

(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2014-110883  
(P2014-110883A)

(43) 公開日 平成26年6月19日 (2014.6.19)

(51) Int.Cl.  
A 6 1 B 3/10 (2006.01)  
G 0 6 T 1/00 (2006.01)

F I  
A 6 1 B 3/10 R  
G 0 6 T 1/00 2 9 0 Z

テーマコード (参考)  
5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2013-159180 (P2013-159180)	(71) 出願人	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
(22) 出願日	平成25年7月31日 (2013.7.31)	(74) 代理人	100126240 弁理士 阿部 琢磨
(31) 優先権主張番号	特願2012-239273 (P2012-239273)	(74) 代理人	100124442 弁理士 黒岩 創吾
(32) 優先日	平成24年10月30日 (2012.10.30)	(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
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(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

最終頁に続く

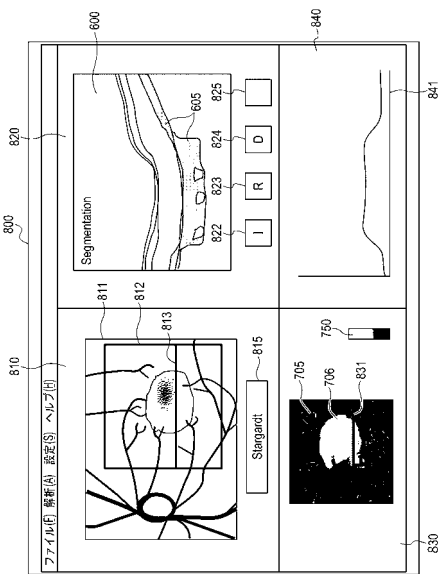
(54) 【発明の名称】 画像処理装置及び画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】 偏光が解消された領域における萎縮箇所の状態によって、診断に有効な情報をユーザに提示すること。

【解決手段】 画像処理装置が、被検体の偏光断層画像から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の状態に基づいて、前記不連続な箇所の種類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。

【選択図】 図8



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体の偏光断層画像を取得する断層画像取得手段と、  
前記取得された偏光断層画像から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の状態に基づいて、前記不連続な箇所の種類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 2】**

前記不連続な箇所の連続性に基づいて、前記不連続な箇所の種類を決定する決定手段を有し、

前記表示制御手段が、前記決定された種類を示す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 に記載の画像処理装置。

**【請求項 3】**

前記決定手段が、深さ方向に対して交差する方向における前記不連続な箇所の分布の幅の閾値に対する大小に応じて、前記不連続な箇所における病変の種類を前記不連続な箇所の種類として決定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】**

前記表示制御手段は、前記不連続な箇所の不連続性を示すパラメータに基づいて、前記不連続な箇所の種類を示す表示形態を表示手段に表示させ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】**

前記表示制御手段は、前記不連続な箇所の厚さと幅とのうち少なくとも一方に基づいて、前記不連続な箇所の種類を示す表示形態を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】**

前記種類は、病名であ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】**

前記所定の領域は、前記偏光が解消された領域であり、

前記表示制御手段が、前記偏光が解消された領域を前記被検体の断層輝度画像に重ねて前記表示手段に表示させ、且つ前記不連続な箇所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 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

**【請求項 8】**

前記偏光断層画像は、測定光を照射した前記被検体からの戻り光と、該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、生成された断層画像であ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】**

被検体の偏光断層画像を取得する工程と、

前記取得された偏光断層画像から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の状態に基づいて、前記不連続な箇所の種類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 10】**

前記不連続な箇所の連続性に基づいて、前記不連続な箇所の種類を決定する工程を有し、

前記表示させる工程では、前記決定された種類を示す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 9 に記載の画像処理方法。

**【請求項 11】**

前記決定する工程では、深さ方向に対して交差する方向における前記不連続な箇所の分

10

20

30

40

50

布の幅の閾値に対する大小に応じて、前記不連続な箇所における病変の種類を前記不連続な箇所の種類として決定することを特徴とする請求項 10 に記載の画像処理方法。

【請求項 12】

前記表示させる工程では、前記不連続な箇所の不連続性を示すパラメータに基づいて、前記不連続な箇所の種類を示す表示形態を表示手段に表示させることを特徴とする請求項 9 乃至 11 のいずれか 1 項に記載の画像処理方法。

【請求項 13】

前記表示させる工程では、前記不連続な箇所の厚さと幅とのうち少なくとも一方に基づいて、前記不連続な箇所の種類を示す表示形態を表示手段に表示させることを特徴とする請求項 9 乃至 12 のいずれか 1 項に記載の画像処理方法。

