

(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 3 月 2 日(02.03.2017)



(10) 国際公開番号

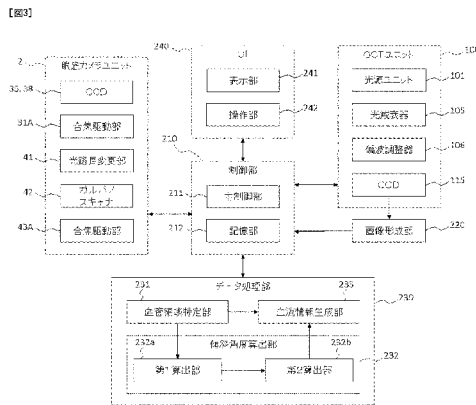
WO 2017/033671 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01) A61B 5/026 (2006.01)
A61B 3/12 (2006.01) A61B 5/0285 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/072436
- (22) 国際出願日: 2016 年 7 月 29 日(29.07.2016)
- (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 2015-166721 2015 年 8 月 26 日(26.08.2015) 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 7 5 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 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP). 酒井 潤(SAKAI, Jun); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町 7 5 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 6 1 8 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, 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, 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),

[続葉有]

(54) Title: BLOOD FLOW MEASUREMENT DEVICE

(54) 発明の名称: 血流計測装置



2... OCULAR FUNDUS CAMERA UNIT
31A, 43A... FOCUS DRIVE UNIT
41... OPTICAL PATH LENGTH ALTERATION UNIT
42... GALVANOMETER SCANNER
42... OCT UNIT
101... LIGHT SOURCE UNIT
105... OPTICAL ATTENUATOR
106... POLARIZATION ADJUSTMENT UNIT
210... CONTROL UNIT
211... MAIN CONTROL UNIT
212... STORAGE UNIT
220... IMAGE FORMATION UNIT
230... DATA PROCESSING UNIT
231... BLOOD VESSEL REGION SPECIFICATION UNIT
232... ORIENTATION ANGLE CALCULATION UNIT
232a... FIRST CALCULATION UNIT
232b... SECOND CALCULATION UNIT
233... BLOOD FLOW INFORMATION GENERATION UNIT
241... DISPLAY UNIT
242... MANIPULATION UNIT

(57) Abstract: An embodiment of the present invention is a blood flow measurement device which generates blood flow information on the basis of data obtained by using OCT to repeatedly scan a cross-section of interest that intersects a blood vessel in the ocular fundus, and which includes a data acquisition unit, a first calculation unit, a second calculation unit, and a blood flow information generation unit. The data acquisition unit scans four or more cross-sections intersecting the blood vessel. The first calculation unit analyzes a first data group and a second data group from among the four or more sets of data corresponding to the four or more cross-sections acquired by the data acquisition unit and obtains a first orientation angle and a second orientation angle for the blood vessel. The second calculation unit obtains the blood vessel orientation angle in the cross-section of interest on the basis of the first orientation angle and the second orientation angle. The blood flow information generation unit generates blood flow information on the basis of the data acquired by repeatedly scanning the cross-section of interest and the orientation angle obtained by the second calculation unit.

(57) 要約: 実施形態は、眼底の血管に交差する注目断面をOCTを用いて繰り返し走査して得られたデータに基づき血流情報を生成する血流計測装置であって、データ取得部、第1算出部、第2算出部及び血流情報生成部を含む。データ取得部は、血管に交差する4以上の断面を走査する。第1算出部は、データ取得部により取得された4以上の断面に対応する4以上のデータのうちの第1データ群及び第2データ群を解析して血管の第1傾斜角度及び第2傾斜角度を求める。第2算出部は、第1傾斜角度及び第2傾斜角度に基づいて、注目断面における血管の傾斜角度を求める。血流情報生成部は、注目断面を繰り返し走査して取得されたデータと第2算出部により求められた傾斜角度とに基づいて血流情報の生成を行う。

WO 2017/033671 A1

WO 2017/033671 A1



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))

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] 一般に、OCTを用いて血流情報を取得するには、計測対象である血管の向きを推定することが必要である。これは、血管に対する測定光の入射方向と血流方向（血管の向き）との間の角度に応じて変化するドップラー周波数シフトに基づいて血流情報を求めるからである。

[0005] 従来の眼底血流計測では、計測対象の断面（注目断面）に対して血管の上流側及び下流側にそれぞれ断面（補助断面）を設定し、これら補助断面の断層像から血管の向きを推定している。このような方法においては、2つの補助断面の間の距離と、注目断面に対する補助断面の距離とが、推定結果に影響を及ぼす。具体的には、補助断面間の距離は、推定の確度や精度に影響を与え、この距離は大きいほど好適である。一方、注目断面に対する補助断面

の距離は、血管の蛇行に起因する誤差に影響を与え、この距離は小さいほど好適である。このように、これら2つのファクターは互いにトレードオフの関係にある。なお、従来の典型的な技術では、注目断面から上流側及び下流側にそれぞれ100 μ m離れた位置に補助断面を設定している。つまり、典型的には、補助断面間の距離は200 μ mであり、注目断面に対する補助断面の距離は100 μ mである。

