

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2019年4月4日(04.04.2019)



(10) 国際公開番号

WO 2019/065623 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/035432
- (22) 国際出願日: 2018年9月25日(25.09.2018)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2017-190212 2017年9月29日(29.09.2017) JP
- (71) 出願人: キヤノン株式会社 (CANON KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 下里 祐輝 (SHIMOZATO Yuki); 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キャノン株式会社内 Tokyo (JP). 坂川 航 (SAKAGAWA Wataru); 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キャノン株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 岡部 譲, 外 (OKABE Yuzuru et al.); 〒1070062 東京都港区南青山1-1-1 新青山ビル東館8階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE, OPHTHALMIC IMAGING DEVICE, IMAGE PROCESSING METHOD, AND PROGRAM

(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

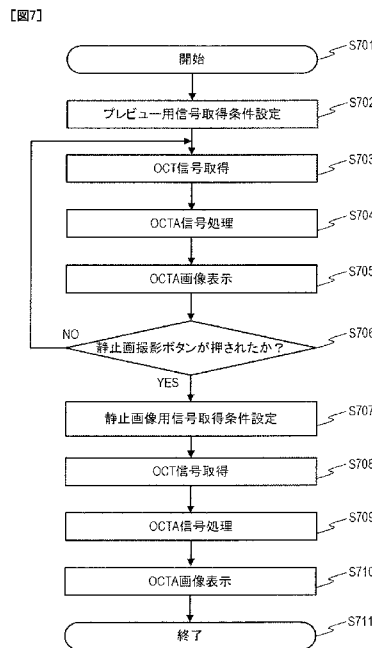


Fig. 7:
 S701 Start
 S702 Set preview signal acquisition conditions
 S703 Acquire OCT signal
 S704 Process OCTA signal
 S705 Display OCTA image
 S706 Has the still image capture button been pressed?
 S707 Set still image signal acquisition conditions
 S708 Acquire OCT signal
 S709 Process OCTA signal
 S710 Display OCTA image
 S711 End

(57) Abstract: Provided is an image processing device capable of rapidly producing dynamic images of OCTA images. The image processing device is provided with: an acquisition unit which acquires a plurality of pieces of tomographic data representing the tomographic information at approximately the same position as a subject; and an image producing unit which uses the plurality of pieces of tomographic data to produce motion contrast images, wherein, the amount of the tomographic data used to produce one of the motion contrast images when the motion contrast images are produced



WO 2019/065623 A1

HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH,
KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,
MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,
NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類 :

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

as dynamic images is less than the amount of the tomographic data used to produce one of the motion contrast images when the motion contrast images are produced as still images.

(57) 要約 : 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を提供する。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、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、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。

明 細 書

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

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。

[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。

[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、ある箇所での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

[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。

[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。

[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。

[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。

[0013] 本発明のさらなる特徴が、添付の図面を参照して以下の例示的な実施形態の説明から明らかになる。

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4A]OCT信号取得条件の一例を示す。

[図4B]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。

[0016] 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。

[0017] (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、OCTA画像の動画生成時と静止画像生成時とで、OCTA撮影に係る信号取得量を変えることで、OCTA画像の動画生成を高速化する。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。

[0018] <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。

[0019] 撮影装置部100は、被検眼Eの前眼E_aや眼底E_r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、OCTA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E_aや眼底E_rの2次元画像、断層画像、及びOCTA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。

[0020] 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。

[0021] 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。

[0022] <撮影装置部100の構成>

撮影装置部100には、光源110、カプラ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。

[0023] <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855 nm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もよい。

[0024] 光源110から出射された光は、カプラ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からの光がカプラ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。

[0025] <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E_r上にビームスポットとして導かれる。

[0026] 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。

[0027] 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E_r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E_rで反射・散乱した測定光は、サンプル光学系120を介した後、カプラ111を経由して干渉光学系140へ導かれる。

[0028] なお、被検眼Eの前眼E aを撮像する場合には、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を駆動させて、測定光によるビームスポットを前眼E a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1 2 3及びYガルバノスキャナ1 2 4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1 2 3を測定光の主走査用の走査手段、Yガルバノスキャナ1 2 4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、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。

[0029] <参照光学系1 3 0>

一方、参照光が導かれる参照光学系1 3 0には、偏光調整用パドル1 3 4、コリメータレンズ1 3 1、NDフィルター1 3 2、及びミラー1 3 3が設けられている。偏光調整用パドル1 3 4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。

[0030] コリメータレンズ1 3 1は、参照光学系1 3 0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1 3 2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1 3 3は、制御部2 0 0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1 2 0との光路長差を補正することができる。NDフィルター1 3 2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1 3 3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1 3 2、コリメータレンズ1 3 1を介した後、カプラ1 1 1を経由して干渉光学系1 4 0へ導かれる。

[0031] <干渉光学系1 4 0>

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、カップラ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。

[0032] 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。

[0033] <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。

[0034] 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_aや眼底E_r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。

[0035] 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_aや眼底E_r上の任意の位置に測定光を走査することがで

きる。

[0036] 光路長制御部 213 は、ミラー 133 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 214 は、フォーカスレンズ 122 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 215 は、ラインセンサ 144 から入力される OCT 信号を取得し、メモリ部 230 に記憶させることができる。なお、信号取得部 210 は、センサ信号取得部 215 により取得した OCT 信号を信号処理部 220 に送ることもできる。

[0037] 取得条件設定部 216 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 210 は、取得条件設定部 216 によって設定された OCT 信号の取得条件に応じて、光源 110 や X ガルバノスキャナ 123、Y ガルバノスキャナ 124 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。

[0038] 信号処理部 220 には、OCT 断層画像生成部 221、位置合わせ部 222、OCT A 断層画像生成部 223、OCT A 画像生成部 224、及び処理条件設定部 225 が設けられている。また、信号処理部 220 は、操作入力部 170 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。

[0039] OCT 断層画像生成部 221 は、信号取得部 210 又はメモリ部 230 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 221 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 221 は、信号取得部 210 やメモリ部 230 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221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。

[0040] 位置合わせ部222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。OCTA断層画像生成部223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、OCTA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、OCTA断層画像生成部223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。

[0041] OCTA画像生成部224は、OCTA断層画像に基づく3次元のOCTA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、OCTA画像を生成する。本実施例では、OCTA画像生成部224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、OCTA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。

[0042] 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、OCTA断層画像やOCTA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。

[0043] 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、OCTA断層画像、及びOCTA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で実行されるソフトウェア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。

[0044] <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OCTA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、OCTA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。

[0045] OCT断層画像310及びOCTA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OCTA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。