10

【請求項 14】

前記種類は、病名であることを特徴であることを特徴とする請求項 9 乃至 13 のいずれか 1 項に記載の画像処理方法。

【請求項 15】

前記所定の領域は、前記偏光が解消された領域であり、

前記表示させる工程では、前記偏光が解消された領域を前記被検体の断層輝度画像に重ねて前記表示手段に表示させ、且つ前記不連続な箇所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 9 乃至 14 のいずれか 1 項に記載の画像処理方法。

20

【請求項 16】

前記偏光断層画像は、測定光を照射した前記被検体からの戻り光と、該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、生成された断層画像であることを特徴とする請求項 9 乃至 15 のいずれか 1 項に記載の画像処理方法。

【請求項 17】

請求項 9 乃至 16 のいずれか 1 項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する。

30

【背景技術】

【0002】

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。

【0003】

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。

【0004】

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)。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【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】

50

## 【 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層の萎縮箇所（所定の層の不連続な箇所）を認識することができる。本発明の目的は、この萎縮箇所の状態によって、診断に有効な情報をユーザに提示することである。

## 【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、  
前記取得された偏光断層画像から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の状態に基づいて、前記不連続な箇所の種類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。 10

## 【 0 0 0 8 】

また、本発明に係る画像処理方法は、  
被検体の偏光断層画像を取得する工程と、  
前記取得された偏光断層画像から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の状態に基づいて、前記不連続な箇所の種類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。

## 【発明の効果】

## 【 0 0 0 9 】

本発明によれば、被検体の偏光断層画像から抽出された偏光が解消された領域の不連続な箇所の状態（連続性等）に基づいて、不連続な箇所の種類を示す表示形態を表示手段に表示させることができる。これにより、偏光が解消された領域における萎縮箇所の状態によって、診断に有効な情報をユーザに提示することができる。 20

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 1 0 】

【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5】本実施形態における断層画像と偏光解消領域とを説明するための図。 30

【図6】本実施形態における病変の断層画像と偏光解消領域とを説明するための図。

【図7】本実施形態における病変の眼底画像を説明するための図。

【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病変の断層画像と偏光解消領域とを説明するための図。

## 【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 1 1 】

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。

## 【 0 0 1 2 】

40

## 〔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。

## 【 0 0 1 3 】

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 50

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-OCT100とPS-SLO140による眼底の撮像が行われる。

【0015】

<PS-OCT100の構成>

PS-OCT100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。

【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(Bスキャンともいう)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。

【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/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PS-SLO光学系を適用する場合、/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、/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。

【0021】

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、

10

20

30

40

50

光軸あるいは光軸に平行な軸を回転軸として / 4 偏光板 1 1 3 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。

【 0 0 2 2 】

ここで、被検眼に入射される光は、 / 4 偏光板を 4 5 ° 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 1 8 0 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。

【 0 0 2 3 】

円偏光に偏光制御された測定光は、ステージ 1 1 6 上に乗ったフォーカスレンズ 1 1 4 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 1 0 4 に戻る。

【 0 0 2 4 】

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 を介し、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 5 】

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 6 】

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 7 】

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 8 】

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 9 】

/ 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

10

20

30

40

50

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。

#### 【0030】

< PS - SLO 1 4 0 の構成 >

PS - SLO 1 4 0 の構成について説明する。

#### 【0031】

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「SLO 測定光」ともいう）は、PM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、PS - SLO 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。

#### 【0032】

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、PS - OCT 1 0 0 と同様の光路を経由し、眼底 E r に到達する。

#### 【0033】

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（APD）1 5 2、1 5 3 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 1 9 0 で受ける。

#### 【0034】

ここで、穴あきミラー 1 4 4 の位置は、被検眼の瞳孔位置と共役となっており、眼底 E r 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 1 4 4 によって反射される。

#### 【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 1 6 0 >

前眼部撮像部 1 6 0 について説明する。

#### 【0037】

前眼部撮像部 1 6 0 は、波長 1 0 0 0 n m の照明光を発する LED 1 1 5 - a、1 1 5 - b から成る照明光源 1 1 5 により前眼部 E a を照射する。前眼部 E a で反射され光は、レンズ 1 1 4、偏光板 1 1 3、レンズ 1 1 2、ダイクロイックミラー 1 1 1、1 5 4 を介し、ダイクロイックミラー 1 6 1 に達する。ダイクロイックミラー 1 6 1 は、9 8 0 n m ~ 1 1 0 0 n m 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 1 6 1 で反射された光は、レンズ 1 6 2、1 6 3、1 6 4 を介し、前眼部カメラ 1 6 5 で受光される。前眼部カメラ 1 6 5 で受光された光は、電気信号に変換され、信号処理部 1 9 0 で受ける。

