(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
2017 年 4 月 27 日(27.04.2017)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2017/069019 A1

(51) 国際特許分類:
*A61B 3/10* (2006.01) *A61B 3/12* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2016/080173

(22) 国際出願日: 2016 年 10 月 12 日(12.10.2016)

(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 2015-209336 2015 年 10 月 23 日(23.10.2015) 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: 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).

(74) 代理人: 榎並 智和(ENAMI, Tomokazu); 〒1600022 東京都新宿区新宿６丁目７－１ エルプリメント新宿６１８ Tokyo (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, 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.

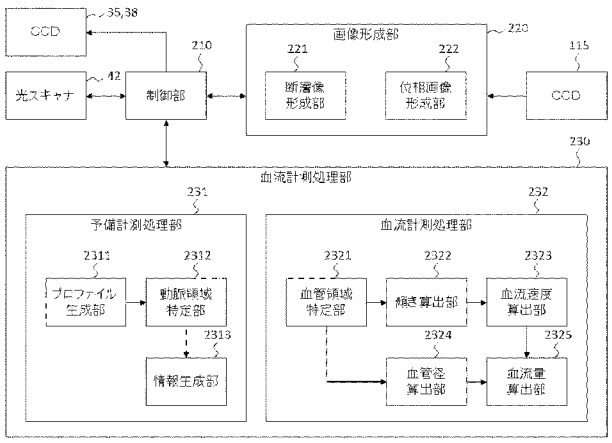
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, 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:
— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

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

(54) 発明の名称 : 血流計測装置

[図4]




42 Optical scanner
210 Control unit
220 Image formation unit
221 Cross-sectional image formation unit
222 Phase image formation unit
230, 232 Blood flow measurement processing unit
231 Preliminary measurement processing unit
2311 Profile generation unit
2312 Artery region identification unit
2313 Information generation unit
2321 Blood vessel region identification unit
2322 Inclination calculation unit
2323 Blood flow velocity calculation unit
2324 Blood vessel diameter calculation unit
2325 Blood flow volume calculation unit

(57) **Abstract**: An embodiment of the present invention pertains to a blood flow measurement device that is for measuring blood flow in a living body using optical coherence tomography, and that is provided with a data acquisition unit, a phase image formation unit, and a processing unit. The data acquisition unit acquires data by repeatedly scanning one or more cross-sections of the living body. On the basis of the acquired data, the phase image formation unit forms a phase image for each of the one or more cross-sections. The processing unit generates a temporal integral value profile in each of the one or more cross-sections by integrating the values of at least some of the pixels in each frame of the phase image, and further generates, on the basis of these temporal integral value profiles, measurement site information used for setting a site to be subjected to blood flow measurement.

(57) 要約: 実施形態は、光コヒーレンストモグラフィを用いて生体の血流計測を行う血流計測装置であって、データ取得部と、位相画像形成部と、処理部とを備える。データ取得部は、生体の１以上の断面を繰り返し走査してデータを取得する。位相画像形成部は、このデータに基づいて、１以上の断面のそれぞれにおける位相画像を形成する。処理部は、位相画像の各フレームにおける少なくとも一部の画素の値を積算することにより、１以上の断面のそれぞれにおける経時的積算値プロファイルを生成し、これら経時的積算値プロファイルに基づいて、血流計測の対象部位を設定するための計測部位情報を生成する。

WO 2017/069019 A1

# 明　細　書

## 発明の名称 ： 血流計測装置

## 技術分野

[0001] この発明は血流計測装置に関する。

## 背景技術

[0002] 光コヒーレンストモグラフィ（Ｏｐｔｉｃａｌ　Ｃｏｈｅｒｅｎｃｅ　Ｔｏｍｏｇｒａｐｈｙ：ＯＣＴ）は、対象の形態の計測だけでなく、その機能の計測にも利用される。例えば、ＯＣＴを用いて生体の血流計測を行うための装置が知られている。ＯＣＴを用いた血流計測は、眼底血管などに応用されている。

## 先行技術文献

## 特許文献

[0003] 特許文献1：特開２０１３－１８４０１８号公報

特許文献2：特開２００９－１６５７１０号公報

特許文献3：特表２０１０－５２３２８６号公報

## 発明の概要

## 発明が解決しようとする課題

[0004] 血流計測は、脈波が明瞭に得られる部位を対象とすることが望ましい。典型的には、計測対象の血管は、好適なドップラー信号が得られる向きに位置する動脈であることが望ましい。動脈の探索は、現状、次のような方法で行われている。第１の方法では、所望の血管を横切る断面をユーザが指定し、その血管の血流計測を実行し、得られたデータを解析してその血管が動脈であるか判定する。この方法では、血管の選択、断面の指定、血流計測、データ解析という一連の処理を、適当な動脈が見つかるまで繰り返さなくてはならず、時間や手間が掛かってしまう。

[0005] 第２の方法ではライブＯＣＴが用いられる。ライブＯＣＴは、生体の一断面を所定の反復レートで繰り返しスキャンし、それにより得られるデータに

基づく動画像をリアルタイムで表示する画像化法である。本方法では、所望の血管を横切る断面の形態画像と位相画像とが動画表示される。位相画像において、動脈は明暗が周期的にかつ比較的大きく変化する領域として表現され、静脈は明暗の変化が比較的小さい領域として表現される。ユーザは、位相画像を観察することで、当該血管が動脈か静脈か判定する。この判定はユーザの経験に頼るものであり、正確性や再現性に劣る。更に、血管の選択、断面の指定、血流計測、観察による判定という一連の処理を、適当な動脈が見つかるまで繰り返さなくてはならない。

[0006] 特に、眼底の血流計測を行う場合には、視認性の悪い赤外観察像を用いるのが一般的であるため、血管の選択も容易ではない。

[0007] この発明の目的の１つは、血流計測の対象部位の設定の容易化及び短時間化を図ることにある。

## 課題を解決するための手段

[0008] 実施形態は、光コヒーレンストモグラフィを用いて生体の血流計測を行う血流計測装置であって、データ取得部と、位相画像形成部と、処理部とを備える。データ取得部は、生体の１以上の断面を繰り返し走査してデータを取得する。位相画像形成部は、このデータに基づいて、１以上の断面のそれぞれにおける位相画像を形成する。処理部は、位相画像の各フレームにおける少なくとも一部の画素の値を積算することにより、１以上の断面のそれぞれにおける経時的積算値プロファイルを生成し、これら経時的積算値プロファイルに基づいて、血流計測の対象部位を設定するための計測部位情報を生成する。

## 発明の効果

[0009] 実施形態によれば、血流計測の対象部位の設定の容易化及び短時間化を図ることが可能である。

## 図面の簡単な説明

[0010] [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5]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7]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9]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10]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。

## 発明を実施するための形態

[0011] 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を用いて生体の断層像や３次元画像を形成する。本明細書に記載の引用文献の内容を実施形態に援用することができる。

[0012] 以下の実施形態では、フーリエドメインＯＣＴ（特にスペクトラルドメイン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のタイプはスペクトラルドメインには限定されず、例えばスウェプトソースＯＣＴであってよい。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、ＳＬＯ（Ｓｃａｎｎｉｎｇ Ｌａｓｅｒ Ｏｐｈｔｈａｌｍｏｓｃ

ｏｐｅ）、スリットランプ、眼科手術用顕微鏡などがある。なお、実施形態の血流計測装置は、一般に、ＯＣＴ機能を具備していれば十分である。

[0013] 〈第１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は、眼底を撮影して正面画像を取得するための光学系を備える。この光学系は、従来の眼底カメラのそれとほぼ同様である。ＯＣＴユニット１００は、眼底のＯＣＴを行ってデータを取得するための光学系を備える。演算制御ユニット２００は、各種の演算や制御を実行するコンピュータを備える。

[0014] （眼底カメラユニット２）

図１に示す眼底カメラユニット２には、被検眼Ｅの眼底Ｅｆの表面形態を表す２次元画像（眼底像）を取得するための光学系が設けられている。眼底像としては観察画像や撮影画像がある。観察画像は、例えば、近赤外光を用いて所定のフレームレートで形成されるモノクロの動画像である。撮影画像は、例えば、可視光をフラッシュ発光して得られるカラー画像、又は、近赤外光若しくは可視光を照明光として用いたモノクロの静止画像である。眼底カメラユニット２は、これら以外の画像、例えばフルオレセイン蛍光画像やインドシアニングリーン蛍光画像や自発蛍光画像などを取得可能であってよい。

[0015] 眼底カメラユニット２には、被検者の顔を支持するための顎受けや額当てが設けられている。更に、眼底カメラユニット２には、照明光学系１０と撮影光学系３０が設けられている。照明光学系１０は眼底Ｅｆに照明光を照射する。撮影光学系３０は、この照明光の眼底反射光を撮像装置（ＣＣＤイメージセンサ（単にＣＣＤと呼ぶことがある）３５、３８）に導く。また、撮影光学系３０は、ＯＣＴユニット１００からの測定光を眼底Ｅｆに導くとともに、眼底Ｅｆからの測定光の戻り光をＯＣＴユニット１００に導く。

[0016] 照明光学系１０の観察光源１１は、例えばハロゲンランプ又はＬＥＤ（Ｌ

ｉｇｈｔ　Ｅｍｉｔｔｉｎｇ　Ｄｉｏｄｅ）を含む。観察光源１１から出力された光（観察照明光）は、曲面状の反射面を有する反射ミラー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１７、１８、絞り１９及びリレーレンズ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により屈折されて眼底Ｅｆを照明する。

[0017] 観察照明光の眼底反射光は、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、合焦レンズ３１を経由し、ミラー３２により反射され、ハーフミラー４０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ＣＣＤイメージセンサ３５の受光面に結像される。ＣＣＤイメージセンサ３５は、所定のフレームレートで眼底反射光を検出する。表示装置３には、ＣＣＤイメージセンサ３５により検出された眼底反射光に基づく画像（観察画像）が表示される。なお、撮影光学系３０のピントが前眼部に合わせられている場合、被検眼Ｅの前眼部の観察画像が表示される。

[0018] 撮影光源１５は、例えばキセノンランプ又はＬＥＤを含む。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。撮影照明光の眼底反射光は、観察照明光のそれと同様の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ＣＣＤイメージセンサ３８の受光面に結像される。表示装置３には、ＣＣＤイメージセンサ３８により検出された眼底反射光に基づく画像（撮影画像）が表示される。

[0019] ＬＣＤ（Ｌｉｑｕｉｄ　Ｃｒｙｓｔａｌ　Ｄｉｓｐｌａｙ）３９は、固視標や視力測定用指標を表示する。固視標は被検眼Ｅを固視させるための指標

であり、眼底撮影時やＯＣＴ時などに使用される。ＬＣＤ３９の画面上における固視標の表示位置を変更することにより、被検眼Ｅの固視位置を変更できる。

[0020] ＬＣＤ３９から出力された光は、その一部がハーフミラー４０にて反射され、ミラー３２に反射され、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の孔部を通過し、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に投影される。

[0021] 更に、眼底カメラユニット２には、従来の眼底カメラと同様にアライメント光学系５０とフォーカス光学系６０が設けられている。アライメント光学系５０は、被検眼Ｅに対する装置光学系の位置合わせ（アライメント）を行うための指標（アライメント指標）を生成する。フォーカス光学系６０は、眼底Ｅｆに対してフォーカス（ピント）を合わせるための指標（スプリット指標）を生成する。

[0022] アライメント光学系５０のＬＥＤ５１から出力された光（アライメント光）は、絞り５２、５３及びリレーレンズ５４を経由して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により被検眼Ｅに投影される。

[0023] アライメント光の戻り光はＣＣＤイメージセンサ３５により検出される。ＣＣＤイメージセンサ３５による受光像（アライメント指標像）は、観察画像とともに表示される。ユーザは、従来の眼底カメラと同様に、アライメント指標像を参照しつつアライメントを実施することができる。また、演算制御ユニット２００がアライメント指標像の位置を解析して光学系を移動させることによりアライメントを行うこともできる（オートアライメント機能）。

[0024] フォーカス調整を行う際には、照明光学系１０の光路上に反射棒６７の反射面が斜設される。フォーカス光学系６０のＬＥＤ６１から出力された光（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により屈折されて眼底Ｅｆに投影される。

[0025] フォーカス光の戻り光はＣＣＤイメージセンサ３５により検出される。ＣＣＤイメージセンサ３５による受光像（スプリット指標像）は、観察画像及びアライメント指標像とともに表示される。演算制御ユニット２００は、従来と同様に、スプリット指標の位置を解析して合焦レンズ３１及びフォーカス光学系６０を移動させてピント合わせを行うことができる（オートフォーカス機能）。また、スプリット指標像の位置を参照しつつ手動でピント合わせを行ってもよい。

[0026] ダイクロイックミラー４６は、眼底撮影用の光路にＯＣＴ用の測定光の光路（測定光路、測定アーム）を合成する。つまり、眼底撮影用の光路と測定光路とは、ダイクロイックミラー４６により同軸に構成され、ダイクロイックミラー４６よりも被検眼Ｅ側の光路を共有している。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。測定光路には、ＯＣＴユニット１００側から順に、コリメータレンズユニット４０と、光路長変更部４１と、光スキャナ４２と、合焦レンズ４３と、ミラー４４と、リレーレンズ４５とが設けられている。

[0027] 光路長変更部４１は、図１に示す矢印の方向に移動可能とされ、測定光路の長さを変更する。この光路長の変更は、被検眼Ｅの眼軸長に応じた光路長の補正や、干渉状態の調整などに利用される。光路長変更部４１は、例えばコーナーキューブと、これを移動する機構とを含んで構成される。