[0046] 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。

- [0047] 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、OCTA断層画像、及びOCTA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。
- [0048] 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、OCTA断層画像、及びOCTA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。
- [0049] OCTAの抽出範囲選択プルダウン307、308は、OCTA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。OCTA画像生成部224は、OCTAの抽出範囲選択プルダウン307、308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、OCTA画像の画素値を決定し、OCTA画像を生成する。停止ボタン309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170を用いて停止ボタン309を押すことで、実行中の撮影が停止される。
- [0050] 撮影範囲枠321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170を用いて、OCTA画像320（プレビュー画像を含む）に重畳される撮影範囲枠321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。
- [0051] インジケータ322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322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200はOCT断層画像、OCTA断層

画像、及びOCTA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322の表示を決定することができる。なお、画面300には任意のその他のボタンや画像等を表示してもよい。

[0052] 次に、図4A及び4Bを参照して、OCTA撮影に係る信号取得条件について説明する。

[0053] <OCT信号取得条件>

まず、OCT信号取得条件について説明する。図4Aは、被検眼Eの眼底Erに対応するスキャン領域400において、Xガルバノスキャナ123及びYガルバノスキャナ124を制御し眼底Er上をスキャンするスキャンパターンを示している。

[0054] ここで、測定光を用いて眼底Er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4A上の点401で示している。また、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、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402で示している。そして、OCTA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403で示している。

[0055] 信号取得部210の取得条件設定部216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216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、OCTA画像の横分解能を上げることができる。

[0056] また、取得条件設定部216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、OCTA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、OCTA画像のコントラストを上げることができる。

[0057] 図4Bは、ラインセンサ144に入力される干渉信号波形410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216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、OCT断層画像の深さ範囲を広くできる。

[0058] また、取得条件設定部216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、OCT断層画像の深さ方向分解能を高くできる。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] <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。

[0066] 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。

[0067] 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、信号取得部210は略同じ走査軌跡でのBスキャンを行う。

- [0068] 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。
- [0069] 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。
- [0070] <OCTA信号処理シーケンス>
- 次に、図6を参照して、OCTA信号処理シーケンスについて説明する。図6は、OCTA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、OCTA信号処理が開始されると、処理はステップS602に移行する。
- [0071] ステップS602では、OCT断層画像生成部221が、メモリ部230から1B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。
- [0072] 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と信号処理部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。
- [0073] 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。

[0074] 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と信号処理部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。

[0075] 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。

[0076] 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(δX 、 δZ 、 $\delta \theta$)を求める。ここで、 δX は X 方向(主走査方向)のずれ量、 δZ は Z 方向(深さ方向)のずれ量、 $\delta \theta$ 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。

[0077] 位置合わせ部222は、求めた位置ずれ量 (δX 、 δZ 、 $\delta \theta$) 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。

[0078] 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、OCT A 画像が生成されるまでの間に行われればよい。

[0079] ステップ S607 では、OCT A 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、OCT A 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。

[0080] その後、OCT A 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、OCT A 断層画像を生成する。なお、 r が3以上である場合には、OCT A 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 OCT A 断層画像について、加算平均を行い、平均化した OCT A 断層画像を生成することができる。この場合、OCT A 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。

[0081] 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。

[0082] ステップS608において、n枚のOCTA断層画像が生成されたらと信号処理部220が判定した場合には、処理はステップS610へ移行する。ステップS610では、OCTA画像生成部224が、ステップS607で生成されたn枚のOCTA断層画像から3次元のOCTAボリュームデータを構築する。そして、OCTA画像生成部224は、3次元のOCTAボリュームデータから、ステップS606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、OCTA画像生成部224は、3次元のOCTA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OCTA画像として生成する。OCTA画像生成部224は、生成したOCTA画像をメモリ部230に記憶させる。その後、処理はステップS611へ移行し、OCT信号処理シーケンスを終了する。

[0083] <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S701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。

- [0084] ステップS702では、取得条件設定部216が、プレビュー画像（動画）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、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。
- [0085] 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133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、OCTA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。
- [0086] ステップS703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S704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S705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を表示する。
- [0087] ステップS706では、制御部200が、操作入力部170を用いて検者が画面300の静止画撮影ボタン302を押したか否かを検知する。静止画撮影ボタン302が押されたことを制御部200が検知したら、処理はステップS707に移行する。一方で、静止画撮影ボタン302が押されたことを制御部200が検知していない間は、ステップS703～ステップS705が繰り返し実行され、OCT断層画像310とOCTA画像320が動画表示される。

- [0088] なお、動画表示されている間、検者は画面300に示される各種ボタンやスライダ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310を見ながら、OCTAの抽出範囲選択プルダウン307、308で、OCTA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300においては、OCTA画像320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。
- [0089] 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。
- [0090] 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。
- [0091] 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、動画用及び静止画像用のOCT信号取得条件を変え、動画用の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信号の取得データ量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。
- [0092] そのため、ステップS702では、動画表示をするために、ステップS

703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。

[0093] 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、 256×256 [pixel × 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。

[0094] 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。

[0095] 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。

[0096] 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

OCTA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。

[0097] 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、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生成までの時間を短くし、動画生成及び表示を高速化できる。

[0098] 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。

[0099] (第二の実施例)

第一の実施例では、OCTA画像の動画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、OCTA画像の動画生成時と静止画像生成時とで、OCTA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。

[0100] 本実施例に係る制御部200では、OCTA画像の動画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OCTA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くな

るように、動画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、OCTA画像の生成に係る計算量及び時間を少なくし、OCTA画像の動画画像生成を高速化する。

[0101] <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、OCTA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OCTA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OCTA画像の生成に係るデータ量を変化させることができる。

[0102] 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。

[0103] <撮影シーケンス>

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。

[0104] 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。なお、第一の実施例と異なる点として、均等に減らしたり間引いたりしてもよいし、Bスキャン画像の中心部分で減らす又は間引く数と周辺部で減らす又は間引く数との割合を異なるものとしてよい（周辺部の数を大きくしてもよい）。

[0105] 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。

[0106] 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。

[0107] 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。

[0108] 上記のように、本実施例では、信号処理部220は、動画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。

[0109] 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。

[0110] 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取得されたOCT信号に基づいて、品質の高いOCTA画像を生成し、動画像表示することもできる。

[0111] なお、プレビュー画像を表示する際には、1フレームのOCTA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OCTA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S802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。

[0112] 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OCTA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OCTA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、OCTA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OCTA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。

[0113] 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。

[0114] (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。

[0115] 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、静止画像は動画画像より高画質、動画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225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。

[0116] 動画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、動画画像用のOCT信号取得条件を設定する。

[0117] 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、動画画像用のOCT信

号取得条件と同様の取得条件を設定する。

- [0118] 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。
- [0119] 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S901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。
- [0120] ステップS902では、取得条件設定部216及び処理条件設定部225が、プレビュー画像（動画像）用のOCT信号取得条件及びOCT信号処理条件を設定する。ここで、取得条件設定部216は、プレビュー画像用の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、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、静止画像用及び動画像用の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。
- [0121] ステップS903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S904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。ステップS905及びステップS906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。なお、本実施例では、静止画撮影ボタン302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。
- [0122] ステップS907では、制御部200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300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。