## 【 0 0 3 8 】

< 内部固視灯 1 7 0 >

内部固視灯 1 7 0 について説明する。

## 【 0 0 3 9 】

内部固視灯 1 7 0 は、内部固視灯用表示部 1 7 1、レンズ 1 7 2 で構成される。内部固視灯用表示部 1 7 1 として複数の発光ダイオード ( L D ) 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 1 8 0 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 1 7 1 からの光は、レンズ 1 7 2 を介し、被検眼に導かれる。内部固視灯用表示部 1 7 1 から出射される光は 5 2 0 n m で、制御部 1 8 0 により所望のパターンが表示される。

10

## 【 0 0 4 0 】

< 制御部 2 0 0 >

本装置全体を制御するための制御部 2 0 0 について説明する。

## 【 0 0 4 1 】

制御部 2 0 0 は、駆動制御部 1 8 0、信号処理部 1 9 0、表示制御部 1 9 1、表示部 1 9 2 から構成される。

## 【 0 0 4 2 】

駆動制御部 1 8 0 は、上述の通り各部を制御する。

## 【 0 0 4 3 】

信号処理部 1 9 0 は、画像生成部 1 9 3 と画像解析部 1 9 4 から構成される。信号処理部 1 9 0 は、ラインカメラ 1 2 9 及び 1 3 3、A P D 1 5 2 及び 1 5 3、前眼部カメラ 1 6 5 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。

20

## 【 0 0 4 4 】

表示制御部 1 9 1 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 1 9 2 の表示画面に表示させる。ここで、表示部 1 9 2 は、例えば、液晶等のディスプレイである。なお、信号処理部 1 9 0 で生成された画像データは、表示制御部 1 9 1 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 1 9 1 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 S L O 光学系を含み、断層画像取得部が O C T 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。

30

## 【 0 0 4 5 】

表示部 1 9 2 は、表示制御部 1 9 1 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 1 9 1 からの画像データは、表示部 1 9 2 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 1 9 2 等は、制御部 2 0 0 に含まれているが、本発明はこれに限らず、制御部 2 0 0 とは別に設けられても良い。また、表示制御部 1 9 1 と表示部 1 9 2 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。

40

## 【 0 0 4 6 】

[ 画像処理 ]

次に、信号処理部 1 9 0 を構成する画像生成部 1 9 3 における画像生成について説明する。

## 【 0 0 4 7 】

画像生成部 1 9 3 は、ラインカメラ 1 2 9、1 3 3 から出力されたそれぞれの干渉信号に対して、一般的な S D - O C T ( S p e c t r a l D o m a i n O C T ) に用いら

50



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。

【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。

【００５１】

また、画像生成部１９３は、ＡＰＤ１５２、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。

【００５２】

<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。

【００５３】

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。

【００５４】

【数１】

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

【００５５】

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。

【００５６】

図２（ａ）に視神経乳頭部の輝度画像の例を示す。

【００５７】

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。

【００５８】

<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。

【００５９】

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。

【００６０】

10

20

30

40

【数 2】

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

【0061】

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。

10

【0062】

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。

【0063】

20

<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。

【0064】

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。

【0065】

30

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。

【0066】

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。

40

【0067】

<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、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

50

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。

【 0 0 6 8 】

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 6 9 】

< D O P U 画像の生成 >

画像生成部 1 9 3 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。

【 0 0 7 0 】

【 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 1 】

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  $\Delta \phi = \phi_V - \phi_H$  として計算する。

【 0 0 7 2 】

次に画像生成部 1 9 3 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 ( Degree Of Polarization Uniformity ) を ( 式 4 ) により計算する。

【 0 0 7 3 】

【 数 4 】

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

【 0 0 7 4 】

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 D O P U 画像が生成される。ここで、上述した通り、D O P U 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 5 】

D O P U 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、R P E が偏光状態を解消する性質があるため、D O P U 画像において R P E 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 2 1 0 が R P E を示しており、濃淡が濃い場所 2 2 0 が偏光が保たれている網膜層領域を示している。D O P U 画像は、R P E 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 R P E 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 R P E を画像化出来る。

【 0 0 7 6 】

また、同様に、信号処理部 1 9 0 は、A P D 1 5 2 及び 1 5 3 からの出力に基づいて眼底の平面方向の D O P U 画像を生成することもできる。

【 0 0 7 7 】

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

10

20

30

40

50

ーション画像、DOPU画像等を、偏光状態を示す断層画像や偏光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や偏光眼底画像とも言うことにする。

【0078】

[ 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。

【0079】

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。

【0080】

< 調整 >

10

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。

【0081】

( 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の撮像範囲を示す枠412が重畳表示されている。

20

【0082】

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400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180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412を指定し、ドラッグ操作することにより、枠412を移動することができる。これにより、駆動制御部180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。