[0028] 光スキャナ４２は、測定光路を通過する測定光ＬＳの進行方向を変化させる。それにより、眼底Ｅｆを測定光ＬＳで走査することができる。光スキャナ４２は、例えば、測定光ＬＳをｘ方向に走査するガルバノミラーと、ｙ方向に走査するガルバノミラーとを含み、ｘｙ面上の任意の方向に測定光ＬＳを偏向可能に構成される。

[0029] （ＯＣＴユニット１００）

図２を参照しつつＯＣＴユニット１００の構成例を説明する。ＯＣＴユニット１００に設けられた光学系は、従来のスペクトラルドメインタイプのＯＣＴ装置と同様に、低コヒーレンス光を参照光と測定光に分割し、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、この干渉光のスペクトル成分を検出するよう構成されている。この検出結果（検出信号）は演算制御ユニット２００に送られる。

[0030] スウェプトソースタイプのＯＣＴ装置が適用される場合、低コヒーレンス光源の代わりに波長掃引光源が設けられるとともに、スペクトル成分を検出するデバイス（分光器）の代わりにバランスドフォトダイオード等が設けられる。一般に、ＯＣＴユニット１００は、ＯＣＴのタイプに応じた公知の構成を備えていてよい。

[0031] 光源ユニット１０１は低コヒーレンス光Ｌ０（広帯域光）を出力する。低コヒーレンス光Ｌ０は、例えば、近赤外領域の波長帯（８００ｎｍ～９００ｎｍ程度）を含み、数十マイクロメートル程度の時間的コヒーレンス長を有する。或いは、１０４０～１０６０ｎｍの中心波長を有する近赤外光を低コヒーレンス光Ｌ０として用いてもよい。

[0032] 光源ユニット１０１は、スーパールミネセントダイオード（Ｓｕｐｅｒ Ｌｕｍｉｎｅｓｃｅｎｔ Ｄｉｏｄｅ：ＳＬＤ）や、ＬＥＤや、ＳＯＡ（Ｓｅｍｉｃｏｎｄｕｃｔｏｒ Ｏｐｔｉｃａｌ Ａｍｐｌｉｆｉｅｒ）等の光出力デバイスを含んで構成される。

[0033] 光源ユニット１０１から出力された低コヒーレンス光Ｌ０は、光ファイバ１０２によりファイバカプラ１０３に導かれて測定光ＬＳと参照光ＬＲに分割される。

[0034] 参照光ＬＲは、光ファイバ１０４により導かれて光減衰器（アッテネータ）１０５に到達する。光減衰器１０５は、演算制御ユニット２００の制御の下、或いは手動操作により、光ファイバ１０４に導かれる参照光ＬＲの光量を変更する。光減衰器１０５により光量が調整された参照光ＬＲは、光ファ

イバ１０４により導かれて偏波調整器（偏波コントローラ）１０６に到達する。偏波調整器１０６は、光ファイバ１０４内を導かれる参照光ＬＲの偏光状態を変化させる。偏波調整器１０６により偏光状態が調整された参照光ＬＲは、ファイバカプラ１０９に到達する。

[0035] ファイバカプラ１０３により生成された測定光ＬＳは、光ファイバ１０７により導かれ、コリメータレンズユニット１０５により平行光束とされる。更に、測定光ＬＳは、光路長変更部４１、光スキャナ４２、合焦レンズ４３、ミラー４４、及びリレーレンズ４５を経由してダイクロイックミラー４６に到達する。そして、測定光ＬＳは、ダイクロイックミラー４６により反射され、対物レンズ１１により屈折されて被検眼Ｅに入射する。測定光ＬＳは、眼底Ｅｆの様々な深さ位置において反射・散乱される。眼底Ｅｆからの測定光ＬＳの戻り光（後方散乱光、反射光、蛍光等）は、往路と同じ経路を逆向きに進行してファイバカプラ１０３に導かれ、光ファイバ１０８を経由してファイバカプラ１０９に到達する。

[0036] ファイバカプラ１０９は、測定光ＬＳの戻り光と参照光ＬＲとを干渉させる。これにより干渉光ＬＣが生成される。干渉光ＬＣは、光ファイバ１１０により導かれて出射端１１１から出射される。更に、干渉光ＬＣは、コリメータレンズ１１２により平行光束とされ、回折格子１１３によりスペクトル分解され、集光レンズ１１４により集光されてＣＣＤイメージセンサ１１５の受光面に投影される。なお、図２に示す回折格子１１８は透過型であるが、例えば反射型の回折格子など、他の形態の分光素子を用いることも可能である。

[0037] ＣＣＤイメージセンサ１１５は、例えばラインセンサであり、干渉光ＬＣの各スペクトル成分を検出して電荷に変換する。ＣＣＤイメージセンサ１１５は、この電荷を蓄積して検出信号を生成し、これを演算制御ユニット２００に送る。なお、ＣＣＤイメージセンサに代えて、他のイメージセンサ、例えばＣＭＯＳ（Ｃｏｍｐｌｅｍｅｎｔａｒｙ Ｍｅｔａｌ Ｏｘｉｄｅ Ｓｅｍｉｃｏｎｄｕｃｔｏｒ）イメージセンサを用いてよい。

[0038]（演算制御ユニット２００）

演算制御ユニット２００は、ＣＣＤイメージセンサ１１５から入力される検出信号を解析してＯＣＴ画像を形成する。そのための演算処理は、従来のスペクトラルドメインＯＣＴと同様である。

[0039] また、演算制御ユニット２００は、眼底カメラユニット２、表示装置３及びＯＣＴユニット１００を制御する。眼底カメラユニット２の制御には、観察光源１１、撮影光源１５、ＬＣＤ３９、光スキャナ４２、並びにＬＥＤ５１及び６１のそれぞれの動作制御や、合焦レンズ３１及び４３、光路長変更部４１、フォーカス光学系６０、並びに反射棒６７、のそれぞれの移動制御などがある。ＯＣＴユニット１００の制御には、光源ユニット１０１、光減衰器１０５、偏波調整器１０６、及びＣＣＤイメージセンサ１２０のそれぞれの動作制御などがある。

[0040] 演算制御ユニット２００は、プロセッサ、ＲＡＭ、ＲＯＭ、ハードディスクドライブ、通信インターフェイスなどを含む。また、演算制御ユニット２００は、キーボードやマウス等の操作デバイス（入力デバイス）や、ＬＣＤ等の表示デバイスを備えていてもよい。なお、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。演算制御ユニット２００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。

[0041] ［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。

[0042]（制御部２１０）

制御部２１０は、例えば、プロセッサ、ＲＡＭ、ＲＯＭ、ハードディスクドライブ、通信インターフェイス等を含む。制御部２１０には、主制御部２１１と記憶部２１２が設けられている。記憶部２１２は、各種のデータやコンピュータプログラムを記憶する。

[0043] 主制御部２１１は各種制御を行う。例えば、図３に示すように、主制御部２１１は、眼底カメラユニット２のＣＣＤ３５及び３８、合焦駆動部３１Ａ、光路長変更部４１、光スキャナ４２、並びに合焦駆動部４３Ａの制御を行う。更に、主制御部２１１は、ＯＣＴユニット１００の光源ユニット１０１、光減衰器１０５、偏波調整器１０６及びＣＣＤ１１５の制御を行う。

[0044] 合焦駆動部３１Ａは、合焦レンズ３１を光軸方向に移動させる。それにより、撮影光学系３０の合焦位置が変化する。また、合焦駆動部４３Ａは、合焦レンズ４３を光軸方向に移動させる。それにより、測定光ＬＳの合焦位置（ＯＣＴ計測の合焦位置）が変化する。主制御部２１１は、図示しない光学系駆動部を制御して、眼底カメラユニット２に設けられた光学系を３次元的に移動することができる。この光学系の移動制御は、アライメントやトラッキングにおいて用いられる。トラッキングとは、被検眼Ｅの眼球運動に合わせて装置光学系を移動する処理である。トラッキングの前にはアライメントとフォーカス調整が実行される。トラッキングは、装置光学系の位置を眼球運動に追従させることにより、アライメントとピントが合った状態を維持する機能である。

[0045]（画像形成部２２０）

画像形成部２２０は、ＣＣＤイメージセンサ１１５からの検出信号に基づいて、眼底Ｅｆの断層像の画像データと位相画像の画像データとを形成する。画像形成部２２０はプロセッサを含む。なお、この明細書では、「画像データ」と、それに基づく「画像」とを同一視することがある。画像形成部２２０は、断層像形成部２２１と位相画像形成部２２２を有する。

[0046] 本実施形態では、血流計測の対象部位を設定するための走査（予備計測）

と、予備計測の結果から設定された部位に関する血流情報を取得するための走査（血流計測）とが実行される。

[0047] 予備計測では、眼底Ｅｆの複数の断面を測定光ＬＳで反復的に走査する。複数の断面の走査は、例えば、互いに平行な複数の走査線に沿ったラスタースキャンである。ラスタースキャンの走査線の本数は例えば１２８本であり、それにより眼底Ｅｆの３次元領域が走査される（３次元スキャン）。なお、走査パターンや走査線の本数は本例に限定されない。

[0048] 血流計測では、予備計測の結果から設定された眼底Ｅｆの部位に基づき２種類の走査（第１走査及び第２走査）が実行される。予備計測の結果から設定された部位を注目部位と呼ぶ。注目部位は、注目血管と注目断面とを含む。注目血管は、予備計測の結果から設定された眼底Ｅｆの血管である。注目血管は、脈波が明瞭に観察される血管であってよく、例えば動脈である。注目断面は、注目血管に交差する断面である。更に、注目部位は、注目断面の近傍に位置する１以上の断面を含んでいてよい。この１以上の断面は、注目血管の傾きを求めるためのＯＣＴスキャンの対象となる。

[0049] 第１走査では、注目血管に交差する２以上の断面が測定光ＬＳで走査される。第１走査により取得されたデータは、注目断面における注目血管の傾き（向き）を求めるために用いられる。一方、第２走査は、注目血管に交差する注目断面が測定光ＬＳで反復的に走査される。第１走査が行われる断面は、注目断面の近傍に配置される。第２走査は、ＯＣＴを用いたドップラー計測である。

[0050] 第１走査及び第２走査の対象断面は、ｘｙ面において、注目血管の走行方向に対して直交するように向き付けられることが望ましい。図５の眼底像Ｄに示すように、本実施形態では、例えば、視神経乳頭Ｄａの近傍に、第１走査が行われる２つの断面Ｃ１１及びＣ１２と、第２走査が行われる注目断面Ｃ２とが注目血管Ｄｂに交差するように設定される。２つの断面Ｃ１１及びＣ１２の一方は注目断面Ｃ２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Ｃ２に対する各断面Ｃ１１及びＣ１２の距離

（断面間距離）は、事前に決定される。

[0051] 第２走査は、患者の心臓の少なくとも１心周期の間にわたって実行されることが望ましい。それにより、心臓の全ての時相における血流情報が得られる。第２走査の実行時間は、あらかじめ設定された一定の時間（例えば２秒間）であってもよいし、患者ごとに又は検査毎に設定された時間であってもよい。後者の一例において、心電計を用いて得られる患者の心拍データを利用することができる。

[0052]（断層像形成部２２１）

断層像形成部２２１は、眼底Ｅｆを０ＣＴスキャンして得られたデータに基づいて断層像を形成する。断層像形成部２２１は、予備計測において取得されたデータに基づいて断層像を形成することができる。また、断層像形成部２２１は、血流計測（第１走査及び／又は第２走査）により取得されたデータに基づいて断層像を形成することができる。例えば、断層像形成部２２１は、断面Ｃ１１及びＣ１２に対する第１走査により得られた干渉光ＬＣの検出結果に基づいて、断面Ｃ１１の形態を表す断層像と、断面Ｃ１２の形態を表す断層像とを形成する。このとき、断面Ｃ１１を１回走査して１枚の断層像を形成し、かつ、断面Ｃ１２を１回走査して１枚の断層像を形成することができる。或いは、断面Ｃ１１を複数回走査して得られた複数の断層像に基づき１枚の断層像を取得し、かつ、断面Ｃ１２を複数回走査して得られた複数の断層像に基づき１枚の断層像を取得することができる。複数の断層像から１枚の断層像を取得する処理の例として、複数の断層像を平均して画質向上を図る処理や、複数の断層像から最適な１枚を選択する処理がある。

[0053] また、断層像形成部２２１は、注目断面Ｃ２に対する第２走査により得られた干渉光ＬＣの検出結果に基づいて、注目断面Ｃ２の形態の時系列変化を表す断層像群を形成する。この処理についてより詳しく説明する。第２走査では、上記のように注目断面Ｃ２が繰り返し走査される。断層像形成部２２１には、第２走査に応じて、０ＣＴユニット１００のＣＣＤ１１５から検出信号が逐次入力される。断層像形成部２２１は、注目断面Ｃ２の１回分の走

査に対応する検出信号群に基づいて、注目断面Ｃ２の１枚の断層像を形成する。断層像形成部２２１は、この処理を第２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断層像を形成する。ここで、これら断層像を複数の群に分割し、各群の断層像を平均して画質の向上を図ってもよい。

[0054] 断層像形成部２２１が実行する処理は、従来のスペクトラルドメインＯＣＴと同様に、ノイズ除去（ノイズ低減）、フィルタ処理、ＦＦＴ（Ｆａｓｔ Ｆｏｕｒｉｅｒ Ｔｒａｎｓｆｏｒｍ）などを含む。他のタイプのＯＣＴが適用される場合、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。

[0055]（位相画像形成部２２２）

位相画像形成部２２２は、眼底Ｅｆの所定部位を繰り返しＯＣＴスキャンして得られたデータに基づいて位相画像を形成する。位相画像形成部２２２は、予備計測において取得されたデータに基づいて、スキャンされた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。予備計測では、眼底Ｅｆの複数の断面が繰り返し走査される。位相画像形成部２２２は、予備計測により取得されたデータに基づいて、これら断面のそれぞれにおける位相画像を形成する。

