

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-63146

(P2019-63146A)

(43) 公開日 平成31年4月25日(2019.4.25)

(51) Int.Cl.  
A61B 3/10 (2006.01)F1  
A61B 3/10テーマコード (参考)  
4C316

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2017-190212 (P2017-190212)  
(22) 出願日 平成29年9月29日 (2017.9.29)(71) 出願人 000001007  
キヤノン株式会社  
東京都大田区下丸子3丁目30番2号  
(74) 代理人 100094112  
弁理士 岡部 譲  
(74) 代理人 100101498  
弁理士 越智 隆夫  
(74) 代理人 100106183  
弁理士 吉澤 弘司  
(74) 代理人 100128668  
弁理士 齋藤 正巳  
(72) 発明者 下里 祐輝  
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

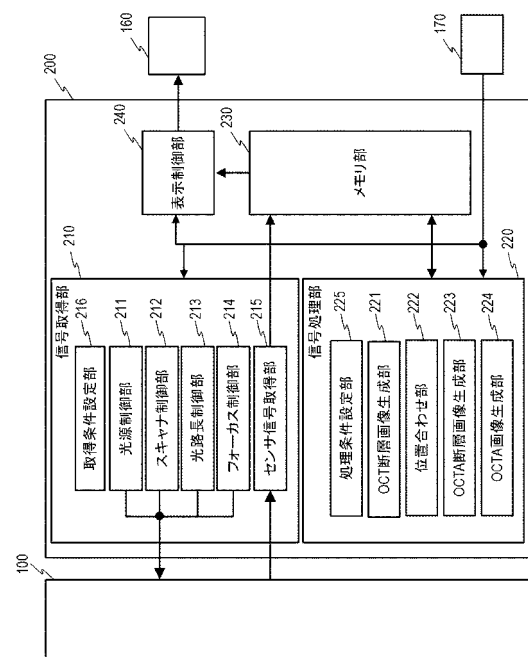
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、眼科撮影装置、画像処理方法、及びプログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】OCTA画像の動画生成を高速化することができる画像処理装置を提供する。

【解決手段】被検体の略同一位置における断層の情報を示す複数の断層データを取得するセンサ信号取得部215と、複数の断層データを用いてモーションコントラスト画像を生成する画像生成部223、224とを備え、モーションコントラスト画像を動画として生成する場合に1枚のモーションコントラスト画像の生成に用いる断層データのデータ量が、モーションコントラスト画像を静止画像として生成する場合に1枚のモーションコントラスト画像の生成に用いる断層データのデータ量より少ない、画像処理装置。

【選択図】図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体の略同一位置における断層の情報を示す複数の断層データを取得する取得部と、前記複数の断層データを用いてモーションコントラスト画像を生成する画像生成部と、を備え、

前記モーションコントラスト画像を動画像として生成する場合に 1 枚の前記モーションコントラスト画像の生成に用いる前記断層データのデータ量が、前記モーションコントラスト画像を静止画像として生成する場合に 1 枚の前記モーションコントラスト画像の生成に用いる前記断層データのデータ量より少ない、画像処理装置。

**【請求項 2】**

前記動画像を生成する場合に 1 枚の前記モーションコントラスト画像の生成のために前記取得部が取得する前記断層データのデータ量が、前記静止画像を生成する場合に 1 枚の前記モーションコントラスト画像の生成のために取得する前記断層データのデータ量より少ない、請求項 1 に記載の画像処理装置。

**【請求項 3】**

前記取得部は、前記動画像を生成する場合に 1 枚の前記モーションコントラスト画像の生成のために前記断層データを取得する際の、A スキャン回数、B スキャンセット数、前記略同一位置における走査の繰り返し数、干渉信号のサンプリング数、及び干渉信号のサンプリング範囲のうちの少なくとも 1 つの値を、前記静止画像を生成する場合に 1 枚の前記モーションコントラスト画像の生成のために前記断層データを取得する際の前記値に対応する値よりも小さくする、請求項 2 に記載の画像処理装置。

**【請求項 4】**

前記画像生成部は、前記動画像を生成する場合に 1 枚の前記モーションコントラスト画像の生成のために処理する前記断層データとして、前記取得部が 1 枚の前記モーションコントラスト画像の生成のために取得した断層データの一部を用いる、請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

**【請求項 5】**

前記画像生成部は、前記動画像を生成する場合に、前記取得部が 1 枚の前記モーションコントラスト画像の生成のために取得した断層データのうち、A スキャン回数、B スキャンセット数、前記略同一位置における走査の繰り返し数、干渉信号のサンプリング数、及び干渉信号のサンプリング範囲のうちの少なくとも 1 つの値を減らした値に基づく断層データを用いて、1 枚の前記モーションコントラスト画像を生成する、請求項 4 に記載の画像処理装置。

**【請求項 6】**

前記画像生成部は、前記動画像を生成する場合に、前記取得部が取得した複数の前記断層データから間引いたデータを用いて 1 枚の前記モーションコントラスト画像を生成する、請求項 4 又は 5 に記載の画像処理装置。

**【請求項 7】**

前記画像生成部は、前記動画像を生成する場合に、1 枚の前記モーションコントラスト画像を生成するために前記断層データを処理する時間が、1 枚の前記モーションコントラスト画像の生成のために断層データを取得する時間よりも短くなるように、1 枚の前記モーションコントラスト画像の生成に用いる断層データの量を減らす、請求項 4 乃至 6 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

**【請求項 8】**

前記画像生成部は、前記動画像を生成する場合に、複数の前記モーションコントラスト画像を平均したモーションコントラスト画像を、前記動画像の 1 枚の前記モーションコントラスト画像として生成する、請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

**【請求項 9】**

前記モーションコントラスト画像をプレビュー画像として生成する場合に 1 枚の前記モーションコントラスト画像の生成に用いる前記断層データのデータ量が、前記モーション

10

20

30

40

50

コントラスト画像を前記動画像として生成する場合に 1 枚の前記モーションコントラスト画像の生成に用いる前記断層データのデータ量より少ない、請求項 1 乃至 8 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

測定光を用いて被検体の略同一位置を複数回撮像し、該略同一位置の複数の断層の情報を取得する撮像光学系と、

前記複数の断層の情報を示す複数の断層データを取得する取得部と、

前記複数の断層データを用いてモーションコントラスト画像を生成する画像生成部と、を備え、

前記モーションコントラスト画像を動画像として生成する場合に 1 枚の前記モーションコントラスト画像の生成に用いる前記断層データのデータ量が、前記モーションコントラスト画像を静止画像として生成する場合に 1 枚の前記モーションコントラスト画像の生成に用いる前記断層データのデータ量より少ない、眼科撮影装置。

10

【請求項 11】

被検体の略同一位置における断層の情報を示す複数の断層データを取得することと、

前記複数の断層データを用いてモーションコントラスト画像を生成することと、

を含み、

前記モーションコントラスト画像を動画像として生成する場合に 1 枚の前記モーションコントラスト画像の生成に用いる前記断層データのデータ量が、前記モーションコントラスト画像を静止画像として生成する場合に 1 枚の前記モーションコントラスト画像の生成に用いる前記断層データのデータ量より少ない、画像処理方法。

20

【請求項 12】

プロセッサによって実行されると、該プロセッサに請求項 11 に記載の画像処理方法の各工程を実行させるプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像処理装置、眼科撮影装置、画像処理方法、及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

被検眼の断層画像を撮影する眼科装置として、光干渉断層撮像法（OCT：Optical Coherence Tomography）を用いた装置（OCT 装置）が知られている。さらに近年、これらの断層画像を用いて眼底の血流に関連した画像を生成し、従来の眼底蛍光造影検査での画像に類似の画像を取得することが可能となってきた。この技法は一般的に、OCT Angiography（OCTA）と呼ばれている。以下、OCTA を用いて取得する画像を OCTA 画像と呼ぶ。

30

【0003】

OCTA では、被検眼の同一箇所での干渉信号を複数回取得し、複数の断層画像を生成する。その後、断層画像間で断層の同一箇所（同一画素）同士の輝度値の変化を画像化する。撮影時刻が異なる断層画像においては、血管内の血球位置が変化しているため血管内部の輝度が変化することが知られている。

40

【0004】

なお、輝度値の変化を算出する際には、画素値を求める画素に対応する断層画像中の画素の輝度値の分散値、又は 2 枚の断層画像間での脱相関値を求めるなど種々の計算手法が用いられている。ここでは、断層画像の輝度値の変化量を画像化したものを OCTA 断層画像と呼び、輝度値の変化量をモーションコントラスト値と呼ぶ。また、モーションコントラスト値（モーションコントラストデータ）を用いて生成される画像を総称してモーションコントラスト画像と呼ぶ。

【0005】

一箇所の断層画像を用いて OCTA 断層画像を生成した後に、断層の法線方向に位置を

50

順次変化させた断層画像に関しても同様にOCTA断層画像を生成することで、3次元のOCTAボリュームデータを構築することができる。3次元のOCTAボリュームデータを断層の面内方向（主走査の軸方向及び副走査の軸方向）に投影（プロジェクション）した画像をOCTA画像又はOCTA正面画像と呼ぶ。

【0006】

特許文献1では、ある箇所のOCTA撮影中に、既に取得済みの別の箇所のOCTA画像生成の信号処理を始めることで、OCTA画像の表示を高速にする装置が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0007】

【特許文献1】特開2016-10656号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

一般的に、OCTA画像生成の信号処理には、OCT断層画像生成の信号処理に比べて長時間かかることが知られている。一方で、OCTA画像が血流に関連した画像であることを考慮すると、OCTA画像の動画像を表示することも診断等において有用であると考えられる。しかしながら、OCTA画像の動画像を生成する場合には、連続した画像を生成することが要されるため、静止画像の生成に比べてさらに時間がかかってしまう。

20

【0009】

そこで、本発明は、OCTA画像の動画像生成を高速化することができる画像処理装置、眼科撮影装置、画像処理方法、及びプログラムを提供する。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の一実施態様に係る画像処理装置は、被検体の略同一位置における断層の情報を示す複数の断層データを取得する取得部と、前記複数の断層データを用いてモーションコントラスト画像を生成する画像生成部とを備え、前記モーションコントラスト画像を動画像として生成する場合に1枚の前記モーションコントラスト画像の生成に用いる前記断層データのデータ量が、前記モーションコントラスト画像を静止画像として生成する場合に1枚の前記モーションコントラスト画像の生成に用いる前記断層データのデータ量より少ない。

30

【0011】

本発明の他の実施態様に係る眼科撮影装置は、測定光を用いて被検体の略同一位置を複数回撮像し、該略同一位置の断層の情報を取得する撮像光学系と、前記断層の情報を示す複数の断層データを取得する取得部と、前記複数の断層データを用いてモーションコントラスト画像を生成する画像生成部とを備え、前記モーションコントラスト画像を動画像として生成する場合に1枚の前記モーションコントラスト画像の生成に用いる前記断層データのデータ量が、前記モーションコントラスト画像を静止画像として生成する場合に1枚の前記モーションコントラスト画像の生成に用いる前記断層データのデータ量より少ない。