30

【0083】

( / 4 偏光板の調整 )

/ 4 偏光板113の調整について説明する。

【0084】

図4において、指示部413、414は、/ 4 偏光板113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180の制御の下、/ 4 偏光板113の角度が調整される。指示部413は反時計回りの調整を、指示部414は時計回りの調整を指示するための表示である。指示部413、414の横に表示されている数値は、現在の / 4 偏光板113の角度を表している。なお、表示制御部191は、/ 4 偏光板119の角度を調整する指示部を、指示部413と並べて表示部192に表示させても良いし、指示部413の代わりに表示させても良い。

40

【0085】

操作者は、第三の表示領域の一例である表示領域430と、第四の表示領域の一例である表示領域440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431、441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431、441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431、441（あるいは後述する断層画像531、541）には、それぞれの画像の

50

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。

#### 【0086】

また、第二の表示領域の一例である表示領域420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400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113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191は、例えば、眼底輝度画像を表示領域410に表示させ、偏光状態を示す断層画像を表示領域420に表示させることができる。

10

#### 【0087】

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。

20

#### 【0088】

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。

30

#### 【0089】

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。

40

#### 【0090】

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。

#### 【0091】

< 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。なお、本実施の形態

50

においては、Xスキャナ110およびYスキャナ107を制御することによって、M本のAスキャンから構成されるN枚のBスキャンが生成されることとする。MおよびNは撮影に要する時間および診断上必要となる領域の大きさから設定できるが、例えば黄斑を中心とした8mm×6mm程度の領域に対してM=1024、N=250程度の値に設定すればよい。

#### 【0092】

##### < 解析 >

ステップS104において、抽出手段の一例である画像解析部194は、(式4)のDOPUを計算し、網膜層における偏光が解消される領域(以下、「偏光解消領域」とも言う)を抽出する。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。また、偏光が解消される領域を所定の領域とも呼ぶ。RPEが萎縮などにより乱れた場合、乱れた箇所はDOPUではRPEとして検出されなくなるため、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陥箇所(RPEにおける異常箇所)を示している。そして、抽出された偏光が解消された領域の不連続な箇所の状態(連続性等)に基づいて、不連続な箇所の種類を示す表示形態を表示手段に表示させることができる。これにより、偏光が解消された領域における萎縮箇所の状態によって、診断に有効な情報をユーザに提示することができる。

#### 【0093】

図5に、健常者の黄斑部を撮影した断層画像500、RPE501と、その断層画像上にDOPU計算によって求めた偏光解消領域505を重畳表示した例を示す。図5に示すように、網膜層内においてはRPE501が偏光が解消される領域であるため、RPE501に偏光解消領域505を重畳することになる。

#### 【0094】

図6に、病変が存在する眼の場合の断層画像と偏光解消領域を重畳した例を示す。図6(a)、(b)は、シュタルガルト病の場合の断層画像600、RPE601、脈絡膜602と、その断層画像上にDOPU計算によって求めた偏光解消領域605を重畳表示した例である。図6(c)、(d)は、加齢黄斑変性で地図上萎縮の断層画像610、RPE611、脈絡膜612と、その断層画像上にDOPU計算によって求めた偏光解消領域615を重畳表示した例である。図6(a)、(c)に示すように、輝度画像である断層画像600と610を比較するだけでは、違いが分かりにくい場合があるが、図6(b)、(d)に示すように、偏光解消領域を検出する事により、それらの違いをみる事が出来る。また、図7には、眼底自発蛍光撮影した場合の画像と、偏光解消領域の厚みを表現したマップの例を示す。偏光解消領域厚みマップは、撮影した複数の断層画像において、図6に示すような偏光解消領域605の深さ方向の厚みを計測して、3次元のデータを2次元のマップとして表現したものである。図7(a)はシュタルガルト病の眼底自発蛍光画像、(b)はその偏光解消領域厚みマップの例である。図7(c)は加齢黄斑変性の眼底自発蛍光画像、(d)はその偏光解消領域厚みマップの例である。図7(a)の701、(c)の711は、RPEが消失、あるいは非薄化してしまっている領域である。図7(b)、(d)に示す偏光解消領域厚みマップは、図7(e)のカラーバー750に示すように、厚みが厚い個所の色を薄く、厚みが薄い個所は色を濃く表示している。図7(a)、(c)に示すように、眼底自発蛍光画像の比較では、違いが分かりにくい場合があるが、図7(b)、(d)に示すように、偏光解消領域を厚みマップとして表現する事でその違いをみる事が出来る。