[0056] また、位相画像形成部２２２は、血流計測の第２走査により取得されたデータに基づいて位相画像を形成する。例えば、位相画像形成部２２２は、注目断面Ｃ２に対する第２走査により得られた干渉光ＬＳの検出結果に基づいて、注目断面Ｃ２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。

[0057] 位相画像の形成に用いられるデータは、断層像形成部２２１が断層像を形成するために用いられるデータと同じであってよい。この場合、スキャンされた断面の断層像と位相画像とを容易に位置合わせすることができる。つまり、同じデータに基づき形成された断層像と位相画像とについて、断層像の画素と位相画像の画素とを自然に対応付けることが可能である。

[0058] 位相画像の形成方法の例を説明する。本例の位相画像は、隣り合うＡライン複素信号（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、本例の位相画像は、スキャンされた断面の断層像の各画素について、その画素の画素値（輝度値）の時系列変化に基づき形成される。任意の画素について、位相画像形成部２２２は、その輝度値の時系列変化のグラフを考慮する。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２つの時点ｔ１及びｔ２の間の任意の時点）における位相差Δφ（ｔ１）として定義する。あらかじ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で、当該画素における位相差の時系列変化が得られる。

[0059] 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ことを表す色（例えば赤）と、減少したことを表す色（例えば青）とを違えることができる。また、位相の変化量の大きさを表示色の濃さ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色や濃度で提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。

[0060] 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。

[0061]（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プロセッサを含む。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画像処理や解析処理を施す。その具体例として、輝度補正や分散補正等の各種補正処理がある。また、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）に対して画像処理や解析処

理を施す。データ処理部２３０は、予備計測処理部２３１と、血流計測処理部２３２とを含む。

[0062]（予備計測処理部２３１）

予備計測処理部２３１は、血流計測が行われる部位を設定するための予備計測にて取得されたデータの処理を実行する。本例では、予備計測処理部２３１は、予備計測によりデータから形成された位相画像に基づいて、血流計測の対象となる注目部位を設定するための情報（計測部位情報）を生成する。予備計測処理部２３１は、プロファイル生成部２３１１と、動脈領域特定部２３１２と、情報生成部２３１３とを含む。

[0063]（プロファイル生成部２３１１）

プロファイル生成部２３１１は、予備計測に基づき形成された位相画像の各フレームをｚ方向に積算（積分）する。つまり、プロファイル生成部２３１１は、位相画像のフレームの画素の値をＡライン方向（軸線方向）に積算する。それにより、予備計測が実行された各断面について、時系列に配列された複数の積算値プロファイル（経時的積算値プロファイル）が得られる。なお、画素値の積算は、Ａラインに沿って配列された複数の画素の値（反射強度を表す輝度値）を加算する処理を含み、得られた積算値を加工する演算を含んでよい。この加工演算の例として、スケールの変換（階調範囲の変換）がある。

[0064] プロファイル生成部２３１１が実行する処理の具体例を説明する。図６Ａ及び図６Ｂを参照する。図６Ａは、予備計測が実行された断面についての位相画像のフレームＦを表す。フレームＦには、血管の断面に相当する画像領域（血管領域）Ｆａが表現されている。血管領域Ｆａは、動脈の断面を表すものとする。フレームＦは、複数のＡスキャン像$A_k$（ｋ＝１，２，３，・・・，Ｋ：例えば、Ｋ＝５１２）により構成されている。各Ａスキャン像$A_k$は、ｚ方向（Ａライン方向）に沿った１次元輝度画像である。複数のＡスキャン像$A_1$～$A_K$は、ｘｙ面内の任意方向に沿って配列されている。よって、ｘｙ面におけるＡスキャン像$A_k$の位置は、ｘｙ面とＡスキャン像$A_k$との交点

に位置する画素$P_k$の位置として特定される。

[0065] プロファイル生成部２３１１は、各Ａスキャン像$A_k$について、そのＡスキャン像$A_k$に含まれる複数の画素の値（輝度値）を積算し、得られた積算値を画素$P_k$に対応付ける。それにより、複数のＡスキャン像$A_1$～$A_K$についての積算値と複数の画素$P_1$～$P_K$との対応が得られる。この対応をグラフ化すると、図６Ｂに示すような積算値プロファイルＰが得られる。積算値プロファイルＰの横軸は、複数のＡスキャン像$A_1$～$A_K$に対応する画素の位置を表し、縦軸は、積算値の大きさを表す。積算値プロファイルＰにおいて、画素$P_k$に対して、Ａスキャン像$A_k$から得られた積算値が対応付けられている。このような積算値プロファイルが、予備計測が行われた複数の断面のそれぞれの位相画像を構成する各フレームについて作成される。それにより、各断面に関する経時的積算値プロファイルが得られる。

[0066] なお、本実施形態では、Ａスキャン像に含まれる全ての画素の値を積算しているが、Ａスキャン像に含まれる複数の画素の一部の画素値のみを積算するよう構成することも可能である。すなわち、プロファイル生成部２３１１は、位相画像のフレームを構成する複数の画素の少なくとも一部について、その画素値を積算するよう構成されていればよい。一部の画素のみを対象とする場合については後述する。

[0067]（動脈領域特定部２３１２）

積算値プロファイルＰの一部分Ｐａは、血管領域Ｆａに相当する。血管領域Ｆａが静脈に相当する場合には、血管領域Ｆａの輝度値の経時的変化は小さいが、血管領域Ｆａが動脈に相当する場合には、血管領域Ｆａの輝度値が経時的に大きく変化する。したがって、経時的積算値プロファイルを解析することにより、その断面を通過する血管が動脈であるか静脈であるか判別することができる。このような事実を利用し、動脈領域特定部２３１２は、動脈に相当する画像領域（動脈領域）を特定する。動脈領域特定部２３１２が実行する処理の例を以下に説明する。

[0068] 血管の判別において、輝度値の経時的変化の程度（大きさ）を考慮するこ

とができる。すなわち、動脈領域特定部２３１２は、積算値プロファイルの経時的変化（積算値の経時的なばらつき）に基づいて、血管の判別を行うことができる。具体例として、動脈領域特定部２３１２は、経時的積算値プロファイルに含まれる異なる積算値プロファイルの差分を求め、求められた差分の大きさに基づいて血管の判別を行うことができる。差分が比較的大きい場合、その血管は動脈と判定される。また、動脈領域特定部２３１２は、画素位置ごとに（画素$P_k$ごとに）積算値の経時的変化の大きさの評価値を求め、この評価値に基づいて血管の判別を行うことが可能である。積算値の経時的変化が比較的大きい場合、その血管は動脈と判定される。また、動脈領域特定部２３１２は、各積算値プロファイルにおける積算値のばらつきの統計値（標準偏差、分散など）を求め、この統計値に基づいて血管の判別を行うことができる。積算値のばらつきが比較的大きい場合、その血管は動脈と判定される。

[0069] また、血管の判別において、輝度値の大きさ（絶対値）を考慮することができる。例えば、動脈領域特定部２３１２は、比較的大きな積算値が対応付けられた一群の画素（血管領域）を含む積算値プロファイルが存在する場合、その血管は動脈であると判定することができる。本例では、積算値プロファイルにおける代表値の大きさが参照される。この代表値は、例えば、積算値プロファイルにおける最大値や極大値である。

[0070] なお、上記説明において、「比較的」とは動脈領域と静脈領域との比較を鑑みたものである。或る値が「比較的」大きいか否かは、例えば、動脈領域と静脈領域とを区別するための閾値との比較によって判定される。

[0071]（情報生成部２３１３）

情報生成部２３１３は、動脈領域特定部２３１２により特定された動脈領域に基づいて、血流計測の対象部位を設定するための計測部位情報を生成する。計測部位情報の形態は任意である。

[0072] 例えば、計測部位情報は、予備計測が行われた断面を通過する血管が動脈であるか静脈であるかを示す情報を含んでいてよい。１つの断面を２以上の

血管が通過している場合（つまり、フレーム内に２以上の血管領域が特定された場合）、情報生成部２３１３は、それぞれの血管について、それが動脈であるか静脈であるかを示す情報を生成することができる。計測部位情報の具体例については後述する。

[0073]（血流計測処理部２３２）

血流計測処理部２３２は、予備計測に基づいて設定された部位の血流計測にて取得されたデータの処理を実行する。本例において、血流計測処理部２３２は、第１走査により取得されたデータに基づいて、注目断面における注目血管の傾きを求める。更に、血流計測処理部２３２は、第１走査に基づき求められた注目血管の傾きと、第２走査により取得されたデータとに基づいて、注目血管に関する血流情報を求める。血流情報は、例えば、血流速度や血流量を含む。血流計測処理部２３２は、血管領域特定部２３２１と、傾き算出部２３２２と、血流速度算出部２３２３と、血管径算出部２３２４と、血流量算出部２３２５とを含む。

[0074]（血管領域特定部２３２１）

血管領域特定部２３２１は、断層像形成部２２１により形成された断層像において、注目血管に対応する血管領域を特定する。更に、血管領域特定部２３２１は、位相画像形成部２２２により形成された位相画像において、注目血管に対応する血管領域を特定する。血管領域の特定は、各画像の画素値を解析することにより行われる（例えば閾値処理）。

[0075] 同じデータから断層像と位相画像とが作成された場合、断面形態が比較的明瞭に描出される断層像内の血管領域の特定をまず実行し、特定された血管領域に対応する位相画像内の領域を、前述した断層像と位相画像との自然なレジストレーションを利用して特定することができる。また、断層像と位相画像とが異なるデータから作成された場合であっても、それらのレジストレーションが直接的又は間接的に可能である場合には、一方の画像の血管領域の特定結果を他方の画像の血管領域の特定に利用することができる。

[0076]（傾き算出部２３２２）

傾き算出部２３２２は、第１走査により取得されたデータに基づいて注目断面Ｃ２における注目血管Ｄｂの傾きを算出する。このとき、第２走査により得られたデータを更に用いることも可能である。傾き算出部２３２２は、断面間距離と血管領域の特定結果とに基づいて、注目断面Ｃ２における注目血管Ｄｂの傾きを算出する。断面間距離は、断面Ｃ１１と断面Ｃ１２との間の距離を含んでよい。また、断面間距離は、断面Ｃ１１と注目断面Ｃ２との間の距離と、断面Ｃ１２と注目断面Ｃ２との間の距離とを含んでよい。

[0077] 注目血管Ｄｂの傾きの算出方法の例を、図７を参照しつつ説明する。断層像Ｇ１１及びＧ１２は、それぞれ、第１走査が適用される断面Ｃ１１を表す断層像及び断面Ｃ１２を表す断層像である。また、断層像Ｇ２は、第２走査が適用される注目断面Ｃ２を表す断層像である。符号Ｖ１１、Ｖ１２及びＶ２は、それぞれ、断層像Ｇ１１内の血管領域、断層像Ｇ１２内の血管領域、及び断層像Ｇ２内の血管領域を示す。なお、これら血管領域は注目血管Ｄｂの断面に相当する。図７において、ｚ座標軸は下方向を向いており、これは測定光ＬＳの照射方向（測定光ＬＳの光路の光軸の方向、軸線方向、Ａライン方向）と実質的に一致するものとする。また、隣接する断層像（断面）の間隔をＬとする。

[0078] １つの例において、傾き算出部２３２２は、３つの血管領域Ｖ１１、Ｖ１２及びＶ２の位置関係に基づいて、注目断面Ｃ２における注目血管Ｄｂの傾きＵを算出する。この位置関係は、例えば、３つの血管領域Ｖ１１、Ｖ１２及びＶ２を結ぶことによって得られる。具体的には、傾き算出部２３２２は、３つの血管領域Ｖ１１、Ｖ１２及びＶ２のそれぞれの特徴点を特定し、これら特徴点を結ぶ。この特徴点としては、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、これら特徴点の結び方としては、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。

[0079] 更に、傾き算出部２３２２は、これら特徴点を結ぶ線に基づいて傾きＵを算出する。線分が用いられる場合、例えば、注目断面Ｃ２内の血管領域Ｖ２

の特徴点と断面Ｃ１１内の血管領域Ｖ１１の特徴点とを結ぶ第１線分の傾きと、血管領域Ｖ２の当該特徴点と断面Ｃ１２内の血管領域Ｖ１２の特徴点とを結ぶ第２線分の傾きとに基づいて、傾きＵが算出される。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できる。また、近似曲線で結ぶ場合の例として、近似曲線と注目断面Ｃ２との交差位置における近似曲線の傾きを求めることができる。なお、断面間距離Ｌは、線分や近似曲線を求める処理において、これら断層像Ｇ１１、Ｇ１２及びＧ２をｘｙｚ座標系に埋め込むときに用いられる。

[0080] 本例では、３つの断面における血管領域を考慮しているが、２つの断面の血管領域を考慮して傾きを求めることも可能である。具体例として、断面Ｃ１１内の血管領域Ｖ１１と断面Ｃ１２内の血管領域Ｖ１２とに基づいて、注目断面Ｃ２における注目血管Ｄｂの傾きＵを求めるよう構成できる。或いは、上記第１線分又は第２線分の傾きを傾きＵとして用いることも可能である。