[0006] この発明に係る血流計測装置の目的は、血管の向きを推定するための補助断面の設定の最適化を図ることにある。

課題を解決するための手段

[0007] 実施形態は、眼底の血管に交差する注目断面を光コヒーレンストモグラフィを用いて繰り返し走査して取得されたデータに基づいて血流情報を生成する血流計測装置であって、データ取得部と、第1算出部と、第2算出部と、血流情報生成部とを備える。データ取得部は、血管に交差する4以上の断面を光コヒーレンストモグラフィを用いて走査することによりデータを取得する。第1算出部は、データ取得部により取得された4以上の断面に対応する4以上のデータのうちの2以上のデータからなる第1データ群を解析することにより血管の第1傾斜角度を求め、第1データ群に含まれない1以上のデータを含む2以上のデータからなる第2データ群を解析することにより血管の第2傾斜角度を求める。第2算出部は、第1算出部により求められた第1傾斜角度及び第2傾斜角度に基づいて、注目断面における血管の傾斜角度を求める。血流情報生成部は、注目断面を繰り返し走査して取得されたデータと第2算出部により求められた傾斜角度とに基づいて血流情報の生成を行う。

発明の効果

[0008] 実施形態によれば、血管の向きを推定するための補助断面の設定の最適化を図ることができる。

図面の簡単な説明

[0009] [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6]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説明するための概略図である。

[図9]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。

発明を実施するための形態

[0010] 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。実施形態に係る血流計測装置は、OCTを用いて生体眼の断層像や3次元画像を形成する。この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。

[0011] 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）を用いて眼底のOCTを行う血流計測装置について説明する。なお、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。また、実施形態に係る血流計測装置はOCT装置と眼底カメラとの複合機であるが、眼底カメラ以外の眼底撮影装置、例えばSLO（Scanning Laser Ophthalmoscopy）、スリットランプ、眼科手術用顕微鏡などにOCT装置を組み合わせてもよい。なお、血流計測装置は、OCT機能を具備していれば十分であり

、眼底撮影機能を備える必要はない。

[0012] [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、従来の眼底カメラとほぼ同様の光学系を備える。OCTユニット100は、眼底のOCT画像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。

[0013] (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。眼底像には、観察画像や撮影画像などが含まれる。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ってもよい。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sein蛍光画像やインドシアニンググリーン蛍光画像や自発蛍光画像などを取得可能に構成されていてもよい。

[0014] 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。

[0015] 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(Light 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 E f を照明する。

[0016] 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。

[0017] 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過して眼底 E f 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過し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。

[0018] 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。LCD 39 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。

- [0019] LCD 39 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 E f に投影される。
- [0020] 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 E f 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。
- [0021] アライメント光学系 50 の LED 51 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。
- [0022] 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）。
- [0023] 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 LED 61 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E fに投影される。

[0024] 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。

[0025] ダイクロイックミラー46は、眼底撮影用の光路にOCT用の光路（OCT光路）を合成する。つまり、眼底撮影用の光路とOCT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。OCT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、ガルバノスキャナ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。

[0026] 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、OCT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。

[0027] ガルバノスキャナ42は、OCT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E fを測定光LSで走査することができる。ガルバノスキャナ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、これらを独立に駆動する機構とを含んで構成される。それにより、測定光LSをxy平面上の任意の方向に走査することができる。

[0028] （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には、眼底EfのOCT画像を取得するための光学系が設けられている。この光学系は、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、眼底Efを経由した測定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。

[0029] なお、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よい。

[0030] 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。

[0031] 光源ユニット101は、スーパーluminescent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。

[0032] 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。

[0033] 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 L R 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 L R は、ファイバカプラ 109 に到達する。

[0034] ファイバカプラ 103 により生成された測定光 L S 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 L S は、光路長変更部 41、ガルバノスキャナ 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 L S 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 L S は、眼底 E f の様々な深さ位置において反射・散乱される。眼底 E f からの測定光 L S 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。

[0035] ファイバカプラ 109 は、測定光 L S の戻り光と参照光 L R とを干渉させる。これにより干渉光 L C が生成される。干渉光 L C 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 L C 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。

[0036] 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 L C 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。

[0037] (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眼底Efの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。

[0038] 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、ガルバノスキャナ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。

[0039] 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。

[0040] [制御系]

血流計測装置1の制御系の構成について図3及び図4を参照しつつ説明する。

[0041] (制御部 210)

制御部 210 は、例えば、前述のプロセッサ、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。

[0042] 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 CCD 35 及び 38、合焦駆動部 31A、光路長変更部 41、ガルバノスキャナ 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 CCD 115 の制御を行う。

[0043] 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。

[0044] (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 E f 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。

[0045] この実施形態では、眼底E fに対して2種類の走査（第1走査及び第2走査）を行う。第1走査では、眼底E fの注目血管に交差する4以上の断面（補助断面）を測定光L Sで走査する。第2走査は、注目血管に交差する注目断面を測定光L Sで反復的に走査する。第1走査が行われる補助断面は、注目断面の近傍に配置される。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向き（傾き、傾斜角度）を求めるために用いられる。第2走査は、OCTを用いたドップラー計測である。

[0046] 第1走査及び第2走査の対象断面は、x y平面において、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、この実施形態では、例えば、視神経乳頭D aの近傍に、第1走査が行われる4つの補助断面C 1 1～C 1 4と、第2走査が行われる注目断面C 2とが、注目血管D bに交差するように設定される。

[0047] 4つの補助断面C 1 1～C 1 4のうち2つ（例えば補助断面C 1 1及びC 1 2）は注目断面C 2に対して注目血管D bの上流側に位置し、他の2つ（例えば補助断面C 1 3及びC 1 4）は下流側に位置する。補助断面C 1 2及びC 1 3は注目断面C 2に隣接して配置されている。補助断面C 1 1は補助断面C 1 2に対して注目断面C 2の反対側に配置され、補助断面C 1 4は補助断面C 1 4に対して注目断面C 2の反対側に配置されている。つまり、補助断面C 1 1は最も上流側に配置され、補助断面C 1 4は最も下流側に配置されている。