#### 【0095】

決定手段の一例である画像解析部194は、上述した偏光解消領域の不連続な状態(連続性等)に基づいて、不連続な箇所の種類を決定する。例えば、偏光解消領域の厚みマップにおいて、偏光解消領域の厚みが一定値以上(50μm以上と仮定する)となる領域の分布の幅が閾値より大きい(10%以上と仮定する)場合、シュタルガルト病の可能性がある。また、偏光解消領域の厚みが一定値以下(5μm以下と仮定する)となる領域の分

布の幅が閾値より小さい場合、或いは、偏光解消領域が存在しない領域の分布の幅が閾値より大きい（１０％以上と仮定する）場合、加齢黄斑変性の地図上萎縮の可能性がある。このように、深さ方向に対して交差する方向における不連続な箇所の分布の幅の閾値に対する大小に応じて、不連続な箇所における病変の種類を不連続な箇所の種類として決定することができる。あるいは、画像解析部１９４は、Support vector MachineやAdaBoostといった識別器を持ち、この識別器に断層画像、偏光解消領域の特徴を用いて病変の種類を決定してもよい。

#### 【００９６】

ここで、シュタルガルト病（遺伝子変異による網膜変性）や、加齢黄斑変性の地図状萎縮等の異なる病気において、通常のＯＣＴ画像（断層輝度画像）では病気の違いが良く分からない場合がある。

10

#### 【００９７】

一方、偏光断層画像では、病気の違いが分かる場合がある。そこで、偏光断層画像を用いて自動的に病気を判断する。

#### 【００９８】

具体的には、偏光断層画像の所定の領域（ＲＰＥ層等の偏光が解消される領域）における不連続な箇所の状態に基づいて、病気を自動識別し、病気の種類（病名）をユーザに提示する。このように、偏光断層画像を用いることにより、ユーザは、病気によってＲＰＥ層等に生じる微小な変化を早期に発見し、その病気の種類を早期に知ることができる。

20

#### 【００９９】

なお、不連続な箇所の状態とは、例えば、ＲＰＥ層の厚さ、幅、大きさ、面積、隣り合う画素同士の連結性等であり、不連続性を示すパラメータであれば何でも良い。また、不連続な箇所の状態とは、３次元の偏光断層画像におけるＲＰＥ層において、不連続な箇所の体積でも良い。そして、不連続性を示すパラメータと閾値とを比較することにより、比較結果に応じて病変の種類を決定することができる。また、ＲＰＥ層における不連続な箇所の厚さや幅等の大小を比較する基準を断層輝度画像から抽出しても良い。例えば、断層輝度画像から輝度値が大きい領域であるが、偏光が解消しない領域（例えば、ブルッフ膜）を抽出して、該抽出された領域を該基準としても良い。

#### 【０１００】

<出力>

30

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で求めた偏光解消領域の特徴を効果的に表示する。

#### 【０１０１】

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。

#### 【０１０２】

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。図において、８００は表示部１９２に表示されるウィンドウであり、表示領域８１０、８２０、８３０、８４

40

#### 【０１０３】

第一の表示領域である表示領域８１０には、眼底画像８１１が表示され、断層画像の撮影位置を示す矩形の枠８１２と断層画像６００の位置を示す線８１３が重畳されている。ここで眼底画像８１１は、ＰＳ－ＳＬＯで撮影されたものである。眼底画像８１１の付近には、ステップＳ１０４で求めた偏光解消領域の特徴を用いて推定をした病変の種類を表示する表示領域８１５がある。本実施形態においては、シュタルガルト病（Stargardt）の場合を例に示す。図の例では、推定した病変名を表示するのみであるが、これに限らず、確率の高い病変の種類を確率順に３種類程度表示するようにしてもよい。その場合は、病変名だけでなく、その確率も表示する事が望ましい。そのような表示を行う

50

場合、識別器を用いて病変名を推定した結果を表示する。

【0104】

第二の表示領域である表示領域820には、断層画像600が表示される。更に、表示領域820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822～825が表示される。なお、ボタン822～825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8においては、ボタン825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、偏光解消領域605が強調表示されている例を示している。その他のボタン822～824とその表示について説明をする。操作者が、ボタン822を選択すると、表示領域820に断層輝度画像を表示する。ボタン823を選択すると、表示領域820にリターデーション画像

10

【0105】

第三の表示領域の一例である表示領域830には、偏光解消領域の厚みマップ705を表示する。偏光解消領域の厚みマップは図7で説明したものである。そして、偏光解消領域の厚みマップ705上に断層画像600の位置を示す線831を重畳している。これは、813とも対応している。また、第四の表示領域の一例である表示領域840には、偏光解消領域の厚みを示すグラフ841を表示する。これにより、ユーザは、P S - O C T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。

