

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6685706号  
(P6685706)

(45) 発行日 令和2年4月22日 (2020.4.22)

(24) 登録日 令和2年4月3日 (2020.4.3)

(51) Int.Cl. F I  
A 6 1 B 3/10 (2006.01) A 6 1 B 3/10 1 0 0

請求項の数 13 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2015-234268 (P2015-234268)  
(22) 出願日 平成27年11月30日 (2015.11.30)  
(65) 公開番号 特開2016-129663 (P2016-129663A)  
(43) 公開日 平成28年7月21日 (2016.7.21)  
審査請求日 平成30年11月20日 (2018.11.20)  
(31) 優先権主張番号 特願2015-1679 (P2015-1679)  
(32) 優先日 平成27年1月7日 (2015.1.7)  
(33) 優先権主張国・地域又は機関  
日本国 (JP)  
(31) 優先権主張番号 特願2015-1678 (P2015-1678)  
(32) 優先日 平成27年1月7日 (2015.1.7)  
(33) 優先権主張国・地域又は機関  
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 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 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

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】

測定光を照射した被検眼からの戻り光と参照光とによる共通の OCT 信号を処理することと得られる前記被検眼の断層輝度画像及び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偏光解消領域を抽出することにより、偏光解消性を有する R P E 層及び病変部を抽出する抽出手段と、

前記偏光断層画像における前記抽出された病変部の位置と前記断層輝度画像の輝度値とを用いて、前記断層輝度画像における一部の領域であって、前記抽出された病変部に対応する一部の領域を検出する検出手段と、

前記検出された一部の領域のサイズに関する情報を取得する情報取得手段と、

前記取得されたサイズに関する情報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】

前記検出手段は、前記偏光断層画像における前記抽出された病変部の位置を用いて前記断層輝度画像における前記一部の領域の位置を検出し、前記検出された位置と前記断層輝度画像の輝度値とを用いて前記一部の領域の輪郭を検出し、

前記情報取得手段は、前記検出された輪郭を用いて前記一部の領域のサイズに関する情報を取得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、前記検出された位置をシードポイントとして、前記断層輝度画像の輝度値が閾値以下となるまで領域拡張処理を行うことにより、前記一部の領域の輪郭を検出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】

前記断層画像取得手段は、前記戻り光と前記参照光との干渉光を複数の偏光成分の光に分割し、分割して得た複数の偏光成分の光に対応する複数の前記共通の OCT 信号に基づいて、前記偏光断層画像及び前記断層輝度画像を生成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】

前記断層画像取得手段は、前記画像処理装置に通信可能に接続された断層撮影装置からの出力に基づいて、前記偏光断層画像を生成することを特徴とする請求項 4 に記載の画像処理装置。

10

【請求項 6】

前記偏光断層画像は、DOPU 画像であり、  
前記病変部は、硬性白斑領域であり、  
前記サイズに関する情報は、前記検出された一部の領域の体積、面積、幅、外周長の少なくとも 1 つ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】

前記偏光断層画像と前記断層輝度画像とは、画像上での前記被検眼の部位の位置が互いに対応付いており、

20

前記検出手段は、前記断層輝度画像を用いて抽出された RPE 層の位置と前記偏光断層画像における前記抽出された病変部の位置と前記断層輝度画像の輝度値とを用いて、前記一部の領域を検出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】

前記表示制御手段は、前記検出された一部の領域を識別可能に、前記断層輝度画像、前記断層輝度画像に関するボリュームデータを用いて生成されたマップ、前記偏光断層画像に関するボリュームデータを用いて生成されたマップのうち少なくとも 1 つ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 7 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

30

【請求項 9】

前記検出手段は、前記偏光断層画像における前記抽出された病変部の位置と前記断層輝度画像の輝度値とを用いて、前記断層輝度画像における複数の一部の領域であって、前記抽出された病変部に対応する複数の一部の領域を検出し、

前記情報取得手段は、前記検出された複数の一部の領域のサイズに関する複数の情報を取得し、

前記表示制御手段は、前記検出された複数の一部の領域を識別可能に、前記断層輝度画像、前記断層輝度画像に関するボリュームデータを用いて生成されたマップ、前記偏光断層画像に関するボリュームデータを用いて生成されたマップのうち少なくとも 1 つを前記表示手段に表示させ、前記検出された複数の一部の領域と対応させて前記取得されたサイズに関する複数の情報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 8 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

40

【請求項 10】

前記表示制御手段は、前記取得されたサイズに関する複数の情報のうち少なくとも 1 つが検者からの指示に応じて選択された場合には、前記重ねて表示されている複数の一部の領域のうち、前記選択された少なくとも 1 つの情報に対応する少なくとも 1 つの一部の領域が識別可能に前記表示手段に表示されることを特徴とする請求項 9 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記表示制御手段は、前記重ねて表示されている複数の一部の領域のうち少なくとも 1

50

つが検者からの指示に応じて選択された場合には、前記取得されたサイズに関する複数の情報のうち、前記選択された少なくとも1つの一部の領域に対応する少なくとも1つの情報が識別可能に前記表示手段に表示されることを特徴とする請求項9または10に記載の画像処理装置。

【請求項12】

測定光を照射した被検眼からの戻り光と参照光とによる共通のOCT信号を処理することと得られる前記被検眼の断層輝度画像及び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偏光解消領域を抽出することにより、偏光解消性を有するRPE層及び病変部を抽出する工程と、

前記偏光断層画像における前記抽出された病変部の位置と前記断層輝度画像の輝度値とを用いて、前記断層輝度画像における一部の領域であって、前記抽出された病変部に対応する一部の領域を検出する工程と、

