

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5988772号
(P5988772)

(45) 発行日 平成28年9月7日 (2016.9.7)

(24) 登録日 平成28年8月19日 (2016.8.19)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

A 6 1 B 3/12 (2006.01)

G O 1 N 21/17 (2006.01)

A 6 1 B 3/10 Z DMR

A 6 1 B 3/12 E

G O 1 N 21/17 6 2 O

請求項の数 19 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2012-186591 (P2012-186591)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成24年8月27日 (2012.8.27)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2013-165952 (P2013-165952A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成25年8月29日 (2013.8.29)	(74) 代理人	100126240
審査請求日	平成27年6月11日 (2015.6.11)		弁理士 阿部 琢磨
(31) 優先権主張番号	特願2012-10281 (P2012-10281)	(74) 代理人	100124442
(32) 優先日	平成24年1月20日 (2012.1.20)		弁理士 黒岩 創吾
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(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】

被検眼の眼底画像を取得する眼底画像取得手段と、
前記被検眼の偏光断層画像を取得する断層画像取得手段と、
前記偏光断層画像における所定の領域を抽出する抽出手段と、
前記抽出された所定の領域の不連続な箇所を特定する特定手段と、
前記特定された不連続な箇所に対応する前記眼底画像の位置に、前記不連続な箇所を示す表示形態を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】

前記断層画像取得手段が、前記被検眼の断層輝度画像を取得し、
前記表示制御手段が、前記所定の領域を示す表示形態を前記断層輝度画像に重ねて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】

前記断層画像取得手段が、前記偏光断層画像に基づいて前記断層輝度画像を取得することを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記偏光断層画像の取得位置と前記断層輝度画像の取得位置とが、前記被検眼の同一位置であることを特徴とする請求項 2 あるいは 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記表示制御手段が、前記不連続な箇所を示す表示形態を重ねて表示された眼底画像を、前記被検眼のカラー眼底画像に重ねて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 4 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記所定の領域に複数の不連続な箇所が存在する場合に、前記眼底画像における該複数の不連続な箇所のうち少なくとも一つを指示する指示手段を有し、

前記表示制御手段が、前記指示された位置の表示形態を他の不連続な箇所とは異なる表示形態で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 5 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記表示制御手段が、前記指示手段の指示に応じて、前記指示された位置に対応する前記被検眼の断層輝度画像における不連続な箇所の表示形態を、他の不連続な箇所とは異なる表示形態に変更することを特徴とする請求項 6 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記断層画像取得手段が、前記被検眼の複数の 2 次元偏光断層画像から成る 3 次元偏光断層画像を取得し、

前記抽出手段が、前記 3 次元偏光断層画像から 3 次元層領域を前記所定の領域として抽出し、

前記特定手段が、前記 3 次元層領域に基づいて 3 次元不連続領域を前記不連続な箇所として特定し、

前記表示制御手段が、前記 3 次元不連続領域に対応する前記眼底画像の 2 次元領域に、該不連続な箇所を示す表示形態を重ねて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 7 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

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、前記被検眼の 3 次元偏光断層画像を取得し、

前記眼底画像取得手段が、前記 3 次元偏光断層画像に基づいて、前記被検眼の偏光眼底画像を前記眼底画像として取得し、

前記表示制御手段が、前記特定された不連続な箇所に対応する前記偏光眼底画像の位置に、前記不連続な箇所を示す表示形態を重ねて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 7 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

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、前記被検眼の 3 次元偏光断層画像を取得し、

前記抽出手段が、前記 3 次元偏光断層画像における偏光状態が解消された 3 次元領域を前記所定の領域として抽出し、

前記眼底画像取得手段が、前記抽出された 3 次元領域に基づいて、前記被検眼の偏光眼底画像を前記眼底画像として取得し、

前記表示制御手段が、前記特定された不連続な箇所に対応する前記偏光眼底画像の位置に、前記不連続な箇所を示す表示形態を重ねて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 7 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