[0081] 注目断面における注目血管の傾きを算出する方法は、上記のものには限定されない。例えば、次のような方法を適用することができる。まず、注目断面に交差し、かつ注目血管に沿う断面に対してＯＣＴスキャンを行う。次に、このＯＣＴスキャンにより取得されたデータに基づいて断層像を形成し、この断層像のセグメンテーションを行って所定組織に相当する画像領域（層領域）が特定される。特定される層領域は、例えば、内境界膜に相当する層領域（ＩＬＭ領域）である。内境界膜は、網膜と硝子体との境界を規定する網膜の組織であり、比較的明瞭に描出される。更に、特定された層領域の形状を近似する線分を求め、その傾きを求める。近似線分の傾きは、例えば、ｚ座標軸に対する角度として、又は、ｘｙ面（つまりｚ座標軸に直交する平面）に対する角度として表現される。

[0082]（血流速度算出部２３２３）

血流速度算出部２３２３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Ｃ２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Ｃ２を走査した時間の全体又は任意の一部である。

[0083] 血流速度変化情報が得られた場合、血流速度算出部２３２３は、当該時間の範囲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、血流速度の値についてのヒストグラムを作成することもできる。

[0084] 血流速度算出部２３２３は、前述のようにドップラーＯＣＴの手法を用いて血流速度を算出する。このとき、傾き算出部２３２２により算出された注目断面Ｃ２における注目血管Ｄｂの傾きＵが考慮される。具体的には、傾き算出部２３２２は次式を用いる。

[0085] [数1]

$$\Delta f = \frac{2nv\cos\theta}{\lambda} \qquad (1)$$

[0086] 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（血液）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の入射方向と媒質の流れの方向（傾きＵ）とが成す角度を表す；

λは、測定光ＬＳの中心波長を表す。

[0087] 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Ｕから得られる（又はθは傾きＵとして得られる）。これらの値を式（１）に代入することにより、血流速度ｖが算出される。

[0088] （血管径算出部２３２４）

血管径算出部２３２４は、眼底像又はＯＣＴ画像を解析することにより、注目断面Ｃ２における注目血管Ｄｂの径を算出する。眼底像が用いられる場合、注目断面Ｃ２の位置を含む眼底Ｅｆの部位の撮影が行われ、それにより得られた眼底像（例えば、カラー眼底像、レッドフリー画像等）に基づいて、注目断面Ｃ２における注目血管Ｄｂの径、つまり血管領域Ｖ２の径を算出する。ＯＣＴ画像が用いられる場合、このＯＣＴ画像は、例えば、第２走査に基づき形成された断層像、又は、予備計測に基づき形成された画像である。このような血管径の算出は、従来と同様にして実行される。

[0089]（血流量算出部２３２５）

血流量算出部２３２５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。

[0090] 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。

[0091] [数2]

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

[0092] 血流量算出部２３２５は、血管径算出部２３２４による血管径の算出結果ｗと、血流速度算出部２３２３による血流速度の算出結果に基づく最大値Ｖｍとを式（２）に代入することにより、血流量Ｑを算出する。

[0093]（ユーザインターフェイス２４０）

ユーザインターフェイス２４０には、表示部２４１と操作部２４２とが含まれる。表示部２４１は、演算制御ユニット２００の表示デバイスや表示装置３を含む。操作部２４２は、演算制御ユニット２００の操作デバイスを含む。ユーザインターフェイス２４０は、例えばタッチパネルのように、表示機能と操作機能とを備えるデバイスを含んでよい。

[0094] ［動作］

血流計測装置１の動作について説明する。図８は、血流計測装置１が実行する動作の流れの一例を表す。なお、患者ＩＤの入力やアライメントやフォーカシングなどの準備動作は、既に行われたものとする。

[0095]（Ｓ１：予備計測）

まず、ユーザ又は血流計測装置１が、予備計測のスキャン範囲を設定する。スキャン範囲の設定においては、例えば、リアルタイムで取得される眼底Ｅｆの赤外観察像、或いは、過去に取得された眼底Ｅｆのデータ（眼底像、ＯＣＴ画像、ＳＬＯ画像、位相画像等）が参照される。

[0096] 血流計測装置１は、設定されたスキャン範囲（複数の断面）に対して予備計測を実行する。一例として、設定されるスキャン範囲は３次元領域であり、この３次元領域のラスタースキャンが繰り返し実行される。位相画像形成部２２２は、予備計測により取得されたデータに基づいて、複数の断面のそれぞれについて位相画像を形成する。

[0097]（Ｓ２：時系列積算値プロファイルの生成）

プロファイル生成部２３１１は、ステップＳ１で形成された各位相画像の各フレームの画素値をＡライン方向に積算することにより、予備計測が実行された各断面について経時的積算値プロファイルを生成する。

[0098]（Ｓ３：動脈領域の特定）

動脈領域特定部２３１２は、ステップＳ２で生成された経時的積算値プロファイルを解析することにより動脈領域を特定する。なお、動脈領域が一つも得られない場合には、ステップＳ１のスキャン範囲の設定に戻ることができる。ここで、動脈領域が得られるように、十分な広さのスキャン範囲を初めから設定することができる。また、スキャン範囲を視神経乳頭の近傍に設定することで、動脈領域が得られる可能性を高めることができる。

[0099]（Ｓ４：計測部位情報の生成）

情報生成部２３１３は、ステップＳ３で特定された動脈領域に基づいて、血流計測の対象部位を設定するための計測部位情報を生成する。

[0100]（Ｓ５：計測部位を設定するための情報の表示）

制御部２１０は、ステップＳ４で生成された計測部位情報に基づいて、血流計測の対象部位を設定するための情報（設定支援情報）を表示部２４１に表示させる。設定支援情報は、動脈と静脈との識別を可能とする情報を含んでよい。特に、設定支援情報は、動脈の位置を提示する情報を含んでよい。

[0101] 一例において、制御部２１０は、眼底Ｅｆの正面画像を表示させるとともに、この正面画像中の動脈領域を識別可能に提示する設定支援情報を表示させる。正面画像は、例えば、リアルタイムで取得される赤外観察像、又は、過去に取得された画像である。設定支援情報は、例えば、正面画像にオーバーレイされる情報であり、動脈領域を指し示す矢印画像や、動脈領域上に配置される所定の表示色の画像を含む。

[0102] （Ｓ６：注目断面等の設定）

ユーザは、ステップＳ５で表示された情報を参照し、血流計測の対象となる断面（注目断面Ｃ２）を設定する。例えば、ユーザは、眼底Ｅｆの正面画像とともに表示された設定支援情報を参照することにより、この正面画像内の所望の動脈領域（注目血管Ｄｂ）を指定する。

[0103] 本例では注目断面Ｃ２の設定を手動で行っているが、これに限定されない。例えば、眼底Ｅｆの赤外観察像と計測部位情報とに基づいて、注目血管Ｄｂや注目断面Ｃ２を自動で設定することができる。注目血管Ｄｂの設定は、例えば、動脈領域のいずれか（例えば最も太いもの）を選択することにより行われる。また、注目断面Ｃ２は、例えば、注目血管Ｄｂの向きが所定の許容範囲内である位置に、注目血管Ｄｂの走行方向に対して直交するように設定される。

[0104] 更に、ユーザ又は血流計測装置１（例えばデータ処理部２３０）は、第１走査の対象となる断面Ｃ１１及びＣ１２の設定を行う。

[0105] （Ｓ７：血流計測の第１走査）

血流計測装置１は、ステップＳ６で設定された断面Ｃ１１及びＣ１２のＯＣＴスキャンを実行する（第１走査）。断層像形成部２２１は、第１走査により取得されたデータに基づいて、断面Ｃ１１及びＣ１２に対応する断層像

Ｇ１１及びＧ１２を形成する。データ処理部２３０（血管領域特定部２３２１及び傾き算出部２３２２）は、注目断面Ｃ２における注目血管Ｄｂの傾きＵを算出する。なお、第２走査により取得されたデータを加味して傾きＵを算出する場合、傾きＵの算出は、第２走査より後に実行される。

[0106] （Ｓ８：血流計測の第２走査）

血流計測装置１は、ステップＳ６で設定された注目断面Ｃ２の反復的なＯＣＴスキャンを実行する（第２走査）。位相画像形成部２２２は、第２走査により取得されたデータに基づいて、注目断面Ｃ２の位相画像を形成する。また、断層像形成部２２１は、当該データに基づいて注目断面Ｃ２の断層像を形成する。データ処理部２３０（血管領域特定部２３２１、血管径算出部２３２４等）は、注目断面Ｃ２における注目血管Ｄｂの径を求める。

[0107] （Ｓ９：血流情報の生成）

血流速度算出部２３２３は、ステップＳ７の第１走査に基づき算出された傾きＵと、ステップＳ８の第２走査により取得された位相画像とに基づいて、注目断面Ｃ２における血流速度を算出する。更に、血流量算出部２３２５は、この血流速度の算出結果と、ステップＳ８で得られた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。

[0108] 主制御部２１１は、血流速度の算出結果、血流量の算出結果等を含む血流情報を表示部２４１に表示させる。また、主制御部２１１は、患者ＩＤに関連付けて血流情報を記憶部２１２に記憶させる。以上で、本例に係る動作は終了である。

[0109] ［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。

[0110] 実施形態の血流計測装置は、ＯＣＴを用いて生体（眼底Ｅｆ等）の血流計測を行うものであり、データ取得部と、位相画像形成部と、処理部とを備える。

[0111] データ取得部は、生体の複数の断面を繰り返し走査してデータを取得する。すなわち、データ取得部は予備計測を実行する。上記の実施形態において

、データ取得部は、ＯＣＴユニット１００、測定光ＬＳの光路に配置された光学素子群など、ＯＣＴを実行するための構成を含む。

[0112] 位相画像形成部（２２２）は、データ取得部により取得されたデータに基づいて、予備計測が行われた複数の断面のそれぞれにおける位相画像を形成する。

[0113] 処理部（予備計測処理部２３１）は、位相画像形成部により形成された位相画像の各フレームにおける少なくとも一部の画素の値を積算することにより、予備計測が行われた複数の断面のそれぞれにおける経時的積算値プロファイルを生成する。更に、処理部は、生成された経時的積算値プロファイルに基づいて、血流計測の対象部位を設定するための計測部位情報を生成する。

[0114] 実施形態において、処理部は、経時的積算値プロファイルを解析することにより動脈領域を特定する領域特定部（動脈領域特定部２３１２）と、特定された動脈領域に基づいて計測部位情報を生成する情報生成部（２３１３）とを含んでよい。

[0115] 更に、領域特定部は、経時的積算値プロファイルを解析することにより経時的積算値プロファイルの経時的変化の程度を示す情報を求め、この情報に基づいて動脈領域を特定するよう構成されてよい。

[0116] また、領域特定部は、経時的積算値プロファイルにおける代表値の大きさに基づいて動脈領域を特定するよう構成されてよい。

[0117] 実施形態の血流計測装置は、正面画像取得部と、表示制御部と、操作部とを更に備えていてよい。正面画像取得部は、生体の正面画像を取得する。上記の実施形態において、正面画像取得部は、眼底カメラユニット２など、眼底Ｅｆを撮影するための構成を含む。また、正面画像取得部は、血流計測装置又は他の装置に格納されている正面画像を取得するよう構成されてもよい。例えば、正面画像取得部は、ネットワークを通じて画像ファイリングシステムから正面画像を取得するよう構成されてよい。表示制御部（制御部２１０）は、正面画像と計測部位情報とを表示手段に表示させる。表示手段は、

血流計測装置に含まれてもよいし、それに接続された表示デバイスでもよい。操作部（２４２）は、血流計測の対象断面（注目断面Ｃ２）を設定するために用いられる。

[0118] このような実施形態によれば、複数の断面のＯＣＴスキャンを行って取得された位相画像群に基づいて計測部位情報を生成し、この計測部位情報に基づいて血流計測の対象部位を設定することができる。したがって、血流計測の対象血管（注目血管）を探索するための試行錯誤を行う必要がなく、また、ユーザの経験に頼ることなく対象血管を設定することができる。したがって、血流計測の対象部位の設定の容易化及び短時間化を図ることができる。また、実施形態は、対象血管の設定の正確性や再現性の向上にも寄与する。

[0119] 〈第２実施形態〉

第１実施形態では、経時的積算値プロファイルを生成するために、位相画像のフレームを構成する全ての画素の値を積算している。それに対し、第２実施形態では、位相画像のフレームにおける一部の画素のみを積算する場合について説明する。

[0120] 本実施形態の構成例を図９に示す。本実施形態の血流計測装置は、第１実施形態とほぼ同様の構成を備えるが、予備計測処理部２３１に層領域特定部２３１４が設けられている点において第１実施形態と異なる。特に言及しないかぎり、第１実施形態の図面を参照する。

[0121] 層領域特定部２３１４は、ＯＣＴ画像を解析することにより、このＯＣＴ画像内の層領域を特定する。層領域は、例えば、眼底Ｅｆの任意の組織に相当する画像領域、又は隣接組織間の境界に相当する画像領域である。層領域は、網膜の組織に相当する画像領域であってよい。層層領域として特定可能な組織として、内境界膜（ＩＬＭ）、神経線維層（ＮＦＬ）、神経節細胞層（ＧＣＬ）、内網状層（ＩＰＬ）、内顆粒層（ＩＮＬ）、外網状層（ＯＰＬ）、外顆粒層（ＯＮＬ）、視細胞内節外節接合部（ＩＳ／ＯＳ）、網膜色素上皮層（ＲＰＥ）、ブルッフ膜（ＢＭ）脈絡膜－強膜境界（ＣＳＩ）などがある。

[0122] ＯＣＴ画像を複数の層領域に区分けする処理はセグメンテーションと呼ばれる。セグメンテーションは、２次元断層像又は３次元画像の画素値（輝度値）に基づいて行われる。眼底Ｅｆの層組織はそれぞれ特徴的な反射率を有し、その層組織の画像領域も特徴的な輝度値を有する。セグメンテーションにおいては、そのような特徴的な輝度値に基づいて目的の画像領域が特定される。

