処理装置。

【請求項 1 6】

測定光を照射した前記被検体からの戻り光と前記測定光に対応する参照光とを合波した合波光を分割して得た互いに異なる偏光の光を検出する検出手段を有する撮影装置に通信可能に接続され、

前記検出された光に基づいて前記偏光断層画像を取得する断層画像取得手段を更に有することを特徴とする請求項 8 乃至 1 5 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 1 7】

測定光を照射した被検体からの戻り光と前記測定光に対応する参照光とを合波した合波光を分割して得た互いに異なる偏光の光を検出する検出手段と、

前記検出された光に基づいて、前記被検体の偏光解消領域を抽出する第 1 の抽出手段と、

前記検出された光に基づいて、前記被検体の断層輝度画像を取得する断層画像取得手段と、

前記取得された断層輝度画像における前記抽出された偏光解消領域の位置の輝度値を用いて閾値を決定する決定手段と、

前記決定された閾値を用いて前記取得された断層輝度画像における所定の領域を抽出する第 2 の抽出手段と、

を有することを特徴とする撮影装置。

【請求項 1 8】

前記被検体は、被検眼であり、

前記第 2 の抽出手段は、前記被検眼の網膜色素上皮層を前記所定の領域として抽出することを特徴とする請求項 1 7 に記載の撮影装置。

【請求項 1 9】

被検眼の偏光断層画像としてDOPU画像とリターデーション画像とを取得する工程と、

前記DOPU画像において前記被検眼の網膜色素上皮層を含む領域を抽出し、前記リターデーション画像において前記被検眼の網膜神経線維層を含む領域を抽出する工程と、

前記抽出された網膜色素上皮層を含む領域と前記抽出された網膜神経線維層を含む領域とを異なる表示形態で前記被検眼の断層輝度画像に重ねて表示手段に表示させる工程と、

を有することを特徴とする画像処理装置の制御方法。

【請求項 2 0】

被検体の偏光断層画像における偏光解消領域を抽出する工程と、

前記抽出された偏光解消領域を用いて基準線を推定する工程と、

前記偏光解消領域のうち、前記推定された基準線よりも深い位置の領域と浅い位置の領域と前記深い位置の領域及び前記浅い位置の領域とは異なる領域とを、異なる表示形態で表示手段に表示させる工程と、

を有することを特徴とする画像処理装置の制御方法。

【請求項 2 1】

被検体の偏光断層画像における偏光解消領域を抽出し、前記抽出された偏光解消領域の位置に対応する前記被検体の断層輝度画像の位置の輝度値に基づいて決定された閾値を用いて、前記断層輝度画像において所定の領域を抽出する工程を有することを特徴とする画

10

20

30

40

50

像処理装置の制御方法。

【請求項 2 2】

測定光を照射した被検体からの戻り光と前記測定光に対応する参照光とを合波した合波光を分割して得た互いに異なる偏光の光を検出する工程と、

前記検出された光に基づいて、前記被検体の偏光解消領域を抽出する工程と、

前記検出された光に基づいて、前記被検体の断層輝度画像を取得する工程と、

前記取得された断層輝度画像における前記抽出された偏光解消領域の位置の輝度値を用いて閾値を決定する工程と、

前記決定された閾値を用いて前記取得された断層輝度画像における所定の領域を抽出する工程と、

を有することを特徴とする撮影装置の制御方法。

【請求項 2 3】

請求項 1 9 乃至 2 2 のいずれか 1 項に記載の制御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】

【0 0 0 1】

本発明は、被検体の画像を処理する画像処理装置及び画像処理方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

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。

【0 0 0 3】

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。

【0 0 0 4】

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)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 5】

【特許文献 1】WO 2 0 1 0 / 1 2 2 1 1 8 A 1

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 6】

しかしながら、特許文献 1 には、偏光 OCT の本来の目的である診断の支援、具体的には偏光 OCT 画像から被検眼の網膜層の自動検出方法については開示されていない。ここで、一般的に、従来の OCT の手法で取得された断層画像よりも、偏光 OCT 画像の方が識別し易い層がある。

本発明は、偏光 OCT 画像から被検眼の網膜層を精度良く抽出 (検出) することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 7】

本発明に係る画像処理装置の一つは、

被検眼の偏光断層画像として DOPU 画像とリターデーション画像とを取得する断層画像取得手段と、

10

20

30

40

50

前記DOPU画像において前記被検眼の網膜色素上皮層を含む領域を抽出し、前記リターンデーション画像において前記被検眼の網膜神経線維層を含む領域を抽出する抽出手段と、

前記抽出された網膜色素上皮層を含む領域と前記抽出された網膜神経線維層を含む領域とを異なる表示形態で前記被検眼の断層輝度画像に重ねて表示手段に表示させる表示制御手段と、を有する。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、偏光OCT画像から被検眼の網膜層を精度良く抽出（検出）することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0009】

【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。

【図3】本実施形態における処理フロー。

【図4】本実施形態に係る画像処理装置の表示部の表示画面における表示例。

【図5】本実施形態に係る網膜層検出を説明するための図。

【図6】本実施形態に係る網膜層検出を説明するための図。

【図7】本実施形態に係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】別の実施形態に係る画像処理装置の表示部の表示画面における表示例。

20

【発明を実施するための形態】

【0010】

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。

【0011】

〔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

【0012】

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。

【0013】

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-OCT100とPS-SLO140による眼底の撮像が行われる。

40

【0014】

<PS-OCT100の構成>

PS-OCT100の構成について説明する。

【0015】

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何れでも良い。

50

## 【0016】

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。

## 【0017】

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。

## 【0018】

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。

## 【0019】

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。

## 【0020】

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。

## 【0021】

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。

## 【0022】

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104に戻る。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 3 】