40

【0012】

本発明の他の実施態様に係る画像処理方法は、被検体の略同一位置における断層の情報を示す複数の断層データを取得することと、前記複数の断層データを用いてモーションコントラスト画像を生成することとを含み、前記モーションコントラスト画像を動画像として生成する場合に1枚の前記モーションコントラスト画像の生成に用いる前記断層データのデータ量が、前記モーションコントラスト画像を静止画像として生成する場合に1枚の前記モーションコントラスト画像の生成に用いる前記断層データのデータ量より少ない。

【発明の効果】

【0013】

50

本発明によれば、OCT A 画像の動画像生成を高速化することができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】OCT装置の概略的な構成の一例を示す。

【図2】制御部の概略的な構成の一例を示す。

【図3】画面表示の一例を示す。

【図4】OCT信号取得条件の一例を示す。

【図5】OCT信号取得シーケンスの一例を示す。

【図6】OCT信号処理シーケンスの一例を示す。

【図7】実施例1の撮影シーケンスの一例を示す。

【図8】実施例2の撮影シーケンスの一例を示す。

【図9】実施例3の撮影シーケンスの一例を示す。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明を実施するための例示的な実施例を、図面を参照して詳細に説明する。ただし、以下の実施例で説明する寸法、材料、形状、及び構成要素の相対的な位置等は任意であり、本発明が適用される装置の構成又は様々な条件に応じて変更できる。また、図面において、同一であるか又は機能的に類似している要素を示すために図面間で同じ参照符号を用いる。なお、本明細書において、リアルタイムの表示とは、撮影と略同一時間に、撮影により得た信号を用いて生成した画像を表示することをいう。

【0016】

（第一の実施例）

以下、図1乃至7を参照して、本発明の第一の実施例による眼科撮影装置の一例であるOCT装置1及びOCT装置1で実行する画像処理方法の各工程について説明する。本実施例によるOCT装置1は、OCT A 画像の動画像生成時と静止画像生成時とで、OCT A 撮影に係る信号取得量を変えることで、OCT A 画像の動画像生成を高速化する。まず、図1乃至3を参照して、OCT装置の概略的な構成について説明する。図1は、本実施例によるOCT装置1の概略的な構成を示す。

【0017】

< OCT装置の構成 >

OCTでは、走査部を介して測定光が照射された被検眼Eからの戻り光と、測定光に対応する参照光とを干渉させた干渉光に基づいて、被検眼の断層画像を取得することができる。本実施例に係るOCT装置1には、撮影装置部100（撮像光学系）、制御部200（画像処理装置）、表示部160、及び操作入力部170が設けられている。

【0018】

撮影装置部100は、被検眼Eの前眼Eaや眼底Erの2次元像及び断層像を撮像するための測定光学系で構成されている。撮影装置部100は、OCT A 画像を生成するにあたり、光源からの光に基づく測定光を用いて被検体の略同一位置（略同一箇所）を複数回撮像し、該略同一位置の複数の断層の情報を取得するために用いられる。制御部200は、撮影装置部100、表示部160、及び操作入力部170に接続されている。制御部200は、撮影装置部100から出力される各種信号に基づいて、被検眼Eの前眼Eaや眼底Erの2次元画像、断層画像、及びOCT A 画像等を生成することができる。なお、制御部200は、汎用のコンピュータを用いて構成されてもよいし、OCT装置1に専用のコンピュータとして構成されてもよい。

【0019】

表示部160は、制御部200から出力される、患者情報や各種画像等を表示することができる。操作入力部170は、キーボードやマウス等の任意の入力手段を用いて構成されることができ、検者は操作入力部170を用いて制御部200に患者情報、撮影モード、撮影範囲、及び撮影に関する各種条件等を入力することができる。ここで、撮影装置部100、制御部200、表示部160、及び操作入力部170はそれぞれ別個に設けてい

10

20

30

40

50

るが、これらの一部又は全てを一体として構成してもよい。

【0020】

以下、撮影装置部100の構成、制御部200の構成、及び表示部160の表示内容を順に説明する。

【0021】

<撮影装置部100の構成>

撮影装置部100には、光源110、カブラ111、サンプル光学系120、参照光学系130、及び干渉光学系140を備える。

【0022】

<光源110>

光源110は、低コヒーレント光源であるSLD(Super Luminescent Diode)であり、中心波長は855nm、波長バンド幅は約100nmである。ここで、バンド幅は、得られる断層画像の光軸方向の分解能に影響する。また、光源の種類は、ここではSLDを選択したが、他の低コヒーレント光を出射できる任意の光源であってもよい。また、中心波長は得られる断層画像の横方向の分解能に影響するため、なるべく短波長とすることができる。この理由から、本実施例では中心波長を855nmとした光源110を用いた。なお、本明細書における光源110の中心波長、及び波長バンド幅の具体的な数値は例示であり、他の数値とすることとしてもよい。

【0023】

光源110から出射された光は、カブラ111によって、所望の分岐比の下、測定光と参照光とに分割される。光源110からの光がカブラ111によって分割された後、測定光はサンプル光学系120に導かれ、参照光は参照光学系130に導かれる。

【0024】

<サンプル光学系120>

測定光が導かれるサンプル光学系120には、コリメータレンズ121、フォーカスレンズ122、角度可変であるXガルバノスキャナ123及びYガルバノスキャナ124、並びに対物レンズ125、126が設けられている。測定光は、これらを経由して被検眼Eの眼底Er上にビームスポットとして導かれる。

【0025】

コリメータレンズ121は、サンプル光学系120に入射した測定光をコリメート光に変換して出射する。フォーカスレンズ122は、制御部200によって制御される不図示の駆動部材によって図中矢印で示される光軸方向に移動可能に保持される。制御部200は、フォーカスレンズ122を光軸方向に移動させることで、測定光を被検眼Eに対して合焦させることができる。

【0026】

Xガルバノスキャナ123及びYガルバノスキャナ124は、制御部200による制御に応じて回転し、測定光をX軸方向及びY軸方向にそれぞれ偏向させることができる。そのため、Xガルバノスキャナ123及びYガルバノスキャナ124は、回転することで、眼底Er上に導かれたビームスポットを眼底上で2次元に走査することができる。被検眼Eに導かれ、被検眼Eの眼底Erで反射・散乱した測定光は、サンプル光学系120を介した後、カブラ111を経由して干渉光学系140へ導かれる。

【0027】

なお、被検眼Eの前眼Eaを撮像する場合には、Xガルバノスキャナ123及びYガルバノスキャナ124を駆動させて、測定光によるビームスポットを前眼Ea上に導くことができる。また、本実施例では、走査手段としてXガルバノスキャナ123及びYガルバノスキャナ124を用いているが、走査手段は他の任意の偏向手段を用いてもよい。例えば、1枚で2次元方向に測定光を偏向できるMEMSミラー等を用いることもできる。なお、本実施例では、Xガルバノスキャナ123を測定光の主走査用の走査手段、Yガルバノスキャナ124を測定光の副走査用の走査手段としているが、主走査方向及び副走査方向はそれぞれX軸方向及びY軸方向に限られない。また、主走査方向及び副走査方向と、

10

20

30

40

50

X 軸方向又は Y 軸方向とは一致していなくてもよい。このため、主走査方向及び副走査方向は、撮像したい 2 次元の断層像又は 3 次元の断層像に応じて、適宜決めることができる。

#### 【0028】

##### < 参照光学系 130 >

一方、参照光が導かれる参照光学系 130 には、偏光調整用パドル 134、コリメータレンズ 131、ND フィルター 132、及びミラー 133 が設けられている。偏光調整用パドル 134 は、光ファイバを複数の環状に束ねることにより構成されており、測定光と参照光との干渉状態が良くなるように、測定光の偏光状態に対する参照光の偏光状態を調整できる。

10

#### 【0029】

コリメータレンズ 131 は、参照光学系 130 に入射した参照光をコリメート光に変換して出射する。ND フィルター 132 は、入射した参照光の光量を所定光量に減衰させる。ミラー 133 は、制御部 200 によって制御される不図示の駆動部材によって光軸方向に移動可能に保持されており、光軸方向に移動することによりサンプル光学系 120 との光路長差を補正することができる。ND フィルター 132 を通過した参照光は、コリメートされた状態を保持したままミラー 133 で反射され、同じ光路へ折り返される。折り返された参照光は、ND フィルター 132、コリメータレンズ 131 を介した後、カプラ 111 を経由して干渉光学系 140 へ導かれる。

#### 【0030】

##### < 干渉光学系 140 >

サンプル光学系 120 から戻ってきた測定光及び参照光学系 130 から戻ってきた参照光は、カプラ 111 により合波され、干渉光として干渉光学系 140 に導かれる。干渉光学系 140 には、コリメータレンズ 141、回折格子 142、レンズ 143、及びラインセンサ 144 が設けられている。

20

#### 【0031】

コリメータレンズ 131 は、干渉光学系 140 に入射した干渉光をコリメート光に変換して出射する。回折格子 142 は、入射した干渉光を分光する。分光された光は、レンズ 143 を介してラインセンサ 144 に入射する。ラインセンサ 144 は、入射した光に基づいて干渉信号 (OCT 信号) を出力する。なお、ラインセンサ 144 は、各画素が回折格子 142 によって分光された光の波長成分に対応する光を受光するように配置される。

30

#### 【0032】

##### < 制御部 200 の構成 >

次に、図 2 を参照して、制御部 200 の概略的な構成について説明する。制御部 200 は、信号取得部 210 (取得部)、信号処理部 220 (画像生成部)、メモリ部 230、及び表示制御部 240 が設けられている。

#### 【0033】

信号取得部 210 には、光源制御部 211、スキャナ制御部 212、光路長制御部 213、フォーカス制御部 214、センサ信号取得部 215、及び取得条件設定部 216 が設けられている。信号取得部 210 は、光源 110、X ガルバノスキャナ 123 及び Y ガルバノスキャナ 124、ミラー 133 やフォーカスレンズ 122 を駆動する不図示の駆動部材、並びにラインセンサ 144 と接続されている。また、信号取得部 210 は、操作入力部 170 と接続されており、入力内容に応じて光源 110 等を制御して、被検眼 E の前眼 E<sub>a</sub> や眼底 E<sub>r</sub> 上に測定光を走査する。その後、信号取得部 210 は、ラインセンサ 144 から測定光の戻り光と参照光との干渉光が波長分解された OCT 信号を取得できる。

40

#### 【0034】

光源制御部 211 は、撮影装置部 100 の光源 110 に接続されており、光源 110 の ON/OFF 制御等を行うことができる。スキャナ制御部 212 は、X ガルバノスキャナ 123 及び Y ガルバノスキャナ 124 を制御し、被検眼 E の前眼 E<sub>a</sub> や眼底 E<sub>r</sub> 上の任意の位置に測定光を走査することができる。

