

(19)日本国特許庁(JP)

**(12)特許公報(B2)**

(11)特許番号  
**特許第6992030号**  
**(P6992030)**

(45)発行日 令和4年1月13日(2022.1.13)

(24)登録日 令和3年12月10日(2021.12.10)

(51)国際特許分類

A 6 1 B	3/10 (2006.01)	A 6 1 B	3/10	1 0 0
A 6 1 B	3/12 (2006.01)	A 6 1 B	3/12	3 0 0

F I

請求項の数 18 (全30頁)

(21)出願番号	特願2019-182532(P2019-182532)	(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
(22)出願日	令和1年10月2日(2019.10.2)	(74)代理人	100126240 弁理士 阿部 琢磨
(62)分割の表示	特願2015-94339(P2015-94339)の分割	(74)代理人	100124442 弁理士 黒岩 創吾
原出願日	平成27年5月1日(2015.5.1)	(72)発明者	坂川 幸雄 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
(65)公開番号	特開2019-217388(P2019-217388 A)	審査官	佐藤 秀樹
(43)公開日	令和1年12月26日(2019.12.26)		
審査請求日	令和1年10月25日(2019.10.25)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 画像生成装置、画像生成方法およびプログラム

**(57)【特許請求の範囲】****【請求項1】**

被検眼の略同一位置を測定光で複数回走査することにより得た前記被検眼の複数の断層像データ間の対応する画素データを用いてモーションコントラスト値を算出する工程と、前記モーションコントラスト値と閾値とを比較して得た比較結果に基づいて、前記閾値以下のモーションコントラスト値を無効化する工程と、前記モーションコントラスト値が算出される前に前記複数の断層像データの位置合わせを行う工程と、前記複数の断層像データの平均化画像を用いてセグメンテーション処理を行うことにより、複数の層境界を検出する工程と、前記無効化が行われた後に、前記検出された複数の層境界に基づいて分類された複数の層のうち少なくとも一つの層と前記モーションコントラスト値とに基づいて、前記被検眼のモーションコントラスト正面画像を生成する工程と、前記少なくとも一つの層におけるモーションコントラスト値のヒストグラムにおけるノイズの分布と血流領域の分布とに応じて自動的に設定された初期値であって、前記複数の層のうち少なくとも一つの層を決定するための検者からの指示に応じて自動的に変更された初期値から、検者からの指示に応じて前記閾値を変更する工程と、前記決定された少なくとも一つの層と、前記変更されることにより得た閾値を用いて再度比較して得た比較結果とに基づいて、前記被検眼のモーションコントラスト正面画像を再度生成する工程と、

を有することを特徴とする画像生成方法。

**【請求項 2】**

前記算出する工程は、モーションコントラスト値を前記算出に用いた複数の断層像データの対応する画素データの平均値を用いて正規化する工程をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の画像生成方法。

**【請求項 3】**

前記検出された複数の層境界の少なくとも一つに基づいて、前記モーションコントラスト正面画像の深さ方向の表示範囲を設定する工程と、

前記設定された表示範囲に基づいて生成された前記モーションコントラスト正面画像を表示する工程と、を更に有し、

前記表示範囲の変更に応じて表示される前記モーションコントラスト正面画像が更新されることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の画像生成方法。

10

**【請求項 4】**

前記表示範囲を設定する工程は、前記検者からの指示に応じて前記設定された表示範囲を変更可能であり、該設定が可能な表示範囲を深さ方向の所定の幅に制限可能であることを特徴とする請求項 3 に記載の画像生成方法。

**【請求項 5】**

前記表示範囲を設定する工程は、前記分類された複数の層から任意の層を選択可能であるとともに、選択可能な層の数を制限可能であることを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の画像生成方法。

20

**【請求項 6】**

前記閾値の変更に応じて、前記再度生成する工程と前記表示する工程とが繰返し実行されることを特徴とする請求項 3 乃至 5 の何れか 1 項に記載の画像生成方法。

**【請求項 7】**

前記表示範囲を設定する工程は、網膜上部層または網膜下部層の選択が可能であり、神経線維層 (N F L)、神経節細胞層 (G C L)、内網状層 (I P L)、内顆粒層 (I N L)、外網状層 (O P L)、外顆粒層 (O N L)、外境界膜 (E L M) のいずれかが選択された場合、少なくとも E l l i p s o i d Z o n e (E Z)、I n t e r d i g i t a t i o n Z o n e (I Z)、R P E 層および脈絡膜の 1 つを選択不能とし、内顆粒層 (I N L)、外網状層 (O P L)、外顆粒層 (O N L)、外境界膜 (E L M)、E l l i p s o i d Z o n e (E Z)、I n t e r d i g i t a t i o n Z o n e (I Z)、網膜色素上皮 (R P E) 層、脈絡膜のいずれかが選択された場合、少なくとも神経線維層 (N F L)、神経節細胞層 (G C L)、内網状層 (I P L)、内顆粒層 (I N L)、外網状層 (O P L)、外顆粒層 (O N L) および外境界膜 (E L M) の 1 つを選択不能とすることを特徴とする請求項 3 乃至 6 の何れか 1 項に記載の画像生成方法。

30

**【請求項 8】**

前記表示する工程において、前記表示されるモーションコントラスト正面画像上で指定された位置に対応する位置の断層像を 3 次元モーションコントラストから選択または生成して表示することを特徴とする請求項 3 乃至 7 の何れか 1 項に記載の画像生成方法。

40

**【請求項 9】**

前記複数の層の位置を示す情報が重畠された前記位置合わせが行われた複数の断層像データの平均化画像と、前記平均化画像に対応する前記略同一位置を示す情報が重畠された前記モーションコントラスト正面画像と、前記閾値の変更を受け付けるための情報とを並べて表示手段に表示させる工程を更に有し、

前記複数の層境界は、前記平均化画像を用いてセグメンテーション処理を行うことにより検出されることを特徴とする請求項 1 乃至 8 の何れか 1 項に記載の画像生成方法。

**【請求項 10】**

前記複数の断層データは、前記被検眼の動きに追従しながら前記略同一位置を前記測定光で複数回走査することにより得られることを特徴とする請求項 1 乃至 9 の何れか 1 項に記載の画像生成方法。

50

**【請求項 1 1】**

前記閾値の初期値は、前記閾値と比較されるモーションコントラスト値に対応する画像の周辺画素のモーションコントラスト値に基づいて決定されることを特徴とする請求項 1 乃至 1\_0 の何れか 1 項に記載の画像生成方法。

**【請求項 1 2】**

所定領域のモーションコントラスト値のヒストグラムからモーション領域と非モーション領域を推定し、前記モーション領域のヒストグラムおよび前記非モーション領域のヒストグラムから前記閾値の初期値を決定する請求項 1 乃至 1\_1 の何れか 1 項に記載の画像生成方法。

**【請求項 1 3】**

前記複数の断層像データは、前記被検眼の眼底の略同一位置を測定光で複数回走査することにより得られることを特徴とする請求項 1 乃至 1\_2 の何れか 1 項に記載の画像生成方法。

**【請求項 1 4】**

前記少なくとも一つの断層像データを用いて得た画像は、偏光 OCT 画像であり、前記偏光 OCT 画像を用いて前記セグメンテーションが行われ、前記モーションコントラスト値を算出するための断層像データと共に断層像データを用いて得た偏光情報を用いて偏光情報を示すマップが生成されることを特徴とする請求項 1 乃至 1\_3 の何れか 1 項に記載の画像生成方法。

**【請求項 1 5】**

前記被検眼の眼底表面画像の運動解析に応じて、前記測定光が略同一位置を走査する回数が決定されることを特徴とする請求項 1 乃至 1\_4 の何れか 1 項に記載の画像生成方法。

**【請求項 1 6】**

請求項 1 乃至 1\_5 の何れか 1 項に記載の画像生成方法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。

**【請求項 1 7】**

被検眼の略同一位置を測定光で複数回走査することにより得た前記被検眼の複数の断層像データ間の対応する画素データを用いてモーションコントラスト値を算出する算出手段と、前記モーションコントラスト値と閾値とを比較して得た比較結果に基づいて、前記閾値以下のモーションコントラスト値を無効化する無効化手段と、

前記モーションコントラスト値が算出される前に前記複数の断層像データの位置合わせを行う位置合わせ手段と、

前記複数の断層像データの平均化画像を用いてセグメンテーション処理を行うことにより、複数の層境界を検出する検出手段と、

前記無効化が行われた後に、前記検出された複数の層境界に基づいて分類された複数の層のうち少なくとも一つの層と前記モーションコントラスト値とに基づいて、前記被検眼のモーションコントラスト正面画像を生成する生成手段と、

前記少なくとも一つの層におけるモーションコントラスト値のヒストグラムにおけるノイズの分布と血流領域の分布とに応じて自動的に設定された初期値であって、前記複数の層のうち少なくとも一つの層を決定するための検者からの指示に応じて自動的に変更された初期値から、検者からの指示に応じて前記閾値を変更する変更手段と、を備え、

前記生成手段は、前記決定された少なくとも一つの層と、前記変更されることにより得た閾値を用いて再度比較して得た比較結果とに基づいて、前記被検眼のモーションコントラスト正面画像を再度生成することを特徴とする画像生成装置。

**【請求項 1 8】**

請求項 1\_7 に記載の画像生成装置と、

前記被検眼を測定光で走査するための走査手段と、前記測定光を照射した前記被検眼からの戻り光と参照光との干渉光を検出する光検出手段とを有する光干渉断層撮像装置と、を備えることを特徴とするシステム。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】**

10

20

30

40

50

**【0001】**

開示の技術は、画像生成装置、画像生成方法およびプログラムに関する。

**【背景技術】****【0002】**

生体などの測定対象の断層像を非破壊、非侵襲で取得する方法として、光干渉断層撮像法（Optical Coherence Tomography、以下OCTという）が実用化されている。OCTは、特に眼科領域で被検眼の眼底における網膜の断層像が取得され、網膜の眼科診断等において広く利用されている。

**【0003】**

OCTは、測定対象から反射した光と参照鏡から反射した光を干渉させ、その干渉した光強度の時間依存性または波数依存性を解析することにより断層像を得ている。このような光干渉断層像取得装置として、参照鏡の位置を変えることで測定対象の深さ情報を得るタイムドメインOCTが知られている。また、広帯域光源を使用したスペクトラルドメインOCT (SD-OCT : Spectral Domain Optical Coherence Tomography) が知られている。さらに、発振波長を変えることができる波長可変光源装置を光源として使用した波長掃引光コヒーレンストモグラフィー (SS-OCT : Swept Source Optical Coherence Tomography) 装置が知られている。なお、SD-OCTとSS-OCTは総称して (FD-OCT : Fourier Domain Optical Coherence Tomography) と呼ばれる。