【0106】

20

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811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812で示される領域に重ねて表示させることが好ましい。以上説明のように本実施形態によれば、偏光O C T画像から得た偏光成分の情報を用いて、偏光解消物質の情報を表示するとともに、病変の可能性を推定した情報を提供することが出来る。

【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822～825が並ぶ順番や位置等も本実施形態に限らない。

30

【0108】

(特定の病気において分類された種類の決定)

次に、不連続な箇所について、特定の病気、例えば、シュタルガルト病について、さらに細かく分類された種類を決定する例について、図9を用いて説明する。なお、本例も、不連続な箇所の種類を決定する一例である。

【0109】

40

まず、図9(a)、(b)は、シュタルガルト病で視細胞内節外節接合部(以下I S / O S)が消失しR P Eにも萎縮または欠損が生じている場合の断層画像900、R P E 901、I S / O S 902と、その断層画像上にD O P U計算によって求めた偏光解消領域905を重畳表示した例である。また、破線の円領域903は、偏光解消領域の不連続な箇所を示す表示形態の一例であり、I S / O Sが消失してしまっている領域を示している。図9(b)に示すように、I S / O Sが消失してしまっている領域においては、偏光解消領域905は、R P Eと思われる領域には存在せずに、R P Eが萎縮してしまっている事が把握出来る。すなわち、輝度画像である断層画像900からでは判断しにくいR P Eの萎縮が偏光解消領域を求めることで把握しやすくなる。

【0110】

50



次に、図 9 ( c )、( d ) は、シュタルガルト病で R P E が内網膜層にまで向かって浸潤している場合の断層画像 9 1 0、R P E 9 1 1、I S / O S 9 1 2 と、その断層画像上に D O P U 計算によって求めた偏光解消領域 9 1 5 を重畳表示した例である。9 1 3 および 9 1 4 は、R P E に対して病変が存在するために、偏光解消領域のうち内網膜層に浸潤している箇所である。図 9 ( d ) において、偏光解消領域のうち I S / O S まで達している箇所 9 1 3 と、I S / O S の下に留まっている箇所 9 1 4 が示されている。I S / O S は視細胞の接合部であり、そこに病変部が存在すると視覚障害に繋がる可能性が考えられる。

#### 【 0 1 1 1 】

決定手段の一例である画像解析部 1 9 4 は、上述した偏光解消領域の不連続な箇所の状態に基づいて、不連続な箇所の病気の種類を決定する。例えば、画像解析部 1 9 4 は、網膜層境界を検出し、境界の位置と偏光解消領域との位置関係、あるいは、偏光解消領域の連続性を見ることで病変の種類を推定する。網膜層境界に関して、R P E や I S / O S の境界を輝度画像である断層画像 9 0 0、9 1 0 から検出をする。境界の検出方法としては、例えば、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 S o b e l 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」、「S o b e l 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 S o b e l 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、S o b e l 画像では勾配のプロファイルとなる。そして、S o b e l 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それらの境界を検出する。検出した境界はそのまま用いてもよいし、検出した境界を基に N 次曲線をあてはめて、基準線を推定してもよい。本実施形態においては、画像解析部 1 9 4 で検出した R P E 境界に対して 2 次曲線をあてはめて基準線とする。2 次曲線の推定には、M 推定や L M e d S などのロバスト推定を用いる。これらの境界の位置と偏光解消領域との位置関係を利用する。

#### 【 0 1 1 2 】

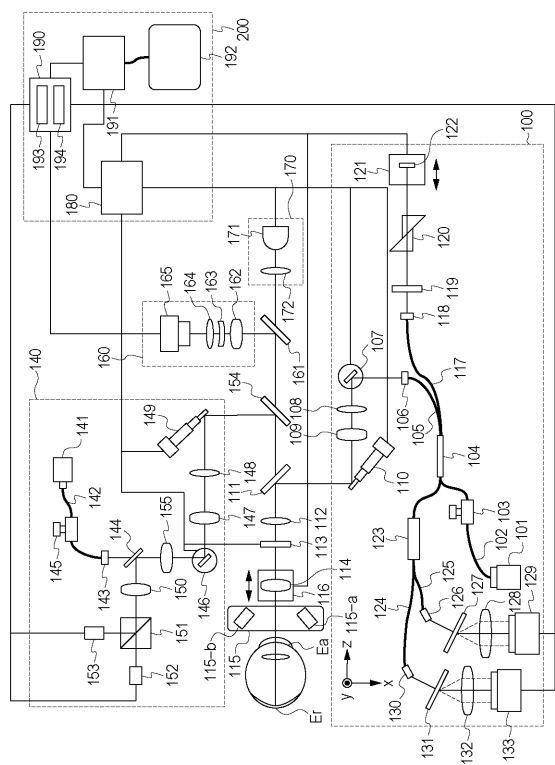
画像解析部 1 9 4 は、R P E 境界あるいは基準線に対して、偏光解消領域が連続しているか、不連続な範囲において、偏光解消領域は、R P E 境界あるいは基準線に対してどの位置に存在しているかという特徴を用いて推定をする。シュタルガルト病で I S / O S が消失し R P E にも萎縮または欠損が生じている場合は、R P E が萎縮している範囲において、偏光解消領域の不連続性と、R P E 境界の下方（深度方向）に偏光解消領域が存在している。また、シュタルガルト病で R P E が内網膜層にまで向かって浸潤している場合は、偏光解消領域の厚みが一部厚い個所が存在し、その領域は、I S / O S 境界にまで達するか、I S / O S 境界付近にまで達している。さらに、上述したシュタルガルト病で脈絡膜に偏光解消物質が拡散している場合、R P E 境界の下方（深度方向）に偏光解消領域の厚みが一定値以上（50  $\mu$ m 以上と仮定する）となる領域が広範囲に存在することとなる。従って、画像解析部 1 9 4 は、これらの特徴を用いて種類の違いを推定する事が出来る。

