

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6184231号  
(P6184231)

(45) 発行日 平成29年8月23日 (2017. 8. 23)

(24) 登録日 平成29年8月4日 (2017. 8. 4)

(51) Int. Cl.

F 1

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

A 6 1 B 3/10 Z DMR

A 6 1 B 3/15 (2006. 01)

A 6 1 B 3/14 F

請求項の数 12 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2013-159175 (P2013-159175)  
 (22) 出願日 平成25年7月31日 (2013. 7. 31)  
 (65) 公開番号 特開2015-29557 (P2015-29557A)  
 (43) 公開日 平成27年2月16日 (2015. 2. 16)  
 審査請求日 平成28年7月21日 (2016. 7. 21)

(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 戸松 宣博  
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ  
 ノン株式会社内  
 (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】 画像処理装置および画像処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検眼の複数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に基づいて、前記被検眼の動きを検出する検出手段と、  
 前記検出された動きに基づいて、前記複数の偏光断層画像に対応する複数の断層輝度画  
 像の位置合わせを行う手段と、  
 を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記複数の偏光断層画像は、複数の D O P U 画像であり、  
 前記抽出手段は、前記複数の D O P U 画像における R P E 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 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記検出手段は、前記複数の偏光断層画像における平行移動、伸縮、回転のうち少なく  
 とも一つを前記動きとして検出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】

前記複数の偏光断層画像は、測定光を照射した前記被検眼からの戻り光と、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 3 のいずれか 1 項に記載の画像処理装  
 置。

10

20

## 【請求項 5】

前記互いに異なる偏光の光を検出する検出手段を有する眼科撮影装置と通信可能に接続され、

前記複数の偏光断層画像は、前記検出された互いに異なる偏光の光に基づいて生成されることを特徴とする請求項 4 に記載の画像処理装置。

## 【請求項 6】

被検眼の複数のリターデーション画像における R N F L を抽出する抽出手段と、

前記抽出された R N F L に基づいて、前記被検眼の動きを検出する検出手段と、

前記検出された動きに基づいて、前記複数のリターデーション画像に対応する複数の断層輝度画像の位置合わせを行う手段と、

を有することを特徴とする画像処理装置。

10

## 【請求項 7】

前記位置合わせが行われた複数の断層輝度画像を重ね合わせる手段と、

前記重ね合わせて得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 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

## 【請求項 8】

被検眼の複数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に基づいて、前記被検眼の動きを検出する工程と、

前記検出された動きに基づいて、前記複数の偏光断層画像に対応する複数の断層輝度画像の位置合わせを行う工程と、

を有することを特徴とする画像処理方法。

20

## 【請求項 9】

前記複数の偏光断層画像は、複数の D O P U 画像であり、

前記抽出する工程において、前記複数の D O P U 画像から R P E 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 8 に記載の画像処理方法。

## 【請求項 10】

被検眼の複数のリターデーション画像における R N F L を抽出する工程と、

前記抽出された R N F L に基づいて、前記被検眼の動きを検出する工程と、

前記検出された動きに基づいて、前記複数のリターデーション画像に対応する複数の断層輝度画像の位置合わせを行う工程と、

を有することを特徴とする画像処理方法。

30

## 【請求項 11】

前記位置合わせが行われた複数の断層輝度画像を重ね合わせる工程と、

前記重ね合わせて得た画像を表示手段に表示させる工程と、

を更に有することを特徴とする請求項 8 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の画像処理方法。

## 【請求項 12】

請求項 8 乃至 11 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】

40

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、画像処理装置及び画像処理方法に関する。

## 【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

50

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画像を生成することが、特許文献1に開示されている。

【0005】

また、眼科用OCT装置を用いる診療において、撮像中に眼の動きによって画像に歪みが生じ、診察や治療の精度向上が図れない可能性がある。ここで、眼は、一点を固視しているときでも、不随意に微小な振動を繰り返している（固視微動）。このため、眼に対して診察・治療を行う際には取得される画像に対して固視微動の影響を排除する工夫が必要である。そこで、眼底の3次元画像を構成する複数の断層画像の位置合わせについて、特許文献2に開示されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】WO2010/122118A1

【特許文献2】特開2007-130403号公報

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ここで、疾患等によって眼底の層構造が変化して、例えば、層同士の間隔が短くなった場合、所定の層を正しく検出できない可能性がある。