[0123] 層領域特定部２３１４は、予備計測によって得られた位相画像のフレームのセグメンテーションを行う。そのために、層領域特定部２３１４は、位相画像のみ、又は位相画像及び断層像の双方を解析することができる。後者の例として、断層像に対してセグメンテーションを行い、その結果を位相画像に反映させることができる。更に、位相画像に基づいて血管領域を特定し、この血管領域が含まれる部分領域（１以上の層領域）を特定することができる。例えば、図１０に示すように、フレームＦにおいて血管領域Ｆａを含む部分領域Ｆｂが特定される。

[0124] プロファイル生成部２３１１は、層領域特定部２３１４により特定された層領域に含まれる画素の値を（例えばＡライン方向に）積算することにより、当該フレームについての積算値プロファイルを生成する。複数のフレームにおいて、積算される範囲は同じでも異なってもよい。

[0125] このような実施形態によれば、積算値プロファイルに含まれるノイズの低減を図ることができる。例えば、硝子体のような動脈／静脈の判別に無関係な部分のデータを除いて積算値プロファイルを生成することができるので、動脈／静脈の判定の確度や精度の向上が期待される。

[0126] 〈第３実施形態〉

２以上の血管がｚ方向に並んで位置する場合、ＯＣＴでは、網膜表面に最も近い血管のデータのみが好適に取得され、それ以外の血管に関するデータは十分に取得されないことが多い。このような部位を通過するＡスキャン像の画素値を積算すると、得られる積算値の確度が低い可能性がある。本実施形態では、このような不適当な部分を除外して積算値プロファイルを生成す

る構成を説明する。

[0127] 本実施形態の構成例を図１１に示す。本実施形態の血流計測装置は、第１実施形態とほぼ同様の構成を備えるが、予備計測処理部２３１に部分領域特定部２３１５が設けられている点において第１実施形態と異なる。特に言及しないかぎり、第１実施形態の図面を参照する。

[0128] 部分領域特定部２３１５は、予備計測によって得られた位相画像のフレームにおいて、被検眼Ｅの所定部位に相当する部分領域を特定する。所定部位は、上記のような不適当な部位を含んでよい。部分領域特定部２３１５は、位相画像のみ、又は位相画像及び断層像の双方を解析することによって部分領域を特定する。後者の例として、部分領域特定部２３１５は、断層像において所定部位に相当する領域を特定し、この領域に対応する位相画像内の部分領域を特定することができる。また、位相画像に基づいて血管領域を特定し、特定された血管領域のうちのいくつかがｚ方向に並んでいるか判断するようにしてもよい。

[0129] プロファイル生成部２３１１は、部分領域特定部２３１５により特定された部分領域以外の領域に含まれる画素の値を（例えばＡライン方向に）積算することにより、当該フレームについての積算値プロファイルを生成する。複数のフレームにおいて、積算される範囲は同じでも異なってもよい。

[0130] このような実施形態によれば、第２実施形態と同様に、積算値プロファイルに含まれるノイズの低減を図ることが可能である。

[0131] 〈変形例〉

以上に説明した構成は、この発明の実施態様の例に過ぎない。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。

[0132] 例えば、上記の典型的な実施形態では、生体の複数の断面を繰り返し走査してデータを取得し、複数の断面のそれぞれにおける位相画像を形成し、複数の断面のそれぞれにおける経時的積算値プロファイルを生成し、それに基づき計測部位情報を生成している。しかしながら、処理の対象となる断面の

個数は２以上には限定されず、１つであってもよい。つまり、実施形態は、生体の「単一」の断面を繰り返し走査してデータを取得し、この断面における位相画像を形成し、この断面における経時的積算値プロファイルを生成し、この経時的積算値プロファイルに基づいて計測部位情報を生成するよう構成されてもよい。

[0133] また、動脈でも静脈でも、同じ血管であれば任意の断面における血流速度は同程度であり、拍動状態も同様であることを考慮すると、単一の断面において動脈領域と静脈領域との判別を行うことが可能である。その場合であっても、上記実施形態と同じ要領で動脈領域や静脈領域を特定することができる。ただし、単一の断面に対して処理を適用する場合にはこの断面に交差する血管の判別しか行えないため、複数の血管について判別を行いたい場合には、これら血管の位置や数に応じた個数の断面に対して処理を適用する必要がある。

[0134] 以上より、実施形態に係る血流計測装置において、データ取得部は、生体の１以上の断面を繰り返し走査してデータを取得するよう構成されてよく、位相画像形成部は、取得されたデータに基づいて１以上の断面のそれぞれにおける位相画像を形成するよう構成されてよく、処理部は、位相画像の各フレームにおける少なくとも一部の画素の値を積算することにより１以上の断面のそれぞれにおける経時的積算値プロファイルを生成し、この経時的積算値プロファイルに基づいて血流計測のための計測部位情報を生成するよう構成されてよい。

[0135] この構成においても、処理部は、上記実施形態と同様に、セグメンテーションと、層領域の画素値の積算とによって、経時的積算値プロファイルを生成することができる。或いは、処理部は、上記実施形態と同様に、位相画像中の部分領域の特定と、部分領域以外の領域の画素値の積算によって経時的積算値プロファイルを生成することができる。更に、生体の正面画像と計測部位情報とを表示し、血流計測の対象断面の設定を受け付けるよう構成することも可能である。

[0136] 上記の典型的な実施形態では、血流計測の対象部位を設定するために動脈領域を選択的に特定しているが、静脈領域を特定することも可能である。つまり、実施形態において、領域特定部は、経時的積算値プロファイルを解析することにより動脈領域及び静脈領域の少なくとも一方を特定するよう構成されてよい。静脈領域の特定は、動脈領域の特定と同じ要領で行うことができる。例えば、領域特定部は、経時的積算値プロファイルを解析することによりその経時的変化の程度（積算値の経時的なばらつき）を示す情報を求め、この情報に基づいて静脈領域を特定するよう構成されてよい。或いは、領域特定部は、経時的積算値プロファイルにおける代表値（例えば、最大値、極大値など）の大きさに基づいて静脈領域を特定するよう構成されてよい。

[0137] 特定の対象となる血管の種別を手動又は自動で選択することができる。例えば、診断やスクリーニングのために動脈血流を考慮するのが有効である場合には、特定対象として動脈が選択される。逆に、診断やスクリーニングのために静脈血流を考慮するのが有効である場合には、特定対象として動脈が選択される。また、診断やスクリーニングのために、全身に送られる動脈血流及び静脈血流の双方の解析が必要である場合には、特定対象として動脈と静脈の双方が選択される。領域特定部は、特定対象として選択された動脈及び／又は静脈に対応する領域を特定するよう動作する。なお、実施形態に係る血管の判別は、血流計測以外にも適用可能である。例えば、動脈や静脈の形状や分布を求めるために血管の判別を適用することができる。

[0138] このようにして領域特定部により特定された動脈領域及び静脈領域の少なくとも一方に基づいて、情報生成部は計測部位情報を生成することができる。

[0139] 上記の典型的な実施形態では、経時的積算値プロファイルを生成するために、位相画像のフレーム（２次元断面）における少なくとも一部の画素の値をＡライン方向に積算している。しかし、画素値を積算する方向はＡライン方向に限定されない。例えば、フレームにおいてＡライン方向に直交する方向（横スキャン方向）に画素値を積算することができる。或いは、Ａライン

方向とも横スキャン方向とも異なる任意の方向に画素値の積算を行うように構成することも可能である。

[0140] また、位相画像のフレームは２次元断面には限定されない。例えば３次元領域の位相画像が得られる場合、この３次元領域における任意の方向に画素値を積算することにより、経時的画素値プロファイルを生成することが可能である。

[0141] また、位相画像のフレームが２次元断面である場合において、この２次元断面は平面には限定されない。例えば、サークルスキャンが適用される場合、位相画像のフレームは円筒形の断面に相当する。このような場合、当該断面における任意の方向に画素値を積算することによって経時的積算値プロファイルを生成することが可能である。より一般に、画素値を積算する方向は、直線的な方向（一定方向）には限定されず、曲線的な方向のような任意の経路に沿う方向であってよい。

[0142] また、一のフレームにおいて複数の方向に画素値を積算することもできる。例えば、複数の方向にそれぞれ画素値を積算することにより複数の経時的積算値プロファイルを生成することが可能である。そして、複数の経時的積算値プロファイルのいずれかを選択して使用することや、複数の経時的積算値プロファイルのうちの２つ以上を統合して得られるデータを使用することが可能である。

## 符号の説明

[0143] １　血流計測装置

１００　ＯＣＴユニット

２２２　位相画像形成部

２３１　予備計測処理部

# 請求の範囲

[請求項1] 光コヒーレンストモグラフィを用いて生体の血流計測を行う血流計測装置であって、

生体の１以上の断面を繰り返し走査してデータを取得するデータ取得部と、

前記データに基づいて、前記１以上の断面のそれぞれにおける位相画像を形成する位相画像形成部と、

前記位相画像の各フレームにおける少なくとも一部の画素の値を積算することにより、前記１以上の断面のそれぞれにおける経時的積算値プロファイルを生成し、前記経時的積算値プロファイルに基づいて、血流計測の対象部位を設定するための計測部位情報を生成する処理部と

を備える血流計測装置。

[請求項2] 前記処理部は、

前記経時的積算値プロファイルを解析することにより動脈領域及び静脈領域の少なくとも一方を特定する領域特定部と、

前記領域特定部により特定された前記動脈領域及び前記静脈領域の少なくとも一方に基づいて前記計測部位情報を生成する情報生成部と

を含む

ことを特徴とする請求項１に記載の血流計測装置。

[請求項3] 前記領域特定部は、前記経時的積算値プロファイルを解析することにより前記経時的積算値プロファイルの経時的変化の程度を示す情報を求め、この情報に基づいて前記動脈領域及び前記静脈領域の少なくとも一方を特定する

ことを特徴とする請求項２に記載の血流計測装置。

[請求項4] 前記領域特定部は、前記経時的積算値プロファイルにおける代表値の大きさに基づいて前記動脈領域及び前記静脈領域の少なくとも一方を特定する

ことを特徴とする請求項２に記載の血流計測装置。

[請求項5] 前記処理部は、前記位相画像のフレームのセグメンテーションを実行することより得られた複数の層領域のうちの１以上の層領域に含まれる画素の値を積算することによって前記経時的積算値プロファイルを生成する

ことを特徴とする請求項１～４のいずれかに記載の血流計測装置。

[請求項6] 前記処理部は、前記生体の所定部位に相当する前記位相画像のフレームの部分領域を特定し、前記部分領域以外の領域に含まれる画素の値を積算することによって前記経時的積算値プロファイルを生成する