被検体の偏光断層画像を取得する断層画像取得手段と、

前記偏光断層画像における所定の領域を抽出する抽出手段と、

前記抽出された所定の領域の不連続な箇所を特定する特定手段と、

光軸に交差する方向における前記特定された不連続な箇所に対応する位置に、前記不連続な箇所を示す表示形態を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 1 2】

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光を分割して得た互いに異なる偏光の光を用いて得た前記被検体の 3 次元偏光断層画像に基づいて、前記被検体の偏光平面画像を取得する平面画像取得手段を更に有し、

前記表示制御手段が、前記特定された不連続な箇所に対応する前記偏光平面画像の位置に、前記不連続な箇所を示す表示形態を重ねて前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 3】

前記抽出された所定の領域に基づいて、前記被検体の偏光平面画像を取得する平面画像取得手段を更に有し、

前記表示制御手段が、前記特定された不連続な箇所に対応する前記偏光平面画像の位置に、前記不連続な箇所を示す表示形態を重ねて表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 4】

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光を分割して得た互いに異なる偏光の光を用いて得た前記被検体の 3 次元偏光断層画像における偏光状態が解消された 3 次元領域を前記所定の領域として抽出し、

前記平面画像取得手段が、前記抽出された 3 次元領域に基づいて、前記被検体の偏光平面画像を取得することを特徴とする請求項 1 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 5】

前記抽出手段が、前記偏光断層画像における偏光状態が解消された領域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 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】

前記不連続な箇所は、前記所定の領域における一部の領域が欠落している箇所であることを特徴とする請求項 1 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】

被検眼の眼底画像を取得する工程と、

前記被検眼の偏光断層画像を取得する工程と、

前記偏光断層画像における所定の領域を抽出する工程と、

前記抽出された所定の領域の不連続な箇所を特定する工程と、

前記特定された不連続な箇所に対応する前記眼底画像の位置に、前記不連続な箇所を示す表示形態を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方法。

【請求項 1 8】

被検体の偏光断層画像を取得する工程と、

前記偏光断層画像における所定の領域を抽出する工程と、

前記抽出された所定の領域の不連続な箇所を特定する工程と、

光軸に交差する方向における前記特定された不連続な箇所に対応する位置に、前記不連続な箇所を示す表示形態を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方法。

【請求項 1 9】

請求項 1 7 あるいは 1 8 に記載の画像処理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し、特に、被検眼の断層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 】

ここで、一般的に、疾患がある被検眼の偏光 OCT 画像から RPE 層の欠落箇所 (所定の層の不連続な位置) を認識することができる。この欠落箇所に関して、診断に有効な情報を提供する。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明の画像処理装置の一つは、
被検眼の眼底画像を取得する眼底画像取得手段と、
前記被検眼の偏光断層画像を取得する断層画像取得手段と、
前記偏光断層画像における所定の領域を抽出する抽出手段と、
前記抽出された所定の領域の不連続な箇所を特定する特定手段と、
前記特定された不連続な箇所に対応する前記眼底画像の位置に、前記不連続な箇所を示す表示形態を重ねて表示手段に表示させる表示制御手段と、を有する。

また、本発明の画像処理装置の一つは、
被検体の偏光断層画像を取得する断層画像取得手段と、
前記偏光断層画像における所定の領域を抽出する抽出手段と、
前記抽出された所定の領域の不連続な箇所を特定する特定手段と、
光軸に交差する方向における前記特定された不連続な箇所に対応する位置に、前記不連続な箇所を示す表示形態を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 】

【 0 0 0 8 】

本発明によれば、欠落箇所 (所定の層の不連続な位置) に対応する位置を眼底画像上に表示させることができるので、診断に有効な情報を提供することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 9 】

【 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 】 本実施形態に係る画像処理装置の表示部の表示画面における表示例。

【 図 6 】 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 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】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 9】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 10】本実施形態に係る画像処理装置の表示部に表示される 2 次元の層厚マップの例。

【図 11】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 12】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。