[0048] 注目断面C 2に対する各補助断面C 1 2及びC 1 3の距離は、事前に設定される。また、補助断面C 1 1と補助断面C 1 2との間の距離、及び、補助断面C 1 3と補助断面C 1 4との間の距離も、事前に設定される。本例では、補助断面C 1 1～C 1 4及び注目断面C 2を含む5つの断面は、等間隔で配置される。これら5つの断面の間隔は、例えば50 μ m～100 μ mの範囲に設定される。この場合、両端に位置する補助断面C 1 1及びC 1 4の間の距離は、200 μ m～400 μ mの範囲となる。

[0049] 補助断面の個数は4つに限定されず、5つ又はそれ以上でもよい。N個（

$N \geq 4$) の補助断面及び注目断面を含む $N + 1$ 個の断面の間隔 (断面間隔)、及び、これら断面のうち両端に位置する断面の間の距離 (断面全幅) は、それぞれ任意に設定される。断面間隔は、血管の蛇行に起因する誤差に影響を与える。断面間隔を小さく設定するほど誤差が小さくなる。一方、断面全幅は、注目血管の傾斜角度の演算の確度や精度に影響を与える。断面全幅を大きく設定するほど演算の確度や精度が高まる。本例のように補助断面の個数が偶数個である場合、注目断面を含めた奇数個の断面の中央に注目断面を配置することができる。

[0050] また、補助断面の個数についても任意に設定可能である。補助断面の個数を増やすと血管の蛇行に起因する誤差を小さくできるが、走査時間が長くなるため、被検眼 E の動きに起因する誤差の影響が増大する。本例によれば、以上のようなファクターを個別に又は総合的に考慮しつつ、第 1 走査の条件を設定することが可能である。

[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。

[0052] (断層像形成部 221)

断層像形成部 221 は、4 つの補助断面 C11 ~ C14 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、補助断面 C11 ~ C14 のそれぞれに対応する断層像を形成する。このとき、補助断面 C11 ~ C14 を 1 回ずつ走査し、補助断面 C11 ~ C14 について 1 枚ずつ断層像を形成することができる。或いは、補助断面 C11 ~ C14 を複数回ずつ走査し、補助断面 C11 ~ C14 について複数枚ずつ断層像を形成するようにしてもよい。

[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C 2が繰り返し走査される。断層像形成部2 2 1には、第2走査に応じて、OCTユニット1 0 0のCCD 1 1 5から検出信号が逐次入力される。断層像形成部2 2 1は、注目断面C 2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C 2の1枚の断層像を形成する。断層像形成部2 2 1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2 2 1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2 2 1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2 2 2）

位相画像形成部2 2 2は、注目断面C 2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C 2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。この処理に用いられるデータは、断層像形成部2 2 1が注目断面C 2の断層像を形成するために用いられるデータと同じである。よって、注目断面C 2の断層像と位相画像とを位置合わせすることができる。つまり、注目断面C 2の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。

[0056] 位相画像の形成方法の例を説明する。この例の位相画像は、隣り合うAライン複素信号（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、注目断面C 2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2 2 2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2 2 2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 t_1 及び t_2 （ $t_2 = t_1 + \Delta t$ ）の間における位相差 $\Delta \phi$ を求める。そして、この位相差 $\Delta \phi$ を時点 t_1 （よ

り一般に2つの時点 t_1 及び t_2 の間の任意の時点)における位相差 $\Delta\phi$ (t_1)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。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] (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。

[0060] データ処理部230は、血管領域特定部231と、傾斜角度算出部232と、血流情報生成部233とを備える。傾斜角度算出部232には、第1算出部232aと、第2算出部232bとが設けられている。血流情報生成部233には、血流速度算出部2331と、血管径算出部2332と、血流量算出部2333とが設けられている。更に、データ処理部230は断面設定部234を有する。

[0061] (血管領域特定部 2 3 1)

血管領域特定部 2 3 1 は、断層像形成部 2 2 1 により形成された断層像において、注目血管 D b に対応する血管領域を特定する。更に、血管領域特定部 2 3 1 は、位相画像形成部 2 2 2 により形成された位相画像において、注目血管 D b 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）。なお、位相画像については、例えば、注目断面 C 2 の断層像の血管領域を参照して位相画像の血管領域を特定するようにしてよい。

[0062] (傾斜角度算出部 2 3 2)

傾斜角度算出部 2 3 2 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 C 2 における注目血管 D b の傾斜角度を算出する。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。傾斜角度算出部 2 3 2 は、例えば、断面間隔と血管領域の特定結果とに基づいて、注目断面 C 2 における注目血管 D b の傾斜角度を算出する。図 5 に示す例において、断面間隔は、補助断面 C 1 1 と補助断面 C 1 2 との間の距離と、補助断面 C 1 3 と補助断面 C 1 4 との間の距離とを含み、更に、注目断面 C 2 と補助断面 C 1 2 との間の距離と、注目断面 C 2 と補助断面 C 1 3 との間の距離とを含んでよい。前述したように、傾斜角度算出部 2 3 2 は、第 1 算出部 2 3 2 a と、第 2 算出部 2 3 2 b とを備える。

[0063] (第 1 算出部 2 3 2 a)

第 1 算出部 2 3 2 a は、第 1 走査により取得された 4 以上の補助断面に対応する 4 以上のデータ（断層像）のうちの 2 以上のデータからなる第 1 データ群を解析することにより、注目血管の第 1 傾斜角度を求める。更に、第 1 算出部 2 3 2 a は、第 1 データ群に含まれない 1 以上のデータを含む 2 以上のデータからなる第 2 データ群を解析することにより、注目血管の第 2 傾斜角度を求める。