【0008】

このとき、正しく検出されなかった層を用いて複数の断層画像の位置合わせを行うと、位置合わせの精度が低下する可能性がある。

【0009】

そこで、本発明の目的の一つは、複数の断層画像における位置合わせを精度良く行うことである。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明に係る画像処理装置の一つは、  
被検眼の複数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に基づいて、前記被検眼の動きを検出する検出手段と、  
前記検出された動きに基づいて、前記複数の偏光断層画像に対応する複数の断層輝度画像の位置合わせを行う手段と、を有する。

【0011】

本発明に係る画像処理方法の一つは、  
被検眼の複数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に基づいて、前記被検眼の動きを検出する工程と、  
前記検出された動きに基づいて、前記複数の偏光断層画像に対応する複数の断層輝度画像の位置合わせを行う工程と、を有する。

40

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、被検眼の複数の偏光断層画像を用いて該被検眼の動きを検出し、該検出された動きに基づいて該複数の偏光断層画像に対応する複数の断層輝度画像の位置合わせを行うことができる。このため、複数の断層画像における位置合わせを精度良く行うことができる。

【図面の簡単な説明】

50

## 【 0 0 1 3 】

【図 1】本実施形態に係る断層画像撮像装置の全体構成の概略図である。

【図 2】信号処理部 190 で生成される画像の例である。

【図 3】本実施形態に係る撮像方法のフローを説明する図である。

【図 4】本実施形態に係る断層画像撮像装置の表示部の表示画面における表示例である。

【図 5】本実施形態に係る断層画像について説明する図である。

【図 6】本実施形態に係る断層画像の位置合わせを説明する図である。

【図 7】本実施形態に係る断層画像撮像装置の表示部の表示画面を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 1 4 】

10

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 5 】

[ 装置の全体構成 ]

図 1 は、本実施形態における眼科撮影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 6 】

20

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。

## 【 0 0 1 7 】

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。

## 【 0 0 1 8 】

30

< PS - OCT 100 の構成 >

PS - OCT 100 の構成について説明する。

## 【 0 0 1 9 】

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 850 nm、バンド幅 50 nm 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。

## 【 0 0 2 0 】

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。

## 【 0 0 2 1 】

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。

## 【 0 0 2 2 】

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

50

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。

#### 【0023】

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。

#### 【0024】

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。

#### 【0025】

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。

#### 【0026】

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。

#### 【0027】

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1/4偏光板119で偏光制御される。なお、1/4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を介し、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、1/4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。

#### 【0028】

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

10

20

30

40

50

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 9 】

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 3 0 】

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 3 1 】

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 2 】

/ 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 3 3 】

< 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 4 】

光源 1 4 1 は、半導体レーザであり、本実施形態では、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。

【 0 0 3 5 】

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 6 】

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

10

20

30

40

50

、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。

【００３７】

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。

【００３８】

本実施形態では、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。

【００３９】

< 前眼部撮像部１６０ >

前眼部撮像部１６０について説明する。

【００４０】

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。

【００４１】

< 内部固視灯１７０ >

内部固視灯１７０について説明する。

【００４２】

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。

【００４３】

< 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。

【００４４】

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。

【００４５】

駆動制御部１８０は、上述の通り各部を制御する。

【００４６】

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、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。

【００４７】

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

10

20

30

40

50

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、画像処理装置と撮影装置（眼科装置）が通信可能に接続されていれば良い。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。

#### 【0048】

10

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。

#### 【0049】

##### 〔画像処理〕

20

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。

#### 【0050】

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。

#### 【0051】

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。

30

#### 【0052】

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。

#### 【0053】

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。

#### 【0054】

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。

40

#### 【0055】

<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。

#### 【0056】

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。

#### 【0057】

50



【数 1】

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

【0058】

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。

【0059】

図2(a)に視神経乳頭部の輝度画像の例を示す。

【0060】

なお、表示制御部191は、 $\lambda/4$ 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。

10

【0061】

<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。

【0062】

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。

【0063】

20

【数 2】

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

【0064】

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。

30

【0065】

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。

【0066】

<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。

40

【0067】

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。

【0068】

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。

50

## 【 0 0 6 9 】

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。

## 【 0 0 7 0 】

10

## &lt; 複屈折マップの生成 &gt;

画像生成部 1 9 3 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。

## 【 0 0 7 1 】

20

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 2 】

## &lt; D O P U 画像の生成 &gt;

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 3 】

## 【 数 3 】

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

30

## 【 0 0 7 4 】

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 5 】

40

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 ( 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 6 】