50

## 【 0 0 3 5 】

光路長制御部 2 1 3 は、ミラー 1 3 3 を駆動するモーター等の不図示の駆動部材を制御し、測定光の光路長に合わせて参照光の光路長を調整することができる。フォーカス制御部 2 1 4 は、フォーカスレンズ 1 2 2 を駆動するモーター等の不図示の駆動部材を制御し、測定光を被検眼 E の前眼 E a や眼底 E r に合焦させることができる。センサ信号取得部 2 1 5 は、ラインセンサ 1 4 4 から入力される OCT 信号を取得し、メモリ部 2 3 0 に記憶させることができる。なお、信号取得部 2 1 0 は、センサ信号取得部 2 1 5 により取得した OCT 信号を信号処理部 2 2 0 に送ることもできる。

## 【 0 0 3 6 】

取得条件設定部 2 1 6 は、撮影に係るスキャンパターンやスキャンサイズ、スキャン位置、動画像又は静止画像を撮影するための撮影モード、及び動画像のフレームレート等に応じて、OCT 信号を取得する条件を設定する。信号取得部 2 1 0 は、取得条件設定部 2 1 6 によって設定された OCT 信号の取得条件に応じて、光源 1 1 0 や X ガルバノスキャナ 1 2 3、Y ガルバノスキャナ 1 2 4 等を制御することで、所望のデータ量の OCT 信号を取得することができる。

## 【 0 0 3 7 】

信号処理部 2 2 0 には、OCT 断層画像生成部 2 2 1、位置合わせ部 2 2 2、OCT A 断層画像生成部 2 2 3、OCT A 画像生成部 2 2 4、及び処理条件設定部 2 2 5 が設けられている。また、信号処理部 2 2 0 は、操作入力部 1 7 0 と接続されており、操作された入力内容に応じて信号データを読み込み、OCT 断層画像や OCT A 断層画像、OCT A 画像を生成することができる。

## 【 0 0 3 8 】

OCT 断層画像生成部 2 2 1 は、信号取得部 2 1 0 又はメモリ部 2 3 0 より取得した OCT 信号に対して、高速フーリエ変換 (FFT) を用いた周波数解析を行い、断層に関する情報を輝度値や濃度値に変換した OCT データを生成する。OCT 断層画像生成部 2 2 1 は、生成した OCT データに基づいて、被検眼 E の断層画像を生成する。なお、OCT 断層画像生成部 2 2 1 は、信号取得部 2 1 0 やメモリ部 2 3 0 から輝度値などの OCT データを取得して、取得した OCT データに基づいて断層画像を生成してもよい。また、OCT データの生成方法及び OCT 断層画像生成方法は既知の任意の手法を用いてよい。なお、以下において、干渉信号や、干渉信号に基づいて生成されたフーリエ変換後の信号、これに何らかの信号処理を施した信号、OCT 断層画像生成部 2 2 1 で生成された断層画像の輝度データである OCT データ等をまとめて断層データと呼ぶ。

## 【 0 0 3 9 】

位置合わせ部 2 2 2 は、被検眼の略同一箇所を撮影した複数の OCT 断層画像を、画像内の特徴点等を用いて位置合わせすることができる。OCT A 断層画像生成部 2 2 3 は、位置合わせされた OCT 断層画像に基づいて、モーションコントラストデータを生成し、OCT A 断層画像を生成する。なお、モーションコントラストデータの生成手法は、既知の任意の手法を用いてよい。例えば、OCT A 断層画像生成部 2 2 3 は、位置合わせされた OCT 断層画像の互いに対応する画素における画素値の脱相関値や分散値、最大値を最小値で割った値 (最大値 / 最小値) をモーションコントラストデータとして求めることができる。

## 【 0 0 4 0 】

OCT A 画像生成部 2 2 4 は、OCT A 断層画像に基づく 3 次元の OCT A ボリュームデータを、断層の面内方向 (副走査の軸方向及び主走査の軸方向) に投影し、OCT A 画像を生成する。本実施例では、OCT A 画像生成部 2 2 4 は、被検眼 E の正面に対応する面の各画素位置において、所望の深さ範囲のモーションコントラストデータの平均値を代表値とし、代表値を用いて各画素位置の画素値を決定し、OCT A 画像を生成する。なお、代表値は、モーションコントラストデータの平均値に限られず、例えば、中央値、最頻値、又は最大値等であってもよい。

## 【 0 0 4 1 】



処理条件設定部 225 は、撮影に係るスキャンパターンやスキャンサイズ、スキャン位置、及び動画像又は静止画像を撮影するための撮影モード等に応じて、OCT 信号を処理する条件を設定する。信号処理部 220 は、処理条件設定部 225 によって設定された OCT 信号の処理条件に応じて、取得された OCT 信号のうち、OCT 断層画像、OCT A 断層画像や OCT A 画像の生成処理に用いる OCT 信号のデータ量を調整することができる。

#### 【0042】

メモリ部 230 は、信号取得部 210、信号処理部 220 及び表示制御部 240 に接続されており、患者情報、被検眼 E の OCT 信号、OCT 断層画像、OCT A 断層画像、及び OCT A 画像等を記憶できる。表示制御部 240 は、メモリ部 230 及び表示部 160 に接続されており、患者情報や各種画像等を表示部 160 上に表示することができる。なお、信号取得部 210、信号処理部 220、及び表示制御部 240 は、制御部 200 の CPU や MPU で実行されるモジュールにて構成されてもよいし、ASIC などの特定の機能を実現する回路等により構成されてもよい。また、メモリ部 230 は、任意のメモリや光学ディスク等の記憶媒体を用いて構成することができる。

10

#### 【0043】

< 表示部 160 の表示内容 >

表示部 160 上には、図 3 の画面 300 が表示される。画面 300 には、OCT 断層画像 310 及び OCT A 画像 320 が表示される。また、画面 300 には、動画開始ボタン 301、停止ボタン 309、静止画撮影ボタン 302、スライダー 303、305、及び Auto ボタン 304、306 が設けられている。さらに、画面 300 には、OCT A の抽出範囲選択プルダウン 307、308、撮影範囲枠 321、及びインジケータ 322 が設けられている。

20

#### 【0044】

OCT 断層画像 310 及び OCT A 画像 320 の領域には、表示制御部 240 の制御に応じて、メモリ部 230 に記憶されていた画像が表示される。OCT 断層画像 310 及び OCT A 画像 320 はそれぞれ動画像として表示されてもよいし、静止画像として表示されてもよい。

#### 【0045】

動画開始ボタン 301 は、動画撮影の開始を指示するためのボタンである。静止画撮影ボタン 302 は、静止画撮影の開始を指示するためのボタンである。プレビュー画像（動画）が表示されている間に、検者が操作入力部 170 を用いて静止画撮影ボタン 302 を押すことで、プレビュー画像に基づいて所望の条件で静止画像の撮影を指示することができる。

30

#### 【0046】

スライダー 303 はフォーカスレンズ 122 の位置と連動しており、検者が操作入力部 170 を用いてスライダー 303 を操作することで、測定光のフォーカスを調整することができる。また、Auto ボタン 304 は、自動的にフォーカスを調整することを指示するボタンである。Auto ボタン 304 が押されると、制御部 200 は、OCT 断層画像、OCT A 断層画像、及び OCT A 画像等の少なくともいずれかに基づいて自動的に測定光のフォーカスを調整する。

40

#### 【0047】

スライダー 305 はミラー 133 の位置と連動しており、検者が操作入力部 170 を用いてスライダー 305 を操作することで、参照光の光路長を調整することができる。また、Auto ボタン 306 は、自動的に光路長を調整することを指示するボタンである。Auto ボタン 306 が押されると、制御部 200 は、OCT 断層画像、OCT A 断層画像、及び OCT A 画像の少なくともいずれか等に基づいて自動的に光路長を調整する。

#### 【0048】

OCT A の抽出範囲選択プルダウン 307、308 は、OCT A 画像として抽出したい眼底 Er の網膜の層範囲を選択するために用いられる。OCT A 画像生成部 224 は、O

50

C T A の抽出範囲選択プルダウン 3 0 7 , 3 0 8 を用いて指示された網膜層の層範囲 ( 深さ範囲 ) について、モーションコントラストデータの代表値を求めて、O C T A 画像の画素値を決定し、O C T A 画像を生成する。停止ボタン 3 0 9 は撮影を停止するためのボタンであり、検者が操作入力部 1 7 0 を用いて停止ボタン 3 0 9 を押すことで、実行中の撮影が停止される。

【 0 0 4 9 】

撮影範囲枠 3 2 1 は、撮影時のスキャン範囲を選択するために用いられる。検者は、操作入力部 1 7 0 を用いて、O C T A 画像 3 2 0 ( プレビュー画像を含む ) に重畳される撮影範囲枠 3 2 1 を調整することで、撮影時のスキャン位置やサイズを設定することができる。

10

【 0 0 5 0 】

インジケータ 3 2 2 は、画像のフォーカス状態等に基づく画像品質を示す指標であり、検者はインジケータ 3 2 2 の表示から撮影調整の状態を確認することができる。なお、制御部 2 0 0 は O C T 断層画像、O C T A 断層画像、及び O C T A 画像等の少なくともいずれかに基づいて画像品質を求めて、インジケータ 3 2 2 の表示を決定することができる。なお、画面 3 0 0 には任意のその他のボタンや画像等を表示してもよい。

【 0 0 5 1 】

次に、図 4 ( a ) 及び ( b ) を参照して、O C T A 撮影に関係する信号取得条件について説明する。

【 0 0 5 2 】

20

< O C T 信号取得条件 >

まず、O C T 信号取得条件について説明する。図 4 ( a ) は、被検眼 E の眼底 E r に対応するスキャン領域 4 0 0 において、X ガルバノスキャナ 1 2 3 及び Y ガルバノスキャナ 1 2 4 を制御し眼底 E r 上をスキャンするスキャンパターンを示している。

【 0 0 5 3 】

ここで、測定光を用いて眼底 E r 上にある一点における深さ方向の信号を取得することを A スキャンと呼び、図 4 ( a ) 上の点 4 0 1 で示している。また、X ガルバノスキャナ 1 2 3 及び Y ガルバノスキャナ 1 2 4 のうち少なくともいずれか一方を駆動制御することによって、測定光を用いた主走査方向の走査を一回行う間に行われる一連の A スキャンを B スキャンと呼び、矢印 4 0 2 で示している。そして、O C T A 撮影のために略同じ軌跡 ( 略同一箇所 ) で繰り返される B スキャンのセットを B スキャンセットと呼び、破線 4 0 3 で示している。

30

【 0 0 5 4 】

信号取得部 2 1 0 の取得条件設定部 2 1 6 は、1 回の B スキャン中に取得する A スキャン回数  $m$  を設定できる。また、取得条件設定部 2 1 6 は、スキャンパターンに含まれる副走査方向への走査軌跡の移動回数である B スキャンセット数  $n$  を設定できる。A スキャン回数  $m$  と B スキャンセット数  $n$  を多くするほど、O C T A 画像の横分解能を上げることができる。

