

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6971559号
(P6971559)

(45) 発行日 令和3年11月24日(2021.11.24)

(24) 登録日 令和3年11月5日(2021.11.5)

(51) Int.Cl.	F I
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

請求項の数 21 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2016-213422 (P2016-213422)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成28年10月31日(2016.10.31)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2018-68748 (P2018-68748A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成30年5月10日(2018.5.10)	(74) 代理人	100126240
審査請求日	令和1年9月2日(2019.9.2)		弁理士 阿部 琢磨
		(74) 代理人	100124442
			弁理士 黒岩 創吾
		(72) 発明者	和田 学
			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	牧尾 尚能

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 情報処理装置、情報処理方法およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

眼底の同一位置を走査するように制御された測定光に基づいて得られた該眼底の断面を示す複数の断層データのうち少なくとも1つの断層データにおける陰影領域であって、測定光の眼底への入射を遮る遮蔽物により形成された陰影領域である第1の領域を特定する特定手段と、

前記陰影領域に対応する信号強度値と比較される閾値を、前記陰影領域以外の第2の領域に対応する信号強度値と比較される閾値よりも小さい値に決定する決定手段と、

前記複数の断層データのうち少なくとも1つの断層データにおける前記陰影領域に対応する信号強度値と比較される閾値と、前記第2の領域に対応する信号強度値と比較される閾値と、を用いた閾値処理であって、前記複数の断層データと前記閾値処理による結果とを用いて得たモーションコントラスト値に基づいて、モーションコントラスト画像を生成する生成手段と、

を備えることを特徴とする情報処理装置。

【請求項 2】

眼底の同一位置を走査するように制御された測定光に基づいて得られた該眼底の断面を示す複数の断層データのうち少なくとも1つの断層データにおける陰影領域であって、測定光の眼底への入射を遮る遮蔽物により形成された陰影領域が含まれる第1の領域であって、前記第1の領域とは異なる第2の領域に対応する信号強度値よりも低い信号強度値を持つ前記第1の領域を特定する特定手段と、

10

20

前記第 1 の領域に対応する信号強度値と比較される閾値を、前記第 2 の領域に対応する信号強度値と比較される閾値よりも小さい値に決定する決定手段と、

前記複数の断層データのうち少なくとも 1 つの断層データにおける前記第 1 の領域に対応する信号強度値と比較される閾値と、前記第 2 の領域に対応する信号強度値と比較される閾値と、を用いた閾値処理であって、前記複数の断層データと前記閾値処理による結果とを用いて得たモーションコントラスト値に基づいて、モーションコントラスト画像を生成する生成手段と、

を備えることを特徴とする情報処理装置。

【請求項 3】

前記決定手段は、前記第 1 の領域に対応する信号強度値と比較される閾値を、前記第 1 の領域に対応する信号強度値に応じて決定することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の情報処理装置。

10

【請求項 4】

前記決定手段は、前記第 1 の領域に対応する信号強度値が小さいほど前記第 1 の領域に対応する信号強度値と比較される閾値を小さくすることを特徴とする請求項 3 に記載の情報処理装置。

【請求項 5】

前記決定手段は、前記第 2 の領域に対応する信号強度値と比較される閾値に基づいて、前記第 1 の領域に対応する信号強度値と比較される閾値を決定することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の情報処理装置。

20

【請求項 6】

前記決定手段は、前記第 1 の領域に対応する前記信号強度値と比較される閾値を、前記第 2 の領域に対応する領域であり且つ前記第 1 の領域と同一深さ位置または同一層の信号強度値と比較される閾値とは異なる値に決定することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の情報処理装置。

【請求項 7】

前記決定手段は、前記第 1 の領域を含む A スキャンデータの信号強度と比較される閾値を、陰影領域であるか否かに関わらず前記第 1 の領域に対応する信号強度値と比較される閾値に決定することを特徴とする請求項 1 記載の情報処理装置。

【請求項 8】

30

前記決定手段は、前記特定手段によって前記第 1 の領域が特定されなかった場合、前記断層データの同一深さ位置または同一層における複数位置の信号強度と比較される閾値を同一の値に決定することを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の情報処理装置。

【請求項 9】

前記特定手段は、前記複数の断層データから得られるモーションコントラスト値に基づいて前記第 1 の領域を特定することを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の情報処理装置。

【請求項 10】

操作者による前記第 1 の領域に対応する信号強度値と比較される閾値の変更を受け付ける受付手段を更に備え、

40

前記受付手段が前記第 1 の領域に対応する信号強度値と比較される閾値の変更を受け付ける度に、前記モーションコントラスト値が取得され、前記モーションコントラスト画像が生成されることを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の情報処理装置。

【請求項 11】

眼底の同一位置を走査するように制御された測定光に基づいて得られた該眼底の断面を示す複数の断層データのうち少なくとも 1 つの断層データにおける陰影領域であって、測定光の眼底への入射を遮る遮蔽物により形成された陰影領域である第 1 の領域を特定する特定手段と、

前記複数の断層データのうち少なくとも 1 つの断層データにおける前記陰影領域に対応

50

する信号強度値を上昇させることにより得た信号強度値と比較される閾値と、前記陰影領域以外の第2の領域に対応する信号強度値と比較される閾値と、を用いた閾値処理であって、前記複数の断層データと前記閾値処理による結果とを用いて得たモーションコントラスト値に基づいて、モーションコントラスト画像を生成する生成手段と、

を備えることを特徴とする情報処理装置。

【請求項12】

眼底の同一位置を走査するように制御された測定光に基づいて得られた該眼底の断面を示す複数の断層データのうち少なくとも1つの断層データにおける陰影領域であって、測定光の眼底への入射を遮る遮蔽物により形成された陰影領域が含まれる第1の領域であって、前記第1の領域とは異なる第2の領域に対応する信号強度値よりも低い信号強度値を持つ前記第1の領域を特定する特定手段と、

10

前記複数の断層データのうち少なくとも1つの断層データにおける前記第1の領域に対応する信号強度値を上昇させることにより得た信号強度値と比較される閾値と、前記第2の領域に対応する信号強度値と比較される閾値と、を用いた閾値処理であって、前記複数の断層データと前記閾値処理による結果とを用いて得たモーションコントラスト値に基づいて、モーションコントラスト画像を生成する生成手段と、

を備えることを特徴とする情報処理装置。

【請求項13】

前記第1の領域とは異なる第2の領域に対応する信号強度値は維持されることを特徴とする請求項11または請求項12に記載の情報処理装置。

20

【請求項14】

前記上昇させることにより得た信号強度値と比較される閾値は、前記第1の領域とは異なる第2の領域であり且つ前記第1の領域と同一深さ位置または同一層の信号強度値と比較される閾値と同じ値であることを特徴とする請求項11乃至13のいずれか1項に記載の情報処理装置。

【請求項15】

前記生成手段は、前記モーションコントラスト値と、セグメンテーションにより検出された前記眼底の任意の層のデータとに基づいて、OCTAのEnface画像を前記モーションコントラスト画像として生成することを特徴とする請求項1乃至14のいずれか1項に記載の情報処理装置。

30

【請求項16】

請求項1乃至14のいずれか1項に記載の情報処理装置と、

前記眼底に対して前記測定光を走査する走査手段と、を備え、

前記制御された測定光が照射された前記眼底からの戻り光と参照光とを合波して得た干渉光を検出するように構成されることを特徴とする光干渉断層撮影装置。

【請求項17】

眼底の同一位置を走査するように制御された測定光に基づいて得られた該眼底の断面を示す複数の断層データのうち少なくとも1つの断層データにおける陰影領域であって、測定光の眼底への入射を遮る遮蔽物により形成された陰影領域である第1の領域を特定する特定工程と、

40

前記陰影領域に対応する信号強度値と比較される閾値を、前記陰影領域以外の第2の領域に対応する信号強度値と比較される閾値よりも小さい値に決定する決定工程と、

前記複数の断層データのうち少なくとも1つの断層データにおける前記陰影領域に対応する信号強度値と比較される閾値と、前記第2の領域に対応する信号強度値と比較される閾値と、を用いた閾値処理であって、前記複数の断層データと前記閾値処理による結果とを用いて得たモーションコントラスト値に基づいて、モーションコントラスト画像を生成する生成工程と、

を含むことを特徴とする情報処理方法。

【請求項18】

眼底の同一位置を走査するように制御された測定光に基づいて得られた該眼底の断面を

50

示す複数の断層データのうち少なくとも1つの断層データにおける陰影領域であって、測定光の眼底への入射を遮る遮蔽物により形成された陰影領域が含まれる第1の領域であって、前記第1の領域とは異なる第2の領域に対応する信号強度値よりも低い信号強度値を持つ前記第1の領域を特定する特定工程と、

前記第1の領域に対応する信号強度値と比較される閾値を、前記第2の領域に対応する信号強度値と比較される閾値よりも小さい値に決定する決定工程と、

前記複数の断層データのうち少なくとも1つの断層データにおける前記第1の領域に対応する信号強度値と比較される閾値と、前記第2の領域に対応する信号強度値と比較される閾値と、を用いた閾値処理であって、前記複数の断層データと前記閾値処理による結果とを用いて得たモーションコントラスト値に基づいて、モーションコントラスト画像を生成する生成工程と、

を含むことを特徴とする情報処理方法。

【請求項19】

眼底の同一位置を走査するように制御された測定光に基づいて得られた該眼底の断面を示す複数の断層データのうち少なくとも1つの断層データにおける陰影領域であって、測定光の眼底への入射を遮る遮蔽物により形成された陰影領域である第1の領域を特定する特定工程と、

前記複数の断層データのうち少なくとも1つの断層データにおける前記陰影領域に対応する信号強度値を上昇させることにより得た信号強度値と比較される閾値と、前記陰影領域以外の第2の領域に対応する信号強度値と比較される閾値と、を用いた閾値処理であって、前記複数の断層データと前記閾値処理による結果とを用いて得たモーションコントラスト値に基づいて、モーションコントラスト画像を生成する生成工程と、

を含むことを特徴とする情報処理方法。

【請求項20】

眼底の同一位置を走査するように制御された測定光に基づいて得られた該眼底の断面を示す複数の断層データのうち少なくとも1つの断層データにおける陰影領域であって、測定光の眼底への入射を遮る遮蔽物により形成された陰影領域が含まれる第1の領域であって、前記第1の領域とは異なる第2の領域に対応する信号強度値よりも低い信号強度値を持つ前記第1の領域を特定する特定工程と、