[0064] 具体例を説明する。図 5 に示す例のように、4 つの補助断面 C 1 1 ~ C 1 4 が適用される場合、第 1 走査では、4 つの補助断面 C 1 1 ~ C 1 4 に対す

る一連の走査が1回以上実行される。一連の走査が1回実行されるごとに、4つの補助断面C 1 1～C 1 4に対応する4つの断層像（断層像群）が形成される。

[0065] このような一連の走査により形成される断層像群の概略を図6に示す。4つの符号G 1 1～G 1 4は、それぞれ、4つの補助断面C 1 1～C 1 4に対する一連の走査により取得された断層像を表す。また、符号G 2は、この第1走査とともに実行された第2走査により取得された、注目断面C 2を表す断層像である。断層像G 1 1～G 1 4及びG 2のそれぞれには、注目血管D bの断面が描出されている。図6において、z座標軸は紙面下方向を向いており、これは測定光L Sの照射方向（測定光L Sの光路の光軸）と実質的に一致する。

[0066] 隣接する断層像（断面）の間隔をLとする。本例では、断層像G 2（注目断面C 2）に対して一方の側に2つの断層像G 1 1及びG 1 2（補助断面C 1 1及びC 1 2）が配置され、かつ、他方の側に2つの断層像G 1 3及びG 1 4（補助断面C 1 3及びC 1 4）が配置されているので、両端の断層像G 1 1及びG 1 4（両端の補助断面C 1 1及びC 1 4）の間の距離（断面全幅）は4Lとなる。前述したように、断面間隔Lは $50\mu\text{m}\sim 100\mu\text{m}$ の範囲内の任意の値であってよく、断面全幅4Lは $200\mu\text{m}\sim 400\mu\text{m}$ の範囲内の任意の値であってよい。

[0067] 本例において、外側の2つの断層像G 1 1及びG 1 4を第1データ群とし、内側の2つの断層像G 1 2及びG 1 3を第2データ群とすることができる。この場合、第1算出部232aは、断層像G 1 1及びG 1 4を解析することにより注目血管D bの第1傾斜角度を求め、かつ、断層像G 1 2及びG 1 3を解析することにより注目血管D bの第2傾斜角度を求める。つまり、本例では、4つの断層像G 1 1～G 1 4を互いに排他的な2つの群に分け、それぞれの群に基づいて注目血管D bの傾斜角度の値を算出する。他の例においては、第1走査により取得された4以上のデータを3以上の群に分割してもよいし、一部が重複する2以上の群に分割してもよい。

[0068] 第1算出部232aが実行する傾斜角度算出処理の例を、図7を参照しつつ説明する。図7には、外側の2つの断層像G11及びG14が示されている。符号V11は、血管領域特定部231により特定された、断層像G11内の血管領域を示す。同様に、符号V14は、血管領域特定部231により特定された、断層像G14内の血管領域を示す。これら血管領域V11及びV14は注目血管Dbの断面に相当する。これら断層像G11及びG14の間の距離は、断面全幅4Lである。

[0069] 第1算出部232aは、2つの血管領域V11及びV14の位置関係に基づいて、注目血管Dbの第1傾斜角度を算出する。2つの血管領域V11及びV14の位置関係は、例えば、2つの血管領域V11及びV14を結ぶことによって得られる。具体的には、第1算出部232aは、2つの血管領域V11及びV14の特徴点W11及びW14をそれぞれ特定し、これら特徴点W11及びW14を結ぶ線分K1を求める。特徴点W11及びW14としては、中心、重心、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。なお、本例では2つの特徴点を線分（直線）で結んでいるが、これには限定されない。例えば3以上の断層像内の特徴点を結ぶ場合、3以上の特徴点を近似曲線（スプライン曲線、ベジェ曲線等）や折れ線で結ぶことができる。

[0070] 更に、第1算出部232aは、これら特徴点W11及びW14を結ぶ線分K1に基づいて注目血管Dbの第1傾斜角度を算出する。第1傾斜角度は、例えば、線分K1がz座標軸に対して成す角度として、或いは、線分K1がz座標軸に直交する平面（xy平面）に対して成す角度として定義される。他の例において、血管領域の位置関係が近似曲線で表現される場合、この近似曲線上の任意の位置における傾斜角度（例えば注目断面C2における傾斜角度）を算出することができる。更に他の例において、血管領域の位置関係が折れ線で表現される場合、この折れ線を形成する2以上の線分の傾斜角度の統計値（平均値、中央値、最頻値等）を算出することができる。なお、断面間隔Lは、線分や近似曲線を求める処理において、断層像G11及びG1

4等を $x y z$ 座標系に埋め込むために用いられる。

[0071] 上記の例では、血管領域に基づいて注目血管D bの傾斜角度を求めているが、断層像内の所定領域に基づいて傾斜角度を推定することも可能である。例えば、眼底E fの所定組織（内境界膜（I L M）等）に相当する領域や、輝度又は形状が特徴的な領域を特定し、2以上の断層像から特定された当該領域の位置関係に基づいて傾斜角度を推定することができる。

[0072] 内側の2つの断層像G 1 2及びG 1 3に基づいて注目血管D bの第2傾斜角度を算出する処理は、上記と同様に実行される。なお、これら断層像G 1 2及びG 1 3の間の距離は2 Lであり、断面全幅よりも狭い。また、断層像G 1 1と断層像G 1 4との中間位置と、断層像G 1 2と断層像G 1 3との中間位置とは共に注目断面C 2である。