【 0 0 5 5 】

また、取得条件設定部 2 1 6 は、略同じ軌跡で繰り返される B スキャンの回数である繰り返し数  $r$  を設定できる。繰り返し数  $r$  を多くするほど、O C T A 断層画像生成時にランダムノイズを除去することができ、O C T A 画像のコントラストを上げることができる。

40

【 0 0 5 6 】

図 4 ( b ) は、ラインセンサ 1 4 4 に入力される干渉信号波形 4 1 0 を示しており、横軸はラインセンサ画素位置を示し、縦軸は干渉信号強度を示している。取得条件設定部 2 1 6 は、ラインセンサ画素のうち信号を読み出す画素数に対応するサンプリング数  $k$  を設定できる。サンプリング数  $k$  を多くするほど、O C T 断層画像の深さ範囲を広くできる。

【 0 0 5 7 】

また、取得条件設定部 2 1 6 は、ラインセンサ画素のうち信号を読み出す画素の範囲に対応するサンプリング範囲  $a$  を設定できる。サンプリング範囲  $a$  を広くするほど、O C T

50

断層画像の深さ方向分解能を高くできる。

【0058】

上記では、スキャンパターンとして2次元方向にラスタースキャンを行う構成について説明したが、スキャンパターンはこれに限られない。例えば、走査軌跡が各々直交する2つの直線からなるクロススキャンや、略円形の走査軌跡となるサークルスキャン、ラジアルスキャン等の任意のスキャンパターンを用いてもよい。

【0059】

取得条件設定部216は、上述したAスキャン回数 $m$ 、Bスキャンセット数 $n$ 、繰り返し数 $r$ 、サンプリング数 $k$ 、及びサンプリング範囲 $a$ の各種条件の値について、スキャンパターン、スキャンサイズ、又はスキャン位置に基づいて設定することができる。この場合、例えば、取得条件設定部216はスキャンパターン等と各種条件とが対応付けられたテーブルを参照し、スキャンパターン等に基づいて対応づけられているパラメータの値をOCT信号取得条件として設定することができる。

10

【0060】

また、本実施例では、取得条件設定部216は、OCTA画像の動画撮影時と静止画像撮影時とで、これらの条件の値を変更することができる。条件の値を大きくするほど、OCTA画像の画像品質が向上又は撮影範囲が拡大するが、取得するOCT信号のデータ量が増える。一方で、条件の値を小さくするほど、OCTA画像の画像品質が低下又は撮影範囲が減縮するが、取得するOCT信号のデータ量が減る。

【0061】

20

そこで、動画の撮影時には、OCT信号の取得条件の値を小さくして取得するOCT信号のデータ量を減らすことで、OCTA画像の生成に用いられるデータ量を減らす。これにより、OCTA画像の生成処理にかかる計算量を低減できるため、OCTA画像の動画生成を高速化することができる。

【0062】

なお、この関係から、取得条件設定部216は、動画のフレームレートに基づいて、上述した各種条件を設定することもできる。例えば、リアルタイムの表示においてフレームレートが高く設定される場合には、より高速にOCTA画像を生成する必要がある。そのため、OCT信号の取得条件の値を小さくしてOCTA画像の生成に用いられるデータを減らすことで、OCTA画像の生成時間を短くし、高いフレームレートを達成することができる。

30

【0063】

以下、図5乃至7を参照して、OCT信号取得シーケンス、OCTA信号処理シーケンス及び撮影シーケンスについて説明する。まず、図5を参照して、OCT信号取得シーケンスについて説明する。図5は、OCT信号取得シーケンスのフローチャートである。

【0064】

<OCT信号取得シーケンス>

ステップS501において、OCTA信号処理シーケンスが開始されると、処理はステップS502に移行する。

【0065】

40

ステップS502では、光源制御部211が光源110を点灯させる。そして、スキャナ制御部212が、Xガルバノスキャナ123及びYガルバノスキャナ124のうち少なくともいずれか一方を駆動制御することによって、光源110からの光に基づく測定光を用いて $m$ 回のAスキャンを含むBスキャンを行う。センサ信号取得部215は、ラインセンサ144から入力されたOCT信号をサンプリングし、メモリ部230に記憶させる。

【0066】

ステップS503では、信号取得部210が、略同じ走査軌跡（略同一箇所）でのBスキャンが $r$ 回行われたか否かを判定する。Bスキャンが $r$ 回行われたと信号取得部210が判定した場合には、処理はステップS504へ移行する。一方、Bスキャンが $r$ 回行われていないと信号取得部210が判定した場合には、処理はステップS502に戻り、信

50

号取得部 210 は略同じ走査軌跡での B スキャンを行う。

【0067】

ステップ S504 では、信号取得部 210 が、B スキャンセットが n 回行われた否かを判定する。B スキャンセットが n 回行われていないと信号取得部 210 が判定した場合には、処理はステップ S505 に移行する。ステップ S505 では、スキャナ制御部 212 が、ガルバノスキャナを副走査方向へ移動させ、処理はステップ S502 に戻り、異なる副走査位置での B スキャンが行われる。

【0068】

ステップ S504 において、B スキャンセットが n 回行われたと信号取得部 210 が判定した場合には、処理はステップ S506 へ移行し、OCT 信号取得シーケンスを終了する。

10

【0069】

< OCT A 信号処理シーケンス >

次に、図 6 を参照して、OCT A 信号処理シーケンスについて説明する。図 6 は、OCT A 信号処理シーケンスのフローチャートである。ステップ S601 において、OCT A 信号処理が開始されると、処理はステップ S602 に移行する。

【0070】

ステップ S602 では、OCT 断層画像生成部 221 が、メモリ部 230 から 1 B スキャン分の OCT 信号を読み出して、FFT 等により周波数解析し、OCT 断層画像を生成する。OCT 断層画像生成部 221 は、生成した画像をメモリ部 230 へ保存する。

20

【0071】

ステップ S603 では、信号処理部 220 が、略同じ走査軌跡で行った r 回の B スキャンで取得したデータ (B スキャンデータ) について、r 枚の OCT 断層画像が生成されたか否かを判定する。r 枚の OCT 断層画像が生成されたら信号処理部 220 が判定した場合には、処理はステップ S604 へ移行する。一方、r 枚の OCT 断層画像が生成されていないと信号処理部 220 が判定した場合には、処理はステップ S602 に戻り、OCT 断層画像生成部 221 が、略同じ軌跡での別の OCT 信号を読み出して、OCT 断層画像を生成する。

【0072】

ステップ S604 では、信号処理部 220 が、n 回の B スキャンセットで取得したデータ (B スキャンセットデータ) に対して OCT 断層画像の生成が行われ、n 組の OCT 断層画像セットが生成されたか否かを判定する。n 組の OCT 断層画像セットが生成されていないと信号処理部 220 が判定した場合には、処理はステップ S605 に移行する。ステップ S605 では、信号処理部 220 が、信号処理対象となる B スキャンセットデータを変更し、処理はステップ S602 に戻り、OCT 断層画像生成部 221 が、異なる B スキャンセットデータに基づいて OCT 断層画像の生成を行う。

30

【0073】

ステップ S604 において、n 組の OCT 断層画像セットが生成されたら信号処理部 220 が判定した場合には、処理はステップ S606 へ移行する。ステップ S606 では、まず位置合わせ部 222 が、メモリ部 230 から OCT 断層画像を B スキャンセット単位で読み出して、1 組の B スキャンセットに含まれる r 枚の OCT 断層画像間の位置合わせを行う。

40

【0074】

具体的には、まず位置合わせ部 222 は、r 枚の OCT 断層画像のうち任意の 1 枚をテンプレートとして選択する。例えば、位置合わせ部 222 は、テンプレートとして選択する断層画像として、最初に生成された断層画像を選択することができる。また、位置合わせ部 222 は、r 枚の OCT 断層画像において互いにすべての組み合わせで相関値を演算し、フレーム別に相関係数の和を求め、その和が最大となる断層画像をテンプレートとして選択してもよい。

【0075】

50

次に、位置合わせ部 222 は、OCT 断層画像ごとにテンプレートと照合し、OCT 断層画像ごとに位置ずれ量 ( $X$ 、 $Z$ 、 $\theta$ ) を求める。ここで、 $X$  は  $X$  方向 (主走査方向) のずれ量、 $Z$  は  $Z$  方向 (深さ方向) のずれ量、 $\theta$  は回転方向のずれ量を示す。具体的には、位置合わせ部 222 は、テンプレートの位置と角度を変えながら各フレームの断層画像との類似度を表す指標である Normalized Cross-Correlation (NCC) を計算する。位置合わせ部 222 は、計算した NCC の値が最大となるときの、照合される OCT 断層画像とテンプレートとの位置の差を位置ずれ量として求める。なお、画像間の類似度を表す指標は、照合されるフレームの OCT 断層画像とテンプレートの内の特徴の類似性を表す尺度であればよく、そのような尺度を示す任意の指標に種々変更が可能である。

10

#### 【0076】

位置合わせ部 222 は、求めた位置ずれ量 ( $X$ 、 $Z$ 、 $\theta$ ) に応じて位置補正をテンプレート以外の  $r-1$  枚の OCT 断層画像に適用することで、OCT 断層画像の位置合わせを行う。 $r$  枚の OCT 断層画像の位置合わせが実施される結果、各画像における画素の座標 (画素位置) が同一の場合、当該画素に表示される眼底  $E_r$  の位置も同一位置となる。なお、位置合わせ部 222 による、OCT 断層画像の位置合わせ手法は上記に限られず、既知の任意の手法によって行われてよい。

#### 【0077】

OCT 断層画像の位置合わせが行われると、信号処理部 220 は、上記テンプレートとして選択した OCT 断層画像において、セグメンテーション処理を行い被検体である眼底構造の層構造の境界を抽出する。なお、層境界の抽出は、眼底の解剖学的な層境界を抽出できる技術であれば、既知の任意の層境界抽出技術を用いて行われてよい。また、層境界の抽出は、ステップ S606 で行われる構成に限られず、OCT 断層画像が生成された後、OCTA 画像が生成されるまでの間に行われればよい。

20

#### 【0078】

ステップ S607 では、OCTA 断層画像生成部 223 が、1 組の B スキャンセットで取得された  $r$  枚の OCT 断層画像から輝度値の変化量 (モーションコントラストデータ) を計算する。なお、モーションコントラストデータの算出に際しては、上述のように、既知の任意の手法を用いてよい。本実施例では、OCTA 断層画像生成部 223 は、2 枚の OCT 断層画像の対応する画素における輝度値の脱相関値を求めることで、輝度値の変化量を算出する。