## 【 数 4 】

$$DOPU = \sqrt{Qm^2 + Um^2 + Vm^2} \quad \dots \quad (式 4)$$

## 【 0 0 7 7 】

50

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。

【0078】

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、所定の領域の一例である偏光が解消された領域（偏光が保たれない箇所）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が偏光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。

【0079】

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。

【0080】

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。

【0081】

〔処理動作〕

次に、本撮影装置及び本画像処理装置による処理動作について、図3を用いて説明する。なお、図3は、本撮影装置及び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。

【0082】

<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。

【0083】

(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。

【0084】

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。

【0085】

( / 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 6 】

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。

10

【 0 0 8 7 】

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

20

【 0 0 8 8 】

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。

30

【 0 0 8 9 】

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。

40

【 0 0 9 0 】

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

50

る。ただし、フォーカス調整の後に、 $\lambda/4$  偏光板を挿入してから P S - O C T 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  $\lambda/4$  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  $\lambda/4$  偏光板を自動的に光路に挿入しても良い。

#### 【0091】

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

#### 【0092】

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、 $\lambda/4$  偏光板を挿脱する場合、 $\lambda/4$  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。

#### 【0093】

< 撮像 > ~ < 画像生成 >

ステップ S 1 0 2 ~ S 1 0 3 において、光源 1 0 1、光源 1 4 1 からそれぞれ測定光を出射して、網膜 E r からの戻り光を、ラインカメラ 1 2 9、1 3 3、A P D 1 5 2、1 5 3 で受光して、画像生成部 1 9 3 で、前述の通り各画像を生成する。なお、本実施の形態においては、X スキャナ 1 1 0 および Y スキャナ 1 0 7 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 スキャン画像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 8 m m × 6 m m 程度の領域に対して M = 1 0 2 4、N = 2 5 0 程度の値に設定すればよい。

#### 【0094】

< 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 S 1 0 4 においては、画像解析部 1 9 4 は、ステップ S 1 0 3 で画像生成部 1 9 3 が計算した偏光状態を解消する箇所（領域）の情報を用いて網膜の各層を検出する。

#### 【0095】

(式 4) の D O P U を計算することにより、網膜層内においては R P E が偏光状態を解消するため、R P E 2 1 0 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 2 2 0 も検出することが出来る。それにより、輝度画像において R P E 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 R P E 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、R P E の位置かつ R P E 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。

#### 【0096】

網膜の各層の境界検出方法として、例えば、(式 4) の D O P U 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、R P E 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 R P E の輝度値、網膜層領域全体の輝度値と、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 R P E 2 1 0 と網膜層領域 2 2 0 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 1 0 % 低ければ、閾値を 1 0 % 低くする。そして、画像解析部 1 9 4 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 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 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、網膜層の各領域もしくはそれらの境界を抽出する。例えば、画像解析部 194 は、リターデーション画像から、RNFL、内境界膜、視細胞内節外節接合部 (IS/O S) を抽出する。また、画像解析部 194 は、DOPU 画像から RPE を抽出する。

#### 【0097】

なお、ステップ S102 ~ S104 は、N 回繰り返すことで、N 枚の断層画像の取得を行う。このとき、その取得手順については、操作者が任意に決めてもよい。すなわち、ステップ S102 を N 回繰り返して N 枚の断層画像データの取得を行った後に、ステップ S103 ~ S104 をまとめて実施してもよいし、1 枚の断層画像取得時にステップ S102 ~ S104 を実施し、それを N 回繰り返して実施してもよい。

#### 【0098】

##### < 位置合わせ >

次に、ステップ S104 において N 枚の DOPU 画像の抽出を行った後、ステップ S105 において DOPU 画像を用いた断層画像間の位置合わせを行う場合を考える。本実施形態において、位置合わせを行う断層画像は、輝度画像であるが、断層画像は必要に応じて選んでもよい。位置合わせは、例えば図 5 において、基準となる第一の DOPU 画像 501 に対して第二の DOPU 画像 503 のパターンマッチングを行って実施され、眼球運動を検出する。パターンマッチングとは、基準となる画像に対して類似度が最も高くなる領域を探索する技術である。本実施形態では取得した DOPU 画像全体 501 を用いてパターンマッチングを実施するが、これに限定されるものではない。基準となる第一の DOPU 画像から特徴のある部分を抽出し、第二の DOPU 画像に対してパターンマッチングを行って一致する箇所を探索し、その座標から画像取得間における眼球運動を検出してもよい。例えば、DOPU 画像中の濃度の淡い層 502 のみを用いてパターンマッチングすることも可能である。