10

**【0004】**

近年、このFD-OCTを用いた擬似血管造影法が提案されており、OCTアンギオグラフィー (OCTA) と呼ばれている。

**【0005】**

現代の臨床医療で一般的な血管造影法である蛍光造影は、体内に蛍光色素（例えばフルオレセインまたはインドシアニングリーン）の注入を必要としている。蛍光色素の通り道となる血管を2次元的に表示するが、OCTアンギオグラフィーは非侵襲で擬似的な血管造影を可能にし、血流部位のネットワークを3次元的に表示すること可能である。さらに、蛍光造影に比べて高分解能であり、眼底の微小血管または血流を描出することができるため注目を集めている。

30

**【0006】**

OCTアンギオグラフィーは血流検出方法の違いにより複数の方法が提案されている。OCT信号から時間変調が起こっている信号のみを抽出することで血流からのOCT信号を分離する方法（非特許文献1）が提案されている。また、血流による位相のバラツキを利用した方法（非特許文献2）、血流による強度のバラツキを利用した方法（非特許文献3、特許文献1）、などが提案されている。尚、本明細書中では、OCT信号から時間変調が起こっている信号を画像として表示したものをモーションコントラスト画像、またその画素値をモーションコントラスト、そのデータセットをモーションコントラストデータと呼ぶ場合がある。

40

**【先行技術文献】****【特許文献】****【0007】**

**【文献】**米国特許出願公開第2014/221827号明細書

**【非特許文献】****【0008】**

**【文献】**Fingler et al. "Mobility and transverse flow visualization using phasevariance contrast with spectral domain optical coherence tomography" Optics Express. Vol. 15, No. 20. pp 12637 - 12653 (2007)

50

Optics Letters Vol. 33, Iss. 13, pp. 1530 - 1532 (2008) "Speckle variance detection of microvasculature using swept-source optical coherence tomography"

Mariampillai et al., "Optimized speckle variance OCT imaging of microvasculature," Optics Letters 35, 1257 - 1259 (2010)

**【発明の概要】**

**【発明が解決しようとする課題】**

**【0009】**

しかし、上記のOCTアンギオグラフィーでは、網膜色素上皮（RPE）等からの強い反射光や種々のノイズの影響を受けて血流部位の描出が十分に明瞭でなかったりノイズに埋もれたりして、診断に適するモーションコントラスト画像を容易に得ることが難しかった。

10

**【0010】**

開示の技術は、モーションコントラスト画像の迅速・適切な描出を課題とする。具体的には、網膜部位の構造情報を用いてモーションコントラスト画像から不要なノイズを除去し、診断に有用なモーションコントラスト画像を描出する画像形成方法及び装置を提供することを課題とする。

**【0011】**

開示の技術は上記の課題に鑑みてなされたものであり、適切なモーションコントラスト画像を生成することを目的の1つとする。

20

**【0012】**

なお、前記目的に限らず、後述する発明を実施するための形態に示す各構成により導かれる作用効果であって、従来の技術によっては得られない作用効果を奏することも本件の他の目的の1つとして位置付けることができる。

**【課題を解決するための手段】**

**【0013】**

開示の画像生成方法の一つは、

被検眼の略同一位置を測定光で複数回走査することにより得た前記被検眼の複数の断層像データ間の対応する画素データを用いてモーションコントラスト値を算出する工程と、  
前記モーションコントラスト値と閾値とを比較して得た比較結果に基づいて、前記閾値以下のモーションコントラスト値を無効化する工程と、

30

前記モーションコントラスト値が算出される前に前記複数の断層像データの位置合わせを行う工程と、

前記複数の断層像データの平均化画像を用いてセグメンテーション処理を行うことにより、複数の層境界を検出する工程と、

前記無効化が行われた後に、前記検出された複数の層境界に基づいて分類された複数の層のうち少なくとも一つの層と前記モーションコントラスト値とに基づいて、前記被検眼のモーションコントラスト正面画像を生成する工程と、

前記少なくとも一つの層におけるモーションコントラスト値のヒストグラムにおけるノイズの分布と血流領域の分布とに応じて自動的に設定された初期値であって、前記複数の層のうち少なくとも一つの層を決定するための検者からの指示に応じて自動的に変更された初期値から、検者からの指示に応じて前記閾値を変更する工程と、

40

前記決定された少なくとも一つの層と、前記変更されることにより得た閾値を用いて再度比較して得た比較結果とに基づいて、前記被検眼のモーションコントラスト正面画像を再度生成する工程と、を有する。

**【発明の効果】**

**【0014】**

開示の技術によれば、適切なモーションコントラスト画像を生成することが可能となる。

**【図面の簡単な説明】**

50

**【0015】**

- 【図1】本実施形態における装置の全体構成の一例の概略を示す図。
- 【図2】本実施形態におけるスキャンパターンの一例を表す図。
- 【図3】本実施形態における全体処理手順の一例を示す図。
- 【図4】本実施形態における干渉信号取得手順の一例を示す図。
- 【図5】本実施形態における信号処理手順の一例を示す図。
- 【図6】本実施形態における3次元血流部位情報取得手順の一例を示す図。
- 【図7】本実施形態におけるモーションコントラスト画素値を表示用の画素に変換する方法の一例を示す図。
- 【図8】本実施形態におけるG U Iの一例を説明するための図。
- 【図9】本実施形態における閾値を変更した場合のモーションコントラスト画像の一例を示す図。
- 【図10】本実施形態におけるモーション領域と非モーション領域のヒストグラムの一例を示す図。
- 【図11】本実施形態におけるセグメンテーション結果の一例を示す図。
- 【図12】本実施形態における表示情報生成手順の一例を示す図。
- 【図13】本実施形態におけるG U Iの一例を示す図。
- 【図14】本実施形態における装置の全体構成の一例の概略を示す図。

**【発明を実施するための形態】****【0016】**

以下、添付の図面を参照して、本実施形態に係る撮像装置を説明する。なお、以下の実施形態において示す構成は一例に過ぎず、本発明は以下の実施形態に限定されるものではない。なお、本実施形態で被検体を人眼（眼底）としているがこれに限るものではなく、例えば皮膚等に用いることとしてもよい。また、本実施形態において撮像対象は眼の眼底としているが、前眼を撮影対象とすることとしてもよい。

**【0017】****〔第1の実施形態〕**

本実施形態では、後述する制御部143が撮影された3次元光干渉信号から断層画像を生成し、モーションコントラストを算出する。そして、制御部143は、部位の構造情報を用いてノイズ閾値を調整し、明瞭化された3次元血流部位情報を取得する例を示す。

**【0018】****〔画像形成装置全体の構成〕**

図1は、本実施形態における光干渉断層法を用いた画像形成装置の構成例を示す図である。図1に示す装置は、光干渉断層信号を取得する光干渉断層取得部100と制御部143を備える。制御部143は、信号処理部144、信号取得制御部145、表示部146および表示制御部149を備えて構成される。信号処理部144は、さらに画像生成部147とマップ生成部148とを備える。ここで、制御部143は例えばコンピュータであり、コンピュータに備えられたC P Uが不図示の記憶装置に記憶されたプログラムを実行することで信号処理部144、信号取得制御部145、画像生成部147、マップ生成部148および表示制御部149としてとして機能する。

**【0019】**

なお、制御部143が備えるC P Uおよび記憶装置は1つであってもよいし複数であってもよい。すなわち、少なくとも1以上の処理装置（C P U）と少なくとも1つの記憶装置（R A MおよびR O M）とが接続されており、少なくとも1以上の処理装置が少なくとも1以上の記憶装置に記憶されたプログラムを実行した場合に制御部143は上記の各手段として機能する。なお、処理装置はC P Uに限定されるものではなく、F P G A等であってもよい。

**【0020】**

まず光干渉断層取得部100の構成について説明する。図1は、本実施形態における光干渉断層取得部の例としてO C T装置の構成例を示す図である。O C T装置は、例えば、S

10

20

30

40

50

D - OCT または SS - OCT である。本実施形態では OCT 装置が SS - OCT である場合の構成を示す。

【 0 0 2 1 】

< OCT 装置 100 の構成 >

OCT 装置 100 の構成について説明する。

【 0 0 2 2 】

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 1050 nm、掃引幅 100 nm で掃引しながら光を出射する。ここで、波長や掃引幅については例示であり、本発明は上記の値に限定されるものではない。以下の実施形態についても同様に、記載された数値は例示であり、本発明は記載された数値に限定されるものではない。10

【 0 0 2 3 】

光源 101 から出射された光は光ファイバ 102 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。分岐された測定光は、光ファイバ 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、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不図示の 2 枚のガルバノスキャナ、X 軸スキャナー 114 a と Y 軸スキャナー 114 b、によって構成している。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 は信号取得制御部 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。20

【 0 0 2 4 】

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ることが望ましい。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 (眼底表面画像) 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のように動いたかを眼底 Er 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。30

【 0 0 2 5 】

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 Er 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光ファイバ 126 を経由し、ビームスプリッタ 128 に入射する。40

【 0 0 2 6 】

一方、ビームスプリッタ 106 で分岐された参照光は、光ファイバ 119 a、偏光制御器 150、光ファイバ 119 b、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。偏光制御器 150 には参照光の偏光を所望の偏光状態へ変化させることが出来る。参照光は分散補償ガラス 122、ND フィルタ 123、コリメータ 124 を介し、光ファイバ 127 に入射する。コリメータレンズ 124 と光ファイバ 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、信号取得制御部 145 で制御される。なお本実施形態では参照光50

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】

光ファイバ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光ファイバ129を経由してディテクタ141の一方の入力ポートに入射する。一方、干渉光の負の成分は光ファイバ130を経由してディテクタ141の他方に入射する。ディテクタ141は差動検出器となっており、位相が180°反転した二つの干渉光が入力されると、直流成分を除去し、干渉成分のみの干渉信号を出力する。

10

#### 【0028】

ディテクタ141で検出された干渉光は光の強度に応じた電気信号（干渉信号）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に入力される。

#### 【0029】

<制御部143>

本装置全体を制御するための制御部143について説明する。

#### 【0030】

制御部143は信号処理部144、信号取得制御部145、表示部146、表示制御部149によって構成される。また、信号処理部144はさらに、画像生成部147とマップ生成部148を持つ構成となっている。画像生成部147はディテクタ141から送られる電気信号（干渉信号）から輝度画像およびモーションコントラスト画像を生成する機能を有し、マップ生成部148は輝度画像から層情報（網膜のセグメンテーション）を生成する機能を有する。

20

#### 【0031】

信号取得制御部145は上述の通りに各部を制御する。信号処理部144はディテクタ141から出力される干渉信号に基づき、画像の生成、生成された画像の解析、解析結果の可視情報の生成を行う。