30

#### 【0079】

その後、OCTA 断層画像生成部 223 は、OCT 断層画像の輝度値の変化量を輝度値等に変換して画像化し、OCTA 断層画像を生成する。なお、 $r$  が 3 以上である場合には、OCTA 断層画像生成部 223 は、所定の時間間隔の間に取得された OCT 信号に基づく 2 枚の OCT 断層画像から取得された OCTA 断層画像について、加算平均を行い、平均化した OCTA 断層画像を生成することができる。この場合、OCTA 断層画像生成部 223 は、平均化されることでランダムノイズが低減された、コントラストの高い OCTA 断層画像を生成することができる。OCTA 断層画像生成部 223 は、生成した OCTA 断層画像をメモリ部 230 に記憶させる。

40

#### 【0080】

ステップ S608 では、信号処理部 220 が、 $n$  組の OCT 断層画像セットに対して OCTA 断層画像の生成が行われ、 $n$  枚の OCTA 断層画像が生成されたか否かを判定する。 $n$  枚の OCTA 断層画像が生成されていないと信号処理部 220 が判定した場合には、処理はステップ S609 に移行する。ステップ S609 では、信号処理部 220 が、信号処理対象の OCT 断層画像セット (又は B スキャンセットデータ) を変更する。その後、処理はステップ S607 に戻り、OCTA 断層画像生成部 223 が、異なる OCT 断層画像セットに基づいて OCTA 断層画像の生成を行う。

#### 【0081】

ステップ S608 において、 $n$  枚の OCTA 断層画像が生成されたと信号処理部 220

50

が判定した場合には、処理はステップS 6 1 0へ移行する。ステップS 6 1 0では、OCT A画像生成部2 2 4が、ステップS 6 0 7で生成されたn枚のOCT A断層画像から3次元のOCT Aボリュームデータを構築する。そして、OCT A画像生成部2 2 4は、3次元のOCT Aボリュームデータから、ステップS 6 0 6で抽出した層境界に基づいて眼底網膜の層境界を認識する。その後、OCT A画像生成部2 2 4は、3次元のOCT Aボリュームデータに基づく、所望の層を含む断層の面内方向（主走査の軸方向及び副走査の軸方向）の2次元平面画像をOCT A画像として生成する。OCT A画像生成部2 2 4は、生成したOCT A画像をメモリ部2 3 0に記憶させる。その後、処理はステップS 6 1 1へ移行し、OCT信号処理シーケンスを終了する。

#### 【0082】

##### <撮影シーケンス>

次に、図7を参照して、本実施例に係る撮影シーケンスについて説明する。図7は本実施例に係る撮影シーケンスのフローチャートである。まず、ステップS 7 0 1では、制御部2 0 0が、操作入力部1 7 0を用いて検者が画面3 0 0の動画開始ボタン3 0 1を押したことを検知し、撮影を開始する。

#### 【0083】

ステップS 7 0 2では、取得条件設定部2 1 6が、プレビュー画像（動画像）用のOCT信号取得条件を設定する。ここで、取得条件設定部2 1 6は、プレビュー画像用のOCT信号の取得データ量が、静止画用のOCT信号の取得データ量より少なくなるように、Aスキャン回数m等の条件の設定を行う。なお、条件の値を小さくする際には、スキャン範囲を小さくするようにAスキャン回数mやBスキャンセット数n等を減らしてもよいし、スキャン範囲を変えずにAスキャン回数mやBスキャンセット数nを間引いて減らしてもよい。

#### 【0084】

なお、OCT断層画像において、深さ方向に網膜像が写っていない余白となる領域がある場合には、当該領域を省くようにサンプリング数kを小さくすることができる。なお、サンプリング数kを小さくする場合には、OCT断層画像の深さ範囲が狭くなるため、網膜像の位置に合わせて、ミラー1 3 3の位置を調整し参照光の光路長を調整してもよい。また、略同じ走査軌跡（略同一箇所）でのOCT断層画像が最低2枚あれば、OCT A画像を生成できる。そのため、繰り返し数rは2まで減らすことができる。

#### 【0085】

ステップS 7 0 3では、信号取得部2 1 0が、設定された取得条件及び上述したOCT信号取得シーケンスに従ってOCT信号を取得する。ステップS 7 0 4では、信号処理部2 2 0が、上述したOCT信号処理シーケンスに従ってOCT A信号処理を行い、OCT A画像を生成する。ステップS 7 0 5では、表示制御部2 4 0が、メモリ部2 3 0から画像データを読み出して、画面3 0 0にOCT断層画像3 1 0とOCT A画像3 2 0を表示する。

#### 【0086】

ステップS 7 0 6では、制御部2 0 0が、操作入力部1 7 0を用いて検者が画面3 0 0の静止画撮影ボタン3 0 2を押したか否かを検知する。静止画撮影ボタン3 0 2が押されたことを制御部2 0 0が検知したら、処理はステップS 7 0 7に移行する。一方で、静止画撮影ボタン3 0 2が押されたことを制御部2 0 0が検知していない間は、ステップS 7 0 3～ステップS 7 0 5が繰り返し実行され、OCT断層画像3 1 0とOCT A画像3 2 0が動画表示される。

#### 【0087】

なお、動画表示されている間、検者は画面3 0 0に示される各種ボタンやスライダバーを用いて撮影調整を行うことができる。例えば、検者はOCT断層画像3 1 0を見ながら、OCT Aの抽出範囲選択プルダウン3 0 7、3 0 8で、OCT A画像として抽出したい眼底網膜の層範囲を選択することができる。また、図3に示す画面3 0 0においては、OCT A画像3 2 0を1つだけ表示しているが、眼底網膜の層範囲を複数選択できるように

10

20

30

40

50

し、それに応じて、OCTA画像を同時に複数画面表示できるようにしてもよい。また、検者は、OCTA画像320を見ながら、撮影範囲枠321を用いて静止画撮影時のスキャン範囲を選択することができる。

#### 【0088】

ステップS707では、取得条件設定部216が、静止画像用のOCT信号取得条件を設定する。ここで、取得条件設定部216は、静止画像用のOCT信号の取得データ量が動画像用のOCT信号の取得データ量より多くなるように、Aスキャン回数m等のOCT信号取得条件の設定を行う。

#### 【0089】

ステップS708では、信号取得部210が、設定された取得条件及び上述したOCT信号取得シーケンスに従ってOCT信号を取得する。ステップS709では、信号処理部220が上述したOCT信号処理シーケンスに従ってOCTA信号処理を行い、OCTA画像を生成する。ステップS710では、表示制御部240が、メモリ部230から画像データを読み出して、画面300にOCT断層画像310とOCTA画像320を静止画として表示する。その後、処理はステップS711に移行し、OCTA撮影シーケンスを終了する。

#### 【0090】

本実施例では、上記のように、ステップS702とステップS707において、動画像用及び静止画像用のOCT信号取得条件を変え、動画像用のOCT信号の取得データ量を静止画像用のOCT信号の取得データより少なくしている。OCT信号の取得データが多いと品質の高い又は広範囲のOCTA画像を生成できる一方で、OCT信号の取得データ量が少ないと短時間でOCTA画像を生成できる。

#### 【0091】

そのため、ステップS702では、動画像表示をするために、ステップS703で取得されるOCT信号のデータ量が、ステップS708で取得されるOCT信号のデータ量より少なくなるように条件設定をする。この結果、動画像の1フレームに対応するOCTA画像を生成するためのステップS704におけるOCTA信号処理にかかる時間を減らすことができ、動画像生成を高速化し、動画表示時のフレームレートを上げることができる。

#### 【0092】

例えば、Aスキャン回数mを256、Bスキャンセット数nを256としたOCTA画像生成、すなわち、 $256 \times 256$  [pixel x pixel] のOCTA画像生成に1枚あたり約3秒かかる。そこで、Aスキャン回数mを64、Bスキャンセット数nを64としてOCT信号のデータ量を減らした場合には、信号処理時間が16分の1で済み、1枚あたり約0.2秒でOCTA画像を生成できる。そのため、OCTA画像の動画の生成及び表示を高速化することができる。

#### 【0093】

なお、OCT信号の取得データ量を間引く場合にはOCTA画像の画素数が減るため、画質が低下する。これに対して、インターレースなどの既知のデータ取得・表示方法などを利用することで、画質の低下を抑制することもできる。

#### 【0094】

上記のように、本実施例に係る制御部200は、信号取得部210と、信号処理部220とを備える。信号取得部210は、被検体の略同一位置における断層の情報を示す複数の断層データを取得する。信号処理部220は、複数の断層データを用いてOCTA画像を生成する。また、制御部200では、OCTA画像を動画像として生成する場合に1枚のOCTA画像の生成に用いる断層データのデータ量が、OCTA画像を静止画像として生成する場合に1枚のOCTA画像の生成に用いる断層データのデータ量より少ない。

#### 【0095】

特に、動画像を生成する場合に1枚のOCTA画像の生成のために信号取得部210が取得する断層データのデータ量が、静止画像を生成する場合に1枚のOCTA画像の生成

10

20

30

40

50

のために取得する断層データのデータ量より少ない。より具体的には、信号取得部 210 は、動画像を生成する場合に 1 枚の OCT A 画像の生成のために断層データを取得する際の OCT 信号取得条件の少なくとも 1 つの値を、静止画像を生成する場合の OCT 信号取得条件の値よりも小さくする。ここで、OCT 信号取得条件には、A スキャン回数、B スキャンセット数、略同一位置における走査の繰り返し数、干渉信号のサンプリング数、及び干渉信号のサンプリング範囲が含まれる。

#### 【0096】

本実施例に係る制御部 200 では、動画撮影用の OCT 信号の取得データ量が静止画撮影用の OCT 信号の取得データ量より少なくなるため、OCT A 画像の生成に係る計算量及び時間を少なくし、OCT A 画像の動画像生成を高速化できる。また、本実施例では、OCT 信号の取得データ量を減らすため、OCT 信号の取得に係る時間も少なくすることができる。そのため、この点においても、OCT 信号の取得から動画像生成までの時間を短くし、動画像生成及び表示を高速化できる。

10

#### 【0097】

なお、第一の実施例では、後述する OCT 信号処理条件の設定を行わないため、信号処理部 220 に処理条件設定部 225 を設けなくてもよい。

#### 【0098】

##### (第二の実施例)

第一の実施例では、OCT A 画像の動画像生成時と静止画像生成時とで、OCT 信号の取得条件を変えた。これに対し、第二の実施例では、OCT A 画像の動画像生成時と静止画像生成時とで、OCT A 画像等の生成に用いられる OCT 信号の処理条件を変えることで、動画像生成を高速化する。以下、図 8 を参照して、本実施例における制御部について説明する。なお、第二の実施例による OCT 装置の構成は第一の実施例による OCT 装置と同様であるため、同じ参照符号を用いて、説明を省略する。以下、第一の実施例との相違点を中心に本実施例に係る制御部 200 について説明する。