[0123] ステップS907において、静止画モードが選択されていると制御部200が判定した場合には、処理はステップS908に移行する。ステップS908では、取得条件設定部216及び処理条件設定部225が、静止画像用のOCT信号取得条件及びOCT信号処理条件を設定する。取得条件設定部216及び処理条件設定部225は、静止画像用のOCT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用のOCT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S910に移行する。

[0124] 一方で、ステップS907において、動画モードが選択されていると制御部200が判定した場合には、処理はステップS909に移行する。ステップS909では、取得条件設定部216が、動画用のOCT信号取得条件を設定する。ここで、取得条件設定部216は、動画用の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S910に移行する。

[0125] ステップS910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S911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。なお、動画モードの場合には、信号処理部220は、取得されたOCT信号に基づいて、OCT信号処理シーケンスに従ったOCTA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S710及び711と同様であるため説明を省略する。

[0126] 上記のように、本実施例では、OCTA画像をプレビュー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画像を動画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。

[0127] 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。

[0128] 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。

[0129] (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。

[0130] 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OCT

T A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。

[0131] 上記実施例や変形例によれば、OCT A画像の動画像生成を高速化することができる。

[0132] 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。

[0133] 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。

[0134] 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。

[0135] 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、分割手段としてカップ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。

[0136] 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OCT装置にも本発明を適用することができる。

[0137] (その他の実施例)

本発明は、上述の実施形態の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。

[0138] 以上、特定の実施形態を説明したが、本発明はこれらの実施形態に限らず、特許請求の範囲を逸脱しない限りにおいて、種々の変形例及び応用例を包含する。

[0139] この出願は2017年9月29日提出の日本国特許出願特願2017-190212を基礎として優先権を主張するものであり、その記載内容の全てをここに援用する。

符号の説明

- [0140] 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)

請求の範囲

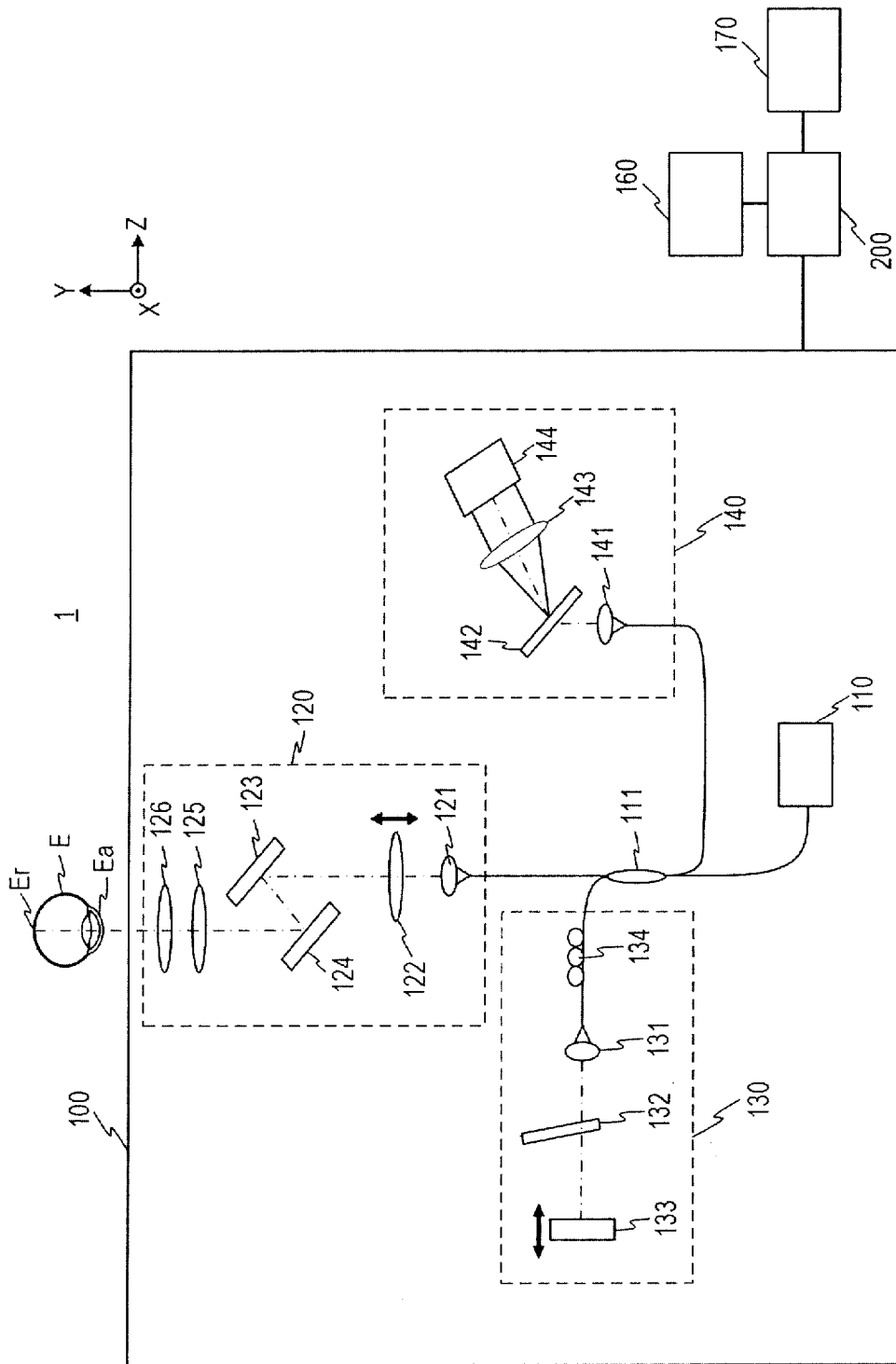
- [請求項1] 被検体の略同一位置における断層の情報を示す複数の断層データを取得する取得部と、
前記複数の断層データを用いてモーションコントラスト画像を生成する画像生成部と、
を備え、
前記モーションコントラスト画像を動画像として生成する場合に1枚の前記モーションコントラスト画像の生成に用いる前記断層データのデータ量が、前記モーションコントラスト画像を静止画像として生成する場合に1枚の前記モーションコントラスト画像の生成に用いる前記断層データのデータ量より少ない、画像処理装置。
- [請求項2] 前記動画像を生成する場合に1枚の前記モーションコントラスト画像の生成のために前記取得部が取得する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。