前記複数の断層データのうち少なくとも1つの断層データにおける前記第1の領域に対応する信号強度値を上昇させることにより得た信号強度値と比較される閾値と、前記第2の領域に対応する信号強度値と比較される閾値と、を用いた閾値処理であって、前記複数の断層データと前記閾値処理による結果とを用いて得たモーションコントラスト値に基づいて、モーションコントラスト画像を生成する生成工程と、

を含むことを特徴とする情報処理方法。

【請求項21】

請求項17乃至20のいずれか1項に記載の情報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】

開示の内容は、情報処理装置、情報処理方法およびプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

光干渉断層撮像法 (Optical Coherence Tomography、以下OCTという) を用いて造影剤を用いない血管造影法が提案されている。この血管造影方法はOCTアンギオグラフィー (以下OCTAという) と呼ばれ、OCTAにより得られるOCTA画像はモーションコントラスト値を画像化したものである。ここでモーションコントラスト値とは理想的には同一断面を繰り返し撮影し、撮影された複数断面間における被写体の時間的な変化を検出した値である。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 3 】

このOCTA画像のノイズを低減させる方法として閾値処理が知られている（特許文献1）。この閾値処理は複素OCT信号の強度値と閾値とを比較し、複素OCT信号の強度が閾値を下回った場合に、それに対応するモーションコントラスト値を0にするものである。特許文献1ではノイズフロアの平均値から10dBの値を閾値としている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 米国特許出願公開第 2 0 1 4 / 2 2 1 8 2 7 号明細書

【 発明の概要 】

10

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

しかしながら、OCTにより得られた断層データに測定光の網膜への入射を遮る遮蔽物により形成された陰影領域が含まれる場合、陰影領域の信号強度は陰影がない領域の信号強度に比べると低くなる。そのため、閾値を一律の値とすると、陰影領域に例え画像かすべき組織などがあっても陰影領域に対応するモーションコントラスト値は上述の閾値処理により0となってしまう画像化されない虞がある。

【 0 0 0 6 】

開示の内容は、陰影領域を適切に画像化することを目的の1つとする。

【 0 0 0 7 】

20

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 】

【 0 0 0 8 】

開示の情報処理装置の一つは、

眼底の同一位置を走査するように制御された測定光に基づいて得られた該眼底の断面を示す複数の断層データのうち少なくとも1つの断層データにおける陰影領域であって、測定光の眼底への入射を遮る遮蔽物により形成された陰影領域である第1の領域を特定する特定手段と、

30

前記陰影領域に対応する信号強度値と比較される閾値を、前記陰影領域以外の第2の領域に対応する信号強度値と比較される閾値よりも小さい値に決定する決定手段と、

前記複数の断層データのうち少なくとも1つの断層データにおける前記陰影領域に対応する信号強度値と比較される閾値と、前記第2の領域に対応する信号強度値と比較される閾値と、を用いた閾値処理であって、前記複数の断層データと前記閾値処理による結果とを用いて得たモーションコントラスト値に基づいて、モーションコントラスト画像を生成する生成手段と、を備える。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 9 】

開示の技術によれば、陰影領域から適切なOCTA画像を得ることが可能となる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 0 】

【 図 1 】 光干渉断層撮影装置の構成の一例を示す図である。

【 図 2 】 データ取得部 1 0 0 の構成の一例を示す図である。

【 図 3 】 信号処理部 1 0 1 の機能構成の一例を示す図である。

【 図 4 】 観察時に表示部 1 0 2 に表示される前眼部観察像 3 6 とSLO画像 3 8 との一例を示す図である。

【 図 5 】 スキャンエリア 3 9 の或るY方向位置の網膜部のBスキャン画像の一例を示す図である。

【 図 6 】 OCTA画像生成部 3 5 による処理の一例を示すフローチャートである。

50

【図 7】モーションコントラストデータを生成する処理の一例を示すフローチャートである。

【図 8】モーションコントラストデータの閾値処理の一例を示すフローチャートである。

【図 9】閾値設定のプロセスの一例を示すフローチャートである。

【図 10】(a)、(b)は本実施例を適用した OCT A 画像の一例、(c)、(d)は従来技術を適用した OCT A 画像の一例である。

【図 11】実施例 2 に係る閾値設定プロセスの一例を示すフローチャートである。

【図 12】陰影領域を含む OCT A 画像の一例である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

10

以下、添付の図面を参照して、開示の技術について説明する。なお、以下の実施形態において示す構成は一例に過ぎず、本発明は図示された構成に限定されるものではない。

【0012】

[実施例 1]

図 1 は光干渉断層撮影装置の構成の一例を示す図である。光干渉断層撮影装置は、データ取得部 100、信号処理部 101 および表示部 102 を含む。なお、図 1 において、データ取得部 100、信号処理部 101 および表示部 102 のそれぞれは独立しているが、データ取得部 100 に信号処理部 101 および表示部 102 の少なくとも一方が含まれることとしてもよい。

【0013】

20

ここで、データ取得部 100 は、測定光を被検眼上で走査及び撮像することにより断層データを取得する OCT である。信号処理部 101 は、データ取得部 100 で取得された断層データから被検眼の OCT A 画像を生成する情報処理装置である。表示部 102 は、信号処理部 101 で生成された被検眼の OCT A 画像を表示するディスプレイである。以下、これらの構成について詳述する。

【0014】

まずデータ取得部 100 の構成について説明する。

【0015】

図 2 はデータ取得部 100 の構成の一例を示したものである。図 2 に示す光学系は眼底の断層データを取得するための OCT 光学系と眼底表面の画像を取得するための SLO 光学系とを含んでいる。

30

【0016】

被検眼 E_r に対向して対物レンズ 1 が設置され、その光軸上に第 1 ダイクロックミラー 2 および第 2 ダイクロックミラー 3 が配置されている。これらのダイクロックミラーによって OCT 光学系の光路 L_1 、被検眼 E_r の観察を行うための SLO 光学系と固視灯用の光路 L_2 、および前眼部観察用の光路 L_3 とに波長帯域ごとに分岐される。

【0017】

SLO 光学系と固視灯用の光路 L_2 は SLO 走査手段 4、レンズ 5 および 6、ミラー 7、第 3 ダイクロックミラー 8、フォトダイオード 9、SLO 光源 10、固視灯 11 を有している。

40

【0018】

ミラー 7 は、穴あきミラーや中空のミラーが蒸着されたプリズムであり、SLO 光源 10 による照明光と、被検眼からの戻り光とを分離する。第 3 ダイクロックミラー 8 は SLO 光源 10 および固視灯 11 への光路へと波長帯域ごとに分離する。

【0019】

SLO 走査手段 4 は、SLO 光源 10 と固視灯 11 から発せられた光を被検眼 E_r 上で走査するものであり、X 方向に走査する X スキャナ、Y 方向に走査する Y スキャナから構成されている。本実施形態では、X スキャナは高速走査を行う必要があるためポリゴンミラーによって、Y スキャナはガルバノミラーによって構成されている。

【0020】

50

レンズ５はＳＬＯ光学系および固視灯の焦点合わせのため、不図示のモータによって駆動される。ＳＬＯ光源１０は例えば７８０ｎｍ付近の波長の光を発生する。なお、本明細書において波長の数値は例示であり他の値とすることとしてもよい。フォトダイオード９は、被検眼からの戻り光を検出する。固視灯１１は可視光を発生して被検者の固視を促すものである。

【００２１】

ＳＬＯ光源１０から発せられた光は、第３ダイクロイックミラー８で反射され、ミラー７を通過し、レンズ６、５を通り、ＳＬＯ走査手段４によって、被検眼Ｅｒ上で走査される。被検眼Ｅｒからの戻り光は、投影光と同じ経路を戻ったのち、ミラー７によって反射され、フォトダイオード９へと導かれる。

10

【００２２】

固視灯１１は第３ダイクロイックミラー８、ミラー７を透過し、レンズ６、５を通り、ＳＬＯ走査手段４によって、被検眼Ｅｒ上で走査される。このとき、ＳＬＯ走査手段の動きに合わせて固視灯１１を点滅させることによって、被検眼Ｅｒ上の任意の位置に任意の形状をつくり、被検者の固視を促す。

【００２３】

前眼部観察用の光路Ｌ３には、レンズ１２、スプリットプリズム１３、レンズ１４、前眼部観察用のＣＣＤ１５が配置されている。このＣＣＤ１５は、不図示の前眼部観察用光源の波長、例えば９７０ｎｍ付近に感度を持つものである。

【００２４】

20

スプリットプリズム１３は、被検眼Ｅｒの瞳孔と共役な位置に配置されており、被検眼Ｅｒとデータ取得部１００のＺ方向（前後方向）の距離を、前眼部のスプリット像として検出することができる。

【００２５】

被検眼Ｅｒの画像データを撮像する為のＯＣＴ光学系の光路Ｌ１には、ＸＹスキャナ１６、レンズ１７、１８が配置されている。ＸＹスキャナ１６はＯＣＴ光源２０からの光を被検眼上Ｅｒで走査するためのものである。ＸＹスキャナ１６は１枚のミラーとして図示してあるが、ＸＹ２軸方向の走査を行うガルバノミラーである。

【００２６】

レンズ１７は、ファイバー２１から出射するＯＣＴ光源２０からの光を、被検眼Ｅｒに焦点合わせするためのものであり、不図示のモータによって駆動される。この焦点合わせによって、被検眼Ｅｒからの戻り光は同時にファイバー２１の先端に、スポット状に結像されて入射されることとなる。

30

【００２７】

更に光カプラー１９、ＯＣＴ光源２０、光カプラー１９に接続され一体化している光ファイバー２１～２４、レンズ２５、分散補償用ガラス２６、参照ミラー２７、分光器２８が配置されている。

【００２８】

光ファイバー２２を介してＯＣＴ光源２０から出射された光は、測定光と参照光に光カプラー１９にて分割される。測定光は光ファイバー２１、ＯＣＴ光学系の光路Ｌ１から対物レンズ１までを通じて被検眼Ｅｒに向けて出射される。この被検眼Ｅｒに向けて出射された測手光は被検眼Ｅｒにて反射散乱し同じ行路を通じて光カプラー１９に達する。