一方、ファイバカップラ 1 0 4 で分岐された参照光は、P Mファイバ 1 1 7 を介してコリメータ 1 1 8 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 2 2 . 5 ° 傾けて設置された / 4 偏光板 1 1 9 で偏光制御される。なお、 / 4 偏光板 1 1 9 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 1 2 0 介し、コヒーレンスゲートステージ 1 2 1 上のミラー 1 2 2 で反射され、ファイバカップラ 1 0 4 に戻る。参照光は、 / 4 偏光板 1 1 9 を二度通過する事で直線偏光の光がファイバカップラ 1 0 4 に戻ることになる。

## 【 0 0 2 4 】

コヒーレンスゲートステージ 1 2 1 は、被検者の眼軸長の相違等に対応する為、駆動制御部 1 8 0 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。

## 【 0 0 2 5 】

ファイバカップラ 1 0 4 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 1 2 3 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 5 0 : 5 0 で分割される。

## 【 0 0 2 6 】

P 偏光の光は、P Mファイバ 1 2 4、コリメータ 1 3 0 を介し、グレーティング 1 3 1 により分光されレンズ 1 3 2、ラインカメラ 1 3 3 で受光される。同様に、S 偏光の光は、P Mファイバ 1 2 5、コリメータ 1 2 6 を介し、グレーティング 1 2 7 により分光されレンズ 1 2 8、ラインカメラ 1 2 9 で受光される。なお、グレーティング 1 2 7、1 3 1、ラインカメラ 1 2 9、1 3 3 は、各偏光の方向に合わせて配置されている。

## 【 0 0 2 7 】

ラインカメラ 1 2 9、1 3 3 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 1 9 0 で受ける。

## 【 0 0 2 8 】

/ 4 偏光板 1 1 3、1 1 9 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、 / 4 偏光板 1 1 3、1 1 9 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、 / 4 偏光板 1 1 3、1 1 9 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、G U I 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、 / 4 偏光板 1 1 3、1 1 9 を調整しても同様の効果が得られる。

## 【 0 0 2 9 】

< P S - S L O 1 4 0 の構成 >

P S - S L O 1 4 0 の構成について説明する。

## 【 0 0 3 0 】

光源 1 4 1 は、半導体レーザであり、本実施例では、例えば、中心波長 7 8 0 n m の光を出射する。光源 1 4 1 から出射された測定光（以下、「眼底画像用の測定光」や「S L O 測定光」ともいう）は、P Mファイバ 1 4 2 を介し、偏光コントローラ 1 4 5 で直線偏光になるよう偏光制御され、コリメータ 1 4 3 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 1 4 4 の穴あき部を通過し、レンズ 1 5 5 を介し、眼底 E r 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 1 4 6、レンズ 1 4 7、1 4 8、眼底 E r 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

10

20

30

40

50

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。

【0031】

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。

【0032】

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。

【0033】

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。

【0034】

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。

【0035】

<前眼部撮像部160>

前眼部撮像部160について説明する。

【0036】

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。

【0037】

<内部固視灯170>

内部固視灯170について説明する。

【0038】

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(LED)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。

【0039】

<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。

【0040】



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。

【0041】

駆動制御部 180 は、上述の通り各部を制御する。

【0042】

信号処理部 190 は、画像生成部 193 と画像解析部 194 から構成される。信号処理部 190 は、ラインカメラ 129 及び 133、APD 152 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を行う。なお、画像の生成、解析などの詳細については後述する。

【0043】

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。

【0044】

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。

【0045】

〔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。

【0046】

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。

【0047】

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。

【0048】

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。

【0049】

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。

【0050】

また、画像生成部 193 は、APD 152、153 から出力された信号を、X スキャナ

10

20

30

40

50

146、Yスキャナ149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。

【0051】

<断層輝度画像あるいは眼底輝度画像の生成>

画像生成部193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。

【0052】

断層輝度画像は、従来のOCT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129、133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。

【0053】

【数1】

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

【0054】

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。

【0055】

図2(a)に視神経乳頭部の輝度画像の例を示す。

【0056】

なお、表示制御部191は、/4偏光板113を光路から外している場合に、従来のOCTの手法により取得した断層輝度画像を表示部192に表示させても良いし、従来のSLOの手法により取得した眼底輝度画像を表示部192に表示させても良い。

【0057】

<リターデーション画像の生成>

画像生成部193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。

【0058】

リターデーション画像の各画素の値 $\delta$ 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。

【0059】

【数2】

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

【0060】

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. Go t z i n g e r e t a l . , O p t . E x p r e s s 13, 10217, 2005」に記載されている通りである。

【0061】

また、同様に、信号処理部190は、APD152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。

## 【 0 0 6 2 】

## &lt; リターデーションマップの生成 &gt;

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。

## 【 0 0 6 3 】

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、「RPE」ともいう) を検出する。RPE 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、「ILM」ともいう) から RPE 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。

10

## 【 0 0 6 4 】

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。

## 【 0 0 6 5 】

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、「RNFL」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 RNFL の複屈折性と RNFL 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、RNFL が厚い箇所では上記比を示す値が大きくなり、RNFL 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 RNFL 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。

20

## 【 0 0 6 6 】

## &lt; 複屈折マップの生成 &gt;

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、ILM から RNFL 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 RNFL 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 RNFL 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。

30

## 【 0 0 6 7 】

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、RNFL 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。

## 【 0 0 6 8 】

## &lt; DOPU 画像の生成 &gt;

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。

40

## 【 0 0 6 9 】

## 【 数 3 】

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

## 【 0 0 7 0 】

ただし、 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  $\phi_H$  と  $\phi_V$  から

50

=  $V_m - H_m$  として計算する。

【0071】

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70μm、深度方向に18μm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ペ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。

【0072】

【数4】

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

10

【0073】

ただし、 $Q_m$ 、 $U_m$ 、 $V_m$ は各ウィンドウ内のストークスペクトルの要素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。