[0073] （第2算出部2 3 2 b）

第2算出部2 3 2 bは、第1算出部2 3 2 aにより求められた第1傾斜角度及び第2傾斜角度に基づいて、注目断面C 2における注目血管D bの傾斜角度を求める。図8は、第1傾斜角度及び第2傾斜角度の例を示す。符号W 1 1～W 1 4は、それぞれ、図6に示す断層像G 1 1～G 1 4内の特徴点を示す。符号K 1は外側の2つの特徴点W 1 1及びW 1 4を結ぶ線分を示し、符号K 2は内側の2つの特徴点W 1 2及びW 1 3を結ぶ線分を示す。また、外側の2つの特徴点W 1 1及びW 1 4の間の距離は4 Lであり、内側の2つの特徴点W 1 2及びW 1 3の間の距離は2 Lである。

[0074] z 座標軸に直交する $x y$ 平面を基準に傾斜角度を定義すると、第1傾斜角度 $\theta 1 = \tan^{-1} (\Delta z 1 / 4 L)$ であり、第2傾斜角度 $\theta 2 = \tan^{-1} (\Delta z 2 / 2 L)$ である。ここで、 $\Delta z 1$ は、外側の2つの特徴点W 1 1及びW 1 4の間の z 方向の変位（ z 座標値の差分）を示し、 $\Delta z 2$ は、内側の2つの特徴点W 1 2及びW 1 3の間の z 方向の変位（ z 座標値の差分）を示す。なお、 z 座標軸に直交する $x y$ 平面を基準とする傾斜角度 θi と、 z 座標軸を基準とする傾斜角度 ϕi との間には、 $\phi i = 90^\circ - \theta i$ という関係があり、一方が決定すれば他方も一義的に決定されるので、これらは等価であ

る。

[0075] 図8を参照しつつ第2算出部232bが実行する処理の第1の例を説明する。第2算出部232bは、まず、第2傾斜角度 θ_2 に基づき許容範囲を設定する。この許容範囲は、例えば、断面全幅 $4L$ や断面間隔 L や断面数に基づきあらかじめ設定された誤差 α と、第2傾斜角度 θ_2 とに基づき設定される。第2算出部232bは、第1傾斜角度 θ_1 が次の関係を満たすか判定する： $\theta_2 - \alpha < \theta_1 < \theta_2 + \alpha$ 。つまり、第2算出部232bは、第2傾斜角度 θ_2 に対して誤差 α の範囲内に第1傾斜角度 θ_1 が含まれるか否か判定する。これは、両端の補助断面C11及びC14の間における注目血管Dbの蛇行状態を第2傾斜角度 θ_2 で評価し、これに対する許容誤差の範囲内に第1傾斜角度 θ_1 が含まれるか判定するものである。

[0076] 第1傾斜角度 θ_1 が許容範囲に含まれる場合、注目断面C2における注目血管Dbの傾斜角度 θ として第1傾斜角度 θ_1 を採用する。一方、第1傾斜角度 θ_1 が許容範囲に含まれない場合、この第1傾斜角度 θ_1 を無視して以降の処理を実行することができる。また、第2傾斜角度を採用するようにしてもよい。

[0077] 第2算出部232bが実行する処理の第2の例を説明する。第2算出部232bは、第1傾斜角度 θ_1 及び第2傾斜角度 θ_2 の統計値を算出する。この統計値は、たとえば平均値（単純平均、加重平均等）である。算出された統計値が、注目断面C2における注目血管Dbの傾斜角度 θ として採用される。

[0078] （血流情報生成部233）

血流情報生成部233は、第2走査により注目断面を走査して取得されたデータと第2算出部232bにより求められた傾斜角度 θ とに基づいて、被検眼Eの血流情報を生成する。より具体的には、血流情報生成部233は、ドップラーOCTにより取得された位相画像と、第2算出部232bにより算出された注目断面C2における注目血管Dbの傾斜角度 θ とに基づいて、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

233には、血流速度算出部2331と、血管径算出部2332と、血流量算出部2333とが設けられている。

[0079] (血流速度算出部2331)

血流速度算出部2331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D_b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。

[0080] 血流速度変化情報が得られた場合、血流速度算出部2331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。

[0081] 血流速度算出部2331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、傾斜角度算出部232により算出された注目断面C₂における注目血管D_bの傾斜角度 θ が考慮される。具体的には、傾斜角度算出部232は次式を用いる。

[0082] [数1]

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

[0083] 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方向(傾斜角度)とが成す角度を表す；

λ は、測定光 L S の中心波長を表す。

[0084] この実施形態では、 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 は傾斜角度であり又は傾斜角度から得られる。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。

[0085] (血管径算出部 2 3 3 2)

血管径算出部 2 3 3 2 は、注目断面 C 2 における注目血管 D b の径を算出する。この算出方法の例として、眼底像を用いた第 1 の算出方法と、断層像を用いた第 2 の算出方法がある。

[0086] 第 1 の算出方法が適用される場合、注目断面 C 2 の位置を含む眼底 E f の部位の撮影があらかじめ行われる。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。

[0087] 血管径算出部 2 3 3 2 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 = $10 \mu\text{m}$)。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あらかじめ算出し、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 2 3 3 2 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。

[0088] 更に、血管径算出部 2 3 3 2 は、このスケールと、断層像 G 2 内の血管領域に含まれる画素とに基づいて、注目断面 C 2 における注目血管 D b の径、つまりこの血管領域の径を算出する。具体例として、血管径算出部 2 3 3 2 は、この血管領域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 2 3 5 は、この血管領域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、血管径が決まればこの血管領域の面積を（実質的に）決定す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。