40

【００２９】

一方参照光は光ファイバー２３を通じてレンズ２５、分散補償用ガラス２６を通じて参照ミラー２７に向けて出射される。参照ミラー２７から反射した参照光は同じ光路を通じて光カプラー１９に達する。

【００３０】

このようにして光カプラー１９に達した測定光と参照光は合波され干渉光となる。ここで、測定光の光路長と参照光の光路長がほぼ同一となったときに干渉を生じる。参照ミラー２７は、不図示のモータおよび駆動機構によって光軸方向に調整可能に保持され、被検

50

眼 E r によって変わる測定光の光路長に参照光の光路長を合わせることが可能である。干渉光は光ファイバー 24 を介して分光器 28 に導かれる。

【0031】

分光器 28 はレンズ 29、31、回折格子 30、ラインセンサ 32 から構成される。光ファイバー 24 から出射された干渉光はレンズ 29 を介して平行光となった後、回折格子 30 で分光され、レンズ 31 によってラインセンサ 32 に結像される。

【0032】

本実施例では干渉系としてマイケルソン干渉系を用いたが、マッハツェンダー干渉系を用いても良い。測定光と参照光との光量差に応じて、光量差が大きい場合にはマッハツェンダー干渉系を、光量差が比較的小さい場合にはマイケルソン干渉系を用いることが望ましい。

10

【0033】

次に信号処理部 101 及び表示部 102 の構成について説明する。

【0034】

図 3 は信号処理部 101 の機能構成の一例を示す図である。信号処理部 101 は記憶部 34 および CPU 44 を備える。信号処理部 101 は例えばパーソナルコンピュータなどの情報処理装置である。記憶部 34 および CPU 44 は互いに通信可能に接続されている。また、記憶部 34 および CPU 44 は表示部 102 と通信可能に接続されている。記憶部 34 は、ROM (Read Only Memory) 44 を含む。ここで、CPU 44 が ROM 44 に記憶されたプログラムを実行することで、CPU 44 は画像生成部 33 および OCTA が像生成部 35 として機能する。

20

【0035】

なお、信号処理部 101 が備える CPU および ROM 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 以上のプロセッサと少なくとも 1 つのメモリとが接続されており、少なくとも 1 以上のプロセッサが少なくとも 1 以上のメモリに記憶されたプログラムを実行した場合に信号処理部 101 は上記の各手段として機能する。なお、処理装置は CPU に限定されるものではなく、GPU、ASIC、MPU または FPGA 等であってもよい。また、少なくとも 1 以上のプロセッサとは、少なくとも 1 以上のコアを有する CPU を含む概念である。

【0036】

30

画像生成部 33 は、データ取得部 100 によって取得されたデータに基づいて各種の画像を生成する。より具体的には、画像生成部 33 は、データ取得部 100 のフォトダイオード 9、ラインセンサ 32 および記憶部 34 と通信可能に接続されている。SLO 走査手段 4 を用いて被検眼 E r を X 方向、Y 方向に走査した際にフォトダイオード 9 から得られる複数のデータから画像生成部 33 は SLO 画像を生成する。ここで、SLO 画像とは眼底を前眼部側から見た際の眼底表面を示す 2 次元画像である。

【0037】

また画像生成部 33 はラインセンサ 32 から得られる干渉データをフーリエ変換し、得られるデータを輝度或いは濃度情報に変換することによって被検眼の深さ方向 (Z 方向) の画像を取得する。このようなスキャン方式を A スキャン、得られる断層画像を A スキャン画像と呼ぶ。

40

【0038】

この A スキャンを被検眼 E r の所定の横断方向に XY スキャナ 16 にて走査することによって複数の A スキャン画像を取得することができる。例えば X 方向に走査すれば XZ 面における断層画像が得られ、Y 方向に走査すれば YZ 面における断層画像が得られる。このように被検眼 E r を所定の横断方向に走査する方式を B スキャン、得られる断層画像を B スキャン画像と呼ぶ。

【0039】

更に B スキャンの XZ 面或いは YZ 面に対し、それに直行する方向に走査する方式を C スキャンと呼び、得られる XYZ の 3 次元断層データを C スキャンデータと呼ぶ。

50

【 0 0 4 0 】

記憶部 3 4 は画像生成部 3 3、OCTA 画像生成部 3 5、表示部 1 0 2 と接続され、画像生成部 3 3 から得られた SLO 画像及び 2 次元或いは 3 次元の断層データを記憶すると共に、OCTA 画像生成部 3 5 から得られた 2 次元或いは 3 次元の OCTA データを記憶する。

【 0 0 4 1 】

OCTA 画像生成部 3 5 は記憶部 3 4 と接続され、記憶部 3 4 から断層データを取得し OCTA 画像（モーションコントラスト画像）を生成する。なお OCTA 画像生成部 3 5 は後述にて詳細に説明する。

【 0 0 4 2 】

表示部 1 0 2 は記憶部 3 4 に記憶された SLO 画像及び断層データ、OCTA データを表示する。表示部 1 0 2 は例えば液晶ディスプレイなどを含む。

【 0 0 4 3 】

以上説明したデータ取得部 1 0 0、信号処理部 1 0 1、表示部 1 0 2 から構成される光干渉断層撮影装置において、観察から撮影までの流れを説明する。

【 0 0 4 4 】

まず観察について図 4 を用いて説明する。図 4 は観察時に表示部 1 0 2 に表示される画面の一例である。図 4 においては表示部 1 0 2 には前眼部観察像 3 6 と SLO 画像 3 8 とが表示されている。なお、被検眼の観察時に表示部 1 0 2 に表示される画面は図 4 の例に限定されるものではない。

【 0 0 4 5 】

対物レンズ 1 の正面に被検眼 E r が位置すると、撮影者は前眼部観察像 3 6 を見ながら被検眼 E r とデータ取得部 1 0 0 との X Y Z 方向の位置合わせを図示なきジョイスティックを用いて行う。X Y 方向の位置合わせは、例えば、前眼部観察像 3 6 の瞳孔中心が前眼部観察像の表示される画面の中心に位置するように操作者はデータ取得部 1 0 0 を操作する。Z 方向の位置合わせでは、例えば、Z 方向の位置合わせが適切でない場合点線 3 7 に沿って前眼部観察像 3 6 がスプリットされるので、スプリットされないように撮影者はデータ取得部 1 0 0 を操作する。なお、位置合わせは操作者により手動で行われることとしてもよいし、自動で行われることとしてもよい。また、手動および自動で位置合わせを行うこととしてもよい。また、位置合わせの手法は上記の方法に限定されるものではなく、既知の種々の手法を用いることとしてもよい。

【 0 0 4 6 】

上記のようにして被検眼とデータ取得部 1 0 0 との X Y Z 方向の位置合わせが完了すると SLO 走査手段 4 の X Y 方向の走査により生成される SLO 画像 3 8 が表示部 1 0 2 に表示される。なお、SLO 画像 3 8 が表示部 1 0 2 に表示されるタイミングは上記の例に限定されるものではない。この前眼部観察像 3 6 と SLO 画像 3 8 とは随時更新され、撮影者は被検眼 E r を略ディレイなく観察できる。

【 0 0 4 7 】

更に SLO 画像 3 8 中のスキャンエリア 3 9 は OCTA データの取得時に走査されるエリアを示したものであり、SLO 画像 3 8 に重畳されている。撮影者はこのスキャンエリア 3 9 をマウスやタッチパネル等の図示なき走査位置変更手段を操作し、所望の走査位置を設定する。これらの操作にて観察が終了する。

【 0 0 4 8 】

次に撮影について説明する。撮影者により図示なき撮影開始ボタンを操作されると、データ取得部 1 0 0 はスキャンエリア 3 9 を測定光により走査する。OCTA では同一断面つまり同一位置の B スキャンを繰り返し撮影し、その撮影間における被写体の時間的な変化を検出するものであるため、本実施例では同一位置の B スキャンを m 回繰り返すものとする。本実施例のスキャンエリア 3 9 を走査する場合、スキャン位置 Y 1 から Y n までの Y 方向の各位置において B スキャンが繰り返し m 回ずつ走査される。ただし、被検眼は動くため、常に眼底の同一位置を走査することができない場合がある。また、被検眼の追尾

10

20

30

40

50

するトラッキング機能を有している場合もトラッキング機能の不完全さにより常に眼底の同一位置を走査することができない場合がある。すなわち、装置としては眼底の同一位置を走査するように制御された測定光であっても眼底の完全に同一位置を走査できるとは限らない。従って、本明細書における眼底の同一位置とは眼底の完全に同一位置のみならず眼底の略同一位置を含む。

【0049】

なお本実施例において各BスキャンにおけるAスキャンはX方向にpサンプルの位置のデータから構成され、1つのAスキャンはZ方向にq個のデータから構成されるものとする。本実施例ではスキャンエリア39を走査することにより、XYZ平面で $n \times m$ のBスキャン(Aスキャン数としては $n \times m \times p$ 、総データ数としては $n \times m \times p \times q$)が得られる。

10

【0050】

データ取得部100によってスキャンエリア39のデータ取得が完了すると、画像生成部33は例えば取得された全てのデータからBスキャン画像を生成する。具体的には画像生成部33は各Bスキャンに対してバックグラウンド減算およびフーリエ変換を行う。フーリエ変換により実部及び虚部からなる複素OCT信号が得られるので、画像生成部33は複素OCT信号の絶対値を計算することによってBスキャン画像を生成する。具体的には、データ取得部100は、 $n \times m$ のBスキャン画像を生成する。すなわち、データ取得部100は、眼底の同一位置を走査するように制御された測定光に基づいて得られた、それぞれ眼底の断面を示す複数の断層データを取得する第1取得手段の一例に相当する。

20

【0051】

画像生成部33によってBスキャン画像が生成されると、生成されたBスキャン画像は記憶部34に記憶されると共に、OCTA画像生成部35でOCTA画像が生成される。OCTA画像生成部35の具体的な処理については後述する。OCTA画像がOCTA画像生成部35で生成されると、OCTA画像は記憶部34に記憶されると共にCPU44が表示部102にOCTA画像を出力することで表示部102にOCTA画像が表示される。表示部102に表示されたOCTA画像を撮影者が確認することによって例えば、次の撮影を行うか否かを判断する。以上が観察から撮影までの説明となる。