【発明を実施するための形態】

【0010】

本発明に係る画像処理装置は、所定の層（例えば、RPE 層）の不連続な位置（例えば、RPE 層の欠落箇所）に対応する位置を眼底画像上に表示させることができる。これにより、診断に有効な情報を提供することができる。例えば、図 11 のように、偏光状態を示す断層画像（偏光 OCT 画像）における被検眼の RPE 層の不連続な位置 1104 に対応する眼底画像 1101 の位置に、該不連続を示す表示形態 1102（2 次元領域）を重ねて表示することが好ましい。このとき、偏光状態を示す複数枚の 2 次元断層画像から成る 3 次元断層画像から 3 次元層領域を RPE 層として抽出することが好ましい。また、3 次元層領域に基づいて 3 次元不連続領域を不連続な位置として特定することが好ましい。

【0011】

また、RPE 層を示す表示形態 1105 を断層輝度画像 1103 に重ねて表示させることが好ましい。これにより、ユーザは、断層輝度画像と眼底画像とを並べて表示させることで、互いの欠落箇所を対応させて確認することが容易にできる。なお、このとき、偏光状態を示す断層画像の取得位置と断層輝度画像の取得位置とが、被検眼の同一位置であることが好ましい。また、取得後にそれぞれを位置合わせしてから重ねて表示させても良い。

【0012】

また、図 12 のように、眼底カメラ等で撮影されたカラー眼底画像である眼底写真 1106 に対して、上述した眼底画像 1101 を重畳した状態で、モニター等の表示画面の表示領域に表示させることが好ましい。これにより、ユーザは、カラーの眼底画像における欠落箇所の位置を確認することができるため、白黒の眼底画像に比べて眼底における欠落箇所の位置を確認し易く、診断に効果的である。このとき、眼底画像 1101 は、眼底写真 1106 よりも狭い範囲の画像である。ここで、眼底写真 1106 と眼底画像 1101 とは、血管等の特徴領域に基づいて、位置合わせされていることが好ましい。また、輝度の比較的低い領域を透明にして眼底写真 1106 に重畳させることが好ましい。これにより、ユーザは、カラーの眼底画像における欠落箇所の位置を確認し易いため、診断に効果的である。

【0013】

また、断層輝度画像 1103 に複数の不連続な位置 1104 が存在する場合に、ユーザがそのうちの一つをマウス等により指示する指示手段を有することが好ましい。このとき、指示手段の指示に応じて、複数の不連続な位置 1104 のうち指示された位置の表示形態を他の不連続な位置の表示形態とは異なる色や形状等の表示形態に変更することが好ましい。また、指示された位置に対応する眼底画像 1101 における不連続な位置の表示形態を、他の不連続な位置の表示形態とは異なる表示形態に変更することが好ましい。これにより、ユーザは指示された位置とそれ以外の位置とを区別し易いため、診断に効果的である。

【0014】

また、指示手段により指示される位置は、眼底画像 1101 における複数の不連続な位置のうちの一つでも良い。この場合には、上述したように、指示手段の指示に応じて、指示した位置の表示形態を他の位置の表示形態とは異なる表示形態に変更することが好ましい。また、指示手段の指示に応じて、該指示された位置に対応する断層輝度画像 1103 における不連続な位置の表示形態を、他の不連続な位置の表示形態とは異なる表示形態に

10

20

30

40

50

連動して変更することが好ましい。これにより、ユーザは、一方の画像に複数の欠落箇所が存在する場合でも、他方の画像における対応する欠落箇所の位置を容易に確認することができる。

【0015】

また、上述した眼底画像1101は、眼底輝度画像以外にも、後述するリターデーションマップや複屈折マップ等の偏光状態を示す眼底画像でも良い。

【0016】

なお、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。

10

【0017】

[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。

【0018】

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。

20

【0019】

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。

【0020】

<PS-OCT100の構成>

PS-OCT100の構成について説明する。

30

【0021】

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。

【0022】

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。

40

【0023】

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。

【0024】

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

50

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 E_r 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、P S - O C T 用の走査手段の一例であり、共通の X Y 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。

【0025】

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 / 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、/ 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 P S - S L O 光学系を適用する場合、/ 4 偏光板 113 を P S - O C T 光学系の一部と P S - S L O 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、P S - S L O 光学系で取得した画像と、P S - O C T 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、P S - S L O 用の走査手段と、P S - O C T 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、/ 4 偏光板 113 の傾きは、/ 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。