[0089] 第2の算出方法について説明する。第2の算出方法では、注目断面C2における眼底Efの断層像が用いられる。この断層像は、第2走査に基づく断層像でもよいし、これとは別に取得されたものでもよい。この断層像におけるスケールは、測定光LSの走査態様に応じて決定される。図5に示すように注目断面C2を走査する場合、注目断面C2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める各種ファクターに基づいて決定される。血管径算出部2332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C2における注目血管Dbの径を算出する。

[0090] （血流量算出部2333）

血流量算出部2333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。

[0091] 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。

[0092] [数2]

$$Q = \frac{\pi w^2}{8} V_m \quad (2)$$

[0093] 血流量算出部2333は、血管径算出部2332による血管径の算出結果wと、血流速度算出部2331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。

[0094] （断面設定部234）

主制御部211は、表示部241に眼底像を表示させる。この眼底像は観察画像でも撮影画像でもよい。また、この眼底像は撮影画像を構成する画像

であってもよい。ユーザは、操作部 242 を操作することで、表示された眼底像に注目断面 C 2 を指定する。断面設定部 234 は、指定された注目断面 C 2 とこの眼底像とに基づいて、第 1 走査が適用される 4 つ（以上）の補助断面 C 11 ~ C 14 を設定する。なお、前述のように、注目断面 C 2 は所望の注目血管 D b を横切るように指定される。

[0095] 注目断面 C 2 を眼底像に指定する操作は、例えばポインティングデバイスを用いて行われる。また、表示部 241 がタッチパネルの場合、ユーザは表示された眼底像の所望の位置に触れることで注目断面 C 2 を指定する。この場合において、注目断面 C 2 のパラメータ（向き、長さ等）は、手動又は自動で設定される。

[0096] 手動の場合の例として、パラメータを設定するための所定のインターフェイスを用いることができる。このインターフェイスは、スイッチ等のハードウェアでもよいし、グラフィカルユーザインターフェイス（GUI）等のソフトウェアでもよい。

[0097] 自動の場合の例として、断面設定部 234 は、ユーザが眼底像に指定した位置に基づいてパラメータを設定する。長さの自動設定は、あらかじめ決められた値を適用してもよいし、指定位置及びその近傍の血管の位置を考慮してもよい。前者の値は、例えば、所定の注目血管とその近傍の血管との間の一般的な距離に基づいて指定される。この距離の情報は、臨床データに基づいて生成できる。後者の場合も同様である。

[0098] 注目断面 C 2 の向きの自動設定については、あらかじめ決められた向きを適用してもよいし、注目血管 D b の向きを考慮してもよい。前者の場合、所定の注目血管の各位置における向きを表す情報をあらかじめ生成し、これを参照する。この情報は、臨床データに基づき生成できる。後者の場合、指定位置における注目血管 D b の走行方向を求め、この走行方向に基づいて設定される。この走行方向を求める処理は、例えば注目血管 D b の細線化処理を介して行われる。なお、いずれの場合においても、注目断面 C 2 の向きは、 x y 平面において、走行方向に直交するように設定されることが望ましい。

[0099] 次に、第1走査が適用される補助断面C11～C14を設定する処理について説明する。断面設定部234は、注目断面C2から所定距離だけ離れた位置に補助断面C11～C14を設定する。この距離は、前述の断面間隔(L)や断面全幅(4L)に相当する。また、補助断面C11～C14の長さ及び／又は向きは、注目断面C2の場合と同様にして設定される。

[0100] 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、回路基板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あらかじめ格納されている。

[0101] (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。

[0102] [動作]

血流計測装置1の動作について説明する。図9は、血流計測装置1の動作の一例を表す。

[0103] (S1:患者の選択)

まず、血流計測の対象となる患者を選択する。患者の選択は、例えば患者IDを入力することにより行われる。

[0104] (S2:撮影位置の指定)

ユーザは、装置光学系の位置を調整するなどして被検眼Eの撮影を行う位置を指定する。

[0105] (S3:アライメント)

次に、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)が行われる。アライメントは、例えばアライメント指標を用いて行われる。或いは、本出願人による特開2013-248376号公報に記載された2以上の

前眼部カメラが設けられている場合、前眼部を異なる方向から実質的に同時に撮影して得られる2以上の画像に基づいてアライメントを行うことができる。本ステップにおいて、フォーカス調整等を更に行ってもよい。

[0106] (S4: 血流計測位置の指定)

続いて、血流計測が行われる位置（特に注目断面C2）が指定される。このとき、ユーザにより指定された断面が適正か否か判定するための処理を実行することができる。この適否判定は、例えば、当該断面やその近傍をOCTスキャンして得られた画像に基づいて、当該断面における当該血管の傾斜角度を算出する処理と、この傾斜角度が許容範囲に含まれるか否か判定する処理とを含む。傾斜角度が既定の許容範囲に含まれる場合、この断面が血流計測の対象（注目断面C2）として採用される。注目断面C2が決定すると、断面設定部234は、第1走査の対象となる4つ（以上）の補助断面C11～C14を設定する。

[0107] (S5: 第1走査)

血流計測装置1は、ステップS4で断面設定部234により設定された補助断面C11～C14のOCTスキャンを実行する（第1走査）。第1走査におけるOCTスキャンは、例えば次のような順序で実行される。