前記検出された一部の領域のサイズに関する情報を取得する工程と、

前記取得されたサイズに関する情報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13】

請求項12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、被検眼の偏光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】

【0002】

近年、低コヒーレンス光による干渉を利用した光断層画像撮像（Optical Coherence Tomography：OCT）装置（以下、OCT装置と記載）が実用化されている。これは、被検査物の断層画像を高分解能で且つ非侵襲に取得することができる。そのため、OCT装置は、特に眼科領域において、被検眼の眼底の断層画像を得るうえで、必要不可欠な装置になりつつある。また、眼科領域以外でも、皮膚の断層観察や、内視鏡やカテーテルとして構成して、消化器、循環器の壁面断層画像撮像等が試みられている。

【0003】

眼科用OCT装置においては、眼底組織の形状をイメージングする通常のOCT画像（輝度画像とも言う）に加えて、眼底組織の光学特性や動き等をイメージングする機能OCT画像の取得が試みられている。特に、神経線維層や網膜層の描出が可能な偏光OCT装置は、機能OCT装置の一つとして開発されており、緑内障や加齢黄斑変性などを対象とした研究が進められている。また、偏光OCT装置を用いて網膜層に生じた変異を検出し、疾患の進行や治療効果を判断するための研究も進められている。

【0004】

偏光OCT装置は、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、オリエンテーション、DOPU（Degree of polarization uniformity））を用いて偏光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。一般的に、偏光OCT装置は波長板（例えば、 $\lambda/4$ 板や $\lambda/2$ 板）を用いることで、OCT装置の測定光と参照光の偏光状態を任意に変化させられるように光学系が構成されている。光源から出射される光の偏光を制御し、試料を観察する測定光に所望の偏光状態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て、偏光OCT画像を生成する。ここで、閾値処理により決定されるDOPUパラメータによって再構成されるDOPU画像から、偏光解消領域（偏光解消性を持つ領域）の一つである網膜の網膜色素上皮（RPE：Retinal pigment epithelium）層を特異的に描出する方法が非特許文献1に開示されている

10

20

30

40

50

。ここで、偏光解消は、被検体において偏光が解消される度合いを表す指標である。偏光解消は、例えば、組織内の微小構造（例えばメラニン）で測定光の反射により、偏光の方向や位相がランダムに変化する事に起因すると考えられている。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】Biomedical Optics Express 3(11), Stefan Zotter et al. "Large-field high-speed polarization sensitive spectral domain OCT and its applications in ophthalmology" 10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ここで、DOPU画像は、偏光OCT装置によって取得される断層画像データを用いて算出されるDOPUパラメータを領域ごとに計算して2次元的に再構成したものである。また、DOPUパラメータは光の偏光度を示すパラメータであり、0から1までの値をとる。検出する光が完全偏光の場合に1となり、逆に偏光状態が不均一になっており、偏光状態が全くそろわない無偏光の場合に0の値をとる。偏光解消領域の偏光度は、他の組織からの戻り光に比べて低い値となる。DOPUパラメータは、各画素に対して計算する事ができるが、当該画素を含む一定範囲の空間の偏光状態を統計的に処理する（平均値を求める）ため、DOPU画像は通常の輝度画像などに比べ、解像度が低下する。結果として、偏光解消領域の正しい輪郭（範囲）を捉えることが難しかった。 20

【0007】

本発明の目的の一つは、偏光解消領域の輪郭（範囲）を精度良く求めることである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明に係る画像処理装置の一つは、

測定光を照射した被検眼からの戻り光と参照光とによる共通のOCT信号を処理することで得られる前記被検眼の断層輝度画像及び偏光断層画像を取得する断層画像取得手段と 30

、  
前記偏光断層画像における偏光解消領域を抽出することにより、偏光解消性を有するRPE層及び病変部を抽出する抽出手段と、

前記偏光断層画像における前記抽出された病変部の位置と前記断層輝度画像の輝度値とを用いて、前記断層輝度画像における一部の領域であって、前記抽出された病変部に対応する一部の領域を検出する検出手段と、

前記検出された一部の領域のサイズに関する情報を取得する情報取得手段と、

前記取得されたサイズに関する情報を表示手段に表示させる表示制御手段と、を有する

。

【0011】 40

また、本発明に係る画像処理方法の一つは、

測定光を照射した被検眼からの戻り光と参照光とによる共通のOCT信号を処理することで得られる前記被検眼の断層輝度画像及び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偏光解消領域を抽出することにより、偏光解消性を有するRPE層及び病変部を抽出する工程と、

前記偏光断層画像における前記抽出された病変部の位置と前記断層輝度画像の輝度値とを用いて、前記断層輝度画像における一部の領域であって、前記抽出された病変部に対応する一部の領域を検出する工程と、

前記検出された一部の領域のサイズに関する情報を取得する工程と、

前記取得されたサイズに関する情報を表示手段に表示させる工程と、を有する。 50

## 【発明の効果】

## 【0014】

本発明の一つによれば、偏光解消領域の輪郭（範囲）を精度良く求めることができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0015】