【0052】

次にOCTA画像生成部35について詳細に説明する。

30

【0053】

このOCTA画像生成部35の説明の前に、ここで一旦被検眼Er内に存在し且つOCT光源20からの測定光の網膜への入射を遮る遮蔽物によって起こる陰影について図5を用いて説明する。図5はスキャンエリア39の或るY方向位置の網膜部のBスキャン画像の一例である。図5の上方は硝子体となっており、OCT光源20の測定光は図における上方より入射されるため、測定光の入射方向は矢印40のようになっている。

【0054】

更に図5中でX150は測定光の入射方向に網膜血管がある断層画像のX方向位置を示し、X170は測定光の入射方向に網膜血管がない断層画像のX方向位置、X70は測定光の入射方向に不図示の硝子体混濁がある断層画像のX方向位置を示している。

40

【0055】

まずX方向位置X150の断層画像について説明すると、網膜血管E1を観察することができる。この網膜血管E1は一般に細長の高反射体として観察され、神経節細胞層から内顆粒層と外網状層の境界部付近にかけて存在するものである。網膜血管E1が存在すると測定光は網膜血管E1に遮られるため、その結果後方へ測定光が届きづらくなり陰影E2が生じる。陰影E2は断層画像上で低輝度にて観察される。

【0056】

次にX方向位置X170の断層画像について説明すると、内境界膜から脈絡膜までの断層E3を陰影無に観察することができる。これは測定光の入射方向において網膜への測定光の入射を遮る遮蔽物がX方向位置X170に存在していないからである。

50

【 0 0 5 7 】

更にX方向位置X 7 0の断層画像について説明すると、内境界膜から脈絡膜までの断層E 4に陰影が生じていることが分かる。これは測定光の入射方向において不図示の硝子体混濁が存在し、測定光が硝子体混濁に遮られるためである。その為測定光の入射方向に見て硝子体混濁の後方位置に存在する内境界膜から脈絡膜までの断層に測定光が届きづらくなり陰影が生じているのである。

【 0 0 5 8 】

このように測定光の入射方向に見て遮蔽物に対しその後方に存在する断層に陰影が生じる。また遮蔽物が被検眼E rのZ方向の何処の位置に存在するかによって陰影の生じるZ方向位置が変わると言える。

10

【 0 0 5 9 】

本実施例では陰影の生じる例としてX方向位置X 1 5 0（網膜血管E 1）及びX方向位置X 7 0（不図示の硝子体混濁がある場合）について例示したが、この他にも水晶体の混濁や網膜出血や硬性白斑などの場合で陰影が生じる。水晶体混濁の場合にはX方向位置X 1 7 0の断層画像に示したように内境界膜から脈絡膜までの断層に陰影が生じ、網膜出血や硬性白斑などの場合には、この網膜出血や硬性白斑が神経線維層から脈絡膜までの断層の何処のZ方向位置に発生するかによって陰影が生じるZ方向位置が変わる。

【 0 0 6 0 】

OCTA画像生成部35について図6を用いて説明する。図6はOCTA画像生成部35の処理（情報処理方法）の一例の流れを示したフローチャートである。

20

【 0 0 6 1 】

なおこのOCTA画像生成部35の説明は、データ取得部100によってスキャンエリア39のデータ取得（スキャン位置Y1からYnまでのY方向の各位置においてBスキャンがm回繰り返されて走査）が完了し、更に画像生成部33によって取得された全てのデータからBスキャン画像が生成された後の話となる。

【 0 0 6 2 】

まずOCTA画像生成部35はステップS201にてモーションコントラストデータ（モーションコントラスト値）を生成する。このステップS201のモーションコントラストデータの生成の詳細な説明は図7を用いて行う。図7はモーションコントラストデータ生成の一例を示すフローチャートである。

30

【 0 0 6 3 】

ステップS301では、OCTA画像生成部35はY方向位置Yiにおけるインデックスiを定義する。これによりY1からYnまでのY方向の各位置においてステップS302からステップS307までが繰り返されるようになっている。

【 0 0 6 4 】

次にステップS302ではOCTA画像生成部35はY方向位置Yiに対応するm枚分のBスキャン画像を記憶部34から読み出す。

【 0 0 6 5 】

次にステップS303ではOCTA画像生成部35はステップS302で読みだされたm枚分のBスキャン画像の位置ずれを補正する。この位置ずれ補正が行われる理由は、モーションコントラストデータの生成には時間が異なる同じ位置のBスキャン画像を比較することが望ましいためである。この位置ずれ補正は例えばBスキャン画像同士の相関が最大になるように行われる。位置ずれ補正の方法は既知の他の方法を用いることとしてもよい。なお被写体が被検眼のように動くものではない場合やトラッキング（追尾）の性能が高い場合にはこの位置ずれ補正は不要である。

40

【 0 0 6 6 】

次にステップS304ではOCTA画像生成部35は位置ずれ補正されたm枚のBスキャン画像を画素毎に加算平均処理を行う。これによりm枚のBスキャン画像から加算平均処理された1枚のBスキャン画像（以下、加算平均画像と呼ぶ場合がある）が得られる。なお、

50

次にステップS 3 0 5ではO C T A画像生成部3 5はこの加算平均処理された1枚のBスキャン画像を記憶部3 4に記憶する。なお、ステップS 3 0 4, 3 0 5は加算平均画像を用いる処理を実行する前に実行されていればよく、ステップS 3 0 3の後に実行されなくともよい。

【0067】

次にステップS 3 0 6ではO C T A画像生成部3 5はステップS 3 0 3で位置ずれ補正されたm枚分のBスキャン画像を用いてモーションコントラストデータを計算する。このモーションコントラストデータはステップS 3 0 3で位置ずれ補正されたm枚分のBスキャン画像の画素毎の分散値を計算することによって得られる。すなわち、この分散値はモーションコントラスト値の一例である。なおモーションコントラストデータの計算方法は種々あり、本実施例以外にも画像生成部3 3で行われるフーリエ変換後、且つ絶対値の計算前の複素O C T信号を用いて、その位相差および/またはベクトル差を計算することによっても得ることができる。すなわち、モーションコントラスト値は上記の分散値に限定されるものではなく、画像間における変化のある部分と変化のない部分とを区別できる値であればよい。

【0068】

次にステップS 3 0 7ではO C T A画像生成部3 5はステップS 3 0 6で得られたモーションコントラストデータを記憶部3 4に記憶する。

【0069】

ステップS 3 0 8において、O C T A画像生成部3 5はY方向位置Y 1からY nまでのY方向の各位置においてS 3 0 2からS 3 0 7までが繰り返されたらモーションコントラストデータの生成処理を終了する。

【0070】

このようなステップS 3 0 1からステップS 3 0 8から構成されたステップS 2 0 1により、O C T A画像生成部3 5はY方向位置Y 1からY nまでのY方向の各位置のモーションコントラストデータを得ることができる

次にO C T A画像生成部3 5はステップS 2 0 2にてセグメンテーションを実行する。ここでセグメンテーションとは画像から網膜の境界(層境界)を検出することを含む処理である。

【0071】

まずセグメンテーションではO C T A画像生成部3 5はステップS 3 0 5で記憶された加算平均処理後のBスキャン画像を記憶部3 4から読み出す。加算平均処理後のBスキャン画像はY 1からY nまでのY方向の各位置において記憶されており、その全てのY方向位置の加算平均処理後のBスキャン画像を読み出す。読み出しが終了すると次にO C T A画像生成部3 5は各Bスキャン画像に対して断層の境界位置を計算する。具体的には神経線維層、神経節細胞層、網膜色素上皮などの断層の境界位置を計算する。O C T A画像生成部3 5は断層の境界位置はBスキャン画像をZ方向にエッジ抽出処理を行い、抽出されたエッジプロファイルの解析を行う等することで境界位置を得る。各Bスキャン画像に対し各断層の境界位置が得られるとO C T A画像生成部3 5はその境界位置を示すデータを記憶部3 4に記憶させる。なお、境界位置が検出される度に記憶部3 4に境界位置を示すデータを記憶させることとしてもよい。また、上記の例では加算平均処理後のBスキャン画像から境界位置を検出することとしたが、加算平均処理をしていないBスキャン画像から境界位置を検出することとしてもよい。

【0072】

次にO C T A画像生成部3 5はステップS 2 0 3にてモーションコントラストデータの閾値処理を行う。このステップS 2 0 3で行われるモーションコントラストデータの閾値処理の詳細な説明は図8を用いて行う。図8はモーションコントラストデータの閾値処理の一例を示すフローチャートである。図8のモーションコントラストデータの閾値処理はステップS 4 0 1からステップS 4 0 6までで構成されている。

【0073】

まずステップS401において、OCTA画像生成部35はY方向位置Y_iにおけるインデックスiを定義する。これによりY₁からY_nまでのY方向の各位置においてステップS402からステップS405までが繰り返されるようになっている。

【0074】

次にステップS402ではOCTA画像生成部35は閾値を設定する。このステップS402で設定した閾値はステップS404で行われるモーションコントラストデータの閾値処理で用いられる。このステップS402については、図9を用いて更に詳細に説明する。図9は閾値設定のプロセスの一例を示したフローチャートである。

【0075】

まずステップS501ではOCTA画像生成部35はステップS305で記憶されたY方向位置Y_iに対応する加算平均処理後のBスキャン画像を記憶部34から読み出す。

10

【0076】

次にステップS502では、OCTA画像生成部35はステップS501で読みだされた加算平均処理後のBスキャン画像から陰影を検出する。そして、OCTA画像生成部35は検出した陰影の位置を示すデータを記憶部34に記憶させる。前述したように、陰影は測定光の入射方向に見て遮蔽物の後方位置に存在する断層に生じるものであり、陰影の生じるZ方向位置は遮蔽物が被検眼E_rの何処のZ方向位置に存在するかによって変わるものである。そのためステップS502ではステップS501で読みだされた加算平均処理後のBスキャン画像を用いて、陰影がX方向の何処の位置に生じているか、測定光の入射方向に見て陰影がZ方向の何処の位置から後方で生じているかを検出する。