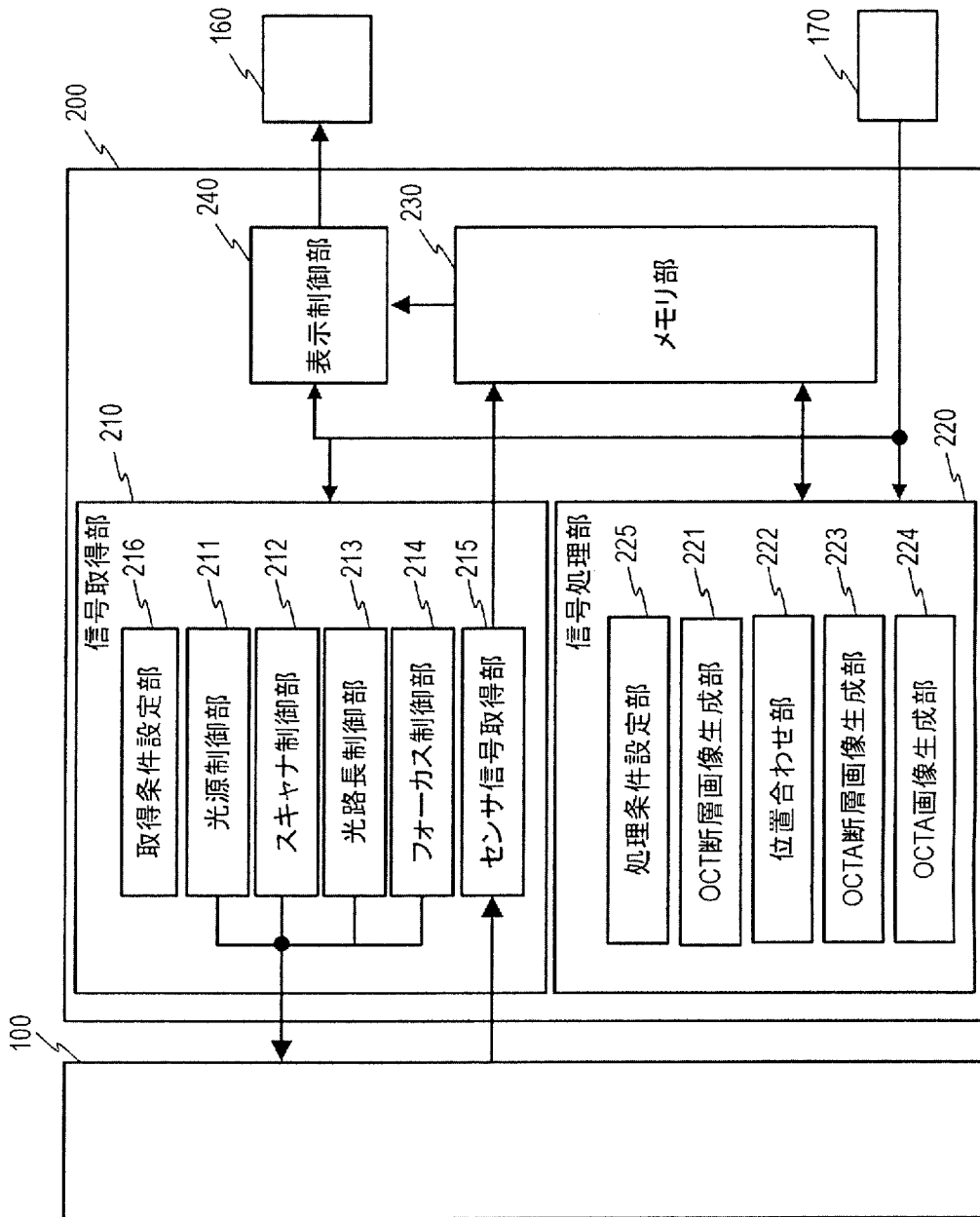
- [請求項5] 前記画像生成部は、前記動画像を生成する場合に、前記取得部が1枚の前記モーションコントラスト画像の生成のために取得した断層データのうち、Aスキャン回数、Bスキャンセット数、前記略同一位置における走査の繰り返し数、干渉信号のサンプリング数、及び干渉信号のサンプリング範囲のうちの少なくとも1つの値を減らした値に基づく断層データを用いて、1枚の前記モーションコントラスト画像を生成する、請求項4に記載の画像処理装置。
- [請求項6] 前記画像生成部は、前記動画像を生成する場合に、前記取得部が取得した複数の前記断層データから間引いたデータを用いて1枚の前記モーションコントラスト画像を生成する、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。
- [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。
- [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。

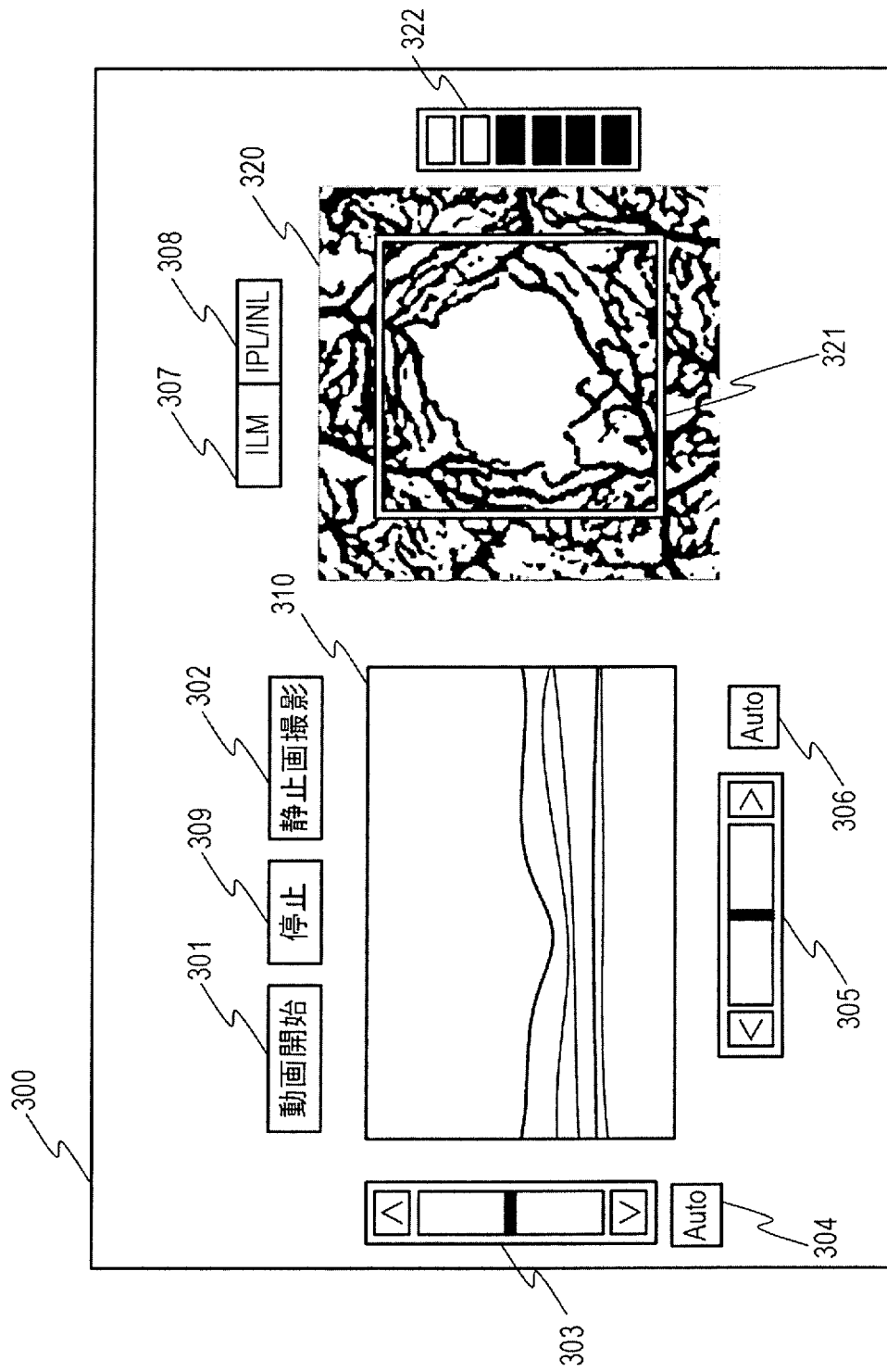
[図1]