【図1】本実施形態における偏光OCT装置の全体構成の概略図である。

【図2】本実施形態における、信号処理部144で生成される画像の例である。

【図3】本実施形態における、撮像のフローである。

【図4】本実施形態における、硬性白斑の検出を説明する図である。

【図5】本実施形態における、画像表示画面を説明する図である。

10

## 【発明を実施するための形態】

## 【0016】

本実施形態に係る画像処理装置の一つは、被検眼の偏光断層画像（例えば、DOPU画像）における偏光解消領域（偏光解消性を持つ領域）を抽出する抽出手段を有する。ここで、抽出手段は、偏光断層画像から偏光解消領域を直接的に抽出しても良いし、偏光断層画像が生成される前の信号から偏光解消領域に対応する信号を抽出しても良い。また、偏光解消領域は、例えば、RPE層や硬性白斑を含む領域である。また、本実施形態に係る画像処理装置の一つは、偏光断層画像に対応する被検眼の断層輝度画像における、抽出された偏光解消領域に対応する領域を検出する検出手段を有する。ここで、検出手段は、断層輝度画像からこの領域を直接的に検出しても良いし、断層輝度画像が生成される前の信号からこの領域に対応する信号を検出しても良い。これにより、偏光解消領域の輪郭（範囲）を精度良く求めることができる。

20

## 【0017】

また、本実施形態に係る画像処理装置の一つは、検出された領域を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有する。これにより、偏光解消領域を精度良く表示させることができる。

## 【0018】

また、本実施形態に係る画像処理装置の一つは、検出された領域のサイズを算出する算出手段を有する。ここで、検出された領域のサイズは、偏光断層画像が3次元画像である場合には体積であることが好ましい。また、偏光断層画像が2次元画像である場合には面積であることが好ましい。もちろん、偏光断層画像が3次元画像であっても、検出された領域のサイズとして面積が算出されても良い。なお、検出された領域のサイズは、体積や面積以外に、幅や外周長等であっても良い。これにより、偏光解消領域のサイズを精度良く求めることができる。

30

## 【0019】

ここで、DOPU画像を用いて、糖尿病網膜症患者に生じる硬性白斑を、偏光解消領域として抽出することもできる。硬性白斑は、偏光解消性を持つ変性部位であり、糖尿病網膜症患者における疾患の進行との関連性が研究されている。本実施形態に係る画像処理装置の一つによれば、偏光解消領域は硬性白斑であっても良く、このとき、硬性白斑の輪郭を精度良く求めることができる。また、硬性白斑を精度良く表示させることができる。これにより、硬性白斑の進行や治療効果の確認等の経過観察において、ユーザはモニタに表示された硬性白斑を確認しながら、硬性白斑のサイズや数の変化を容易に確認することができる。また、硬性白斑のサイズを精度良く求めることができる。これにより、硬性白斑の進行や治療効果の確認等の経過観察において、硬性白斑のサイズや数の変化を定量的に評価することができる。

40

## 【0020】

以下、本発明の一実施形態を、図面を用いて詳細に説明する。

## 【0021】

## 〔装置の全体構成〕

図1は、本実施形態における断層撮影装置の一例である偏光OCT装置の全体構成の概

50

略図である。本実施形態では、SS (Swept Source) - OCTによる偏光OCT装置について説明する。ただし、本発明はこれに限定されるものではなく、SD (Spectral Domain) - OCTによる偏光OCT装置に対しても適用することができる。

#### 【0022】

##### < 偏光OCT装置100の構成 >

偏光OCT装置100の構成について説明する。光源101は、波長掃引型 (Swept Source: 以下SS) 光源であり、例えば、掃引中心波長1050nm、掃引幅100nmで掃引しながら光を出射する。光源101から出射された光は、シングルモードファイバ (以下SMファイバと記載) 102、偏光制御器103コネクタ104、SMファイバ105、ポラライザ106、偏波保持 (Polarization Maintaining: PM) ファイバ (以下PMファイバと記載) 107、コネクタ108、PMファイバ109を介して、ビームスプリッタ110に導かれ、測定光 (OCT測定光とも言う) と参照光 (OCT測定光に対応する参照光とも言う) に分岐される。ビームスプリッタ110の分岐比は、90 (参照光) : 10 (測定光) である。偏光制御器103は光源101から射出する光の偏光を所望の偏光状態へ変化させることが出来る。一方、ポラライザ106は特定の直線偏光成分のみを通過させる特性を持つ光学素子である。通常光源101から射出される光は偏光度が高く、特定の偏光方向を持つ光が支配的であるが、ランダム偏光成分と呼ばれる、特定の偏光方向を持たない光が含まれている。このランダム偏光成分は偏光OCT画像の画質を悪化させることが知られており、ポラライザによってランダム偏光成分をカットしてやる。なお、ポラライザ106を通過できるのは特定の直線偏光状態の光のみであるため、所望の光量が被検眼118に入射するように偏光制御器103によって偏光状態を調整する。

#### 【0023】

分岐された測定光は、PMファイバ111を介して出射され、コリメータ112によって平行光とされる。平行光となった測定光は1/4波長板113を透過したのち、被検眼118の眼底Erにおいて測定光を走査するガルバノスキャナ114、スキャンレンズ115、フォーカスレンズ116を介して被検眼118に入射する。ここで、ガルバノスキャナ114は単一のミラーとして記載したが、実際は被検眼118の眼底Erをラスタースキャンするように2枚のガルバノスキャナによって構成している。もちろん、光を2次元方向に走査可能な単一のミラーで構成しても良い。また、2枚のガルバノスキャナを近接して配置しても良いし、両方とも被検眼118の前眼部に対して光学的に共役な位置に配置しても良い。また、フォーカスレンズ116はステージ117上に固定されており、光軸方向に動くことで、フォーカス調整することが出来る。ガルバノスキャナ114とステージ117は駆動制御部145によって制御され、被検眼118の眼底Erの所望の範囲 (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も言う) で測定光を走査することが出来る。また1/4波長板113は、1/4波長板の光学軸と、その光学軸に対して直交する軸との間の位相を1/4波長分だけ遅延させる特性を持つ光学素子である。本実施形態ではPMファイバ111より射出する測定光の直線偏光の方向に対して1/4波長板の光学軸を45°だけ光軸を回転軸として回転させ、被検眼118に入射する光を円偏光とする。