#### 【 0 1 1 3 】

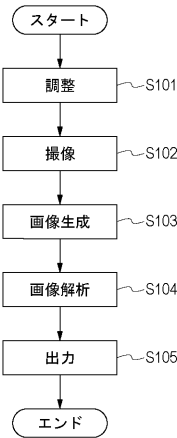
（その他の実施例）

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 C P U や M P U 等）がプログラムを読み出して実行する処理である。

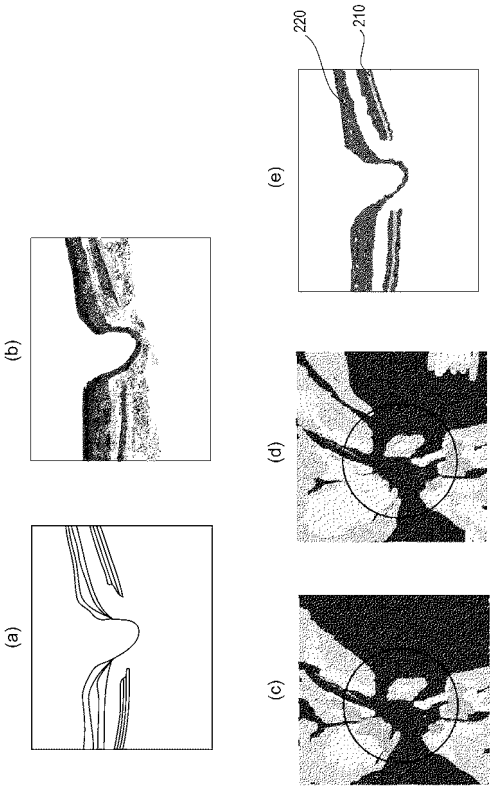
【図 1】



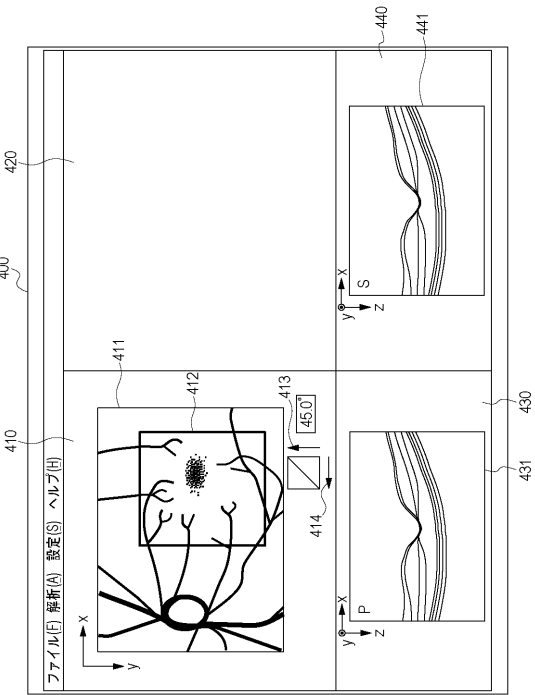
【図 3】



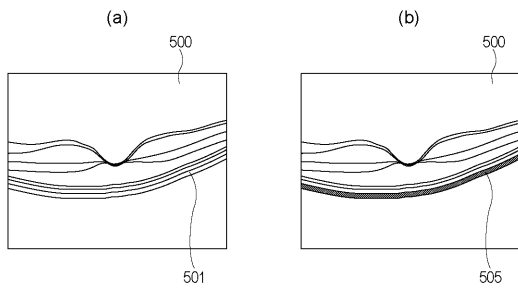
【図 2】



