(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8月8日(08.08.2019)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2019/150862 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2018/047841

(22) 国際出願日： 2018年12月26日(26.12.2018)

(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 2018-014959 2018年1月31日(31.01.2018) JP
特願 2018-179660 2018年9月26日(26.09.2018) JP

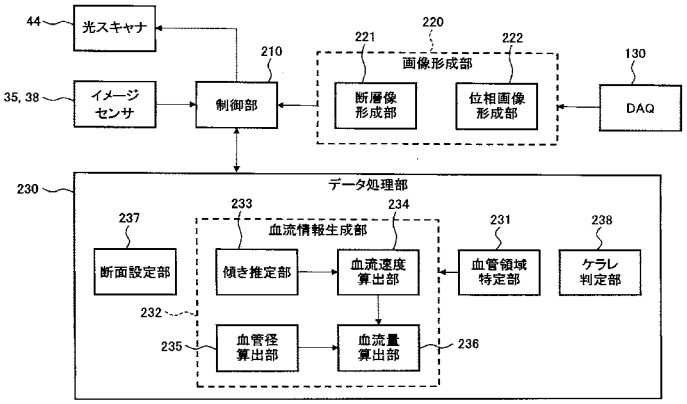
(71) 出願人: 株式会社トプコン (**TOPCON CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町７５番１号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 酒井 潤(**SAKAI Jun**); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町７５番１号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP). 中村 俊輔(**NAKAMURA Shunsuke**); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町７５番１号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP). 西川 夏奈(**NISHIKAWA Kana**); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町７５番１号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP). 秋葉 正博(**AKIBA Masahiro**); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町７５番１号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 榎並 智和 (**ENAMI Tomokazu**); 〒1600022 東京都新宿区新宿６－７－１ エルプリメント新宿６１８ ルークス国際特許事務所 Tokyo (JP).

(54) **Title:** BLOOD FLOW MEASUREMENT DEVICE

(54) 発明の名称： 血流計測装置



35, 38 Image sensor
44 Optical scanner
210 Control unit
220 Image creation unit
221 Tomographic image creation unit
222 Phase image creation unit
230 Data processing unit
231 Blood vessel region specification unit
232 Blood flow information generation unit
233 Inclination estimation unit
234 Blood flow rate calculation unit
235 Blood vessel diameter calculation unit
236 Blood flow amount calculation unit
237 Cross section setting unit
238 Mechanical vignetting determination unit

(57) **Abstract:** A blood flow measurement device of an embodiment comprises a blood flow measurement unit, a movement mechanism, a control unit, and a determination unit. The blood flow measurement unit comprises an optical system for OCT scanning of the fundus and acquires blood flow information on the basis of data collected by OCT scanning. The movement mechanism moves the optical system. The control unit applies first movement control to the movement mechanism to move the optical system by a predetermined distance from the optical axis of the optical system in a first direction perpendicular to the optical axis. The determination unit determines, following the first movement control, whether mechanical vignetting is present on the basis of the result of detection of return light for the light that entered, via the optical system, an eye being examined. The control unit applies second movement control to the movement mechanism to further move the optical system on the basis of the determination result obtained by the determination unit.

WO 2019/150862 A1

［続葉有］

(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, 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)）

(57) 要約：実施形態の血流計測装置は、血流計測部、移動機構、制御部及び判定部を含む。血流計測部は、眼底にＯＣＴスキャンを適用するための光学系を含み、ＯＣＴスキャンにより収集されたデータに基づいて血流情報を取得する。移動機構は光学系を移動する。制御部は、光学系の光軸に直交する第１方向に光軸から所定距離だけ光学系を移動させるための第１移動制御を移動機構に適用する。判定部は、第１移動制御の後に、光学系を介して被検眼に入射した光の戻り光の検出結果に基づいてケラレの有無を判定する。制御部は、判定部により得られた判定結果に基づいて光学系を更に移動させるための第２移動制御を移動機構に適用する。

明　細　書

発明の名称 ： 血流計測装置

技術分野

[0001] この発明は、眼底の血流動態を計測するための血流計測装置に関する。

背景技術

[0002] 眼科分野において、光コヒーレンストモグラフィ（Ｏｐｔｉｃａｌ　Ｃｏｈｅｒｅｎｃｅ　Ｔｏｍｏｇｒａｐｈｙ：ＯＣＴ）を利用して眼底の血流動態を計測する装置の開発が進められている。

[0003] 眼底血流計測において最適なドップラー信号を得るためには、血流方向（血管の走行方向）に対して斜めに光を入射する必要がある。そのために、眼の光軸に対して入射光をオフセットさせることがある。オフセット量が増加するほど、血管に対してより斜めに光を入射できる一方、入射光又はその戻り光が瞳孔にてケラレる可能性がより高くなる。したがって、瞳孔でケラレない範囲において最大のオフセット量になる位置を探すことが望ましい。この動作を自動で行う場合、ケラレが生じないようにオフセット量を少しずつ増加していく方法も考えられるが、最適なオフセット位置を達成するまでに長時間を要し、被検者に多大な負担をかけることが想定される。

[0004] また、オフセットの方向及び量に応じて血管に対する入射角が変化するため、血流方向（血管の走行方向）に対して好適な入射角を実現するには、オフセット位置を最適化することが要求される。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開２０１７－４２６０２号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] この発明の１つの目的は、眼底血流計測のための入射光のオフセット位置を最適化することにある。

[0007] この発明の他の目的は、眼底血流計測のための入射光のオフセット位置の最適化動作を短時間化することにある。

課題を解決するための手段

[0008] 幾つかの例示的な態様に係る血流計測装置は、血流計測部と、移動機構と、制御部と、判定部とを含む。血流計測部は、被検眼の眼底に光コヒーレンストモグラフィ（ＯＣＴ）スキャンを適用するための光学系を含み、ＯＣＴスキャンにより収集されたデータに基づいて血流情報を取得する。移動機構は、光学系を移動する。制御部は、光学系の光軸に直交する第１方向に光軸から所定距離だけ光学系を移動させるための第１移動制御を移動機構に適用する。判定部は、第１移動制御の後に、光学系を介して被検眼に入射した光の戻り光の検出結果に基づいてケラレの有無を判定する。制御部は、判定部により得られた判定結果に基づいて光学系を更に移動させるための第２移動制御を移動機構に適用する。

[0009] 幾つかの例示的な態様に係る血流計測装置は、スキャン光学系と、移動機構と、画像形成部と、方向設定部と、制御部と、血流情報取得部とを含む。スキャン光学系は、被検眼の眼底に光コヒーレンストモグラフィ（ＯＣＴ）スキャンを適用する。移動機構は、スキャン光学系を移動する。画像形成部は、スキャン光学系により収集された第１データから画像を形成する。方向設定部は、画像を解析して、スキャン光学系の光軸に直交する第１方向を設定する。制御部は、スキャン光学系を第１方向に移動させるための第１移動制御を移動機構に適用する。血流情報取得部は、第１移動制御よりも後にスキャン光学系により収集された第２データから血流情報を取得する。

発明の効果

[0010] 幾つかの実施形態によれば、眼底血流計測のための入射光のオフセット位置を最適化することが可能である。

[0011] 幾つかの実施形態によれば、眼底血流計測のための入射光のオフセット位置の最適化動作を短時間化することが可能である。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]実施形態に係る血流計測装置の構成の一例を表す概略図である。

[図2]実施形態に係る血流計測装置の構成の一例を表す概略図である。

[図3]実施形態に係る血流計測装置の構成の一例を表す概略図である。

[図4]実施形態に係る血流計測装置の構成の一例を表す概略図である。

[図5A]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図5B]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図6A]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図6B]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図7A]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図7B]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図8]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を表すフローチャートである。

[図9A]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図9B]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図9C]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図10]実施形態に係る血流計測装置の構成の一例を表す概略図である。

[図11]実施形態に係る血流計測装置の構成の一例を表す概略図である。

[図12]実施形態に係る血流計測装置の構成の一例を表す概略図である。

[図13]実施形態に係る血流計測装置の構成の一例を表す概略図である。

[図14]実施形態に係る血流計測装置の構成の一例を表す概略図である。

[図15]実施形態に係る血流計測装置の構成の一例を表す概略図である。

[図16]実施形態に係る血流計測装置の構成の一例を表す概略図である。

[図17A]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図17B]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図18A]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図18B]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図19A]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図19B]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図20A]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図20B]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図21]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を表すフローチャートである。

[図22A]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図22B]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図22C]実施形態に係る血流計測装置の動作の一例を説明するための概略図である。

発明を実施するための形態

[0013] 例示的な実施形態に係る血流計測装置について図面を参照しながら詳細に説明する。実施形態の血流計測装置は、ＯＣＴを利用して眼底のデータを収集し、血流動態を表す情報（血流情報）を生成する。本明細書にて引用された文献の開示内容を含む任意の公知技術を、実施形態に援用することが可能である。

[0014] 以下の実施形態では、フーリエドメインＯＣＴ（例えば、スウェプトソースＯＣＴ）を用いて生体眼の眼底を計測することが可能な血流計測装置について説明する。ＯＣＴのタイプはスウェプトソースＯＣＴには限定されず、例えばスペクトラルドメインＯＣＴ又はタイムドメインＯＣＴであってもよい。実施形態の血流計測装置はＯＣＴ装置と眼底カメラを組み合わせた装置であるが、眼底カメラ以外の眼底撮影装置とＯＣＴ装置とを組み合わせてもよい。そのような眼底撮影装置の例として、走査型レーザー検眼鏡（ＳＬＯ）、スリットランプ顕微鏡、眼科手術用顕微鏡などがある。

[0015] 〈第１の実施形態〉

〈構成〉

図１に示すように、血流計測装置１は、眼底カメラユニット２、ＯＣＴユニット１００及び演算制御ユニット２００を含む。眼底カメラユニット２には、被検眼の正面画像を取得するための光学系や機構が設けられている。ＯＣＴユニット１００には、ＯＣＴを実行するための光学系や機構の一部が設けられている。ＯＣＴを実行するための光学系や機構の他の一部は、眼底カメラユニット２に設けられている。演算制御ユニット２００は、各種の演算や制御を実行する１以上のプロセッサを含む。これらに加え、被検者の顔を支持するための部材（顎受け、額当て等）や、ＯＣＴの対象部位を切り替えるためのレンズユニット（例えば、前眼部ＯＣＴ用アタッチメント）等の任意の要素やユニットが血流計測装置１に設けられてもよい。

[0016] 本明細書において「プロセッサ」は、例えば、ＣＰＵ（Ｃｅｎｔｒａｌ Ｐｒｏｃｅｓｓｉｎｇ Ｕｎｉｔ）、ＧＰＵ（Ｇｒａｐｈｉｃｓ Ｐｒｏｃｅｓｓｉｎｇ Ｕｎｉｔ）、ＡＳＩＣ（Ａｐｐｌｉｃａｔｉｏｎ Ｓｐｅｃ

ｉｆｉｃ Ｉｎｔｅｇｒａｔｅｄ Ｃｉｒｃｕｉｔ）、プログラマブル論理デバイス（例えば、ＳＰＬＤ（Ｓｉｍｐｌｅ Ｐｒｏｇｒａｍｍａｂｌｅ Ｌｏｇｉｃ Ｄｅｖｉｃｅ）、ＣＰＬＤ（Ｃｏｍｐｌｅｘ Ｐｒｏｇｒａｍｍａｂｌｅ Ｌｏｇｉｃ Ｄｅｖｉｃｅ）、ＦＰＧＡ（Ｆｉｅｌｄ Ｐｒｏｇｒａｍｍａｂｌｅ Ｇａｔｅ Ａｒｒａｙ））等の回路を意味する。プロセッサは、例えば、記憶回路や記憶装置に格納されているプログラムを読み出し実行することで、実施形態に係る機能を実現する。

[0017] 〈眼底カメラユニット２〉

眼底カメラユニット２には、被検眼Ｅの眼底Ｅｆを撮影するための光学系が設けられている。取得される眼底Ｅｆの画像（眼底像、眼底写真等と呼ばれる）は、観察画像、撮影画像等の正面画像である。観察画像は、近赤外光を用いた動画撮影により得られる。撮影画像は、フラッシュ光を用いた静止画像である。

[0018] 眼底カメラユニット２は、照明光学系１０と撮影光学系３０とを含む。照明光学系１０は被検眼Ｅに照明光を照射する。撮影光学系３０は、被検眼Ｅからの照明光の戻り光を検出する。ＯＣＴユニット１００からの測定光は、眼底カメラユニット２内の光路を通じて被検眼Ｅに導かれ、その戻り光は、同じ光路を通じてＯＣＴユニット１００に導かれる。

[0019] 照明光学系１０の観察光源１１から出力された光（観察照明光）は、凹面鏡１２により反射され、集光レンズ１３を経由し、可視カットフィルタ１４を透過して近赤外光となる。更に、観察照明光は、撮影光源１５の近傍にて一旦集束し、ミラー１６により反射され、リレーレンズ系１７、リレーレンズ１８、絞り１９、及びリレーレンズ系２０を経由する。そして、観察照明光は、孔開きミラー２１の周辺部（孔部の周囲の領域）にて反射され、ダイクロイックミラー４６を透過し、対物レンズ２２により屈折されて被検眼Ｅ（眼底Ｅｆ）を照明する。観察照明光の被検眼Ｅからの戻り光は、対物レンズ２２により屈折され、ダイクロイックミラー４６を透過し、孔開きミラー２１の中心領域に形成された孔部を通過し、ダイクロイックミラー５５を透

過し、撮影合焦レンズ３１を経由し、ミラー３２により反射される。更に、この戻り光は、ハーフミラー３３Ａを透過し、ダイクロイックミラー３３により反射され、集光レンズ３４によりイメージセンサ３５の受光面に結像される。イメージセンサ３５は、所定のフレームレートで戻り光を検出する。なお、撮影光学系３０のフォーカスは、眼底Ｅｆ又は前眼部に合致するように調整される。

[0020] 撮影光源１５から出力された光（撮影照明光）は、観察照明光と同様の経路を通って眼底Ｅｆに照射される。被検眼Ｅからの撮影照明光の戻り光は、観察照明光の戻り光と同じ経路を通ってダイクロイックミラー３３まで導かれ、ダイクロイックミラー３３を透過し、ミラー３６により反射され、集光レンズ３７によりイメージセンサ３８の受光面に結像される。

[0021] 液晶ディスプレイ（ＬＣＤ）３９は固視標（固視標画像）を表示する。ＬＣＤ３９から出力された光束は、その一部がハーフミラー３３Ａに反射され、ミラー３２に反射され、撮影合焦レンズ３１及びダイクロイックミラー５５を経由し、孔開きミラー２１の孔部を通過する。孔開きミラー２１の孔部を通過した光束は、ダイクロイックミラー４６を透過し、対物レンズ２２により屈折されて眼底Ｅｆに投射される。

[0022] ＬＣＤ３９の画面上における固視標画像の表示位置を変更することにより、固視標による被検眼Ｅの固視位置を変更できる。固視位置の例として、黄斑部を中心とする画像を取得するための固視位置や、視神経乳頭を中心とする画像を取得するための固視位置や、黄斑部と視神経乳頭との間の眼底中心を中心とする画像を取得するための固視位置や、黄斑から大きく離れた部位（眼底周辺部）の画像を取得するための固視位置などがある。このような典型的な固視位置の少なくとも１つを指定するためのグラフィカルユーザーインターフェース（ＧＵＩ）等を設けることができる。また、固視位置（固視標の表示位置）をマニュアルで移動するためのＧＵＩ等を設けることができる。

[0023] 固視位置を変更可能な固視標を被検眼Ｅに提示するための構成はＬＣＤ等

の表示デバイスには限定されない。例えば、複数の発光部（発光ダイオード等）がマトリクス状（アレイ状）に配列された固視マトリクスを表示デバイスの代わりに採用することができる。この場合、複数の発光部を選択的に点灯させることにより、固視標による被検眼Ｅの固視位置を変更することができる。他の例として、移動可能な１以上の発光部によって、固視位置を変更可能な固視標を生成することができる。

[0024] アライメント光学系５０は、被検眼Ｅに対する光学系のアライメントに用いられるアライメント指標を生成する。発光ダイオード（ＬＥＤ）５１から出力されたアライメント光は、絞り５２、絞り５３、及びリレーレンズ５４を経由し、ダイクロイックミラー５５により反射され、孔開きミラー２１の孔部を通過し、ダイクロイックミラー４６を透過し、対物レンズ２２を介して被検眼Ｅに投射される。アライメント光の被検眼Ｅからの戻り光（角膜反射光等）は、観察照明光の戻り光と同じ経路を通ってイメージセンサ３５に導かれる。その受光像（アライメント指標像）に基づいてマニュアルアライメントやオートアライメントを実行できる。

[0025] 従来と同様に、本例のアライメント指標像は、アライメント状態により位置が変化する２つの輝点像からなる。被検眼Ｅと光学系との相対位置がｘｙ方向に変化すると、２つの輝点像が一体的にｘｙ方向に変位する。被検眼Ｅと光学系との相対位置がｚ方向に変化すると、２つの輝点像の間の相対位置（距離）が変化する。ｚ方向における被検眼Ｅと光学系との間の距離が既定のワーキングディスタンスに一致すると、２つの輝点像が重なり合う。ｘｙ方向において被検眼Ｅの位置と光学系の位置とが一致すると、所定のアライメントターゲット内又はその近傍に２つの輝点像が提示される。ｚ方向における被検眼Ｅと光学系との間の距離がワーキングディスタンスに一致し、且つ、ｘｙ方向における被検眼Ｅの位置と光学系の位置とが一致すると、２つの輝点像が重なり合ってアライメントターゲット内に提示される。

[0026] オートアライメントでは、データ処理部２３０が、２つの輝点像の位置を検出し、主制御部２１１が、２つの輝点像とアライメントターゲットとの位

置関係に基づいて後述の移動機構１５０を制御する。マニュアルアライメントでは、主制御部２１１が、被検眼Ｅの観察画像とともに２つの輝点像を表示部２４１に表示させ、ユーザーが、表示された２つの輝点像を参照しながら操作部２４２を用いて移動機構１５０を動作させる。

[0027] フォーカス光学系６０は、被検眼Ｅに対するフォーカス調整に用いられるスプリット指標を生成する。撮影光学系３０の光路（撮影光路）に沿った撮影合焦レンズ３１の移動に連動して、フォーカス光学系６０は照明光学系１０の光路（照明光路）に沿って移動される。反射棒６７は、照明光路に対して挿脱される。フォーカス調整を行う際には、反射棒６７の反射面が照明光路に傾斜配置される。ＬＥＤ６１から出力されたフォーカス光は、リレーレンズ６２を通過し、スプリット指標板６３により２つの光束に分離され、二孔絞り６４を通過し、ミラー６５により反射され、集光レンズ６６により反射棒６７の反射面に一旦結像されて反射される。更に、フォーカス光は、リレーレンズ２０を経由し、孔開きミラー２１に反射され、ダイクロイックミラー４６を透過し、対物レンズ２２を介して被検眼Ｅに投射される。フォーカス光の被検眼Ｅからの戻り光（眼底反射光等）は、アライメント光の戻り光と同じ経路を通ってイメージセンサ３５に導かれる。その受光像（スプリット指標像）に基づいてマニュアルフォーカシングやオートフォーカシングを実行できる。

[0028] 孔開きミラー２１とダイクロイックミラー５５との間の撮影光路に、視度補正レンズ７０及び７１を選択的に挿入することができる。視度補正レンズ７０は、強度遠視を補正するためのプラスレンズ（凸レンズ）である。視度補正レンズ７１は、強度近視を補正するためのマイナスレンズ（凹レンズ）である。

[0029] ダイクロイックミラー４６は、眼底撮影用光路とＯＣＴ用光路（測定アーム）とを合成する。ダイクロイックミラー４６は、ＯＣＴに用いられる波長帯の光を反射し、眼底撮影用の光を透過させる。測定アームには、ＯＣＴユニット１００側から順に、コリメータレンズユニット４０、リトロリフレク

タ４１、分散補償部材４２、ＯＣＴ合焦レンズ４３、光スキャナ４４、及びリレーレンズ４５が設けられている。

[0030] リトロリフレクタ４１は、図１に示す矢印の方向に移動可能とされ、それにより測定アームの長さが変更される。測定アームの光路長の変更は、例えば、眼軸長に応じた光路長補正や、干渉状態の調整などに利用される。

[0031] 分散補償部材４２は、参照アームに配置された分散補償部材１１３（後述）とともに、測定光ＬＳの分散特性と参照光ＬＲの分散特性とを合わせるよう作用する。

[0032] ＯＣＴ合焦レンズ４３は、測定アームのフォーカス調整を行うために測定アームに沿って移動される。撮影合焦レンズ３１の移動、フォーカス光学系６０の移動、及びＯＣＴ合焦レンズ４３の移動を連係的に制御することができる。

[0033] 光スキャナ４４は、実質的に、被検眼Ｅの瞳孔と光学的に共役な位置に配置される。光スキャナ４４は、測定アームにより導かれる測定光ＬＳを偏向する。光スキャナ４４は、例えば、２次元走査が可能なガルバノスキャナである。

[0034] 〈ＯＣＴユニット１００〉

図２に例示するように、ＯＣＴユニット１００には、スウェプトソースＯＣＴを実行するための光学系が設けられている。この光学系は干渉光学系を含む。この干渉光学系は、波長可変光源（波長掃引型光源）からの光を測定光と参照光とに分割し、被検眼Ｅからの測定光の戻り光と参照光路を経由した参照光とを干渉させて干渉光を生成し、この干渉光を検出する。干渉光学系により得られた検出結果（検出信号）は、干渉光のスペクトルを表す信号であり、演算制御ユニット２００に送られる。

[0035] 光源ユニット１０１は、例えば、出射光の波長を高速で変化させる近赤外波長可変レーザーを含む。光源ユニット１０１から出力された光Ｌ０は、光ファイバ１０２により偏波コントローラ１０３に導かれてその偏光状態が調整される。更に、光Ｌ０は、光ファイバ１０４によりファイバカプラ１０５

に導かれて測定光ＬＳと参照光ＬＲとに分割される。測定光ＬＳの光路は測定アームなどと呼ばれ、参照光ＬＲの光路は参照アームなどと呼ばれる。

[0036] 参照光ＬＲは、光ファイバ１１０によりコリメータ１１１に導かれて平行光束に変換され、光路長補正部材１１２及び分散補償部材１１３を経由し、リトロリフレクタ１１４に導かれる。光路長補正部材１１２は、参照光ＬＲの光路長と測定光ＬＳの光路長とを合わせるよう作用する。分散補償部材１１３は、測定アームに配置された分散補償部材４２とともに、参照光ＬＲと測定光ＬＳとの間の分散特性を合わせるよう作用する。リトロリフレクタ１１４は、これに入射する参照光ＬＲの光路に沿って移動可能であり、それにより参照アームの長さが変更される。参照アームの光路長の変更は、例えば、眼軸長に応じた光路長補正や、干渉状態の調整などに利用される。

[0037] リトロリフレクタ１１４を経由した参照光ＬＲは、分散補償部材１１３及び光路長補正部材１１２を経由し、コリメータ１１６によって平行光束から集束光束に変換され、光ファイバ１１７に入射する。光ファイバ１１７に入射した参照光ＬＲは、偏波コントローラ１１８に導かれてその偏光状態が調整され、光ファイバ１１９を通じてアッテネータ１２０に導かれてその光量が調整され、光ファイバ１２１を通じてファイバカプラ１２２に導かれる。

[0038] 一方、ファイバカプラ１０５により生成された測定光ＬＳは、光ファイバ１２７により導かれてコリメータレンズユニット４０により平行光束に変換され、リトロリフレクタ４１、分散補償部材４２、ＯＣＴ合焦レンズ４３、光スキャナ４４及びリレーレンズ４５を経由し、ダイクロイックミラー４６により反射され、対物レンズ２２により屈折されて被検眼Ｅに投射される。測定光ＬＳは、被検眼Ｅの様々な深さ位置において散乱・反射される。測定光ＬＳの被検眼Ｅからの戻り光は、往路と同じ経路を逆向きに進行してファイバカプラ１０５に導かれ、光ファイバ１２８を経由してファイバカプラ１２２に到達する。

[0039] ファイバカプラ１２２は、光ファイバ１２８を介して入射された測定光ＬＳと、光ファイバ１２１を介して入射された参照光ＬＲとを重ね合わせて干

渉光を生成する。ファイバカプラ１２２は、生成された干渉光を所定の分岐比（例えば１：１）で分岐することで一対の干渉光ＬＣを生成する。一対の干渉光ＬＣは、それぞれ光ファイバ１２３及び１２４を通じて検出器１２５に導かれる。

[0040] 検出器１２５は、例えばバランスドフォトダイオードを含む。バランスドフォトダイオードは、一対の干渉光ＬＣをそれぞれ検出する一対のフォトディテクタを有し、これらにより得られた一対の検出結果の差分を出力する。検出器１２５は、この出力（検出信号）をデータ収集システム（ＤＡＱ）１３０に送る。

[0041] データ収集システム１３０には、光源ユニット１０１からクロックＫＣが供給される。クロックＫＣは、光源ユニット１０１において、波長可変光源により所定の波長範囲内で掃引される各波長の出力タイミングに同期して生成される。光源ユニット１０１は、例えば、各出力波長の光Ｌ０を分岐して２つの分岐光を生成し、これら分岐光の一方を光学的に遅延させ、これら分岐光を合成し、得られた合成光を検出し、その検出結果に基づいてクロックＫＣを生成する。データ収集システム１３０は、検出器１２５から入力される検出信号のサンプリングをクロックＫＣに基づいて実行する。データ収集システム１３０は、このサンプリングの結果を演算制御ユニット２００に送る。

[0042] 本例では、測定アームの光路長を変更するための要素（例えば、リトロリフレクタ４１）と、参照アームの光路長を変更するための要素（例えば、リトロリフレクタ１１４、又は参照ミラー）との双方が設けられているが、一方の要素のみが設けられていてもよい。また、測定アームの光路長と参照アームの光路長との間の差（光路長差）を変更するための要素はこれらに限定されず、任意の要素（光学部材、機構など）であってよい。

[0043] 〈制御系〉

血流計測装置１の制御系の構成例を図３及び図４に示す。制御部２１０、画像形成部２２０及びデータ処理部２３０は、演算制御ユニット２００に設

けられる。

[0044] 〈制御部２１０〉

制御部２１０は、各種の制御を実行する。制御部２１０は、主制御部２１１と記憶部２１２とを含む。

[0045] 〈主制御部２１１〉

主制御部２１１は、プロセッサを含み、血流計測装置１の各部（図１～図４に示された要素を含む）を制御する。

[0046] 撮影光路に配置された撮影合焦レンズ３１と照明光路に配置されたフォーカス光学系６０とは、主制御部２１１の制御の下に、図示しない撮影合焦駆動部によって同期的に移動される。測定アームに設けられたリトロリフレクタ４１は、主制御部２１１の制御の下に、リトロリフレクタ（ＲＲ）駆動部４１Ａによって移動される。測定アームに配置されたＯＣＴ合焦レンズ４３は、主制御部２１１の制御の下に、ＯＣＴ合焦駆動部４３Ａによって移動される。測定アームに設けられた光スキャナ４４は、主制御部２１１の制御の下に動作する。参照アームに配置されたリトロリフレクタ１１４は、主制御部２１１の制御の下に、リトロリフレクタ（ＲＲ）駆動部１１４Ａによって移動される。これら駆動部のそれぞれは、主制御部２１１の制御の下に動作するパルスモータ等のアクチュエータを含む。

[0047] 移動機構１５０は、例えば、少なくとも眼底カメラユニット２を３次元的に移動する。典型的な例において、移動機構１５０は、±ｘ方向（左右方向）に移動可能なｘステージと、ｘステージを移動するｘ移動機構と、±ｙ方向（上下方向）に移動可能なｙステージと、ｙステージを移動するｙ移動機構と、±ｚ方向（奥行き方向）に移動可能なｚステージと、ｚステージを移動するｚ移動機構とを含む。これら移動機構のそれぞれは、主制御部２１１の制御の下に動作するパルスモータ等のアクチュエータを含む。

[0048] 主制御部２１１は、ＬＣＤ３９を制御する。例えば、主制御部２１１は、ＬＣＤ３９の画面において予め設定された位置に固視標を表示させる。また、主制御部２１１は、ＬＣＤ３９に表示されている固視標の表示位置（固視

位置）を変更することができる。固視標の移動は、連続的移動、断続的移動、離散的移動など、任意の態様で行うことが可能である。本実施形態における固視位置の移動態様については後述する。

[0049] 固視位置は、例えば、ＬＣＤ３９における固視標画像の表示位置（画素の座標）によって表現される。この座標は、例えば、ＬＣＤ３９の表示画面において予め定義された２次元座標系で表される座標である。固視マトリクスが用いられる場合、固視位置は、例えば、点灯された発光部の位置（座標）によって表現される。この座標は、例えば、複数の発光部の配列面において予め定義された２次元座標系で表される座標である。

[0050] 〈記憶部２１２〉

記憶部２１２は各種のデータを記憶する。記憶部２１２に記憶されるデータとしては、ＯＣＴ画像や眼底像や被検眼情報などがある。被検眼情報は、患者ＩＤや氏名などの被検者情報や、左眼／右眼の識別情報や、電子カルテ情報などを含む。

[0051] 〈画像形成部２２０〉

画像形成部２２０は、データ収集システム１３０から入力された信号（サンプリングデータ）に基づいて、眼底ＥｆのＯＣＴ画像データを形成する。画像形成部２２０は、眼底ＥｆのＢスキャン画像データ（２次元断層像データ）と、位相画像データとを形成することができる。これらＯＣＴ画像データについては後述する。画像形成部２２０は、例えば、回路基板やマイクロプロセッサを含む。なお、本明細書では、特に言及しない限り、「画像データ」と、それに基づく「画像」とを区別しない。

[0052] 本実施形態の血流計測では、眼底Ｅｆに対して２種類の走査（主走査及び補足走査）が実行される。

[0053] 主走査では、位相画像データを取得するために、眼底Ｅｆの注目血管に交差する断面（注目断面）を測定光ＬＳで反復的に走査する。

[0054] 補足走査では、注目断面における注目血管の傾きを推定するために、所定の断面（補足断面）を測定光ＬＳで走査する。補足断面は、例えば、注目血

管に交差し且つ注目断面の近傍に位置する断面（第１補足断面）、又は、注目断面に交差し且つ注目血管に沿う断面（第２補足断面）であってよい。

[0055] 第１補足断面が適用される場合の例を図５Ａに示す。本例では、眼底像Ｄに示すように、眼底Ｅｆの視神経乳頭Ｄａの近傍に位置する１つの注目断面Ｃ０と、その近傍に位置する２つの補足断面Ｃ１及びＣ２とが、注目血管Ｄｂに交差するように設定される。２つの補足断面Ｃ１及びＣ２の一方は、注目断面Ｃ０に対して注目血管Ｄｂの上流側に位置し、他方は下流側に位置する。注目断面Ｃ０及び補足断面Ｃ１及びＣ２は、例えば、注目血管Ｄｂの走行方向に対して略直交するように向き付けられる。

[0056] 第２補足断面が適用される場合の例を図５Ｂに示す。本例では、図５Ａに示す例と同様の注目断面Ｃ０が注目血管Ｄｂに略直交するように設定され、且つ、注目断面Ｃ０に略直交するように補足断面Ｃｐが設定される。補足断面Ｃｐは、注目血管Ｄｂに沿って設定される。一例として、補足断面Ｃｐは、注目断面Ｃ０の位置において注目血管Ｄｂの中心軸を通過するように設定されてよい。

[0057] 例示的な血流計測において、主走査は、患者の心臓の少なくとも１心周期を含む期間にわたって繰り返し実行される。それにより、全ての心時相における血流動態を求めることが可能となる。なお、主走査を実行する時間は、予め設定された一定の時間であってもよいし、患者ごとに又は検査ごとに設定された時間であってもよい。前者の場合、標準的な心周期よりも長い時間が設定される（例えば２秒間）。後者の場合、患者の心電図等の生体データを参照することができる。ここで、心周期以外のファクターを考慮することも可能である。このファクターの例としては、検査に掛かる時間（患者への負担）、光スキャナ４４の応答時間（走査時間間隔）、検出器１２５の応答時間（走査時間間隔）などがある。

[0058] 画像形成部２２０は、断層像形成部２２１と、位相画像形成部２２２とを含む。

[0059] 〈断層像形成部２２１〉

断層像形成部２２１は、主走査においてデータ収集システム１３０より得られたサンプリングデータに基づいて、注目断面における形態の時系列変化を表す断層像（主断層像）を形成する。この処理についてより詳しく説明する。主走査は、上記のように注目断面Ｃ０を繰り返し走査するものである。断層像形成部２２１には、この繰り返し走査に応じて、データ収集システム１３０からサンプリングデータが逐次に入力される。断層像形成部２２１は、注目断面Ｃ０の各走査に対応するサンプリングデータに基づいて、注目断面Ｃ０に対応する１枚の主断層像を形成する。断層像形成部２２１は、この処理を主走査の反復回数だけ繰り返すことで、時系列に沿った一連の主断層像を形成する。ここで、これら主断層像を複数の群に分割し、各群に含まれる主断層像群を重ね合わせて画質の向上を図ってもよい（画像の加算平均処理）。

[0060] 更に、断層像形成部２２１は、補足断面に対する補足走査においてデータ収集システム１３０により得られたサンプリングデータに基づいて、補足断面の形態を表す断層像（補足断層像）を形成する。補足断層像を形成する処理は、主断層像を形成する処理と同じ要領で実行される。ここで、主断層像は時系列に沿う一連の断層像であるが、補足断層像は１枚の断層像であってよい。また、補足断層像は、補足断面を複数回走査して得られた複数の断層像を重ね合わせて画質の向上を図ったものであってもよい（画像の加算平均処理）。

[0061] 図５Ａに例示する補足断面Ｃ１及びＣ２が適用される場合、断層像形成部２２１は、補足断面Ｃ１に対応する補足断層像と、補足断面Ｃ２に対応する補足断層像とを形成する。図５Ｂに例示する補足断面Ｃｐが適用される場合、断層像形成部２２１は、補足断面Ｃｐに対応する補足断層像を形成する。