【0074】

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。

20

【0075】

また、同様に、信号処理部190は、APD152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。

【0076】

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。

30

【0077】

[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。

【0078】

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。

【0079】

<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。

40

【0080】

(PS-OCT撮像位置の調整)

図4は、調整時に表示部192に表示されるウィンドウ400を示している。第一の表示領域の一例である表示領域410には、PS-SLO140で撮像され、信号処理部190で生成された眼底画像411が表示され、眼底画像411上に、PS-OCT100

50

の撮像範囲を示す枠 4 1 2 が重畳表示されている。

【 0 0 8 1 】

操作者がマウス等の指示装置（不図示）を用いて、ウィンドウ 4 0 0 に表示されるカーソルで指定し、クリック操作やドラッグ操作等により指示することにより、駆動制御部 1 8 0 の制御の下、撮像範囲の設定が行われる。即ち、カーソルで枠 4 1 2 を指定し、ドラッグ操作することにより、枠 4 1 2 を移動することができる。これにより、駆動制御部 1 8 0 がスキャナの駆動角度を制御することにより撮像範囲を設定する。なお、本実施形態のマウスには、例えば、ユーザの手によってマウス本体が 2 次元的に移動させたときの移動信号を検出するセンサと、ユーザの手によって押圧されたことを検知するための左右 2 つのマウスボタンと、左右 2 つのマウスボタンの間に前後左右に回転可能なホイール機構と、が設けられている。また、指示装置は、表示部にタッチパネル機能を搭載させ、タッチパネル上で取得位置を指定しても良い。

10

【 0 0 8 2 】

（ / 4 偏光板の調整 ）

/ 4 偏光板 1 1 3 の調整について説明する。

【 0 0 8 3 】

図 4 において、指示部 4 1 3、4 1 4 は、 / 4 偏光板 1 1 3 の角度を調整するための表示であり、操作者が指示装置を用いて指示することにより、駆動制御部 1 8 0 の制御の下、 / 4 偏光板 1 1 3 の角度が調整される。指示部 4 1 3 は反時計回りの調整を、指示部 4 1 4 は時計回りの調整を指示するための表示である。指示部 4 1 3、4 1 4 の横に表示されている数値は、現在の / 4 偏光板 1 1 3 の角度を表している。なお、表示制御部 1 9 1 は、 / 4 偏光板 1 1 9 の角度を調整する指示部を、指示部 4 1 3 と並べて表示部 1 9 2 に表示させても良いし、指示部 4 1 3 の代わりに表示させても良い。

20

【 0 0 8 4 】

操作者は、第三の表示領域の一例である表示領域 4 3 0 と、第四の表示領域の一例である表示領域 4 4 0 にそれぞれ表示された各偏光の断層画像の輝度が同じになるように、マウスを用いてカーソルで指示する。なお、各偏光の断層画像 4 3 1、4 4 1 と共にピーク輝度値を表示し、あるいは、それぞれの干渉信号の波形そのものを表示し、それを見ながら調整を行う構成でも良い。ここで、各偏光の断層画像 4 3 1、4 4 1 は、第一の偏光に対応する断層画像、第二の偏光に対応する断層画像の一例である。なお、各偏光の断層画像 4 3 1、4 4 1（あるいは後述する断層画像 5 3 1、5 4 1）には、それぞれの画像の種類を示す表示形態、例えば、P 偏光を示す「P」の文字や、S 偏光を示す「S」の文字を画像に重ねて表示させることが好ましい。これにより、ユーザが画像を誤って認識することを防ぐことができる。もちろん、画像に重ねて表示させずに、画像の上側や横側に表示させても良く、画像と対応させるように表示させれば良い。

30

【 0 0 8 5 】

また、第二の表示領域の一例である表示領域 4 2 0 には、この段階では何も表示させなくても良いし、オート調整等の場合には現在の調整状態を示す表示形態、例えば、「 / 4 偏光板の調整中」等のメッセージを表示させても良い。また、ウィンドウ 4 0 0 には、被検眼の左右眼等の患者情報を示す表示形態や、撮影モード等の撮影情報を示す表示形態を表示させても良い。なお、眼底輝度画像と偏光状態を示す断層画像とを交互に取得するように、光路に対する / 4 偏光板 1 1 3 の挿脱を繰り返すことが望ましい。これにより、できるだけ小型な眼科装置において、表示制御部 1 9 1 は、例えば、眼底輝度画像を表示領域 4 1 0 に表示させ、偏光状態を示す断層画像を表示領域 4 2 0 に表示させることができる。

40

【 0 0 8 6 】

ここで、調整の順番は、前眼部画像や角膜輝点を用いたアライメント調整、偏光状態を示す眼底画像を用いたフォーカス調整、偏光状態を示す断層画像を用いたコヒーレンスゲート調整、 / 4 偏光板の調整の順番が好ましい。なお、偏光状態を示す断層画像の取得位置の決定は、偏光状態を示す断層画像を用いたコヒーレンスゲート調整前が好ましいが

50

、偏光状態を示す眼底画像の中心領域を取得するように初期設定で決めるようにしても良い。これにより、偏光状態を示す眼底画像よりも精細で狭い範囲を対象にする偏光状態を示す断層画像を精度良く取得可能に簡単に調整することができる。このとき、コヒーレンスゲート調整の完了に応じて / 4 偏光板を自動的に調整しても良いし、偏光状態を示す画像を取得するための信号の入力に応じて / 4 偏光板を自動的に調整しても良い。もちろん、眼科装置の起動時に初期設定画面等で / 4 偏光板を予め調整しておき、撮影毎に調整しないように構成しても良い。