【0026】

また、/ 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 / 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、S L O 光学系と P S - S L O 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、O C T 光学系と P S - O C T 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。

【0027】

ここで、被検眼に入射される光は、/ 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 E_r 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、/ 4 偏光板の傾きを微調整できるように構成されている。

【0028】

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 E_a を介し、眼底 E_r の網膜層にフォーカスされる。眼底 E_r 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。

【0029】

一方、ファイバカップラ 104 で分岐された参照光は、P M 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 / 4 偏光板 119 で偏光制御される。なお、/ 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、/ 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。

【0030】

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。

【 0 0 3 1 】

ファイバカップラ 1 0 4 に戻った戻り光と参照光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 3 2 】

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。

10

【 0 0 3 3 】

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 3 4 】

/ 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。

20

【 0 0 3 5 】

< 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 6 】

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から構成される Y スキャナ 1 4 9 を介し、ダイクロイックミラー 1 5 4 に到達する。X スキャナ 1 4 6、Y スキャナ 1 4 9 は駆動制御部 1 8 0 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 1 4 6、Y スキャナ 1 4 9 は、P S - S L O 用の走査手段の一例であり、共通の X Y スキャナとして構成しても良い。ダイクロイックミラー 1 5 4 は、7 6 0 n m ~ 8 0 0 n m を反射し、それ以外の光を透過する特性を有する。

30

40

【 0 0 3 7 】

ダイクロイックミラー 1 5 4 にて反射された直線偏光の測定光は、P S - O C T 1 0 0 と同様の光路を経由し、眼底 E r に到達する。

【 0 0 3 8 】

眼底 E r を照射した測定光は、眼底 E r で反射・散乱され、上述の光学経路をたどり穴あきミラー 1 4 4 に達する。穴あきミラー 1 4 4 で反射された光が、レンズ 1 5 0 を介し、偏光ビームスプリッタ 1 5 1 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（A P D）1 5 2、1 5 3 で受

50

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。

【0039】

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。

【0040】

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。

10

【0041】

<前眼部撮像部 160>

前眼部撮像部 160 について説明する。

【0042】

前眼部撮像部 160 は、波長 1000 nm の照明光を発する LED 115 - 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、980 nm ~ 1100 nm 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。

20

【0043】

<内部固視灯 170>

内部固視灯 170 について説明する。

【0044】

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 520 nm で、制御部 180 により所望のパターンが表示される。

30

【0045】

<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。

【0046】

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。

【0047】

駆動制御部 180 は、上述の通り各部を制御する。

40

【0048】

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、画像の生成などの詳細については、後述する。

【0049】

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

50

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。

【0050】

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。

10

【0051】

[画像処理]

次に、信号処理部 190 における画像生成、画像解析について説明する。

【0052】

信号処理部 190 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。

20

【0053】

まず、信号処理部 190 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。

【0054】

次に、信号処理部 190 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。

30

【0055】

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。

【0056】

また、信号処理部 190 は、APD 152、153 から出力された信号を、X スキャナ 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。

【0057】

< 断層輝度画像あるいは眼底輝度画像の生成 >

信号処理部 190 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。

40

【0058】

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。

【0059】

【数 1】

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

【0060】

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。

【0061】

図2(a)に視神経乳頭部の輝度画像の例を示す。

【0062】

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。

【0063】

<リターデーション画像の生成>

信号処理部190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。

【0064】

リターデーション画像の各画素の値は、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。

【0065】

【数 2】

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

【0066】

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. Gotzinger et al., Opt. Express 13, 10217, 2005」に記載されている通りである。

【0067】

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。

【0068】

<リターデーションマップの生成>

信号処理部190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。

【0069】

まず、信号処理部190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。

【 0 0 7 0 】

信号処理部 1 9 0 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 7 1 】

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差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、R N F L の複屈折性と R N F L の厚みによって引き起こされる上記比を示す値を表している。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でき、緑内障の診断に用いることができる。