#### 【0024】

なお、本実施形態では詳細な説明はしていないが、眼底Erの動きを検出し、ガルバノスキャナ114のミラーを眼底Erの動きに追従させて走査させるトラッキング機能が付与されていても、本実施形態の方法が適用可能である。その場合、トラッキング方法については一般的な技術を用いて行うことが可能であり、リアルタイムで行うことも、ポストプロセッシングで行うことも可能である。例えば、走査型レーザ検眼鏡 (Scanning Laser Ophthalmoscope: SLO) を用いる方法がある。これは眼底Erについて、SLOを用いて光軸に対して垂直な面内の2次元画像を経時的に取得し、画像中の血管分岐などの特徴箇所を抽出する。取得する2次元画像中の特徴箇所がど

10

20

30

40

50

のように動いたかを眼底 E r の移動量として算出し、算出した移動量をガルバノスキャナ 114 にフィードバックすることでリアルタイムトラッキングを行うことが出来る。

【0025】

測定光は、ステージ 117 上に乗ったフォーカスレンズ 116 により、被検眼 118 に入射し、眼底 E r 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、上述の光学経路をビームスプリッタ 110 に戻る。ビームスプリッタ 110 に入射した測定光の戻り光は P M ファイバ 126 を経由し、ビームスプリッタ 128 に入射する。

【0026】

一方、ビームスプリッタ 106 で分岐された参照光は、P M ファイバ 119 を介して出射され、コリメータ 120 によって平行光とされる。参照光は 1/2 波長板 121、分散補償ガラス 122、N D フィルタ 123、コリメータ 124 を介し、P M ファイバ 127 に入射する。コリメータレンズ 124 と P M ファイバ 127 の一端はコヒーレンスゲートステージ 125 の上に固定されており、被検者の眼軸長の相違等に対応して光軸方向に駆動するように、駆動制御部 145 で制御される。1/2 波長板 121 は、1/2 波長板の光学軸と、その光学軸に対して直交する軸との間の位相を 1/2 波長分だけ遅延させる特性を持つ光学素子である。本実施形態では P M ファイバ 119 より射出する参照光の直線偏光が P M ファイバ 127 において長軸が 45° 傾いた偏光状態となるように調整する。なお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出来ればよい。

【0027】

P M ファイバ 127 を通過した参照光はビームスプリッタ 128 に入射する。ビームスプリッタ 128 では参照光の戻り光と参照光が合波されて干渉光とされた上で二つに分割される。分割される干渉光は互いに反転した位相の干渉光（以下、正の成分および負の成分と表現する）となっている。分割された干渉光の正の成分は P M ファイバ 129、コネクタ 131、P M ファイバ 133 を経由して偏光ビームスプリッタ 135 に入射する。一方、干渉光の負の偏光成分は P M ファイバ 130、コネクタ 132、P M ファイバ 134 を経由して偏光ビームスプリッタ 136 に入射する。

【0028】

偏光ビームスプリッタ 135 および 136 では、直交する二つの偏光軸に合わせて干渉光が分割され、垂直 (V e r t i c a l) 偏光成分（以下、V 偏光成分）と水平 (H o r i z o n t a l) 偏光成分（以下、H 偏光成分）の二つの光にそれぞれ分割される。偏光ビームスプリッタ 135 に入射した正の干渉光は偏光ビームスプリッタ 135 において正の V 偏光成分と正の H 偏光成分の二つの干渉光に分割される。分割された正の V 偏光成分は P M ファイバ 137 を経由してディテクタ 141 に入射し、正の H 偏光成分は P M ファイバ 138 を経由してディテクタ 142 に入射する。一方、偏光ビームスプリッタ 136 に入射した負の干渉光は偏光ビームスプリッタ 136 において負の V 偏光成分と負の H 偏光成分に分割される。負の V 偏光成分は P M ファイバ 139 を経由してディテクタ 141 に入射し、負の H 偏光成分は P M ファイバ 140 を経由してディテクタ 142 に入射する。

ディテクタ 141 および 142 はいずれも差動検出器となっており、位相が 180° 反転した二つの干渉信号が入力すると、直流成分を除去し、干渉成分のみを出力する。

ディテクタ 141 で検出された干渉信号の V 偏光成分とディテクタ 142 で検出された干渉信号の H 偏光成分はそれぞれ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 144 に入力する。

【0029】

< 制御部 143 >

本実施形態に係る画像処理装置の一例である制御部 143 について説明する。制御部 143 は、本実施形態に係る断層撮影装置と通信可能に接続されている。なお、制御部 143 は、断層撮影装置と一体に設けられても良いし、別々に設けられても良い。ここで、制

10

20

30

40

50

御部 1 4 3 は、信号処理部 1 4 4、駆動制御部 1 4 5、表示部 1 4 6 によって構成される。駆動制御部 1 4 5 は、上述の通りに各部を制御する。信号処理部 1 4 4 は、ディテクタ 1 4 1、1 4 2 から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。すなわち、信号処理部 1 4 4 は表示制御手段の機能を有し、信号処理部 1 4 4 は、信号処理部 1 4 4 で生成される画像や解析結果を表示部 1 4 6 の表示画面に表示させることができる。なお、表示制御手段は、信号処理部 1 4 4 は別々に設けられても良い。ここで、表示部 1 4 6 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 4 4 で生成された画像データは、表示部 1 4 6 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、本実施形態において表示部 1 4 6 等は制御部 1 4 3 に含まれているが、本発明はこれに限らず、制御部 1 4 3 とは別に設けられても良く、例えば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を操作可能に構成することが好ましい。