#### 【0032】

信号処理部144で生成された画像および解析結果は表示制御部149に送られ、表示制御部149は表示部146の表示画面に画像および解析結果を表示させる。ここで、表示部146は、例えば液晶等のディスプレイである。なお、信号処理部144で生成された画像データは表示制御部149に送られた後、表示部146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146等は制御部143に含まれているが、本発明はこれに限らず、制御部143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。

30

#### 【0033】

以上が、被検体118のある1点における断層に関する情報の取得のプロセスの説明である。このように被検体118の奥行き方向の断層に関する情報を取得することをA-scanと呼ぶ。また、A-scanと直交する方向で被検体の断層に関する情報、すなわち2次元画像を取得するための走査方向をB-scan、更にB-scanにより得られた断層像に直交する方向に走査することをC-scanと呼ぶ。これは、3次元断層像を取得する際に眼底面内に2次元ラスター走査する場合、高速な走査方向がB-scan、B-scanをその直交方向に並べて走査する低速な走査方向をC-scanと呼ぶ。A-scan及びB-scanを行うことで2次元の断層像が得られ、A-scan、B-scan及びC-scanを行うことで、3次元の断層像を得ることができる。B-scan、C-scanは、上述したガルバノスキャナ114により行われる。

40

#### 【0034】

50

なお、不図示の X 軸スキャナー 114a、Y 軸スキャナー 114b は、それぞれ回転軸が互いに直交するよう配置された偏向ミラーで構成されている。X 軸スキャナー 114a は、X 軸方向の走査を行い、Y 軸スキャナー 114b は、Y 軸方向の走査を行う。X 軸方向、Y 軸方向の各方向は、眼球の眼軸方向に対して垂直な方向で、互いに垂直な方向である。また、B-scan、C-scan のようなライン走査方向と、X 軸方向または Y 軸方向とは、一致していなくてもよい。このため、B-scan、C-scan のライン走査方向は、撮像したい 2 次元の断層像あるいは 3 次元の断層像に応じて、適宜決めることができる。

#### 【0035】

##### 【スキャンパターン】

次に、図 2 を用いて本実施形態のスキャンパターンの一例を説明する。

10

#### 【0036】

OCT アンギオグラフィーでは血流による OCT 干渉信号の時間変化を計測するため、同じ場所（または略同じ場所）で複数回の計測が必要となる。本実施形態では OCT 装置は同じ場所での B スキャンを m 回繰り返しつつ、n 箇所の y ポジションに移動するスキャンを行う。

#### 【0037】

具体的なスキャンパターンを図 2 に示す。眼底平面上で  $y_1 \sim y_n$  の n 箇所の y ポジションについて、それぞれ B スキャンを繰り返し m 回づつ実施する。

#### 【0038】

m が大きいと同じ場所での計測回数が増えるため、血流の検出精度が向上する。その一方でスキャン時間が長くなり、スキャン中の眼の動き（固視微動）により画像にモーションアーチファクトが発生する問題と被検者の負担が増える問題が生じる。本実施形態では両者のバランスを考慮して  $m = 4$  として実施した。なお、OCT 装置の A スキャン速度、被検体 118 の眼底表面画像の運動解析に応じて、制御部 143 は m を変更してもよい。

20

#### 【0039】

図 2において p は 1 つの B スキャンにおける A スキャンのサンプリング数を示している。すなわち、 $p \times n$  により平面画像サイズが決定される。 $p \times n$  が大きいと、同じ計測ピッチであれば広範囲がスキャンできるが、スキャン時間が長くなり、上述のモーションアーチファクトおよび患者負担の問題が生じる。本実施形態では両者のバランスを考慮して  $n = p = 300$  として実施した。なお、上記 n, p は適宜自由に変更が可能である。

30

#### 【0040】

また、図 2 における  $x$  は隣り合う  $x$  ポジションの間隔 ( $x$  ピッチ) であり、 $y$  は隣り合う  $y$  ポジションの間隔 ( $y$  ピッチ) である。本実施形態では  $x$  ピッチ、 $y$  ピッチは眼底における照射光のビームスポット径の  $1/2$  として決定し、 $10 \mu m$  とする。 $x$  ピッチ、 $y$  ピッチを眼底上ビームスポット径の  $1/2$  とすることで生成する画像を高精細に形成することができる。 $x$  ピッチ、 $y$  ピッチを眼底ビームスポット径の  $1/2$  より小さくしても生成する画像の精細度をそれ以上高くする効果は小さい。

#### 【0041】

逆に  $x$  ピッチ、 $y$  ピッチを眼底ビームスポット径の  $1/2$  より大きくすると精細度は悪化するが、小さなデータ容量で広い範囲の画像を取得することができる。臨床上の要求に応じて  $x$  ピッチ、 $y$  ピッチを自由に変更してもよい。

40

#### 【0042】

本実施形態のスキャン範囲は、 $x$  方向が  $p \times x = 3 mm$ 、 $y$  方向が  $n \times y = 3 mm$  である。

#### 【0043】

次に、図 3 を用いて本実施形態の画像形成方法の具体的な処理の手順を説明する。

ステップ S101において、信号取得制御部 145 は光干渉断層像取得部 100 を制御し、光干渉断層信号を取得する。処理の詳細説明は後述する。ステップ S102において、制御部 143 は表示情報を生成する。処理の詳細説明を、後述する。以上のステップを実

50

施して、本実施形態の画像形成方法の処理の手順を終了する。

#### 【0044】

##### [干渉信号取得手順]

次に、図4を用いて本実施形態のステップS101の干渉信号取得の具体的な処理の手順を説明する。ステップS109において、信号取得制御部145は図2のポジション $y_i$ のインデックス $i$ を1に設定する。ステップS110において、OCT装置はスキャン位置を $y_i$ に移動する。ステップS119において、信号取得制御部145は繰り返しBスキャンのインデックス $j$ を1に設定する。ステップS120において、OCT装置はBスキャンを実施する。

#### 【0045】

ステップS130においてディテクタ141はAスキャン毎に干渉信号を検出し、不図示のA/D変換器を介して上記干渉信号が信号処理部144に記憶される。信号処理部144はAスキャンの干渉信号を $p$ サンプル取得することで、1Bスキャン分の干渉信号とする。

ステップS139において、信号取得制御部145は繰り返しBスキャンのインデックス $j$ をインクリメントする。

#### 【0046】

ステップS140において信号取得制御部145は $j$ が所定回数( $m$ )より大きいか判断する。すなわち、ポジション $y_i$ でのBスキャンが $m$ 回繰り返されたかを判断する。繰り返されてない場合はS120に戻り、同一位置のBスキャン計測を繰り返す。所定回数繰り返された場合は、S149に進む。ステップS149において、信号取得制御部145はポジション $y_i$ のインデックス $i$ をインクリメントする。ステップS150において信号取得制御部145は $i$ が所定のY位置の計測回数( $n$ )より大きいか、すなわち $n$ 箇所の全ての $y$ ポジションでBスキャンを実施したかを判断する。所定のY位置の計測回数に満たない(no)の場合はS110に戻り、次の計測ポジションで計測することを繰り返す。所定のY位置の計測回数を終了した(yes)場合は、次ステップS160へ進む。

#### 【0047】

ステップS160においてOCT装置はバックグラウンドデータを取得する。OCT装置はシャッター85を閉じた状態で100回Aスキャンを計測し、信号取得制御部145は100回のAスキャンを平均化して記憶する。なお、バックグラウンドの測定回数は100回に限るものではない。

#### 【0048】

以上のステップを実施して、本実施形態における干渉信号取得手順を終了することになる。

#### 【0049】

##### [信号処理手順]

次に、図5を用いて本実施形態のステップS102の3次元血流部位情報生成の具体的な処理を説明する。

#### 【0050】

本実施形態では、OCTアンギオグラフィー情報から3次元血流部位情報を生成するために、OCTアンギオグラフィーのモーションコントラストを計算する必要がある。

#### 【0051】

ここでモーションコントラストとは、被験体組織のうち流れのある組織(例えば血液)と流れのない組織の間の対比と定義する。モーションコントラストを表現する特徴量を単にモーションコントラスト(或いはモーションコントラスト特徴量、モーションコントラスト値)と定義する。モーションコントラストについては後述する。

#### 【0052】

ステップS210において、信号処理部144はポジション $y_i$ のインデックス $i$ を1に設定する。ステップS220において、信号処理部144はポジション $y_i$ における繰り返しBスキャン干渉信号( $m$ 回分)を抜き出す。ステップS230において、信号処理部144は繰り返しBスキャンのインデックス $j$ を1に設定する。ステップS240におい

10

20

30

40

50

て、信号処理部 144 は  $j$  番目の B スキャンデータを抜き出す。

#### 【0053】

ステップ S250において、信号処理部 144 はステップ S240 の B スキャンデータの干渉信号に対して、一般的な再構成処理を行うことで断層像の輝度画像を生成する。

#### 【0054】

まず画像生成部 147 は、干渉信号からバックグラウンドデータからなる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バックグラウンドデータの 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、画像生成部 147 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とを最適化するために、所望の窓関数処理を行う。その後、FFT 处理を行う事によって断層像の輝度画像を生成する。ステップ S260において、信号処理部 144 は繰り返し B スキャンのインデックス  $j$  をインクリメントする。ステップ S270において信号処理部 144 が  $m$  より大きいか判断する。すなわち、ポジション  $y_i$  での B スキャンの輝度計算が  $m$  回繰り返されたかを判断する。 $n_0$  の場合はステップ S240 に戻り、同一 Y 位置での繰り返し B スキャンの輝度計算を繰り返す。すなわち、画像生成部 147 は、それぞれ被検体の略同一箇所における断層を示す被検体の複数の断層像データ（断層像）を取得する。

10

#### 【0055】

一方、ステップ S270 で yes と判断された場合は、ステップ S280 へ進む。ステップ S280 において信号処理部 144 はある  $y_i$  ポジションにおける繰り返し B スキャンの  $m$  フレームを位置合わせする。具体的には、まず信号処理部 144 は  $m$  フレームのうち、任意の 1 枚をテンプレートとして選択する。テンプレートとして選択するフレームは、互いに全ての組み合わせで相関を計算し、フレーム別に相関係数の和を求め、その和が最大となるフレームを選択してもよい。次に、信号処理部 144 はテンプレートでフレーム毎に照合し位置ずれ量（X、Y、）を求める。具体的には、信号処理部 144 はテンプレート画像の位置と角度を変えながら類似度を表す指標である Normalized Cross-Correlation (NCC) を計算し、この値が最大となるときの画像位置の差を位置ずれ量として求める。