[0062] 以上に例示したような断層像を形成する処理は、従来のフーリエドメインＯＣＴと同様に、ノイズ除去（ノイズ低減）、フィルタ処理、高速フーリエ変換（ＦＦＴ）などを含む。他のタイプのＯＣＴ装置の場合、断層像形成部２２１は、そのタイプに応じた公知の処理を実行する。

[0063] 〈位相画像形成部２２２〉

位相画像形成部２２２は、主走査においてデータ収集システム１３０により得られたサンプリングデータに基づいて、注目断面における位相差の時系列変化を表す位相画像を形成する。位相画像の形成に用いられるサンプリングデータは、断層像形成部２２１による主断層像の形成に用いられるサンプリングデータと同じである。よって、主断層像と位相画像との間の位置合わせをすることが可能である。つまり、主断層像の画素と位相画像の画素との間に自然な対応関係を設定することが可能である。

[0064] 位相画像の形成方法の一例を説明する。この例の位相画像は、隣り合うＡライン複素信号（つまり、隣接する走査点に対応する信号）の位相差を算出することにより得られる。換言すると、この例の位相画像は、主断層像の画素値（輝度値）の時系列変化に基づいて形成される。主断層像の任意の画素について、位相画像形成部２２２は、その画素の輝度値の時系列変化のグラフを作成する。位相画像形成部２２２は、このグラフにおいて所定の時間間隔Δｔだけ離れた２つの時点ｔ１及びｔ２（ｔ２＝ｔ１＋Δｔ）の間における位相差Δφを求める。そして、この位相差Δφを時点ｔ１（より一般に、時点ｔ１と時点ｔ２との間の任意の時点）における位相差Δφ（ｔ１）として定義する。予め設定された多数の時点のそれぞれについてこの処理を実行することにより、当該画素における位相差の時系列変化が得られる。

[0065] 位相画像は、各画素の各時点における位相差の値を画像として表現したものである。この画像化処理は、例えば、位相差の値を表示色や輝度で表現することで実現できる。このとき、時系列に沿って位相が増加した場合の表示色（例えば赤色）と、減少した場合の表示色（例えば青色）とを変更することができる。また、位相の変化量の大きさを表示色の濃度で表現することもできる。このような表現方法を採用することで、血流の向きや大きさを表示色で明示することが可能となる。以上の処理を各画素について実行することにより位相画像が形成される。

[0066] なお、位相差の時系列変化は、上記の時間間隔Δｔを十分に小さくして位

相の相関を確保することにより得られる。このとき、測定光ＬＳの走査において断層像の分解能に相当する時間未満の値に時間間隔Δｔを設定したオーバーサンプリングが実行される。

[0067] 〈データ処理部２３０〉

データ処理部２３０は、各種のデータ処理を実行する。例えば、データ処理部２３０は、画像形成部２２０により形成された画像に対して各種の画像処理や解析処理を施す。その具体例として、データ処理部２３０は、画像の輝度補正や分散補正等の各種補正処理を実行する。更に、データ処理部２３０は、眼底カメラユニット２により得られた画像（眼底像、前眼部像等）や、外部から入力された画像に対して、各種の画像処理や解析処理を施すことができる。

[0068] データ処理部２３０は、眼底Ｅｆの３次元画像データを形成することができる。３次元画像データとは、３次元座標系により画素の位置が定義された画像データを意味する。３次元画像データの例として、スタックデータやボリュームデータがある。

[0069] スタックデータは、複数の走査線に沿って得られた複数の断層像を、走査線の位置関係に基づいて３次元的に配列させて得られた画像データである。すなわち、スタックデータは、元々個別の２次元座標系により定義されていた複数の断層像を、１つの３次元座標系により表現する（つまり、１つの３次元空間に埋め込む）ことにより得られた画像データである。

[0070] ボリュームデータは、３次元的に配列されたボクセルを画素とする画像データであり、ボクセルデータとも呼ばれる。ボリュームデータは、スタックデータに補間処理やボクセル化処理などを適用することで形成される。

[0071] データ処理部２３０は、３次元画像データに対してレンダリングを施すことで、表示用の画像を形成することができる。適用可能なレンダリング法の例として、ボリュームレンダリング、サーフェスレンダリング、最大値投影（ＭＩＰ）、最小値投影（ＭｉｎＩＰ）、多断面再構成（ＭＰＲ）などがある。

[0072] データ処理部２３０は、血流情報を求めるための例示的な要素として、血管領域特定部２３１と、血流情報生成部２３２と、断面設定部２３７と、ケラレ判定部２３８とを含む。血流情報生成部２３２は、傾き推定部２３３と、血流速度算出部２３４と、血管径算出部２３５と、血流量算出部２３６とを含む。

[0073] 〈血管領域特定部２３１〉

血管領域特定部２３１は、主断層像、補足断層像、及び位相画像のそれぞれについて、注目血管Ｄｂに対応する血管領域を特定する。この処理は、各画像の画素値を解析することによって実行することが可能である（例えば閾値処理）。

[0074] なお、主断層像と補足断層像は解析処理の対象として十分な解像度を持っているが、位相画像は血管領域の境界を特定できるほどの解像度を持っていない場合がある。しかし、位相画像に基づき血流情報を生成する以上、それに含まれる血管領域を高精度且つ高確度で特定する必要がある。そこで、例えば次のような処理を行うことで、位相画像中の血管領域をより正確に特定することができる。

[0075] 前述のように、主断層像と位相画像は同じサンプリングデータに基づいて形成されるため、主断層像の画素と位相画像の画素との間の自然な対応関係を定義することが可能である。血管領域特定部２３１は、例えば、主断層像を解析して血管領域を求め、この血管領域に対応する位相画像中の画像領域を当該対応関係に基づき特定し、特定された画像領域を位相画像中の血管領域として採用する。これにより、位相画像の血管領域を高精度且つ高確度で特定することができる。

[0076] 〈血流情報生成部２３２〉

血流情報生成部２３２は、注目血管Ｄｂに関する血流情報を生成する。前述のように、血流情報生成部２３２は、傾き推定部２３３と、血流速度算出部２３４と、血管径算出部２３５と、血流量算出部２３６とを含む。

[0077] 〈傾き推定部２３３〉

傾き推定部２３３は、補足走査により収集された補足断面のデータ（断面データ、補足断層像）に基づいて、注目血管の傾きの推定値を求める。この傾き推定値は、例えば、注目断面における注目血管の傾きの測定値、又はその近似値であってよい。

[0078] 注目血管の傾きの値を実際に測定する場合の例を説明する（傾き推定の第１の例）。図５Ａに示す補足断面Ｃ１及びＣ２が適用された場合、傾き推定部２３３は、注目断面Ｃ０と補足断面Ｃ１と補足断面Ｃ２との間の位置関係と、血管領域特定部２３１による血管領域の特定結果とに基づいて、注目断面Ｃ０における注目血管Ｄｂの傾きを算出することができる。

[0079] 注目血管Ｄｂの傾きの算出方法について図６Ａを参照しつつ説明する。符号Ｇ０、Ｇ１及びＧ２は、それぞれ、注目断面Ｃ０における主断層像、補足断面Ｃ１における補足断層像、及び補足断面Ｃ２における補足断層像を示す。また、符号Ｖ０、Ｖ１及びＶ２は、それぞれ、主断層像Ｇ０内の血管領域、補足断層像Ｇ１内の血管領域、及び補足断層像Ｇ２内の血管領域を示す。図６Ａに示すｚ座標軸は、測定光ＬＳの入射方向と実質的に一致する。また、主断層像Ｇ０（注目断面Ｃ０）と補足断層像Ｇ１（補足断面Ｃ１）との間の距離をｄとし、主断層像Ｇ０（注目断面Ｃ０）と補足断層像Ｇ２（補足断面Ｃ２）との間の距離を同じくｄとする。隣接する断層像の間隔、つまり隣接する断面の間隔を、断面間距離と呼ぶ。

[0080] 傾き推定部２３３は、３つの血管領域Ｖ０、Ｖ１及びＶ２の間の位置関係に基づいて、注目断面Ｃ０における注目血管Ｄｂの傾きＡを算出することができる。この位置関係は、例えば、３つの血管領域Ｖ０、Ｖ１及びＶ２を接続することによって求められる。その具体例として、傾き推定部２３３は、３つの血管領域Ｖ０、Ｖ１及びＶ２のそれぞれの特徴位置を特定し、これら特徴位置を接続することができる。この特徴位置としては、中心位置、重心位置、最上部（ｚ座標値が最小の位置）、最下部（ｚ座標値が最大の位置）などがある。また、これら特徴位置の接続方法としては、線分で結ぶ方法、近似曲線（スプライン曲線、ベジェ曲線等）で結ぶ方法などがある。

[0081] 更に、傾き推定部２３３は、３つの血管領域Ｖ０、Ｖ１及びＶ２から特定された特徴位置の間を接続する線に基づいて傾きＡを算出する。線分で接続する場合、例えば、注目断面Ｃ０の特徴位置と補足断面Ｃ１の特徴位置とを結ぶ第１線分の傾きと、注目断面Ｃ０の特徴位置と補足断面Ｃ２の特徴位置とを結ぶ第２線分の傾きとに基づき傾きＡを算出することができる。この算出処理の例として、２つの線分の傾きの平均値を求めることが可能である。また、近似曲線で結ぶ場合の例として、近似曲線が注目断面Ｃ０に交差する位置におけるこの近似曲線の傾きを求めることができる。なお、断面間距離ｄは、例えば、線分や近似曲線を求める処理において、断層像Ｇ０～Ｇ２をｘｙｚ座標系に埋め込むときに用いられる。

[0082] この例では、３つの断面における血管領域を考慮しているが、２つの断面を考慮して傾きを求めるように構成することも可能である。その具体例として、上記第１線分又は第２線分の傾きを目的の傾きとすることができる。また、この例では１つの傾きを求めているが、血管領域Ｖ０中の２つ以上の位置（又は領域）についてそれぞれ傾きを求めるようにしてもよい。この場合、得られた２つ以上の傾きの値を別々に用いることもできるし、これら傾きの値を統計的に処理して得られる値（例えば、平均値、最大値、最小値、中間値、最頻値など）を傾きＡとして用いることもできる。

[0083] 注目血管の傾きの近似値を求める場合の例を説明する（傾き推定の第２の例）。図５Ｂに示す補足断面Ｃｐが適用された場合、傾き推定部２３３は、補足断面Ｃｐに対応する補足断層像を解析して、注目断面Ｃ０における注目血管Ｄｂの傾きの近似値を算出することができる。

[0084] 注目血管Ｄｂの傾きの近似方法について図６Ｂを参照しつつ説明する。符号Ｇｐは、補足断面Ｃｐにおける補足断層像を示す。符号Ａは、図６Ａに示す例と同様に、注目血管Ｄｂの傾きを示す。

[0085] 本例において、傾き推定部２３３は、補足断層像Ｇｐを解析して、眼底Ｅｆの所定組織に相当する画像領域を特定することができる。例えば、傾き推定部２３３は、網膜の表層組織である内境界膜（ＩＬＭ）に相当する画像領

域（内境界膜領域）Ｍを特定することができる。画像領域の特定には、例えば、公知のセグメンテーション処理が利用される。

[0086] 内境界膜と眼底血管とは互いに略平行であることが知られている。傾き推定部２３３は、注目断面Ｃ０における内境界膜領域Ｍの傾き$Ａ_{ａｐｐ}$を算出する。注目断面Ｃ０における内境界膜領域Ｍの傾き$Ａ_{ａｐｐ}$は、注目断面Ｃ０における注目血管Ｄｂの傾きＡの近似値として用いられる。

[0087] なお、図６Ａ及び図６Ｂに示す傾きＡは、注目血管Ｄｂの向きを表すベクトルであり、その値の定義は任意であってよい。一例として、傾き（ベクトル）Ａとｚ軸とが成す角度として傾きＡの値を定義することが可能である。同様に、図６Ｂに示す傾き$Ａ_{ａｐｐ}$は、内境界膜領域Ｍの向きを表すベクトルであり、その値の定義は任意であってよい。例えば、傾き（ベクトル）$Ａ_{ａｐｐ}$とｚ軸とが成す角度として傾き$Ａ_{ａｐｐ}$の値を定義することが可能である。なお、ｚ軸の向きは、測定光ＬＳの入射方向と実質的に同一である。

[0088] 傾き推定部２３３が実行する処理は上記の例には限定されず、眼底Ｅｆの断面にＯＣＴスキャンを適用して収集された断面データに基づいて注目血管Ｄｂの傾きの推定値（例えば、注目血管Ｄｂ自体の傾き値、その近似値など）を求めることが可能な任意の処理であってよい。

[0089] 〈血流速度算出部２３４〉

血流速度算出部２３４は、位相画像として得られる位相差の時系列変化に基づいて、注目血管Ｄｂ内を流れる血液の注目断面Ｃ０における血流速度を算出する。この算出対象は、或る時点における血流速度でもよいし、この血流速度の時系列変化（血流速度変化情報）でもよい。前者の場合、例えば心電図の所定の時相（例えばＲ波の時相）における血流速度を選択的に取得することが可能である。また、後者における時間の範囲は、注目断面Ｃ０を走査した時間の全体又は任意の一部である。

[0090] 血流速度変化情報が得られた場合、血流速度算出部２３４は、計測期間における血流速度の統計値を算出することができる。この統計値としては、平均値、標準偏差、分散、中央値、最頻値、最大値、最小値、極大値、極小値

などがある。また、血流速度の値に関するヒストグラムを作成することもできる。

[0091] 血流速度算出部２３４は、ドップラーＯＣＴの手法を用いて血流速度を算出する。このとき、傾き推定部２３３により算出された注目断面Ｃ０における注目血管Ｄｂの傾きＡ（又は、その近似値A_{app}）が考慮される。具体的には、血流速度算出部２３４は、次式を用いることができる。

[0092] [数1]

$$\Delta f = \frac{2nv\cos\theta}{\lambda}$$

[0093] ここで：

Δｆは、測定光ＬＳの散乱光が受けるドップラーシフトを表す；

ｎは、媒質の屈折率を表す；

ｖは、媒質の流速（血流速度）を表す；

θは、測定光ＬＳの照射方向と媒質の流れベクトルとが成す角度を表す；

λは、測定光ＬＳの中心波長を表す。

[0094] 本実施形態では、ｎとλは既知であり、Δｆは位相差の時系列変化から得られ、θは傾きＡ（又は、その近似値A_{app}）から得られる。典型的には、θは、傾きＡ（又は、その近似値A_{app}）に等しい。これらの値を上記の式に代入することにより、血流速度ｖが算出される。

[0095] 〈血管径算出部２３５〉

血管径算出部２３５は、注目断面Ｃ０における注目血管Ｄｂの径を算出する。この算出方法の例として、眼底像（正面画像）を用いた第１の算出方法と、断層像を用いた第２の算出方法がある。

[0096] 第１の算出方法が適用される場合、注目断面Ｃ０の位置を含む眼底Ｅｆの部位の撮影が予め行われる。それにより得られる眼底像は、観察画像（のフレーム）でもよいし、撮影画像でもよい。撮影画像がカラー画像である場合には、これを構成する画像（例えばレッドフリー画像）を用いてもよい。また、撮影画像は、眼底蛍光造影撮影（フルオレセイン蛍光造影撮影など）に

より得られた蛍光画像でもよいし、ＯＣＴ血管造影（ＯＣＴアンジオグラフィ）により得られた血管強調画像（アンジオグラム、モーションコントラスト画像）でもよい。

[0097] 血管径算出部２３５は、撮影画角（撮影倍率）、ワーキングディスタンス、眼球光学系の情報など、画像上のスケールと実空間でのスケールとの関係を決定する各種ファクターに基づいて、眼底像におけるスケールを設定する。このスケールは実空間における長さを表す。具体例として、このスケールは、隣接する画素の間隔と、実空間におけるスケールとを対応付けたものである（例えば画素の間隔＝１０μｍ）。なお、上記ファクターの様々な値と、実空間でのスケールとの関係を予め算出し、この関係をテーブル形式やグラフ形式で表現した情報を記憶しておくことも可能である。この場合、血管径算出部２３５は、上記ファクターに対応するスケールを選択的に適用する。

[0098] 更に、血管径算出部２３５は、このスケールと血管領域Ｖ０に含まれる画素とに基づいて、注目断面Ｃ０における注目血管Ｄｂの径、つまり血管領域Ｖ０の径を算出する。具体例として、血管径算出部２３５は、血管領域Ｖ０の様々な方向の径の最大値や平均値を求める。また、血管領域２３５は、血管領域Ｖ０の輪郭を円近似又は楕円近似し、その円又は楕円の径を求めることができる。なお、血管径が決まれば血管領域Ｖ０の面積を（実質的に）決定することができるので（つまり両者を実質的に一対一に対応付けることができるので）、血管径を求める代わりに当該面積を算出するようにしてもよい。

[0099] 第２の算出方法について説明する。第２の算出方法では、典型的には、注目断面Ｃ０における断層像が用いられる。この断層像は、主断層像でもよいし、これとは別個に取得されたものでもよい。

[0100] この断層像におけるスケールは、ＯＣＴの計測条件などに基づき決定される。本実施形態では、図５Ａ又は図５Ｂに示すように注目断面Ｃ０を走査する。注目断面Ｃ０の長さは、ワーキングディスタンス、眼球光学系の情報な

ど、画像上のスケールと実空間でのスケールとの関係を決定する各種ファクターに基づいて決定される。血管径算出部２３５は、例えば、この長さに基づいて隣接する画素の間隔を求め、第１の算出方法と同様にして注目断面Ｃ０における注目血管Ｄｂの径を算出する。

[0101] 〈血流量算出部２３６〉

血流量算出部２３６は、血流速度の算出結果と血管径の算出結果とに基づいて、注目血管Ｄｂ内を流れる血液の流量を算出する。この処理の一例を以下に説明する。

[0102] 血管内における血流がハーゲン・ポアズイユ流（Ｈａｇｅｎ－Ｐｏｉｓｅｕｉｌｌｅ　ｆｌｏｗ）と仮定する。また、血管径をｗとし、血流速度の最大値をＶｍとすると、血流量Ｑは次式で表される。

[0103] [数2]

$$Q = \frac{\pi w^2}{8} Vm$$

[0104] 血流量算出部２３６は、血管径算出部２３５による血管径の算出結果ｗと、血流速度算出部２３４による血流速度の算出結果に基づく最大値Ｖｍとを、この数式に代入することにより、目的の血流量Ｑを算出する。

[0105] 〈断面設定部２３７〉

主制御部２１１は、表示部２４１に眼底Ｅｆの正面画像を表示させる。この正面画像は、任意種別の画像であってよく、例えば、観察画像、撮影画像、蛍光画像、ＯＣＴ血管造影画像、ＯＣＴプロジェクション画像、及びＯＣＴシャドウグラムのうちのいずれかであってよい。

[0106] ユーザーは、操作部２４２を操作することで、表示された眼底Ｅｆの正面画像に対して１以上の注目断面を指定することができる。注目断面は、注目血管に交差するように指定される。断面設定部２３７は、指定された１以上の注目断面と、眼底Ｅｆの正面画像とに基づいて、１以上の注目断面のそれぞれに関する１以上の補足断面を設定することができる。なお、補足断面の設定を手動で行うようにしてもよい。

[0107] 他の例において、断面設定部２３７は、眼底Ｅｆの正面画像を解析して１以上の注目血管を特定するように構成されていてよい。注目血管の特定は、例えば、血管の太さや、眼底の所定部位（例えば、視神経乳頭、黄斑）に対する位置関係や、血管の種別（例えば、動脈、静脈）などに基づいて実行される。更に、断面設定部２３７は、特定された１以上の注目血管のそれぞれに関する１以上の注目断面と１以上の補足断面とを設定することができる。

[0108] このように、ユーザーにより、断面設定部２３７により、又は、ユーザーと断面設定部２３７との協働により、図５Ａ又は図５Ｂに例示するような注目断面及び補足断面が眼底Ｅｆに対して設定される。

[0109] 〈ケラレ判定部２３８〉

ケラレ判定部２３８は、血流計測装置１に搭載された光学系を介して被検眼Ｅに入射した光の戻り光の検出結果に基づいて、ケラレの有無を判定する。

[0110] ケラレ判定のために被検眼Ｅに入射する光の種別や用途や強度（光量）は任意であってよい。入射光の種別は、例えば赤外光又は可視光であってよい。入射光の用途は、例えば撮影、検査又は測定であってよい。

[0111] 本実施形態において利用可能な入射光は、例えば、ＯＣＴ用の測定光ＬＳ、又は、眼底撮影用の観察照明光、撮影照明光若しくは励起光であってよい。この入射光の戻り光の検出結果は、例えば、ＯＣＴ画像、観察画像、撮影画像、又は蛍光画像であってよい。

[0112] 本実施形態における「ケラレ」は、眼底血流計測のための入射光又はその戻り光の一部又は全部が瞳孔により遮られて発生するケラレ（明るさの低下）を含む。また、本実施形態における「ケラレの有無」は、次のいずれかを含む：ケラレが発生しているか否か；ケラレの程度が所定の程度を超えるか否か。

[0113] ケラレ判定部２３８が実行する処理の例を説明する。以下、ケラレ判定手法に関する第１の例及び第２の例を説明するが、手法はこれらに限定されない。

[0114] 第１の例において、ケラレ判定のための入射光は測定光ＬＳであり、所定のＯＣＴスキャンが適用される。本例におけるＯＣＴスキャンの態様は、例えば、図５Ａに示す注目断面Ｃ０（或いは、補足断面Ｃ１及び／又はＣ２）に対するＯＣＴスキャン、又は、図５Ｂに示す補足断面Ｃｐに対するＯＣＴスキャンであってよい。本例におけるＯＣＴスキャンは、例えば、同一断面に対する繰り返し走査である。

[0115] 補足断面Ｃｐ（或いは、補足断面Ｃ１及び／又はＣ２）に対する繰り返し走査が適用される場合、ケラレ判定と並行して注目血管Ｄｂの傾き推定を行うことが可能であり、又は、ケラレ判定から注目血管Ｄｂの傾き推定への円滑な移行が可能である。

[0116] 補足断面Ｃｐが適用される場合において、ケラレが無い場合には、図７Ａに示すように補足断面Ｃｐの形態を表す断層像Ｇｐ１（断面データ）が得られる。一方、ケラレがある場合には、図７Ｂに示すように補足断面Ｃｐの形態が描出されていない断層像Ｇｐ２（断面データ）が得られる。なお、アライメントが好適な状態において、光スキャナ４４は被検眼Ｅの瞳孔と略共役な位置に配置されるので、測定光ＬＳの偏向中心は瞳孔にほぼ一致する。したがって、測定光ＬＳが瞳孔にケラレている場合には、補足断面Ｃｐの形態が描出されていない断層像Ｇｐ２（断面データ）が得られる。

[0117] ケラレ判定部２３８は、補足断面Ｃｐに対するＯＣＴスキャンで得られた断層像を解析し、補足断面Ｃｐの形態が描出されているか否か判定する。例えば、ケラレ判定部２３８は、断層像に内境界膜領域（Ｍ）が描出されているか否か判定するように構成されてよい。「内境界膜領域が断層像に描出されている」との判定結果は、「ケラレが無い」との判定結果に相当する。逆に、「内境界膜領域が断層像に描出されていない」との判定結果は、「ケラレが有る」との判定結果に相当する。

[0118] ケラレ判定部２３８が実行する処理の第２の例を説明する。本例において、ケラレ判定のための入射光は眼底撮影用の照明光であり、観察照明光又は撮影照明光であってよい。ケラレ判定部２３８は、眼底像を解析して、ケラ

レの影響である光量低下が生じているか判定する。例えば、ケラレ判定部２３８は、眼底像の中心部の明るさと周辺部の明るさとの間に差が発生しているか（つまり、周辺光量の低下が発生しているか）判定する。この判定は、眼底像を構成する画素の値（典型的には、輝度分布）を参照して実行され、例えば閾値処理、ラベリングなどの画像処理を含む。

[0119] 第２の例によれば、ケラレの程度を容易に判定することができる。ケラレの程度は、例えば、眼底像において周辺光量が低下している画像領域の特性に基づいて評価される。ケラレ判定部２３８は、このようにして評価値（例えば、周辺光量低下領域のサイズ（面積））を算出し、この評価値の大きさに基づいてケラレの有無を判定することができる。本例における「ケラレの有無」は、例えば、ケラレの程度が所定の程度を超えるか否かに相当する。典型的には、ケラレ判定部２３８は、算出された評価値と閾値とを比較し、評価値が閾値を超える場合には「ケラレ有り」と判定し、評価値が閾値以下である場合には「ケラレ無し」と判定する。

[0120] 以上のように機能するデータ処理部２３０は、例えば、プロセッサ、ＲＡＭ、ＲＯＭ、ハードディスクドライブ等を含んで構成される。ハードディスクドライブ等の記憶装置には、上記機能をプロセッサに実行させるコンピュータプログラムが予め格納されている。

[0121] 〈ユーザーインターフェイス２４０〉

ユーザーインターフェイス（ＵＩ）２４０は、表示部２４１と操作部２４２とを含む。表示部２４１は、図１に示す表示装置３や他の表示デバイスを含む。操作部２４２は、任意の操作デバイスを含む。ユーザーインターフェイス２４０は、例えばタッチパネルのように、表示機能と操作機能の双方を備えたデバイスを含んでいてもよい。

[0122] 〈動作〉

血流計測装置１の動作の例を説明する。血流計測装置１の動作の一例を図８に示す。なお、患者ＩＤの入力などの準備的処理は既に行われたとする。

[0123] （Ｓ１：オートアライメント開始）

まず、オートアライメントを実行する。オートアライメントは、例えば、前述したようにアライメント指標を用いて実行される。或いは、特開２０１３－２４８３７６号公報に開示されたように、２以上の前眼部カメラを利用してオートアライメントを実行することも可能である。オートアライメントの手法はこれらに限定されない。

[0124]（Ｓ２：オートアライメント完了）

被検眼Ｅと光学系との間の相対位置がｘ方向、ｙ方向及びｚ方向の全てにおいて合致すると、オートアライメントが完了する。

[0125]（Ｓ３：トラッキング開始）

オートアライメントが完了したら、血流計測装置１は、被検眼Ｅ（眼底Ｅｆ）の動きに合わせて光学系を移動するためのトラッキングを開始する。トラッキングは、例えば、赤外光を用いて眼底Ｅｆの観察画像を取得する動作と、観察画像を解析して眼底Ｅｆの動きを検知する動作と、検知された眼底Ｅｆの動きに合わせて光学系を移動する動作との組み合わせによって実現される。

[0126] ここで、眼底Ｅｆに対するフォーカス調整などの眼底撮影条件の設定や、光路長調整などのＯＣＴ計測条件の設定などを実行することができる。また、注目血管の選択、注目断面の設定、補足断面の設定などを、この段階又は他の任意のタイミングで実行することが可能である。本動作例では、図５Ｂに示す注目血管Ｄｂ、注目断面Ｃ０、及び、補足断面Ｃｐが設定されたとする。

[0127]（Ｓ４：所定距離だけ光学系を移動）

この段階では、ｘｙ方向において角膜頂点（又は、瞳孔中心）と光学系の光軸とがほぼ一致し、ｚ方向において被検眼Ｅと光学系（対物レンズ２２）との間の距離がワーキングディスタンスにほぼ一致している。

[0128] 主制御部２１１は、ｘｙ面における所定方向に所定距離だけ光学系を移動するように移動機構１５０を制御する。換言すると、主制御部２１１は、光学系の光軸に直交する所定方向に、光学系の光軸から所定距離だけ光学系を

移動させるための第１移動制御を移動機構１５０に適用する。それにより、ｘｙ方向において角膜頂点（又は、瞳孔中心）にほぼ一致した位置Ｈ０から、左上方向に所定距離だけ離れた位置Ｈ１に、光学系の光軸が移動される。

[0129] 第１移動制御における光学系の移動方向（初期移動方向）は任意であってよく、予め設定される。第１移動制御における光学系の移動距離（初期移動量）は任意であってよく、例えば、デフォルト設定された距離であってよい。なお、詳細については後述するが、初期移動量は、例えば、散瞳の有無に応じて設定された距離であってもよいし、被検眼Ｅの瞳孔径に応じて設定された距離であってもよい。

[0130]（Ｓ５：ケラレの有無を判定）

ステップＳ４の後、主制御部２１１は、ケラレ判定のためのＯＣＴスキャンとして、

図５Ｂに示す補足断面Ｃｐのスキャンを開始する。ケラレ判定部２３８は、このＯＣＴスキャンにより取得された断面データに基づいて、ケラレの有無を判定する。例えば、画像形成部２２０（断層像形成部２２１）が、このＯＣＴスキャンによって取得されたデータから補足断面Ｃｐの断層像を形成し、ケラレ判定部２３８が、この断層像に補足断面Ｃｐの形態が描出されているか否か判定することでケラレの有無を判定する。

[0131]（Ｓ６：移動完了？）

所定の条件（移動完了条件）が満足された場合、光学系の移動は完了したと判断され（Ｓ６：Ｙｅｓ）、処理はステップＳ８に移行する。移動完了条件が満足されていない場合（Ｓ６：Ｎｏ）、処理はステップＳ７に移行する。移動完了条件については後述する。

[0132]（Ｓ７：光学系を微動）

ステップＳ６において移動完了条件が満足されていないと判定された場合（Ｓ６：Ｎｏ）、主制御部２１１は、ステップＳ５で得られた判定結果に基づいて、光学系の位置を微調整するための第２移動制御を移動機構１５０に適用する。

[0133] 一例として、ステップＳ５においてケラレが発生していないと判定された場合、主制御部２１１は、初期移動方向に更に光学系を移動させるように第２移動制御を実行する。例えば、図９Ｂに示すように、第１移動制御の後の光軸位置Ｈ１が瞳孔Ｅｐの内部にある場合、補足断面ＣｐのＯＣＴスキャンが好適に実行され、図７Ａに示すように補足断面Ｃｐの形態が描出された断層像が得られる。その結果、ケラレが発生していないとケラレ判定部２３８によって判定される。図９Ｂに符号Ｊ１で示すように、主制御部２１１は、初期移動方向に所定距離（所定の微動量）だけ光学系を移動するように移動機構１５０を制御する。このように、ステップＳ５においてケラレが発生していないと判定された場合には、瞳孔Ｅｐの外縁に向かう方向に（つまり、オートアライメント直後の光軸位置Ｈ０から離れる方向に）光学系の光軸が移動される。

[0134] 逆に、ステップＳ５においてケラレが発生していると判定された場合、主制御部２１１は、初期移動方向とは反対の方向に光学系を移動させるように第２移動制御を実行する。例えば、図９Ｃに示すように、第１移動制御の後の光軸位置Ｈ１が瞳孔Ｅｐの外部にある場合、測定光ＬＳは光彩等により遮られ、図７Ｂに示すように補足断面Ｃｐの形態が描出されていない断層像が得られる。その結果、ケラレが発生しているとケラレ判定部２３８によって判定される。図９Ｃに符号Ｊ２で示すように、主制御部２１１は、初期移動方向の反対方向に所定距離（所定の微動量）だけ光学系を移動するように移動機構１５０を制御する。このように、ステップＳ５においてケラレが発生していると判定された場合には、オートアライメント直後の光軸位置Ｈ０に向かう方向に光学系の光軸が移動される。

[0135] 光学系が微動された後、処理はステップＳ５に戻る。ステップＳ５～Ｓ７は、ステップＳ６において「Ｙｅｓ」と判定されるまで繰り返される。なお、ステップＳ５～Ｓ７が所定回数繰り返されたとき、又は、ステップＳ５～Ｓ７の繰り返しが所定時間続いたとき、エラー判定を出力することが可能である。

[0136] ステップＳ６における移動完了条件について説明する。例えば、移動完了条件は、ケラレが発生していない状態であって、第１移動制御の直前における光軸の位置からの変位が最大となる位置に光学系が配置された状態である。この場合、主制御部２１１は、ケラレ判定部２３８によりケラレが無いと判定され、且つ、第１移動制御の直前における光軸の位置からの変位が最大となる位置に光学系が配置されるまで、ステップＳ５～Ｓ７（第２移動制御）を繰り返し実行させる。

[0137] 一例として、初期移動方向への微動の後にケラレが有ると判定された場合、この微動の前の光軸位置に光学系を戻すことで、本例の移動完了条件が満足される。他の例として、初期移動方向の反対方向への微動の後にケラレが無いと判定された場合、この微動の後の光学系の位置は本例の移動完了条件を満足する。

[0138] なお、本例の移動完了条件が満足されたか否かの判定は、これらの例に限定されない。また、移動完了条件は、本例のそれに限定されない。

[0139]（Ｓ８：注目血管の傾きを推定）

ステップＳ６において光学系の移動は完了したと判断されると（Ｓ６：Ｙｅｓ）、血流計測装置１は、注目血管Ｄｂの傾きを推定する。本例の傾き推定には、例えば、ケラレ判定と同じく補足断面Ｃｐの断面データが利用される。

[0140]（Ｓ９：血流計測を実行）

ステップＳ８で注目血管Ｄｂの傾きの推定値が得られたら、血流計測装置１は、前述した要領で、注目断面Ｃ０の血流計測を実行し、血流情報を生成する。

[0141] 以上に説明した動作の変形例を説明する。前述したように、ＯＣＴを利用した眼底血流計測では、注目血管Ｄｂの向きと測定光ＬＳの入射方向とが成す角度（計測角度）が好適であることが重要である。

[0142] そこで、傾き推定部２３３により求められた計測角度の値（推定値）と、予め設定された好適な計測角度（目標角度）の値とを、表示部２４１に表示

させることで、計測角度と目標角度とをユーザーに提示することが可能である。この表示制御は主制御部２１１によって実行される。

[0143] 目標角度は、例えば、７８度～８５度の範囲において設定され、より好適には８０度～８５度の範囲において設定される。目標角度は、単一の値であってもよいし、上限及び／又は下限により定義される範囲であってもよい。目標角度は、例えば、デフォルト値、デフォルト範囲、ユーザー又は他の者（例えば、メンテナンスサービスマン）が設定した値又は範囲、血流計測装置１又は他の装置（例えば、医療機関内サーバー、及び、血流計測装置１の動作を監視する装置）が設定した値又は範囲のうちのいずれかであってよい。血流計測装置１等が設定する場合の例として、被検眼Ｅに対して過去に適用された目標角度を再度設定することや、被検者の属性に応じて目標角度を設定することや、被検眼Ｅの属性に応じて目標角度を設定することが可能である。