[0108] スキャンシーケンスの第1の例では、4つの補助断面C11～C14を「C11→C14→C12→C13」の順でOCTスキャンする（前述した一連の走査）。つまり、第1の例では、第1データ群（外側の2つの断層像G11及びG14）に対応する補助断面C11及びC14の走査を連続して実行し、かつ、第2データ群（内側の2つの断層像G12及びG13）に対応する補助断面C12及びC13の走査を連続して実行する。これは、第1データ群に含まれる2つ（以上）のデータを収集するための2以上のOCTスキャンの間の時間間隔を短くすることにより、当該期間における被検眼Eの動きの影響を小さくすることを意図している。第1の例によれば、4つの補助断面C11～C14に対応する断層像がそれぞれ1つずつ形成される。

[0109] スキャンシーケンスの第2の例では、第1の例における一連の走査「C1

1 → C 1 4 → C 1 2 → C 1 3」を繰り返し実行する。すなわち、第2の例では、4つの補助断面C 1 1 ~ C 1 4を「C 1 1 → C 1 4 → C 1 2 → C 1 3 → C 1 1 → C 1 4 → C 1 2 → C 1 3 → C 1 1 →」の順でOCTスキャンが行われる。つまり、第2の例では、第1の例と同様に、第1データ群（外側の2つの断層像G 1 1 及びG 1 4）に対応する補助断面C 1 1 及びC 1 4の走査を連続して実行し、かつ、第2データ群（内側の2つの断層像G 1 2 及びG 1 3）に対応する補助断面C 1 2 及びC 1 3の走査を連続して実行しつつ、更に、第1データ群に対応する補助断面C 1 1 及びC 1 4の走査と、第2データ群に対応する補助断面C 1 2 及びC 1 3の走査の走査とを交互に実行する。第2の例によれば、4つの補助断面C 1 1 ~ C 1 4に対応する断層像がそれぞれN個ずつ形成される（Nは、一連の走査の反復回数を表す）。

[0110] なお、第1の例及び第2の例では、第1走査により取得されたデータから2つのデータ群を形成している。一方、第1走査により取得されたデータから3つ以上のデータ群を形成することもできる。例えば第1走査により取得されたデータから3つのデータ群が形成される場合、第1の例と同様に、第1データ群に対応する補助断面群の走査を連続して実行し、第2データ群に対応する補助断面群の走査を連続して実行し、かつ、第3データ群に対応する補助断面群の走査を連続して実行することができる。更に、第2の例と同様に、第1データ群に対応する補助断面群の走査と、第2データ群に対応する補助断面群の走査の走査と、第3データ群に対応する補助断面群の走査の走査とを巡回的に実行することができる。第1走査により取得されたデータから4つ以上のデータ群を形成する場合についても同様である。本実施形態において、「交互に実行する」は、このような「巡回的な実行」も含むものとする。

[0111] （S 6：各データ群から傾斜角度 θ_i を算出する）

第1算出部232aは、ステップS5で取得された第1データ群を解析することにより、注目血管D bの第1傾斜角度 θ_1 を求める。更に、第1算出

部 2 3 2 a は、第 2 データ群を解析することにより、注目血管 D b の第 2 傾斜角度 $\theta 2$ を求める。

[0112] ステップ S 5 においてスキャンシーケンスの第 1 の例が適用された場合、第 1 算出部 2 3 2 a は、外側の 2 つの断層像 G 1 1 及び G 1 4 に基づき第 1 傾斜角度 $\theta 1$ を算出し、内側の 2 つの断層像 G 1 2 及び G 1 3 に基づき第 2 傾斜角度 $\theta 2$ を算出する（図 8 を参照）。

[0113] 或いは、ステップ S 5 においてスキャンシーケンスの第 1 の例が適用された場合、4 つの補助断面 C 1 1 ~ C 1 4 について N 個ずつ形成された合計 4 N 個の断層像に基づいて、注目血管 D b の傾斜角度の複数の値を算出する。この複数の値を求めるための 4 N 個の断層像の組み合わせは任意である。その具体例については後述する。

[0114] (S 7 : 注目断面での傾斜角度 θ を算出する)

第 2 算出部 2 3 2 b は、ステップ S 6 で求められた第 1 傾斜角度 $\theta 1$ 及び第 2 傾斜角度 $\theta 2$ に基づいて、注目断面 C 2 における注目血管 D b の傾斜角度 θ を求める。なお、ステップ S 6 及び S 7 を、ステップ S 8 の第 2 走査より後に実行するようにしてよい。

[0115] (S 8 : 第 2 走査)

血流計測装置 1 は、ステップ S 4 で指定された注目断面 C 2 の反復的な O C T スキャンを実行する（第 2 走査）。位相画像形成部 2 2 2 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 C 2 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。更に、断層像形成部 2 2 1 は、当該データに基づいて注目断面 C 2 の断層像 G 2 を形成する。データ処理部 2 3 0（血管領域特定部 2 3 1、血管径算出部 2 3 3 2 等）は、注目断面 C 2 における注目血管 D b の径を求める。

[0116] (S 9 : 血流情報の生成)

血流速度算出部 2 3 3 1 は、ステップ S 7 で算出された傾斜角度 θ と、ステップ S 8 で取得された位相画像とに基づいて、注目断面 C 2 における血流速度を算出する。更に、血流量算出部 2 3 3 3 は、この血流速度の算出結果

と、ステップS 8で得られた血管径の算出結果とに基づいて、注目血管D b内を流れる血液の流量を算出する。

[0117] 主制御部2 1 1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2 4 1に表示させる。また、主制御部2 1 1は、ステップS 1で入力された患者I Dに関連付けて血流情報を記憶部2 1 2に記憶させる。以上で、本例の血流計測に関する処理は終了となる。