【 0 0 8 7 】

また、 / 4 偏光板を光路に対して挿脱可能に構成している場合、調整の順番は、前眼部画像や角膜輝点を用いたアライメント調整、SLO眼底画像を用いたフォーカス調整、OCT断層画像を用いたコヒーレンスゲート調整、 / 4 偏光板を光路に挿入、 / 4 偏光板の調整の順番が好ましい。これにより、偏光状態を示す画像の取得前の調整を、ユーザが直感的に慣れている通常のSLO眼底画像やOCT断層画像を用いて行うことができる。ただし、フォーカス調整の後に、 / 4 偏光板を挿入してからPS-OCTの偏光状態を示す断層画像を用いたコヒーレンスゲート調整を行っても良い。このとき、コヒーレンスゲート調整の完了あるいはフォーカス調整の完了に応じて / 4 偏光板を自動的に光路に挿入しても良いし、偏光状態を示す画像を取得するための信号の入力に応じて / 4 偏光板を自動的に光路に挿入しても良い。

【 0 0 8 8 】

なお、フォーカス調整は、SLO眼底画像を用いた粗フォーカス調整の後、OCT断層画像を用いた微フォーカス調整を行っても良い。

【 0 0 8 9 】

また、これらの調整は、上記順番で全て自動的に調整しても良いし、表示部に表示された各調整に対応したスライダにカーソルを合わせてドラッグ操作等を行うようにしても良い。また、 / 4 偏光板を挿脱する場合、 / 4 偏光板を光路に挿入あるいは光路から離脱を指示するためのアイコンを表示部に表示させてもよい。

【 0 0 9 0 】

< 撮像 > ~ < 画像生成 >

ステップS102 ~ S103において、光源101、光源141からそれぞれ測定光を出射して、網膜Erからの戻り光を、ラインカメラ129、133、APD152、153で受光して、画像生成部193で、前述の通り各画像を生成する。

【 0 0 9 1 】

< 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。

【 0 0 9 2 】

(式4)のDOPUを計算することにより、網膜層内においてはRPEが偏光状態を解消するため、RPE210の位置を検出することが出来る。また、偏光状態を解消しない網膜層全体220も検出することが出来る。それにより、輝度画像においてRPEに対応する箇所の輝度値を参照することで、断層画像毎のRPEの輝度値が分かる。従って、疾病の影響により全体的に輝度値が低くなってしまうような断層画像においても、網膜層全体の領域と、RPEの位置かつRPEに相当する輝度値が分かるため、見落としや疾病による誤検出を減らすことが出来る。

【 0 0 9 3 】

網膜の各層の境界検出方法として、例えば、(式4)のDOPU計算で求めた位置から得た輝度値を層検出における閾値として利用する。例えば、健常眼において各層の境界を求める際に用いる閾値を事前に設定する。そして、RPEと網膜層領域全体の平均輝度値も事前に設定する。(式4)の計算で求めた位置から得たRPEの輝度値、網膜層領域全

10

20

30

40

50

体の輝度値と、事前に設定しておいた平均輝度値とを比較し、輝度値の差が何%あるかに応じて、事前に設定した各層の境界を求める際に用いる閾値を調整する。例えば、図2(e)におけるRPE210と網膜層領域220に対応する輝度画像の輝度値が、事前に設定した平均輝度値よりも10%低ければ、閾値を10%低くする。そして、画像解析部194は、処理の対象とする断層画像に対して、平滑化の一種としてメディアンフィルタと、エッジ検出の一種としてSobelフィルタとをそれぞれ適用して、それぞれの画像(以下、「メディアン画像」、「Sobel画像」ともいう)を作成する。次に、作成したメディアン画像とSobel画像から、Aスキャン毎にプロファイルを作成する。メディアン画像では輝度値のプロファイル、Sobel画像では勾配のプロファイルとなる。そして、Sobel画像から作成したプロファイル内のピークを検出する。検出したピークの前後やピーク間に対応するメディアン画像のプロファイルを参照し、先ほど求めた閾値と比較することで、網膜層の各領域の境界を抽出する。ここで、網膜層の各領域の境界には、例えば、内境界膜/ILM、神経節細胞層/GCL、内網状層/IPL、外境界膜/ELM、神経節内節外節接合部/ISOS等がある。

#### 【0094】

その他には、例えば、図2(e)におけるRPE210と網膜層領域220を層境界検出手法の一例であるグラフカットの初期位置として用いてもよい。グラフカットは、画像に対して物体(“obj”)か背景(“bkg”)のラベルを与えて、領域と境界に関するエネルギー関数の最小化を行うことで、物体検出をするものである。グラフカットについて、図5を用いて説明する。図5(a)には、物体ラベル510と背景ラベル520の例を示す。断層輝度画像500において、図2(e)におけるRPE210と網膜層220の一部の領域に物体ラベル510を割り当てる。そして、RPE210よりも数十ピクセル下の一部の領域に背景ラベル520を割り当てる。グラフカットは、画像の一部のピクセルに物体と背景のラベルが割り当てられると、minimum cut / maximum flow algorithmを用いて物体と背景に領域分割をする。図5(b)にグラフカットにより領域分割される例を示す。図において、511の黒い領域は物体(“obj”)として検出した結果で、521の斜線領域は背景(“bkg”)として検出した結果を示している。これにより求めた物体(“obj”)領域内において、内部の層境界を検出する。これにより、事前に物体領域を検出することが出来るので、誤検出や見落としを防ぐことが出来る。