20

#### 【0099】

本実施例に係る制御部 200 では、OCT A 画像の動画像生成時と静止画像生成時とで OCT 信号の取得条件は変えずに、信号処理部 220 の処理条件設定部 225 が OCT A 画像等の生成に用いられる OCT 信号の処理データ量を変える。特に処理条件設定部 225 は、動画像生成時の OCT 信号の処理データ量が静止画像生成時の OCT 信号の処理データ量よりも少なくなるように、動画像生成時及び静止画像生成時の OCT 信号の処理条件を設定する。その後、OCT 断層画像生成部 221 等が、取得された OCT 信号のうち、設定された処理条件に応じた OCT 信号を用いて OCT 断層画像等の生成を行うことで、OCT A 画像の生成に係る計算量及び時間を少なくし、OCT A 画像の動画像生成を高速化する。

30

#### 【0100】

##### < OCT 信号処理条件 >

ここで、OCT 信号の処理条件について説明する。本実施例では、処理条件設定部 225 が、OCT A 画像等に用いられる OCT 信号について、A スキャン回数  $m$ 、B スキャンセット数  $n$ 、繰り返し数  $r$ 、サンプリング数  $k$ 、及びサンプリング範囲  $a$  の少なくともいずれかを処理条件として設定する。上述のように、A スキャン回数  $m$ 、B スキャンセット数  $n$ 、繰り返し数  $r$ 、サンプリング数  $k$ 、及びサンプリング範囲  $a$  に応じて、OCT 断層画像や OCT A 画像の生成に係るデータ量が変わる。そのため、取得された OCT 信号のうち、設定された処理条件に応じた OCT 信号を用いることで、OCT 断層画像や OCT A 画像の生成に係るデータ量を変化させることができる。

40

#### 【0101】

なお、OCT 信号の取得条件と同様に、OCT 信号の処理条件もスキャンパターンやスキャンサイズ、スキャン位置、撮影モード等に基づいて設定されてもよい。また、OCT 信号の取得条件と同様に、OCT 信号の処理条件も動画のフレームレートに応じて設定されることができる。

50



## 【0102】

## &lt; 撮影シーケンス &gt;

次に、図8を参照して本実施例に係る撮影シーケンスについて説明する。図8は、本実施例に係る撮影シーケンスのフローチャートである。まず、図8のステップS801では、制御部200が、操作入力部170を用いて検者が画面300の動画開始ボタン301を押したことを検知し、撮影を開始する。

## 【0103】

ステップS802では、処理条件設定部225が、プレビュー画像（動画像）用のOCT信号処理条件を設定する。ここで、処理条件設定部225は、プレビュー画像用のOCT信号の処理データ量が、静止画用のOCT信号の処理データ量より少なくなるように、Aスキャン回数m等の条件の設定を行う。なお、条件の値の設定に関しては、第一の実施例に係るステップS702と同様であるため説明を省略する。

10

## 【0104】

ステップS803では、信号取得部210が、上述したOCT信号取得シーケンスに従ってOCT信号を取得する。ステップS804では、信号処理部220が、設定された処理条件及び上述したOCT信号処理シーケンスに従ってOCTA信号処理を行い、OCTA画像を生成する。より具体的には、信号処理部220は、取得されたOCT信号のうち、設定された処理条件に合致するOCT信号を用いてOCTA信号処理シーケンスに従ったOCTA信号処理を行う。ステップS805及びステップS806の処理は、第一の実施例に係るステップS705及び706と同様であるため説明を省略する。

20

## 【0105】

ステップS807では、処理条件設定部225が、静止画像用のOCT信号処理条件を設定する。ここで、処理条件設定部225は、静止画像用のOCT信号の処理データ量が動画像用のOCT信号の処理データ量より多くなるように、Aスキャン回数m等のOCT信号処理条件の設定を行う。

## 【0106】

ステップS808では、信号取得部210が、上述したOCT信号取得シーケンスに従ってOCT信号を取得する。ステップS809では、信号処理部220が、設定された処理条件及び上述したOCT信号処理シーケンスに従ってOCTA信号処理を行い、OCTA画像を生成する。以降の処理は、第一の実施例に係るステップS710及び711と同様であるため説明を省略する。

30

## 【0107】

上記のように、本実施例では、信号処理部220は、動画像を生成する場合に1枚のOCTA画像の生成のために処理する断層データとして、信号取得部210が1枚のモーションコントラスト画像の生成のために取得した断層データの一部を用いる。例えば、信号処理部220は、動画像を生成する場合に、信号取得部210が取得した複数の断層データから間引いたデータを用いて1枚のOCTA画像を生成する。

## 【0108】

より具体的には、信号処理部220は、動画像を生成する場合に、信号取得部210が1枚のOCTA画像の生成のために取得した断層データのうち信号処理条件の少なくとも1つの値を減らした値に基づく断層データを用いて、1枚のOCTA画像を生成する。ここで、信号処理条件には、Aスキャン回数、Bスキャンセット数、略同一位置における走査の繰り返し数、干渉信号のサンプリング数、及び干渉信号のサンプリング範囲が含まれる。このような構成では、動画撮影用のOCT信号の処理データ量が静止画撮影用のOCT信号の処理データ量より少なくなるため、OCTA画像の生成に係る計算量及び時間を少なくし、OCTA画像の動画像生成を高速化できる。

40

## 【0109】

なお、本実施例では、プレビュー画像生成時に、取得したOCT信号のうち、処理データ量が少なくなるように設定された処理条件に基づくOCT信号を用いてOCTA画像の生成を行っている。そのため、撮影シーケンス終了後に、データ量が少なくされていない

50

取得された OCT 信号に基づいて、品質の高い OCT A 画像を生成し、動画像表示することもできる。

【0110】

なお、プレビュー画像を表示する際には、1 フレームの OCT A 画像に関する信号処理に要する時間が信号取得に要する時間に対して大きくなると、撮影に対して OCT A 画像の表示が追いつかない。この場合には、撮影と略同一時間での画像の表示、すなわちリアルタイムの表示が行えなくなり、観察を行いつらくなる。そのため、ステップ S 802 においては、処理条件設定部 225 がプレビュー用の信号処理条件として、信号処理時間 < 信号取得時間となるように、信号処理に用いるデータ量を低減して設定する。

【0111】

すなわち、信号処理部 220 は、動画像を生成する場合に、1 枚の OCT A 画像を生成するために断層データを処理する時間が、1 枚の OCT A 画像の生成のために断層データを取得する時間より短くなるように、OCT A 画像生成に用いるデータ量を減らす。なお、処理条件設定部 225 は、信号処理に要する時間が 1 フレームの OCT A 画像の表示用に設定された時間内におさまるように、信号処理に用いるデータ量を低減して設定してもよい。

【0112】

また、第二の実施例では、信号取得条件の設定を行わないため、信号取得部 210 に取得条件設定部 216 を設けなくてもよい。

【0113】

( 第三の実施例 )

第三の実施例では、プレビュー画像の表示とは別に動画撮影を行い、プレビュー画像生成時と、静止画像生成時と、動画像生成時とで、OCT 信号の取得データ量及び処理データ量を異なるように取得条件及び処理条件を設定する。なお、第三の実施例による OCT 装置の構成は第一の実施例及び第二の実施例による OCT 装置と同様であるため、同じ参照符号を用いて、説明を省略する。以下、第一の実施例及び第二の実施例との相違点を中心に本実施例に係る制御部 200 について説明する。

【0114】

本実施例では、プレビュー画像を表示するプレビューモード、及び静止画像を表示する静止画モードに加えて、動画像を表示する動画モードの三つの撮影モードを設ける。なお、本実施例では、静止画像は動画像より高画質、動画像はプレビュー画像より高画質となるように、OCT 信号の取得・処理条件を設定する。具体的には、取得条件設定部 216 及び処理条件設定部 217 が、撮影モードに応じて、OCT 信号の取得データ量及び処理データ量を変える。

【0115】

動画像は複数のフレームから構成されるため、生成に時間がかかる。そのため、本実施例では、取得条件設定部 216 が、動画像用の OCT 信号の取得データ量が静止画像用の OCT 信号の取得データ量より少なくなるように、動画像用の OCT 信号取得条件を設定する。

【0116】

また、プレビュー画像はリアルタイムに表示されることが求められる。そのため、処理条件設定部 225 が、プレビュー用の OCT 信号の処理データ量が動画用の OCT 信号の処理データ量より少なくなるように、プレビュー用の OCT 信号取得条件を設定する。なお、本実施例では、取得条件設定部 216 は、プレビュー画像用の OCT 取得条件として、動画像用の OCT 信号取得条件と同様の取得条件を設定する。

【0117】

このような処理により、本実施例による制御部 200 は、動画像生成を高速化することができる。また、撮影する画像に応じて、適切な処理時間で画像を生成・表示することができる。

【0118】

以下、図 9 を参照して、本実施例に係る撮影シーケンスについて説明する。図 9 は、本実施例に係る撮影シーケンスのフローチャートである。まず、図 9 のステップ S 9 0 1 では、制御部 2 0 0 が、操作入力部 1 7 0 を用いて検者が画面 3 0 0 の動画開始ボタン 3 0 1 を押したことを検知し、撮影を開始する。

【 0 1 1 9 】

ステップ S 9 0 2 では、取得条件設定部 2 1 6 及び処理条件設定部 2 2 5 が、プレビュー画像（動画像）用の O C T 信号取得条件及び O C T 信号処理条件を設定する。ここで、取得条件設定部 2 1 6 は、プレビュー画像用の O C T 信号の取得データ量が、静止画像用の O C T 信号の取得データ量より少なくなるように、A スキャン回数 m 等の条件の設定を行う。また、処理条件設定部 2 2 5 は、プレビュー画像用の O C T 信号の処理データ量が、静止画像用及び動画像用の O C T 信号の処理データ量より少なくなるように、A スキャン回数 m 等の条件の設定を行う。なお、条件の値の設定に関しては、第一の実施例に係るステップ S 7 0 2 と同様であるため説明を省略する。

10

【 0 1 2 0 】

ステップ S 9 0 3 では、信号取得部 2 1 0 が、設定された取得条件及び上述した O C T 信号取得シーケンスに従って O C T 信号を取得する。ステップ S 9 0 4 では、信号処理部 2 2 0 が、設定された処理条件及び上述した O C T 信号処理シーケンスに従って O C T A 信号処理を行い、O C T A 画像を生成する。ステップ S 9 0 5 及びステップ S 9 0 6 の処理は、第一の実施例に係るステップ S 7 0 5 及び 7 0 6 と同様であるため説明を省略する。なお、本実施例では、静止画撮影ボタン 3 0 2 の代わりに、静止画又は動画の撮影の開始を指示する撮影ボタンが設けられているものとする。

20

【 0 1 2 1 】

ステップ S 9 0 7 では、制御部 2 0 0 が、静止画モード及び動画モードのいずれが選択されているかを判定する。静止画モード又は動画モードの選択は、画面 3 0 0 に示される不図示の撮影モード選択ボタン等により選択されることができる。