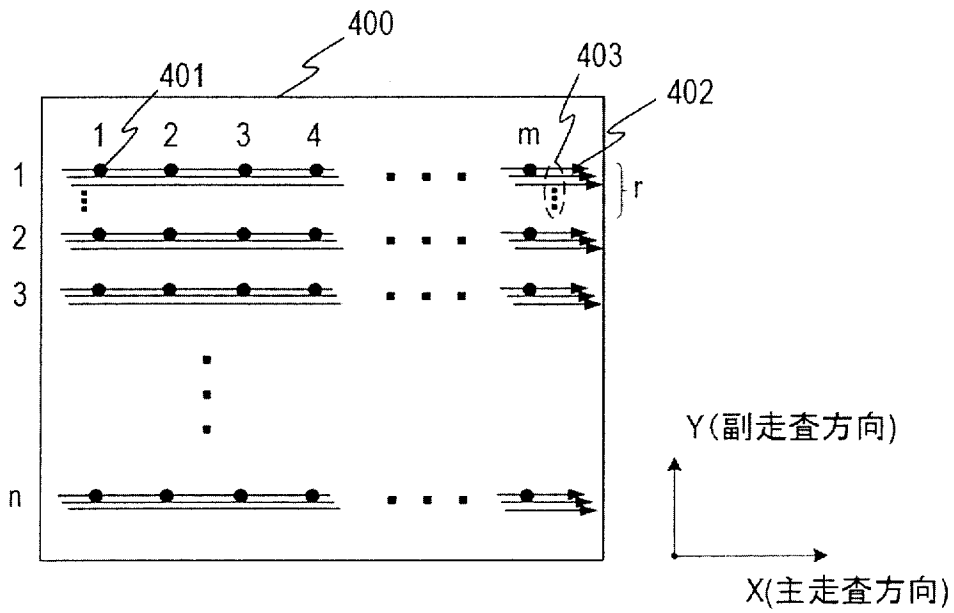
[図2]



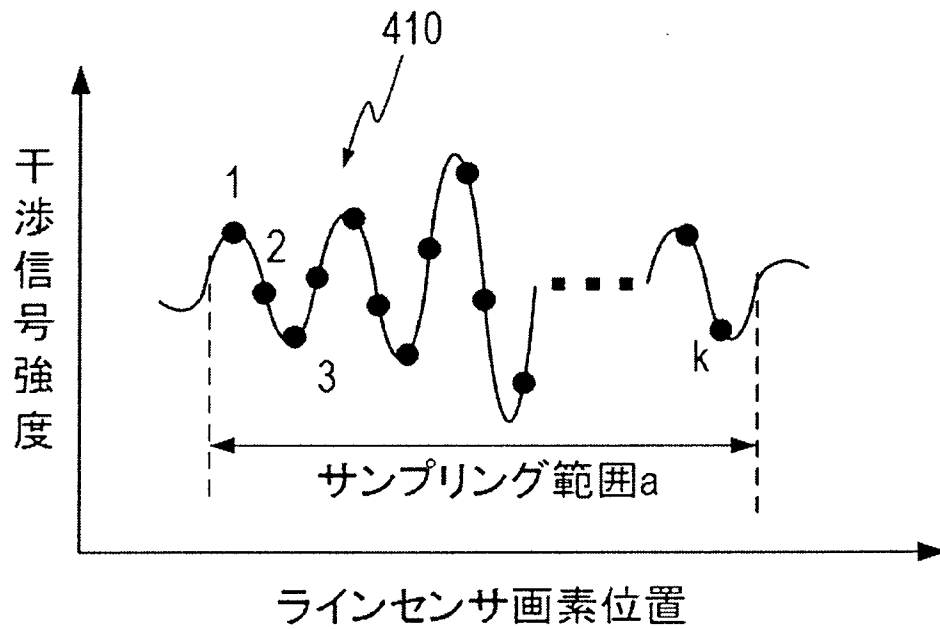
[図3]



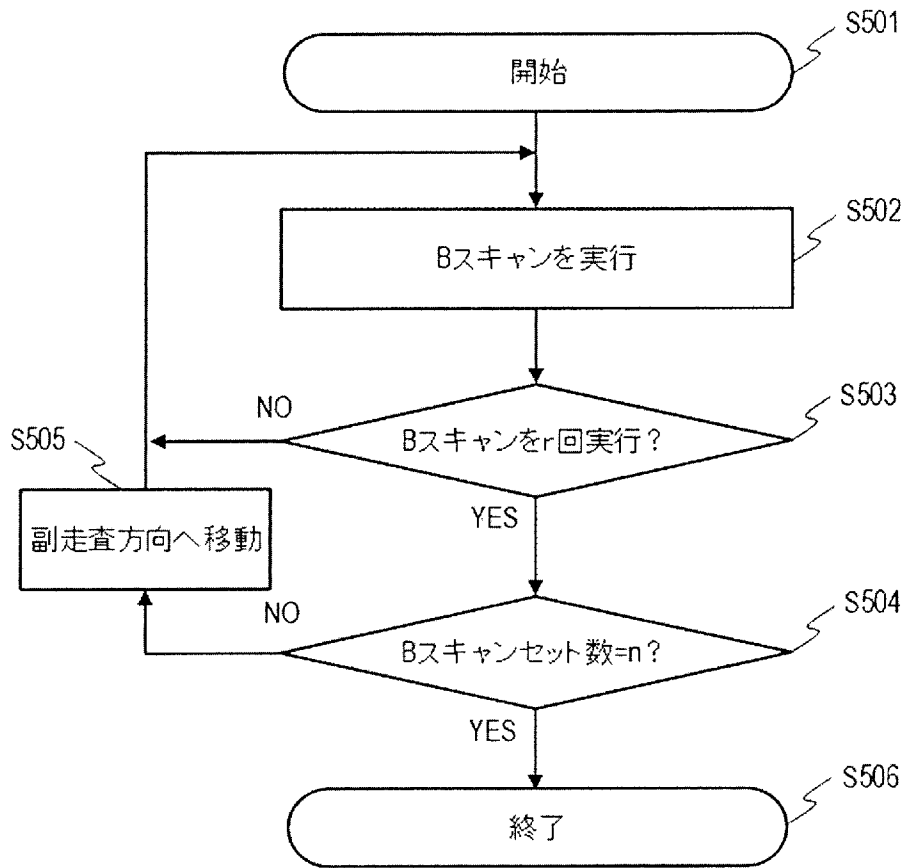
[図4A]