#### 【0095】

抽出手段の一例である画像解析部194は、DOPU画像から偏光が解消された領域、例えば、RPE等の層を抽出(検出)することができる。なお、偏光が解消された領域とは、例えば、2つの偏光が被検眼で受ける影響の違いが比較的大きな領域のことである。RPEが萎縮などにより乱れた場合、乱れた箇所はDOPUではRPEとして検出されないため、RPEの萎縮箇所を検出することができるというメリットがある。なお、RPEの萎縮箇所は、RPEが不連続な箇所あるいは欠落箇所(RPEにおける異常箇所)を示している。このとき、網膜層の形状を解析する目的の場合、RPE下のブルッフ膜境界線を検出することが望ましい。通常、RPEとブルッフ膜とは密着しているため、RPEを検出することで網膜層の形状を把握することができる。RPEの形状が乱れている場合には、ブルッフ膜境界線を検出することで網膜層の形状を把握することができる。このとき、RPEが検出されない箇所の下領域を周囲のRPE情報を用いて補間することで、ブルッフ膜境界線を検出する。この例を図6に示す。図6(a)において、600は断層輝度画像、610の破線の楕円で囲んだ領域は、RPEの萎縮箇所を表す。図6(b)において、601は断層輝度画像上にDOPUから検出されたRPE621の箇所を重畳表示した例で、611の破線の楕円で囲んだ領域は、DOPUから検出できていないが、ブルッフ膜の境界線を検出する領域を示している。すなわち、網膜層の形状解析を目的に使用する場合は、図6(b)に示した領域において、ブルッフ膜境界を検出する。ブルッフ膜境界の検出方法としては、例えば、RPEが連続している領域の端と端からそれに隣接する方向のエッジを探索して検出する。あるいは、RPEが滑らかに変化している領域の点を

利用してM推定等のロバスト推定を用いて関数近似することでブルッフ膜を検出する。R P Eが滑らかに変化しているか否かは、R P Eの各点において曲率を計算することで、滑らかに変化している領域を特定できる。なお、具体的には、例えば、後述するように、層境界の各点における曲率値の変化を求めることにより、網膜層が滑らかに変化しているか否かを判定することができる。また、偏光が解消された領域を断層輝度画像に重ねて表示することにより、例えば、ユーザは網膜層とR P E等の異常箇所との位置関係を容易に確認することができるので、被検眼の診断を効果的に行うことができる。

#### 【0096】

また、画像解析部194は、リターデーション画像の場合には、例えば、R N F Lを抽出することもできる。このことから、画像解析部194は、偏光を示す断層画像から該断層画像の種類に対応する層を抽出することができる。また、画像解析部194がD O P E画像からR P Eを抽出し、リターデーション画像からR N F Lを抽出した場合に、表示制御部191はこれらの層を断層輝度画像に重ねて表示部192に表示させることができる。このとき、R P EとR N E Lとを異なる表示形態、例えば、異なる色で断層輝度画像に重ねて表示させることができる。また、これらの層を選択的に3次元表示させることや、これらの層の距離を算出することも好ましい。これらにより、ユーザは、これらの情報に基づいて、被検眼の診断を効果的に行うことができる。

#### 【0097】

<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。

#### 【0098】

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、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。

#### 【0099】

図7は、本実施形態における表示部192における表示例である。

#### 【0100】

図において、700は表示部192に表示されるウィンドウであり、表示領域710、720、730、740を有する。

#### 【0101】

第一の表示領域である表示領域710には、眼底画像711が表示され、断層画像の位置を示す矩形の枠712が重畳されている。眼底画像711としては、眼底輝度画像が表示されるが、偏光信号に基づく眼底画像であっても良い。

#### 【0102】

第二の表示領域である表示領域720には、断層画像721が表示される。更に、表示領域720には、表示される断層画像の種類を選択するための選択部の一例であるボタン722~725が表示される。なお、ボタン722~725の代わりにメニューから断層画像の種類を選択するようにしても良い。図7においては、ボタン725が選択された状態を示しており、断層輝度画像の上にセグメンテーション結果を重畳表示し、R P Eが強調表示されている例を示している。その他のボタン722~724とその表示について説明をする。操作者が、ボタン722を選択すると、表示領域720に断層輝度画像を表示する。ボタン723を選択すると、表示領域720にリターデーション画像を表示する。ボタン724を選択すると、表示領域720にD O P U画像を表示する。

#### 【0103】

なお、セグメンテーション画像721、断層輝度画像、後述するリターデーション画像、D O P U画像等には、それぞれの画像の種類を示す表示形態、例えば、「Segmentation」の文字、「Intensity」の文字、「Retardation」の文字、「D O P U」の文字を画像に重ねて表示させることが好ましい。これにより、ユーザが画像を誤って認識することを防ぐことができる。もちろん、画像に重ねて表示させ

10

20

30

40

50



ず、画像の上側や横側に表示させても良く、画像と対応させるように表示させれば良い。

#### 【0104】

第三の表示領域の一例である表示領域730には、選択された層の厚み情報731を表示しても良い。731において、選択された層の厚みを色の違いで表している。なお、731に示す選択された層の厚みに変えて積算像を表示しても良い。なお、積算像としては、特定の層や全体のPS-OCTに基づく積算像でも良い。また、操作者の指示により表示される画像を変更する場合について説明したが、診断したい疾病に関する情報、例えば、疾病名をメニューから選択することにより、疾病に対して予め優先順位づけられた画像を各領域に表示するようにしても良い。また、第四の表示領域の一例である表示領域740には、層厚を示すグラフ741を表示しても良い。これにより、例えば、ユーザは、PS-OCTにおける構造変化と網膜層の構造とを対応付けて確認することができるので、被検眼の診断を効果的に行うことができる。

10

#### 【0105】

なお、表示制御部191は、上述した各種画像の代わりに、リターデーションマップや複屈折マップを表示部192の各表示領域のいずれかに表示させても良い。また、表示制御部191は、リターデーションマップや複屈折マップを眼底輝度画像711に重ねて表示させても良い。このとき、リターデーションマップや複屈折マップを枠712で示される領域に重ねて表示させることが好ましい。

20

#### 【0106】

以上説明のように本実施形態によれば、偏光OCTで取得した断層画像から網膜層を精度良く検出することができる。

#### 【0107】

なお、これらの画像を表示させる表示領域の位置は、本実施形態に限定されず、例えば、眼底画像を表示画面の左側の表示領域に表示させても良い。また、表示させる画像の数も本実施形態に限定されず、例えば、調整時には眼底画像と断層画像との合計2つを表示画面に並べて表示し、撮影後には表示方式を変更し、眼底画像の他に、それぞれ異なる偏光状態を示す複数の断層画像を表示画面に並べて表示させても良い。また、ボタン722～725が並ぶ順番や位置等も本実施形態に限らない。