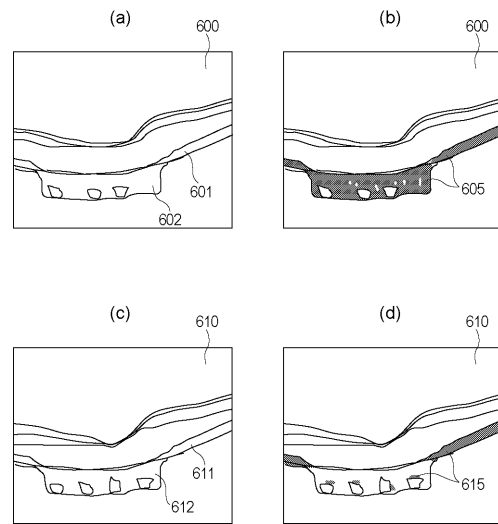
【図 4】



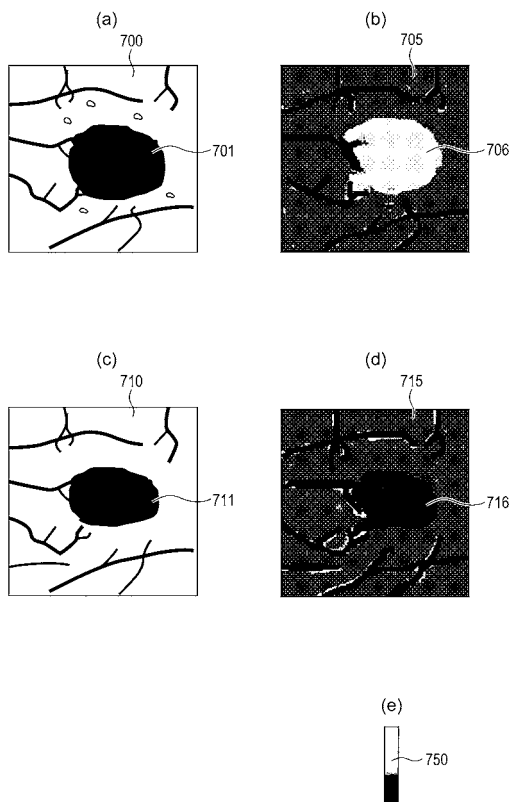
【 図 5 】



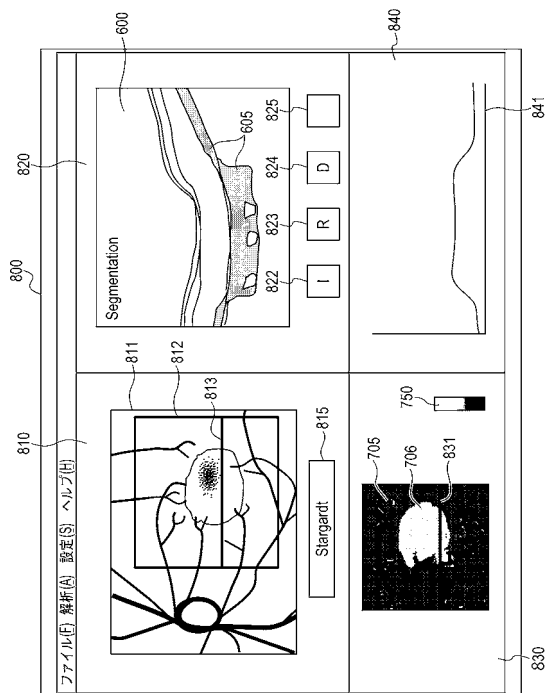
【 図 6 】



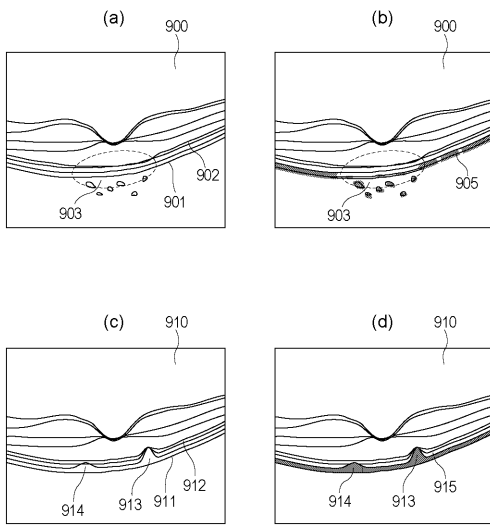
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 5B057 AA07 BA02 CA02 CA08 CA12 CA16 CB02 CB08 CB12 CB16  
CE02 CG09 DA08 DB02 DB05 DB09 DC32