10

【 0 0 7 2 】

< 複屈折マップの生成 >

信号処理部 1 9 0 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。

20

【 0 0 7 3 】

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。

【 0 0 7 4 】

< D O P U 画像の生成 >

信号処理部 1 9 0 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。

30

【 0 0 7 5 】

【 数 3 】

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

【 0 0 7 6 】

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 ϕ_H と ϕ_V から $\Delta \phi = \phi_V - \phi_H$ として計算する。

40

【 0 0 7 7 】

次に信号処理部 1 9 0 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 D O P U (D e g r e e O f P o l a r i z a t i o n U n i f o r m i t y) を式 4 により計算する。

【 0 0 7 8 】

【数 4】

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

【 0 0 7 9 】

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。

【 0 0 8 0 】

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、濃淡が淡い場所が RPE 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ため、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 8 1 】

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 8 2 】

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 8 3 】

< セグメンテーション >

層抽出手段の一例でもある信号処理部 190 は、前述した輝度画像を用いて断層画像のセグメンテーションを行う。

【 0 0 8 4 】

まず、信号処理部 190 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することで、網膜層の各領域の境界を抽出する。

【 0 0 8 5 】

更に、A スキャンラインの方向に各層厚をそれぞれ計測し、各層の層厚マップを作成する。

【 0 0 8 6 】

[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 8 7 】

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 8 8 】

< 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

10

20

30

40

50

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 9 】

(P S - O C T 撮像位置の調整)

図 4 は、調整時に表示部 1 9 2 に表示されるウィンドウ 4 0 0 を示している。第一の表示領域の一例である表示領域 4 1 0 には、P S - S L O 1 4 0 で撮像され、信号処理部 1 9 0 で生成された眼底画像 4 1 1 が表示され、眼底画像 4 1 1 上に、P S - O C T 1 0 0 の撮像範囲を示す枠 4 1 2 が重畳表示されている。

【 0 0 9 0 】

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。

【 0 0 9 1 】

(/ 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 9 2 】

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。

【 0 0 9 3 】

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。

【 0 0 9 4 】

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。

【 0 0 9 5 】

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、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。

10

【 0 0 9 6 】

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。

20

【 0 0 9 7 】

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 9 8 】

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。

30

【 0 0 9 9 】

< 撮像 > ~ < 解析 >

ステップS102 ~ S104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、信号処理部190で、前述の通り各画像を生成・解析する。

【 0 1 0 0 】

< 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。

40

【 0 1 0 1 】

信号処理部190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。

【 0 1 0 2 】

図5は、本実施形態における表示部192における表示例である。

【 0 1 0 3 】

図において、500は表示部192に表示されるウィンドウであり、表示領域510、520、530、540を有する。

【 0 1 0 4 】

50

第一の表示領域の一例である表示領域 5 1 0 には、眼底画像 5 1 1 が表示され、断層画像の位置を示す矩形の枠 5 1 2 が重畳されている。眼底画像 5 1 1 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。

【 0 1 0 5 】

第二の表示領域の一例である表示領域 5 2 0 には、断層画像 5 2 1 が表示される。更に、表示領域 5 2 0 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 5 2 2 ~ 5 2 5 が表示される。なお、ボタン 5 2 2 ~ 5 2 5 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 5 においては、ボタン 5 2 2 が選択された状態を示している。

【 0 1 0 6 】

第三の表示領域の一例である表示領域 5 3 0 と、第四の表示領域の一例である表示領域 5 4 0 とには、断層画像 5 2 1 を生成するために用いた各偏光信号に基づく、それぞれの断層画像 5 3 1、5 4 1 が表示されている。なお、操作者の指示、例えば、メニューからの選択に基づいて、表示領域 5 3 0、5 4 0 にそれぞれ表示されている画像を、表示領域 5 1 0 に表示されている眼底画像を生成した各偏光信号に基づく、それぞれの眼底画像を表示するようにしても良い。

【 0 1 0 7 】

なお、断層輝度画像 5 2 1、後述するリターデーション画像 6 2 1、DOPU 画像 7 2 1 等には、それぞれの画像の種類を示す表示形態、例えば、「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。