30

#### 【0108】

(偏光状態が解消された箇所が基準線に対して上下それぞれに存在する場合)

次に、別の実施形態として、偏光状態が解消された箇所が基準線に対して上下それぞれに存在する場合について、図6(c)及び図8を用いて説明する。ここで、図8は、別の実施形態に係る画像処理装置の表示部の表示画面における表示例である。

#### 【0109】

まず、画像解析部194は、網膜の各層を検出するとともに、偏光状態が解消された箇所の情報を用いて病変部分を特定する。図6(c)は、画像解析部194が網膜層の境界検出により検出したRPEの情報を基にして検出した基準線640を一点鎖線で示している。また、偏光が解消された領域における被検眼の深さ方向の異なる位置を示す指標の一例である点線の丸で囲った領域620、630は、基準線640の上下に存在する特徴的な領域を示している。このとき、偏光が解消された領域における異なる位置毎を判別可能なように、領域620と630とを異なる表示形態、例えば、異なる色にすることが好ましい。

40

#### 【0110】

ここで、基準線640の推定を行う具体的方法として、入力した3次元断層画像を2次元断層画像(B-scan画像)の集合と考え、それぞれの2次元断層画像に対して基準線の推定を行う場合について説明する。また、ここで用いる手法は、注目する2次元断層画像内で検出されている層境界を表す座標点群にN次曲線をあてはめて、基準線を推定するというものである。本実施形態においては、画像解析部で検出したRPE層に対して2次曲線をあてはめて基準線640とする。2次曲線の推定には、M推定やLMedSなど

50

のロバスト推定を用いる。

#### 【0111】

ただし、偏光状態が解消された箇所に異常範囲（病変部）が含まれている場合には、異常範囲を除いた箇所から座標点群を選択し、基準線を推定することが望ましい。ここで、病変部は、例えば、偏光を解消する領域の各点における曲率値を用いることにより、特定される。具体的には、曲率値が所定の範囲外である場合に、所定の形状とみなす。なお、曲率値とは、偏光状態を解消する領域における各点から所定の範囲内を円で近似した場合に、円の半径の逆数で定義される値である。円の半径が比較的大きい場合、曲率値はゼロに近い値となる。病変部は、偏光状態を解消する領域における形状の変化が大きい領域であるため、円の半径が比較的小さくなる場合に相当し、曲率値の絶対値は比較的大きな値となる。

10

#### 【0112】

このとき、層境界の各点における曲率値が滑らかに変化する場合に、網膜層が正常であると定義する。この場合、異常範囲の検出では、検出した層境界の局所的な曲率値を計算し、層の境界形状を評価することで、曲率値が滑らかに変化していない部分は異常範囲であるとする。例えば、図6(c)の630は曲率値が滑らかに変化していない範囲である。或いは、異常範囲の検出では、眼底画像から白斑や出血やドルーゼンを検出し、病変が存在する広域画像の(x, y)領域に対応する断層画像のz方向の網膜層は異常であるとする。或いは、DOPU計算で求めた偏光が解消された箇所の連続する領域が、3次元断層画像において占める大きさをを用いて判断してもよい。例えば、図6(c)の620は、3次元断層画像全体で見た時には孤立している領域である。或いは、偏光解消領域の厚みが正常範囲から外れる領域などを異常範囲と判断できる。ここで、正常範囲の判断は、複数の正常眼データから収集した統計データとの比較で求めることができる。

20

#### 【0113】

上記で示すように病変部を除いて基準線640を推定することで、本来のRPEと思われる位置に基準線を設定することができる。

#### 【0114】

ここで、図8は、本実施形態における表示部192における表示例である。図8において、700は表示部192に表示されるウィンドウであり、表示領域710、720、730、740を有する。

30

#### 【0115】

第一の表示領域である表示領域710には、眼底画像711が表示され、断層画像の撮影位置を示す矩形の枠712と断層画像721の位置を示す線713が重畳されている。眼底画像711としては、眼底輝度画像が表示されるが、偏光信号に基づく眼底画像であっても良い。眼底画像上には、病変の種類によってそれらの違いが分かるような指標714と指標715が表示されている。本実施形態において、丸形状の指標714は異常範囲620が存在する範囲を示している。また、四角い形状715は異常範囲630が存在する範囲を示している。このように病変の種類等の違いによって生じる網膜層の形状特徴の違いに応じて、それらの違いが眼底画像上で判断出来るように指標を表示する。形状特徴の違いとして、例えば、偏光状態が解消された箇所が、基準線640の上側（網膜の深さ方向における浅い位置）に存在するのか、基準線640の下側に存在するのかによって、病変の種類を区別することができる。このとき、例えば、偏光が解消された箇所における基準線640の下側（網膜の深さ方向における深い位置）に存在する領域を、基準線640の上側に存在する領域等の他の領域の色とは異なる色で表示させることが好ましい。これにより、ユーザは病変の種類を容易に見分けることができる。

40

#### 【0116】

また、RPEの層構造としての連続性がある部分と、欠落部分によっても分けられる。指標714と指標715の表示の仕方として、例えば、病変の種類によって色を変えて表示をする。或いは、丸や四角や三角など指標の形状を変えて表示をする。或いはその両方を行う。なお、病変の種類に応じた指標は、操作者がマウス等の指示装置（不図示）によ

50

り、重畳表示の表示、非表示を切り替えられるものとする。

#### 【0117】

眼底画像の付近には、病変の種類によって異なる指標(714、715)が何を表しているかを示すための病変種別情報716が表示されている。本実施形態においては、指標の色の違いによって病変の種類を表しているものとして、色とそれに対応する病変の種類を表示している。例えば、赤は黄斑変性の萎縮型で、紫は黄斑変性の滲出型であること等が分かるように表示することが望ましい。また、色の濃さによって病変の程度を表してもよい。例えば、色が淡い場合は病変の程度が軽く、色が濃い場合は病変の程度が強いなどである。病変種別情報716は必ずしも上述のものである必要はなく、指標の形状と病変の種類とが分かるように表示していてもよい。