【 0 1 2 2 】

ステップ S 9 0 7 において、静止画モードが選択されていると制御部 2 0 0 が判定した場合には、処理はステップ S 9 0 8 に移行する。ステップ S 9 0 8 では、取得条件設定部 2 1 6 及び処理条件設定部 2 2 5 が、静止画像用の O C T 信号取得条件及び O C T 信号処理条件を設定する。取得条件設定部 2 1 6 及び処理条件設定部 2 2 5 は、静止画像用の O C T 信号の取得データ量及び処理データ量を、プレビュー画像用並びに動画像用の O C T 信号の取得データ量及び処理データ量より多くなるように、A スキャン回数 m 等の条件の設定を行う。その後、処理はステップ S 9 1 0 に移行する。

30

【 0 1 2 3 】

一方で、ステップ S 9 0 7 において、動画モードが選択されていると制御部 2 0 0 が判定した場合には、処理はステップ S 9 0 9 に移行する。ステップ S 9 0 9 では、取得条件設定部 2 1 6 が、動画像用の O C T 信号取得条件を設定する。ここで、取得条件設定部 2 1 6 は、動画像用の O C T 信号の取得データ量を、静止画像用の O C T 信号の取得データ量より少なくなるように、A スキャン回数 m 等の条件の設定を行う。その後、処理はステップ S 9 1 0 に移行する。

40

【 0 1 2 4 】

ステップ S 9 1 0 では、信号取得部 2 1 0 が、設定された取得条件及び上述した O C T 信号取得シーケンスに従って O C T 信号を取得する。ステップ S 9 1 1 では、信号処理部 2 2 0 が、設定された処理条件及び上述した O C T 信号処理シーケンスに従って O C T A 信号処理を行い、O C T A 画像を生成する。なお、動画モードの場合には、信号処理部 2 2 0 は、取得された O C T 信号に基づいて、O C T 信号処理シーケンスに従った O C T A 信号処理を行う。以降の処理は、第一の実施例に係るステップ S 7 1 0 及び 7 1 1 と同様であるため説明を省略する。

【 0 1 2 5 】

上記のように、本実施例では、O C T A 画像をプレビュー画像として生成する場合に 1

50

枚のOCTA画像の生成に用いる断層データのデータ量が、OCTA画像を動画像として生成する場合に1枚のOCTA画像の生成に用いる断層データのデータ量より少ない。このため、プレビュー画像を生成する時間を、動画像を生成する時間よりも高速化できる。これにより、撮影する画像に応じて、適切な処理時間でOCTA画像を生成・表示することができる。

【0126】

なお、本実施例では、動画モードにおいて、取得条件設定部216のみが、静止画像用のOCT信号の取得データ量より動画像用のOCT信号の取得データ量が少なくなるように、OCT信号取得条件を設定した。しかしながら、動画モードでは、静止画モードよりも処理時間が短くなるように、OCT信号取得条件及びOCT信号処理条件が設定されればよい。そのため、動画モードにおいて、処理条件設定部225のみが、静止画像用のOCT信号の処理データ量より動画像用のOCT信号の処理データ量が少なくなるように、OCT信号取得条件を設定してもよい。また、取得条件設定部216及び処理条件設定部225が、同様にOCT信号取得条件及びOCT信号処理条件を設定してもよい。

【0127】

同様に、プレビューモードにおいて、取得条件設定部216が、動画像用のOCT信号の取得データ量よりプレビュー用のOCT信号の取得データ量が少なくなるように、OCT信号取得上を設定してもよい。

【0128】

(変形例)

上記第一乃至第三の実施例では、プレビュー画像を表示する際に、画像表示の直前の撮影フレームで取得された断層データに基づいて生成したOCTA画像を表示する。ここで、プレビュー画像の生成用に取得データ量や処理データ量が間引かれて少なくされている場合、生成・表示されるOCTA画像の画質が低下する。

【0129】

そこで、プレビュー画像を表示する際に、画像表示の直前の撮影フレーム及びその1つ前の撮影フレームで取得された断層データを加算平均した断層データに基づいて、OCTA画像を生成し表示することで、画質の低下を抑制することができる。また、直前の撮影フレームで生成されたOCTA画像とその1つ前の撮影フレームで生成されたOCTA画像を加算平均したOCTA画像を生成し表示しても同様の効果を奏することができる。また、加算平均を行うデータのフレーム数は、直前及びその前の2つのフレームに限られず、所望の構成に応じて任意の数に設定してよい。なお、上述のように、画像生成に係る信号の処理フレームが信号の取得フレーム内におさまるようにデータや画像の加算平均を行うことで、リアルタイムでの表示を行うことができる。

【0130】

上記実施例や変形例では、プレビュー画像を静止画像や動画像の撮影の前に表示する構成としているが、プレビュー画像を撮影し表示するプレビュー撮影モードが静止画撮影モードや動画撮影モードとは別に設けられていてもよい。

【0131】

なお、上記実施例及びその変形例による処理は、断層画像の輝度値に基づいて行われる構成に限られない。上記各種処理は、撮影装置部100で取得されたOCT信号、OCT信号にフーリエ変換を施した信号、該信号に任意の処理を施した信号、及びこれらに基づく断層画像等を含む断層データに対して適用されてよい。これらの場合も、上記構成と同様の効果を奏することができる。

【0132】

さらに、上記実施例では、信号取得部210は、撮影装置部100で取得されたOCT信号やOCT断層画像生成部221で生成された断層データ等を取得した。しかしながら、信号取得部210がこれらの信号を取得する構成はこれに限られない。例えば、信号取得部210は、制御部200とLAN、WAN、又はインターネット等を介して接続されるサーバや撮影装置からこれらの信号を取得してもよい。

## 【 0 1 3 3 】

また、本実施例では、干渉計としてマイケルソン型干渉計の構成を用いているが、干渉計の構成はこれに限られない。例えば、OCT装置1の干渉計はマッハツェンダー干渉計の構成を有していてもよい。さらに、分割手段としてカブラを使用したファイバ光学系を用いているが、コリメータとビームスプリッタを使用した空間光学系を用いてもよい。また、撮影装置部100の構成は、上記の構成に限られず、撮影装置部100に含まれる構成の一部を撮影装置部100と別体の構成としてもよい。

## 【 0 1 3 4 】

さらに、上記実施例1乃至3では、OCT装置1として、SLDを光源110として用いたスペクトラルドメインOCT(SD-OCT)装置について述べたが、本発明によるOCT装置の構成はこれに限られない。例えば、出射光の波長を掃引することができる波長掃引光源を用いた波長掃引型OCT(SS-OCT)装置等の他の任意の種類のOCT装置にも本発明を適用することができる。

10

## 【 0 1 3 5 】

(その他の実施例)

本発明は、上述の実施例の1以上の機能を実現するプログラムを、ネットワーク又は記憶媒体を介してシステム又は装置に供給し、そのシステム又は装置のコンピュータにおける1つ以上のプロセッサがプログラムを読み出し実行する処理でも実現可能である。また、1以上の機能を実現する回路(例えば、ASIC)によっても実現可能である。

## 【 0 1 3 6 】

20

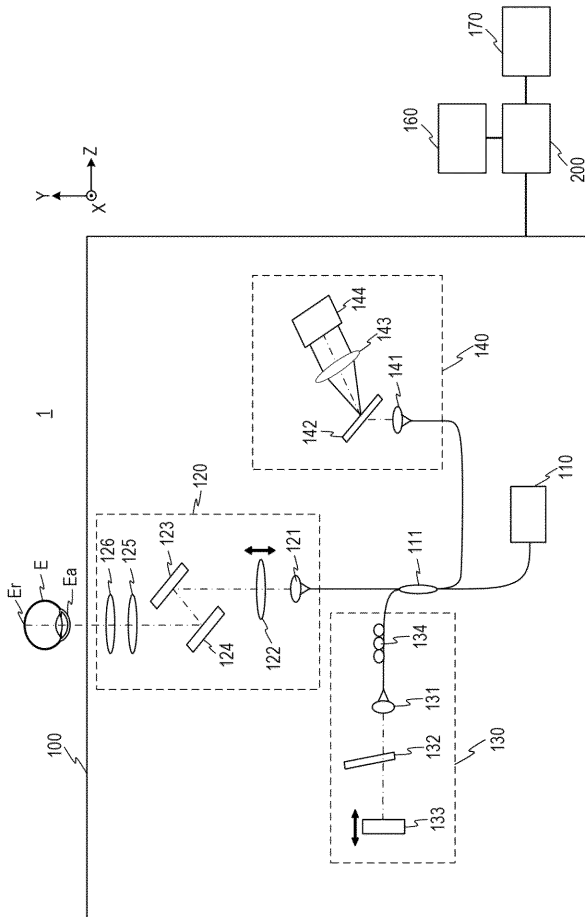
以上、実施例を参照して本発明について説明したが、本発明は上記実施例に限定されるものではない。本発明の趣旨に反しない範囲で変更された発明、及び本発明と均等な発明も本発明に含まれる。また、上述の各実施例及び変形例は、本発明の趣旨に反しない範囲で適宜組み合わせることができる。

## 【 符号の説明 】

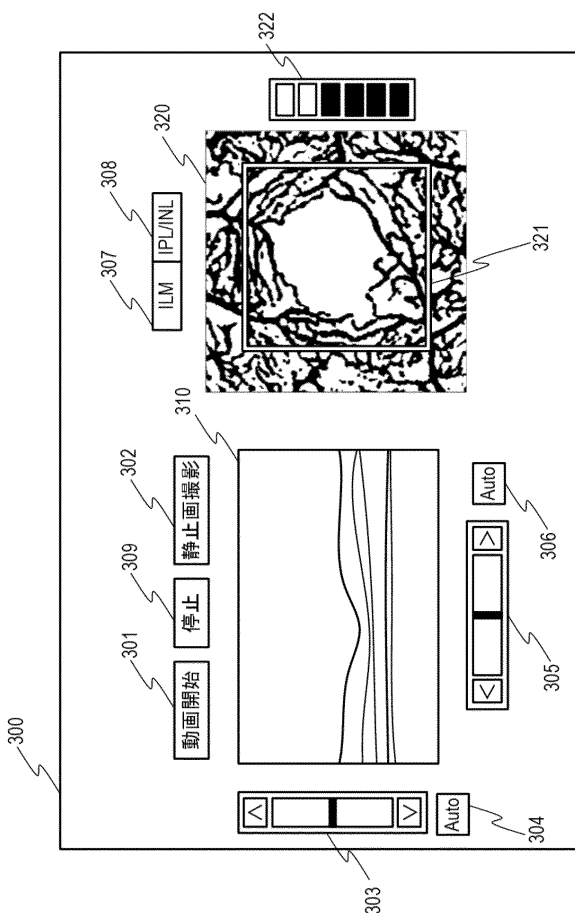
## 【 0 1 3 7 】

200：制御部(画像処理装置)、210：信号取得部(取得部)、220：信号処理部(画像生成部)