20

【0077】

本実施例では陰影の検出方法を2例紹介するが別の方法であっても陰影が検出できればよい。

【0078】

1例目はBスキャン画像の輝度値から陰影を検出する方法である。この方法では、まずOCTA画像生成部35は陰影がX方向のどの位置に生じているかを検出する。OCTA画像生成部35は、Bスキャン画像をAスキャン単位に分割し、分割したAスキャン毎に全画素値の総和を計算する。陰影は陰影の生じていない部位に比べ低輝度で観察されるので、先程の総和の結果が所定値以下の数値を示すX方向位置を検出することによりX方向の陰影位置を検出することができる。上述の処理では陰影がZ方向の何処の位置から後方で生じているかまでは検出することができないため、次にOCTA画像生成部35は陰影がZ方向のどの位置から後方で生じているかを検出する。OCTA画像生成部35は、陰影が検出されたX方向位置のAスキャンを構成する各画素値と、その付近に在る陰影が検出されていないX方向位置のAスキャンを構成する各画素値とを同一のZ方向位置で比較する。陰影が検出されたX方向位置のAスキャンを構成する画素値がその付近に在る陰影が検出されていないX方向位置のAスキャンを構成する画素値よりも低い値を有するZ方向位置を検出することによって、陰影がZ方向のどの位置から後方で生じているかを検出することができる。なお、その付近に在る陰影が検出されていないX方向位置とは、例えば、陰影が検出されたX方向位置に最も近いX方向位置である。

30

【0079】

40

2例目はBスキャン画像とステップS202で得られたセグメンテーションの結果とを用いて陰影を検出する方法である。この方法では、OCTA画像生成部35はまずセグメンテーションの結果を用いてBスキャン画像を各層に分割する。次に、OCTA画像生成部35は、測定光の入射方向から順に、言い換えると神経線維層、神経節細胞層、内網状層といった具合に硝子体側から順に各層のデータを抽出及びAスキャン単位に分割し、分割したAスキャン毎に全画素値の総和を計算する。陰影(シャドー)は陰影の生じていない部位に比べ低輝度で観察されるので、OCTA画像生成部35は、先程の総和の結果が所定値以下の数値を示すX方向位置を検出する。OCTA画像生成部35は、これを各層で繰り返すことにより、陰影がX方向の何処の位置に生じているか、Z方向の何処の層から後方で生じているかを検出する。神経線維層から脈絡膜までの全層において低輝度が検

50

出される場合にはOCTA画像生成部35は、硝子体混濁あるいは水晶体混濁による陰影を検出することができる。また測定光の入射方向から見て神経節細胞層から内顆粒層と外網状層の境界に在るいずれかの層からその後方にかけて低輝度が検出される場合にはOCTA画像生成部35は網膜の血管による陰影を検出することができる。つまり測定光の入射方向から見て低輝度が検出された層からその後方にある全ての層にかけて低輝度が検出される場合には陰影であるものとして検出できる。

【0080】

なお、陰影の抽出は加算平均処理をしていないBスキャン画像から行うこととしてもよい。また、他の方法として、OCTA画像生成部35はY方向位置Y1からYnまでそれぞれの位置から少なくとも1枚のBスキャン画像を読み出すと共にステップS202で得られたセグメンテーションデータを用いてEnface画像を生成する。そして、OCTA画像生成部35はそのEnface画像から陰影を検出することとしてもよい。ここでEnface画像は、セグメンテーションで抽出された任意の層のデータから各Aスキャンの代表値を決定しXY方向に2次元に生成した画像である。Enface画像の画素から所定値以下の数値を示す箇所が陰影となるので、各層を順に検出していくことにより陰影がXY方向の何処の位置に生じているか、測定光の入射方向から見てZ方向の何処の位置から後方で生じているかを検出することが可能となる。すなわち、OCTA画像生成部35は、複数の断層データの少なくとも1つにおける陰影領域を特定する特定手段の一例に相当する。

【0081】

次にステップS503及びステップS504では、OCTA画像生成部35はX方向位置XkにおけるインデックスkとZ方向位置Zrにおけるインデックスrを定義する。これによりX方向位置X1からXp、Z方向位置Z1からZqまでのBスキャン画像の全ての画素位置においてステップS505及びステップS506、ステップS507を行うことができる。

【0082】

次にステップS505では、OCTA画像生成部35はステップS503及びステップS504で指定された位置(Xk、Zr)のBスキャン画像の画素がステップS502で検出された陰影に該当するか否かを判定する。

【0083】

ステップS505でBスキャン画像の画素が陰影に該当しない場合にはステップS506にてOCTA画像生成部35は閾値Aを閾値処理に適用し、一方Bスキャン画像の画素が陰影に該当する場合にはステップS507にてOCTA画像生成部35は、閾値Aとは異なる閾値Bを閾値処理に適用する。すなわち、OCTA画像生成部35は、特定手段によって陰影領域が特定された場合、陰影領域に対応する信号強度値と比較される閾値を、陰影領域以外の領域に対応する信号強度値と比較される閾値とは異なる値に決定する決定手段の一例に相当する。なお、特定手段によって陰影領域が特定されなかった場合、断層データの同一深さ位置または同一層における複数位置の信号強度と比較される閾値を同一の値(閾値A)となる。

【0084】

この閾値A及びBは後述のステップS404で用いられ、この閾値の値が小さいほどモーションコントラストデータの検出感度が上がりノイズ成分も増す。逆に閾値の値が大きいほどモーションコントラストデータの検出感度が下がりノイズ成分が下がる。

【0085】

閾値Aの設定値は例えば画像生成部33によって生成されたBスキャン画像の中の被写体以外が表示されている部分、つまりランダムノイズのみが表示されている部分の輝度の平均値+2とする。ここでは標準偏差を示す。一方閾値Bの設定値は閾値Aの設定値に対して係数を乗算した値とする。すなわち、OCTA画像生成部35は、陰影領域以外の領域に対応する信号強度値と比較される閾値に基づいて陰影領域に対応する信号強度値と比較される閾値を決定する。この係数は遮蔽物によって生じた陰影による断層画像

10

20

30

40

50

の輝度低下を補正する係数であり、例えば 0 より大きく 1 未満の値の固定値が設定されている。つまり、画素が陰影に該当するか否かによって異なる閾値が適用される。画素が陰影に該当しない場合の閾値 A に対して陰影に該当する閾値 B に低い値が設定される。すなわち、陰影領域に対応する信号強度値と比較される閾値は、陰影領域以外の領域に対応する信号強度値と比較される閾値よりも小さい値である。なお、従来の方法ではステップ S 5 0 5 及びステップ S 5 0 7 がなく設定される閾値は画素が陰影であるか否かを考慮せず固定値（閾値 A）となっていた。

【 0 0 8 6 】

また、閾値 B は閾値 A と係数 から決定される値としたが、閾値 B は陰影による断層画像の輝度低下を補正する値であればよいので閾値 A を元に決定する必要はない。すなわち、閾値 B は閾値 A より小さい値であればよく、閾値 B の決定方法は上記の例に限定されるものではない。

【 0 0 8 7 】

なお前述では係数 を固定値とした場合を説明したが、強い陰影の部位においては係数を小さく、弱い陰影の部位においては係数を大きくするといったように、係数 を陰影の強さの関数としてもよい。すなわち、陰影が強い（信号強度値が小さい）ほど係数を小さくすることとしてもよい。このように OCT A 画像生成部 3 5 は、陰影領域に対応する信号強度値と比較される閾値を、陰影領域に対応する信号強度値に応じて決定する。具体的には、OCT A 画像生成部 3 5 は、陰影領域に対応する信号強度値が小さいほど陰影領域に対応する信号強度値と比較される閾値を小さくする。なお、上記の例では係数を乗算することとしたが閾値 A から所定の係数を減算または所定の係数で除算することで、陰影領域に対応する信号強度値が小さいほど陰影領域に対応する信号強度値と比較される閾値を小さくすることとしてもよい。

【 0 0 8 8 】

このようにすることでスキャンエリア 3 9 の走査により得られた被検眼データの各陰影に対し其々適切な係数 の値を設定することができる。

【 0 0 8 9 】

例えば、網膜内の血管が遮蔽物となって生じる陰影では、血管が Z 方向に太い場合には強い陰影が生じ、その陰影部の断層画像の輝度低下は大きい。血管が Z 方向に細い場合には弱い陰影が生じ陰影部の断層画像の輝度低下は小さい。従って、上記のように係数 を陰影の部の信号強度値の関数とすることでより適切な閾値を決定することが可能となる。

【 0 0 9 0 】

なお上述では陰影の強さを断層画像の輝度低下として表現したが、陰影の強さを示すものであれば断層画像の輝度低下以外のものであってもよく、結果として係数 が陰影の強さの関数となっていればよい。

【 0 0 9 1 】

ステップ S 5 0 8 及びステップ S 5 0 9 において、OCT A 画像生成部 3 5 は X 方向位置 X 1 から X p、Z 方向位置 Z 1 から Z q までの B スキャン画像の全ての画素位置においてステップ S 5 0 5 からステップ S 5 0 7 が繰り返されたら処理を終了する。

【 0 0 9 2 】

このようなステップ S 5 0 1 からステップ S 5 0 9 から構成されたステップ S 4 0 2 により、OCT A 画像生成部 3 5 は Y 方向位置 Y i における B スキャン画像の各画素に対し陰影を考慮した閾値を設定することができる。すなわち、OCT A 画像生成部 3 5 は各画素に対して一律の閾値を設定するのではなく適応的な閾値を設定することができる。

【 0 0 9 3 】

次に OCT A 画像生成部 3 5 はステップ S 4 0 3 にてステップ S 3 0 7 で記憶部 3 4 に記憶された Y 方向位置 Y i に対応するモーションコントラストデータとステップ S 3 0 5 で記憶された Y 方向位置 Y i に対応する加算平均処理後の B スキャンを記憶部 3 4 から読み出しする。

【 0 0 9 4 】

10

20

30

40

50

次にOCTA画像生成部35はステップS404にてモーションコントラストデータの閾値処理を行う。具体的にはOCTA画像生成部35は加算平均処理後のBスキャン画像の画素値(信号強度値)とステップS402で設定した閾値とを画素毎に比較し、加算平均処理後のBスキャン画像の画素値が閾値以下であれば、その画素に対応するモーションコントラストデータを0にする。

【0095】

一方で加算平均処理後のBスキャン画像の画素値が閾値以上であれば、その画素に対応するモーションコントラストデータの値を維持する。なお、モーションコントラストデータは0近傍の値であればよく完全に0としなくともよい。また、閾値との比較は加算平均処理が行われていないBスキャン画像の画素値であってもよい。すなわち、OCTA画像生成部35は、複数の断層データの少なくとも1つの断層データから得られた信号強度値と閾値とを比較する比較手段の一例に相当する。また、OCTA画像生成部35は、比較手段による比較結果および複数の断層データからモーションコントラスト値を取得する第2取得手段の一例に相当する。