10

#### 【0118】

第二の表示領域である表示領域720には、断層画像721が表示される。更に、表示領域720には、表示される断層画像の種類を選択するための選択部の一例であるボタン722~725が表示される。なお、ボタン722~725の代わりにメニューから断層画像の種類を選択するようにしても良い。図7においては、ボタン725が選択された状態を示しており、断層輝度画像の上にセグメンテーション結果を重畳表示し、RPEが強調表示されている例を示している。その他のボタン722~724とその表示について説明をする。操作者が、ボタン722を選択すると、表示領域720に断層輝度画像を表示する。ボタン723を選択すると、表示領域720にリターデーション画像を表示する。ボタン724を選択すると、表示領域720にDOPU画像を表示する。

20

#### 【0119】

なお、セグメンテーション画像721、断層輝度画像、後述するリターデーション画像、DOPU画像等には、それぞれの画像の種類を示す表示形態、例えば、「Segmentation」の文字、「Intensity」の文字、「Retardation」の文字、「DOPU」の文字を画像に重ねて表示させることが好ましい。これにより、ユーザが画像を誤って認識することを防ぐことができる。もちろん、画像に重ねて表示せずに、画像の上側や横側に表示させても良く、画像と対応させるように表示させれば良い。

#### 【0120】

第三の表示領域の一例である表示領域730には、選択された層の厚み情報731を表示しても良い。731において、選択された層の厚みを色の違いで表している。なお、731に示す選択された層の厚みに変えて積算像を表示しても良い。なお、積算像としては、特定の層や全体のPS-OCTに基づく積算像でも良い。また、操作者の指示により表示される画像を変更する場合について説明したが、診断したい疾病に関する情報、例えば、疾病名をメニューから選択することにより、疾病に対して予め優先順位づけられた画像を各領域に表示するようにしても良い。また、第四の表示領域の一例である表示領域740には、層厚を示すグラフ741を表示しても良い。

30

#### 【0121】

なお、表示制御部191は、上述した各種画像の代わりに、リターデーションマップや複屈折マップを表示部192の各表示領域のいずれかに表示させても良い。また、表示制御部191は、リターデーションマップや複屈折マップを眼底輝度画像711に重ねて表示させても良い。このとき、リターデーションマップや複屈折マップを枠712で示される領域に重ねて表示させることが好ましい。

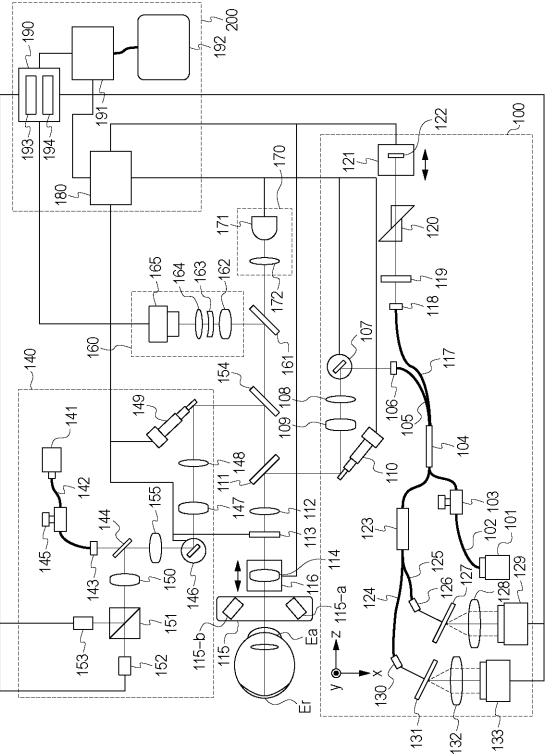
40

#### 【0122】

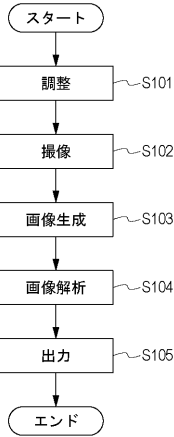
(その他の実施例)