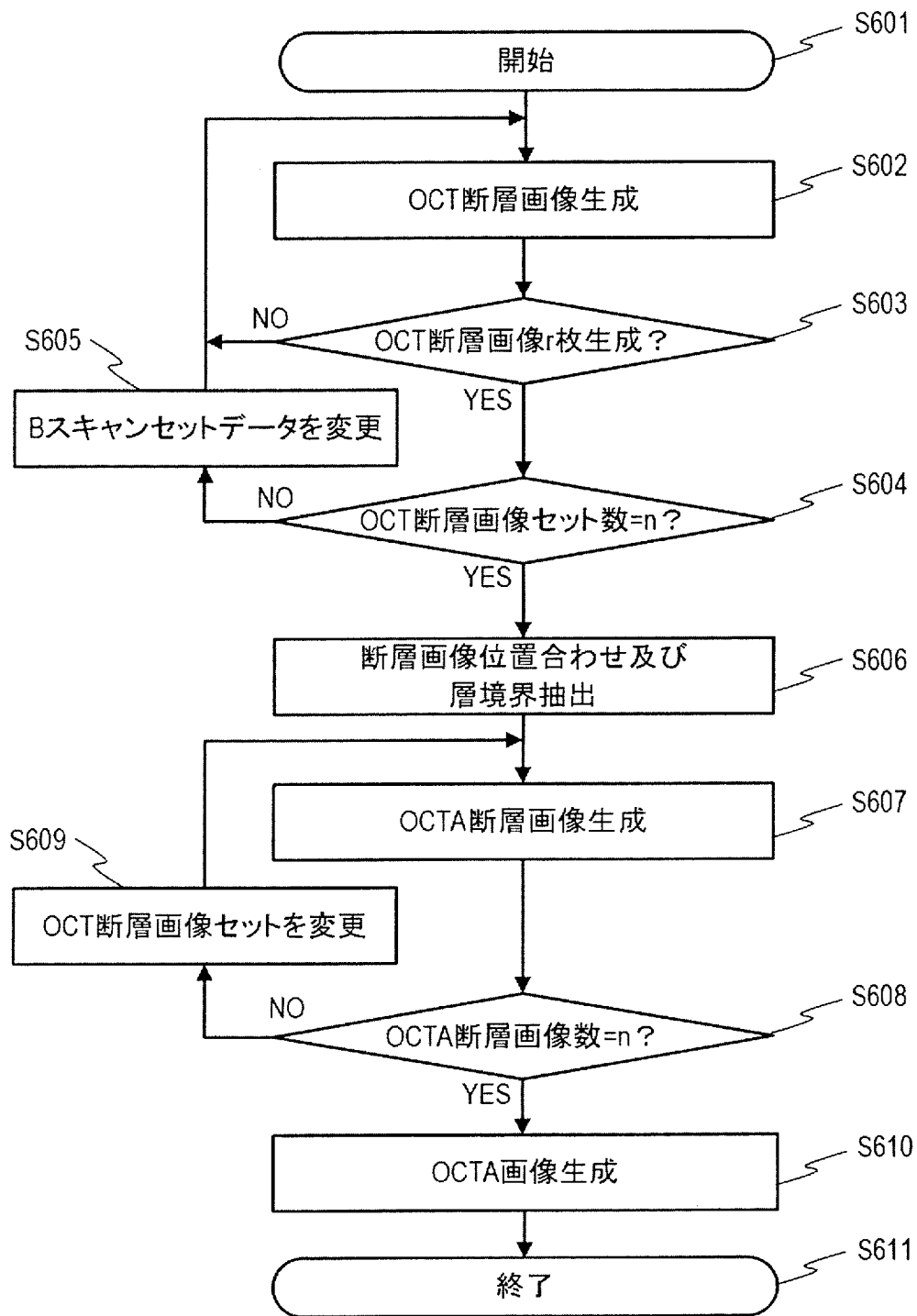
[図4B]