[0144] 本例では、主制御部２１１は、第１移動制御よりも後の任意のタイミングで傾き推定部２３３により求められた計測角度を目標角度とともに表示部２４１に表示させることができる。典型的には、主制御部２１１は、第１移動制御の後に傾き推定部２３３により求められた計測角度を目標角度とともに表示部２４１に表示させることや、第２移動制御の後に傾き推定部２３３により求められた計測角度を目標角度とともに表示部２４１に表示させることができる。

[0145] ユーザーは、計測角度の測定値と目標角度の値とを参照して指示を入力することができる。例えば、目標角度と（ほぼ）一致する計測角度が得られた場合、ユーザーは、血流計測開始指示を操作部２４２を用いて入力することができる。また、主制御部２１１は、計測角度の測定値と目標角度とを比較し、これらが（ほぼ）一致する場合には血流計測開始制御を実行し、これらが一致しない場合には更なる第２移動制御を実行するように構成されていてもよい。

[0146] 第２移動制御を繰り返し行っても好適な計測角度が得られない可能性もあ

る。この場合、ユーザーは、操作部２４２を用いて目標角度を変更することができる。また、目標角度の変更を血流計測装置１が実行することも可能である。例えば、第２移動制御が所定回数繰り返されたとき、又は、第２移動制御が所定時間実行されたとき、主制御部２１１は、目標角度を変更することができる。なお、目標角度を変更可能な範囲が予め設定されていてもよい。

[0147] 目標角度が変更されたとき、主制御部２１１は、第１移動制御を再度実行することができる。例えば、目標角度が変更されたことを受けて、主制御部２１１は、図８に示す動作のステップＳ４を再度実行させ、更にステップＳ５以降の処理を再度実行させることが可能である。

[0148] 傾き推定部２３３により求められた計測角度の値が目標角度に（ほぼ）一致したとき、主制御部２１１は、血流計測を開始させて血流情報を取得させることができる。典型的には、第２移動制御の後に傾き推定部２３３により求められた計測角度の値が目標角度に（ほぼ）一致したときに、主制御部２１１は、血流計測を開始させることができる。

[0149] このような変形例によれば、血流計測装置１を次のように使用することができる。目標角度の初期値が８０度に設定されたとする。第２移動制御を繰り返し行っても計測角度８０度が達成されない場合、ユーザーは、目標角度を例えば７８度に変更する。血流計測装置１は、第１移動制御を再度行い（Ｓ４）、更に、ケラレ判定（Ｓ５）、第２移動制御などを実行する。ユーザーは、第２移動制御の後に求められた計測角度の値を表示部２４１にて確認し、計測角度７８度が達成されたら血流計測開始指示を入力する。第２移動制御を繰り返しても計測角度７８度が達成されない場合、ユーザーは、例えば、目標角度の再変更、計測のやり直し、及び、計測の中止のいずれかを選択することができる。

[0150] 〈作用・効果〉

実施形態に係る血流計測装置の作用及び効果について説明する。

[0151] 実施形態の血流計測装置（１）は、血流計測部と、移動機構と、制御部と

、判定部とを含む。

[0152] 血流計測部は、光コヒーレンストモグラフィ（ＯＣＴ）スキャンを適用するための光学系を含み、ＯＣＴスキャンにより収集されたデータに基づいて血流情報を取得する。上記の実施形態において、血流計測部の光学系は、図１に示す測定アーム、及び、図２に示す光学系を含む。更に、血流計測部は、画像形成部２２０、及び、データ処理部２３０（血流情報生成部２３２）を含む。

[0153] 移動機構は、血流計測部の光学系を移動するための構成を有する。上記の実施形態において、移動機構は、移動機構１５０を含む。

[0154] 制御部は、血流計測部の光学系の光軸に直交する第１方向に光軸から所定距離だけ光学系を移動させるための第１移動制御を移動機構に適用する。上記の実施形態では、制御部は主制御部２１１を含む。図９Ａに例示するように、主制御部２１１は、オートアライメント直後の光軸位置Ｈ０から左上方向に所定距離だけ離れた位置Ｈ１に測定アーム（その光軸）を移動させるための第１移動制御を移動機構１５０に適用する。

[0155] 判定部は、第１移動制御の後に、血流計測部の光学系を介して被検眼に入射した光の戻り光の検出結果に基づいてケラレの有無を判定する。上記の実施形態では、判定部はケラレ判定部２３８を含む。

[0156] ケラレ判定のために被検眼に入射される光は、ＯＣＴスキャンのための光（例えば、測定光ＬＳ）でもよいし、眼底撮影のための光（例えば、観察照明光、撮影照明光）でもよいし、ケラレ判定専用の光でもよいし、これら以外の任意の光でもよい。

[0157] ケラレ判定のために被検眼に入射される光は、典型的には、血流計測のための光（ＯＣＴスキャンのための光）、又はそれと同軸に入射する光であってよい。

[0158] 血流計測のための光と非同軸に入射する光をケラレ判定に用いる場合において、瞳孔又はその近傍において血流計測のための光とケラレ判定のための光とが実質的に同じ位置を通過するように光学系を構成することができる。

[0159] 或いは、血流計測のための光と非同軸に入射する光をケラレ判定に用いる場合において、血流計測のための光の経路とケラレ判定のための光の経路とが既知又は認識可能であれば、これら経路の相対的位置関係と、ケラレ判定のための光のケラレ状態とに基づいて、血流計測のための光のケラレ判定を行うことが可能である。

[0160] 制御部は、判定部により得られた判定結果に基づいて、血流計測部の光学系を更に移動させるための第２移動制御を移動機構に適用する。

[0161] このような実施形態によれば、眼底血流計測において最適なドップラー信号を得るための測定アームのオフセット動作において、第１移動制御により測定アームを所定距離だけオフセットさせてからケラレ判定を行い、その結果に応じて第２移動制御を行って測定アームの位置を調整することができる。したがって、瞳孔によるケラレが生じないように被検眼の光軸に対する測定アームのオフセット量を少しずつ増加していく方法と比較して、最適なオフセット位置を達成するまでの時間の短縮を図ることができる。それにより、被検者に係る負担の軽減を図ることが可能になる。

[0162] 実施形態において、第１移動制御の後に、血流計測部の光学系が、眼底の注目血管に沿う断面にＯＣＴスキャンを適用して断面データを収集してもよい。更に、判定部が、この断面データに基づいてケラレの有無を判定してもよい。上記の実施形態では、図５Ｂに示す補足断面Ｃｐにおいて、ＯＣＴスキャンを適用して断面データ（補足断層像）を取得し、この断面データに基づきケラレの有無を判定することができる（図７Ａ、図７Ｂを参照）。

[0163] 実施形態において、眼底の注目血管に沿う断面にＯＣＴスキャンを適用して収集された断面データに基づいて注目血管の傾きの推定値を求めてもよい（傾き推定部）。上記の実施形態では、傾き推定部２３３が、注目血管Ｄｂ自体の傾き、又は、これを近似する内境界膜の傾きを求めることができる。

[0164] このような構成によれば、ケラレ判定のためのＯＣＴスキャンと血管傾き推定のためのＯＣＴスキャンとの双方に、眼底の注目血管に沿う断面にＯＣＴスキャンが適用されるので、ケラレ判定と並行して血管傾き推定を行うこ

とが可能であり、また、ケラレ判定から血管傾き推定への円滑な移行が可能である。それにより、計測時間の短縮を図ることができ、被検者に係る負担の軽減を図ることが可能になる。

[0165] 実施形態において、制御部は、第２移動制御の後に傾き推定部により求められた注目血管の傾きの推定値と、予め設定された傾きの目標値とを表示手段に表示させる。上記の実施形態では、主制御部２１１は、第１移動制御の後の任意のタイミング（例えば、第２移動制御の後）に傾き推定部２３３により求められた注目血管Ｄｂの傾きの推定値（計測角度）と、予め設定された傾きの目標値（目標角度）とを表示部２４１に表示させることができる。

[0166] このような構成によれば、ユーザーは、注目血管の計測角度を認識することができ、更に、計測角度と目標角度とを比較することができる。それにより、血流計測の開始や中止といった指示を任意に入力することが可能になる。

[0167] 実施形態において、ユーザーは、操作部（２４２）を用いて目標角度が変更することができる。目標角度が変更されたとき、制御部は第１移動制御を再度実行することが可能である。

[0168] このような構成によれば、まず、ユーザーが目標角度を任意に変更することができる。更に、目標角度が変更されたことを受けて、眼底血流計測において最適なドップラー信号を得るための測定アームのオフセット動作を再度行うことができる。それにより、第２移動制御を繰り返しても好適なオフセット状態が得られない場合などにおいて、目標角度を再設定して好適なオフセット位置を再度探索することが可能になる。

[0169] 実施形態において、第２移動制御の後に傾き推定部により求められた注目血管の傾きの推定値が、予め設定された傾きの目標値に略一致する場合、制御部は、血流計測部を制御して血流情報を取得させることができる。上記の実施形態では、主制御部２１１は、計測角度が目標角度に（ほぼ）一致したことを受けて血流計測を開始させることが可能である。

[0170] このような構成によれば、好適な計測角度が得られたことに対応して血流

計測を自動で開始することができる。それにより、好適な計測角度が得られたタイミングを逃すことが無くなり、計測時間の短縮を図ることが可能となる。

[0171] 実施形態において、判定部によりケラレが無いと判定された場合、制御部は、第１移動制御における移動方向と同じ第１方向に血流計測部の光学系を更に移動させるように、第２移動制御を実行することができる。逆に、判定部によりケラレが有ると判定された場合、制御部は、第１方向の反対方向に血流計測部の光学系を移動させるように、第２移動制御を実行することができる。

[0172] ケラレが無いと判定された場合、測定アームの光軸は被検眼の瞳孔内部に位置すると考えられるので、眼底血流計測において最適なドップラー信号を得るために測定アームのオフセット量を増加させる余地がある。したがって、実施形態では、第１移動制御における移動方向と同じ第１方向に血流計測部の光学系を更に移動させて、より好適なオフセット位置を探索する。

[0173] 逆に、ケラレが有ると判定された場合には、測定アームの光軸は被検眼の瞳孔外部に位置すると考えられるので、第１移動制御における移動方向とは反対の方向に血流計測部の光学系を移動させて、測定アームの光軸が瞳孔内部を通過するようにオフセット位置を調整する。

[0174] このような構成によれば、ケラレが生じない範囲において測定アームのオフセット量を最大化することが可能となる。

[0175] 実施形態において、制御部は、判定部によりケラレが無いと判定され、且つ、第１移動制御の直前における光軸の位置からの変位が最大となる位置に光学系が配置されるまで、第２移動制御を繰り返し実行することができる。

[0176] 上記の実施形態では、主制御部２１１は、ケラレ判定部２３８によりケラレが無いと判定され、且つ、第１移動制御の直前における測定アームの光軸の位置Ｈ０からのオフセット量が最大となる位置に測定アームの光軸が配置されるまで、第２移動制御を繰り返し実行することができる。更に、ケラレが生じない範囲において測定アームのオフセット量が最大化されたときに、

主制御部２１１は血流計測を開始させることができる。

[0177] 〈第２の実施形態〉

第1の実施形態の動作例にて説明したように、被検眼（眼底）の動きに合わせて光学系を移動するためのトラッキングが眼底血流計測に適用される場合がある。眼底血流計測ではＯＣＴスキャンが数秒程度にわたって実行されるので、眼球運動の影響を低減するためにトラッキングを適用するのが一般的である。

[0178] 前述したように、トラッキングは、典型的には、眼底の赤外観察画像を取得する動作と、この赤外観察画像を解析して眼底の動きを検知する動作と、検知された眼底の動きに合わせて移動機構を制御する動作（つまり、眼底の動きに光学系を追従させる動作）との組み合わせによって実現される。

[0179] 本実施形態に係る血流計測装置の構成の例について図１０を参照しつつ説明する。データ処理部２３０Ａは、第１の実施形態のデータ処理部２３０（図３、図４）の代わりに適用される。なお、第１の実施形態に係る血流計測装置１の要素のうちデータ処理部２３０以外の任意の要素を本実施形態に適用することが可能である。以下、第１の実施形態における要素を必要に応じ準用して説明を行う。

[0180] データ処理部２３０Ａは、図４に示すデータ処理部２３０内の要素群に加え、動き検知部２５１と画像評価部２５２とを含む。

[0181] 本実施形態に係る血流計測装置は、観察系（照明光学系１０及び撮影光学系３０）を用いて眼底Ｅｆの赤外観察画像を取得することができる。赤外観察画像は、所定の時間間隔で取得された時系列画像群（フレーム群）を含む。

[0182] 動き検知部２５１は、観察系により取得されたフレームを解析して眼底Ｅｆの動きを検知する。この動き検知は、観察系により取得された全てのフレームに対して適用されてもよいし、それらの一部のみに対して適用されてもよい。

[0183] 動き検知部２５１は、例えば、眼底Ｅｆの特徴部位（例えば、視神経乳頭

、黄斑、血管、病変、レーザー治療痕など）に相当する画像領域（特徴領域）をフレーム中から特定する第１処理と、複数のフレームから特定された複数の特徴領域の位置の時系列変化（時系列画像群における特徴領域の描出位置の時系列変化）を求める第２処理とを実行する。

[0184] 一例において、第１処理及び第２処理は観察系による赤外観察画像の取得と並行してリアルタイムに実行される。第１処理は、観察系により逐次に取得されるフレームを逐次に解析して特徴領域を特定するように実行される。更に、第２処理は、時間的に隣接する２つのフレームの間における特徴領域の描出位置の変位を逐次に算出するように実行される。

[0185] 主制御部２１１は、動き検知部２５１により検知された眼底Ｅｆの動きに合わせて光学系（少なくとも測定アームを含む）を移動するための制御を移動機構１５０に適用する。それにより、トラッキングが実現される。

[0186] 画像評価部２５２は、観察系により取得された赤外観察画像（時系列画像群、フレーム群）を評価する。この評価は、赤外観察画像がトラッキングのために好適か否かの評価であってよく、典型的には、赤外観察画像を取得するための光（例えば、観察照明光及び／又はその戻り光）のケラレの有無の判定を含む。ケラレが有る場合、赤外観察画像の周辺光量の低下が検出される。本実施形態における赤外観察画像の評価は、例えば、第１の実施形態にて説明した「ケラレ判定部２３８が実行する処理の第２の例」と同じ要領で実行されてよい。

[0187] 主制御部２１１は、ケラレ判定部２３８により得られた判定結果と画像評価部２５２により得られた評価結果とに基づいて、第１の実施形態と同様の第２移動制御を実行することができる。本実施形態においても、主制御部２１１は、測定アームの光軸に直交する第１方向に光軸から所定距離だけ測定アームを移動させるための第１移動制御を移動機構１５０に適用し、更に、ケラレ判定部２３８により得られた判定結果に基づいて測定アームを更に移動させるための第２移動制御を移動機構１５０に適用する。

[0188] すなわち、本実施形態では、ケラレ判定と赤外観察画像の評価とを考慮し

て第２移動制御が実行される。このような処理の例を以下に説明する。

[0189] ケラレ判定部２３８によりケラレが無いと判定され、且つ、画像評価部２５２により赤外観察画像が良好であると評価された場合、主制御部２１１は、第１移動制御と同じ第１方向に光学系（測定アーム）を更に移動させるように第２移動制御を実行することができる。

[0190] 逆に、ケラレ判定部２３８によりケラレが有ると判定された場合、又は、画像評価部２５２により前記赤外観察画像が良好でないと評価された場合、主制御部２１１は、第１方向の反対方向に光学系（測定アーム）を移動させるように第２移動制御を実行することができる。

[0191] 更に、主制御部２１１は、ケラレ判定部２３８によりケラレが無いと判定され、画像評価部２５２により赤外観察画像が良好であると評価され、且つ、第１移動制御の直前における光軸の位置（Ｈ０）からの変位が最大となる位置に光学系（測定アームの対物レンズ２２）が配置されるまで、第２移動制御を繰り返し実行することが可能である。

[0192] 本実施形態によれば、トラッキングを好適に行いながら、眼底血流計測において最適なドップラー信号を得るための測定アームのオフセット動作を実行することが可能である。したがって、トラッキングの失敗に起因するオフセット動作のエラーを回避することができ、被検者に係る負担の更なる軽減を図ることが可能になる。

[0193] 〈第３の実施形態〉

本実施形態に係る血流計測装置は、第１移動制御における光学系の移動距離である初期移動量（例えば、図９Ａにおける位置Ｈ０と位置Ｈ１との間の距離）を設定することが可能である。

[0194] 本実施形態に係る血流計測装置の構成の例について図１１を参照しつつ説明する。制御部２１０Ａは、第１の実施形態の制御部２１０（図３、図４）の代わりに適用される。なお、第１の実施形態に係る血流計測装置１の要素のうち制御部２１０以外の任意の要素を本実施形態に適用することが可能である。以下、第１の実施形態における要素を必要に応じ準用して説明を行う

。なお、本実施形態に係る血流計測装置は、データ処理部２３０及びデータ処理部２３０Ａのいずれか一方を含んでいてよい。

[0195] 制御部２１０Ａは、図３に示す制御部２１０内の要素群に加え、移動距離設定部２１３を含む。

[0196] 被検眼Ｅが小瞳孔眼である場合や白内障眼である場合や、注目血管が眼底Ｅｆの周辺部に位置する場合などにおいて、瞳孔を散大させるための薬剤（散瞳剤）を被検眼Ｅに適用することがある。移動距離設定部２１３は、被検眼Ｅに散瞳剤が適用されたか否かに応じて初期移動量を設定するように構成されている。移動距離設定部２１３は、第１設定部の例である。

[0197] 移動距離設定部２１３の例を説明する。例示的な移動距離設定部２１３は、散瞳剤が適用されない場合の初期移動量（第１初期移動量）と、散瞳剤が適用される場合の移動距離（第２初期移動量）とを予め記憶している。第１初期移動量は、例えば、標準的な瞳孔径の半分の値（標準的なサイズの瞳孔の半径）に設定される。第２初期移動量は、標準的な瞳孔径の眼に散瞳剤を適用したときの、散大した瞳孔の直径の半分の値に設定される。なお、被検者の属性（年齢、性別等）に応じた初期移動量や、被検眼の属性に応じた初期移動量を、予め記憶するようにしてもよい。

[0198] 被検眼Ｅに散瞳剤が適用されたか否かは、例えば、操作部２４２を用いてユーザーが入力する。或いは、被検者の電子カルテ等を参照して散瞳剤が適用されたか否かを判定するようにしてもよい。

[0199] 移動距離設定部２１３は、被検眼Ｅに散瞳剤が適用されたか否かを示す情報に基づいて、記憶された複数の初期移動量のうちから１つを選択する。主制御部２１１は、移動距離設定部２１３により選択された初期移動量を適用して第１移動制御を実行する。

[0200] 本実施形態によれば、被検眼Ｅの瞳孔のサイズ（特に、散瞳剤の適用の有無に応じた瞳孔径）に応じて第１移動制御における初期移動量を設定することができるので、眼底血流計測において最適なドップラー信号を得るための測定アームのオフセット動作において、最適なオフセット位置を達成するま

での時間の更なる短縮を図ることができる。それにより、被検者に係る負担の更なる軽減を図ることが可能になる。

[0201] 〈第４の実施形態〉

本実施形態に係る血流計測装置は、第１移動制御における光学系の移動距離である初期移動量（例えば、図９Ａにおける位置Ｈ０と位置Ｈ１との間の距離）を設定することが可能である。第３の実施形態では散瞳剤の適用の有無に応じて初期移動量を設定しているが、本実施形態では被検眼Ｅの実際の瞳孔径に応じて初期移動量を設定する。

[0202] 本実施形態に係る血流計測装置の構成の例について図１２を参照しつつ説明する。本実施形態に係る血流計測装置は、瞳孔径情報取得部２６０を含む。また、制御部２１０Ｂは、第１の実施形態の制御部２１０（図３、図４）の代わりに適用される。なお、第１の実施形態に係る血流計測装置１の要素のうち制御部２１０以外の任意の要素を本実施形態に適用することが可能である。以下、第１の実施形態における要素を必要に応じ準用して説明を行う。なお、本実施形態に係る血流計測装置は、データ処理部２３０及びデータ処理部２３０Ａのいずれか一方を含んでいてよい。

[0203] 瞳孔径情報取得部２６０は、被検眼Ｅの瞳孔径の値を取得する。例えば、瞳孔径情報取得部２６０は、被検眼Ｅの瞳孔径を測定するための要素を含む。その具体例として、瞳孔径情報取得部２６０は、照明光学系１０及び撮影光学系３０により取得された被検眼Ｅの前眼部像を解析して瞳孔領域を特定してその径を算出するプロセッサを含んでいてよい。瞳孔領域の特定は、閾値処理、エッジ検出などの処理を含んでいてよい。また、瞳孔領域の径の算出は、楕円近似、円近似などの処理を含んでいてよい。

[0204] 他の例において、瞳孔径情報取得部２６０は、過去に取得された被検眼Ｅの瞳孔径の測定値を、被検者の電子カルテ等から取得する。本例の瞳孔径情報取得部２６０は、電子カルテ等が格納された装置にアクセスするための通信デバイスを含む。

[0205] 制御部２１０Ｂは、図３に示す制御部２１０内の要素群に加え、移動距離

設定部２１４を含む。移動距離設定部２１４は、瞳孔径情報取得部２６０により取得された瞳孔径の値に基づいて、第１移動制御における初期移動量を設定することができる。移動距離設定部２１４は、例えば、瞳孔径情報取得部２６０により取得された瞳孔径の値の半分の値を初期移動量として設定することができる。この初期移動量は、被検眼Ｅの瞳孔の半径の値又はその近似値に相当する。移動距離設定部２１４は、第２設定部の例である。

[0206] 主制御部２１１は、移動距離設定部２１４により選択された初期移動量を適用して第１移動制御を実行する。

[0207] 本実施形態によれば、被検眼Ｅの瞳孔径の実際の測定値に基づいて、第１移動制御における初期移動量を設定することができるので、眼底血流計測において最適なドップラー信号を得るための測定アームのオフセット動作において、最適なオフセット位置を達成するまでの時間の更なる短縮を図ることができる。それにより、被検者に係る負担の更なる軽減を図ることが可能になる。

[0208] 以上に説明した実施形態は、この発明の例示的な態様に過ぎない。よって、この発明の要旨の範囲内における任意の変形（省略、置換、付加等）を施すことが可能である。

[0209] 〈第５の実施形態〉

本実施形態において説明される要素のうち、第１～第４の実施形態のいずれかで説明した要素と同一又は同様の要素には、同じ符号が付与されている。

[0210] 〈構成〉

図１３に示すように、血流計測装置１Ａは、眼底カメラユニット２、ＯＣＴユニット１００及び演算制御ユニット２００を含む。眼底カメラユニット２には、被検眼の正面画像を取得するための光学系や機構が設けられている。ＯＣＴユニット１００には、ＯＣＴを実行するための光学系や機構の一部が設けられている。ＯＣＴを実行するための光学系や機構の他の一部は、眼底カメラユニット２に設けられている。演算制御ユニット２００は、各種の

演算や制御を実行する１以上のプロセッサを含む。これらに加え、被検者の顔を支持するための部材（顎受け、額当て等）や、ＯＣＴの対象部位を切り替えるためのレンズユニット（例えば、前眼部ＯＣＴ用アタッチメント）等の任意の要素やユニットが血流計測装置１Ａに設けられてもよい。

[0211] 本明細書において「プロセッサ」は、例えば、ＣＰＵ（Ｃｅｎｔｒａｌ Ｐｒｏｃｅｓｓｉｎｇ Ｕｎｉｔ）、ＧＰＵ（Ｇｒａｐｈｉｃｓ Ｐｒｏｃｅｓｓｉｎｇ Ｕｎｉｔ）、ＡＳＩＣ（Ａｐｐｌｉｃａｔｉｏｎ Ｓｐｅｃｉｆｉｃ Ｉｎｔｅｇｒａｔｅｄ Ｃｉｒｃｕｉｔ）、プログラマブル論理デバイス（例えば、ＳＰＬＤ（Ｓｉｍｐｌｅ Ｐｒｏｇｒａｍｍａｂｌｅ Ｌｏｇｉｃ Ｄｅｖｉｃｅ）、ＣＰＬＤ（Ｃｏｍｐｌｅｘ Ｐｒｏｇｒａｍｍａｂｌｅ Ｌｏｇｉｃ Ｄｅｖｉｃｅ）、ＦＰＧＡ（Ｆｉｅｌｄ Ｐｒｏｇｒａｍｍａｂｌｅ Ｇａｔｅ Ａｒｒａｙ））等の回路を意味する。プロセッサは、例えば、記憶回路や記憶装置に格納されているプログラムを読み出し実行することで、実施形態に係る機能を実現する。

[0212] 〈眼底カメラユニット２〉

眼底カメラユニット２には、被検眼Ｅの眼底Ｅｆを撮影するための光学系が設けられている。取得される眼底Ｅｆの画像（眼底像、眼底写真等と呼ばれる）は、観察画像、撮影画像等の正面画像である。観察画像は、近赤外光を用いた動画撮影により得られる。撮影画像は、フラッシュ光を用いた静止画像である。

[0213] 眼底カメラユニット２は、照明光学系１０と撮影光学系３０とを含む。照明光学系１０は被検眼Ｅに照明光を照射する。撮影光学系３０は、被検眼Ｅからの照明光の戻り光を検出する。ＯＣＴユニット１００からの測定光は、眼底カメラユニット２内の光路を通じて被検眼Ｅに導かれ、その戻り光は、同じ光路を通じてＯＣＴユニット１００に導かれる。

[0214] 照明光学系１０の観察光源１１から出力された光（観察照明光）は、凹面鏡１２により反射され、集光レンズ１３を経由し、可視カットフィルタ１４を透過して近赤外光となる。更に、観察照明光は、撮影光源１５の近傍にて

一旦集束し、ミラー１６により反射され、リレーレンズ系１７、リレーレンズ１８、絞り１９、及びリレーレンズ系２０を経由する。そして、観察照明光は、孔開きミラー２１の周辺部（孔部の周囲の領域）にて反射され、ダイクロイックミラー４６を透過し、対物レンズ２２により屈折されて被検眼Ｅ（眼底Ｅｆ）を照明する。観察照明光の被検眼Ｅからの戻り光は、対物レンズ２２により屈折され、ダイクロイックミラー４６を透過し、孔開きミラー２１の中心領域に形成された孔部を通過し、ダイクロイックミラー５５を透過し、撮影合焦レンズ３１を経由し、ミラー３２により反射される。更に、この戻り光は、ハーフミラー３３Ａを透過し、ダイクロイックミラー３３により反射され、集光レンズ３４によりイメージセンサ３５の受光面に結像される。イメージセンサ３５は、所定のフレームレートで戻り光を検出する。なお、撮影光学系３０のフォーカスは、眼底Ｅｆ又は前眼部に合致するように調整される。

[0215] 撮影光源１５から出力された光（撮影照明光）は、観察照明光と同様の経路を通って眼底Ｅｆに照射される。被検眼Ｅからの撮影照明光の戻り光は、観察照明光の戻り光と同じ経路を通ってダイクロイックミラー３３まで導かれ、ダイクロイックミラー３３を透過し、ミラー３６により反射され、集光レンズ３７によりイメージセンサ３８の受光面に結像される。

[0216] 液晶ディスプレイ（ＬＣＤ）３９は固視標（固視標画像）を表示する。ＬＣＤ３９から出力された光束は、その一部がハーフミラー３３Ａに反射され、ミラー３２に反射され、撮影合焦レンズ３１及びダイクロイックミラー５５を経由し、孔開きミラー２１の孔部を通過する。孔開きミラー２１の孔部を通過した光束は、ダイクロイックミラー４６を透過し、対物レンズ２２により屈折されて眼底Ｅｆに投射される。

[0217] ＬＣＤ３９の画面上における固視標画像の表示位置を変更することにより、固視標による被検眼Ｅの固視位置を変更できる。固視位置の例として、黄斑部を中心とする画像を取得するための固視位置や、視神経乳頭を中心とする画像を取得するための固視位置や、黄斑部と視神経乳頭との間の眼底中心

を中心とする画像を取得するための固視位置や、黄斑から大きく離れた部位（眼底周辺部）の画像を取得するための固視位置などがある。このような典型的な固視位置の少なくとも１つを指定するためのグラフィカルユーザーインターフェース（ＧＵＩ）等を設けることができる。また、固視位置（固視標の表示位置）をマニュアルで移動するためのＧＵＩ等を設けることができる。

[0218] 固視位置を変更可能な固視標を被検眼Ｅに提示するための構成はＬＣＤ等の表示デバイスには限定されない。例えば、複数の発光部（発光ダイオード等）がマトリクス状（アレイ状）に配列された固視マトリクスを表示デバイスの代わりに採用することができる。この場合、複数の発光部を選択的に点灯させることにより、固視標による被検眼Ｅの固視位置を変更することができる。他の例として、移動可能な１以上の発光部によって、固視位置を変更可能な固視標を生成することができる。

[0219] アライメント光学系５０は、被検眼Ｅに対する光学系のアライメントに用いられるアライメント指標を生成する。発光ダイオード（ＬＥＤ）５１から出力されたアライメント光は、絞り５２、絞り５３、及びリレーレンズ５４を経由し、ダイクロイックミラー５５により反射され、孔開きミラー２１の孔部を通過し、ダイクロイックミラー４６を透過し、対物レンズ２２を介して被検眼Ｅに投射される。アライメント光の被検眼Ｅからの戻り光（角膜反射光等）は、観察照明光の戻り光と同じ経路を通ってイメージセンサ３５に導かれる。その受光像（アライメント指標像）に基づいてマニュアルアライメントやオートアライメントを実行できる。

[0220] 従来と同様に、本例のアライメント指標像は、アライメント状態により位置が変化する２つの輝点像からなる。被検眼Ｅと光学系との相対位置がｘｙ方向に変化すると、２つの輝点像が一体的にｘｙ方向に変位する。被検眼Ｅと光学系との相対位置がｚ方向に変化すると、２つの輝点像の間の相対位置（距離）が変化する。ｚ方向における被検眼Ｅと光学系との間の距離が既定のワーキングディスタンスに一致すると、２つの輝点像が重なり合う。ｘｙ

方向において被検眼Ｅの位置と光学系の位置とが一致すると、所定のアライメントターゲット内又はその近傍に２つの輝点像が提示される。ｚ方向における被検眼Ｅと光学系との間の距離がワーキングディスタンスに一致し、且つ、ｘｙ方向における被検眼Ｅの位置と光学系の位置とが一致すると、２つの輝点像が重なり合ってアライメントターゲット内に提示される。

[0221] オートアライメントでは、データ処理部２３０が、２つの輝点像の位置を検出し、主制御部２１１が、２つの輝点像とアライメントターゲットとの位置関係に基づいて後述の移動機構１５０を制御する。マニュアルアライメントでは、主制御部２１１が、被検眼Ｅの観察画像とともに２つの輝点像を表示部２４１に表示させ、ユーザーが、表示された２つの輝点像を参照しながら操作部２４２を用いて移動機構１５０を動作させる。

[0222] フォーカス光学系６０は、被検眼Ｅに対するフォーカス調整に用いられるスプリット指標を生成する。撮影光学系３０の光路（撮影光路）に沿った撮影合焦レンズ３１の移動に連動して、フォーカス光学系６０は照明光学系１０の光路（照明光路）に沿って移動される。反射棒６７は、照明光路に対して挿脱される。フォーカス調整を行う際には、反射棒６７の反射面が照明光路に傾斜配置される。ＬＥＤ６１から出力されたフォーカス光は、リレーレンズ６２を通過し、スプリット指標板６３により２つの光束に分離され、二孔絞り６４を通過し、ミラー６５により反射され、集光レンズ６６により反射棒６７の反射面に一旦結像されて反射される。更に、フォーカス光は、リレーレンズ２０を経由し、孔開きミラー２１に反射され、ダイクロイックミラー４６を透過し、対物レンズ２２を介して被検眼Ｅに投射される。フォーカス光の被検眼Ｅからの戻り光（眼底反射光等）は、アライメント光の戻り光と同じ経路を通ってイメージセンサ３５に導かれる。その受光像（スプリット指標像）に基づいてマニュアルフォーカシングやオートフォーカシングを実行できる。

[0223] 孔開きミラー２１とダイクロイックミラー５５との間の撮影光路に、視度補正レンズ７０及び７１を選択的に挿入することができる。視度補正レンズ

７０は、強度遠視を補正するためのプラスレンズ（凸レンズ）である。視度補正レンズ７１は、強度近視を補正するためのマイナスレンズ（凹レンズ）である。

[0224] ダイクロイックミラー４６は、眼底撮影用光路とＯＣＴ用光路（測定アーム）とを合成する。ダイクロイックミラー４６は、ＯＣＴに用いられる波長帯の光を反射し、眼底撮影用の光を透過させる。測定アームには、ＯＣＴユニット１００側から順に、コリメータレンズユニット４０、リトロリフレクタ４１、分散補償部材４２、ＯＣＴ合焦レンズ４３、光スキャナ４４、及びリレーレンズ４５が設けられている。

[0225] リトロリフレクタ４１は、図１３に示す矢印の方向に移動可能とされ、それにより測定アームの長さが変更される。測定アームの光路長の変更は、例えば、眼軸長に応じた光路長補正や、干渉状態の調整などに利用される。

[0226] 分散補償部材４２は、参照アームに配置された分散補償部材１１３（後述）とともに、測定光ＬＳの分散特性と参照光ＬＲの分散特性とを合わせるよう作用する。

[0227] ＯＣＴ合焦レンズ４３は、測定アームのフォーカス調整を行うために測定アームに沿って移動される。撮影合焦レンズ３１の移動、フォーカス光学系６０の移動、及びＯＣＴ合焦レンズ４３の移動を連係的に制御することができる。