#### 【0099】

パターンマッチングは、信号処理部 190 において実施され、基準となる第一の DOPU 画像に対してその他の複数枚の DOPU 画像それぞれの類似度を算出する。類似度の算出には例えば相互相関関数を用いることが出来る。パターンマッチングの方法は操作者が任意に選べばよい。本実施形態では、同一箇所の断層画像の重ね合わせを行うため、例えば N 枚の断層画像の重ねあわせを行う場合は、N - 1 枚の DOPU 画像の一枚一枚が第一の DOPU 画像に対して最も高い類似度となるようにパターンマッチングを行ってやればよい。一方で、N 枚の断層画像から 3 次元画像を合成する場合は、直前に取得された DOPU 画像とのマッチングを行う必要がある。すなわち、第一の DOPU 画像に対して直後に取得された第二の DOPU 画像をパターンマッチングし、第二の DOPU 画像に対してその直後に取得された第三の DOPU 画像をパターンマッチングする、ということを N - 1 回繰り返すことが必要である。

#### 【0100】

また、パターンマッチングを行う際に類似度をパラメータとして表示すれば、断層画像の重ね合わせ時に、重ね合わせを行うかどうかの指標として用いることも可能である。

#### 【0101】

信号処理部 190 はパターンマッチングを行った後、最も高い類似度とするために DOPU 画像を移動させた変位量を記憶する。例えば図 6 において、時間  $t_m$  における DOPU 画像に対して時間  $t(m+1)$  における DOPU 画像の類似度が最も高くなる時の DOPU 画像の変位量が  $(x(m+1), y(m+1))$  である場合、この変位量  $(x(m+1), y(m+1))$  を記憶しておく。ここで記憶する変位量は平行移動に限定されない。例えば必要に応じて回転や伸縮の変位量を記憶することが可能である。また、信号処理

10

20

30

40

50

部 1 9 0 に記憶されている変位量は、同じタイミングで取得されて画像生成部 1 9 3 において生成される各画像すべてに対して適応することが可能である。

#### 【 0 1 0 2 】

< 重ね合わせ画像の出力 >

ステップ S 1 0 5 において抽出された D O P U 画像すべてに対して位置合わせが終了すると、ステップ S 1 0 6 において、信号処理部 1 9 0 内の画像生成部 1 9 3 で断層画像の重ね合わせを行い、その結果に基づき制御部 1 9 1 は出力情報を生成し、表示部 1 9 2 に出力して表示を行う。断層画像の重ね合わせはステップ S 1 0 5 において、記憶された変位量を基準とする第一の断層画像に対して N - 1 枚の断層画像それぞれの位置を合わせて合成することで実施される。重ね合わせの手法については一般的に実施されている技術であるため、ここで詳細な説明は省略する。

10

#### 【 0 1 0 3 】

なお、取得した断層画像すべてを重ね合わせる必要はない。重ね合わせる枚数は操作者が任意に決定してもいいし、またはステップ S 1 0 6 において、パターンマッチングにおける類似度に閾値を設け、閾値以上である場合のみ重ね合わせを行うように設定しても良い。

#### 【 0 1 0 4 】

図 7 は本実施形態における表示部 1 9 2 における表示例である。ここで、7 0 0 は表示部 1 9 2 に表示されるウィンドウであり、表示領域 7 1 0、7 2 0、7 3 0、7 4 0 を有する。

20

#### 【 0 1 0 5 】

表示領域 7 1 0 ( 第一の表示領域とも言う ) には、眼底画像 7 1 1 が表示され、断層画像の位置を示す表示 7 1 2 が重畳されている。眼底画像 7 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 6 】

表示領域 7 2 0 ( 第二の表示領域とも言う ) には、N 枚の重ね合わせを行った断層画像 ( 輝度断層画像 ) 7 2 1 が表示される。さらに表示領域 7 2 0 には、表示される断層画像の種類を選択するためのボタン 7 2 2 ~ 7 2 5 ( 選択部の一例 ) が表示される。なお、ボタン 7 2 2 ~ 7 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。

30

#### 【 0 1 0 7 】

図 7 においては、ボタン 7 2 2 が選択された状態を示しており、輝度断層画像の重ね合わせ結果を表示している例を示している。その他のボタン 7 2 3 ~ 7 2 5 とその表示について説明をする。操作者が、ボタン 7 2 3 を選択すると、表示領域 7 2 0 にリターデーション画像を表示する。ボタン 7 2 4 を選択すると、表示領域 7 2 0 に D O P U 画像を表示する。ボタン 7 2 5 を選択すると、表示領域 7 2 0 には輝度断層画像上にセグメンテーション結果を重畳表示する。