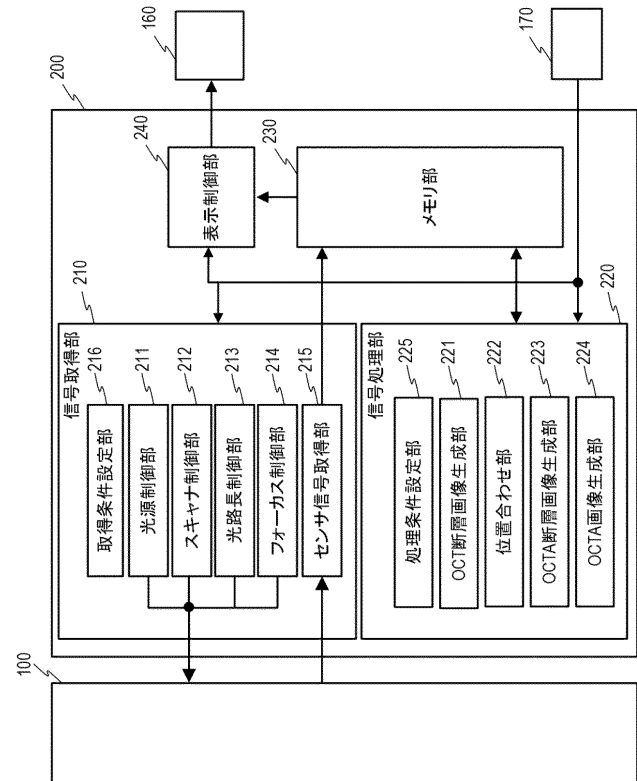
【図 1】



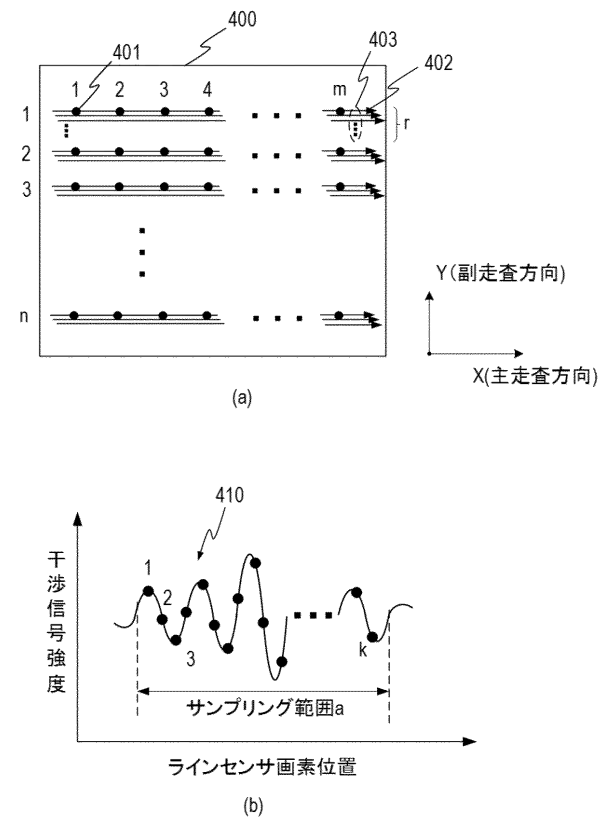
【図 3】



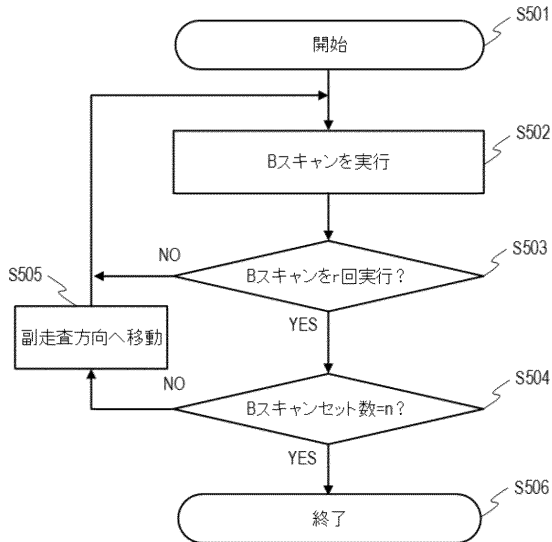
【図 2】



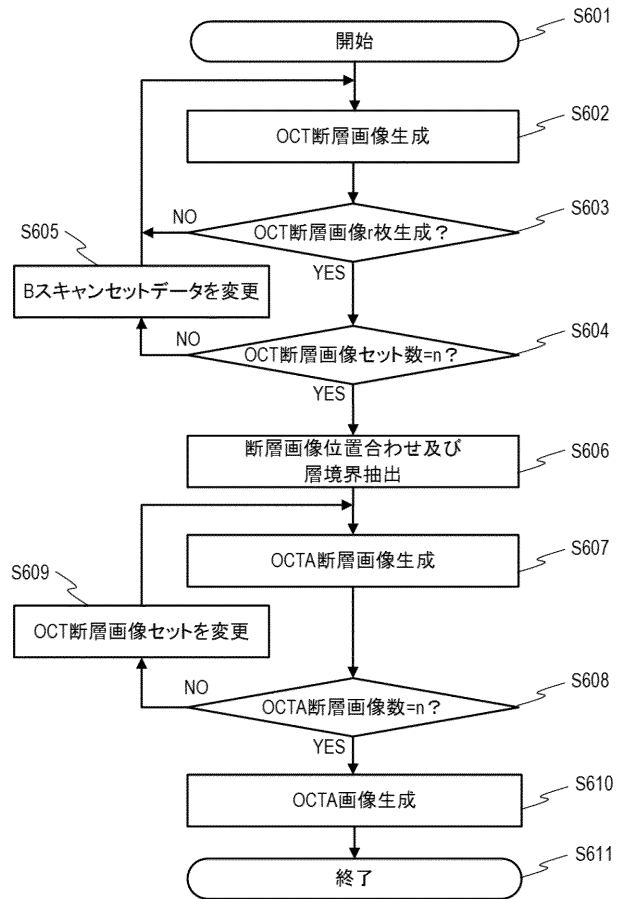
【図 4】



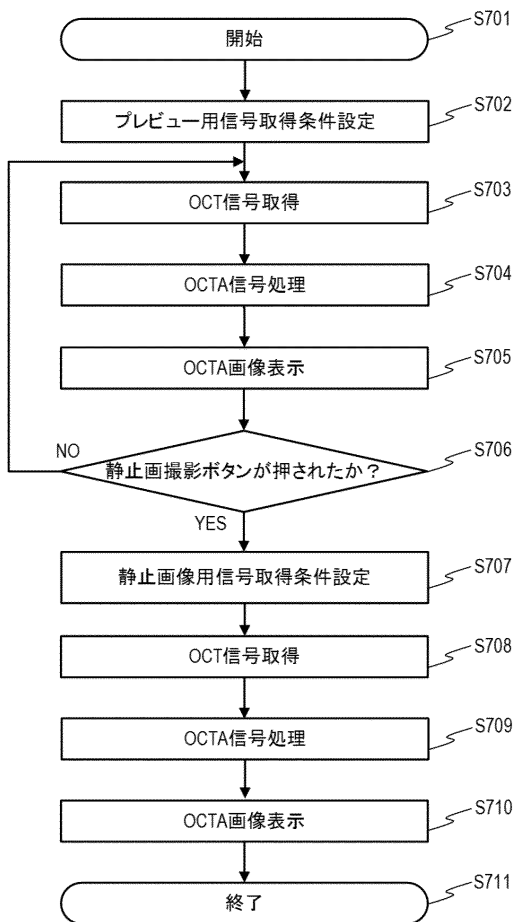
【図 5】



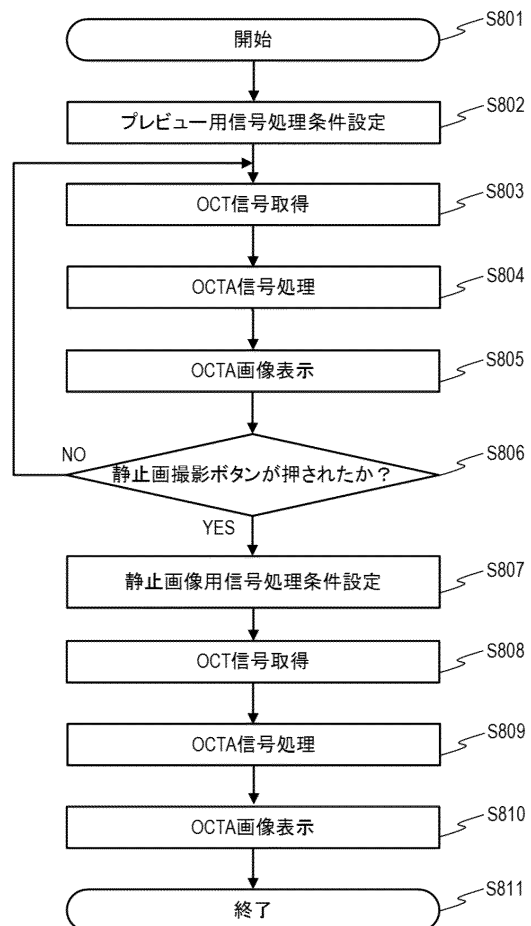
【図 6】



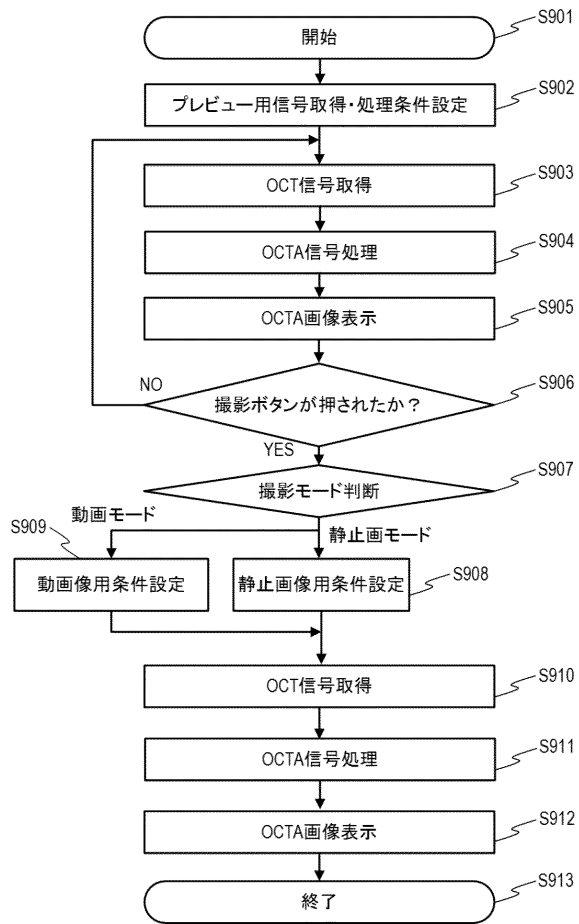
【図 7】



【図 8】



【図 9】





---

フロントページの続き

(72)発明者 坂川 航

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

Fターム(参考) 4C316 AA01 AA09 AB03 AB11 FB21 FB22 FB23 FZ01