[0228] 光スキャナ４４は、実質的に、被検眼Ｅの瞳孔と光学的に共役な位置に配置される。光スキャナ４４は、測定アームにより導かれる測定光ＬＳを偏向する。光スキャナ４４は、例えば、２次元走査が可能なガルバノスキャナである。

[0229] 〈ＯＣＴユニット１００〉

図１４に例示するように、ＯＣＴユニット１００には、スウェプトソースＯＣＴを実行するための光学系が設けられている。この光学系は干渉光学系を含む。この干渉光学系は、波長可変光源（波長掃引型光源）からの光を測定光と参照光とに分割し、被検眼Ｅからの測定光の戻り光と参照光路を経由

した参照光とを干渉させて干渉光を生成し、この干渉光を検出する。干渉光学系により得られた検出結果（検出信号）は、干渉光のスペクトルを表す信号であり、演算制御ユニット２００に送られる。

[0230] 光源ユニット１０１は、例えば、出射光の波長を高速で変化させる近赤外波長可変レーザーを含む。光源ユニット１０１から出力された光Ｌ０は、光ファイバ１０２により偏波コントローラ１０３に導かれてその偏光状態が調整される。更に、光Ｌ０は、光ファイバ１０４によりファイバカプラ１０５に導かれて測定光ＬＳと参照光ＬＲとに分割される。測定光ＬＳの光路は測定アームなどと呼ばれ、参照光ＬＲの光路は参照アームなどと呼ばれる。

[0231] 参照光ＬＲは、光ファイバ１１０によりコリメータ１１１に導かれて平行光束に変換され、光路長補正部材１１２及び分散補償部材１１３を経由し、リトロリフレクタ１１４に導かれる。光路長補正部材１１２は、参照光ＬＲの光路長と測定光ＬＳの光路長とを合わせるよう作用する。分散補償部材１１３は、測定アームに配置された分散補償部材４２とともに、参照光ＬＲと測定光ＬＳとの間の分散特性を合わせるよう作用する。リトロリフレクタ１１４は、これに入射する参照光ＬＲの光路に沿って移動可能であり、それにより参照アームの長さが変更される。参照アームの光路長の変更は、例えば、眼軸長に応じた光路長補正や、干渉状態の調整などに利用される。

[0232] リトロリフレクタ１１４を経由した参照光ＬＲは、分散補償部材１１３及び光路長補正部材１１２を経由し、コリメータ１１６によって平行光束から集束光束に変換され、光ファイバ１１７に入射する。光ファイバ１１７に入射した参照光ＬＲは、偏波コントローラ１１８に導かれてその偏光状態が調整され、光ファイバ１１９を通じてアッテネータ１２０に導かれてその光量が調整され、光ファイバ１２１を通じてファイバカプラ１２２に導かれる。

[0233] 一方、ファイバカプラ１０５により生成された測定光ＬＳは、光ファイバ１２７により導かれてコリメータレンズユニット４０により平行光束に変換され、リトロリフレクタ４１、分散補償部材４２、ＯＣＴ合焦レンズ４３、光スキャナ４４及びリレーレンズ４５を経由し、ダイクロイックミラー４６

により反射され、対物レンズ２２により屈折されて被検眼Ｅに投射される。測定光ＬＳは、被検眼Ｅの様々な深さ位置において散乱・反射される。測定光ＬＳの被検眼Ｅからの戻り光は、往路と同じ経路を逆向きに進行してファイバカプラ１０５に導かれ、光ファイバ１２８を経由してファイバカプラ１２２に到達する。

[0234] ファイバカプラ１２２は、光ファイバ１２８を介して入射された測定光ＬＳと、光ファイバ１２１を介して入射された参照光ＬＲとを重ね合わせて干渉光を生成する。ファイバカプラ１２２は、生成された干渉光を所定の分岐比（例えば１：１）で分岐することで一対の干渉光ＬＣを生成する。一対の干渉光ＬＣは、それぞれ光ファイバ１２３及び１２４を通じて検出器１２５に導かれる。

[0235] 検出器１２５は、例えばバランスドフォトダイオードを含む。バランスドフォトダイオードは、一対の干渉光ＬＣをそれぞれ検出する一対のフォトディテクタを有し、これらにより得られた一対の検出結果の差分を出力する。検出器１２５は、この出力（検出信号）をデータ収集システム（ＤＡＱ）１３０に送る。

[0236] データ収集システム１３０には、光源ユニット１０１からクロックＫＣが供給される。クロックＫＣは、光源ユニット１０１において、波長可変光源により所定の波長範囲内で掃引される各波長の出力タイミングに同期して生成される。光源ユニット１０１は、例えば、各出力波長の光Ｌ０を分岐して２つの分岐光を生成し、これら分岐光の一方を光学的に遅延させ、これら分岐光を合成し、得られた合成光を検出し、その検出結果に基づいてクロックＫＣを生成する。データ収集システム１３０は、検出器１２５から入力される検出信号のサンプリングをクロックＫＣに基づいて実行する。データ収集システム１３０は、このサンプリングの結果を演算制御ユニット２００に送る。

[0237] 本例では、測定アームの光路長を変更するための要素（例えば、リトロリフレクタ４１）と、参照アームの光路長を変更するための要素（例えば、リ

トロリフレクタ１１４、又は参照ミラー）との双方が設けられているが、一方の要素のみが設けられていてもよい。また、測定アームの光路長と参照アームの光路長との間の差（光路長差）を変更するための要素はこれらに限定されず、任意の要素（光学部材、機構など）であってよい。

[0238] 〈処理系〉

血流計測装置１Ａの処理系（演算制御系）の構成例を図１５及び図１６に示す。制御部２１０、画像形成部２２０及びデータ処理部２３０は、演算制御ユニット２００に設けられる。

[0239] 〈制御部２１０〉

制御部２１０は、各種の制御を実行する。制御部２１０は、主制御部２１１と記憶部２１２とを含む。

[0240] 〈主制御部２１１〉

主制御部２１１は、制御プログラムにしたがって動作可能なプロセッサを含み、血流計測装置１Ａの各部（図１３～図１６に示された要素を含む）を制御する。

[0241] 撮影光路に配置された撮影合焦レンズ３１と照明光路に配置されたフォーカス光学系６０とは、主制御部２１１の制御の下に、図示しない撮影合焦駆動部によって同期的に移動される。測定アームに設けられたリトロリフレクタ４１は、主制御部２１１の制御の下に、リトロリフレクタ（ＲＲ）駆動部４１Ａによって移動される。測定アームに配置されたＯＣＴ合焦レンズ４３は、主制御部２１１の制御の下に、ＯＣＴ合焦駆動部４３Ａによって移動される。測定アームに設けられた光スキャナ４４は、主制御部２１１の制御の下に動作する。参照アームに配置されたリトロリフレクタ１１４は、主制御部２１１の制御の下に、リトロリフレクタ（ＲＲ）駆動部１１４Ａによって移動される。これら駆動部のそれぞれは、主制御部２１１の制御の下に動作するパルスモータ等のアクチュエータを含む。

[0242] 移動機構１５０は、例えば、少なくとも眼底カメラユニット２を３次元的に移動する。典型的な例において、移動機構１５０は、±ｘ方向（左右方向

）に移動可能なｘステージと、ｘステージを移動するｘ移動機構と、±ｙ方向（上下方向）に移動可能なｙステージと、ｙステージを移動するｙ移動機構と、±ｚ方向（奥行き方向）に移動可能なｚステージと、ｚステージを移動するｚ移動機構とを含む。これら移動機構のそれぞれは、主制御部２１１の制御の下に動作するパルスモータ等のアクチュエータを含む。

[0243] 主制御部２１１は、ＬＣＤ３９を制御する。例えば、主制御部２１１は、ＬＣＤ３９の画面において予め設定された位置に固視標を表示させる。また、主制御部２１１は、ＬＣＤ３９に表示されている固視標の表示位置（固視位置）を変更することができる。固視標の移動は、連続的移動、断続的移動、離散的移動など、任意の態様で行うことが可能である。本実施形態における固視位置の移動態様については後述する。

[0244] 固視位置は、例えば、ＬＣＤ３９における固視標画像の表示位置（画素の座標）によって表現される。この座標は、例えば、ＬＣＤ３９の表示画面において予め定義された２次元座標系で表される座標である。固視マトリクスが用いられる場合、固視位置は、例えば、点灯された発光部の位置（座標）によって表現される。この座標は、例えば、複数の発光部の配列面において予め定義された２次元座標系で表される座標である。

[0245] 〈記憶部２１２〉

記憶部２１２は各種のデータを記憶する。記憶部２１２に記憶されるデータとしては、ＯＣＴ画像や眼底像や被検眼情報などがある。被検眼情報は、患者ＩＤや氏名などの被検者情報や、左眼／右眼の識別情報や、電子カルテ情報などを含む。

[0246] 〈画像形成部２２０〉

画像形成部２２０は、データ収集システム１３０から入力された信号（サンプリングデータ）に基づいて、眼底Ｅｆ のＯＣＴ画像データを形成する。画像形成部２２０は、眼底Ｅｆ のＢスキャン画像データ（２次元断層像データ）と、位相画像データとを形成することができる。これらＯＣＴ画像データについては後述する。画像形成部２２０は、例えば、画像形成プログラム

にしたがって動作可能なプロセッサを含む。なお、本明細書では、特に言及しない限り、「画像データ」と、それに基づく「画像」とを区別しない。

[0247] 本実施形態の血流計測では、眼底Ｅｆに対して２種類の走査（主走査及び補足走査）が実行される。

[0248] 主走査では、位相画像データを取得するために、眼底Ｅｆの注目血管に交差する断面（注目断面）を測定光ＬＳで反復的に走査する。

[0249] 補足走査では、注目断面における注目血管の傾きを推定するために、所定の断面（補足断面）を測定光ＬＳで走査する。補足断面は、例えば、注目血管に交差し、且つ、注目断面の近傍に位置する断面（第１補足断面）であってよい。或いは、補足断面は、注目断面に交差し、且つ、注目血管に沿う断面（第２補足断面）であってよい。

[0250] 第１補足断面が適用される場合の例を図１７Ａに示す。本例では、眼底像Ｄに示すように、眼底Ｅｆの視神経乳頭Ｄａの近傍に位置する１つの注目断面Ｃ０と、その近傍に位置する２つの補足断面Ｃ１及びＣ２とが、注目血管Ｄｂに交差するように設定される。２つの補足断面Ｃ１及びＣ２の一方は、注目断面Ｃ０に対して注目血管Ｄｂの上流側に位置し、他方は下流側に位置する。注目断面Ｃ０及び補足断面Ｃ１及びＣ２は、例えば、注目血管Ｄｂの走行方向に対して略直交するように向き付けられる。

[0251] 第２補足断面が適用される場合の例を図１７Ｂに示す。本例では、図１７Ａに示す例と同様の注目断面Ｃ０が注目血管Ｄｂに略直交するように設定され、且つ、注目断面Ｃ０に略直交するように補足断面Ｃｐが設定される。補足断面Ｃｐは、注目血管Ｄｂに沿って設定される。一例として、補足断面Ｃｐは、注目断面Ｃ０の位置において注目血管Ｄｂの中心軸を通過するように設定されてよい。

[0252] 例示的な血流計測において、主走査は、患者の心臓の少なくとも１心周期を含む期間にわたって繰り返し実行される。それにより、全ての心時相における血流動態を求めることが可能となる。なお、主走査を実行する時間は、予め設定された一定の時間であってもよいし、患者ごとに又は検査ごとに設

定された時間であってもよい。前者の場合、標準的な心周期よりも長い時間が設定される（例えば２秒間）。後者の場合、患者の心電図等の生体データを参照することができる。ここで、心周期以外のファクターを考慮することも可能である。このファクターの例としては、検査に掛かる時間（患者への負担）、光スキャナ４４の応答時間（走査時間間隔）、検出器１２５の応答時間（走査時間間隔）などがある。

[0253] 画像形成部２２０は、断層像形成部２２１と、位相画像形成部２２２とを含む。

[0254] 〈断層像形成部２２１〉

断層像形成部２２１は、主走査においてデータ収集システム１３０より得られたサンプリングデータに基づいて、注目断面における形態の時系列変化を表す断層像（主断層像）を形成する。この処理についてより詳しく説明する。主走査は、上記のように注目断面Ｃ０を繰り返し走査するものである。断層像形成部２２１には、この繰り返し走査に応じて、データ収集システム１３０からサンプリングデータが逐次に入力される。断層像形成部２２１は、注目断面Ｃ０の各走査に対応するサンプリングデータに基づいて、注目断面Ｃ０に対応する１枚の主断層像を形成する。断層像形成部２２１は、この処理を主走査の反復回数だけ繰り返すことで、時系列に沿った一連の主断層像を形成する。ここで、これら主断層像を複数の群に分割し、各群に含まれる主断層像群を重ね合わせて画質の向上を図ってもよい（画像の加算平均処理）。

[0255] 更に、断層像形成部２２１は、補足断面に対する補足走査においてデータ収集システム１３０により得られたサンプリングデータに基づいて、補足断面の形態を表す断層像（補足断層像）を形成する。補足断層像を形成する処理は、主断層像を形成する処理と同じ要領で実行される。ここで、主断層像は時系列に沿う一連の断層像であるが、補足断層像は１枚の断層像であってよい。また、補足断層像は、補足断面を複数回走査して得られた複数の断層像を重ね合わせて画質の向上を図ったものであってもよい（画像の加算平均

処理）。

[0256] 図１７Ａに例示する補足断面Ｃ１及びＣ２が適用される場合、断層像形成部２２１は、補足断面Ｃ１に対応する補足断層像と、補足断面Ｃ２に対応する補足断層像とを形成する。図１７Ｂに例示する補足断面Ｃｐが適用される場合、断層像形成部２２１は、補足断面Ｃｐに対応する補足断層像を形成する。

[0257] 以上に例示したような断層像を形成する処理は、従来のフーリエドメインＯＣＴと同様に、ノイズ除去（ノイズ低減）、フィルタ処理、高速フーリエ変換（ＦＦＴ）などを含む。高速フーリエ変換により、データ収集システム１３０により得られたサンプリングデータ（干渉信号、インターフェログラム）が、Ａラインプロファイル（ｚ方向に沿った反射強度プロファイル）に変換される。Ａラインプロファイルを画像化することで（つまり、反射強度値に画素値を割り当てることで）、Ａスキャン画像が得られる。複数のＡスキャン画像をスキャンパターンにしたがって配列することにより、Ｂスキャン画像やサークルスキャン画像などの２次元断層像が得られる。他のタイプのＯＣＴ装置の場合、断層像形成部２２１は、そのタイプに応じた公知の処理を実行する。

[0258] 〈位相画像形成部２２２〉

位相画像形成部２２２は、主走査においてデータ収集システム１３０により得られたサンプリングデータに基づいて、注目断面における位相差の時系列変化を表す位相画像を形成する。位相画像の形成に用いられるサンプリングデータは、断層像形成部２２１による主断層像の形成に用いられるサンプリングデータと同じである。よって、主断層像と位相画像との間の位置合わせをすることが可能である。つまり、主断層像の画素と位相画像の画素との間に自然な対応関係を設定することが可能である。

[0259] 位相画像の形成方法の一例を説明する。この例の位相画像は、隣り合うＡライン複素信号（つまり、隣接する走査点に対応する信号）の位相差を算出することにより得られる。換言すると、この例の位相画像は、主断層像の画

素値（輝度値）の時系列変化に基づいて形成される。主断層像の任意の画素について、位相画像形成部２２２は、その画素の輝度値の時系列変化のグラフを作成する。位相画像形成部２２２は、このグラフにおいて所定の時間間隔Δｔだけ離れた２つの時点ｔ１及びｔ２（ｔ２＝ｔ１＋Δｔ）の間における位相差Δφを求める。そして、この位相差Δφを時点ｔ１（より一般に、時点ｔ１と時点ｔ２との間の任意の時点）における位相差Δφ（ｔ１）として定義する。予め設定された多数の時点のそれぞれについてこの処理を実行することにより、当該画素における位相差の時系列変化が得られる。

[0260] 位相画像は、各画素の各時点における位相差の値を画像として表現したものである。この画像化処理は、例えば、位相差の値を表示色や輝度で表現することで実現できる。このとき、時系列に沿って位相が増加した場合の表示色（例えば赤色）と、減少した場合の表示色（例えば青色）とを変更することができる。また、位相の変化量の大きさを表示色の濃度で表現することもできる。このような表現方法を採用することで、血流の向きや大きさを表示色で明示することが可能となる。以上の処理を各画素について実行することにより位相画像が形成される。

[0261] なお、位相差の時系列変化は、上記の時間間隔Δｔを十分に小さくして位相の相関を確保することにより得られる。このとき、測定光ＬＳの走査において断層像の分解能に相当する時間未満の値に時間間隔Δｔを設定したオーバーサンプリングが実行される。

[0262] 〈データ処理部２３０〉

データ処理部２３０は、各種のデータ処理を実行する。例えば、データ処理部２３０は、画像形成部２２０により形成された画像に対して各種の画像処理や解析処理を施す。その具体例として、データ処理部２３０は、画像の輝度補正や分散補正等の各種補正処理を実行する。更に、データ処理部２３０は、眼底カメラユニット２により得られた画像（眼底像、前眼部像等）や、外部から入力された画像に対して、各種の画像処理や解析処理を施すことができる。

[0263] データ処理部２３０は、眼底Ｅｆの３次元画像データを形成することができる。３次元画像データとは、３次元座標系により画素の位置が定義された画像データを意味する。３次元画像データの例として、スタックデータやボリュームデータがある。

[0264] スタックデータは、複数の走査線に沿って得られた複数の断層像を、走査線の位置関係に基づいて３次元的に配列させて得られた画像データである。すなわち、スタックデータは、元々個別の２次元座標系により定義されていた複数の断層像を、１つの３次元座標系により表現する（つまり、１つの３次元空間に埋め込む）ことにより得られた画像データである。

[0265] ボリュームデータは、３次元的に配列されたボクセルを画素とする画像データであり、ボクセルデータとも呼ばれる。ボリュームデータは、スタックデータに補間処理やボクセル化処理などを適用することで形成される。

[0266] データ処理部２３０は、３次元画像データに対してレンダリングを施すことで、表示用の画像を形成することができる。適用可能なレンダリング法の例として、ボリュームレンダリング、サーフェスレンダリング、最大値投影（ＭＩＰ）、最小値投影（ＭｉｎＩＰ）、多断面再構成（ＭＰＲ）などがある。

[0267] データ処理部２３０は、血流情報を求めるための例示的な要素として、血管領域特定部２３１と、血流情報生成部２３２と、断面設定部２３７とを含む。血流情報生成部２３２は、傾き推定部２３３と、血流速度算出部２３４と、血管径算出部２３５と、血流量算出部２３６とを含む。

[0268] 〈血管領域特定部２３１〉

血管領域特定部２３１は、主断層像、補足断層像、及び位相画像のそれぞれについて、注目血管Ｄｂに対応する血管領域を特定する。この処理は、各画像の画素値を解析することによって実行することが可能である（例えば閾値処理）。

[0269] なお、主断層像と補足断層像は解析処理の対象として十分な解像度を持っているが、位相画像は血管領域の境界を特定できるほどの解像度を持ってい

ない場合がある。しかし、位相画像に基づき血流情報を生成する以上、それに含まれる血管領域を高精度且つ高確度で特定する必要がある。そこで、例えば次のような処理を行うことで、位相画像中の血管領域をより正確に特定することができる。

[0270] 前述のように、主断層像と位相画像は同じサンプリングデータに基づいて形成されるため、主断層像の画素と位相画像の画素との間の自然な対応関係を定義することが可能である。血管領域特定部２３１は、例えば、主断層像を解析して血管領域を求め、この血管領域に対応する位相画像中の画像領域を当該対応関係に基づき特定し、特定された画像領域を位相画像中の血管領域として採用する。これにより、位相画像の血管領域を高精度且つ高確度で特定することができる。

[0271] 〈血流情報生成部２３２〉

血流情報生成部２３２は、注目血管Ｄｂに関する血流情報を生成する。前述のように、血流情報生成部２３２は、傾き推定部２３３と、血流速度算出部２３４と、血管径算出部２３５と、血流量算出部２３６とを含む。

[0272] 〈傾き推定部２３３〉

傾き推定部２３３は、補足走査により収集された補足断面のデータ（断面データ、補足断層像）に基づいて、注目血管の傾きの推定値を求める。この傾き推定値は、例えば、注目断面における注目血管の傾きの測定値、又はその近似値であってよい。

[0273] 注目血管の傾きの値を実際に測定する場合の例を説明する（傾き推定の第１の例）。図１７Ａに示す補足断面Ｃ１及びＣ２が適用された場合、傾き推定部２３３は、注目断面Ｃ０と補足断面Ｃ１と補足断面Ｃ２との間の位置関係と、血管領域特定部２３１による血管領域の特定結果とに基づいて、注目断面Ｃ０における注目血管Ｄｂの傾きを算出することができる。

[0274] 注目血管Ｄｂの傾きの算出方法について図１８Ａを参照しつつ説明する。符号Ｇ０、Ｇ１及びＧ２は、それぞれ、注目断面Ｃ０における主断層像、補足断面Ｃ１における補足断層像、及び補足断面Ｃ２における補足断層像を示

す。また、符号Ｖ０、Ｖ１及びＶ２は、それぞれ、主断層像Ｇ０内の血管領域、補足断層像Ｇ１内の血管領域、及び補足断層像Ｇ２内の血管領域を示す。図１８Ａに示すｚ座標軸は、測定光ＬＳの入射方向と実質的に一致する。また、主断層像Ｇ０（注目断面Ｃ０）と補足断層像Ｇ１（補足断面Ｃ１）との間の距離をｄとし、主断層像Ｇ０（注目断面Ｃ０）と補足断層像Ｇ２（補足断面Ｃ２）との間の距離を同じくｄとする。隣接する断層像の間隔、つまり隣接する断面の間隔を、断面間距離と呼ぶ。

[0275] 傾き推定部２３３は、３つの血管領域Ｖ０、Ｖ１及びＶ２の間の位置関係に基づいて、注目断面Ｃ０における注目血管Ｄｂの傾きＡを算出することができる。この位置関係は、例えば、３つの血管領域Ｖ０、Ｖ１及びＶ２を接続することによって求められる。その具体例として、傾き推定部２３３は、３つの血管領域Ｖ０、Ｖ１及びＶ２のそれぞれの特徴位置を特定し、これら特徴位置を接続することができる。この特徴位置としては、中心位置、重心位置、最上部（ｚ座標値が最小の位置）、最下部（ｚ座標値が最大の位置）などがある。これら特徴位置のうちでは、最上部の特定が最も簡便な処理と考えられる。また、特徴位置の接続方法としては、線分で結ぶ方法、近似曲線（スプライン曲線、ベジェ曲線等）で結ぶ方法などがある。

[0276] 更に、傾き推定部２３３は、３つの血管領域Ｖ０、Ｖ１及びＶ２から特定された特徴位置の間を接続する線に基づいて傾きＡを算出する。線分で接続する場合、例えば、注目断面Ｃ０の特徴位置と補足断面Ｃ１の特徴位置とを結ぶ第１線分の傾きと、注目断面Ｃ０の特徴位置と補足断面Ｃ２の特徴位置とを結ぶ第２線分の傾きとに基づき傾きＡを算出することができる。この算出処理の例として、２つの線分の傾きの平均値を求めることが可能である。また、近似曲線で結ぶ場合の例として、近似曲線が注目断面Ｃ０に交差する位置におけるこの近似曲線の傾きを求めることができる。なお、断面間距離ｄは、例えば、線分や近似曲線を求める処理において、断層像Ｇ０～Ｇ２をｘｙｚ座標系に埋め込むときに用いられる。

[0277] 上記の例では、３つの断面における血管領域を考慮しているが、２つの断

面を考慮して傾きを求めるように構成することも可能である。その具体例として、上記第１線分又は第２線分の傾きを目的の傾きとすることができる。また、２つの補足断層像Ｇ１及びＧ２に基づいて注目断面Ｃ０における注目血管Ｄｂの傾きＡを算出することができる。

[0278] 上記の例では１つの傾きを求めているが、血管領域Ｖ０中の２つ以上の位置（又は領域）についてそれぞれ傾きを求めるようにしてもよい。この場合、得られた２つ以上の傾きの値を別々に用いることもできるし、これら傾きの値を統計的に処理して得られる値（例えば、平均値、最大値、最小値、中間値、最頻値など）を傾きＡとして用いることもできる。

[0279] 注目血管の傾きの近似値を求める場合の例を説明する（傾き推定の第２の例）。図１７Ｂに示す補足断面Ｃｐが適用された場合、傾き推定部２３３は、補足断面Ｃｐに対応する補足断層像を解析して、注目断面Ｃ０における注目血管Ｄｂの傾きの近似値を算出することができる。

[0280] 注目血管Ｄｂの傾きの近似方法について図１８Ｂを参照しつつ説明する。符号Ｇｐは、補足断面Ｃｐにおける補足断層像を示す。符号Ａは、図１８Ａに示す例と同様に、注目断面Ｃ０における注目血管Ｄｂの傾きを示す。

[0281] 本例において、傾き推定部２３３は、補足断層像Ｇｐを解析して、眼底Ｅｆの所定組織に相当する画像領域を特定することができる。例えば、傾き推定部２３３は、網膜の表層組織である内境界膜（ＩＬＭ）に相当する画像領域（内境界膜領域）Ｍを特定することができる。画像領域の特定には、例えば、公知のセグメンテーション処理が利用される。

[0282] 内境界膜と眼底血管とは互いに略平行であることが知られている。傾き推定部２３３は、注目断面Ｃ０における内境界膜領域Ｍの傾き$Ａ_{ａｐｐ}$を算出する。注目断面Ｃ０における内境界膜領域Ｍの傾き$Ａ_{ａｐｐ}$は、注目断面Ｃ０における注目血管Ｄｂの傾きＡの近似値として用いられる。

[0283] なお、図１８Ａ及び図１８Ｂに示す傾きＡは、注目血管Ｄｂの向きを表すベクトルであり、その値の定義は任意であってよい。一例として、傾き（ベクトル）Ａとｚ軸とが成す角度として傾きＡの値を定義することが可能であ

る。同様に、図１８Ｂに示す傾きA_{app}は、内境界膜領域Ｍの向きを表すベクトルであり、その値の定義は任意であってよい。例えば、傾き（ベクトル）A_{app}とｚ軸とが成す角度として傾きA_{app}の値を定義することが可能である。なお、ｚ軸の向きは、測定光ＬＳの入射方向と実質的に同一である。

[0284] 注目血管の傾き推定の第３の例として、傾き推定部２３３は、図１８Ｂに示す補足断層像Ｇｐを解析して、注目血管Ｄｂに相当する画像領域を特定し、注目断面Ｃ０に相当する位置における当該画像領域の傾きを求めることができる。このとき、傾き推定部２３３は、例えば、注目血管Ｄｂに相当する画像領域の境界又は中心軸を曲線近似することができ、注目断面Ｃ０に相当する位置における当該近似曲線の傾きを求めるようにしてもよい。前述した眼底Ｅｆの所定組織に相当する画像領域（例えば内境界膜領域Ｍ）に対して同様の曲線近似を適用することも可能である。

[0285] 傾き推定部２３３が実行する処理は上記の例には限定されず、眼底Ｅｆの断面にＯＣＴスキャンを適用して収集された断面データに基づいて注目血管Ｄｂの傾きの推定値（例えば、注目血管Ｄｂ自体の傾き値、その近似値など）を求めることが可能な任意の処理であってよい。

[0286] 〈血流速度算出部２３４〉

血流速度算出部２３４は、位相画像として得られる位相差の時系列変化に基づいて、注目血管Ｄｂ内を流れる血液の注目断面Ｃ０における血流速度を算出する。この算出対象は、或る時点における血流速度でもよいし、この血流速度の時系列変化（血流速度変化情報）でもよい。前者の場合、例えば心電図の所定の時相（例えばＲ波の時相）における血流速度を選択的に取得することが可能である。また、後者における時間の範囲は、注目断面Ｃ０を走査した時間の全体又は任意の一部である。

[0287] 血流速度変化情報が得られた場合、血流速度算出部２３４は、計測期間における血流速度の統計値を算出することができる。この統計値としては、平均値、標準偏差、分散、中央値、最頻値、最大値、最小値、極大値、極小値などがある。また、血流速度の値に関するヒストグラムを作成することもで

きる。

[0288] 血流速度算出部２３４は、ドップラーＯＣＴの手法を用いて血流速度を算出する。このとき、傾き推定部２３３により算出された注目断面Ｃ０における注目血管Ｄｂの傾きＡ（又は、その近似値A_{app}）が考慮される。具体的には、血流速度算出部２３４は、次式を用いることができる。

[0289] [数3]

$$\Delta f = \frac{2nv\cos\theta}{\lambda}$$

[0290] ここで：

Δｆは、測定光ＬＳの散乱光が受けるドップラーシフトを表す；

ｎは、媒質の屈折率を表す；

ｖは、媒質の流速（血流速度）を表す；

θは、測定光ＬＳの照射方向と媒質の流れベクトルとが成す角度を表す；

λは、測定光ＬＳの中心波長を表す。

[0291] 本実施形態では、ｎとλは既知であり、Δｆは位相差の時系列変化から得られ、θは傾きＡ（又は、その近似値A_{app}）から得られる。典型的には、θは、傾きＡ（又は、その近似値A_{app}）に等しい。これらの値を上記の式に代入することにより、血流速度ｖが算出される。

[0292] 〈血管径算出部２３５〉

血管径算出部２３５は、注目断面Ｃ０における注目血管Ｄｂの径を算出する。この算出方法の例として、眼底像（正面画像）を用いた第１の算出方法と、断層像を用いた第２の算出方法がある。

[0293] 第１の算出方法が適用される場合、注目断面Ｃ０の位置を含む眼底Ｅｆの部位の撮影が予め行われる。それにより得られる眼底像は、観察画像（のフレーム）でもよいし、撮影画像でもよい。撮影画像がカラー画像である場合には、これを構成する画像（例えばレッドフリー画像）を用いてもよい。また、撮影画像は、眼底蛍光造影撮影（フルオレセイン蛍光造影撮影など）により得られた蛍光画像でもよいし、ＯＣＴ血管造影（ＯＣＴアンジオグラフ

ィ）により得られた血管強調画像（アンジオグラム、モーションコントラスト画像）でもよい。

[0294] 血管径算出部２３５は、撮影画角（撮影倍率）、ワーキングディスタンス、眼球光学系の情報など、画像上のスケールと実空間でのスケールとの関係を決定する各種ファクターに基づいて、眼底像におけるスケールを設定する。このスケールは実空間における長さを表す。具体例として、このスケールは、隣接する画素の間隔と、実空間におけるスケールとを対応付けたものである（例えば画素の間隔＝１０μｍ）。なお、上記ファクターの様々な値と、実空間でのスケールとの関係を予め算出し、この関係をテーブル形式やグラフ形式で表現した情報を記憶しておくことも可能である。この場合、血管径算出部２３５は、上記ファクターに対応するスケールを選択的に適用する。

[0295] 更に、血管径算出部２３５は、このスケールと血管領域Ｖ０に含まれる画素とに基づいて、注目断面Ｃ０における注目血管Ｄｂの径、つまり血管領域Ｖ０の径を算出する。具体例として、血管径算出部２３５は、血管領域Ｖ０の様々な方向の径の最大値や平均値を求める。また、血管領域２３５は、血管領域Ｖ０の輪郭を円近似又は楕円近似し、その円又は楕円の径を求めることができる。なお、血管径が決まれば血管領域Ｖ０の面積を（実質的に）決定することができるので（つまり両者を実質的に一対一に対応付けることができるので）、血管径を求める代わりに当該面積を算出するようにしてもよい。

[0296] 第２の算出方法について説明する。第２の算出方法では、典型的には、注目断面Ｃ０における断層像が用いられる。この断層像は、主断層像でもよいし、これとは別個に取得されたものでもよい。

[0297] この断層像におけるスケールは、ＯＣＴの計測条件などに基づき決定される。本実施形態では、図１７Ａ又は図１７Ｂに示すように注目断面Ｃ０を走査する。注目断面Ｃ０の長さは、ワーキングディスタンス、眼球光学系の情報など、画像上のスケールと実空間でのスケールとの関係を決定する各種フ

ァクターに基づいて決定される。血管径算出部２３５は、例えば、この長さに基づいて隣接する画素の間隔を求め、第１の算出方法と同様にして注目断面Ｃ０における注目血管Ｄｂの径を算出する。

[0298] 〈血流量算出部２３６〉

血流量算出部２３６は、血流速度の算出結果と血管径の算出結果とに基づいて、注目血管Ｄｂ内を流れる血液の流量を算出する。この処理の一例を以下に説明する。

[0299] 血管内における血流がハーゲン・ポアズイユ流（Ｈａｇｅｎ－Ｐｏｉｓｅｕｉｌｌｅ　ｆｌｏｗ）と仮定する。また、血管径をｗとし、血流速度の最大値をＶｍとすると、血流量Ｑは次式で表される。

[0300] [数4]

$$Q = \frac{\pi w^2}{8} Vm$$

[0301] 血流量算出部２３６は、血管径算出部２３５による血管径の算出結果ｗと、血流速度算出部２３４による血流速度の算出結果に基づく最大値Ｖｍとを、この数式に代入することにより、目的の血流量Ｑを算出する。

[0302] 〈断面設定部２３７〉

主制御部２１１は、表示部２４１に眼底Ｅｆの正面画像を表示させる。この正面画像は、任意種別の画像であってよく、例えば、観察画像、撮影画像、蛍光画像、ＯＣＴ血管造影画像、ＯＣＴプロジェクション画像、及びＯＣＴシャドウグラムのうちのいずれかであってよい。