【 0 1 0 8 】

ボタン 5 2 3 を操作者が指示することにより、表示領域 5 2 0 に表示される断層画像を、図 6 に示すように、リターデーション画像 6 2 1 に変更することができる。

【 0 1 0 9 】

表示領域 5 3 0、5 4 0 には、図 5 と同様に断層画像 5 3 1、5 4 1 が表示される。

【 0 1 1 0 】

ボタン 5 2 4 を操作者が指示することにより、表示領域 5 2 0 に表示される断層画像を、図 7 に示すように、DOPU 画像 7 2 1 に変更することができる。

【 0 1 1 1 】

表示領域 5 3 0 には、輝度画像 5 2 1 が表示され、表示領域 5 4 0 には、リターデーション画像 6 2 1 が表示される。ここで、表示領域毎に画像を選択可能なボタンを用意しておくことが好ましい。これにより、ユーザが比較したい画像、例えば、それぞれ異なる偏光状態を示す複数の断層画像を簡単に選ぶことができる。

【 0 1 1 2 】

ボタン 5 2 5 を操作者が指示することにより、表示領域 5 2 0 に表示される断層画像を、図 8 に示すように、セグメンテーション結果の画像 8 2 1 に変更することができる。画像 8 2 1 は、層境界を示すカラー線分が断層画像に重畳表示され、RPE が強調表示されている。操作者がカーソルを用いて選択した層が強調表示される。

【 0 1 1 3 】

表示領域 5 4 0 には、セグメンテーションに用いられた断層画像 8 4 1 と、ボタン 8 4 2、8 4 3 が表示される。このボタン 8 4 2、8 4 3 を指示することにより、輝度画像 8 4 1 と強調表示された層の層厚を示すグラフ 9 4 1 (図 9 参照) を切り替えることができる。

【 0 1 1 4 】

更に、図 9 において、選択された層の厚み情報 (例えば図 10 に示す 2 次元の層厚マップ) を、表示領域 5 3 0 に表示しても良い。図 10 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、図 10 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

10

20

30

40

50

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表示領域に表示するようにしても良い。

【0115】

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511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512で示される領域に重ねて表示させることが好ましい。

10

【0116】

以上説明のように本実施形態によれば、生成される各画像を操作者に効率よく提示することができる。

【0117】

また、操作者が必要とする画像を簡単な操作で選択することができる。特に、予め疾病名と表示する画像を対応付けておくことで更に操作が簡単となる。

【0118】

更に、測定光の偏光調整を容易に行うことができる。

【0119】

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522～525が並ぶ順番や位置等も本実施形態に限らない。

20

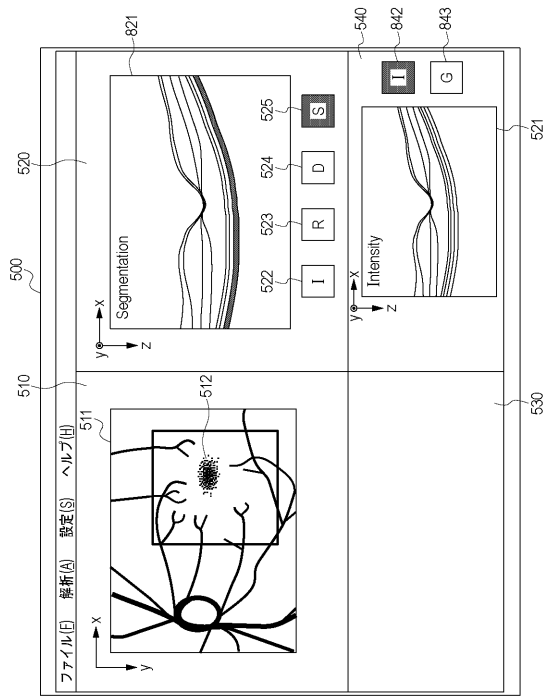
【0120】

(その他の実施例)