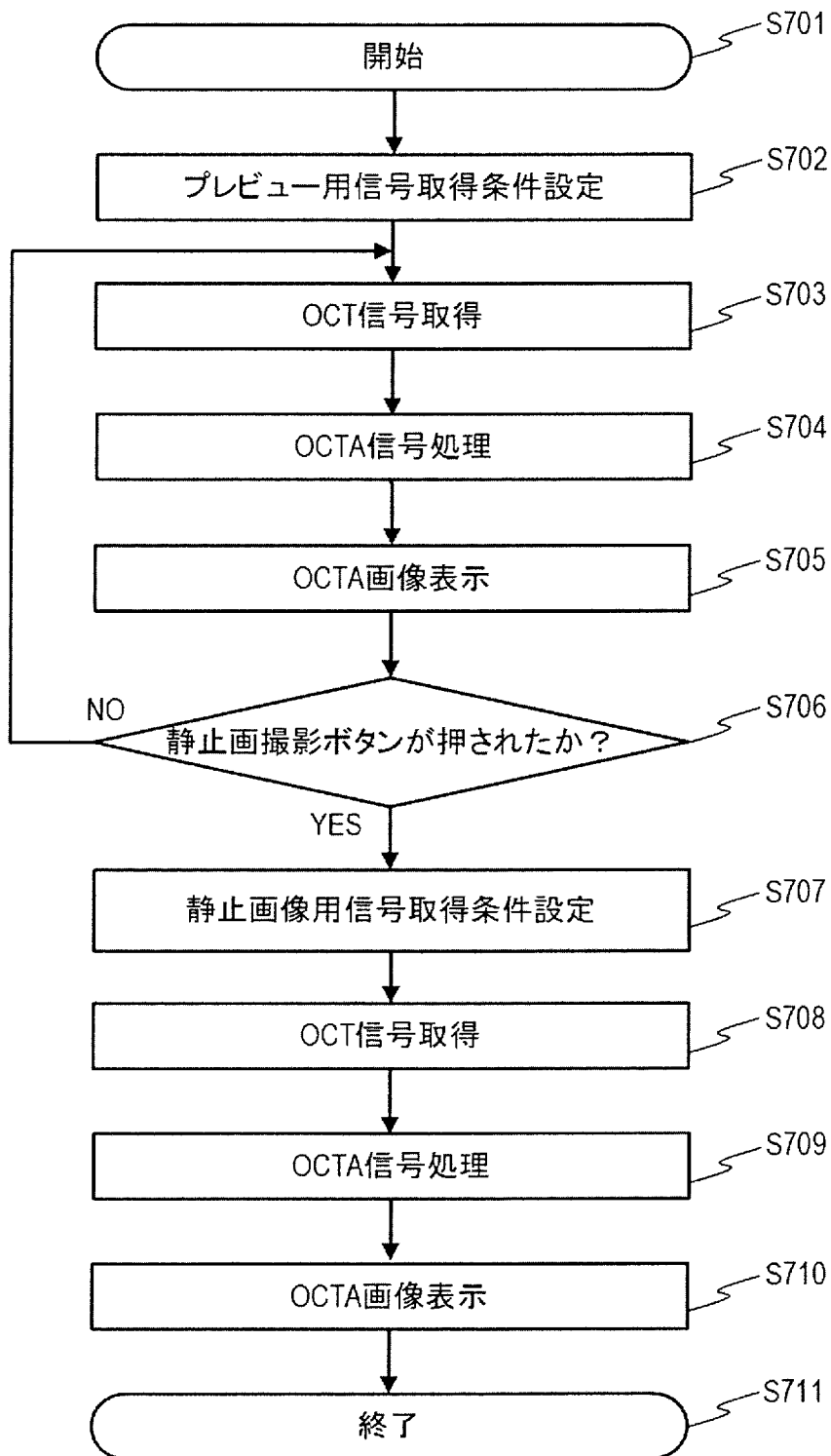
[図5]



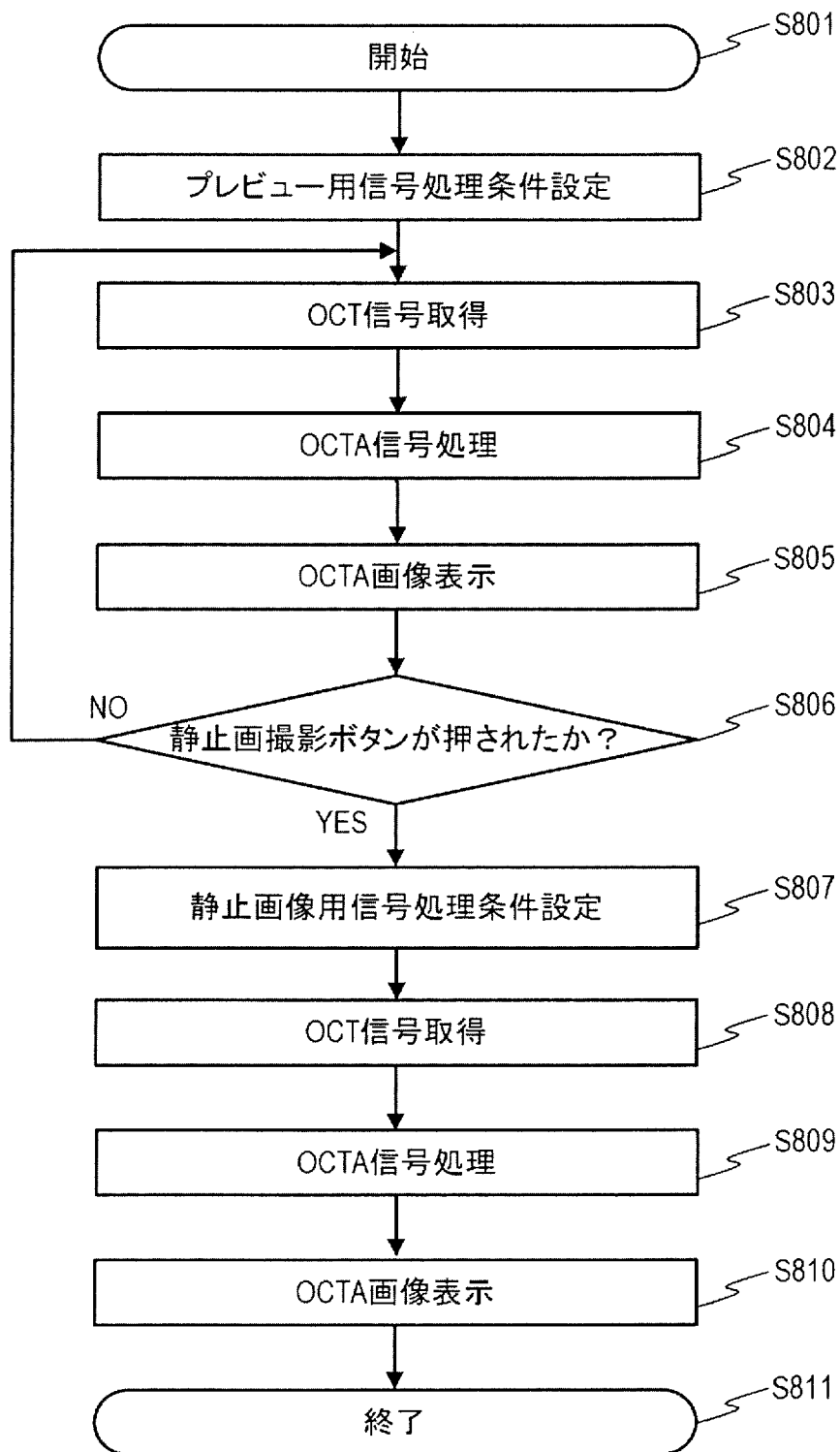
[図6]