[0303] ユーザーは、操作部２４２を操作することで、表示された眼底Ｅｆの正面画像に対して１以上の注目断面を指定することができる。注目断面は、注目血管に交差するように指定される。断面設定部２３７は、指定された１以上の注目断面と、眼底Ｅｆの正面画像とに基づいて、１以上の注目断面のそれぞれに関する１以上の補足断面を設定することができる。なお、補足断面の設定を手動で行うようにしてもよい。

[0304] 他の例において、断面設定部２３７は、眼底Ｅｆの正面画像を解析して１

以上の注目血管を特定するように構成されていてよい。注目血管の特定は、例えば、血管の太さや、眼底の所定部位（例えば、視神経乳頭、黄斑）に対する位置関係や、血管の種別（例えば、動脈、静脈）などに基づいて実行される。更に、断面設定部２３７は、特定された１以上の注目血管のそれぞれに関する１以上の注目断面と１以上の補足断面とを設定することができる。

[0305] このように、ユーザーにより、断面設定部２３７により、又は、ユーザーと断面設定部２３７との協働により、図１７Ａ又は図１７Ｂに例示するような注目断面及び補足断面が眼底Ｅｆに対して設定される。

[0306] 〈移動条件設定部２６０Ａ〉

前述したように、眼底血流計測において最適なドップラー信号を得るためには、注目血管の走行方向（血流方向）に対して好適な角度で測定光ＬＳを入射させる必要があり、本実施形態では、被検眼Ｅの光軸に対して光学系の光軸（対物レンズ２２の光軸）をオフセットさせることでこれを実現する。移動条件設定部２６０Ａは、被検眼Ｅの光軸に対する光学系の移動条件を設定する。移動条件設定部２６０Ａは、方向設定部２６１と距離設定部２６２とを含む。

[0307] 〈方向設定部２６１〉

方向設定部２６１は、眼底ＥｆのＯＣＴ画像を解析して光学系の移動方向を設定する。なお、以下に説明するように、方向設定部２６１は、他の要素（血管領域特定部２３１、傾き推定部２３３など）と同様の処理を実行可能である。その場合、方向設定部２６１は、対応する要素とは別に当該機能を有していてもよいし、対応する要素により実行された処理の結果を利用してもよいし、対応する要素に当該処理を依頼するようにしてもよいし、対応する要素を含んでいてもよい。また、方向設定部２６１が実行可能な処理のうち、他の要素と同様の処理については、詳細な説明を再度行うことはしない。

[0308] 方向設定部２６１により設定される移動方向は、光学系の光軸（測定アームの光軸、対物レンズ２２の光軸）に対して直交する方向である。換言する

と、方向設定部２６１により設定される移動方向は、ｘｙ面内において定義される方向であり、ｘ方向成分及びｙ方向成分のいずれか一方のみ又は双方のみを有する。つまり、方向設定部２６１により設定される移動方向は、ｚ方向成分を有しない。

[0309] 典型的には、方向設定部２６１により設定される移動方向は、光学系の最初の移動に適用される移動方向（初期移動方向）である。なお、方向設定部２６１は、光学系の２回目（又は３回目以降）の移動に適用される移動方向を設定可能であってもよい。

[0310] 方向設定部２６１により解析されるＯＣＴ画像は、任意のＯＣＴ画像であってよい。例えば、方向設定部２６１は、図１８Ａに示す主断層像Ｇ０、補足断層像Ｇ１、及び補足断層像Ｇ２のうちの少なくとも２つの断層像を解析することによって初期移動方向を設定することができる。より一般に、方向設定部２６１は、注目断面に交差する２以上の断面にそれぞれＯＣＴスキャンを適用して構築された２以上の断層像を解析することによって初期移動方向を設定することができる。

[0311] 他の例として、方向設定部２６１は、図１８Ｂに示す補足断層像Ｇｐを解析することによって初期移動方向を設定することができる。より一般に、方向設定部２６１は、注目断面に沿う断面にＯＣＴスキャンを適用して構築された断層像を解析することによって初期移動方向を設定することができる。なお、初期移動方向の設定において解析されるＯＣＴ画像はこれら例示に限定されない。

[0312] 第１の例として、光学系の初期移動方向を設定するために、図１８Ａに示す主断層像Ｇ０、補足断層像Ｇ１、及び補足断層像Ｇ２のうちの少なくとも２つの断層像を解析する場合を説明する。本例では補足断層像Ｇ１及びＧ２を解析するが、他の組み合わせが採用される場合にも同様の解析が可能である。

[0313] 本例において、方向設定部２６１は、補足断層像Ｇ１を解析して血管領域Ｖ１を特定し、且つ、補足断層像Ｇ２を解析して血管領域Ｖ２を特定する。

次に、方向設定部２６１は、特定された２つの血管領域Ｖ１及びＶ２のそれぞれから特徴位置を特定し、特定された２つの特徴位置のｚ座標値の差から注目血管Ｄｂの傾きの推定値を求める。方向設定部２６１は、注目血管Ｄｂの傾きの推定値に基づいて光学系の初期移動方向を設定することができる。

[0314] 第１の例の変形において、方向設定部２６１は、２つの血管領域Ｖ１及びＶ２から特定された２つの特徴位置のｚ座標値の差に基づいて光学系の初期移動方向を設定することも可能である。

[0315] 第１の例の他の変形において、方向設定部２６１は、補足断層像Ｇ１を解析して内境界膜領域を特定し、且つ、補足断層像Ｇ２を解析して内境界膜領域を特定する。次に、方向設定部２６１は、特定された２つの内境界膜領域のそれぞれから特徴位置（例えば、注目血管Ｄｂの直上の位置）を特定する。方向設定部２６１は、特定された２つの特徴位置のｚ座標値の差（又は、この差から算出された注目血管Ｄｂの傾きの推定値）に基づいて光学系の初期移動方向を設定することができる。

[0316] 第２の例として、光学系の移動方向を設定するために、図１８Ｂに示す補足断層像Ｇｐを解析する場合を説明する。

[0317] 本例において、方向設定部２６１は、補足断層像Ｇｐを解析して内境界膜領域Ｍを特定する。次に、方向設定部２６１は、特定された内境界膜領域Ｍに基づいて注目血管Ｄｂの傾きの推定値を求める。方向設定部２６１は、注目血管Ｄｂの傾きの推定値に基づいて光学系の初期移動方向を設定することができる。

[0318] 第２の例の変形において、方向設定部２６１は、補足断層像Ｇｐを解析して、注目血管Ｄｂに相当する血管領域を特定する。次に、方向設定部２６１は、特定された血管領域に基づいて注目血管Ｄｂの傾きの推定値を求める。方向設定部２６１は、注目血管Ｄｂの傾きの推定値に基づいて光学系の初期移動方向を設定することができる。

[0319] 注目血管Ｄｂの傾きに基づき初期移動方向を設定する処理について説明する。注目血管Ｄｂの傾きと同値なパラメータについても同様の処理を適用可

能である。そのようなパラメータの例として、内境界膜領域Ｍの傾き、注目血管Ｄｂの２以上の断面における血管領域のｚ座標値の差、注目血管Ｄｂの２以上の断面における内境界膜領域のｚ座標値の差などがある。以下、図１９Ａ及び図１９Ｂを参照する。

[0320] 図１９Ａに示す補足断層像Ｇｐには、注目血管Ｄｂと内境界膜（内境界膜領域Ｍ）とが描出されている。符号Ｍａは、内境界膜領域Ｍと注目断面Ｃ０（図１８Ｂ等を参照）との交差位置を示し、内境界膜領域Ｍの傾きの算出位置（注目血管Ｄｂの傾き推定値の算出位置）に相当する。符号Ｍｈで示す直線は、傾き算出位置Ｍａにおける内境界膜領域Ｍの傾斜方向を示す線（傾斜線）である。符号Ｍｎで示す直線は、傾き算出位置Ｍａにおける傾斜線Ｍｈの法線方向を示す線（傾斜法線）である。

[0321] 符号Ｐ０で示す直線は、光学系の移動前（初期位置）における測定光ＬＳの経路（スキャン位置）である。光学系の初期位置は、例えば、被検眼Ｅの瞳孔中心にアライメントが合致している状態、つまり、光学系の光軸（対物レンズ２２の光軸）が被検眼Ｅの瞳孔中心をする状態に相当する。本例では、測定経路Ｐ０は、傾き算出位置Ｍａを通過し、且つ、ｚ方向に平行である。符号Ｐ０ｎで示す直線は、傾き算出位置Ｍａにおける測定経路Ｐ０の法線方向を示す線（測定法線）である。

[0322] 測定経路Ｐ０と傾斜法線Ｍｎとがなす角の角度をα０で示す。角度α０は、光学系が初期位置に配置されている場合における、被検眼Ｅの内境界膜に対する測定光ＬＳの入射角である。すなわち、角度α０は、光学系が初期位置に配置されている場合における、注目血管Ｄｂに対する測定光ＬＳの入射角として用いられる。また、測定法線Ｐ０ｎと傾斜線Ｍｈとがなす角の角度もα０である。

[0323] 注目血管Ｄｂの傾きは、測定経路と傾斜法線とがなす角「α」で定義されてもよいし、又は、測定法線と傾斜線とがなす角「α」で定義されてもよい。或いは、注目血管Ｄｂの傾きは、測定経路と傾斜線とがなす角「９０度－α」で定義されてもよいし、又は、測定法線と傾斜法線とがなす角「９０度

－α」で定義されてもよい。血流計測のために好適な角度の範囲（目標角度範囲）は、例えば、「α＝５度～１０度」、すなわち「９０度－α＝８０度～８５度」に設定される。ここで、角αは、内境界膜（注目血管Ｄｂ）に対する測定光ＬＳの入射角である。また、角αの余角９０度－αを「β」で表す。

[0324] 方向設定部２６１は、入射角αが目標角度範囲（例えば、α＝５度～１０度）に含まれるように、光学系の移動方向を設定する。これと同値な条件として、方向設定部２６１は、余角βが目標角度範囲（例えば、β＝８０度～８５度）に含まれるように、光学系の移動方向を設定する。

[0325] 特開２０１７－４２６０２号公報（特許文献１）の図１９等から明らかなように、図１９Ａに示す入射角α＝α０が目標角度範囲よりも小さい場合、方向設定部２６１は、入射角αが目標角度範囲に含まれるように（つまり、入射角αが大きくなるように）、光学系の移動方向を設定する。このときの移動方向は、図１９Ａにおける左方向である。これにより、例えば図１９Ｂに示すように、入射角α＝α１（α１＞α０）となる測定経路Ｐ１を通る測定光ＬＳによって注目断面Ｃ０のスキャンを行うことができる。ここで、符号Ｐ１ｎで示す直線は、傾き算出位置Ｍａにおける測定経路Ｐ１の法線方向を示す線（測定法線）である。

[0326] 逆に、入射角α＝α０が目標角度範囲よりも大きい場合、方向設定部２６１は、入射角αが目標角度範囲に含まれるように（つまり、入射角αが小さくなるように）、光学系の移動方向を設定する。このときの移動方向は、図１９Ａにおける右方向である。図示は省略するが、このような光学系の移動により、入射角α＝α２（α２＜α０）となる測定経路Ｐ２を通る測定光ＬＳによって注目断面Ｃ０のスキャンを行うことができる。

[0327] 〈距離設定部２６２〉

上記のように、光学系は、方向設定部２６１により設定された初期移動方向に移動される。このときの移動距離（初期移動量）は予め設定されてよい。本実施形態では、初期移動量は距離設定部２６２によって設定される。な

お、距離設定部２６２は、光学系の２回目（又は３回目以降）の移動に適用される移動量を設定可能であってもよい。

[0328] 距離設定部２６２が実行可能な処理の第１の例を説明する。本例の距離設定部２６２は、被検眼Ｅの実際の瞳孔径に応じて初期移動量を設定することができる。

[0329] 被検眼Ｅの瞳孔径を示す情報（瞳孔径情報）は瞳孔径情報取得部によって取得される。例えば、瞳孔径情報取得部は、被検眼Ｅの瞳孔径を測定するための要素を含む。その具体例として、瞳孔径情報取得部は、照明光学系１０及び撮影光学系３０により取得された被検眼Ｅの前眼部像を解析して瞳孔領域を特定してその径を算出するプロセッサを含んでいてよい。瞳孔領域の特定は、閾値処理、エッジ検出などの処理を含んでいてよい。また、瞳孔領域の径の算出は、楕円近似、円近似などの処理を含んでいてよい。

[0330] 瞳孔径情報取得部は、過去に取得された被検眼Ｅの瞳孔径の測定値を、被検者の電子カルテ等から取得するように構成されていてよい。本例の瞳孔径情報取得部は、電子カルテ等が格納された装置にアクセスするための通信デバイス（データ入出力部２９０）を含む。

[0331] 距離設定部２６２は、瞳孔径情報取得部により取得された瞳孔径の値に基づいて初期移動量を設定することができる。距離設定部２６２は、例えば、瞳孔径情報取得部により取得された瞳孔径の値の半分の値を初期移動量として設定することができる。この初期移動量は、被検眼Ｅの瞳孔の半径の値又はその近似値に相当する。

[0332] 本例によれば、被検眼Ｅの瞳孔径の実際の測定値に基づき初期移動量を設定できるので、眼底血流計測において最適なドップラー信号を得るための測定アームのオフセット動作において、最適なオフセット位置を達成するまでの時間の短縮を図ることができる。それにより、被検者に掛かる負担を軽減できる。

[0333] 距離設定部２６２が実行可能な処理の第２の例を説明する。被検眼Ｅが小瞳孔眼である場合や白内障眼である場合、又は、注目血管が眼底Ｅｆの周辺

部に位置する場合などにおいて、瞳孔を散大させるための薬剤（散瞳剤）を被検眼Ｅに適用することがある。本例の距離設定部２６２は、被検眼Ｅに散瞳剤が適用されたか否かに応じて初期移動量を設定することができる。

[0334] 本例の距離設定部２６２は、散瞳剤が適用されない場合の初期移動量（第１初期移動量）と、散瞳剤が適用される場合の移動距離（第２初期移動量）とを予め記憶している。第１初期移動量は、例えば、標準的な瞳孔径の半分の値（標準的なサイズの瞳孔の半径）に設定される。第２初期移動量は、標準的な瞳孔径の眼に散瞳剤を適用したときの、散大した瞳孔の直径の半分の値に設定される。なお、被検者の属性（年齢、性別等）に応じた初期移動量や、被検眼の属性に応じた初期移動量を、予め記憶するようにしてもよい。

[0335] 被検眼Ｅに散瞳剤が適用されたか否かは、例えば、操作部２４２を用いてユーザーが入力する。或いは、データ入出力部２９０を介して被検者の電子カルテ等を参照することによって、被検眼Ｅに散瞳剤が適用されたか否かを判定するようにしてもよい。

[0336] 距離設定部２６２は、被検眼Ｅに散瞳剤が適用されたか否かを示す情報に基づいて、記憶された複数の初期移動量のうちから１つを選択することができる。

[0337] 本例によれば、被検眼Ｅの瞳孔のサイズ（特に、散瞳剤の適用の有無に応じた瞳孔径）に応じて初期移動量を設定できるので、眼底血流計測において最適なドップラー信号を得るための測定アームのオフセット動作において、最適なオフセット位置を達成するまでの時間の短縮を図ることができる。それにより、被検者に掛かる負担を軽減できる。

[0338] 〈ケラレ判定部２７０〉

ケラレ判定部２７０は、血流計測装置１Ａに搭載された光学系を介して被検眼Ｅに入射した光の戻り光の検出結果に基づいて、ケラレの有無を判定する。

[0339] ケラレ判定のために被検眼Ｅに入射する光の種別や用途や強度（光量）は任意であってよい。入射光の種別は、例えば赤外光又は可視光であってよい

。入射光の用途は、例えば撮影、検査又は測定であってよい。

[0340] 本実施形態において利用可能な入射光は、例えば、ＯＣＴ用の測定光ＬＳ、又は、眼底撮影用の観察照明光、撮影照明光若しくは励起光であってよい。この入射光の戻り光の検出結果は、例えば、ＯＣＴ反射強度プロファイル、ＯＣＴ画像、観察画像、撮影画像、又は蛍光画像であってよい。

[0341] 本実施形態における「ケラレ」は、眼底血流計測のための入射光又はその戻り光の一部又は全部が瞳孔により遮られて発生するケラレ（明るさの低下）を含む。また、本実施形態における「ケラレの有無」は、次のいずれかを含む：ケラレが発生しているか否か；ケラレの程度が所定の程度を超えるか否か。

[0342] ケラレ判定部２７０が実行する処理の例を説明する。以下、ケラレ判定手法に関する第１の例及び第２の例を説明するが、手法はこれらに限定されない。

[0343] 第１の例において、ケラレ判定のための入射光は測定光ＬＳであり、所定のＯＣＴスキャンが適用される。本例におけるＯＣＴスキャンの態様は、例えば、図１７Ａに示す注目断面Ｃ０（或いは、補足断面Ｃ１及び／又はＣ２）に対するＯＣＴスキャン、又は、図１７Ｂに示す補足断面Ｃｐに対するＯＣＴスキャンであってよい。本例におけるＯＣＴスキャンは、例えば、同一断面に対する繰り返し走査である。

[0344] 補足断面Ｃｐ（或いは、補足断面Ｃ１及び／又はＣ２）に対する繰り返し走査が適用される場合、ケラレ判定と並行して注目血管Ｄｂの傾き推定を行うことが可能であり、又は、ケラレ判定から注目血管Ｄｂの傾き推定への円滑な移行が可能である。また、ケラレ判定と並行して移動条件設定（移動方向設定、移動距離設定）を行うようにしてもよい。

[0345] 補足断面Ｃｐが適用される場合において、ケラレが無い場合には、図２０Ａに示すように補足断面Ｃｐの形態を表す断層像Ｇｐ１（断面データ）が得られる。一方、ケラレがある場合には、図２０Ｂに示すように補足断面Ｃｐの形態が描出されていない断層像Ｇｐ２（断面データ）が得られる。なお、

アライメントが好適な状態において、光スキャナ４４は被検眼Ｅの瞳孔と略共役な位置に配置されるので、測定光ＬＳの偏向中心は瞳孔にほぼ一致する。したがって、測定光ＬＳが瞳孔にケラレている場合には、補足断面Ｃｐの形態が描出されていない断層像Ｇｐ２（断面データ）が得られる。

[0346] ケラレ判定部２７０は、補足断面Ｃｐに対するＯＣＴスキャンで得られた断層像を解析し、補足断面Ｃｐの形態が描出されているか否か判定する。例えば、ケラレ判定部２７０は、断層像に内境界膜領域（Ｍ）が描出されているか否か判定するように構成されてよい。「内境界膜領域が断層像に描出されている」との判定結果は、「ケラレが無い」との判定結果に相当する。逆に、「内境界膜領域が断層像に描出されていない」との判定結果は、「ケラレが有る」との判定結果に相当する。

[0347] ケラレ判定部２７０が実行する処理の第２の例を説明する。本例において、ケラレ判定のための入射光は眼底撮影用の照明光であり、観察照明光又は撮影照明光であってよい。ケラレ判定部２７０は、眼底像を解析して、ケラレの影響である光量低下が生じているか判定する。例えば、ケラレ判定部２７０は、眼底像の中心部の明るさと周辺部の明るさとの間に差が発生しているか（つまり、周辺光量の低下が発生しているか）判定する。この判定は、眼底像を構成する画素の値（典型的には、輝度分布）を参照して実行され、例えば閾値処理、ラベリングなどの画像処理を含む。

[0348] 第２の例によれば、ケラレの程度を容易に判定することができる。ケラレの程度は、例えば、眼底像において周辺光量が低下している画像領域の特性に基づいて評価される。ケラレ判定部２７０は、このようにして評価値（例えば、周辺光量低下領域のサイズ（面積））を算出し、この評価値の大きさに基づいてケラレの有無を判定することができる。本例における「ケラレの有無」は、例えば、ケラレの程度が所定の程度を超えるか否かに相当する。典型的には、ケラレ判定部２７０は、算出された評価値と閾値とを比較し、評価値が閾値を超える場合には「ケラレ有り」と判定し、評価値が閾値以下である場合には「ケラレ無し」と判定する。

[0349] 以上のように機能するデータ処理部２３０は、例えば、プロセッサ、ＲＡＭ、ＲＯＭ、ハードディスクドライブ等を含んで構成される。ハードディスクドライブ等の記憶装置には、上記機能をプロセッサに実行させるコンピュータプログラムが予め格納されている。

[0350] 〈ユーザーインターフェイス２４０〉

ユーザーインターフェイス（ＵＩ）２４０は、表示部２４１と操作部２４２とを含む。表示部２４１は、図１３に示す表示装置３や他の表示デバイスを含む。操作部２４２は、任意の操作デバイスを含む。ユーザーインターフェイス２４０は、例えばタッチパネルのように、表示機能と操作機能の双方を備えたデバイスを含んでいてもよい。

[0351] 〈データ入出力部２９０〉

データ入出力部２９０は、血流計測装置１Ａからのデータの出力と、血流計測装置１Ａへのデータの入力とを行う。

[0352] データ入出力部２９０は、例えば、図示しない外部装置と通信するための機能を有する。通信部２９０は、外部装置との接続形態に応じた通信インターフェイスを備える。外部装置は、例えば、任意の眼科装置である。また、外部装置は、病院情報システム（ＨＩＳ）サーバー、ＤＩＣＯＭ（Ｄｉｇｉｔａｌ Ｉｍａｇｉｎｇ ａｎｄ ＣＯｍｍｕｎｉｃａｔｉｏｎ ｉｎ Ｍｅｄｉｃｉｎｅ）サーバー、医師端末、モバイル端末、個人端末、クラウドサーバーなど、任意の情報処理装置であってもよい。

[0353] データ入出力部２９０は、記録媒体から情報を読み取る装置（データリーダ）、記録媒体に情報を書き込む装置（データライタ）などを含んでいてもよい。

[0354] 〈動作〉

血流計測装置１Ａの動作の例を説明する。血流計測装置１Ａの動作の一例を図２１に示す。なお、患者ＩＤの入力などの準備的処理は既に行われたとする。

[0355] （Ｓ１：オートアライメント開始）

まず、オートアライメントを実行する。オートアライメントは、例えば、前述したようにアライメント指標を用いて実行される。或いは、特開２０１３－２４８３７６号公報に開示されたように、２以上の前眼部カメラを利用してオートアライメントを実行することも可能である。オートアライメントの手法はこれらに限定されない。

[0356]（Ｓ２２：オートアライメント完了）

被検眼Ｅと光学系との間の相対位置がｘ方向、ｙ方向及びｚ方向の全てにおいて合致すると、オートアライメントが完了する。

[0357]（Ｓ２３：瞳孔径情報を取得）

血流計測装置１Ａは、前述した瞳孔径情報取得部により、被検眼Ｅの瞳孔径情報を取得する。

[0358]（Ｓ２４：トラッキング開始）

オートアライメントの完了後、血流計測装置１Ａは、被検眼Ｅ（眼底Ｅｆ）の動きに合わせて光学系を移動するためのトラッキングを開始する。トラッキングは、例えば、赤外光を用いて眼底Ｅｆの観察画像を取得する動作と、観察画像を解析して眼底Ｅｆの動きを検知する動作と、検知された眼底Ｅｆの動きに合わせて光学系を移動する動作との組み合わせによって実現される。また、トラッキングは、眼底Ｅｆの動きに合わせて光スキャナ４４を制御する動作を含んでもよい。

[0359] ここで、眼底Ｅｆに対するフォーカス調整などの眼底撮影条件の設定や、光路長調整やフォーカス調整などのＯＣＴ計測条件の設定などを実行することができる。また、注目血管の選択、注目断面の設定、補足断面の設定などを、この段階又は他の任意のタイミングで実行することが可能である。本動作例では、図１７Ｂに示す注目血管Ｄｂ、注目断面Ｃ０、及び、補足断面Ｃｐが設定されたとする。

[0360]（Ｓ２５：移動方向を設定）

血流計測装置１Ａは、補足断面Ｃｐに対してＯＣＴスキャンを適用する。方向設定部２６１は、補足断面Ｃｐを表す補足断層像Ｇｐを解析して光学系

（少なくとも測定アーム）の移動方向（初期移動方向）を設定する。

[0361]（Ｓ２６：移動距離を設定）

距離設定部２６２は、ステップＳ２３で取得された瞳孔径情報に基づいて光学系の移動距離（初期移動量）を設定する。なお、散瞳剤の適用の有無に応じて移動距離を設定することも可能である。

[0362]（Ｓ２７：光学系を移動）

この段階では、典型的には、ｘｙ方向において瞳孔中心（又は、角膜頂点）と光学系の光軸とがほぼ一致し、ｚ方向において被検眼Ｅと光学系（対物レンズ２２）との間の距離がワーキングディスタンスにほぼ一致している。

[0363] 主制御部２１１は、ステップＳ２５で設定された初期移動方向にステップＳ２６で設定された初期移動量だけ光学系を移動するように移動機構１５０を制御する。換言すると、主制御部２１１は、光学系の光軸に直交する初期移動方向に光軸から初期移動量だけ光学系を移動させるための第１移動制御を移動機構１５０に適用する。

[0364] 第１移動制御により、例えば図２２Ａに示すように、ｘｙ方向において瞳孔中心（又は、角膜頂点）にほぼ一致した位置Ｈ０から、左上方向に所定距離だけ離れた位置Ｈ１に、光学系の光軸が移動される。

[0365] 本実施形態では、第１移動制御における光学系の移動方向（初期移動方向）は、眼底ＥｆのＯＣＴ画像に基づき設定される。一方、第１移動制御における光学系の移動距離（初期移動量）は任意であってよく、例えば、瞳孔径情報及び／又は散瞳剤の適用の有無に基づき設定された距離であってもよいし、デフォルト設定された距離であってもよい。

[0366]（Ｓ２８：ケラレの有無を判定）

ステップＳ２７の第１移動制御（光学系の第１回目の移動）の後、主制御部２１１は、ケラレ判定のためのＯＣＴスキャンとして、図１７Ｂに示す補足断面Ｃｐのスキャンを開始する。ケラレ判定部２７０は、このＯＣＴスキャンにより取得された断面データに基づいて、ケラレの有無を判定する。

[0367] 例えば、本ステップでは、画像形成部２２０（断層像形成部２２１）が、

補足断面Ｃｐに対するＯＣＴスキャンにより取得されたデータから断層像を形成し、ケラレ判定部２７０が、この断層像に補足断面Ｃｐの形態が描出されているか否か判定することでケラレの有無を判定する。

[0368]（Ｓ２９：ケラレ有り？）

ステップＳ２８のケラレ判定により、ケラレが有ると判定された場合（Ｓ２９：Ｙｅｓ）、動作はステップＳ３０に移行する。これに対し、ケラレが無いと判定された場合（Ｓ２９：Ｎｏ）、動作はステップＳ３１に移行する。

[0369]（Ｓ３０：光学系を微動）

ステップＳ２９においてケラレが有ると判定された場合（Ｓ２９：Ｙｅｓ）、主制御部２１１は、光学系の位置を微調整するための第２移動制御を移動機構１５０に適用する。

[0370] 典型的には、第２移動制御における移動距離は、ステップＳ２７の第１移動制御での移動距離（初期移動量）よりも短い。更に、第２移動制御における移動方向は、ステップＳ２７の第１移動制御での初期移動方向とは反対の方向である。ここで、第２移動制御における移動距離は、例えば、デフォルト設定された距離、又は、距離設定部２６２により設定された距離であってよい。

[0371] ステップＳ２９においてケラレが発生していると判定された場合には、例えば図２２Ｂに示すように、第１移動制御の後の光軸位置Ｈ１が瞳孔Ｅｐの外部にある場合、測定光ＬＳは光彩等により遮られ、図２０Ｂに示すように補足断面Ｃｐの形態が描出されていない断層像が得られる。その結果、ケラレが発生しているとの判定結果がケラレ判定部２７０により得られる。図２２Ｂに符号Ｊで示すように、主制御部２１１は、初期移動方向（位置Ｈ０から位置Ｈ１に向かう方向）の反対方向に所定距離（所定の微動量）だけ光学系を移動するように移動機構１５０を制御する。このように、ステップＳ２９においてケラレが発生していると判定された場合には、オートアライメント直後の光軸位置Ｈ０に向かう方向に光学系の光軸が移動される。

[0372] 光学系が微動された後、処理はステップＳ２８に戻る。ステップＳ２８～Ｓ３０は、ステップＳ２９において「Ｙｅｓ」と判定されるまで繰り返される。なお、ステップＳ２８～Ｓ３０が所定回数繰り返されたとき、又は、ステップＳ２８～Ｓ３０の繰り返しが所定時間続いたとき、エラー判定を出力することが可能である。

[0373] （Ｓ３１：注目血管の傾きを推定）

ステップＳ２９においてケラレが無いと判定された場合（Ｓ２９：Ｎｏ）、血流計測装置１Ａは、前述した要領で、注目血管Ｄｂの傾きを推定する。本例の傾き推定には、例えば、ケラレ判定と同じく補足断面Ｃｐの断面データが利用される。

[0374] なお、ステップＳ２９においてケラレが発生していないと判定された場合には、例えば図２２Ｃに示すように、第１移動制御の後の光軸位置Ｈ１が瞳孔Ｅｐの内部にある。

[0375] （Ｓ３２：血流計測を実行）

ステップＳ３１で注目血管Ｄｂの傾きの推定値が得られたら、血流計測装置１Ａは、前述した要領で、注目断面Ｃ０の血流計測を実行し、血流情報を生成する（エンド）。

[0376] 以上に説明した動作の変形例を説明する。主制御部２１１は、ステップＳ２５で設定された初期移動方向を示す情報を表示部２４１に表示させることができる。また、主制御部２１１は、ステップＳ２６で設定された初期移動量を示す情報を表示部２４１に表示させることができる。また、主制御部２１１は、傾き推定部２３３により求められた傾き推定値を示す情報を表示部２４１に表示させることや、傾き推定値と目標角度範囲との間の差を示す情報を表示部２４１に表示させることができる。

[0377] 前述したように、目標角度範囲は、例えば８０度～８５度の範囲に設定される。目標角度範囲は、単一の値であってもよいし、上限及び／又は下限により定義される範囲であってもよい。目標角度範囲は、例えば、デフォルト値、デフォルト範囲、ユーザー又は他の者（例えば、メンテナンスサービス

マン）が設定した値又は範囲、血流計測装置１Ａ又は他の装置（例えば、医療機関内サーバー、及び、血流計測装置１Ａの動作を監視する装置）が設定した値又は範囲のうちのいずれかであってよい。血流計測装置１Ａ等が設定する場合の例として、被検眼Ｅに対して過去に適用された目標角度範囲を再度設定することや、被検者の属性に応じて目標角度範囲を設定することや、被検眼Ｅの属性に応じて目標角度範囲を設定することが可能である。

[0378] ユーザーは、表示された情報を参照して、移動方向に関する指示や移動距離に関する指示を入力することができる。これらの指示は、例えば、第２移動制御を繰り返し行っても好適な計測角度が得られない場合などに行われる。

[0379] 〈作用・効果〉

例示的な実施形態に係る血流計測装置の作用及び効果について説明する。

[0380] 例示的な実施形態の血流計測装置（１）は、スキャン光学系と、移動機構と、画像形成部と、方向設定部と、制御部と、血流情報取得部とを含む。

[0381] スキャン光学系は、被検眼の眼底にＯＣＴスキャンを適用する。本実施形態では、ＯＣＴユニット１００と眼底カメラユニット２内の測定アームとを含む光学系は、このスキャン光学系の例である。

[0382] 移動機構は、スキャン光学系を移動する。本実施形態の移動機構１５０は、この移動機構の例である。

[0383] 画像形成部は、スキャン光学系により収集された第１データから画像を形成する。第１データから形成される画像は、反射強度プロファイルでもよいし、これから生成された画像（画像データ）であってもよい。本実施形態の画像形成部２２０は、この画像形成部の例である。

[0384] 方向設定部は、画像形成部により形成された画像を解析して、スキャン光学系の光軸に直交する第１方向（初期移動方向）を設定する。本実施形態の方向設定部２６１は、この方向設定部の例である。

[0385] 制御部は、スキャン光学系を第１方向に移動させるための第１移動制御を移動機構に適用する。本実施形態の制御部２１０（主制御部２１１）は、こ

の制御部の例である。

[0386] 血流情報取得部は、第１移動制御よりも後にスキャン光学系により収集された第２データから血流情報を取得する。本実施形態の画像形成部２２０及びデータ処理部２３０（血管領域特定部２３１、血流情報生成部２３２）は、この血流情報取得部の例である。

[0387] 例示的な実施形態において、スキャン光学系は、眼底の注目血管に沿う断面にＯＣＴスキャンを適用することで第１データを収集するように構成されていてよい。更に、方向設定部は、第１データから形成された当該断面の画像を解析することで第１方向を設定するように構成されていてよい。第１移動制御よりも後に、スキャン光学系は、注目血管にＯＣＴスキャンを適用して第２データを収集することができる。

[0388] 例示的な実施形態において、方向設定部は、注目血管に沿う断面の画像を解析することによって注目血管の傾きの推定値を求め、この傾き推定値に基づき第１方向を設定するように構成されていてよい。

[0389] 例示的な実施形態において、方向設定部は、注目血管に沿う断面の画像を解析して眼底表面に相当する画像領域（内境界膜領域）を特定し、この画像領域に基づき傾き推定値を求めるように構成されていてよい。

[0390] 例示的な実施形態において、方向設定部は、注目血管に沿う断面の画像を解析して注目血管に相当する画像領域を特定し、この画像領域に基づき傾き推定値を求めるように構成されていてよい。

[0391] 例示的な実施形態において、方向設定部は、注目血管に対するＯＣＴスキャン光の入射角が所定範囲に含まれるように第１方向を設定するように構成されていてよい。

[0392] 例示的な実施形態において、制御部は、予め設定された距離（初期移動量）だけスキャン光学系を第１方向に移動させるように第１移動制御を実行するように構成されていてよい。

[0393] 例示的な実施形態に係る血流計測装置は、被検眼の瞳孔径情報を取得する瞳孔径情報取得部と、取得された瞳孔径情報に基づき初期移動量を設定する

第１設定部とを更に含んでいてよい。本実施形態において、照明光学系１０、撮影光学系３０及びプロセッサは、この瞳孔径情報取得部の一つの例である。また、本実施形態において、データ入出力部２９０は、この瞳孔径情報取得部の他の例である。更に、本実施形態の距離設定部２６２は、この第１設定部の例である。