ことを特徴とする請求項１～４のいずれかに記載の血流計測装置。

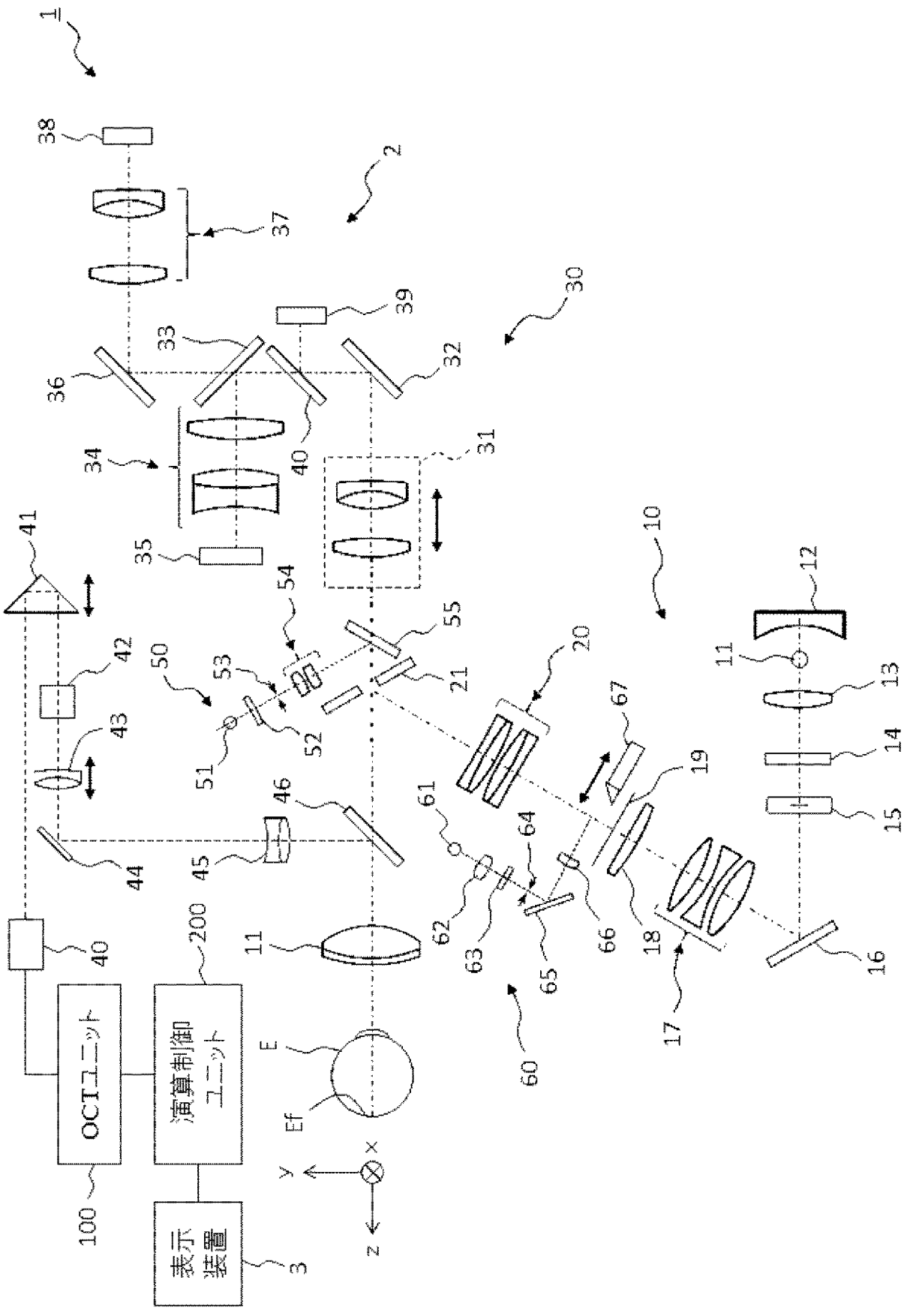
[請求項7] 前記生体の正面画像を取得する正面画像取得部と、

前記正面画像と前記計測部位情報とを表示手段に表示させる表示制御部と、

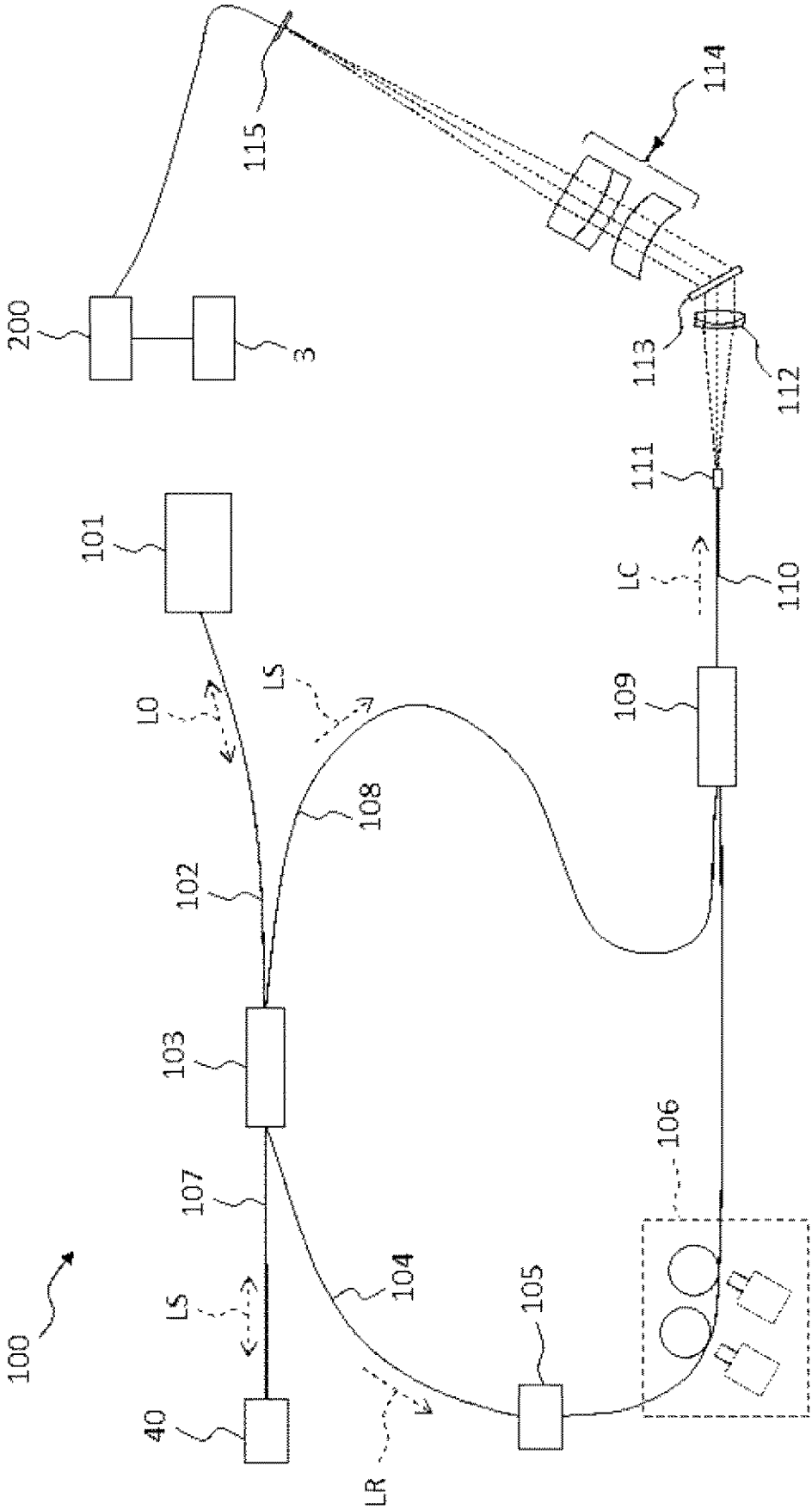
血流計測の対象断面を設定するための操作部と

を備えることを特徴とする請求項１～６のいずれかに記載の血流計測装置。

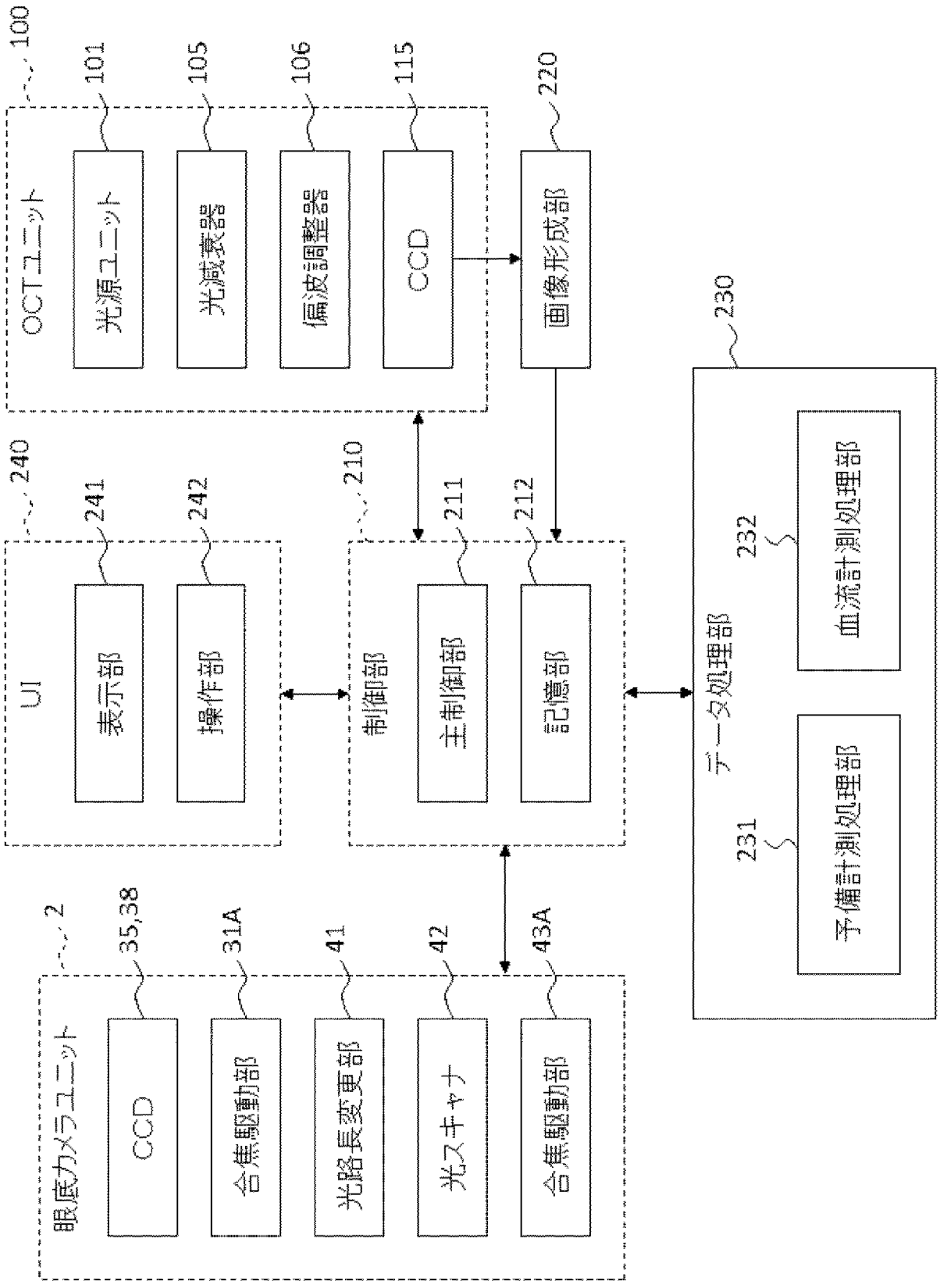
[図1]


1
2
3
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
30
31
32
33
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
100
200
OCTユニット
演算制御ユニット
表示装置
E
Ef
x
y
z

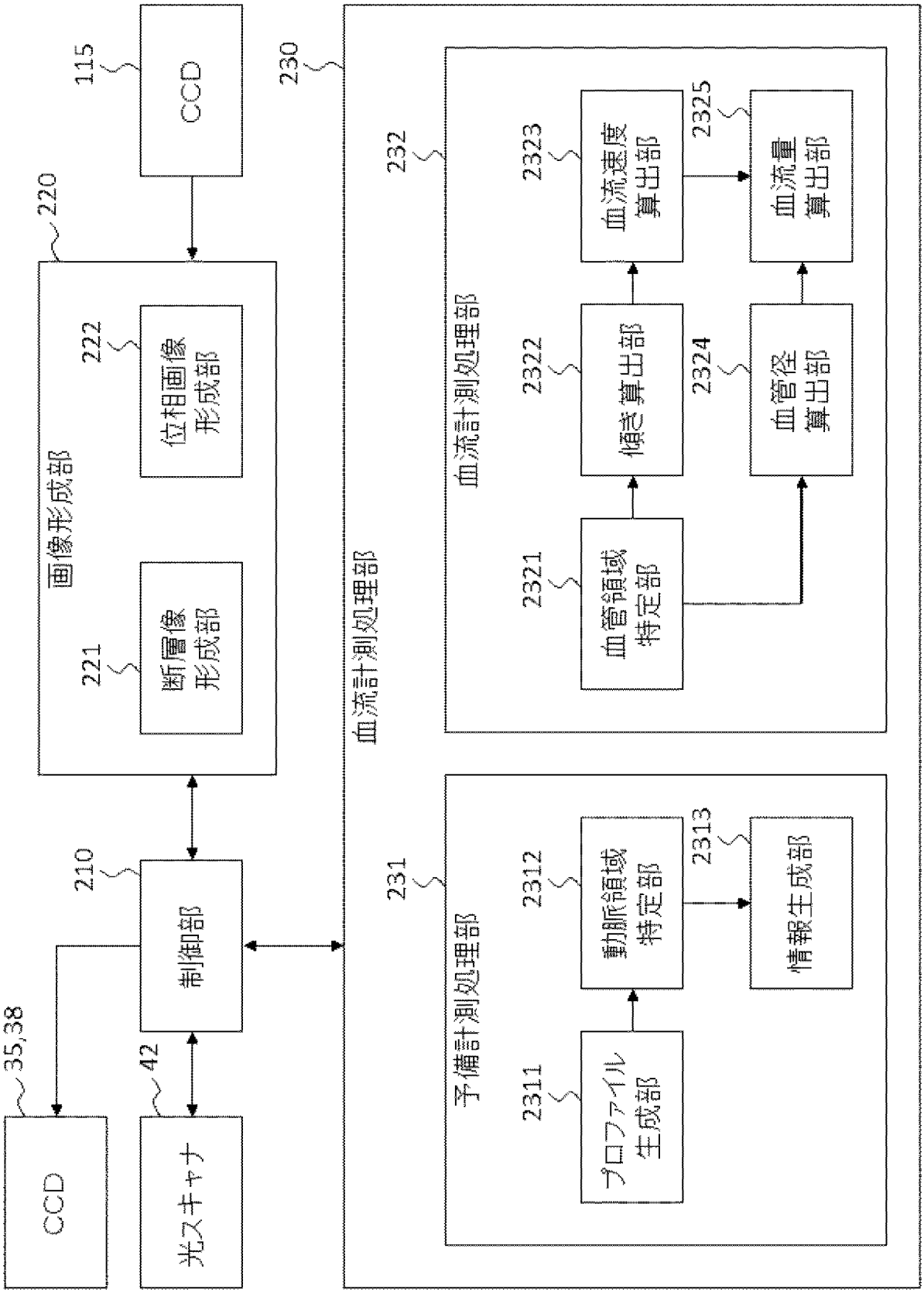
[図2]