【 0 0 3 0 】

〔 画像処理 〕

次に、信号処理部 1 4 4 における画像生成について説明する。信号処理部 1 4 4 は、ディテクタ 1 4 1、1 4 2 から出力された干渉信号に対して、一般的な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、H 偏光成分に対応する断層画像と、V 偏光成分に対応する断層画像を生成する。

【 0 0 3 1 】

まず、信号処理部 1 4 4 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。次に、信号処理部 1 4 4 は、有限区間でフーリエ変換した場合にトレードオフの関係となる、深さ分解能とダイナミックレンジを最適化するために、窓関数処理を行う。本実施形態ではコサインテーパーによる窓関数処理を行う。その後、FFT 処理を行う事によって断層信号を生成する。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。なお、窓関数処理の方法はコサインテーパーに限定されず、術者が目的に合わせて任意に選択してよい。他の窓関数処理、例えばガウシアン窓関数、ハニング窓関数など、一般的に知られる窓関数処理が適用可能である。

【 0 0 3 2 】

< 輝度画像 ( 断層輝度画像 ) の生成 >

信号処理部 1 4 4 は、前述した 2 つの断層信号から輝度画像を生成する。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、本明細書では断層輝度画像とも呼ぶ。断層輝度画像の画素値  $r$  は、ディテクタ 1 4 1、1 4 2 から得られる H 偏光成分の振幅  $A_H$  および V 偏光成分の振幅  $A_V$  から式 1 によって計算される。

【 0 0 3 3 】

【 数 1 】

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

図 2 ( a ) に視神経乳頭部の輝度画像の例を示す。また、ガルバノスキャナ 1 1 4 によってラスタースキャンすることにより、被検眼 1 1 8 の眼底  $E_r$  の B スキャン画像を構成し、さらに眼底上の位置が異なる複数の B スキャン像を副走査方向に取得することで、輝度画像のボリュームデータを生成する。

【 0 0 3 4 】



## &lt; D O P U 画像生成 &gt;

信号処理部 1 4 4 は、取得した振幅  $A_H$ 、 $A_V$  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 2 により計算する。

【 0 0 3 5 】

【 数 2 】

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

10

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 3 6 】

次に、信号処理部 1 4 4 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  $18 \mu m$  程度のサイズのウィンドウを設定し、各ウィンドウ内において式 2 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、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 3 により計算する。

20

【 0 0 3 7 】

【 数 3 】

$$DOPU = \sqrt{Q_m^2 + U_m^2 + V_m^2} \quad \dots (式 3)$$

ただし、 $Q_m$ 、 $U_m$ 、 $V_m$  は各ウィンドウ内のストークスベクトルの要素  $Q$ 、 $U$ 、 $V$  を平均した値である。この処理を B スキャン画像内の全てのウィンドウに対して行うことで、図 2 ( b ) に示す視神経乳頭部の D O P U 画像 ( 偏光の均一度を示す断層画像とも言う ) が生成される。

30

【 0 0 3 8 】

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個所においては 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 層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 層に対応する部分は、他の領域に対してその値が小さくなる。図 2 ( b ) において、濃淡が淡い場所 2 1 0 が R P E 層を示しており、濃淡が濃い場所 2 2 0 は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 層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 層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 層を画像化出来る。D O P U 画像も輝度画像と同様に、上記で得られる B スキャン画像における D O P U 画像を副走査方向に並べ、D O P U 画像のボリュームデータを生成することが可能である。なお、本明細書において、D O P U 画像やリターデーション画像等を、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、D O P U 画像を、偏光解消性を示す画像とも言うことにする。また、本明細書において、リターデーション画像のボリュームデータから生成されたりターデーションマップや複屈折マップ等を、偏光眼底画像とも言うことにする。

40

【 0 0 3 9 】

[ 処理動作 ]

次に本偏光 O C T 装置における処理動作について説明する。図 3 は、本偏光 O C T 装置

50

における処理動作を示すフローチャートである。

【 0 0 4 0 】

< 調整 >

まず、ステップ S 1 0 1 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。なお、ワーキングディスタンス等の X Y Z 方向のアライメント、フォーカス、コヒーレンスゲートの調整等は一般的であるのでその説明は省略する。

【 0 0 4 1 】

< 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 から光を射出し、測定光および参照光を生成する。測定光が被検眼 1 1 8 の網膜 E r より反射、または散乱した戻り光と参照光との干渉光をディテクタ 1 4 1 および 1 4 2 で受光し、信号処理部 1 4 4 で前述のとおり各画像を生成する。

【 0 0 4 2 】

< 解析 >

( D O P U 画像における硬性白斑を検出 )