#### 【 0 1 0 8 】

なお、輝度断層画像 7 2 1、リターデーション画像、D O P U 画像、セグメンテーション画像等には、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。さらに輝度断層画像 7 2 1、リターデーション画像、D O P U 画像、セグメンテーション画像等には、重ね合わせ枚数 7 2 6 及び撮影枚数 7 2 7 を合わせて表示することが好ましい。

40

#### 【 0 1 0 9 】

以上説明したように、本実施形態によれば、偏光 O C T で取得した断層画像を D O P U 画像を用いて精度よく重ね合わせることが出来る。また、疾患等で眼底が変形していた場合においても、偏光情報を有する D O P U 画像を用いることで位置合わせを行うことが可

50

能であるため、精度よく重ね合わせることが出来る。

【 0 1 1 0 】

本実施形態では測定光の光軸方向についての位置合わせについて記載しているがこれに限定されず、測定光の光軸方向に垂直な面内での動きについても適用可能である。さらに、測定光の光軸方向に垂直な面内の動きの補正に関しては、公知の方法を利用することでより精度よく位置合わせを行うことが可能である。公知の方法としては、例えば眼底画像内の特徴箇所を利用してテンプレートマッチングを行い、測定光の照射位置をリアルタイムに補正する方法などが挙げられる。

【 0 1 1 1 】

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ない。また、表示させる画像の数も本実施形態には限定されない。ボタン 7 2 2 ~ 7 2 5 が並ぶ順番や位置なども本実施形態に限定されないのは明らかである。

【 0 1 1 2 】

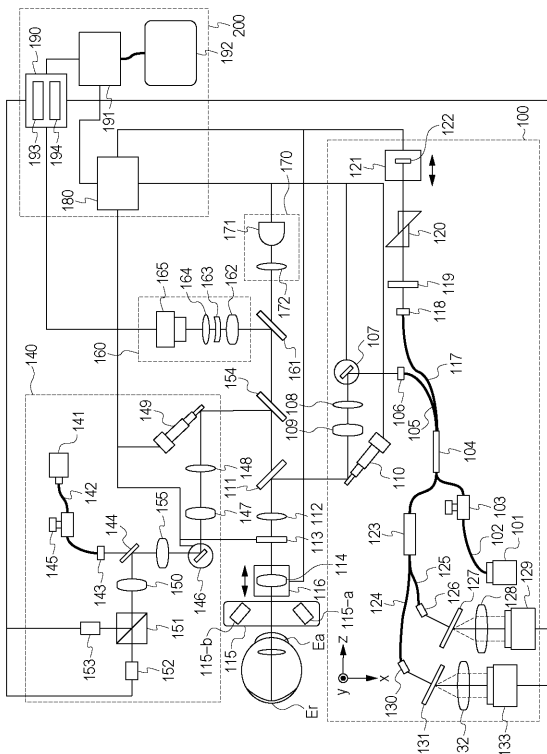
また、本実施形態では同一箇所を N 回撮像し、断層画像を重ね合わせる場合について説明をしたが、本技術はこれに限定されない。例えば、経時的に断層画像の取得位置を変化させ、三次元の断層画像を取得する場合においても本技術は適応可能である。

【 0 1 1 3 】

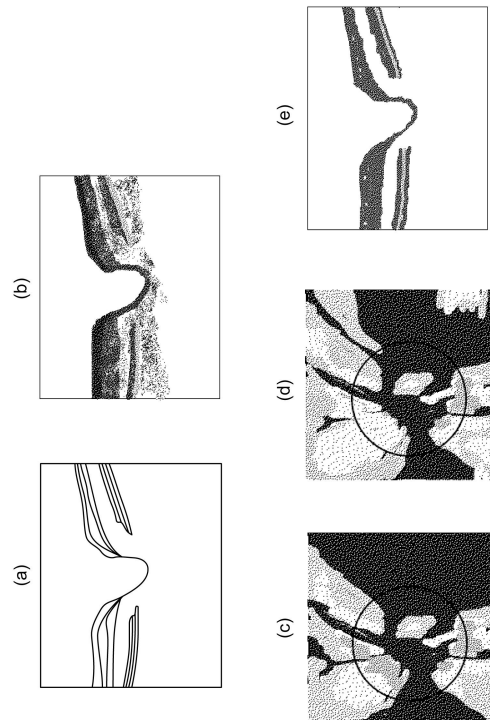
(その他の実施形態)