【0096】

次にOCTA画像生成部35はステップS404にて閾値処理されたモーションコントラストデータを記憶部34に記憶させる。

【0097】

ステップS406において、OCTA画像生成部35はY方向位置Y1からYnまでのY方向の各位置においてS402からS405までが繰り返されたら閾値処理を終了する。

【0098】

このようなステップS401からステップS406から構成されたステップS203によりOCTA画像生成部35は陰影を考慮した閾値を用いて閾値処理を行うことができる。

【0099】

次にステップS204ではOCTA画像生成部35はOCTA画像を生成する。具体的にはまずOCTA画像生成部35はステップS202で得られたセグメンテーションによる各層の境界位置を記憶部34から読み出す。次にOCTA画像生成部35はステップS203にて閾値処理されたモーションコントラストデータから任意の層のデータをセグメンテーションの各層の境界位置を用いて抽出する。そしてOCTA画像生成部35は任意の層のモーションコントラストデータに対して各Aスキャンの代表値を決定する。この代表値は平均値、最大値、中央値などいずれの値でもよい。OCTA画像生成部35は、この代表値をXY方向に2次元に生成することにより2次元OCTA画像を生成する。すなわち、OCTA画像生成部35は、第2取得手段により取得されたモーションコントラスト値に基づいて、モーションコントラスト画像を生成する生成手段の一例に相当する。OCTA画像生成部35は二次元OCTA画像を記憶部34に記憶させると共に、OCTA画像生成部35は二次元OCTA画像(以下、単にOCTA画像という場合がある)を表示部102に出力することで表示部102に表示させる。

【0100】

図10はステップS204で生成された二次元OCTA画像と閾値を固定とする従来の方法により生成された二次元OCTA画像の例を示したものである。図10中で図10(a)及び図10(b)が本実施例により生成されたOCTA画像を示し、図10(c)及び図10(d)が従来の方法により生成されたOCTA画像を示している。従来方法の場合、ステップS402により設定される閾値は陰影があるか否かの考慮がされておらず固定値(閾値A)となっている。

【0101】

更に図10(a)及び図10(c)は神経節細胞層のOCTA画像であり網膜血管の存在を確認することができる。図10(b)及び図10(d)は脈絡毛細管板(Choriocapillaris)のOCTA画像である。

【0102】

まず神経節細胞層のOCTA画像である図10(a)及び図10(c)に着目すると、両図は全く同じ画像となっている。これは神経節細胞層において陰影が存在していないので、結果として本実施例により生成された図10(a)はステップS505で閾値Aしか選択されないため、従来の方法により生成された図10(c)と同じ画像となっている。

【0103】

一方、脈絡毛細管板(Choriocapillaris)のOCTA画像である図10(b)及び図10(d)に着目すると、従来の方法により生成された図10(d)は点Uにおいてアーチファクトが生じていることが分かる。このアーチファクトは図10(c)の血管に一致している。これは網膜血管が遮蔽物となって生じる陰影が脈絡毛細管板(Choriocapillaris)に存在しているからである。陰影部はBスキャン画像の画素値が低輝度になっているので閾値処理によってモーションコントラスト信号が0となってしまう、図10(d)の点Uにおいてアーチファクトが生じてしまうのである。一方で本実施例により生成された図10(b)は図10(d)の点Uと同一の場所である点Sにおいてアーチファクトが低減されていることが分かる。これは本実施例の場合にステップS402により設定される閾値は陰影が考慮され閾値Aより低い値に設定されているので、陰影部のようにBスキャン画像の画素値が低輝度になっていても閾値処理によってモーションコントラスト信号が0となることは無く値が維持されるからである。すなわち、陰影領域から適切なOCTA画像を得ることが可能となる。

【0104】

また本実施例は陰影に該当する場所では閾値を閾値Aに比べ低い値の閾値Bにすることにより、アーチファクトを低減させる反面、部分的にはノイズ成分も増すという欠点もあるが、陰影に該当しない場所ではノイズ成分を抑える従来の設定値の閾値Aにすることができるので、全体としてはノイズが目立たないOCTA画像を提供できる。

【0105】

なお上記実施形態ではSD-OCTを例に説明したが、タイムドメインOCTやSS-OCTであってもよい。

【0106】

また、上記の実施例では、OCTA画像生成部35は、陰影に相当する画素に対して閾値Bを用いることとしたが、陰影に相当する画素を含むAスキャン画像の画素全てに対して閾値Bを適用することとしてもよい。すなわち、OCTA画像生成部35は、陰影領域を含むAスキャンデータの信号強度と比較される閾値を、陰影領域であるか否かに関わらず陰影領域に対応する信号強度値と比較される閾値に決定することとしてもよい。このようにしても陰影領域から適切なOCTA画像を得ることが可能となる。

【0107】

[実施例2]

実施例2の光干渉断層撮影装置の構成は実施例1における図1から図3に示す構成と同一の構成である。OCTA画像生成部35の処理の流れについては、実施例1で用いられた図6から図8のフローチャートが実施例2でも用いられる。一方で実施例1の図9のフローチャートが実施例2では図11のフローチャートに置き換えられており、実施例1のステップS501およびステップS502が実施例2ではステップ601及びステップS602に置き換えられている。図11中のフローチャートにおいて実施例1と同一のステップについては同一番号が付与されている。なお被検眼の観察及び撮影の方法については実施例1と同様である為、説明を省略する。

【0108】

まずステップS201及びステップS202においてOCTA画像生成部35によりY方向位置Y1からYnまでのY方向の各位置におけるモーションコントラストデータの生成とセグメンテーションが実施例1と同様に行われる。

【0109】

次にステップS203にてOCTA画像生成部35によりモーションコントラストデー

10

20

30

40

50

タの閾値処理が行われる。このステップS 2 0 3はステップS 4 0 1からステップS 4 0 6によって構成され、まずステップS 4 0 1ではO C T A画像生成部3 5によりY方向位置Y_iにおけるインデックスiが定義される。次にステップS 4 0 2ではO C T A画像生成部3 5は閾値を設定する。このステップS 4 0 2における閾値設定のプロセスは図1 1のフローチャートに示されており、ステップS 6 0 1からステップS 6 0 2、そしてステップS 5 0 3からステップS 5 0 9によって構成されている。

【0 1 1 0】

ステップS 6 0 1でO C T A画像生成部3 5はステップS 3 0 7で記憶部3 4に記憶されたY方向位置Y_iに対応するモーションコントラストデータを記憶部3 4から読み出す。

10

【0 1 1 1】

次にステップS 6 0 2では、O C T A画像生成部3 5はステップS 6 0 1で読み出されたモーションコントラストデータを用いて、陰影がX方向の何処の位置に生じているか、測定光の入射方向から見て陰影がZ方向の何処の位置から後方で生じているかを検出する。実施例1では陰影の検出はBスキャン画像から行われていたが、実施例2ではモーションコントラスト信号から陰影が検出される。

【0 1 1 2】

実施例1で示したようにステップS 2 0 1で得られるモーションコントラストデータは血管部の位置を示しており、かつ血管部の後方位置に陰影が生じる。そのため、O C T A画像生成部3 5はステップS 6 0 2においてモーションコントラストデータが所定値以上の数値を有する画素を測定光の入射方向に其々探索及び特定し、特定した位置より後方に位置する画素を陰影の生じる位置とする。O C T A画像生成部3 5はこれをAスキャン毎に行うことで陰影がX方向の何処の位置に生じているか、測定光の入射方向に見て陰影がZ方向の何処の位置から後方で生じているかを検出することができる。すなわち、O C T A画像生成部3 5は、複数の断層データから得られるモーションコントラスト値に基づいて陰影領域を特定する。

20

【0 1 1 3】

次にステップS 5 0 3からステップS 5 0 9において、O C T A画像生成部3 5はY方向位置Y_iにおけるBスキャン画像の各画素に対し陰影を考慮した閾値を設定する。これは実施例1と同様であるため説明を省略する。

30

【0 1 1 4】

このようなステップS 4 0 2により閾値が設定されると次にO C T A画像生成部3 5は実施例1と同様にステップS 4 0 3からステップS 4 0 6を行う。これによりステップS 2 0 3のモーションコントラストデータの閾値処理が行われる。

【0 1 1 5】

そして最後に実施例1と同様にステップS 2 0 4においてO C T A画像が生成される。

【0 1 1 6】

実施例2は陰影の検出方法がモーションコントラストデータを用いて行われるという点で実施例1と異なるが、ステップS 4 0 2より設定される閾値は実施例1と同様に陰影が考慮された低い値が設定される。従って実施例2のステップS 2 0 4で得られるO C T A画像も実施例1と同様の効果を得たものとなる。

40

【0 1 1 7】

なお、実施例1と実施例2とを組み合わせることとしてもよい。例えば、O C T A画像生成部3 5は、ステップS 5 0 2で検出された陰影とよびS 6 0 2で検出された陰影とで共通する画素を、閾値を変更すべき画素としてもよい。このようにすることで、陰影の検出精度を向上できる可能性がある。

【0 1 1 8】

[実施例3]

実施例3の光干渉断層撮影装置の構成は図1から図3に示す構成と同一の構成である。O C T A画像生成部3 5の処理の流れも実施例1と同一であり、実施例3においても図6

50

から図9のフローチャートが用いられる。実施例1ではステップS201からステップS204により生成されたOCTA画像が表示部102に表示されるまでを示したが、実施例3では実施例1で表示されたOCTA画像を見た撮影者が例えばGUI等を用いてXY平面上の各位置における閾値を個別に変更する場合について記載する。

【0119】

ステップS201からステップS204により生成されたOCTA画像が表示部102に表示されると、撮影者はOCTA画像を見て陰影によるアーチファクトが出ているかどうかを判断する。もし撮影者が陰影によるアーチファクトが出ていると判断すると、撮影者はマウスなどの不図示の操作手段を用いてアーチファクトが出ているXY平面上の領域を選択する。OCTA画像生成部35は、この操作者による選択を受け付ける。図12は陰影によるアーチファクトが生じた脈絡毛細管板(Choriocapillaris)のOCTA画像の一例である。また、図12にて実線で示される領域41は、撮影者によって選定された陰影によるアーチファクトの生じている領域である。