信号処理部 1 4 4 はステップ S 1 0 4 において、作成された D O P U 画像における硬性白斑を検出する。図 4 に硬性白斑の含まれる輝度画像 4 1 0 ( 図 4 ( a ) ) および D O P U 画像 4 1 1、4 1 2 ( 図 4 ( b、c ) ) の例を示す。D O P U 画像は測定対象となる物質の偏光解消性を画像化するものである。図 4 ( a ) に示す輝度画像 4 1 0 では、偏光解消性を有する硬性白斑領域 4 0 1 および R P E 層 4 0 2 と共に、網膜を構成する断層が描出される。一方、図 4 ( b ) に示す D O P U 画像 4 1 1 では偏光解消領域が描出される。本実施形態においては D O P U 画像として描出する D O P U の閾値を 0 . 7 5 とし、それよりも偏光解消性の高い領域、つまり反射、散乱による戻り光の偏光度が低くなる領域について、 $D O P U < 0 . 7 5$  の領域を D O P U 画像として描出している。結果として硬性白斑領域 4 0 3 および R P E 層 4 0 4 が D O P U 画像 4 1 1 として描出される。なお、本実施形態では D O P U の閾値を 0 . 7 5 としたがこれに限定されるものではない。検者が測定対象、測定の目的等に応じて任意に設定可能である。

【 0 0 4 3 】

本実施形態において信号処理部 1 4 4 は、D O P U 画像 4 1 1 から R P E 層 4 0 4 を特定し、偏光解消領域から特定された R P E 層 4 0 4 を除外することにより、硬性白斑領域 4 0 3 を抽出する。抽出の方法としては、硬性白斑領域 4 0 3 が R P E 層 4 0 4 より内層側に存在する事や、連続的な層構造を持たないという形状的な特徴を利用することができる。例えば輝度画像 4 1 0 を用いて層のセグメンテーションを行って R P E 層 4 0 2 の座標を算出し、D O P U 画像 4 1 1 においてその座標近傍の D O P U データを除く方法や、D O P U 画像 4 1 1 から Graph Cut 法などの手法によって D O P U 密度の高い領域を抽出し、それによってフィッティングされるライン近傍の D O P U データを除く方法などがある。以上の処理を加えることで、D O P U 画像において硬性白斑領域 4 0 3 を特異的に抽出することが出来る ( 図 4 ( c ) )。信号処理部 1 4 4 は、これらの処理を取得した D O P U 画像のボリュームデータを構成する全ての B スキャン画像に対して実施することで、ボリュームデータ内の硬性白斑領域を特異的に抽出する。

【 0 0 4 4 】

( D O P U 画像において検出された硬性白斑を用いて輝度画像の硬性白斑位置を特定 )

信号処理部 1 4 4 は、硬性白斑領域 4 0 3 を特異的に抽出したのち、D O P U 画像 4 1 2 からその座標値を取得する。上述した通り、D O P U 画像は取得した振幅  $A_H$ 、 $A_V$  とそれらの間の位相差 から、画素毎にストークスペクトル  $S$  を求め、得られたストークスペクトル  $S$  の各要素を平均することで得られる D O P U を B スキャン画像内で行うことで生成される。そのため、画像サイズや画素ピッチなどは同一である。すなわち、D O P U 画像と断層輝度画像との位置関係は対応付いている。もちろん、D O P U 画像と断層輝度画像とが、別々のタイミングあるいは別々の光学系で取得されたものであっても良い。この場合、画像相関等を用いてこれらの画像を位置合わせすることにより、互いの位置関

10

20

30

40

50

係を対応付けることができる。そのため、DOPU画像412で取得される座標値を輝度画像410に適用することで、DOPU画像412内の硬性白斑403の位置を輝度画像410において特定することが出来る。

#### 【0045】

図4(d)に硬性白斑領域401を拡大した図を示す。硬性白斑領域403には硬性白斑420～427に対応するDOPU画像が含まれている。ここで、信号処理部144は、それぞれの硬性白斑の座標を算出するが、各硬性白斑の一部が含まれていればよく、各硬性白斑の面積全体の座標情報は必須ではない。例えばDOPU画像412で取得される座標値は、抽出される硬性白斑420～427それぞれの重心座標428～435や、その他に、DOPU画像中のそれぞれの硬性白斑の最も左側に存在する画素の座標などが利用  
10

#### 【0046】

(輝度画像中の硬性白斑を特異的に検出)

輝度画像410における硬性白斑420～427がどの座標にあるかが特定されたら、次に信号処理部144は硬性白斑420～427を特異的に描出する。抽出に際し、本実施形態では領域拡張法を用いるものとして説明するが、本発明はこれに限定されるものではない。空間的な初期位置に基づいて領域分割を行うどのようなアルゴリズムでも、初期位置をDOPU画像412において決定することで適用ができる。信号処理部144は硬  
20

性白斑420～427の各々に対して特定された座標値に対して、各々種子点(シードポイント)を設定し、判定条件として輝度画像410に対する閾値を用いて領域拡張を行う。すなわち、信号処理部144はDOPU画像412で決定されたシードポイントから輝度画像410において領域の拡張を開始し、輝度値が閾値以下となるまで拡張処理を行う。閾値は実験的に決めることが可能であるが、さらに拡張の範囲がDOPU画像412によって描出された硬性白斑の範囲を超えないように条件を付加することが望ましい。このように、DOPU画像によって特定された硬性白斑は、DOPUパラメータの計算に必要なウィンドウ処理の影響によって、その輪郭が実際よりも広がっている可能性があるが、上記の処理は輝度画像に基づいて輪郭を決定しているため、より正確に硬性白斑の形状を抽出する事ができる。なお、これらの処理は取得した輝度画像のボリュームデータを構成  
30

#### 【0047】

(輝度画像による硬性白斑の表示)

上述の通りに硬性白斑420～427を抽出後、ステップS105において画像の出力を行うことができる。画像の出力は表示部146によって行われる。ステップS104で特定された輝度画像410中の硬性白斑420～427を判別しやすい状態で輝度画像410に重ねて表示される。例えば、輝度画像410中の硬性白斑420～427は、輝度画像410の他の領域との区別を容易にするために、輝度画像410に使用されていない  
40