20

#### 【0056】

なお、本発明では、類似度を表す指標は、テンプレートとフレーム内の画像の特徴の類似性を表す尺度であれば種々変更が可能である。例えば Sum of Absolute Difference (SAD)、Sum of Squared Difference (SSD)、Zero-means Normalized Cross-Correlation (ZNCC) を用いてもよい。また、Phase Only Correlation (POC)、Rotation Invariant Phase Only Correlation (RIPOC) 等を用いてもよい。

30

#### 【0057】

次に信号処理部 144 は位置ずれ量（X、Y、）に応じて位置補正をテンプレート以外の  $m - 1$  フレームに適用し、 $m$  フレームの位置合わせを行う。

40

#### 【0058】

ステップ S290 において信号処理部 144 はステップ S280 で計算した位置合わせされた輝度画像を平均化し、輝度平均化画像を生成する。

#### 【0059】

ステップ S300 においてマップ生成部 148 は、信号処理部 144 がステップ S290 で生成した輝度平均化画像から、網膜のセグメンテーション（部位情報取得）をする工程であるが、第 1 の実施形態ではこの工程は使用しないため本工程はスキップされる。説明は第 2 の実施形態で行う。

#### 【0060】

ステップ S310 において画像生成部 147 はモーションコントラストを計算する。本実施例ではステップ S300 にて信号処理部 144 が出力した  $m$  フレームの断層像の輝度画

50

像から同じ位置のピクセルごとに信号強度（輝度）の分散値を計算し、その分散値をモーションコントラストとする。すなわち、画像生成部 147 は算出された複数の断層像データ間の対応する画素データを用いてモーションコントラストを算出する。なお、分散値以外に、標準偏差、差分値、非相関値および相関値の何れを用いることとしてもよい。また、信号強度ではなく位相を用いることとしてもよい。

#### 【0061】

なお、モーションコントラストの求め方は種々あり、本発明においてモーションコントラストの特徴量の種類は同一 Y 位置での複数 B スキャン像の各ピクセルの輝度値の変化を表す指標であれば適用が可能である。また、モーションコントラストは m フレームの断層像の輝度画像から同じ位置のピクセルごとに分散値の変わりに、各フレームの同ピクセルごとの平均値で正規化した変動係数を用いることも可能である。この場合、網膜の構造を示すピクセル値にモーションコントラストが独立となりより感度の高いモーションコントラストを得ることが可能となる。しかし、その反面モーションコントラストは位置合わせ誤差・カメラノイズ等の種々要因により低い画素値におけるノイズ成分が相対的に強調される。そのため、例えば毛細血管をあまり含まない層において、ノイズと血流領域の切り分けが困難となる。このため本発明の画像処理方法はよりいっそう効果的に作用する。

10

#### 【0062】

ステップ S320 において信号処理部 144 は、信号処理部 144 で出力したモーションコントラストの第一の閾値処理をする。第一閾値の値は信号処理部 144 がステップ S311 で出力した輝度平均化画像から、ノイズフロアでランダムノイズのみが表示されているエリアを抽出し、標準偏差 を計算し、ノイズフロアの平均輝度 + 2 と設定する。信号処理部 144 は、各輝度が、上記閾値以下の領域に対応したモーションコントラストの値を 0 に設定する。

20

#### 【0063】

S320 の第一閾値処理により、ランダムノイズによる輝度変化に由来するモーションコントラストを除去することでノイズを軽減することができる。

#### 【0064】

なお、第一閾値の値は、小さいほどモーションコントラストの検出感度は上がる一方、ノイズ成分も増す。また、大きいほどノイズは減るがモーションコントラスト検出の感度は下がる。

30

#### 【0065】

本実施形態では閾値をノイズフロアの平均輝度 + 2 として設定したが、閾値はこれに限るものではない。

#### 【0066】

ステップ S330 において信号処理部 144 は、ポジション  $y_i$  のインデックス  $i$  をインクリメントする。

#### 【0067】

ステップ S340 において信号処理部 144 は、 $i$  が  $n$  より大きいか判断する。すなわち、 $n$ 箇所の全ての  $y$  ポジションで位置合わせ、輝度画像平均化計算、モーションコントラストの計算、及び閾値処理をしたかを判断する。 $n = 0$  の場合は S220 に戻る。 $y = n$  の場合は、次ステップ S350 へ進む。

40

#### 【0068】

S340 を終了した時点で、すべての Y 位置での B スキャン像（Z 深さ  $v_s$  X 方向データ）の各ピクセルの輝度平均画像とモーションコントラストの 3 次元データが取得されたこととなる。なお、複数の Y 位置での B スキャン像は 3 次元の断層像データに相当する。

#### 【0069】

ステップ S350 において信号処理部 144 は、モーションコントラストの 3 次元データを用いて表示情報生成処理を行う。図 6 は、ステップ S350 の詳細を示したものである。

#### 【0070】

ステップ S351 において信号処理部 144 は、先にもとめたモーションコントラストの

50

3次元データを取得する。

【0071】

ステップS352において信号処理部144は、血流部位情報は残しつつノイズを除去するため、モーションコントラスト3次元データに対して平滑化処理を施す。

モーションコントラストの性質によって最適な平滑化処理は異なるが、例えば以下のようなものが考えられる。

【0072】

注目画素の近傍 $n \times n \times n_y \times n_z$ 個のボクセルからモーションコントラストの最大値を出力する平滑化方法。あるいは、注目画素の近傍 $n \times n \times n_y \times n_z$ 個のボクセルのモーションコントラストの平均値を出力する平滑化方法。あるいは、注目画素の近傍 $n \times n \times n_y \times n_z$ 個のボクセルのモーションコントラストの中央値を出力する平滑化方法。あるいは、注目画素の近傍 $n \times n \times n_y \times n_z$ 個のボクセルのモーションコントラストに対して、距離による重みをつける平滑化方法。あるいは、注目画素の近傍 $n \times n \times n_y \times n_z$ 個のボクセルのモーションコントラストに対して、距離による重みと注目画素との画素値の差に応じて重みをつける平滑化方法。あるいは、注目画素のまわりの小領域のモーションコントラストパターンと、周辺画素のまわりの小領域のモーションコントラストのパターンの類似度に応じた重みを用いた値を出力する平滑化方法。

10

【0073】

なお、その他の血流部位情報を残しつつ平滑化をおこなう手法を用いてもよい。

【0074】

ステップS353において信号処理部144は、表示制御部149より、ステップS353にて表示する画素を決定する閾値及び表示する深さ方向の範囲の初期値を得る。表示範囲の初期値としては通例深さ方向の1/4程度としほば網膜表層の範囲が含まれる位置とされる。ここで表示範囲の初期値として深さ方向全範囲としないのは、表層部における主要血管・毛細血管網をまずは見やすく表示したいからである。すなわち、主要血管・毛細血管網を含む表層部と血管を有さずノイズの大きいRPE層とを同時に表示すると、表層部における主要血管・毛細血管網の判別に支障をきたすのである。尚、表示閾値の初期値の決定法は後述する。

20

【0075】

次にステップ354にて、表示閾値の初期値を用い平滑化処理された3次元データに対してこれを超える画素を表示する表示閾値処理を施す。本処理によるモーションコントラスト画素値から表示用画素値への変換例を図7に示す。図7(a)では表示閾値以下の画素値をゼロ、閾値上の画素値から最大強度までの画素に比例する表示画素値を割り振る例であり、図7(b)では表示閾値以下の画素値に対し0をかけ、それ以上の画素値は1をかけた表示値を割り振った例となる。いずれにしろモーションコントラストが表示閾値以下のものはモーションコントラストが無効化され、表示される連結を持つモーションコントラストを持つ領域が分離した形で表示されることになる。すなわち、モーションコントラストと閾値との比較結果に応じてモーションコントラストの値が制御される。ステップS354における処理はモーションコントラストと閾値とを比較する工程および比較の結果に基づいて閾値以下のモーションコントラストを無効化する工程の一例に相当する。

30

【0076】

ステップS355では、図7に示した表示閾値処理されたモーションコントラスト画像を表示制御部149が表示部146に表示させる。すなわち、ステップS355における処理は、無効化する工程が行われた後に、モーションコントラストに基づいてモーションコントラスト画像を生成する工程の一例に相当する。例えば表示工程ステップ355は、図8(b)に示すGUI及び3次元モーションコントラスト画像を表示するよう設計され、表示部146上にそれらを表示する。400は表示部146に用意された平行四辺形領域であり、算出された3次元モーションコントラスト画像を投影表示するための表示領域枠である。その側方には表示する3次元モーションコントラスト画像を表示する深さ方向の範囲を調整するスライダ407が表示される。検者はスライダ407の操作部端である4

40

50

01、402を例えればマウスでドラッグすることにより、表示部149に表示する3次元モーションコントラスト画像の深さ方向の範囲を指定することが出来る。また、スライダ407の操作部の例えれば中央部をドラッグすることにより、表示する深さ範囲の幅を変えることなく表示される深さ位置を変えることが出来る。図8(a)には対応する深さの説明のために、3次元モーションコントラスト画像の一断層像を併記した。断層像上の輝線403、404はスライダ端401、402に対応する断層像上の位置である。表示工程は両輝線間にはさまれた領域405のモーションコントラスト画像のみを表示領域枠401に表示する。例えば、表示制御部149は表示部149に図8(a)、(b)に示した全ての画像を表示させることとしてもよいし、図8(b)に示した画像のみを表示させることとしてよい。

10

#### 【0077】

また、この表示領域枠400の下方にはもうひとつのスライダ406が表示する画素を決定する閾値を調整するために設けられている。検者がこのスライダを例えればマウスでドラッグすると、図6のステップS356では表示閾値を変更し、ステップS354へ処理を戻し表示する3次元モーションコントラスト画像を更新することになる。ステップS356の処理は閾値を変更する工程の一例に相当する。また、ステップS354、355が繰返し実行されることは、閾値の変更に応じてモーションコントラスト画像を生成する工程とモーションコントラスト画像を表示する工程とが繰返し実行されることに相当する。

20

#### 【0078】

この時、閾値の調整は初期値に対する相対値で変更できるよう設定しておくと、異なる被検眼・部位等対象の異なるデータに対しても等価な効果が得られる。以上の構成により検者は表示する深さ範囲を随意に変更することが可能となり、かつその選択された深さ範囲に最適な表示閾値を設定することが可能となる。また同様に検者が深さ方向の表示範囲を変更するためにスライダ操作部端である401、402をマウスでドラッグすると、ステップS357は表示する範囲を変更する。そして、ステップS354へ処理を戻し表示する3次元モーションコントラスト画像を更新することになる。すなわち、表示範囲の変更に応じて表示されるモーションコントラスト画像が更新される。ここで、ステップS357の処理はモーションコントラスト画像の深さ方向の表示範囲を設定する工程の一例に相当する。さらに、ステップS357が実行された後にステップS355が実行されることは、設定された表示範囲に基づいてモーションコントラスト画像を表示する工程の一例に相当する。