10

【0120】

撮影者によってアーチファクトの生じている領域41が選択されると、次に操作者は不図示の操作手段を用いて、領域41の閾値B(或いは係数)の設定値をいくつにするかを指定する。OCTA画像生成部35は、操作者による閾値Bの変更を受け付ける。すなわち、OCTA画像生成部35は、操作者による陰影領域に対応する信号強度値と比較される閾値の変更を受け付ける受付手段の一例に相当する。この閾値B(或いは係数)の撮影者による設定方法は例えばテキストボックスまたはスライダー等を用いる方法とすることが可能である。なお、OCTA画像生成部35は、領域41の選択を受け付けたことを契機にテキストボックスまたはスライダーを表示部102に表示させることとしてもよい。また、テキストボックスまたはスライダーなどのGUIを用いる方法以外に、例えばマウスホイールの回転に伴い閾値が変更されることとしてもよい。

20

【0121】

OCTA画像生成部35が閾値Bの変更を受け付けると、OCTA画像生成部35は指定された領域41の位置に対応するモーションコントラストデータを記憶部34から読み出す。そしてOCTA画像生成部35は、撮影者によって設定された閾値Bでモーションコントラストデータの閾値処理を実行し、閾値処理後のOCTA画像を表示部102に再表示する。すなわち、OCTA画像生成部35は閾値Bの変更による結果をリアルタイムにOCTA画像に反映する。すなわち、受付手段が陰影領域に対応する信号強度値と比較される閾値の変更を受け付ける度に、第2取得手段はモーションコントラスト値を取得し、生成手段はモーションコントラスト画像を生成する。これらの処理は、例えば、アーチファクトが生じている領域がなくなったと撮影者が判断するまで繰り返される。

30

【0122】

また陰影によるアーチファクトの生じている領域が領域41とは別の領域に存在している場合には、撮影者はマウスなどの不図示の操作手段を用いてアーチファクトが出ているXY平面上の領域42を新たに選択し、領域41にて設定された閾値Bとは別の値の閾値Bを領域42に設定することができる。例えば、OCTA画像生成部35は、領域42の選択を受け付けたことを契機に領域41用のテキストボックスなどとは別に領域42用のテキストボックスなどを表示部102に表示させる。領域42においても同様に撮影者によって設定された閾値Bを用いてOCTA画像生成部35は領域42の位置に対応するモーションコントラストデータの閾値処理を行い、閾値処理後のOCTA画像を表示部102に表示させる。なお、閾値Bを変更する領域は領域41、42の2箇所限定されるものではなく、3箇所以上閾値を変更することとしてもよいし、1箇所でもよい。

40

【0123】

このようにOCTA画像に生じた陰影によるアーチファクトを撮影者が確認し、XY平面上の各位置で撮影者自らが適切な閾値を設定することができるので、撮影者はストレスのなく陰影によるアーチファクトが低減されたOCTA画像を得ることが可能となる。

【0124】

50

なお脈絡毛細管板 (Choriocapillaris) の OCTA 画像を本実施例では示したが、陰影によるアーチファクトの生じている領域に対して層毎に撮影者が閾値を設定できるようにしてもよい。

【 0 1 2 5 】

なお、実施例 3 は実施例 1, 2 とは独立に実施されることとしてもよい。すなわち、閾値を陰影に応じて適応的に自動設定するのではなく、操作者に閾値の変更を任せることとしてもよい。また、実施例 3 を実施例 1 および / または実施例 2 と組み合わせることとしてもよい。この場合、自動的に閾値を設定したもののアーチファクトが残っていると操作者が判断する場合には、操作者の好みに応じて閾値を変更できるため、より操作者が望む画質の OCTA 画像を得ることが可能となる。

10

【 0 1 2 6 】

[実施例 4]

実施例 4 の光干渉断層撮影装置の構成は図 1 から図 3 に示す構成と同一の構成である。OCTA 画像生成部 35 の処理の流れも実施例 1 と同一であり、実施例 4 においても図 6 から図 9 のフローチャートが用いられる。実施例 1 ではステップ S506 で用いられた閾値 A が固定値の場合について説明したが、本実施例 4 では閾値 A が固定値ではない場合について説明する。

【 0 1 2 7 】

実施例 1 で固定値とされていた閾値 A は B スキャン画像の中のランダムノイズのみが表示されている部分の平均値 + 2 (= 標準偏差) としていたのだが、これは B スキャン画像中のランダムノイズ成分が B スキャン画像中の何処の位置でも変わらないことを前提としている。しかしながら、ラインセンサ 32 から得られる干渉データのノイズ特性は低周波成分と高周波成分とで異なる可能性があるため、フーリエ変換後に得られる B スキャン画像中のランダムノイズ成分の値も Z 方向の位置で値が変化する可能性がある。

20

【 0 1 2 8 】

そこで実施例 4 では画像生成部 33 により例えば被写体が何も撮影されていない B スキャン画像を取得する。そして、OCTA 画像生成部 35 は被写体が写っていない B スキャン画像中の各 Z 方向位置に対して X 方向に平均値及び標準偏差 を計算し、平均値 + 2 (= 標準偏差) を閾値 A として設定する。このようにすることで閾値 A は Z 方向の位置で変化するノイズ特性を考慮したものとなる。従って、例えば、同一深さ位置または同一層の画素値と比較される閾値 A は陰影を考慮しない場合同一の値となる。

30

【 0 1 2 9 】

一方、実施例 4 のステップ S507 で設定される閾値 B は上述で設定された閾値 A に対して陰影の影響を補正する係数 を乗算したものとする。ここで乗算される係数 は実施例 1 で示したように固定値でもよいし、係数 を陰影の強さに応じて変化する値としてもよい。従って、OCTA 画像生成部 35 は、陰影領域に対応する信号強度値と比較される閾値を、陰影領域以外に対応する領域であり且つ陰影領域と同一深さ位置または同一層の信号強度値と比較される閾値とは異なる値に決定することとなる。

【 0 1 3 0 】

このようにすることで陰影と陰影以外の場所とで適切な閾値を設定することができるので、OCTA 画像内の陰影のある箇所はアーチファクトが低減された画像を提供でき、陰影以外の箇所は血管の抽出精度のよい OCTA 画像を提供することができる。

40

【 0 1 3 1 】

なお本実施例では閾値 B は閾値 A と係数 から決定される値としたが、閾値 B は陰影による断層画像の輝度低下を補正する値であればよいので閾値 A を元に決定する必要はない。

【 0 1 3 2 】

なお本実施例では閾値 A を Z 方向の位置で変化するノイズ特性を元に設定したが、例えば Z 方向の位置で変化する干渉信号の強度を元に設定してもよい。すなわち、干渉信号の強度が低いほど閾値 A を低くするようにしてもよい。

50

【 0 1 3 3 】

また、本実施例 4 を実施例 1 - 3 の少なくとも 1 つの実施例と組み合わせて実施することとしてもよい。

【 0 1 3 4 】

[実施例 5]

上記の実施例 1 - 4 では、陰影に該当するか否かによって閾値を閾値 A と閾値 B とで切り替えることによって陰影によって生じるアーチファクトを低減させる例について説明したが、本発明は上記の実施例に限定されるものではない。

【 0 1 3 5 】

本実施例においては、閾値を切り替えるのではなく、断層画像の輝度を変更する例について説明する。具体的には、OCTA 画像生成部 35 は、ある画素が陰影に該当するかによって閾値を切り替えるのではなく、陰影に該当するかによって断層画像の輝度を変更する。

10

【 0 1 3 6 】

OCTA 画像生成部 35 は、例えば、陰影に該当する画素の輝度値（信号強度値）を上昇させ、陰影に該当しない画素の輝度値（陰影領域以外の領域に対応する信号強度値）は維持する。なお、輝度値を上昇させる方法としては、例えばオフセット値を画素に加える。輝度値を上昇させる量（オフセット量）は、一律の値であってもよいし、元の輝度値に応じた量としてもよい。例えば、OCTA 画像生成部 35 は、元の輝度値が小さいほど輝度値を上昇させる量を大きくする。

20

【 0 1 3 7 】

なお、本実施例においては閾値 B を用いず閾値 A を用いる。すなわち、上昇させられた信号強度と比較される閾値は、陰影領域以外の領域であり且つ陰影領域と同一深さ位置または同一層の信号強度と比較される閾値と同じ値である。

【 0 1 3 8 】

また、輝度値を上昇させる対象としては、加算平均処理後の B スキャン画像の画素でもよいし、加算平均処理が行われていない B スキャン画像の画素でもよい。すなわち、OCTA 画像生成部 35 は、複数の断層データの少なくとも 1 つの断層データが得られた陰影領域に対応する信号強度値を上昇させる制御手段の一例に相当する。そして、本実施例においては、OCTA 画像生成部 35 は、上昇させられた信号強度値と閾値とを比較すること

30

【 0 1 3 9 】

本実施例によっても、陰影領域から適切な OCTA 画像を得ることが可能となる。

【 0 1 4 0 】

なお、本実施例 5 を実施例 1 - 4 の少なくとも 1 つの実施例と組み合わせて実施することとしてもよい。例えば、閾値 A は固定の値でなくともよい。また、閾値を切り替えるとともに本実施例のように輝度値を変更することとしてもよい。

【 0 1 4 1 】

[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。

40

【 0 1 4 2 】

また、本発明の目的は、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、前述した実施形態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

50

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形態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。

【 0 1 4 3 】

以上、本発明の好ましい実施形態について詳述したが、本発明は係る特定の実施形態に限定されるものではなく、特許請求の範囲に記載された本発明の要旨の範囲内において、種々の変形・変更が可能である。