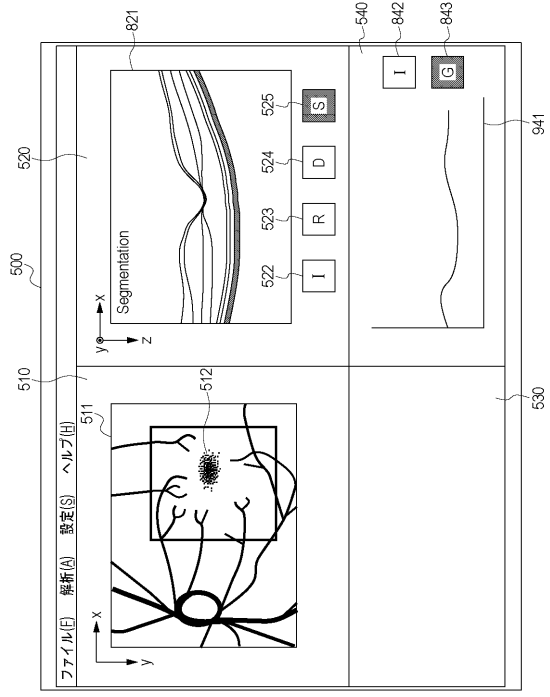
また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア(プログラム)を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ(またはCPUやMPU等)がプログラムを読み出して実行する処理である。