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

【 図 1 】

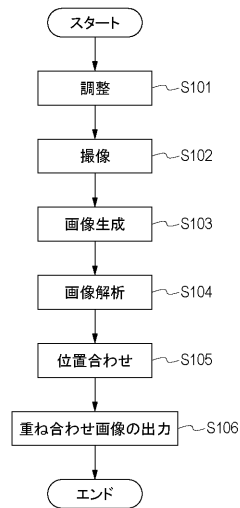


【 図 2 】

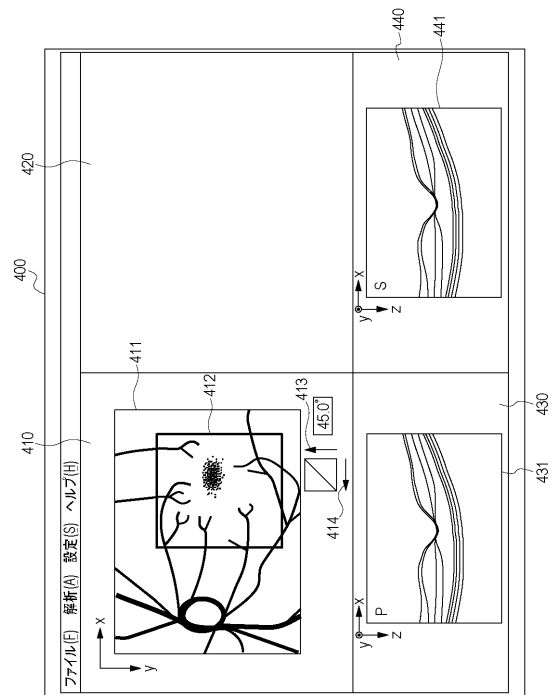




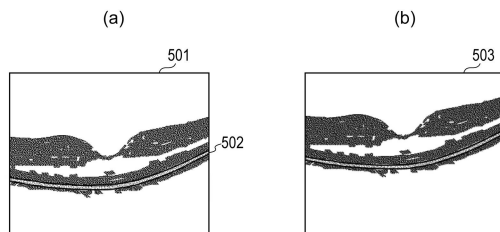
【図 3】



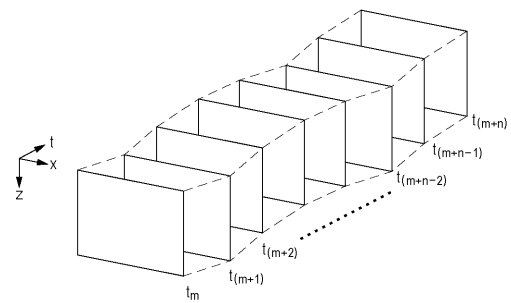
【図 4】



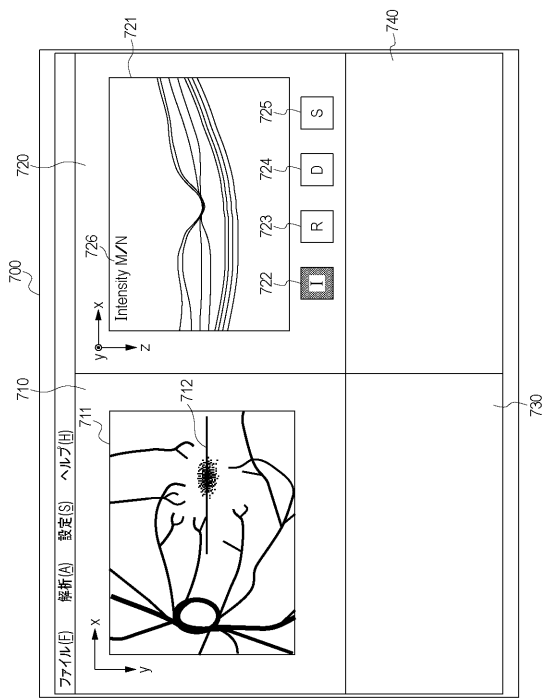
【図 5】



【図 6】



【図 7】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 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
- (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 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 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開2012-18129(JP,A)  
特開2012-16525(JP,A)  
特開2013-19773(JP,A)  
特開2008-272256(JP,A)  
特開2010-259675(JP,A)  
特開2010-94381(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/00 - 3/18  
G01N 21/17 - 21/61