30

#### 【0079】

以上の説明では、図8(a)に示した断層像は説明のためにのみ用いたが、表示工程での断層像を同時に表示すれば、検者が表示する深さ範囲の設定を容易に行えるようになり、より好適である。さらに断層像は深さ方向を明示するために表示領域枠400の側方に設けることが望ましい。また、表示する断層像に対応する位置を3次元モーションコントラスト画像に重ねて表示することが望ましい。例えば、表表示制御部149は3次元モーションコントラスト画像上に断層像に対応するラインを重ねて表示させることとしてもよい。

40

#### 【0080】

図9は上記選択された深さ範囲の3次元モーションコントラスト画像の各画素値を深さ方向に投影または積算することにより生成された2次元モーションコントラスト画像の一例を示す図である。

#### 【0081】

上記の実施形態においては図8(b)に示すように3次元モーションコントラスト画像を表示させることとしたが、これに限定されるものではなく2次元モーションコントラスト画像を表示させることとしてもよい。例えば、3次元モーションコントラスト画像に代えて2次元モーションコントラスト画像を表示させることとしてもよいし、両者を同時に表示させることとしてもよい。

#### 【0082】

50

2次元モーションコントラスト画像を生成するには対応する画素のモーションコントラスト値を積算する他、最大値、最小値、中央値等の代表値を抽出し投影することでも可能である。ここでは積算した場合の二次元モーションコントラスト画像の例を図9に示す。もちろん検者が図8に示したスライダ406を操作することにより表示閾値は同様に変更することが可能である。図9(b)は閾値が経験的に最適となると考えられた初期値の場合、(a)は(b)より閾値を下げた場合、(c)は(b)より閾値を上げた場合に相当する。(a)ではノイズが現れ血流部位の構造把握には不適といえるが、微細血流部位構造の把握には(b)が好適、また従来の蛍光眼底撮影写真と比較するような場合には(c)の如き画像が好まれよう。

#### 【0083】

ここで、閾値を自動的に決定する方法について図10を用いて説明する。図10(a)はある深さ範囲が選択された場合、その範囲にあるモーションコントラストのヒストグラムを取ったものであり、低輝度側にノイズのピークN1、高輝度側に血流領域の信号のピークが観測される。表示閾値工程ではこの2つのピークの交点に相当するTh1を表示閾値の初期値となるようにプログラムされる。もちろん経験的に一定の割合、もしくは一定量のシフトを与えておくことも可能である。図10(b)、(c)は検者が表示する深さ方向の範囲を変更した場合のヒストグラムの変化を示す。血流が少ない範囲を選択した場合が(b)であり、血流の多い範囲を選択した場合に(c)のごとく、ノイズN2・N3・血流領域の信号のピークS2・S3はそれぞれ移動し、それに適した表示閾値の初期値Th2・Th3が設定される。すなわち、モーションコントラスト画像の表示範囲に連動して自動的に表示閾値が変更される。このように、本実施形態によれば、所定領域のモーションコントラストのヒストグラムからモーション領域と非モーション領域を推定し、モーション領域のヒストグラムおよび非モーション領域のヒストグラムから閾値を決定することができる。

#### 【0084】

以上、対象領域である深さ方向の表示範囲にあるモーションコントラストのヒストグラムを用い、対象領域に対して一律の閾値を決定する方法について説明を行ったが、これに限定されるものではない。例えば同領域に対して閾値を一律に設けず、同表示領域の所定領域に対し、モーションコントラストの平均値と分散に基づいて決定する等の局所的決定法を用いることも可能である。

#### 【0085】

もちろん前述のごとく検者がスライダ406を操作した場合、その値を記憶し、それ以降の表示の閾値とすることも可能であるし、またさらに初期設定へ戻すスイッチを別途も設けることも可能である。

#### 【0086】

上記の実施形態によれば、OCTアンギオグラフィーを構成するモーションコントラストデータに対し適切な表示閾値を可変または複数とすることにより、モーションコントラスト算出におけるノイズを除去し、より見やすい血流部位情報を迅速に提供することが可能になる。

#### 【0087】

また、前記モーションコントラストを算出する工程に、モーションコントラストを前記算出に用いた複数の断層像データの対応する画素データの平均値を用いて正規化する工程をさらに有することによって発生するモーションコントラスト算出におけるノイズを効果的に除去することが可能となる。

#### 【0088】

さらに、算出されたモーションコントラスト画像の表示に際し、深さ方向の表示範囲を設定することにより、表示範囲を簡単に変更可能かつ適切な表示閾値が設定可能となる。

#### 【0089】

また、その表示設定範囲を断層像深さ方向の所定幅に制限することによってモーションコントラスト画像の不要な重なり部分を除去できるため、理解しやすい画像を教示すること

10

20

30

40

50

が出来る。すなわち、本実施形態では、設定可能な表示範囲が深さ方向の所定の幅に制限可能となっている。

#### 【 0 0 9 0 】

この場合、3次元断層像データから被検眼の断層像の層構造を検出する工程をさらに設けることにより、深さ方向の表示範囲を被検眼網膜の構造に従って選択・制限することが可能となり、被検眼の解剖学的構造に従った表示処理が可能となり、より効果的である。

#### 【 0 0 9 1 】

さらに、上記表示範囲の選択に従って、3次元モーションコントラストを投影・積算して2次元モーションコントラスト画像を生成すれば、より直感的に理解しやすいモーションコントラスト画像を提供することが出来る。

#### 【 0 0 9 2 】

また、表示手段はモーションコントラスト画像で指定した位置に対応する位置の断層像を3次元モーションコントラストから選択または生成して表示すれば、現在どの層に関する情報を表示しているかの同定をより直感的に行うことが出来る。すなわち、本実施形態では、モーションコントラスト画像を表示する工程において、モーションコントラスト画像上で指定した位置に対応する位置の断層像を3次元モーションコントラストから選択または生成して表示する。

#### 【 0 0 9 3 】

さらに、所定領域の閾値は、閾値が適用されるモーションコントラスト画像各画素の周辺画素のモーションコントラスト値に基づいて適応的に決定することができる。例えば所定領域のモーションコントラストのヒストグラムからモーション領域と非モーション領域を推定し各領域のヒストグラムから閾値を適応的に決定できる。または、所定領域のモーションコントラストの平均値と分散に基づいて局所的に閾値を決定することができる。従つて、より見やすく且つ理解のしやすいモーションコントラスト画像を提供することが出来る。

#### 【 0 0 9 4 】

##### 〔 第 2 の実施形態 〕

上述の第1の実施形態では、検査者が深さ方向の表示範囲を直接選択する形態を示したが、撮像対象である被検眼の眼底は図11に示すように層構造を有することが広く知られている。また、深さ方向の網膜層ごとに血管密度が異なることを考慮すると、層ごとに血流部位検出のための閾値を可変にすることが好ましい。第1の実施形態では使用しなかった図5ステップS300はこの層構造をセグメンテーションする工程であり、本実施形態では6層を検出することが可能である。すなわち、ステップS300における処理は断層像データから層を検出する工程の一例に相当する。なお、検出する層の数は6層に限定されるものではない。ここで、6層の内訳は、(1)神経線維層(NFL)、(2)神経節細胞層(GCL)+内網状層(IPL)を合わせた層、(3)内顆粒層(INL)+外網状層(OPL)を合わせた層、(4)外顆粒層(ONL)+外境界膜(ELM)を合わせた層、(5)Ellipsoid Zone(EZ)+Interdigitation Zone(IZ)+網膜色素上皮(RPE)を合わせた層、(6)脈絡膜(Choroid)である。

#### 【 0 0 9 5 】

本実施形態におけるステップS102の3次元血流部位情報の生成の具体的な処理は図5に示した第1の実施形態とほぼ同様であるため詳細な説明は省略する。ここでは、特徴的なステップS300における網膜のセグメンテーションについて以下に説明する。

#### 【 0 0 9 6 】

マップ生成部148は、輝度平均化画像から抜き出した処理の対象とする断層像に対して、メディアンフィルタとSobelフィルタをそれぞれ適用して画像を作成する(以下、それぞれメディアン画像、Sobel画像ともいう)。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

10

20

30

40

50

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。ステップ S 3 0 0 によって得られたセグメンテーション結果はここで一度保持され、以下の第一の実施例と同様に処理が行われた後、ステップ 3 5 0 の表示情報生成工程が行われる。

#### 【 0 0 9 7 】

第 2 の実施形態におけるステップ 3 5 0 の表示情報生成工程について図 1 2 を用いて説明する。第 2 の実施形態においては、モーションコントラスト画像の深さ方向の表示範囲の設定が、ステップ S 3 0 0 における網膜のセグメンテーションの結果に基づいた層の選択により行われることが特徴である。すなわち、検出された層に基づいて表示範囲を選択することが可能である。

10

#### 【 0 0 9 8 】

図 1 2 は、ステップ S 3 5 0 の詳細を示したものである。ただし、基本はやはり第 1 の実施形態と同様である。すなわち、ステップ S 3 5 1 においてモーションコントラストの 3 次元データを取得し、ステップ S 3 5 2 において血流部位情報は残しつつノイズを除去するために、モーションコントラスト 3 次元データに対して平滑化処理を施す。

#### 【 0 0 9 9 】

次にステップ S 3 5 3 において信号処理部 1 4 4 は、ステップ S 3 5 3 にて表示する画素を決定するための表示閾値及び表示する層の初期値を得る。表示閾値の初期値の決定法は第 1 の実施形態と同様であるが、表示範囲の初期値としては例えば、表層からの 4 層、すなわち神経線維層 (N F L) 、神経節細胞層 (G C L) 、内網状層 (I P L) 、内顆粒層 (I N L) が設定される。なお、初期値として表層からの 4 层から少なくとも 3 層を選択することとしてもよい。但し、複数の層を初期値として選択する場合には連続する層であることが望ましい。なお、網膜層のセグメンテーションにより分離できない層の場合はその合成層として表記されるものが望ましい。ここで表示範囲の初期値として網膜層全層としないのは、表層部における主要血管・毛細血管網をまずは見やすく表示したいからである。すなわち、主要血管・毛細血管網を含む表層部と血管を有さずノイズの大きい R P E 層と同時に表示すると、表層部における主要血管・毛細血管網の判別に支障をきたすのである。