[0394] 例示的な実施形態に係る血流計測装置は、被検眼に散瞳剤が適用されたか否かに応じて初期移動量を設定する第２設定部を更に含んでいてよい。本実施形態の距離設定部２６２は、この第２設定部の例である。

[0395] 例示的な実施形態に係る血流計測装置は、第１移動制御の後に、スキャン光学系を介して被検眼に入射した光の戻り光の検出結果に基づいてケラレの有無を判定する判定部を更に含んでいてよい。更に、制御部は、判定部により得られた判定結果に応じて、スキャン光学系を更に移動させるための第２移動制御を移動機構に適用するように構成されていてよい。本実施形態のケラレ判定部２７０は、この判定部の例である。

[0396] 例示的な実施形態において、スキャン光学系は、判定部によりケラレが無いと判定されたときに、第２データを収集するためのＯＣＴスキャンを眼底に適用するように構成されていてよい。すなわち、スキャン光学系は、判定部によりケラレが無いと判定されたときに、更なる移動制御を行うことなく、第２データを収集するためのＯＣＴスキャンを眼底に適用するように構成されていてよい。

[0397] 例示的な実施形態において、制御部は、判定部によりケラレが有ると判定されたときに、第１移動制御での移動距離（初期移動量）よりも短い距離だけ第１方向（初期移動方向）とは反対の第２方向にスキャン光学系を移動させるための第２移動制御を移動機構に適用するように構成されていてよい。

[0398] このような実施形態によれば、眼底血流計測において最適なドップラー信号を得るための光学系（測定アーム）のオフセット動作において、ＯＣＴ画像に基づき設定された方向に測定アームをオフセットさせてから血流計測を行うことができる。したがって、被検眼の光軸に対する測定アームのオフセ

ット方向を好適に設定することができ、眼底血流計測のための入射光のオフセット位置の最適化を図ることが可能である。

[0399] 本実施形態によれば、眼底血流計測のための入射光のオフセット位置の最適化を自動で行うことが可能である。

[0400] 本実施形態によれば、眼底血流計測のための入射光のオフセット位置の最適化の一部の動作を手動で行う場合に、ユーザーを支援するための情報を提示することが可能である。

[0401] 以上に説明した実施形態は、この発明の例示的な態様に過ぎない。よって、この発明の要旨の範囲内における任意の変形（省略、置換、付加等）を施すことが可能である。

符号の説明

[0402] １、１Ａ　血流計測装置
２１０　制御部
２１１　主制御部
２１０Ａ　制御部
２１３　移動距離設定部
２１０Ｂ　制御部
２１４　移動距離設定部
２２０　画像形成部
２３０　データ処理部
２３２　血流情報生成部
２３３　傾き推定部
２３８　ケラレ判定部
２３０Ａ　データ処理部
２５１　動き検知部
２５２　画像評価部
２６０　瞳孔径情報取得部
２６０Ａ　移動条件設定部

２６１　方向設定部

２６２　距離設定部

２７０　ケラレ判定部

２９０　データ入出力部

請求の範囲

[請求項1] 被検眼の眼底に光コヒーレンストモグラフィ（ＯＣＴ）スキャンを適用するための光学系を含み、前記ＯＣＴスキャンにより収集されたデータに基づいて血流情報を取得する血流計測部と、

前記光学系を移動するための移動機構と、

前記光学系の光軸に直交する第１方向に前記光軸から所定距離だけ前記光学系を移動させるための第１移動制御を前記移動機構に適用する制御部と、

前記第１移動制御の後に、前記光学系を介して前記被検眼に入射した光の戻り光の検出結果に基づいてケラレの有無を判定する判定部と

を含み、

前記制御部は、前記判定部により得られた判定結果に基づいて前記光学系を更に移動させるための第２移動制御を前記移動機構に適用する、

血流計測装置。

[請求項2] 前記第１移動制御の後に、前記光学系は、前記眼底の注目血管に沿う断面にＯＣＴスキャンを適用して断面データを収集し、

前記判定部は、前記断面データに基づいて前記ケラレの有無を判定する

ことを特徴とする請求項１の血流計測装置。

[請求項3] 前記断面データに基づいて前記注目血管の傾きの推定値を求める傾き推定部を更に含む

ことを特徴とする請求項２の血流計測装置。

[請求項4] 前記制御部は、前記第２移動制御の後に前記傾き推定部により求められた前記傾きの推定値と、予め設定された傾きの目標値とを表示手段に表示させる

ことを特徴とする請求項３の血流計測装置。

[請求項5] 操作部を更に含み、

前記操作部を用いて前記目標値が変更されたとき、前記制御部は前記第１移動制御を再度実行する

ことを特徴とする請求項４の血流計測装置。

[請求項6] 前記第２移動制御の後に前記傾き推定部により求められた前記傾きの推定値が、予め設定された傾きの目標値に略一致する場合、前記制御部は、前記血流計測部を制御して前記血流情報を取得させる

ことを特徴とする請求項３～５のいずれかの血流計測装置。

[請求項7] 前記判定部により前記ケラレが無いと判定された場合、前記制御部は、前記光学系を前記第１方向に更に移動させるように前記第２移動制御を実行し、

前記判定部により前記ケラレが有ると判定された場合、前記制御部は、前記第１方向の反対方向に前記光学系を移動させるように前記第２移動制御を実行する

ことを特徴とする請求項１～６のいずれかの血流計測装置。

[請求項8] 前記制御部は、前記判定部により前記ケラレが無いと判定され、且つ、前記第１移動制御の直前における前記光軸の位置からの変位が最大となる位置に前記光学系が配置されるまで、前記第２移動制御を繰り返し実行する

ことを特徴とする請求項７の血流計測装置。

[請求項9] 前記眼底の赤外観察画像を取得するための観察系と、

前記赤外観察画像を評価する評価部と

を更に含み、

前記制御部は、前記判定部により得られた判定結果と前記評価部により得られた評価結果とに基づいて前記第２移動制御を実行する

ことを特徴とする請求項１～６のいずれかの血流計測装置。

[請求項10] 前記判定部により前記ケラレが無いと判定され、且つ、前記評価部により前記赤外観察画像が良好であると評価された場合、前記制御部は、前記光学系を前記第１方向に更に移動させるように前記第２移動

制御を実行し、

前記判定部により前記ケラレが有ると判定された場合、又は、前記評価部により前記赤外観察画像が良好でないと評価された場合、前記制御部は、前記第１方向の反対方向に前記光学系を移動させるように前記第２移動制御を実行する

ことを特徴とする請求項９の血流計測装置。

[請求項11] 前記制御部は、前記判定部により前記ケラレが無いと判定され、前記評価部により前記赤外観察画像が良好であると評価され、且つ、前記第１移動制御の直前における前記光軸の位置からの変位が最大となる位置に前記光学系が配置されるまで、前記第２移動制御を繰り返し実行する

ことを特徴とする請求項１０の血流計測装置。

[請求項12] 前記赤外観察画像を解析して前記眼底の動きを検知する動き検知部を更に含み、

前記制御部は、前記動き検知部により検知された前記眼底の動きに合わせて前記光学系を移動するためのトラッキング制御を前記移動機構に適用する

ことを特徴とする請求項９～１１のいずれかの血流計測装置。

[請求項13] 前記被検眼に散瞳剤が適用されたか否かに応じて前記第１移動制御における前記所定距離を設定する第１設定部を更に含む

ことを特徴とする請求項１～１２のいずれかの血流計測装置。

[請求項14] 前記被検眼の瞳孔径の値を取得する瞳孔径情報取得部と、

前記瞳孔径の値に基づいて前記第１移動制御における前記所定距離を設定する第２設定部と

を更に含む

ことを特徴とする請求項１～１２のいずれかの血流計測装置。

[請求項15] 被検眼の眼底に光コヒーレンストモグラフィ（ＯＣＴ）スキャンを適用するスキャン光学系と、

前記スキャン光学系を移動するための移動機構と、

前記スキャン光学系により収集された第１データから画像を形成する画像形成部と、

前記画像を解析して、前記スキャン光学系の光軸に直交する第１方向を設定する方向設定部と、

前記スキャン光学系を前記第１方向に移動させるための第１移動制御を前記移動機構に適用する制御部と、

前記第１移動制御よりも後に前記スキャン光学系により収集された第２データから血流情報を取得する血流情報取得部と

を含む血流計測装置。

[請求項16] 前記スキャン光学系は、前記眼底の注目血管に沿う断面にＯＣＴスキャンを適用して前記第１データを収集し、

前記方向設定部は、前記第１データから形成された前記断面の画像を解析して前記第１方向を設定し、

前記第１移動制御よりも後に、前記スキャン光学系は、前記注目血管にＯＣＴスキャンを適用して前記第２データを収集する

ことを特徴とする、請求項１５の血流計測装置。

[請求項17] 前記方向設定部は、

前記断面の画像を解析して前記注目血管の傾きの推定値を求め、

前記傾きの推定値に基づき前記第１方向を設定する

ことを特徴とする、請求項１６の血流計測装置。

[請求項18] 前記方向設定部は、

前記断面の画像を解析して前記眼底の表面に相当する画像領域を特定し、

前記画像領域に基づき前記傾きの推定値を求める

ことを特徴とする、請求項１７の血流計測装置。

[請求項19] 前記方向設定部は、

前記断面の画像を解析して前記注目血管に相当する画像領域を特定

し、

前記画像領域に基づき前記傾きの推定値を求める

ことを特徴とする、請求項１７の血流計測装置。

[請求項20] 前記方向設定部は、前記注目血管に対するＯＣＴスキャン光の入射角が所定範囲に含まれるように前記第１方向を設定する

ことを特徴とする、請求項１６～１９のいずれかの血流計測装置。

[請求項21] 前記制御部は、予め設定された距離だけ前記スキャン光学系を前記第１方向に移動させるように前記第１移動制御を実行する

ことを特徴とする、請求項１５～２０のいずれかの血流計測装置。

[請求項22] 前記被検眼の瞳孔径情報を取得する瞳孔径情報取得部と、

前記瞳孔径情報に基づいて前記距離を設定する第１設定部と

を更に含む

ことを特徴とする、請求項２１の血流計測装置。

[請求項23] 前記被検眼に散瞳剤が適用されたか否かに応じて前記距離を設定する第２設定部を更に含む

ことを特徴とする、請求項２１の血流計測装置。

[請求項24] 前記第１移動制御の後に、前記スキャン光学系を介して前記被検眼に入射した光の戻り光の検出結果に基づいてケラレの有無を判定する判定部を更に含み、

前記制御部は、前記判定部により得られた判定結果に応じて、前記スキャン光学系を更に移動させるための第２移動制御を前記移動機構に適用する

ことを特徴とする、請求項１５～２３のいずれかの血流計測装置。

[請求項25] 前記判定部により前記ケラレが無いと判定されたとき、前記スキャン光学系は、前記第２データを収集するためのＯＣＴスキャンを前記眼底に適用する

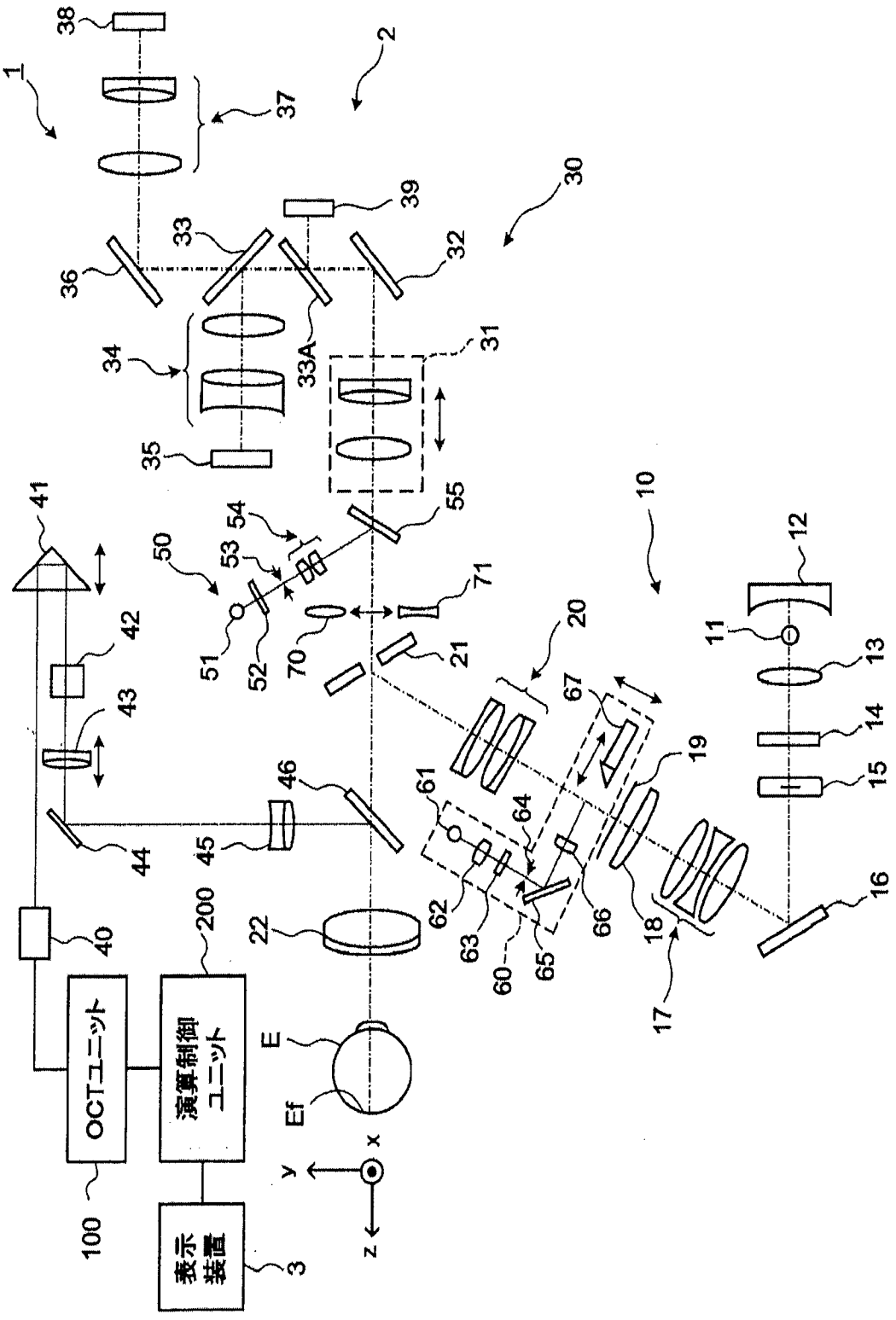
ことを特徴とする、請求項２４の血流計測装置。

[請求項26] 前記判定部により前記ケラレが有ると判定されたとき、前記制御部

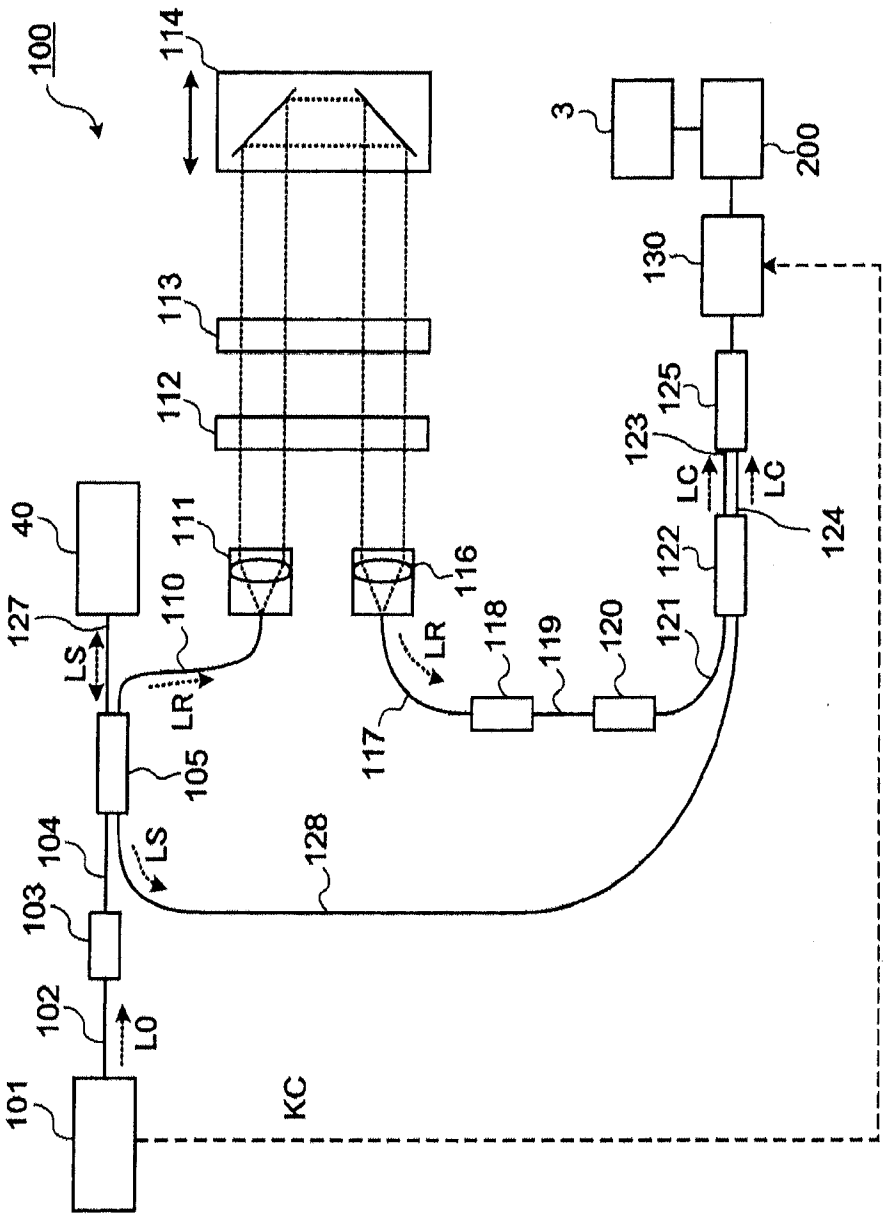
は、前記第１移動制御での移動距離よりも短い距離だけ前記第１方向とは反対の第２方向に前記スキャン光学系を移動させるための第２移動制御を前記移動機構に適用する

ことを特徴とする、請求項２４又は２５の血流計測装置。

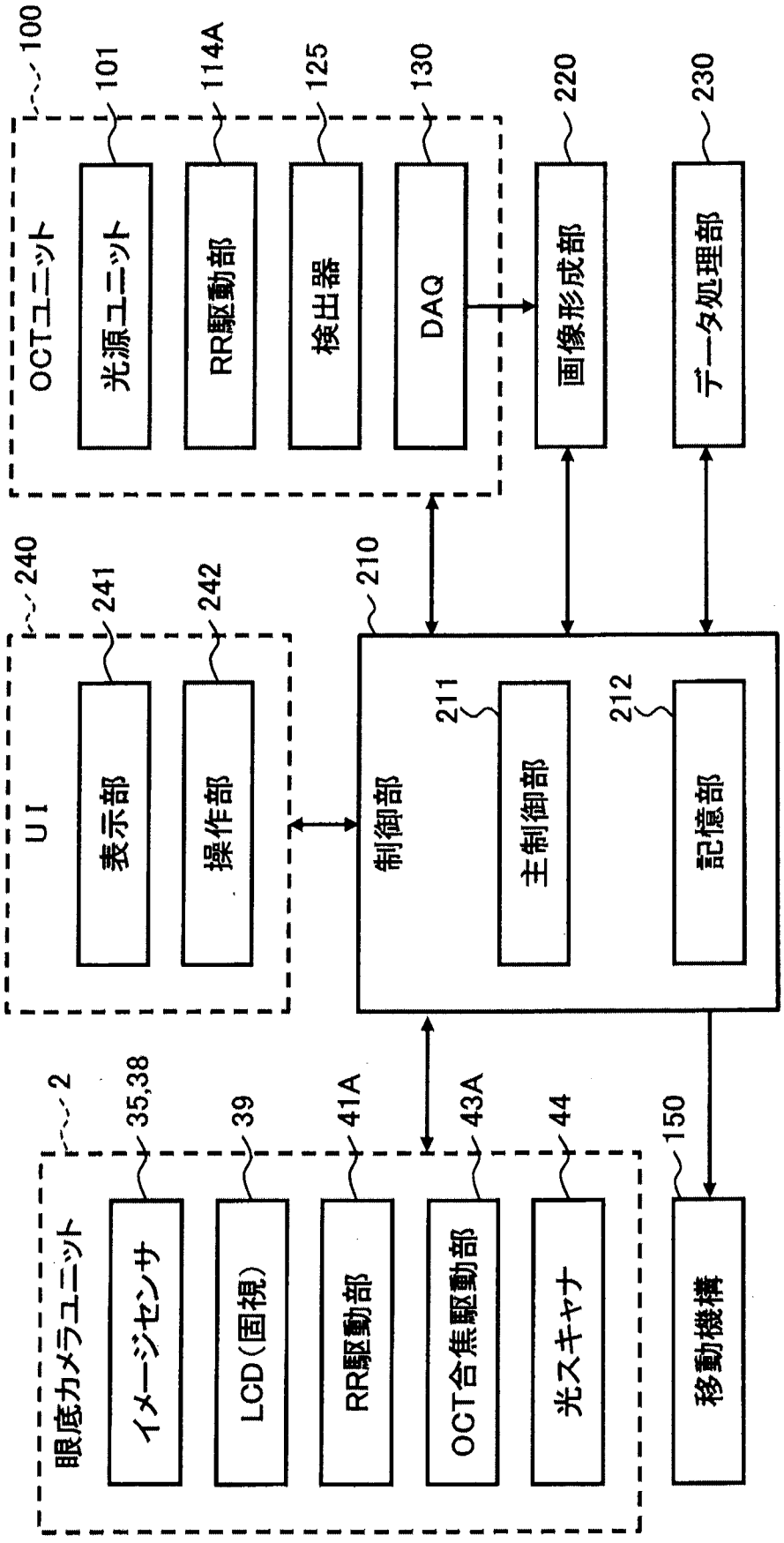
[図1]


1
2
10
20
30
38
37
39
33
36
32
34
33A
31
35
41
54
53
50
55
12
42
51
52
70
71
21
11
13
43
67
14
19
61
64
15
46
44
45
62
63
60
65
66
18
16
17
22
200
40
E
Ef
OCTユニット
演算制御ユニット
表示装置
100
3
x
y
z

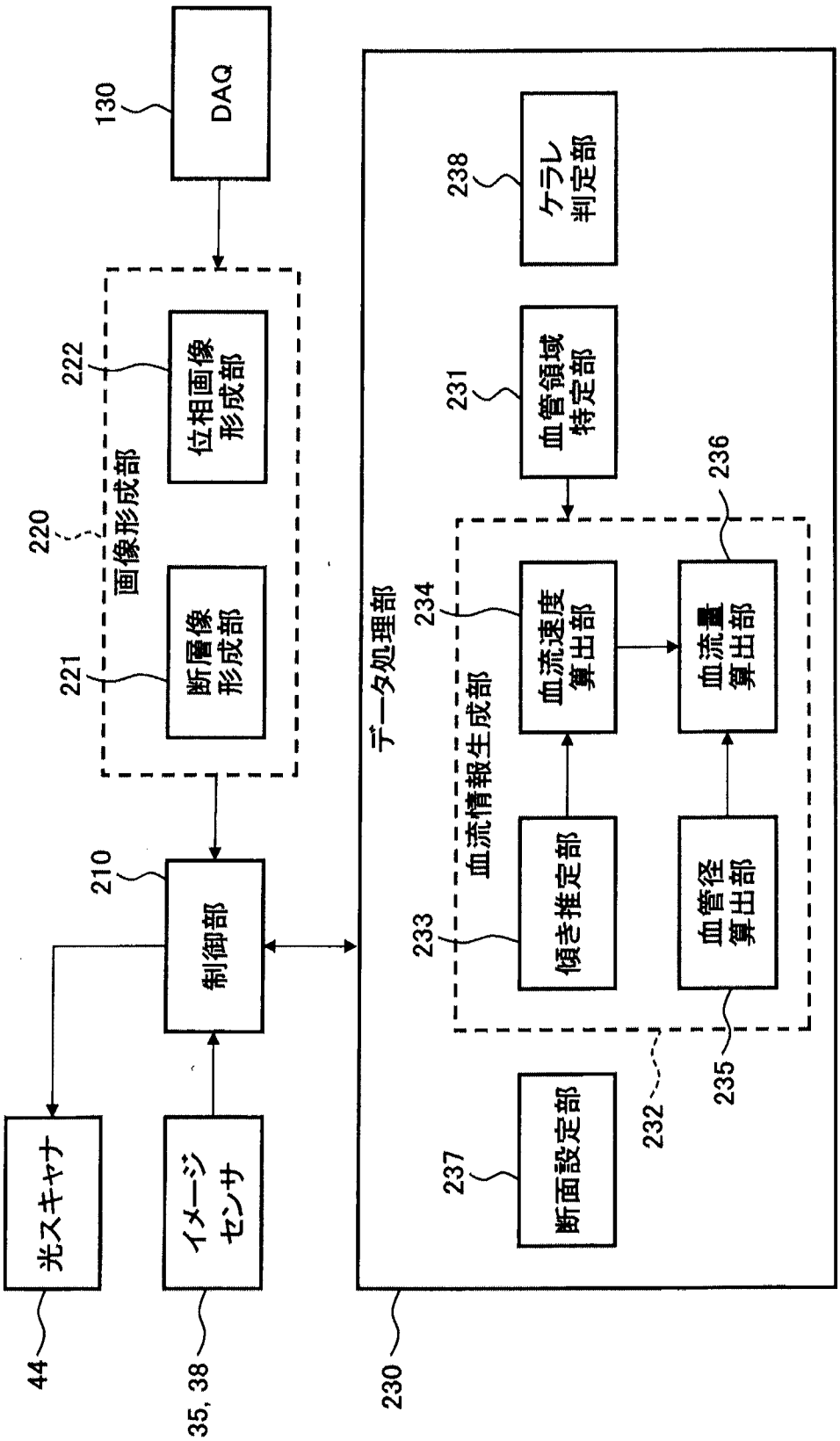
[図2]


100
114
113
112
40
111
116
127
110
LS
LR
105
104
LS
128
103
102
L0
101
KC
LR
118
119
120
121
117
3
200
130
125
123
LC
LC
124
122

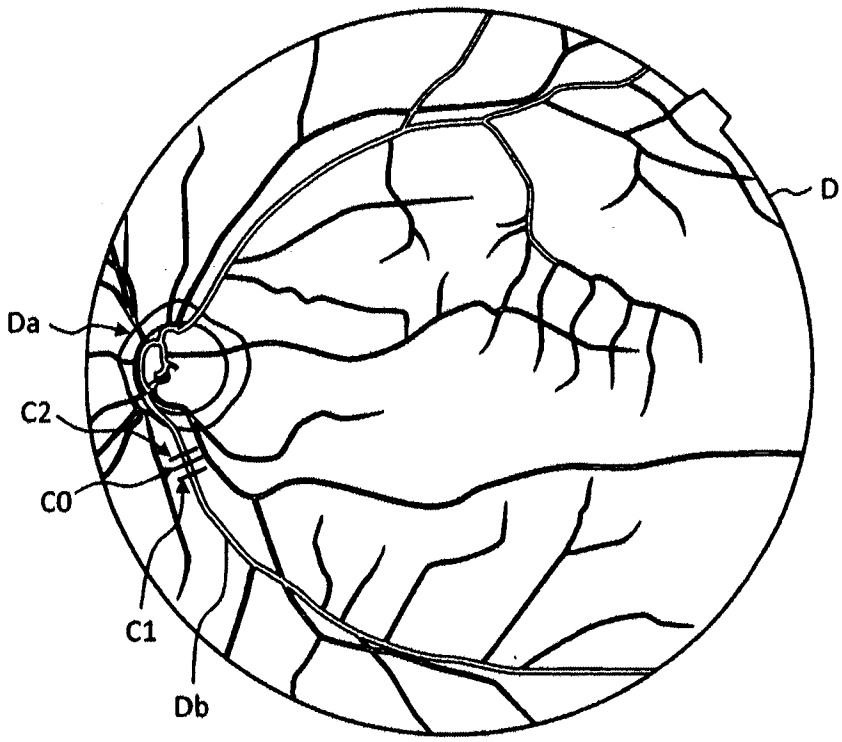
[図3]


100
OCTユニット
101
光源ユニット
114A
RR駆動部
125
検出器
130
DAQ
220
画像形成部
230
データ処理部
240
UI
241
表示部
242
操作部
210
制御部
211
主制御部
212
記憶部
2
眼底カメラユニット
35,38
イメージセンサ
39
LCD(固視)
41A
RR駆動部
43A
OCT合焦駆動部
44
光スキャナ
150
移動機構

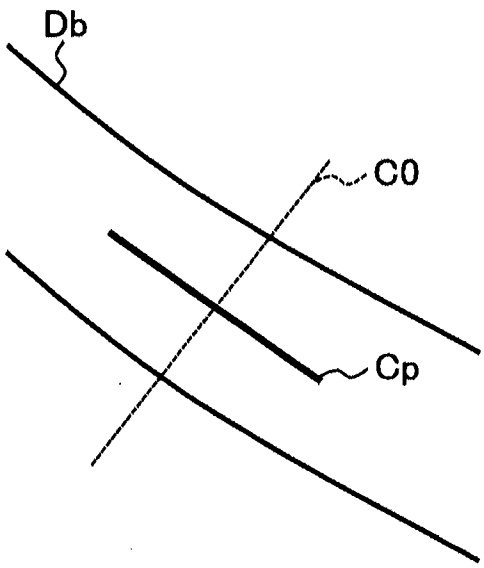
[図4]


DAQ
130
位相画像形成部
222
画像形成部
220
断層像形成部
221
制御部
210
光スキャナ
イメージセンサ
44
35, 38
データ処理部
ケラレ判定部
238
血管領域特定部
231
血流速度算出部
234
血流量算出部
236
血流情報生成部
傾き推定部
233
血管径算出部
235
232
断面設定部
237
230

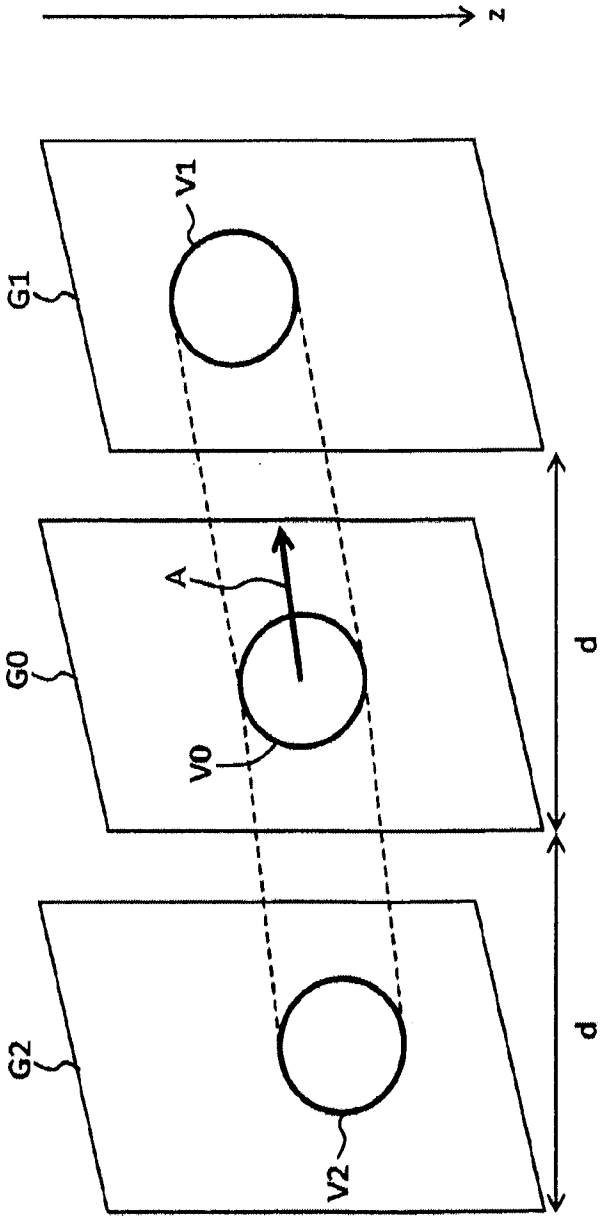
[図5A]



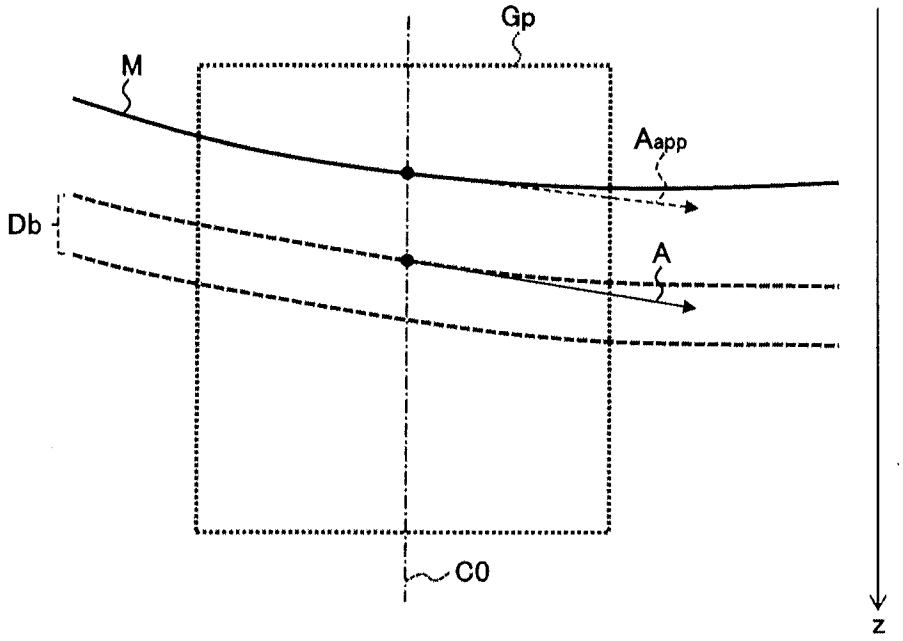
[図5B]