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。

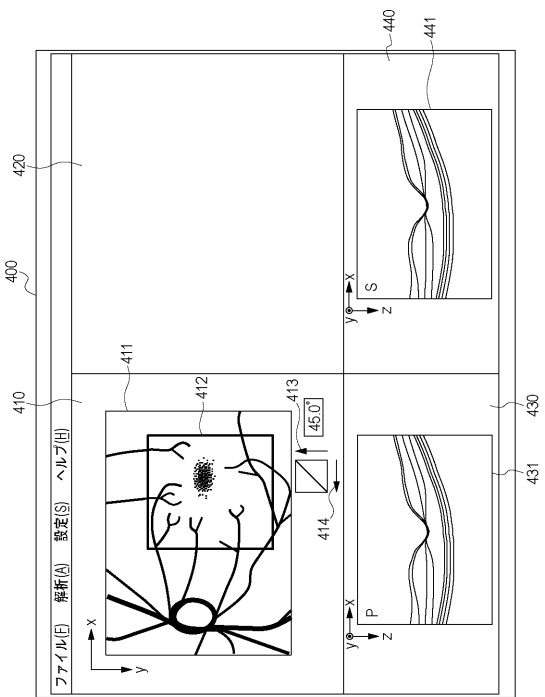
【図 1】



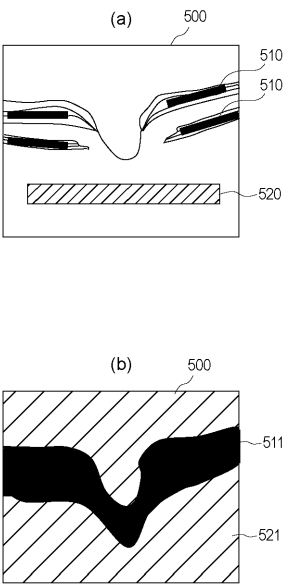
【図 3】



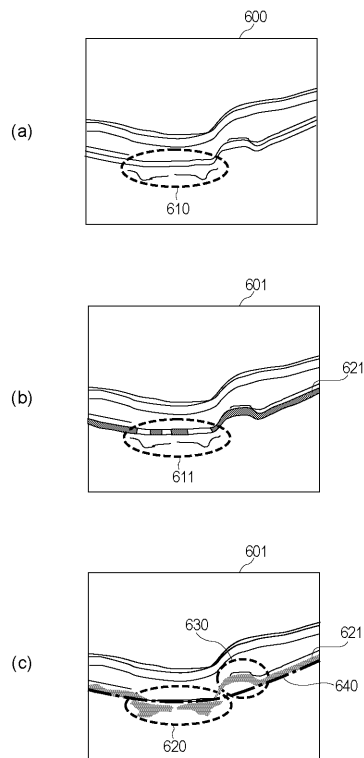
【図 4】



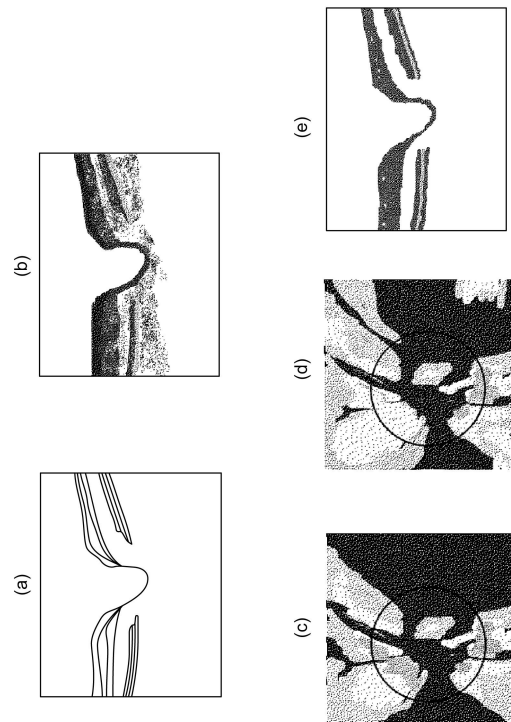
【図 5】



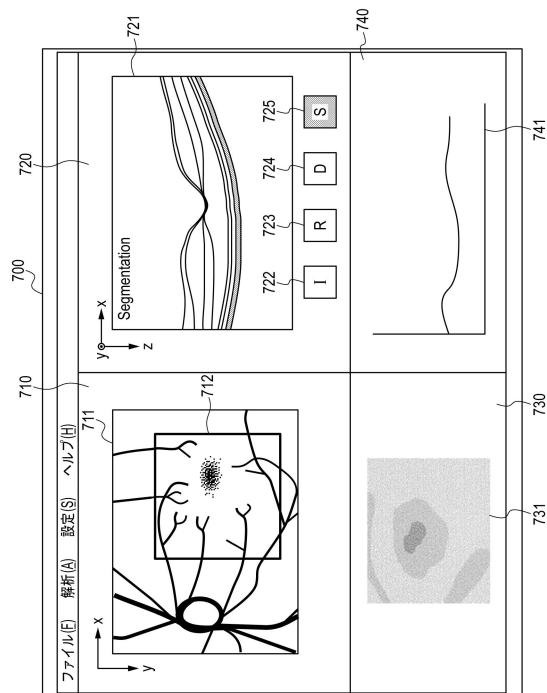
【図 6】



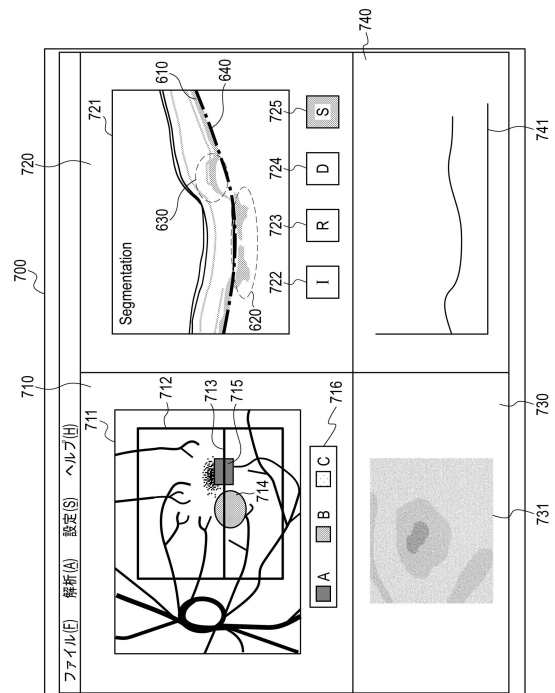
【図 2】



【図 7】



【図 8】



---

フロントページの続き

- (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 宮田 和英  
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
- (72)発明者 富田 律也  
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 木辺 乃介  
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 安田 明央

- (56)参考文献 特開2008-272256(JP,A)  
特開2010-094381(JP,A)  
特開2011-030626(JP,A)  
国際公開第2010/122118(WO,A1)  
米国特許出願公開第2010/0202677(US,A1)  
国際公開第2011/013315(WO,A1)  
特開2010-035607(JP,A)  
米国特許出願公開第2010/0208204(US,A1)  
Erich Gotzinger, et al., Retinal pigment epithelium segmentation by polarization sensitive optical coherence tomography, OPTICS EXPRESS, 2008年10月15日, Vol.16 No. 21, P16410-p16422

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 3/00 - 3/16  
G01N 21/17