20

#### 【 0 1 0 0 】

次にステップ S 3 5 4 にて、同初期値を用い平滑化処理された 3 次元データに対してこれを超える画素を表示する表示閾値処理を施す。その後、ステップ S 3 5 5 では、図 1 3 に示すような、表示閾値処理されたモーションコントラスト画像を表示する工程が行われる。例えば図 1 3 に示すごとく 2 次元モーションコントラスト画像 7 1 、その側方に 2 次元モーションコントラスト画像 7 1 上に示されたマーカ A - A' の位置の断層像 7 2 とその他の G U I 7 3 が表示制御部 1 4 9 により表示部 1 4 6 に表示される。

30

#### 【 0 1 0 1 】

断層像 7 2 の側方にはさらにその他の G U I 7 3 が設けられている。その構成は右から、2 次元モーションコントラスト画像表示に利用する網膜層の名称、それを選択するためのチェックボックス、さらに選択した層に対するそれぞれの表示画素を決定する閾値を調整するためスライダが設けられている。検者がこのスライダをマウスでドラッグすると、図 1 2 ステップ S 3 5 6 では表示閾値を変更し、ステップ S 3 5 4 へ処理を戻し表示する 2 次元モーションコントラスト画像を更新する。すなわち、G U I 7 3 に示すように本実施形態では閾値は検出された層毎に設定されている。

40

#### 【 0 1 0 2 】

また検者が層の選択を変更するためにチェックボックスのチェックを変更する（第一実施例の深さ方向の表示範囲の変更に相当する。）と、ステップ S 3 5 7 ではモーションコントラスト画像の表示する範囲を変更し、ステップ S 3 5 4 へ処理を戻し表示する 2 次元モーションコントラスト画像を更新することになる。

#### 【 0 1 0 3 】

50

この時、層の選択の数は例えば5層までと制限がかかると共に、網膜上部層の選択した場合（例えば、神経線維層（N F L）、神経節細胞層（G C L）、内網状層（I P L）、内顆粒層（I N L）、外網状層（O P L）、外顆粒層（O N L）、外境界膜（E L M）のいずれか）少なくともE l l i p s o i d Z o n e（E Z）、I n t e r d i g i t a t i o n Z o n e（I Z）、R P E層と脈絡膜のひとつを選択不能とする。もしくは網膜下部層を選択した場合（例えば、内顆粒層（I N L）、外網状層（O P L）、外顆粒層（O N L）、外境界膜（E L M）、E l l i p s o i d Z o n e（E Z）、I n t e r d i g i t a t i o n Z o n e（I Z）、網膜色素上皮（R P E）層、脈絡膜のいずれか）少なくとも神経線維層（N F L）、神経節細胞層（G C L）、内網状層（I P L）、内顆粒層（I N L）、外網状層（O P L）、外顆粒層（O N L）、外境界膜（E L M）のひとつを選択不能とする制御も表示するモーションコントラスト画像の診断価値を維持する上で有効である。上述のように本実施形態では、表示範囲の設定において、検出された層に基づいて任意の層を選択可能であるとともに、選択可能な層の数を制限可能である。

#### 【0104】

尚、断層像にはセグメンテーションの結果として各層の境界が重ねてさらに表示されると共に、選択された層が容易に認識されるようマーキングを行うことが望ましい。又、その他のG U I 7 3の最下部におかれたL a y e r / B o r d e rのラジオボタン7 4は、2次元モーションコントラスト画像を生成する方法を選択するためのラジオボタンである。L a y e rが選択されている場合には、選択され層全域の3次元モーションコントラスト画像の各画素値の情報を基に2次元モーションコントラスト画像を生成する。しかし、B o r d e rが選択されている場合、選択できるチェックボックスは隣り合う2つに制限がかかるよう制御されており、選択された2つの層の境界を挟む所定深さの3次元モーションコントラスト画像の各画素値の情報を基に2次元モーションコントラスト画像が生成される。

#### 【0105】

なお、第1の実施形態と第2の実施形態とを組み合わせることとしてもよい。例えば、図8（b）に示したスライダ4 0 6を図13における画面に表示させることとしてもよい。

#### 【0106】

本実施形態によれば、セグメンテーション結果を利用して簡単にモーションコントラスト画像の表示範囲を設定することが可能となる。

#### 【0107】

##### 〔第3の実施形態〕

第2の実施形態においては、3次元血流部位情報の明瞭化のために部位構造情報として輝度情報に基づいて算出されたセグメンテーション結果を用いた例を説明した。一方、本実施形態では、部位構造情報として光干渉断層の偏光情報を用いた部位構造情報取得の例を説明する。

#### 【0108】

図14は、本実施形態における光干渉断層法を用いた画像形成方法及び装置の構成例を示す図である。画像形成方法及び装置は、光干渉断層信号を取得する光干渉断層取得部8 0 0と制御部1 4 3から構成される。制御部1 4 3は、さらに信号処理部1 4 4、信号取得制御部1 4 5、表示制御部1 4 9と表示部1 4 6から構成される。信号処理部1 4 4は、さらに画像生成部とマップ生成部から構成される。

#### 【0109】

まず光干渉断層取得部8 0 0の構成について説明する。本実施形態ではS S（S w e p t S o u r c e）O C Tによる偏光O C T装置について説明する。なお、S D - O C Tによる偏光O C T装置に本発明を適用することも可能である。

#### 【0110】

##### <偏光O C T装置8 0 0の構成>

偏光O C T装置8 0 0の構成について説明する。

10

20

30

40

50

**【 0 1 1 1 】**

光源 8 0 1 は波長掃引型 ( S w e p t   S o u r c e : 以下 S S ) 光源であり、例えば、掃引中心波長 1 0 5 0 n m 、掃引幅 1 0 0 n m で掃引しながら光を出射する。

**【 0 1 1 2 】**

光源 8 0 1 から出射された光は、シングルモードファイバ ( 以下 S M ファイバと記載 ) 8 0 2 、偏光制御器 8 0 3 コネクタ 8 0 4 、 S M ファイバ 8 0 5 、ポラライザ 8 0 6 、偏波保持 ( P o l a r i z a t i o n   M a i n t a i n i n g : P M ) ファイバ ( 以下 P M ファイバと記載 ) 8 0 7 、コネクタ 8 0 8 、 P M ファイバ 8 0 9 を介して、ビームスプリッタ 8 1 0 に導かれ、測定光 ( O C T 測定光とも言う ) と参照光 ( O C T 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 8 1 0 の分岐比は、 9 0 ( 参照光 ) : 1 0 ( 測定光 ) である。偏光制御器 1 0 3 は光源 1 0 1 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 8 0 6 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 8 0 1 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 O C T 画像の画質を悪化す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 8 0 6 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 1 1 8 に入射するように偏光制御器 8 0 3 によって偏光状態を調整する。

10

**【 0 1 1 3 】**

分岐された測定光は、 P M ファイバ 8 1 1 を介して出射され、コリメータ 8 1 2 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 8 1 3 を透過したのち、被検眼 8 1 8 の眼底 E r において測定光を走査するガルバノスキャナ 8 1 4 、スキャンレンズ 8 1 5 、フォーカスレンズ 8 1 6 を介して被検眼 8 1 8 に入射する。ここで、ガルバノスキャナ 8 1 4 は単一のミラーとして記載したが、実際は被検眼 1 1 8 の眼底 E r 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。また、フォーカスレンズ 8 1 6 はステージ 8 1 7 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 8 1 4 とステージ 8 1 7 は信号取得制御部 1 4 5 によって制御され、被検眼 1 1 8 の眼底 E r 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 8 1 3 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。本実施例では P M ファイバ 8 1 1 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 4 5 ° だけ光軸を回転軸として回転させ、被検眼 1 1 8 に入射する光を円偏光とする。なお、本実施形態では詳細な説明はしていないが、眼底 E r の動きを検出し、ガルバノスキャナ 1 1 4 のミラーを眼底 E r 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ることが望ましい。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 ( S c a n n i n g   L a s e r   O p h t h a l m o s c o p e : S L O ) を用いる方法がある。これは眼底 E r について、 S L O 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 8 1 4 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。

20

**【 0 1 1 4 】**

測定光は、ステージ 8 1 7 上に乗ったフォーカスレンズ 8 1 6 により、被検眼 1 1 8 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 8 1 0 に戻る。ビームスプリッタ 8 1 0 に入射した測定光の戻り光は P M ファイバ 8 2 6 を経由し、ビームスプリッタ 8 2 8 に入射する。

30

**【 0 1 1 5 】**

一方、ビームスプリッタ 8 0 6 で分岐された参照光は、 P M ファイバ 8 1 9 を介して出射

40

50

され、コリメータ820によって平行光とされる。参照光は1/2波長板821、分散補償ガラス822、NDフィルタ823、コリメータ824を介し、PMファイバ827に入射する。コリメータレンズ824とPMファイバ827の一端はコヒーレンスゲートステージ825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、信号取得制御部145で制御される。1/2波長板821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。本実施例ではPMファイバ819より射出する参照光の直線偏光がPMファイバ827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。

10

#### 【0116】

PMファイバ827を通過した参照光はビームスプリッタ828に入射する。ビームスプリッタ828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PMファイバ829、コネクタ831、PMファイバ833を経由して偏光ビームスプリッタ835に入射する。一方、干渉光の負の偏光成分はPMファイバ830、コネクタ832、PMファイバ834を経由して偏光ビームスプリッタ836に入射する。

#### 【0117】

偏光ビームスプリッタ835および836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（Vertical）偏光成分（以下、V偏光成分）と水平（Horizontal）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835に入射した正の干渉光は偏光ビームスプリッタ835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PMファイバ837を経由してディテクタ841に入射し、正のH偏光成分はPMファイバ838を経由してディテクタ842に入射する。一方、偏光ビームスプリッタ836に入射した負の干渉光は偏光ビームスプリッタ836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PMファイバ839を経由してディテクタ841に入射し、負のH偏光成分はPMファイバ840を経由してディテクタ142に入射する。ディテクタ841および842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。

20

#### 【0118】

ディテクタ841で検出された干渉信号のV偏光成分とディテクタ842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。

30

#### 【0119】

<制御部143>

本装置全体を制御するための制御部143について説明する。

#### 【0120】

制御部143は信号処理部144、信号取得制御部145、表示部146、表示制御部149によって構成される。また、信号処理部144はさらに、画像生成部147とマップ生成部148を持つ構成となっている。画像生成部147は信号処理部144に送られる電気信号から輝度画像および偏光特性画像を生成する機能を有し、マップ生成部148は神経線維束や網膜色素上皮を検出する機能を有する。

40

#### 【0121】

信号取得制御部145は上述の通りに各部を制御する。信号処理部144はディテクタ841、842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。

#### 【0122】

表示部146と表示制御部149は、第1の実施形態に示すものと略同様であるため、詳

50

細な説明は省略する。

【0123】

[画像処理]