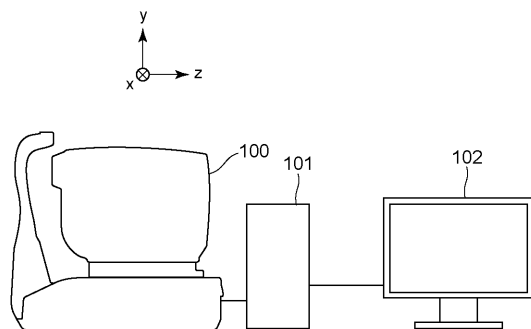
【符号の説明】

【 0 1 4 4 】

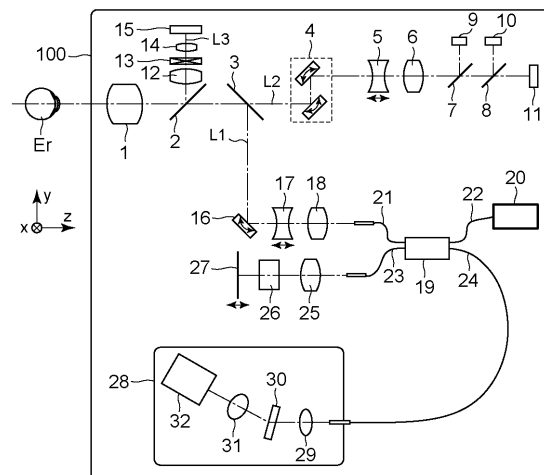
- 1 0 0 データ取得部
- 1 0 1 信号処理部
- 1 0 2 表示部
- 3 3 画像生成部
- 3 4 記憶部
- 3 5 O C T A 画像生成部
- 4 3 C P U
- 4 4 R O M

10

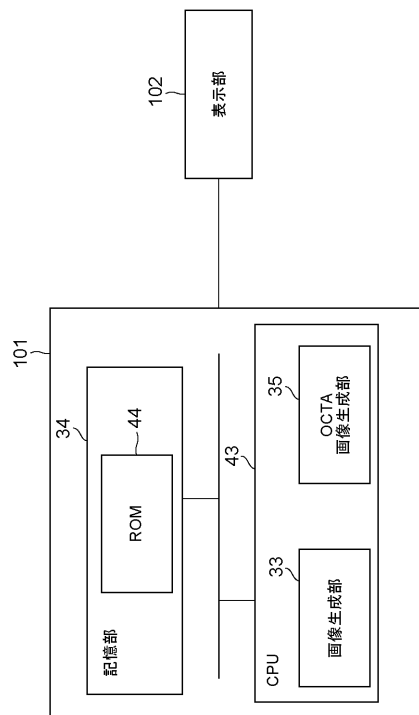
【 図 1 】



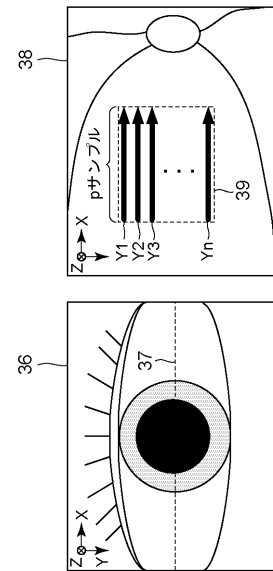
【 図 2 】



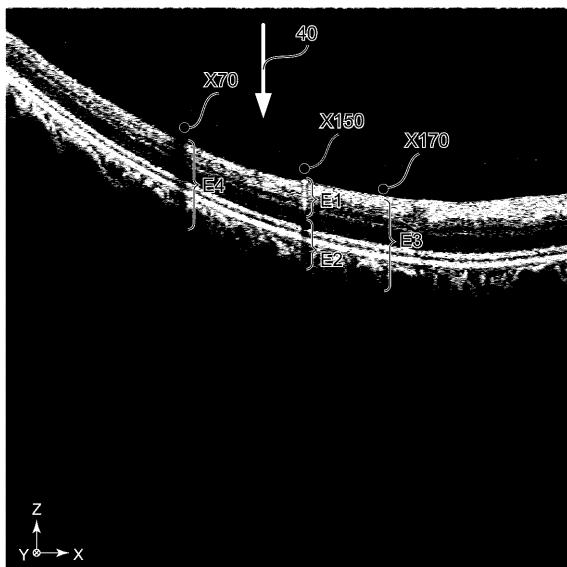
【図 3】



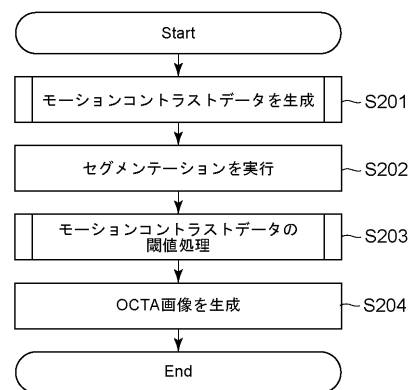
【図 4】



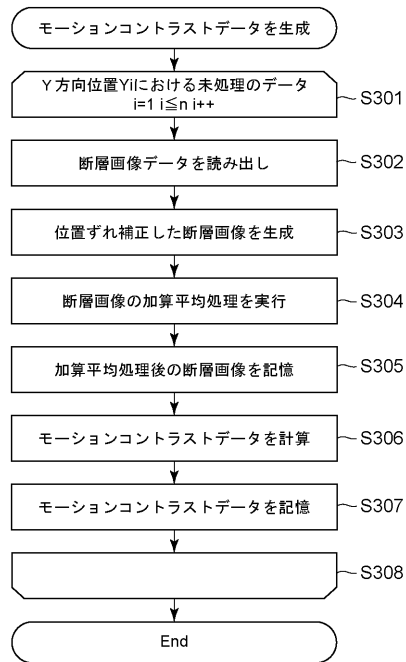
【図 5】



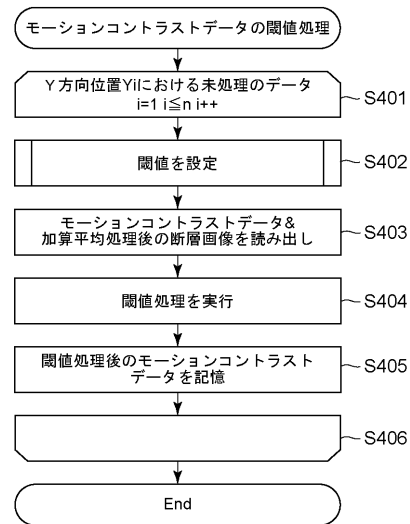
【図 6】



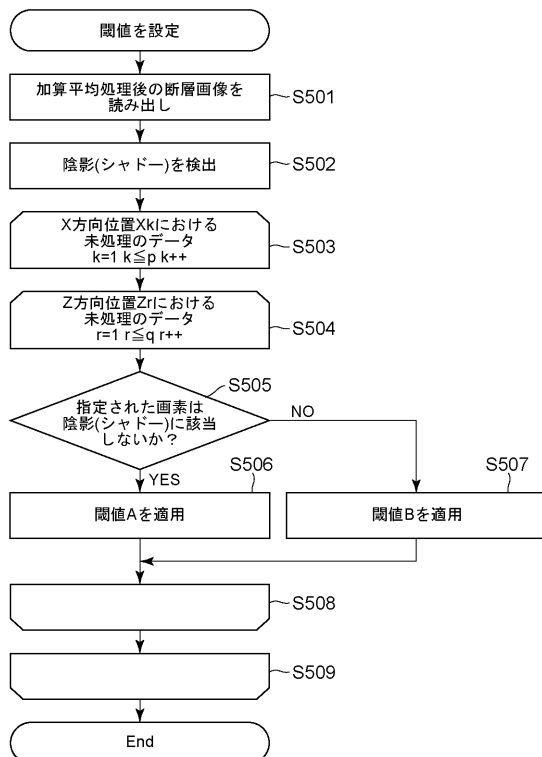
【図 7】



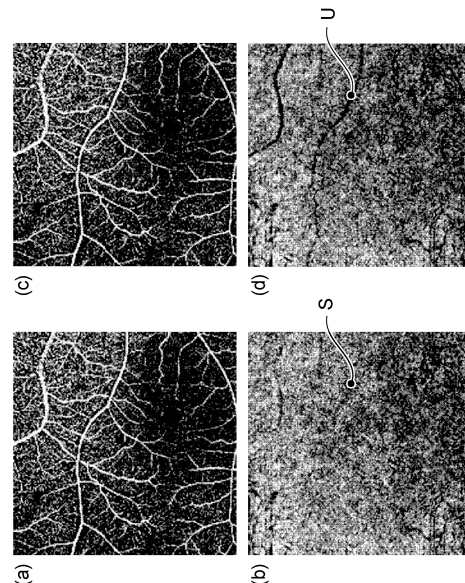
【図 8】



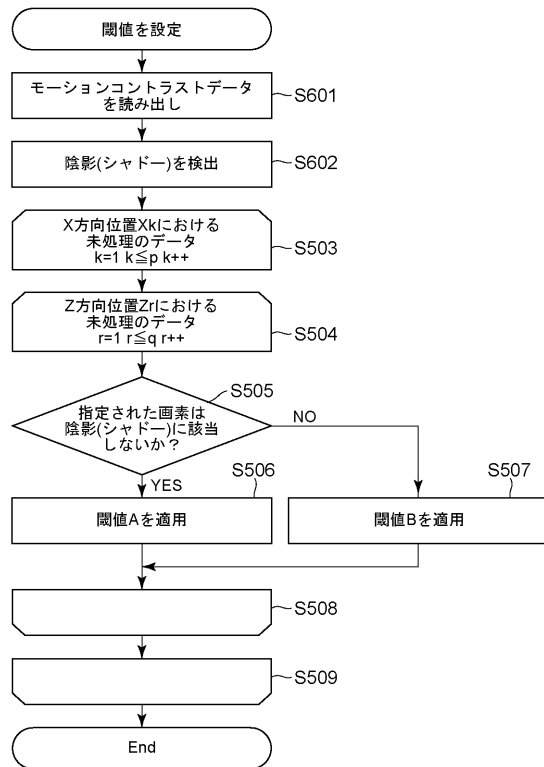
【図 9】



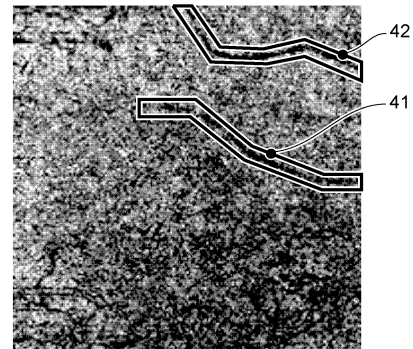
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

(56)参考文献 米国特許出願公開第2014/0221827(US, A1)

特開2015-131107(JP, A)

特表2004-502483(JP, A)

特開2014-198223(JP, A)

特開2010-279440(JP, A)

特表2009-523564(JP, A)

特開2016-093240(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/00 - 3/18