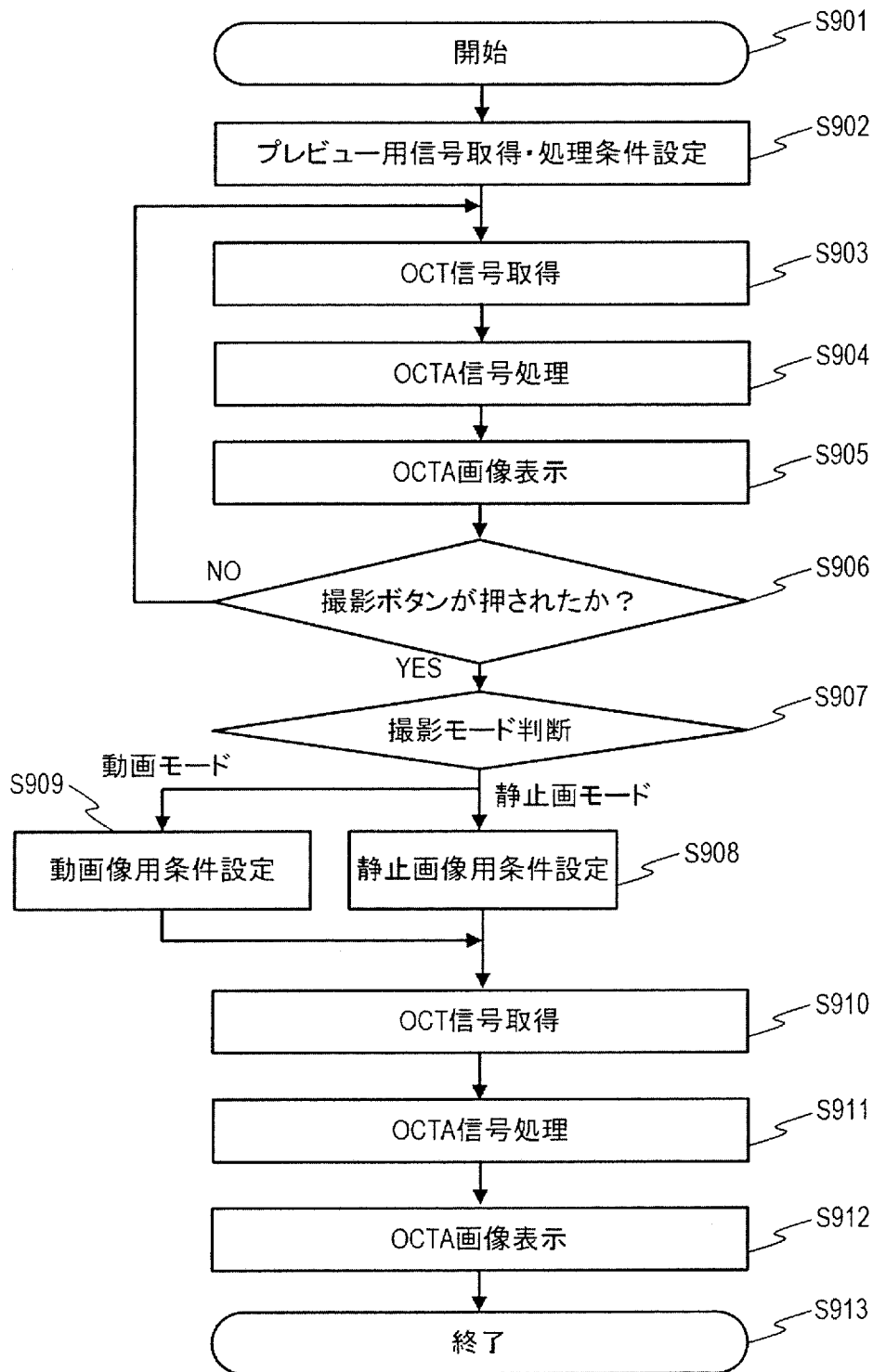
[図7]



[図8]



[図9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/035432

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
 Int.Cl. A61B3/10 (2006.01) i
 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
 Int.Cl. A61B3/00-3/12, 3/13-3/16, A61B1/00-1/32, G01N21/17, A61B8/06

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2016-10656 A (NIDEK CO., LTD.) 21 January 2016, paragraphs [0005]-[0006], [0017]-[0020], [0063], [0084], [0088] & US 2015/0374228 A1 (paragraphs [0074]-[0077], [0130], [0153], [0157])	1-12
Y	JP 2008-267891 A (TOPCON CORPORATION) 06 November 2008, claims 1, 3, paragraphs [0149]-[0153], [0170] & US 2010/0110375 A1 (paragraphs [0207]-[0215], [0237], claims 1, 3) & WO 2008/129862 A1 & EP 2138825 A1	1-12

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 16 November 2018 (16.11.2018)	Date of mailing of the international search report 11 December 2018 (11.12.2018)
--	---

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.
--	---

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/035432

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2009-156749 A (FUJIFILM CORP.) 16 July 2009, paragraphs [0004]-[0005], [0042]-[0044], [0048]-[0049], [0055]-[0056] & US 2009/0168071 A1 (paragraphs [0006]-[0007], [0075]-[0077], [0081]-[0082], [0089]-[0090])	1-12
Y	WO 2017/155015 A1 (CANON INC.) 14 September 2017, paragraphs [0031]-[0032] & JP 2017-158962 A	3, 5-9
Y	JP 2012-213433 A (THE YOSHIDA DENTAL MFG. CO., LTD.) 08 November 2012, paragraphs [0013]-[0014] (Family: none)	9
A	US 2013/0301000 A1 (SHARMA, Utkarsh) 14 November 2013, paragraph [0031] (Family: none)	1-12
P, X	JP 2018-19771 A (NIDEK CO., LTD.) 08 February 2018, paragraphs [0147]-[0150] (Family: none)	1-3, 8, 10-12

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B3/10(2006.01)i		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B3/00-3/12, 3/13-3/16, A61B1/00-1/32, G01N21/17, A61B8/06		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2018年 日本国実用新案登録公報 1996-2018年 日本国登録実用新案公報 1994-2018年		
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2016-10656 A (株式会社ニデック) 2016.01.21, [0005]-[0006], [0017]-[0020], [0063], [0084], [0088] & US 2015/0374228 A1 ([0074]-[0077], [0130], [0153], [0157])	1-12
Y	JP 2008-267891 A (株式会社トプコン) 2008.11.06, 請求項 1, 3, [0149]-[0153], [0170] & US 2010/0110375 A1 ([0207]-[0215], [0237], Claims1, 3) & WO 2008/129862 A1 & EP 2138825 A1	1-12
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 16.11.2018	国際調査報告の発送日 11.12.2018	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 佐藤 秀樹 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3154

C (続き) 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2009-156749 A (富士フイルム株式会社) 2009.07.16, [0004]-[0005], [0042]-[0044], [0048]-[0049], [0055]-[0056] & US 2009/0168071 A1 ([0006]-[0007], [0075]-[0077], [0081]- [0082], [0089]-[0090])	1-12
Y	WO 2017/155015 A1 (キヤノン株式会社) 2017.09.14, [0031]-[0032] & JP 2017-158962 A	3, 5-9
Y	JP 2012-213433 A (株式会社吉田製作所) 2012.11.08, [0013]-[0014] (ファミリーなし)	9
A	US 2013/0301000 A1 (SHARMA Utkarsh) 2013.11.14, [0031] (ファミリーなし)	1-12
P, X	JP 2018-19771 A (株式会社ニデック) 2018.02.08, [0147]-[0150] (ファミリーなし)	1-3, 8, 10-12