次に、信号処理部144における画像生成について説明する。信号処理部144はディテクタ841、842から出力された干渉信号に対して、画像生成部147において一般的な再構成処理を行う。この処理により、信号処理部144は、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。

【0124】

まず画像生成部147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、画像生成部147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、所望の窓関数処理を行う。その後、FFT処理を行う事によって断層信号を生成する。

10

【0125】

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。これらの断層信号および断層画像を基に、輝度画像および偏光特性画像を生成する。偏光特性画像とは、被検眼の偏光特性を画像化したもので、例えばリターデーション情報に基づく画像、オリエンテーション情報に基づく画像、複屈折情報に基づく画像などがある。

20

【0126】

<輝度画像の生成>

画像生成部147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（第1実施形態のステップS250と同様）、その画素値rはディテクタ141、142から得られるH偏光成分の断層信号AHおよびV偏光成分の断層信号AVから式1によって計算される。

【0127】

【数1】

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

30

【0128】

また、ガルバノスキャナ814によってラスタースキャンすることにより、被検眼818の眼底ErのBスキャン画像を副走査方向に並べ、輝度画像の3次元データを生成する。

【0129】

また、第1の実施形態で説明した処理を適用すると、OCTアンギオグラフィー用のスキャンパターンで眼底Erを撮影し、上記で算出した輝度画像からOCTアンギオグラフィーを取得する。

40

【0130】

網膜色素上皮（RPE）は偏光を解消する性質を持っているため、信号処理部144はその性質に基づいてRPEの検出をする。

【0131】

[RPE segmentation]

<DOPU画像生成>

画像生成部147は、取得した断層信号AH、AVとそれらの間の位相差から、各画素毎にストークスペクトルSを式2により計算する。

50

## 【 0 1 3 2 】

&lt; D O P U 画像生成 &gt;

画像生成部 1 4 7 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ペクトル  $S$  を式 2 により計算する。

## 【 0 1 3 3 】

## 【 数 2 】

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

10

## 【 0 1 3 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  $H$  と  $V$  から  $= V - H$  として計算する。

## 【 0 1 3 5 】

次に画像生成部 1 4 7 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式 2 で画素毎に計算されたストークスペクトルの各要素を平均し、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 3 により計算する。

20

## 【 0 1 3 6 】

## 【 数 3 】

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

## 【 0 1 3 7 】

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、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 1 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。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 1 3 9 】

この D O P U 画像から R P E のセグメンテーション情報を取得する。

40

## 【 0 1 4 0 】

この処理によって、撮像された干渉信号（3 次元データ）から、それぞれの位置が R P E であるかどうかの判断をする。

## 【 0 1 4 1 】

## [ 处理動作 ]

次に、本実施形態の画像形成方法の具体的な処理の手順を説明する。本実施形態での基本的な処理フローは、第 1 実施形態の処理フローと同じであるため、概要説明を省略する。ただし、ステップ S 2 5 0、ステップ S 3 0 0、ステップ S 3 2 0 の詳細処理が異なるため、それぞれに対応する本実施形態のステップ S 2 5 0 A、ステップ S 3 0 0 A、ステップ S 3 2 0 A について、以下に詳細説明をする。

## 【 0 1 4 2 】

50

ステップ S 250 Aにおいて、信号処理部 144 は断層像  $A_H$  および断層像  $A_V$  を生成し、輝度画像を生成する。さらに、DOPU画像を生成する。

【0143】

ステップ S 300 Aにおいて、マップ生成部 148 は、輝度画像と DOPU 画像を用いて、RPE セグメンテーションを行う。

【0144】

ステップ S 320 Aにおいて、信号処理部 144 は、ステップ S 300 A で取得された部位情報（網膜セグメンテーション情報）を用いて、OCT アンギオグラフィー情報（ここではモーションコントラスト）の補正を行う。ここでは、網膜セグメンテーション情報から得られる、ピクセルの DOPU 情報（RPE である情報）を用いて、RPE におけるモーションコントラストのノイズ閾値（第一閾値）を上げる。例えば、RPE より上部の領域の閾値より RPE に係る閾値を高くする。または、モーションコントラストを低くして、血流部位で無い事にする。そうすることで、ステップ S 320 A で行う閾値処理は、より正確に行う事ができる。なお、RPE より深い部分の閾値を他の領域に比べて高くすることで、深い位置のノイズを低減することとしてもよい。

10

【0145】

以上、説明した偏光 OCT 装置を用いることで、RPE のセグメンテーションが得られて、モーションコントラストの 3 次元データからより正確にノイズを削減することができ、明瞭化された 3 次元血流部位情報の取得ができる。また、不確かな血流部位を表示しないようにすることができる。

20

【0146】

なお、ステップ S 354 における表示閾値を上記のノイズ閾値のように制御することとしてもよい。例えば、RPE より深い部分の表示閾値を他の領域に比べて高くすることで、深い位置のノイズを低減することとしてもよい。また、RPE より上部の領域の表示閾値より RPE に係る表示閾値を高くすることとしてもよい。

【0147】

〔第 4 の実施形態〕

第 3 の実施形態においては、部位構造情報として光干渉断層の偏光情報を用いた RPE の構造情報取得の例を説明したが、本実施形態では、RNFL の構造情報取得の例を説明する。

30

【0148】

本実施形態における画像形成方法及び装置の構成例は、第 3 の実施形態の図 14 と同じであるので、ここで説明を省略する。

【0149】

複屈折性を持つ層としては網膜神経線維層（RNFL）であり、本実施形態の信号処理部 144 はその性質に基づいて RNFL の検出をする。

【0150】

<リターデーション画像生成>

画像生成部 147 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。

40

【0151】

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の間の位相差を数値化したものであり、各断層信号  $A_H$  および  $A_V$  から式 4 によって計算される。

【0152】

【数 4】

$$\delta = \arctan \left[ \frac{A_V}{A_H} \right] \quad \dots \text{ (式4)}$$

50

**【 0 1 5 3 】**

リターデーション画像を生成することにより、網膜神経線維層（R N F L）のように複屈折性のある層を把握する。

**【 0 1 5 4 】**

信号処理部 1 4 4 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）画像から網膜神経線維層（R N F L）の検出を行う。

**【 0 1 5 5 】**

<リターデーションマップ生成>

信号処理部 1 4 4 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。

10

**【 0 1 5 6 】**

まず、信号処理部 1 4 4 は、各 B スキャン画像において、網膜色素上皮（R P E）を検出する。R P E 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（I L M）から R P E 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 1 5 7 】**

マップ生成部 1 4 8 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 1 5 8 】**

[ R N F L s e g m e n t a t i o n ]

20

<複屈折マップ生成>

画像生成部 1 4 7 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 から網膜神経線維層（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。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。そして、マップ生成部 1 4 8 は複屈折値を用いて、R N F L のセグメンテーションを行う。

**【 0 1 5 9 】**

[ 処理動作 ]

次に、本実施形態の画像形成方法の具体的な処理の手順を説明する。本実施形態での基本的な処理フローは、第 2 の実施形態の処理フローと同じであるため、概要説明を省略する。ただし、ステップ S 2 5 0 A、ステップ S 3 0 0 A、ステップ S 3 2 0 A の詳細処理が異なるため、それぞれに対応する本実施形態のステップ S 2 5 0 B、ステップ S 3 0 0 B、ステップ S 3 2 0 B について、以下に詳細説明をする。

30

**【 0 1 6 0 】**

ステップ S 2 5 0 B において、信号処理部 1 4 4 は断層像 A H および断層像 A V を生成し、輝度画像を生成する。さらに、リターデーション画像を生成する。

**【 0 1 6 1 】**

ステップ S 3 0 0 B において、マップ生成部 1 4 8 は、輝度画像とリターデーション画像を用いて、リターデーションマップの生成と、R N F L セグメンテーションを行う。

40

**【 0 1 6 2 】**

ステップ S 3 2 0 B において、信号処理部 1 4 4 は、ステップ S 3 0 0 B で取得された部位情報（網膜セグメンテーション情報）を用いて、O C T アンギオグラフィー情報（ここではモーションコントラスト）の補正を行う。ここでは、網膜セグメンテーション情報から得られる、ピクセルのリターデーション情報（R N F L である情報）を用いて、R N F L モーションコントラストのノイズ閾値（第一閾値）を上げる。または、モーションコントラストを低くして、血流部位で無い事にする。そうすることで、ステップ S 3 2 0 B で行う閾値処理は、より正確に行う事ができる。

**【 0 1 6 3 】**

以上、説明した偏光 O C T 装置を用いることで、R N F L のセグメンテーションが得られ

50

て、モーションコントラストの3次元データからより正確にノイズを削減することができ、明瞭化された3次元血流部位情報の取得ができる。

【0164】

なお、ステップS354における表示閾値を上記のノイズ閾値のように制御することとしてもよい。

【0165】

以上で、偏光OCTの情報を用いてRPEや、RNFLのセグメンテーションを行い、より明瞭な3次元血流部位情報の取得方法を説明したが本実施形態はRPEやRNFLに限るものではなく、その他の部位にも適用しても良い。

【0166】

さらに、血管壁の偏光特性を用いて、血管を特定し、モーションコントラスト情報と組み合わせ結果の信頼性を上げる事ができる。

【0167】

[その他の実施例]

以上、実施例を詳述したが、本発明は例えば、システム、装置、方法、プログラム若しくは記録媒体（記憶媒体）等としての実施態様をとることが可能である。具体的には、複数の機器（例えば、ホストコンピュータ、インターフェース機器、撮像装置、webアプリケーション等）から構成されるシステムに適用しても良いし、また、一つの機器からなる装置に適用しても良い。

【0168】

また、開示の技術の目的は、以下のようにすることによって達成されることはいうまでもない。即ち、前述した実施例の機能を実現するソフトウェアのプログラムコード（コンピュータプログラム）を記録した記録媒体（または記憶媒体）を、システムあるいは装置に供給する。係る記憶媒体は言うまでもなく、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体である。そして、そのシステムあるいは装置のコンピュータ（またはCPUやMPU）が記録媒体に格納されたプログラムコードを読み出し実行する。この場合、記録媒体から読み出されたプログラムコード自体が前述した実施例の機能を実現することになり、そのプログラムコードを記録した記録媒体は本発明を構成することになる。