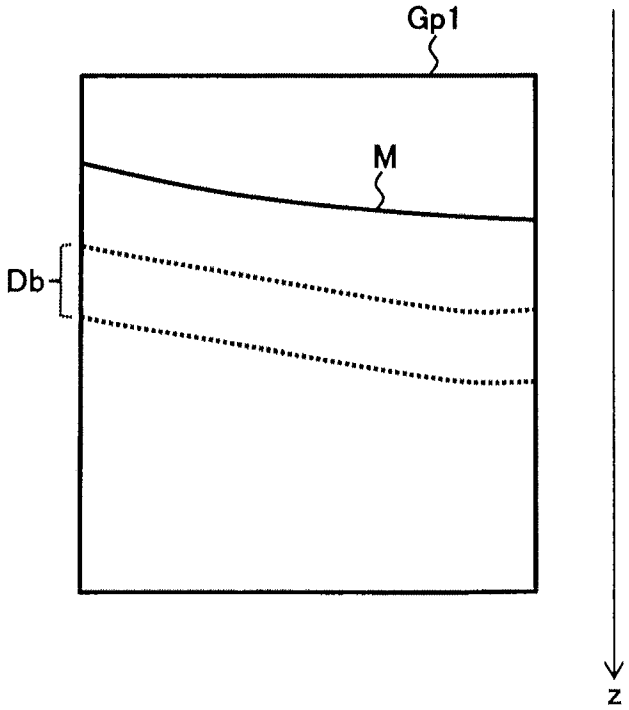
[図6A]



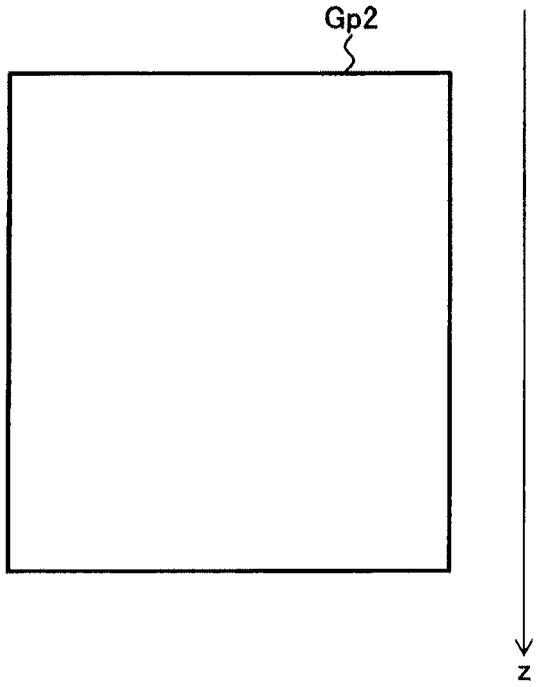
[図6B]



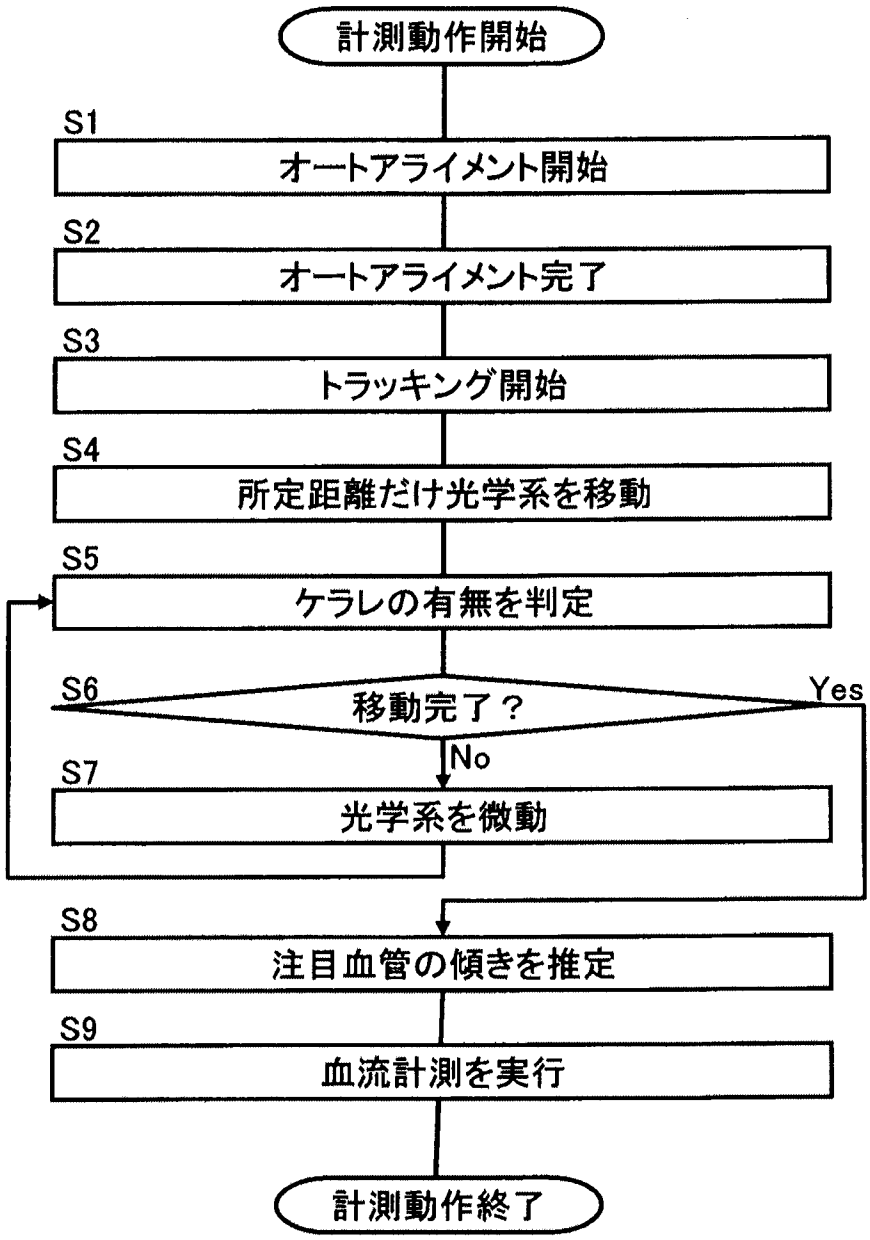
[図7A]



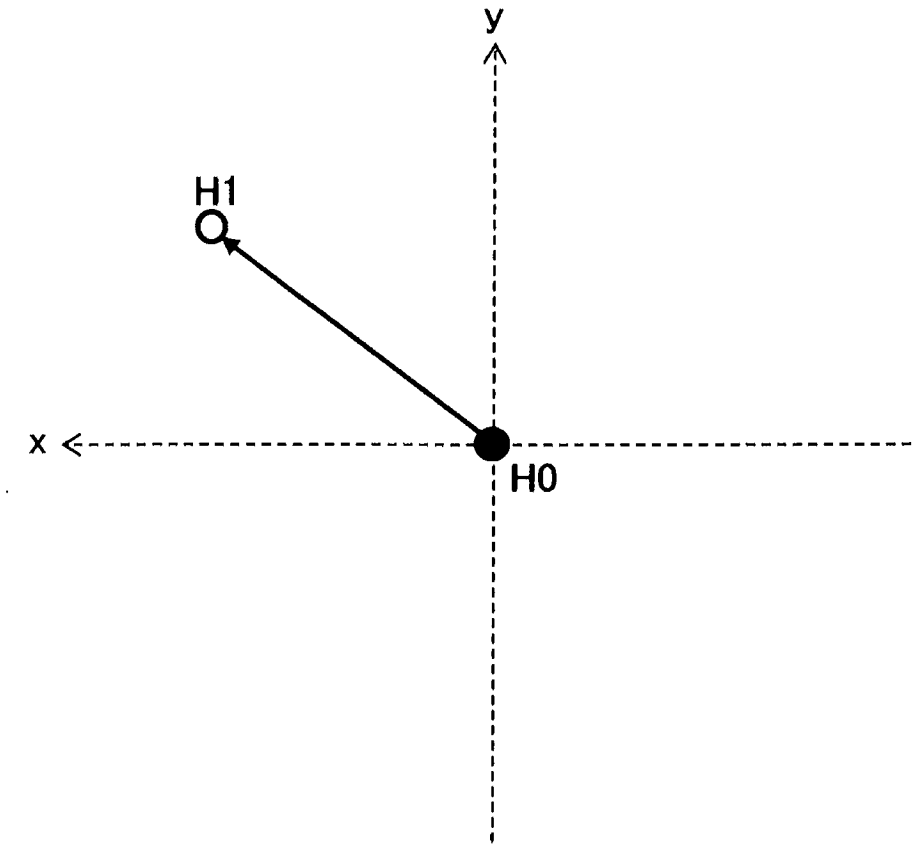
[図7B]



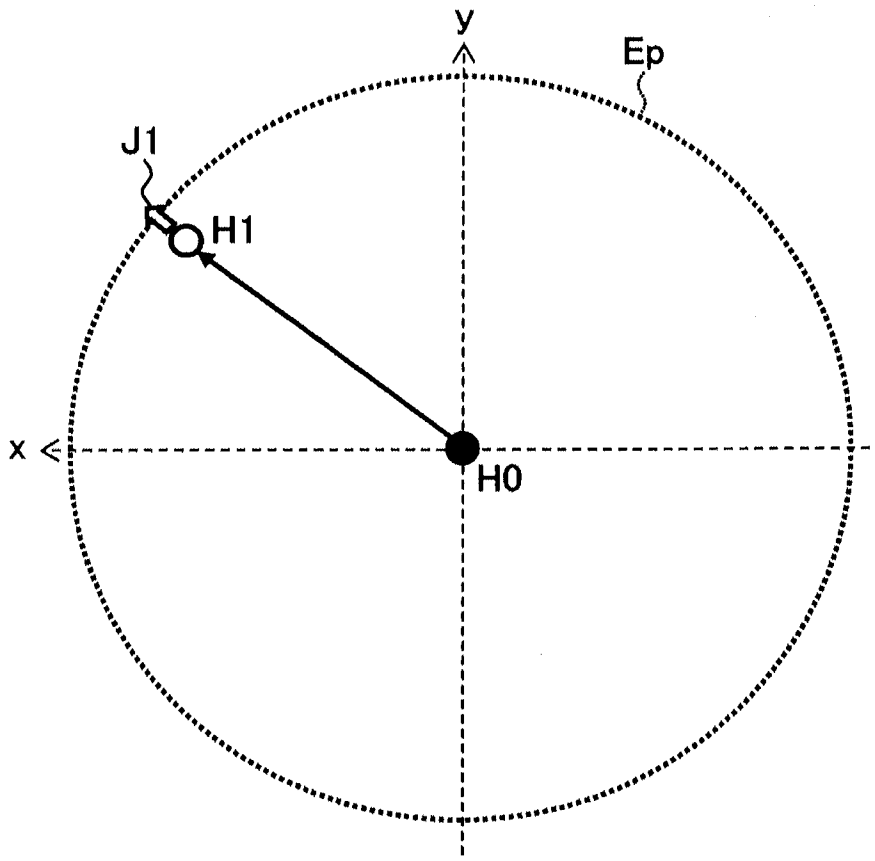
[図8]


計測動作開始
S1
オートアライメント開始
S2
オートアライメント完了
S3
トラッキング開始
S4
所定距離だけ光学系を移動
S5
ケラレの有無を判定
S6
移動完了？
Yes
No
S7
光学系を微動
S8
注目血管の傾きを推定
S9
血流計測を実行
計測動作終了

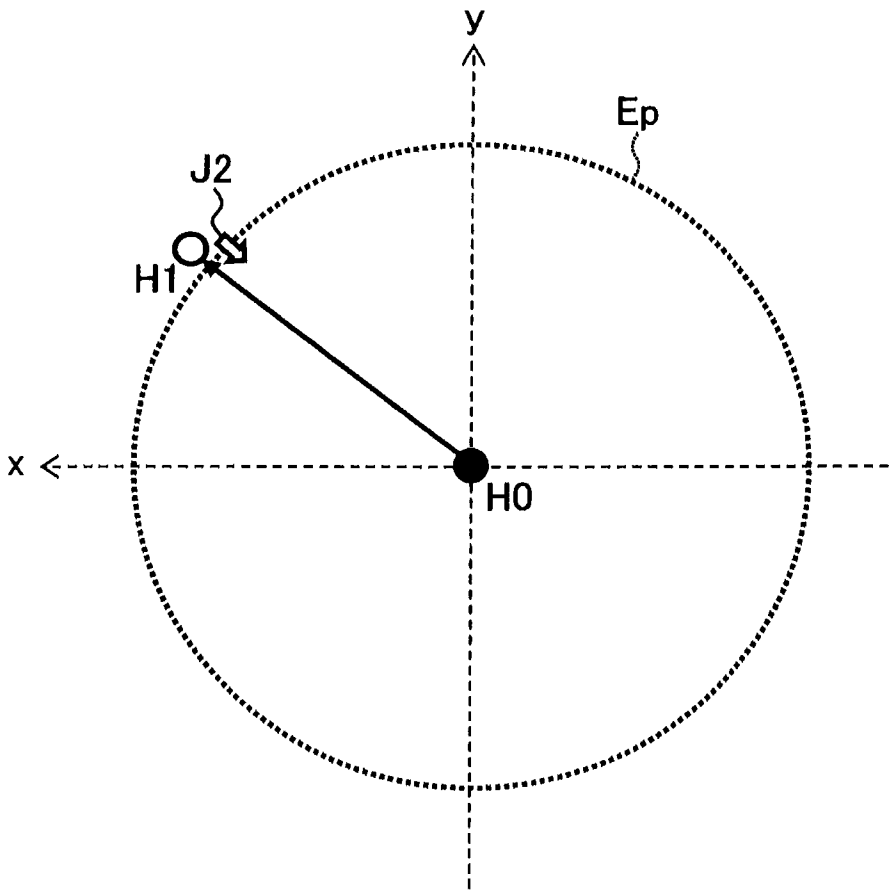
[図9A]



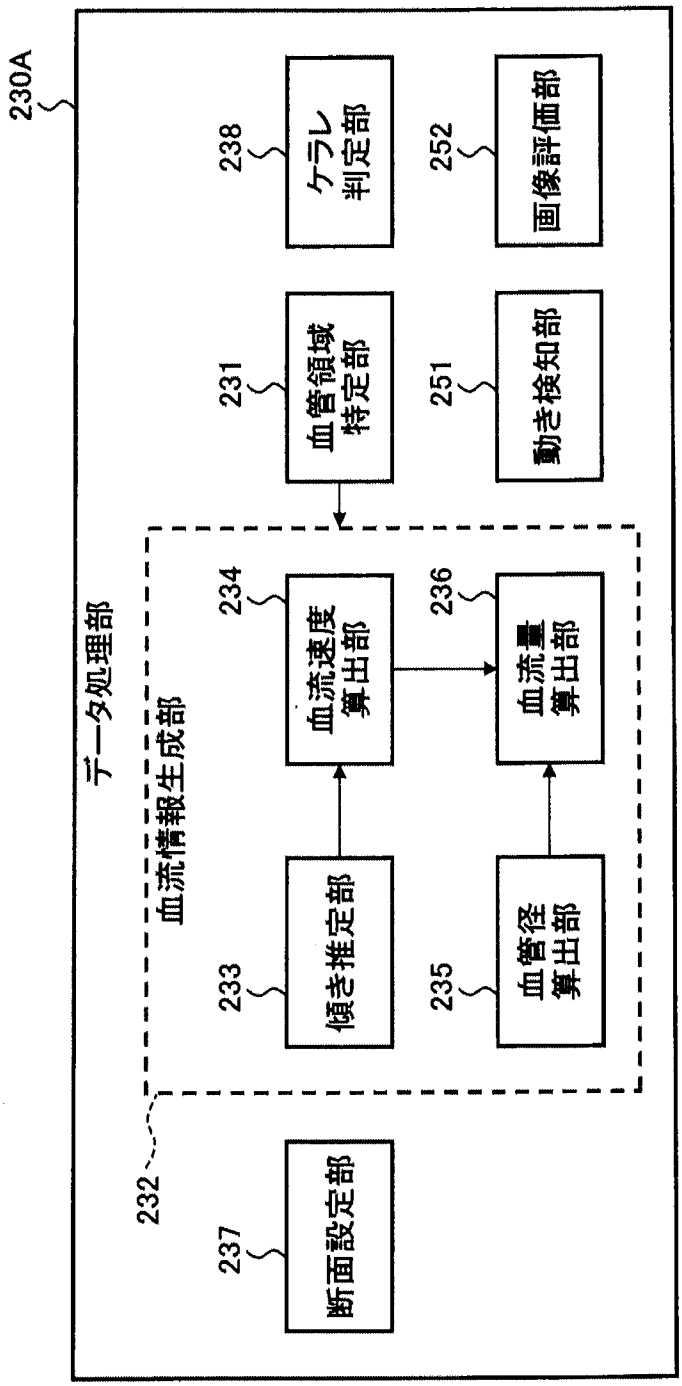
[図9B]



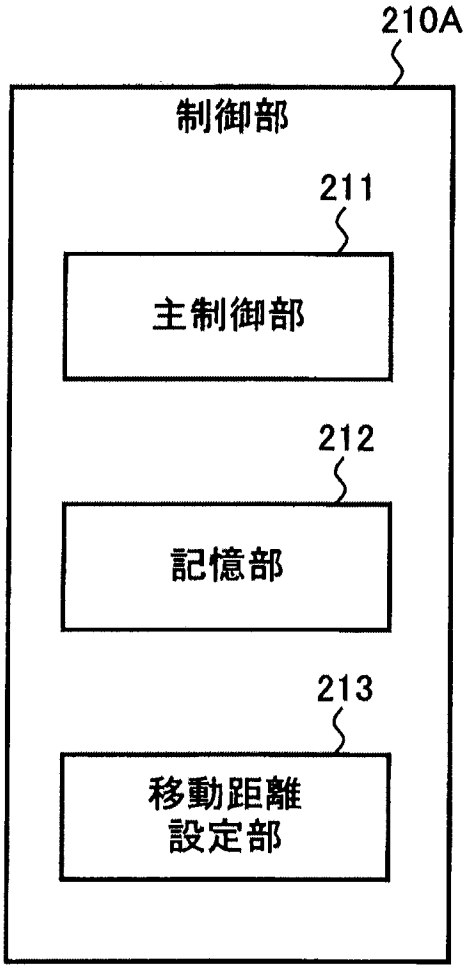
[図9C]



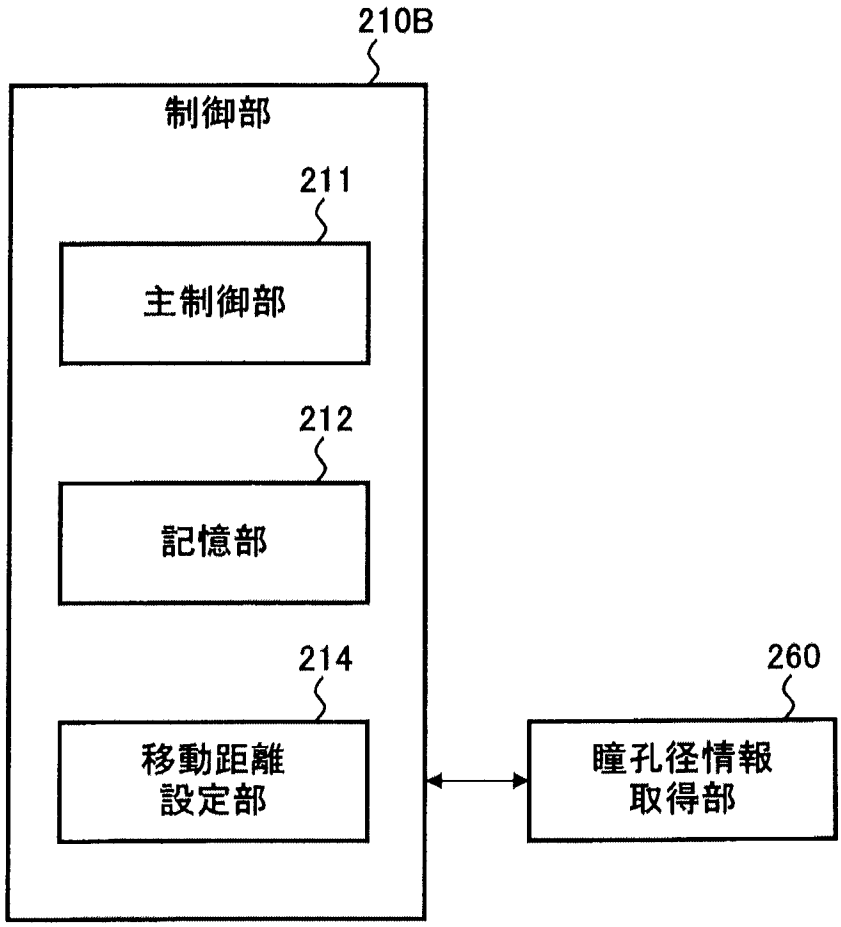
[図10]


230A
データ処理部
血流情報生成部
232
237
断面設定部
233
傾き推定部
234
血流速度算出部
235
血管径算出部
236
血流量算出部
231
血管領域特定部
238
ケラレ判定部
251
動き検知部
252
画像評価部

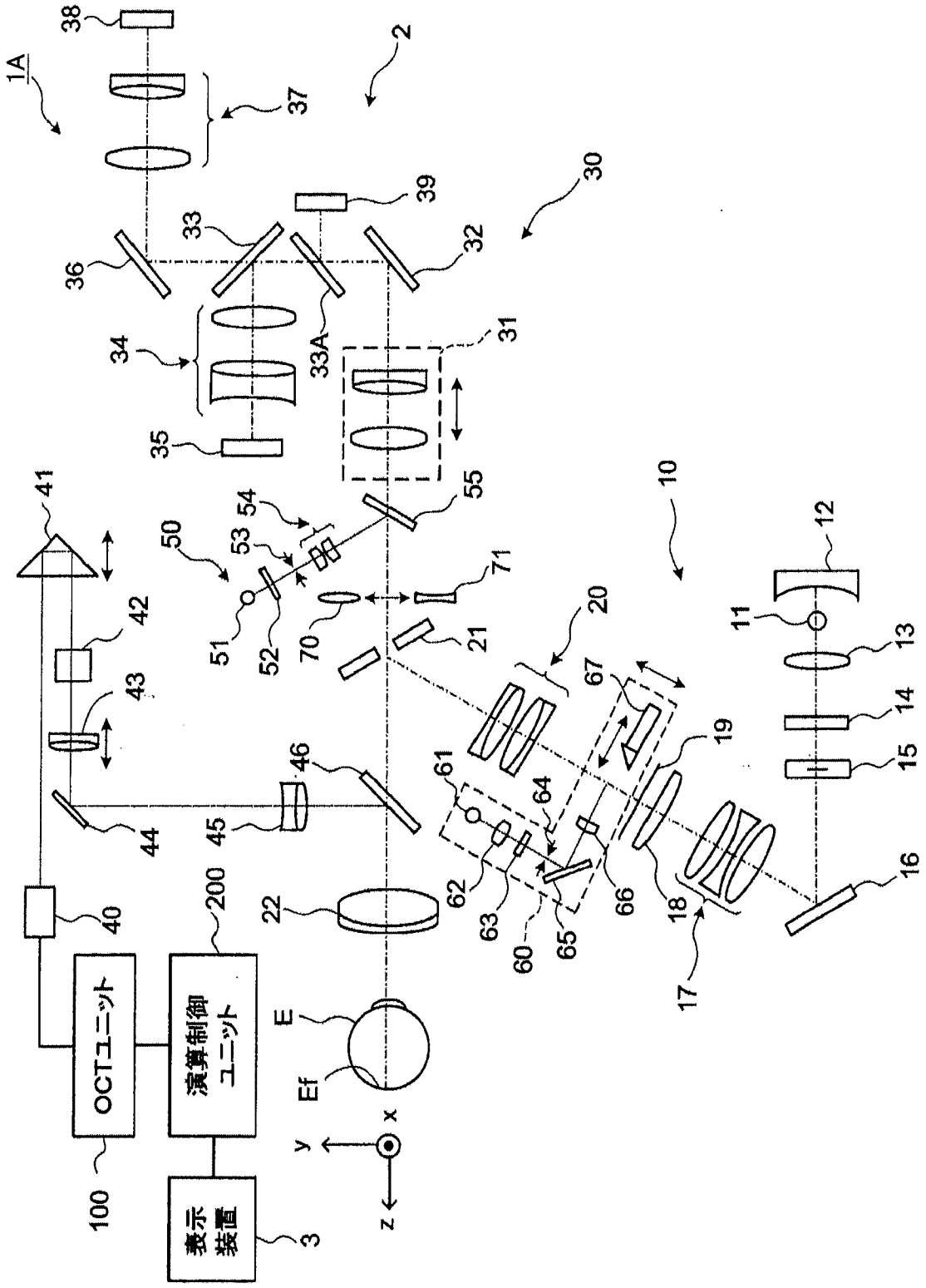
[図11]



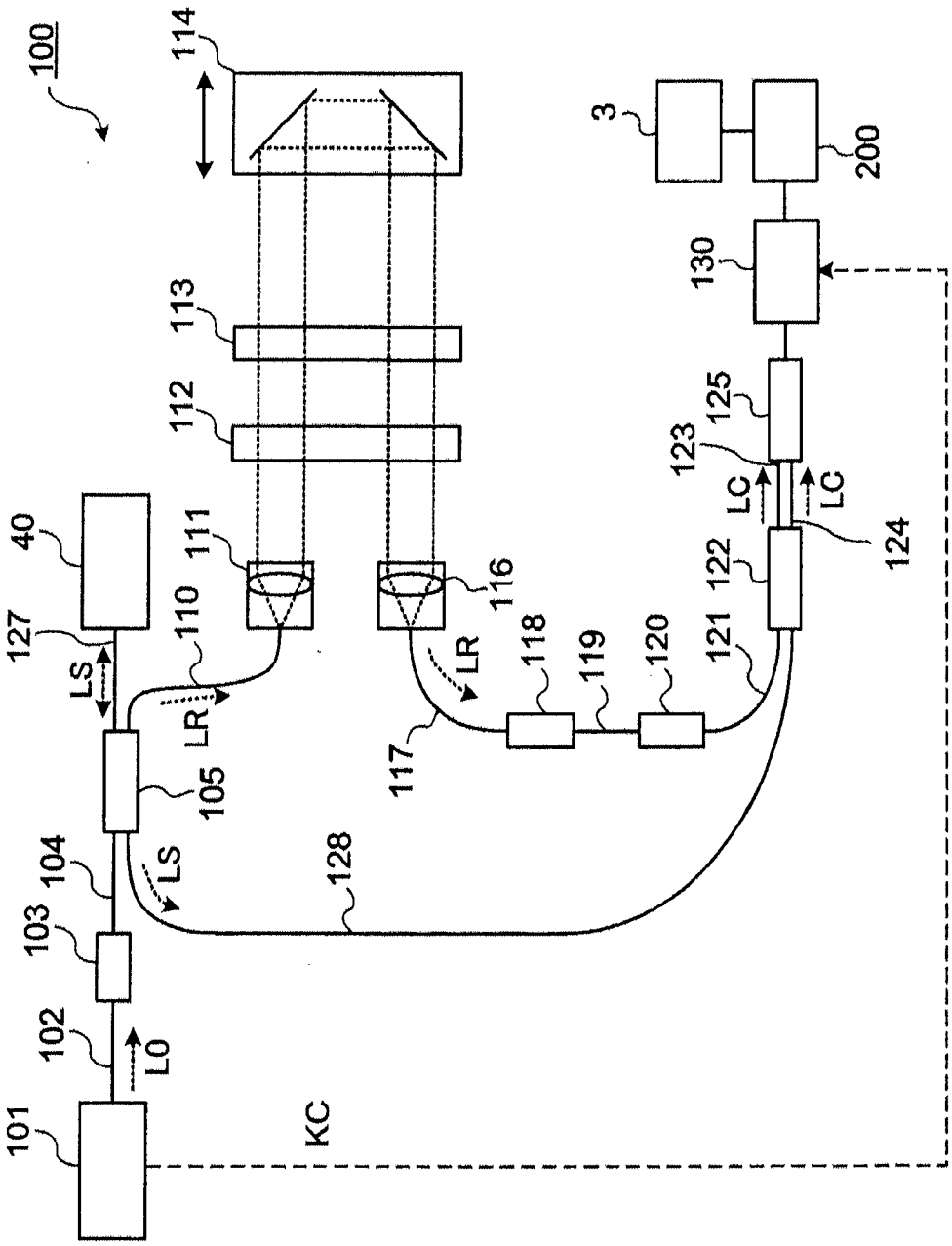
[図12]



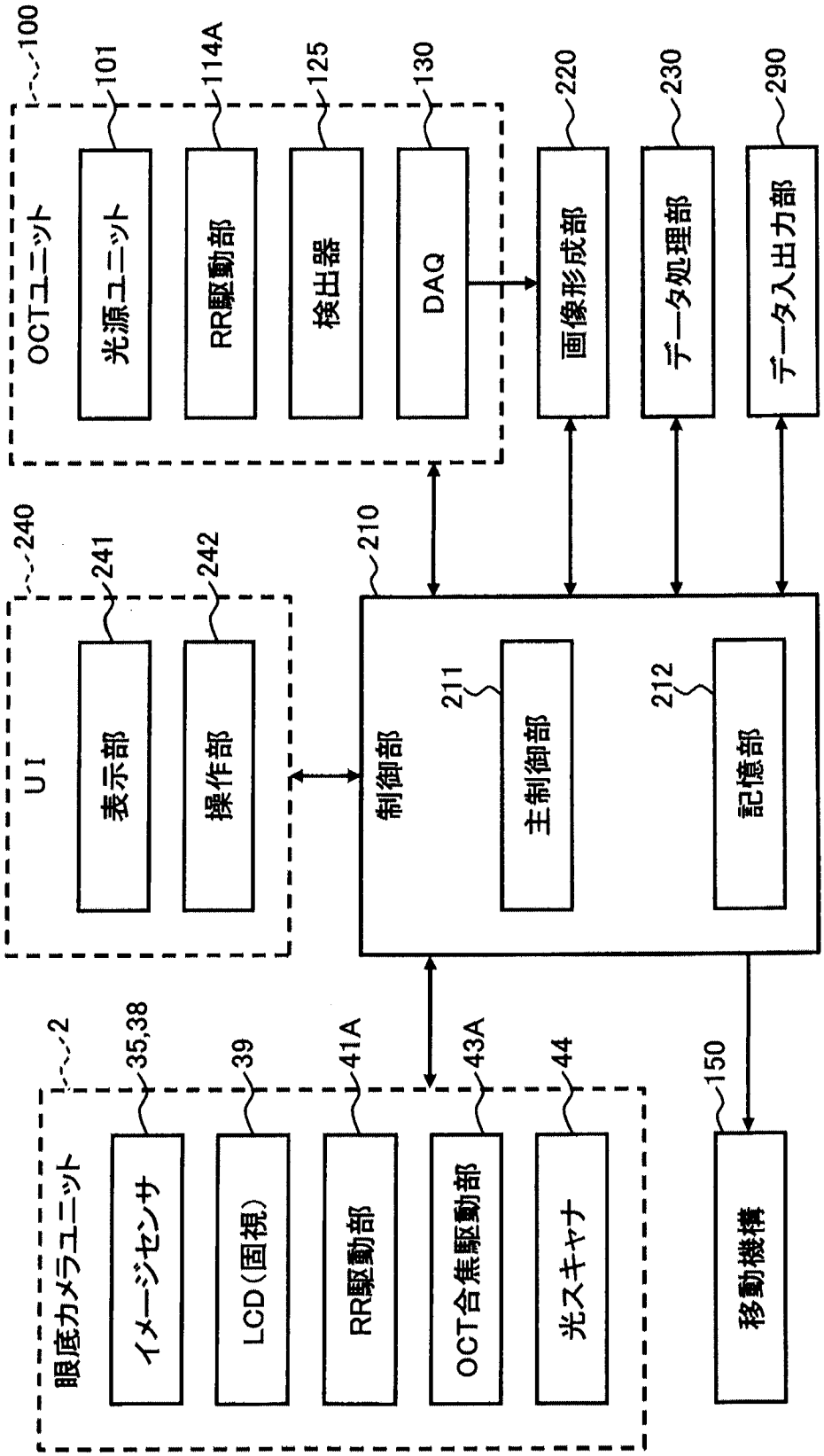
[図13]


1A
2
3
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
30
31
32
33
33A
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
50
51
52
53
54
55
60
61
62
63
64
65
66
67
70
71
100
200
OCTユニット
演算制御ユニット
表示装置
E
Ef
x
y
z