#### 【0048】

以上説明した撮像装置および画像処理方法を用いることで、偏光解消性を有する病変部位を特異的に表示することが可能となる。また、病変部位のサイズを正確に表示することが可能となる。本実施形態では偏光OCT装置のみの構成としたが、例えば走査型レーザ検眼鏡(Scanning Laser Ophthalmoscope: SLO)などの眼底観察装置と組み合わせ、偏光OCT装置の撮像位置との対応を付けることで、より正確な診断を行うことが可能である。また、本実施形態では硬性白斑を対象としたが、これに限定されるものではなく、眼底に生じる偏光解消性を有する病変の表示であれば、本方法が適応可能である。また、本実施形態では偏光OCT装置のBスキャン画像に対して  
50

のみ画像表示方法を記したが、これに限定されるものではない。例えば偏光OCT装置によって複数のBスキャンによる3次元データを取得し、各Bスキャン画像に対して上述の画像解析処理を行ったうえでポリウムデータとすることで、偏光解消性を有する病変部位を3次的に描出することが可能である。

#### 【0049】

(輝度画像による硬性白斑領域の計算)

上述の通りに輝度画像のポリウムデータを構成する全てのBスキャン画像に対して硬性白斑の領域を特定後、信号処理部144はポリウムデータ内の硬性白斑領域の体積を算出することもできる。まず信号処理部144は、取得した輝度画像の全てのBスキャン画像を副走査方向(y方向)に取得した順番で並べ、輝度画像のポリウムデータを作成する。次に、各Bスキャン画像に対して特定した硬性白斑領域について、各Bスキャンの副走査方向に連続するかまたは一部が接するピクセルを抽出し、結合する。抽出はBスキャン画像中の硬性白斑の抽出と同様に、領域拡張法を用いて実施する。最後に抽出した硬性白斑のボクセルについて、ポリウムデータの縦(y方向)、横(x方向)、深さ(z方向)の各軸に対するピクセル分解能を考慮して体積を算出する。本実施形態では、縦6mm、横8mm、深さ2mmのポリウムを縦256ピクセル、横512ピクセル、深さ1024ピクセルで撮像している。そのため、1ピクセルあたりの長さはそれぞれ、縦23 $\mu$ m、横16 $\mu$ m、深さ2 $\mu$ mとなる。これらの処理はポリウムデータ中に含まれる各硬性白斑について算出される。

#### 【0050】

上述の通り硬性白斑の体積が算出すると、体積値は抽出された硬性白斑それぞれに対応してリストが表示部146に表示される。表示部146に表示される表示画面の例を図5に示す。表示画面501には画像表示部502およびリスト表示部522が配置されている。画像表示部501には生成したポリウムデータから得られるxy面における輝度画像マップ523および輝度画像のBスキャン画像503が示される。なお、スライダ521を動かすことで、取得した全てのBスキャン画像の中から任意のBスキャン画像を表示することが可能となっている。一方、リスト表示部522にはリスト504が表示され、抽出された硬性白斑の座標値及び体積値が対応付けられて表示される。

#### 【0051】

術者がリスト504から任意の行を選択すると輝度画像マップ523およびBスキャン画像503の中の硬性白斑領域505～512および513～520のうち、対応する硬性白斑領域がハイライト表示される。また、反対に、術者が輝度画像マップ523またはBスキャン画像523に表示される硬性白斑領域505～512および513～520のいずれかを選択すると、リスト504の対応する行がハイライト表示されるようになっている。

#### 【0052】

なお、本実施形態では複数の硬性白斑についてそれぞれ体積値を算出したが、任意の範囲に存在する硬性白斑の体積値を積算して表示しても良い。また、本実施形態では輝度画像マップおよび輝度画像のBスキャン画像を表示する例を示したが、これに限定されない。セグメンテーション後のEn faceマップやDOPU画像など、偏光OCT装置で取得、生成可能な全ての画像から任意に選択して表示してよい。

#### 【0053】

以上説明した撮像装置および画像処理方法を用いることで、硬性白斑のより正確な体積を算出することが可能である。本実施形態の中でも記載しているが、偏光OCT装置のみの構成ではなく、例えば走査型レーザ検眼鏡(Scanning Laser Ophthalmoscope: SLO)などの眼底観察装置と組み合わせ、偏光OCT装置の撮像位置との対応を付けることで、より正確な算出を行うことが可能である。例えばSLOによって取得される眼底画像を基に被検眼の動きをトラッキングし、被検眼の動き量を補正してポリウムデータを生成することで、被検眼の動きによるBスキャンごとの位置ずれをなくし、正確に硬性白斑の面積および体積を算出することが出来る。また、本実施形態

では硬性白斑を対象としたが、これに限定されるものではなく、眼底に生じる偏光解消性を有する病変部の領域の算出に対しては、本方法が適応可能である。また、本実施形態では偏光OCT装置のボリュームデータを用いて硬性白斑の体積を算出する方法について記載したが、これに限定されるものではない。例えば、Bスキャン画像を用いて偏光解消性を有する病変部の面積を算出することや、En face画像中の偏光解消性を有する病変部の面積を算出することも可能である。