30

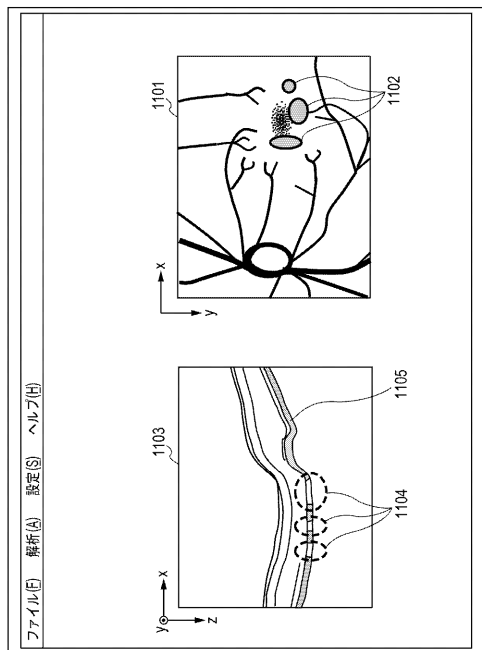
【図 8】



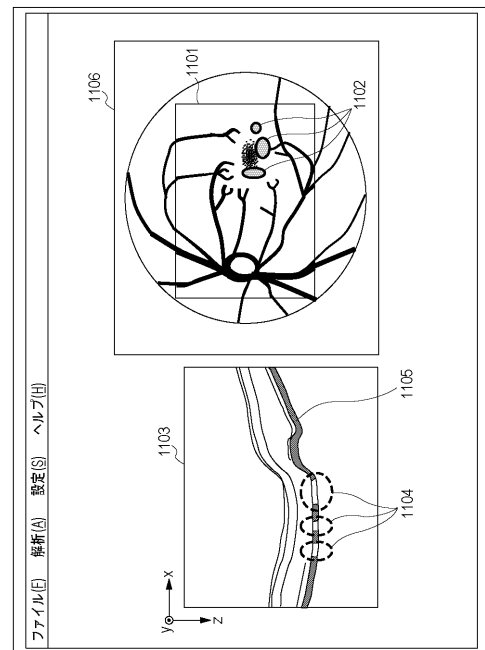
【図 9】



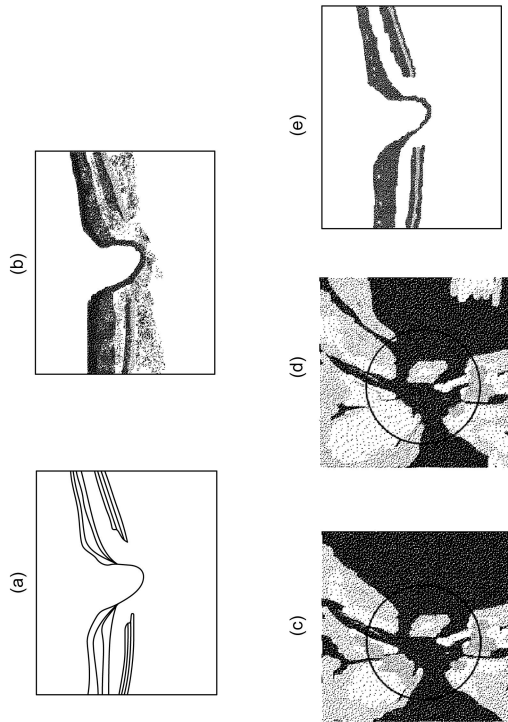
【図 11】



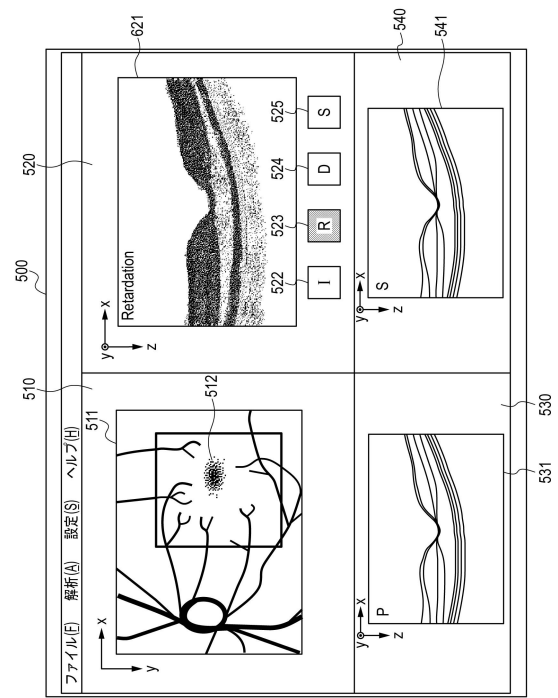
【図 12】



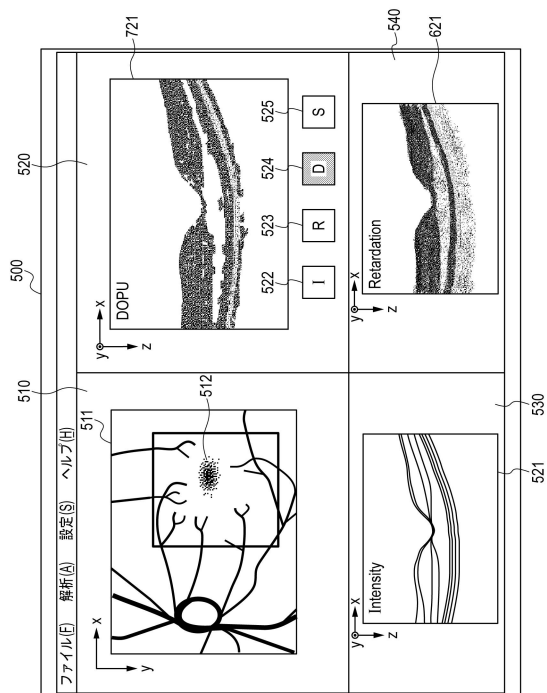
【図 2】



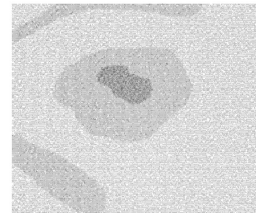
【図 6】



【図 7】



【図 10】



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 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 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 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 九鬼 一慶

- (56)参考文献 特開2010-125291(JP, A)
特開2014-140491(JP, A)
特開2014-108351(JP, A)
特開2015-136626(JP, A)
三浦雅博, 他2名, 偏光OCTの臨床応用, 茨城県臨床医学雑誌, 日本, 2009年 3月15日, No.44, Page.107-108
板谷正紀, OCTの緑内障への応用: 未来, あたらしい眼科, 日本, 2011年 6月30日, Vol.28 No.6, Page.769-776

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