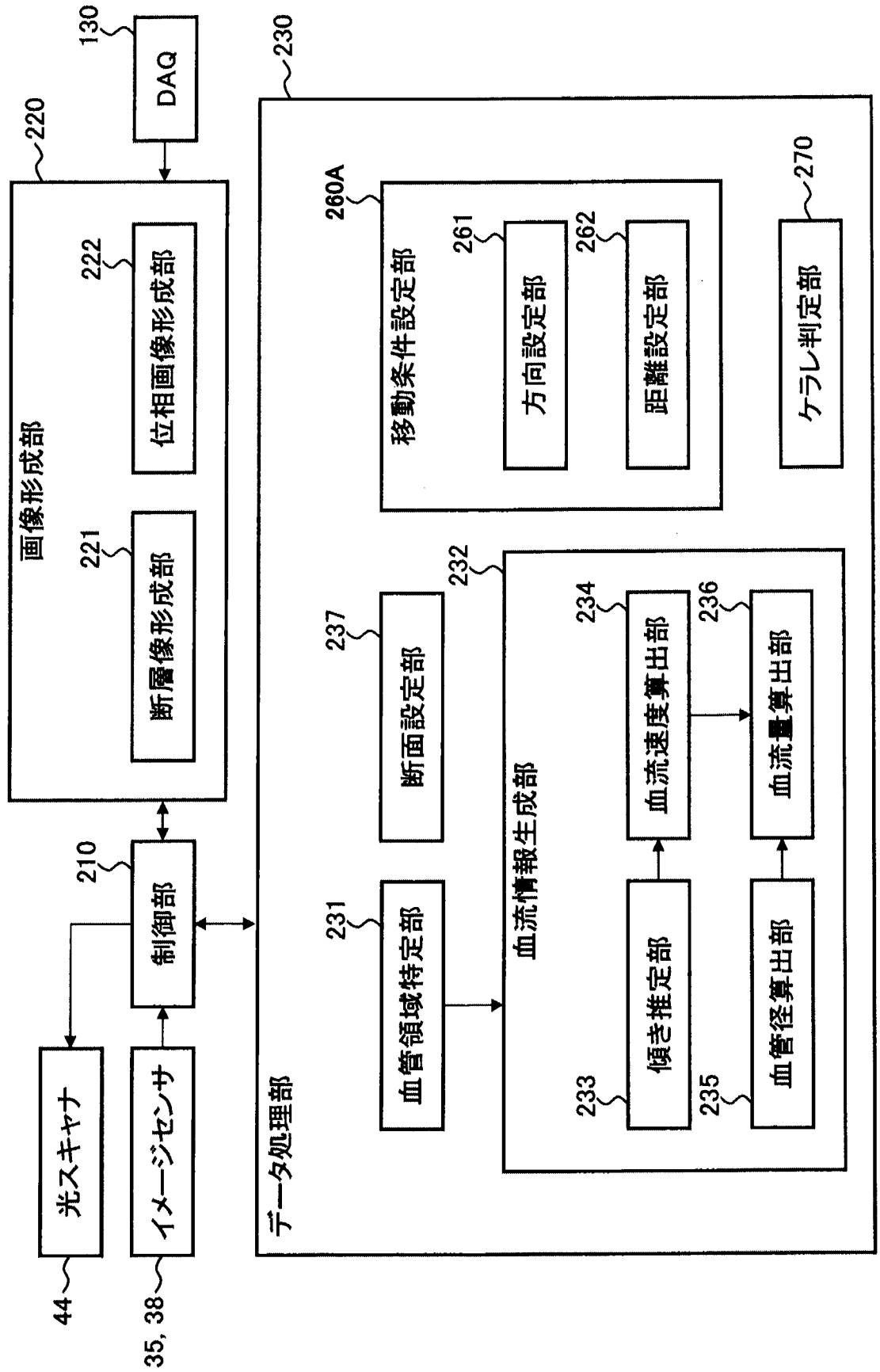
[図14]


100
114
113
112
111
116
110
40
127
LS
LR
105
104
103
102
L0
101
KC
128
117
118
119
120
121
122
123
124
125
LC
LC
130
3
200

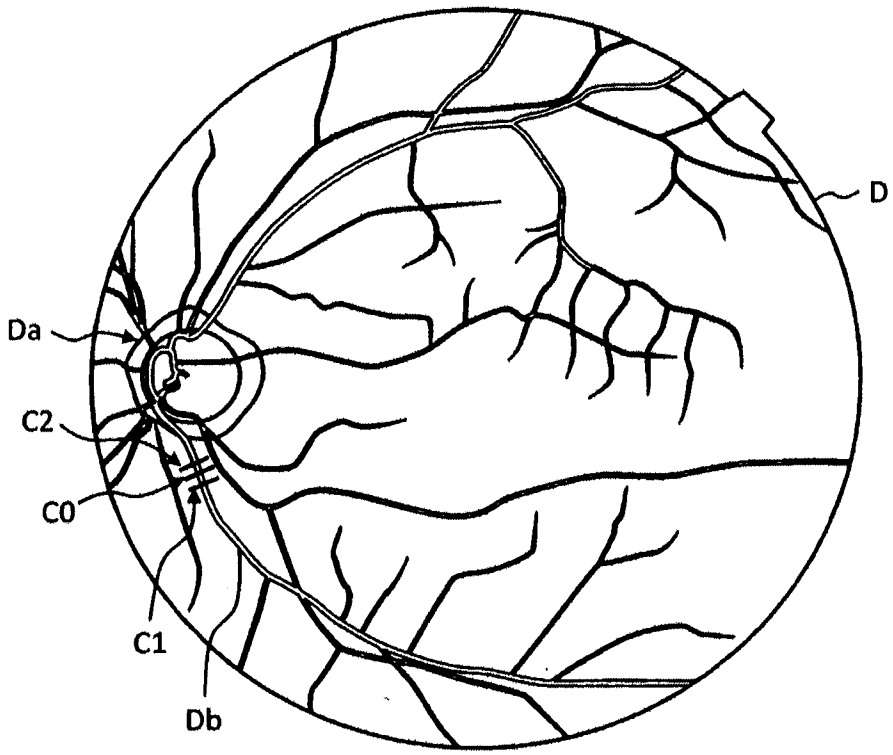
[図15]


100
OCTユニット
101
光源ユニット
114A
RR駆動部
125
検出器
130
DAQ
220
画像形成部
230
データ処理部
290
データ入出力部
240
UI
241
表示部
242
操作部
210
制御部
211
主制御部
212
記憶部
2
眼底カメラユニット
35,38
イメージセンサ
39
LCD(固視)
41A
RR駆動部
43A
OCT合焦駆動部
44
光スキャナ
150
移動機構

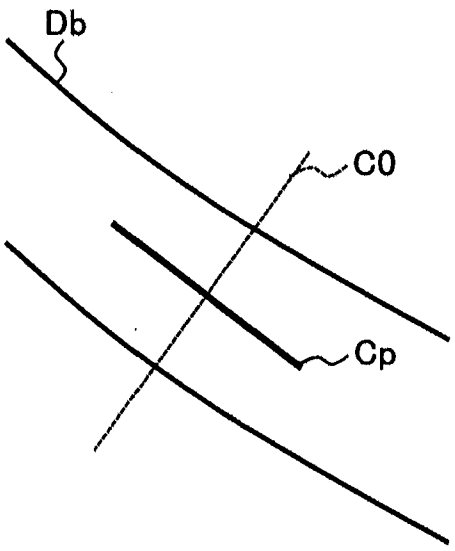
[図16]


光スキャナ
イメージセンサ
制御部
画像形成部
断層像形成部
位相画像形成部
DAQ
データ処理部
血管領域特定部
断面設定部
血流情報生成部
傾き推定部
血流速度算出部
血管径算出部
血流量算出部
移動条件設定部
方向設定部
距離設定部
ケラレ判定部
44
35, 38
210
220
221
222
130
230
231
232
233
234
235
236
237
260A
261
262
270

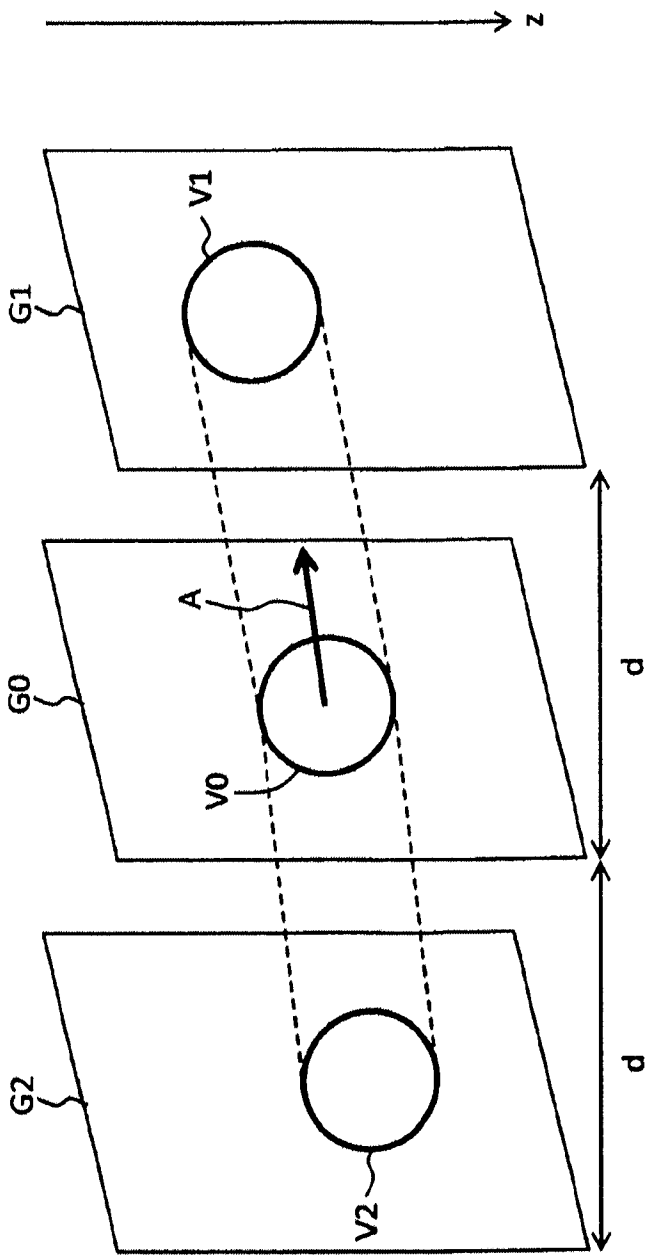
[図17A]



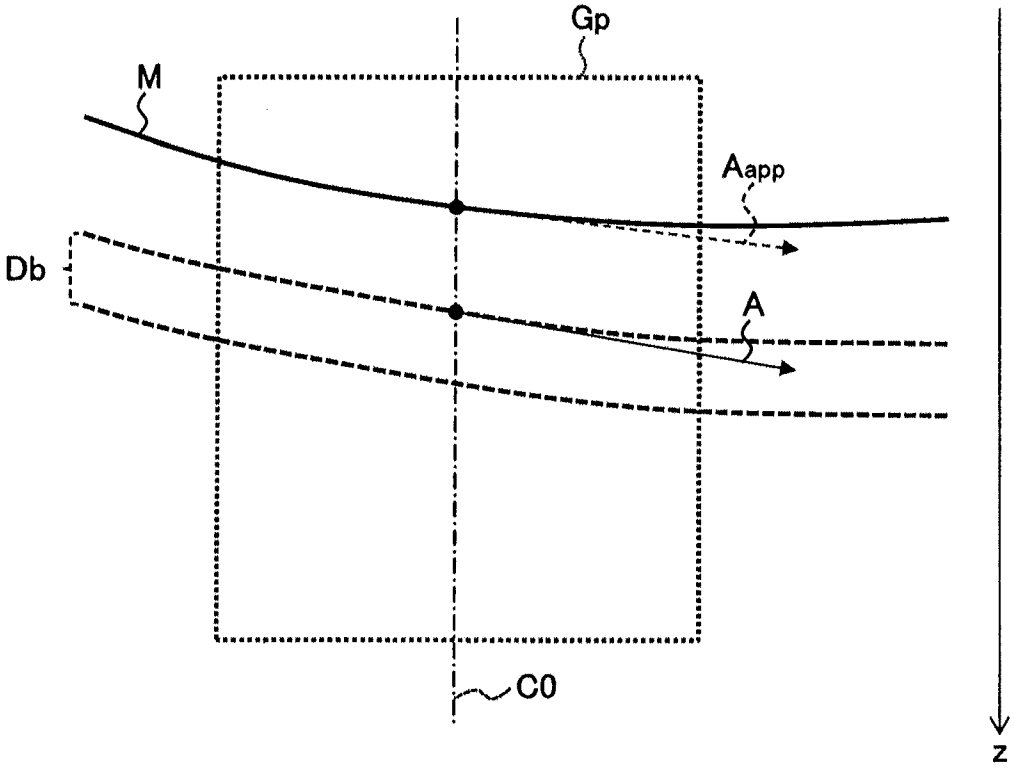
[図17B]



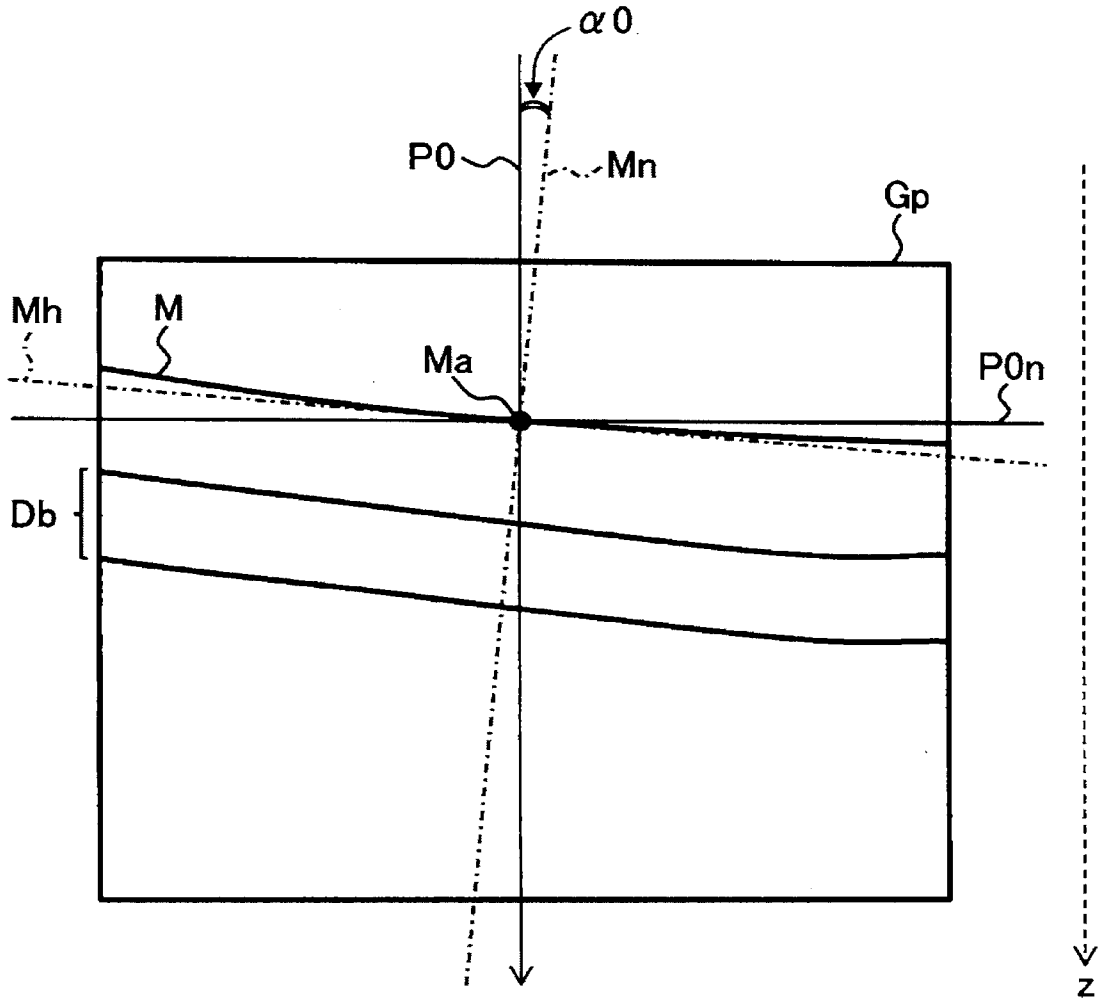
[図18A]



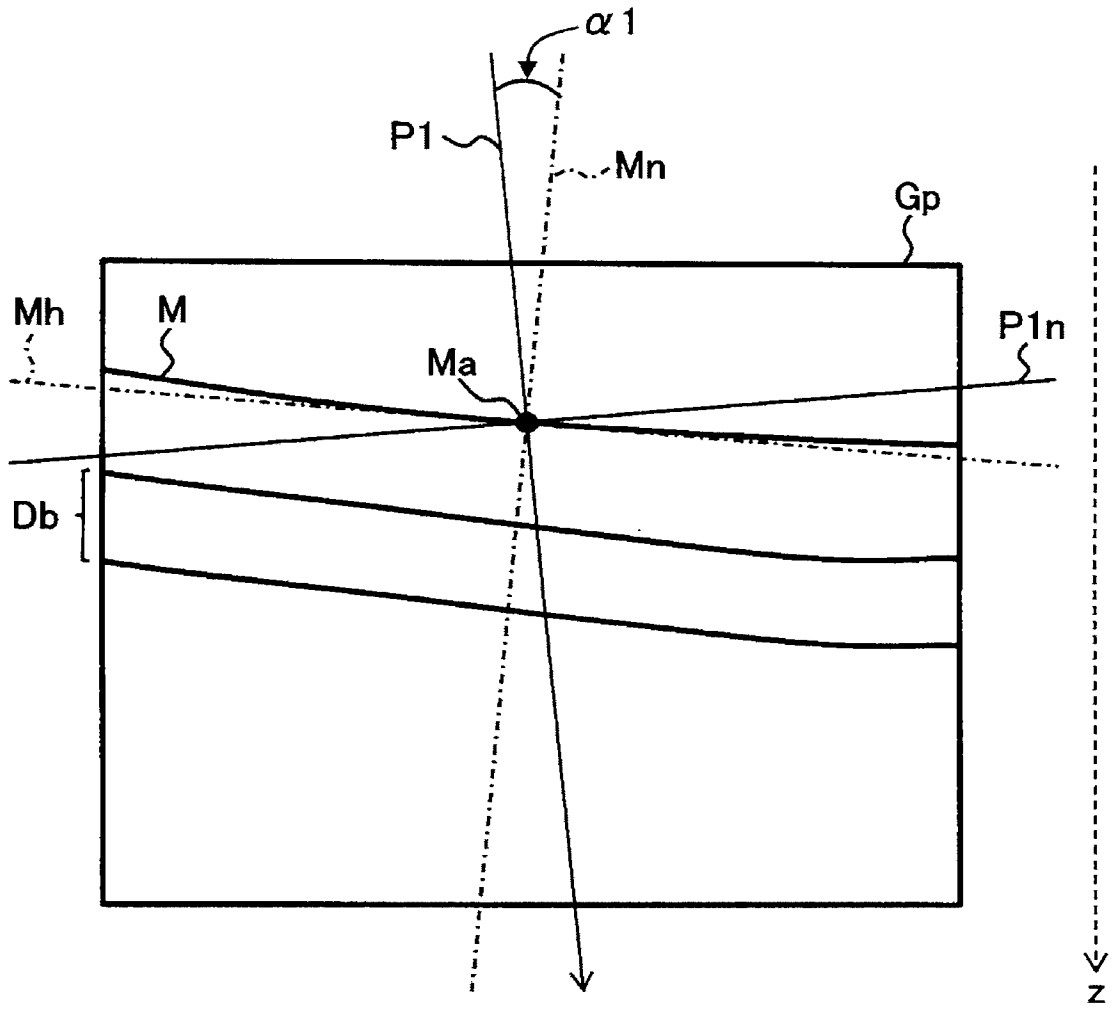
[図18B]



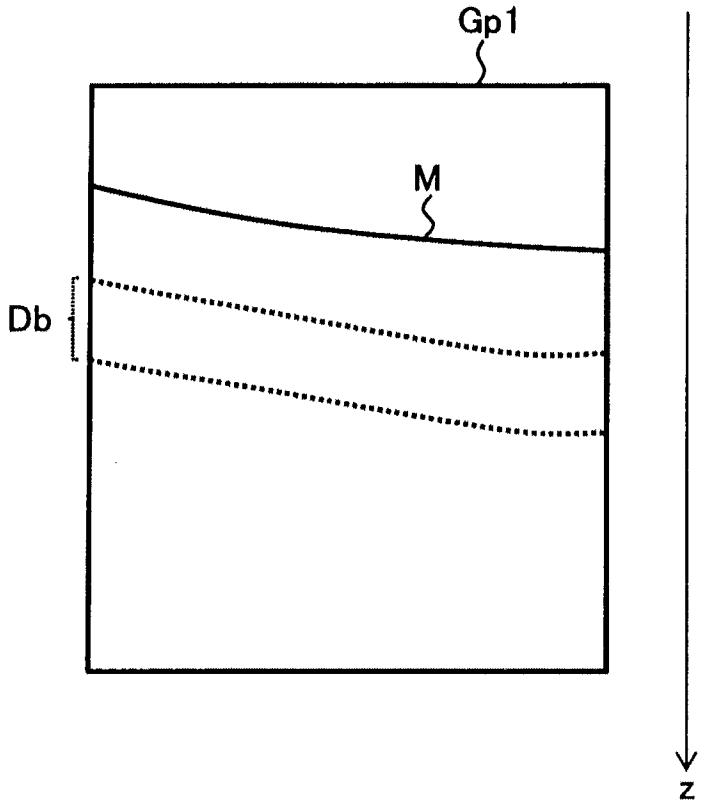
[図19A]



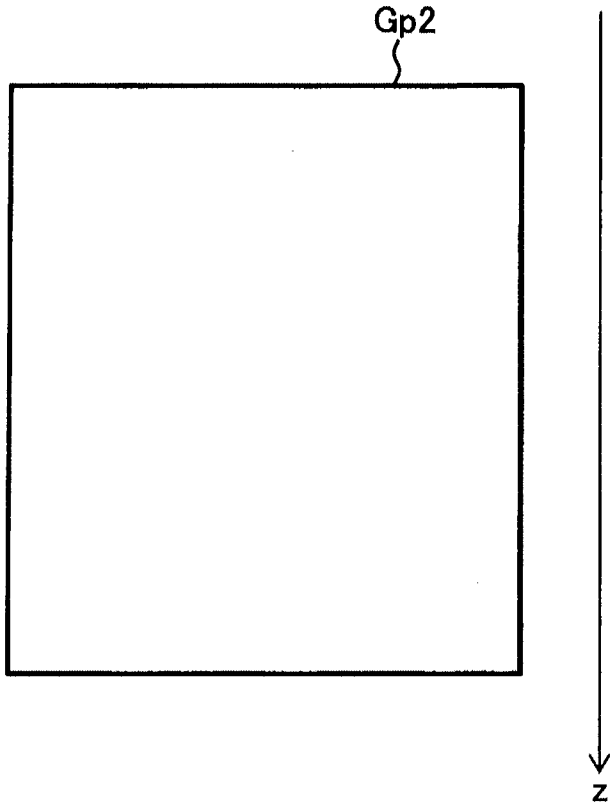
[図19B]



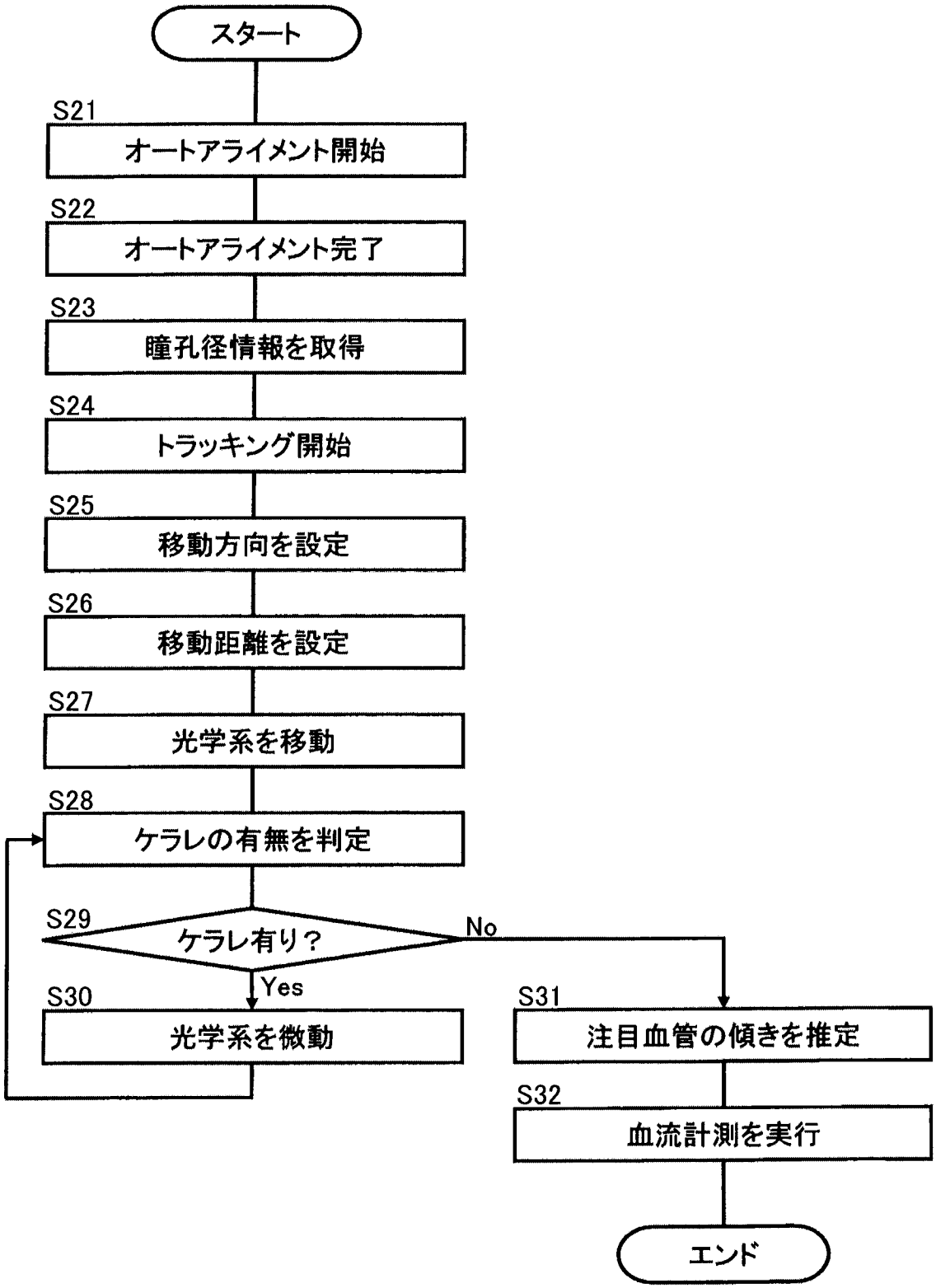
[図20A]



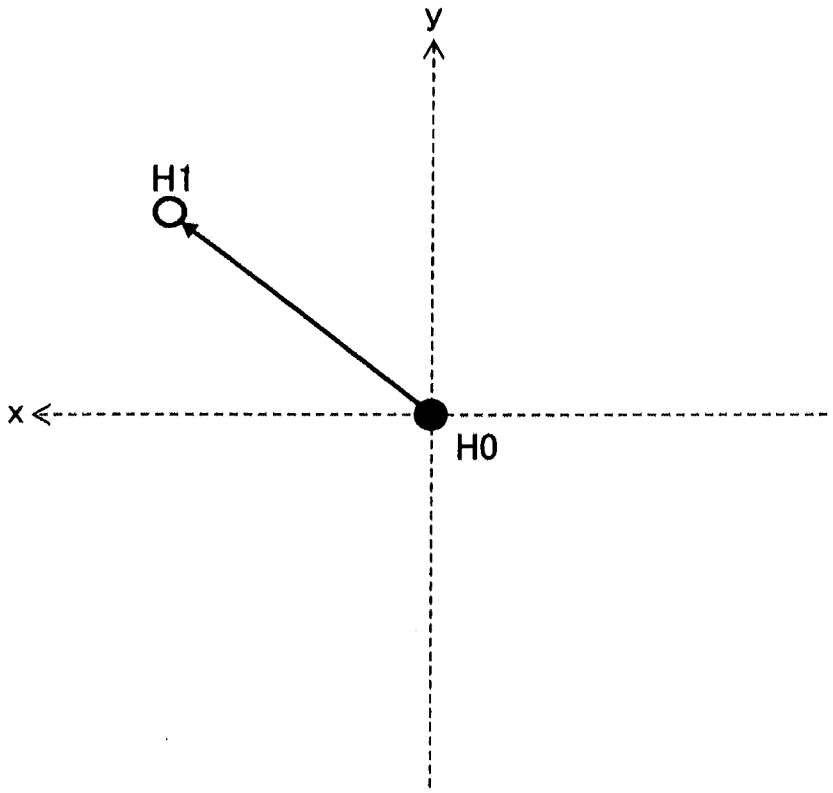
[図20B]



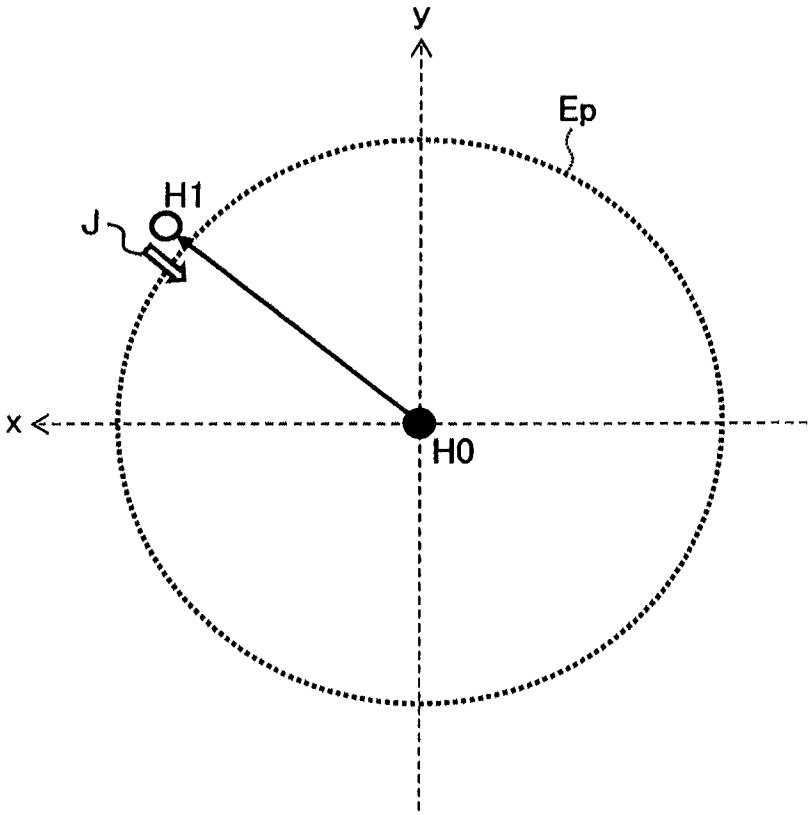
[図21]


スタート
S21
オートアライメント開始
S22
オートアライメント完了
S23
瞳孔径情報を取得
S24
トラッキング開始
S25
移動方向を設定
S26
移動距離を設定
S27
光学系を移動
S28
ケラレの有無を判定
S29
ケラレ有り？
No
Yes
S30
光学系を微動
S31
注目血管の傾きを推定
S32
血流計測を実行
エンド

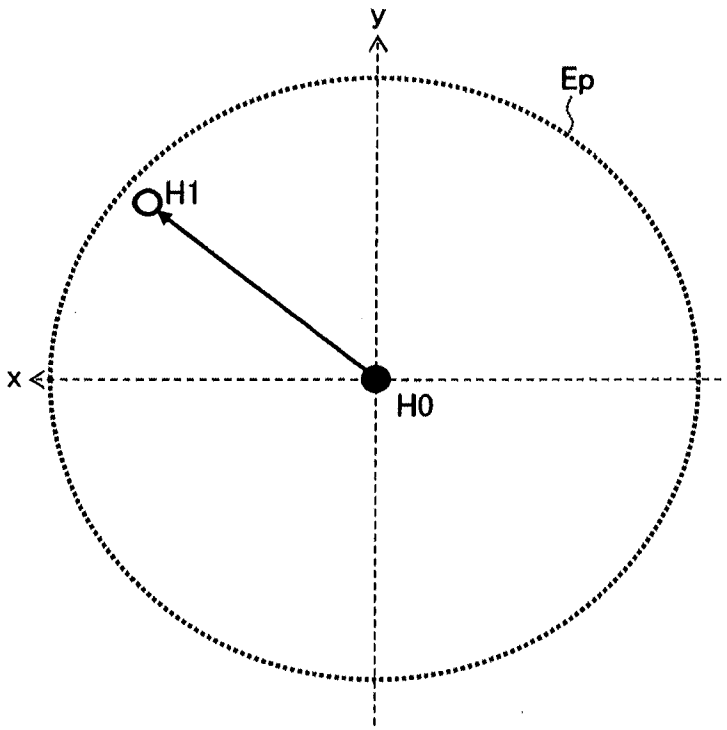
[図22A]



[図22B]



[図22C]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2018/047841

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. A61B3/10

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 1971-2019
Registered utility model specifications of Japan 1996-2019
Published registered utility model applications of Japan 1994-2019

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.
A	JP 2017-169602 A (TOPCON CORP.) 28 September 2017, paragraphs [0100]-[0108] & WO 2017/159018 A1	1-26
A	US 2012/0274897 A1 (CARL ZEISS MEDITEC, INC.) 01 November 2012, paragraph [0060] & JP 2014-512239 A	1-26
A	US 2016/0287071 A1 (OREGON HEALTH & SCIENCE UNIVERSITY) 06 October 2016, paragraph [0066] & WO 2016/161368 A2	1-26

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"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)
"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
"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
"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
"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
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
01.03.2019	12.03.2019
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１８／０４７８４１

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.　A61B3/10

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	１９７１－２０１９年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１９年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１９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
A	JP 2017-169602 A (株式会社トプコン) 2017.09.28, [0100]-[0108] & WO 2017/159018 A1	1-26
A	US 2012/0274897 A1 (CARL ZEISS MEDITEC, INC) 2012.11.01, [0060] & JP 2014-512239 A	1-26
A	US 2016/0287071 A1 (OREGON HEALTH & SCIENCE UNIVERSITY) 2016.10.06, [0066] & WO 2016/161368 A2	1-26

☐　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　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の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	国際調査報告の発送日
０１．０３．２０１９	１２．０３．２０１９

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
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）　２Ｑ　４７４７
増渕　俊仁

電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２