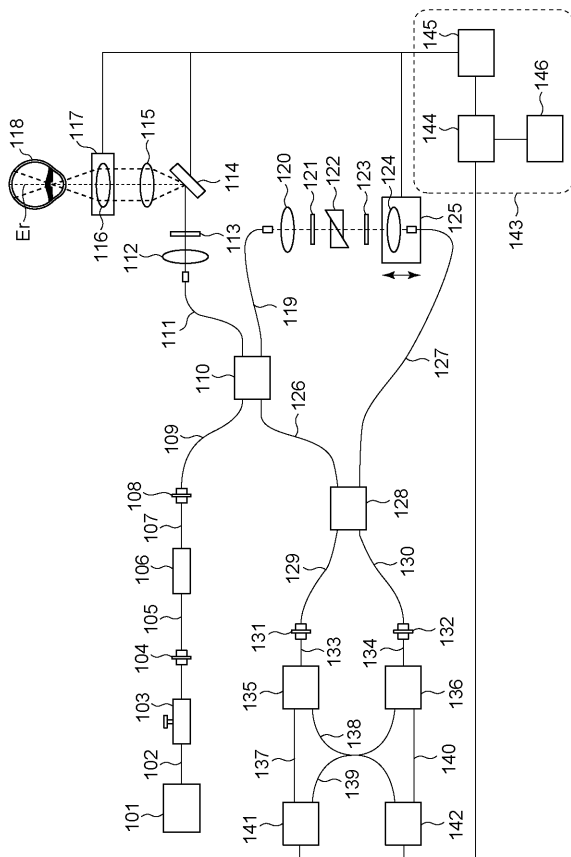
【 0 0 5 4 】

(その他の実施形態)

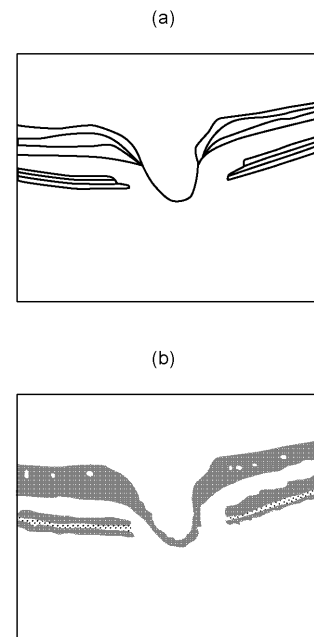
また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア（プログラム）を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ（またはCPUやMPU等）がプログラムを読み出して実行する処理である。

10

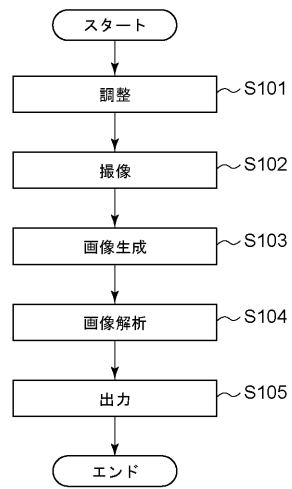
【 図 1 】



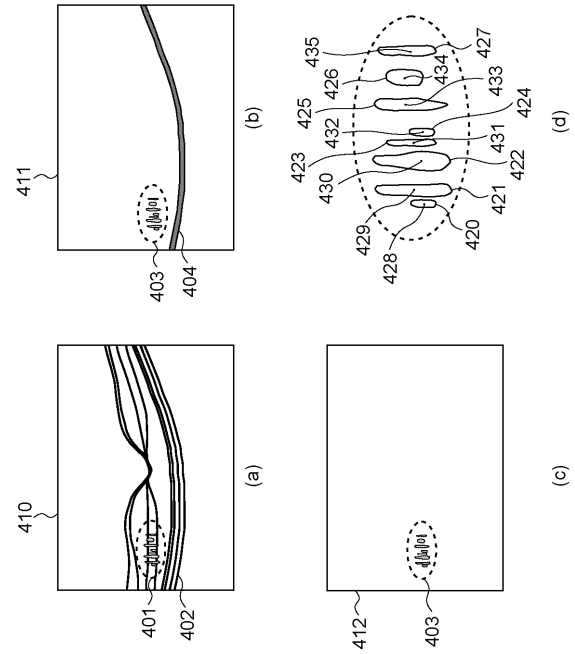
【圖 2】



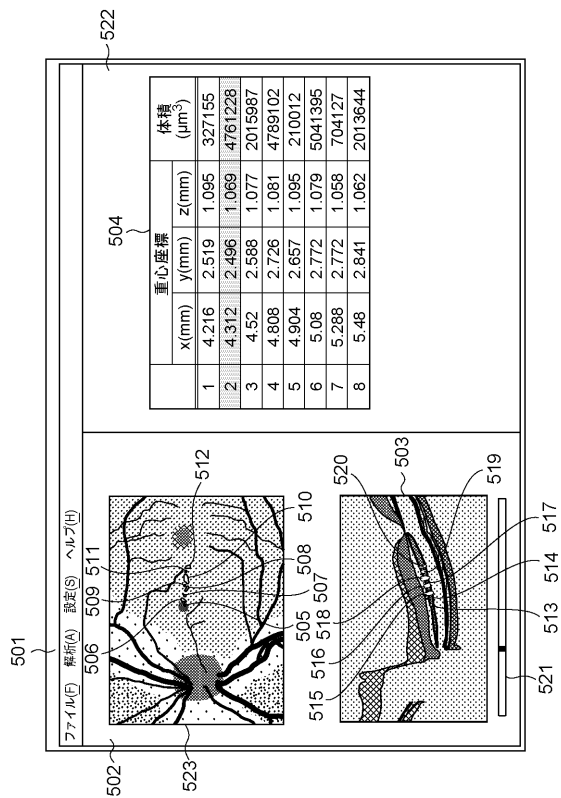
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 住谷 利治  
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

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 特開2014-110883(JP,A)  
特開2014-110884(JP,A)  
特開2014-42650(JP,A)

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