【符号の説明】

【0169】

143 制御部

144 信号処理部

145 信号取得制御部

146 表示部

147 画像生成部

148 マップ生成部

149 表示制御部

10

20

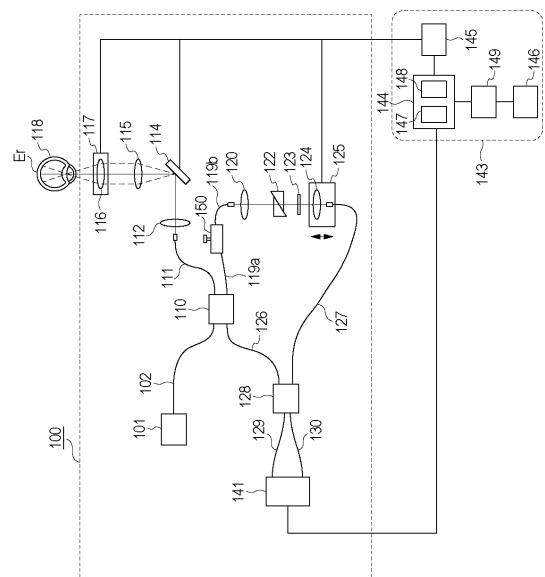
30

40

50

【図面】

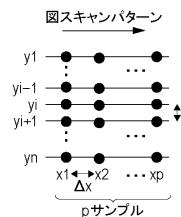
【図 1】



10

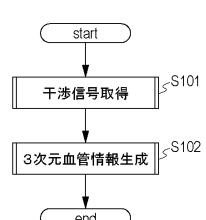
20

【図 2】

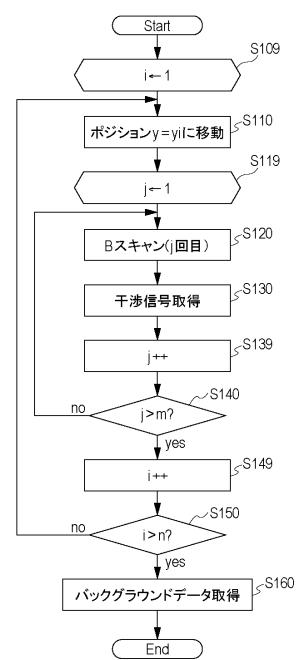


【図 3】

【図 4】



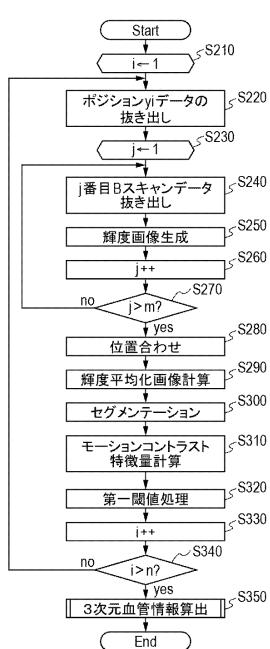
30



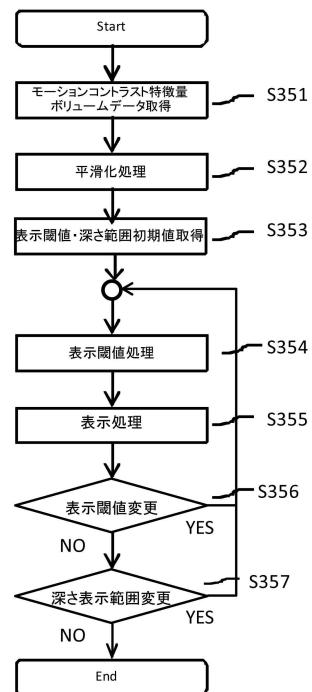
40

50

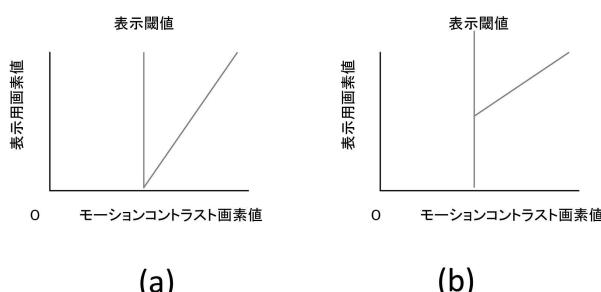
【図 5】



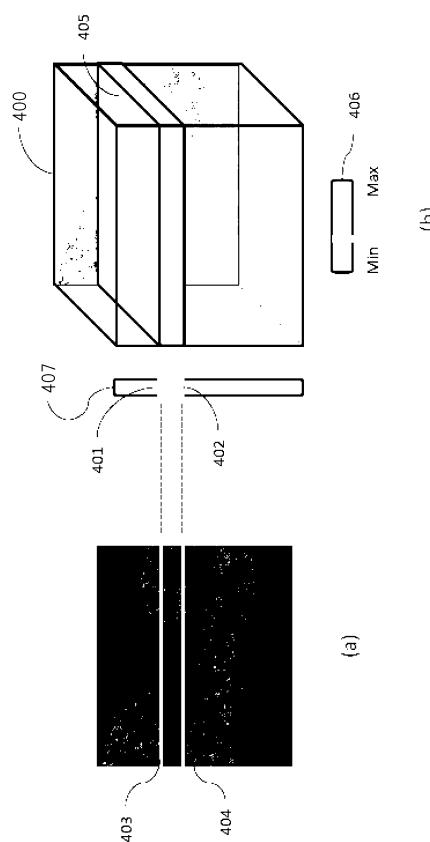
【図 6】



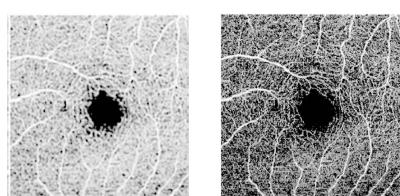
【図 7】



【図 8】



【図 9】

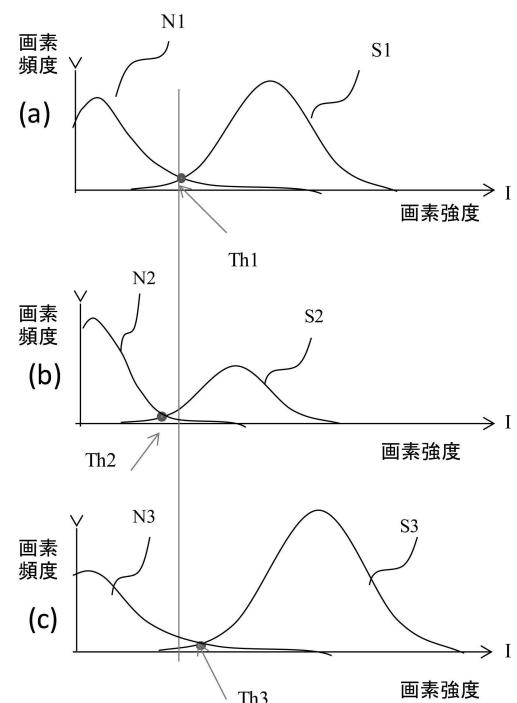


(a)

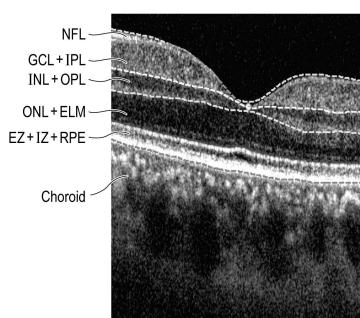
(b)

(c)

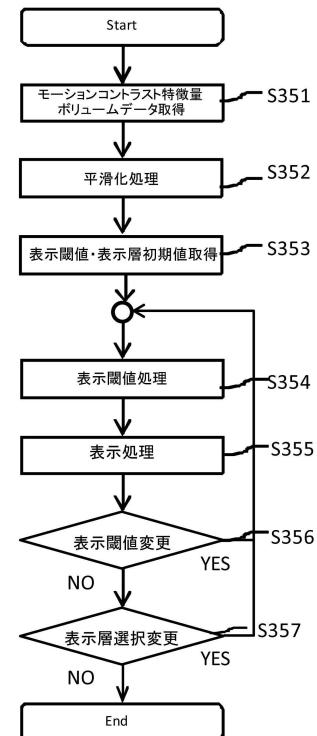
【図 10】



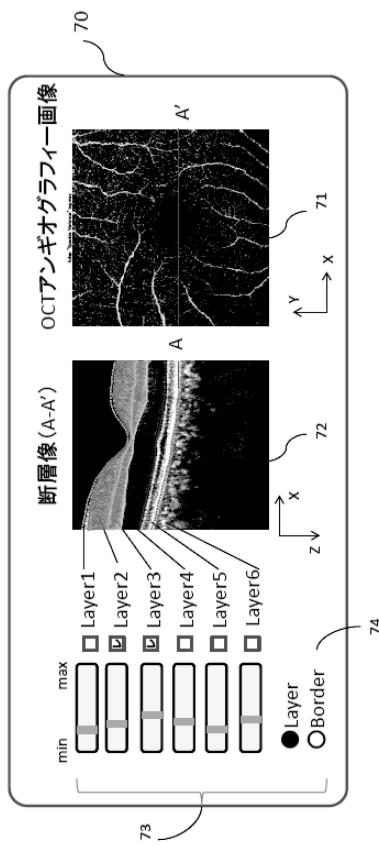
【図 11】



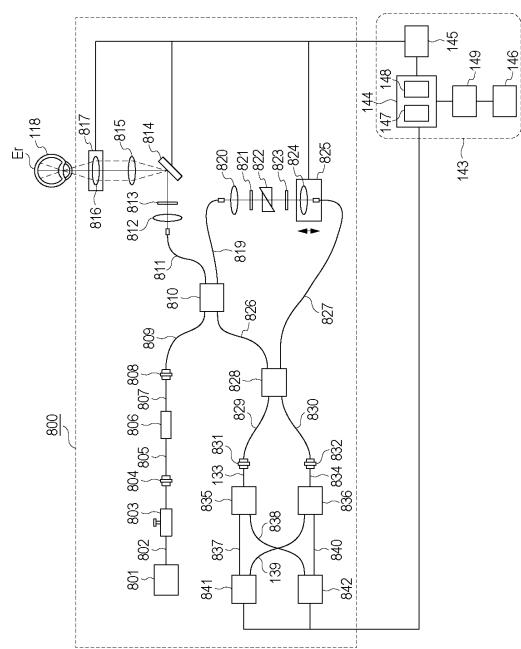
【図 12】



【図 1 3】



【図 1 4】



---

フロントページの続き

(56)参考文献

特表2015-511146(JP,A)  
米国特許出願公開第2014/0160487(US,A1)  
国際公開第2013/167641(WO,A1)  
米国特許出願公開第2014/0221827(US,A1)  
特開2013-144048(JP,A)  
特開2003-052634(JP,A)  
特開2014-061085(JP,A)  
特開2013-148482(JP,A)  
特表2009-523563(JP,A)  
特開2016-209198(JP,A)  
特許第6598502(JP,B2)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A 61 B 3 / 00 - 3 / 12  
3 / 13 - 3 / 16