100
101
102
103
104
105
106
107
108
109
110
111
112
113
114
115
200
3
40
LC
L0
L5
L5
LR

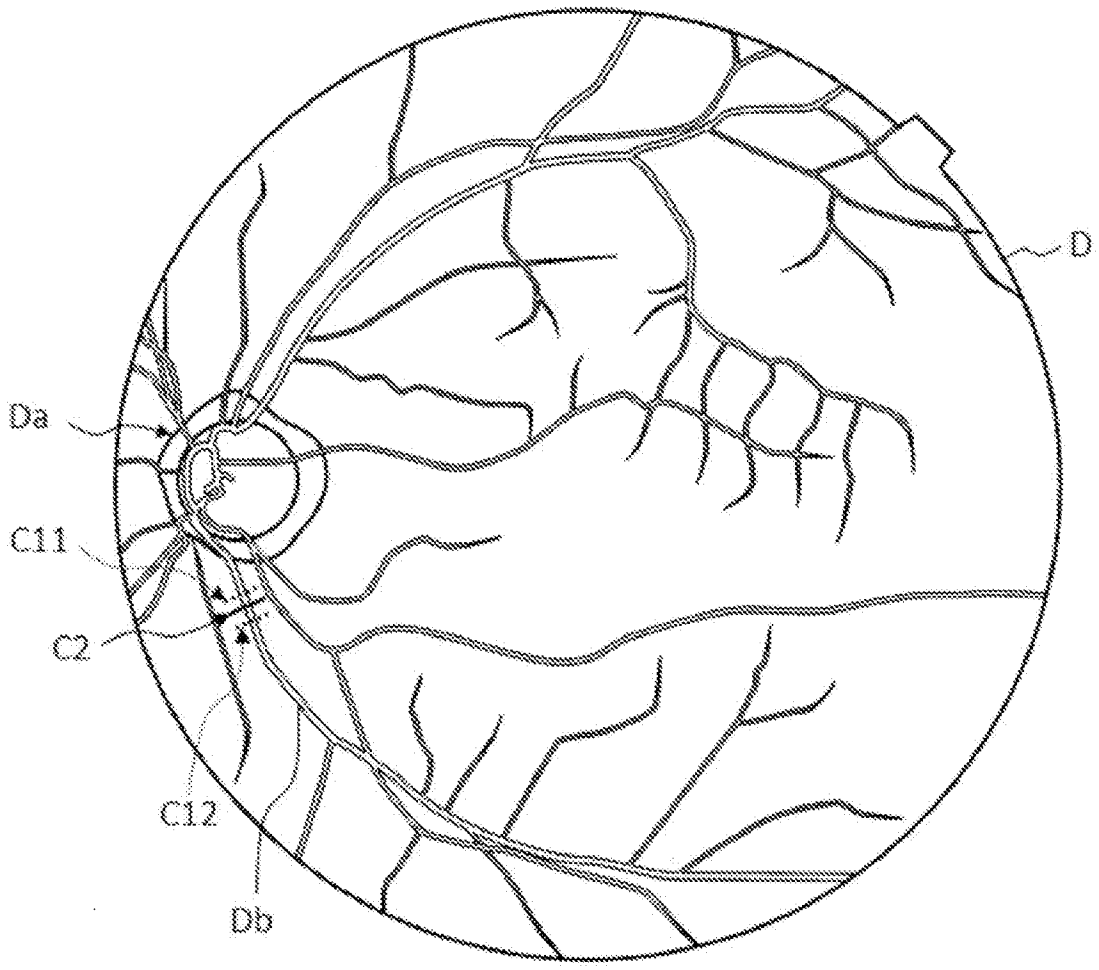
[図3]


100
OCTユニット
101
光源ユニット
105
光減衰器
106
偏波調整器
115
CCD
220
画像形成部
230
データ処理部
232
血流計測処理部
231
予備計測処理部
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
CCD
31A
合焦駆動部
41
光路長変更部
42
光スキャナ
43A
合焦駆動部

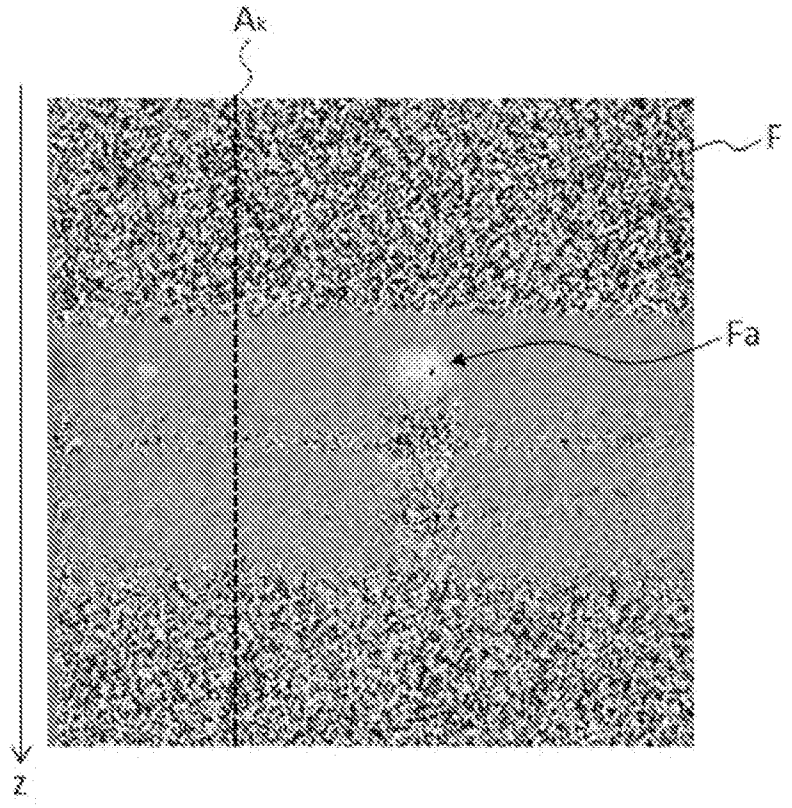
[図4]


CCD
115
230
220
画像形成部
222
位相画像形成部
221
断層像形成部
232
血流計測処理部
2323
血流速度算出部
2325
血流量算出部
2322
傾き算出部
2324
血管径算出部
2321
血管領域特定部
210
制御部
231
予備計測処理部
2312
動脈領域特定部
2313
情報生成部
2311
プロファイル生成部
35,38
CCD
42
光スキャナ

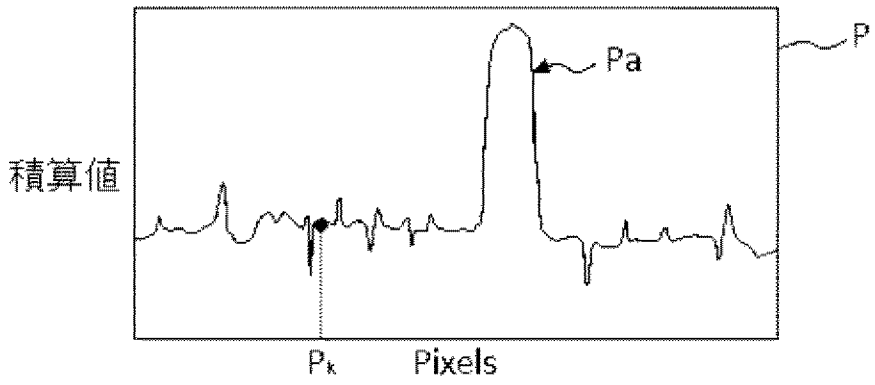
[図5]



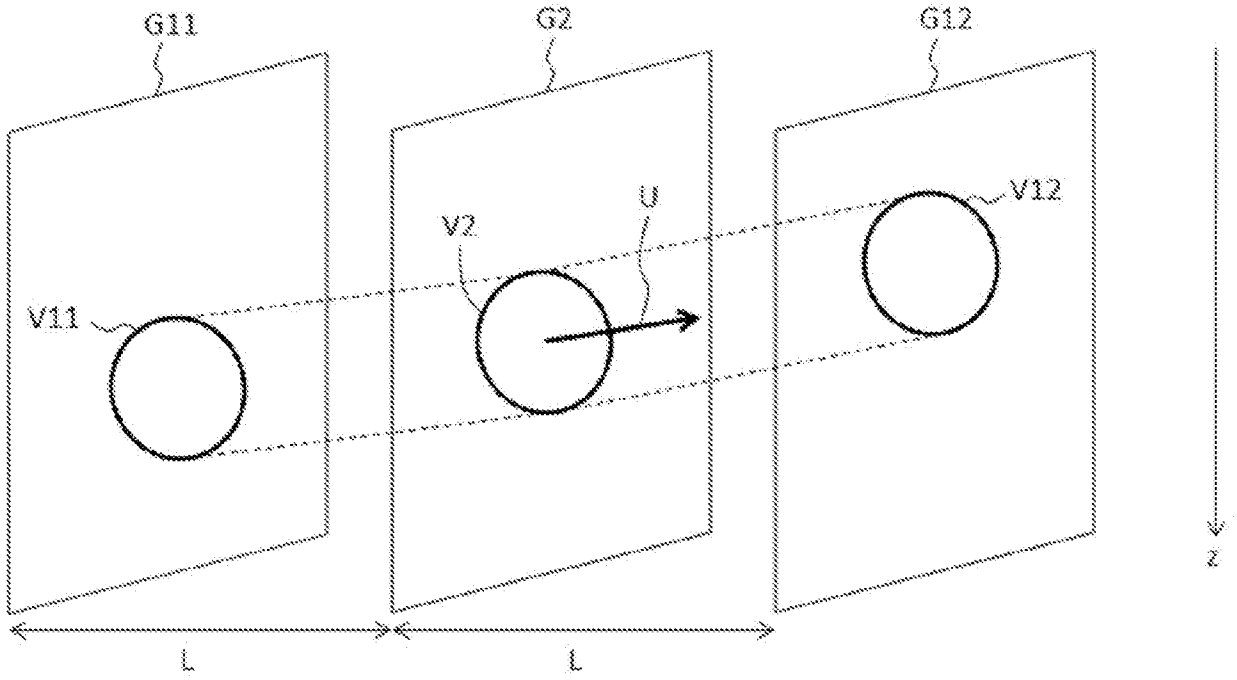

[図6A]



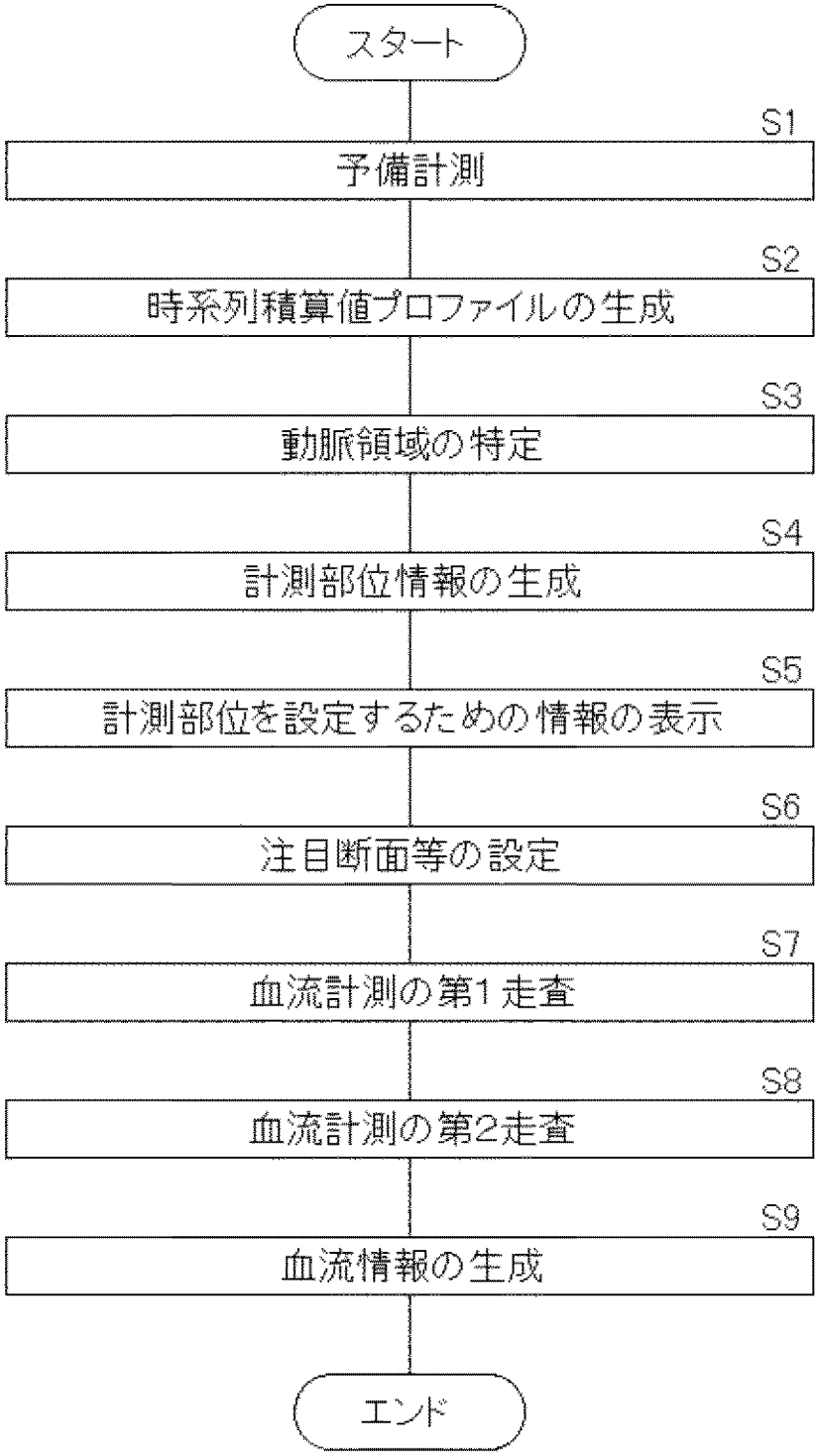
[図6B]



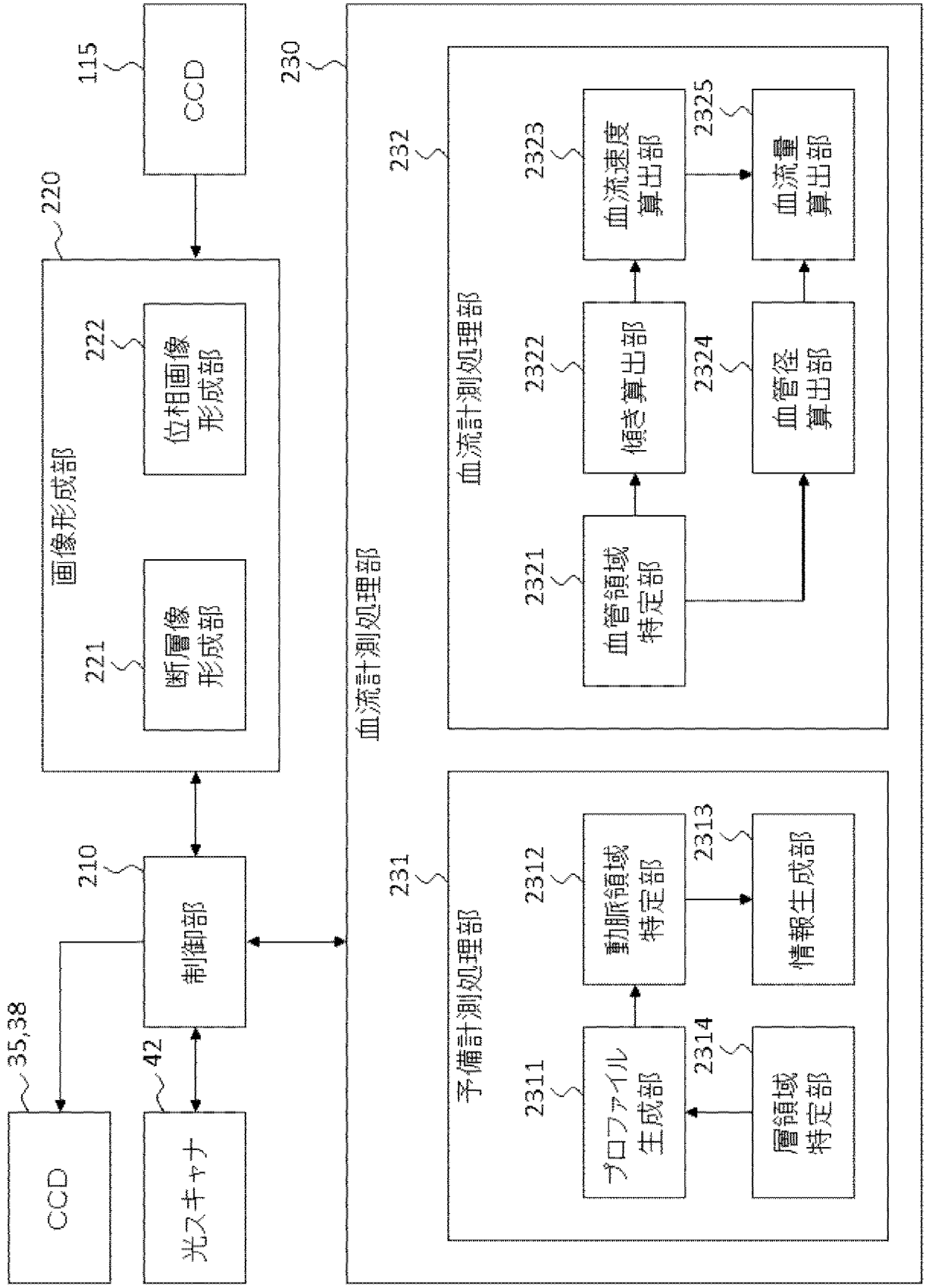

[図7]



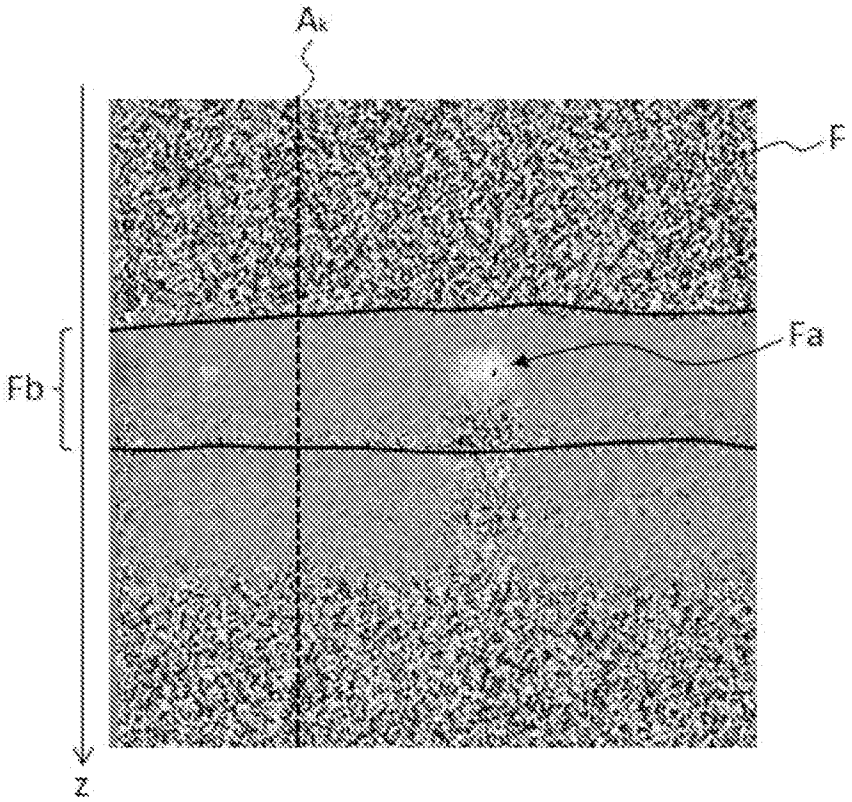
[図8]


スタート
S1
予備計測
S2
時系列積算値プロファイルの生成
S3
動脈領域の特定
S4
計測部位情報の生成
S5
計測部位を設定するための情報の表示
S6
注目断面等の設定
S7
血流計測の第1走査
S8
血流計測の第2走査
S9
血流情報の生成
エンド

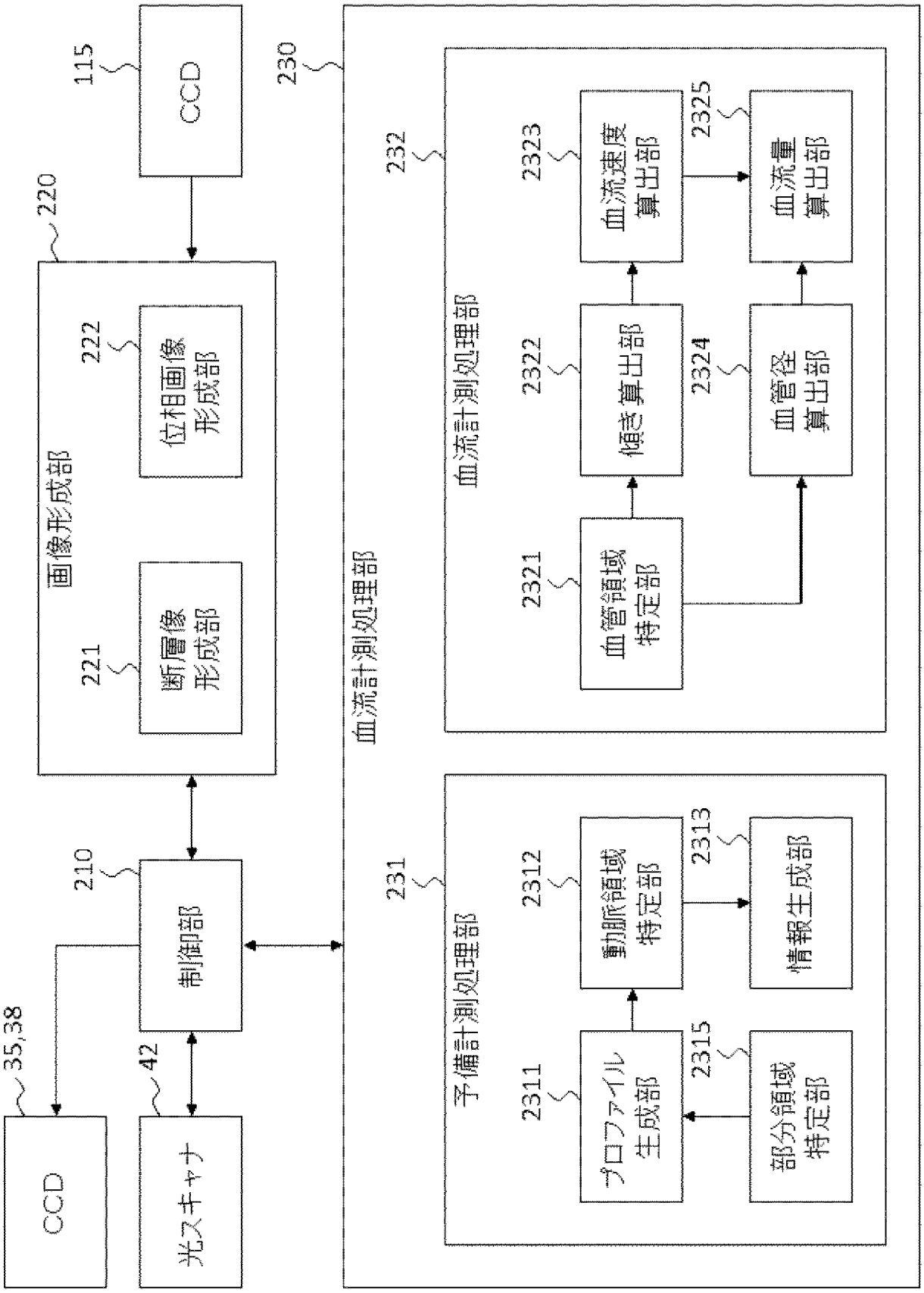
[図9]


CCD
115
230
220
画像形成部
222
位相画像
形成部
221
断層像
形成部
210
制御部
35,38
42
CCD
光スキャナ
血流計測処理部
232
血流計測処理部
2323
血流速度
算出部
2325
血流量
算出部
2322
傾き算出部
2324
血管径
算出部
2321
血管領域
特定部
231
予備計測処理部
2312
動脈領域
特定部
2313
情報生成部
2311
プロファイル
生成部
2314
層領域
特定部

[図10]



[図11]


115
CCD
230
220
画像形成部
222
位相画像
形成部
221
断層像
形成部
血流計測処理部
232
2323
血流速度
算出部
2325
血流量
算出部
2322
傾き算出部
2324
血管径
算出部
2321
血管領域
特定部
210
制御部
231
予備計測処理部
2312
動脈領域
特定部
2313
情報生成部
2311
プロファイル
生成部
2315
部分領域
特定部
35,38
CCD
42
光スキャナ

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/080173

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
*A61B3/10*(2006.01)i, *A61B3/12*(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)
A61B3/10, A61B3/12

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

| | | | |
|---|---|---|---|
| Jitsuyo Shinan Koho | 1922-1996 | Jitsuyo Shinan Toroku Koho | 1996-2016 |
| Kokai Jitsuyo Shinan Koho | 1971-2016 | Toroku Jitsuyo Shinan Koho | 1994-2016 |

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|---|---|---|
| Y | WO 2013/137148 A1 (Topcon Corp.), 19 September 2013 (19.09.2013), paragraphs [0021] to [0357]; fig. 1 to 32 & US 2015/0313466 A1 paragraphs [0096] to [0435]; fig. 1 to 32 & EP 2829219 A1 | 1-7 |
| Y | S. M. Reza Motaghiannezam et. al., "Differential phase-contrast, swept-source optical coherence tomography at 1060 nm for in vino human retnial and choroidal vasculature visualization", Journal of Biomedical Optics, Vol. 17, No. 2, 2012.03.01, pp. 026011-1 - 026011-5 | 1-7 |

☒ 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 |
|---|---|
| 09 November 2016 (09.11.16) | 13 December 2016 (13.12.16) |

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

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.
PCT/JP2016/080173

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|---|---|---|
| Y | JP 2003-19119 A (Canon Inc.), 21 January 2003 (21.01.2003), claim 2 (Family: none) | 2-4 |
| Y | JP 2009-165710 A (University of Tsukuba), 30 July 2009 (30.07.2009), paragraphs [0053] to [0065]; fig. 4 to 5 (Family: none) | 2-4 |

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１６／０８０１７３

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, A61B3/12(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, A61B3/12

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 | １９７１－２０１６年 |
| 日本国実用新案登録公報 | １９９６－２０１６年 |
| 日本国登録実用新案公報 | １９９４－２０１６年 |

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

| 引用文献のカテゴリー＊ | 引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する請求項の番号 |
|---|---|---|
| Y | WO 2013/137148 A1（株式会社トプコン）<br>2013.09.19,　［００２１］～［０３５７］、図１～３２<br>& US 2015/0313466 A1 [0096]-[0435], FIG.1-32<br>& EP 2829219 A1 | 1-7 |

☑　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 |
|---|---|
| ０９．１１．２０１６ | １３．１２．２０１６ |


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　２９１３
山口　裕之
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

Ｃ（続き）．　関連すると認められる文献

| 引用文献のカテゴリー＊ | 引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する請求項の番号 |
|---|---|---|
| Y | S. M. Reza Motaghiannezam et. al.,<br>“Differential phase-contrast, swept-source optical coherence tomography at 1060 nm for in vino human retnial and choroidal vasculature visualization”,<br>Journal of Biomedical Optics, Vol. 17, No. 2,<br>2012.03.01, pp. 026011-1 - 026011-5 | 1-7 |
| Y | JP 2003-19119 A (キヤノン株式会社)<br>2003.01.21, 請求項２<br>(ファミリーなし) | 2-4 |
| Y | JP 2009-165710 A (国立大学法人　筑波大学)<br>2009.07.30, 【００５３】～【００６５】、図４～５<br>(ファミリーなし) | 2-4 |