[0118] ステップS 5の第1走査において、スキャンシーケンスの第2の例が適用された場合の具体例を説明する。

[0119] 4つの補助断面C 1 1～C 1 4に対する一連の走査「C 1 1→C 1 4→C 1 2→C 1 3」の反復回数 $N=4$ とする。第 n 回目の一連の走査から得られた4つの断層像を次のように記載する($n=1\sim4$): 補助断面C 1 1に対応する断層像G 1 1 (n)、補助断面C 1 2に対応する断層像G 1 2 (n)、補助断面C 1 1に対応する断層像G 1 3 (n)、補助断面C 1 4に対応する断層像G 1 4 (n)。

[0120] 注目血管D bの傾斜角度を算出するための、これら16個の断層像の組み合わせ態様の例を図10に示す。図10に示す組み合わせ態様には、7つの組み合わせ(# 1、# 2、 $\dots$ 、# 7)が含まれている。

[0121] 第1の組み合わせ# 1は、第1回目の一連の走査で得られた4つの断層像G 1 1 (1)、G 1 2 (1)、G 1 3 (1)及びG 1 4 (1)を含む。第1算出部2 3 2 aは、断層像G 1 1 (1)及びG 1 4 (1)に基づき第1傾斜角度 $\theta 1 (1)$ を算出し、断層像G 1 2 (1)及びG 1 3 (1)に基づき第2傾斜角度 $\theta 2 (1)$ を算出する。更に、第2算出部2 3 2 bは、第1傾斜角度 $\theta 1 (1)$ 及び第2傾斜角度 $\theta 2 (1)$ に基づき、注目断面C 2における注目血管D bの傾斜角度 $\theta (1)$ を求める。

[0122] 第2の組み合わせ# 2は、第2回目の一連の走査で得られた2つの断層像G 1 1 (2)及びG 1 2 (2)と、第1回目の一連の走査で得られた2つの断層像G 1 3 (1)及びG 1 4 (1)とを含む。第1算出部2 3 2 aは、断層像G 1 1 (2)及びG 1 4 (1)に基づき第1傾斜角度 $\theta 1 (2)$ を算出

し、断層像G12(2)及びG13(1)に基づき第2傾斜角度 $\theta_2(2)$ を算出する。更に、第2算出部232bは、第1傾斜角度 $\theta_1(2)$ 及び第2傾斜角度 $\theta_2(2)$ に基づき、注目断面C2における注目血管Dbの傾斜角度 $\theta(2)$ を求める。

[0123] 第3～第7の組み合わせ#3～#7についても同様に、注目断面C2における注目血管Dbの傾斜角度 $\theta(3) \sim \theta(7)$ が算出される。

[0124] 第2算出部232bは、このようにして取得された7つの傾斜角度 $\theta(1) \sim \theta(7)$ に基づいて、注目断面C2における注目血管Dbの傾斜角度の最終結果 θ を算出する。この処理は、例えば、7つの傾斜角度 $\theta(1) \sim \theta(7)$ の統計値(単純平均、加算平均、中央値、最頻値等)を算出する処理を含んでよい。或いは、第1傾斜角度 $\theta_1(n)$ と第2傾斜角度 $\theta_2(n)$ との差分が最小である $n = n_0$ を特定し、第1傾斜角度 $\theta_1(n_0)$ 、第2傾斜角度 $\theta_2(n_0)$ 又はこれらから得られた $\theta(n_0)$ を採用するようにしてもよい。

[0125] [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。

[0126] 実施形態は、眼底の血管(注目血管Db)に交差する注目断面(C2)をOCTを用いて繰り返し走査して取得されたデータに基づいて血流情報を生成する血流計測装置であって、データ取得部と、第1算出部と、第2算出部と、血流情報生成部とを備える。データ取得部は、血管に交差する4以上の断面(補助断面C11～C14等)をOCTを用いて走査することによりデータ(断層像G11～G14等)を取得する。第1算出部は、これら4以上のデータ(断層像G11～G14等)のうちの2以上のデータからなる第1データ群(断層像G11及びG14等)を解析することにより、血管の第1傾斜角度(θ_1)を求める。更に、第1算出部は、第1データ群に含まれない1以上のデータを含む2以上のデータからなる第2データ群(断層像G12及びG13等)を解析することにより血管の第2傾斜角度(θ_2)を求める。第2算出部は、第1算出部により求められた第1傾斜角度及び第2傾斜

角度に基づいて、注目断面における血管の傾斜角度（ θ ）を求める。血流情報生成部は、注目断面を繰り返し走査して取得されたデータ（位相画像等）と第2算出部により求められた傾斜角度とに基づいて、血流情報の生成を行う。一例である上記実施形態において、データ取得部は、OCTのための光学系と画像形成部220とを含み、第1算出部は第1算出部232aを含み、第2算出部は第2算出部232bを含み、血流情報生成部は血流情報生成部233の少なくとも一部を含む。

[0127] このような実施形態によれば、4以上の補助断面をOCTスキャンして得られたデータの組み合わせを変えて、注目血管の傾斜角度の推定を2回以上実行し、これら推定値に基づいて、ドップラーOCTのための注目断面における注目血管の傾斜角度を求めることができる。ここで、4以上の補助断面のうち両端に位置する補助断面の間の距離（断面全幅）は、演算の確度や精度を確保できるように従来よりも広く設定される。例えば、従来の $200\mu\text{m}$ に対して $400\mu\text{m}$ に設定することができる。更に、血管の蛇行に起因する誤差の影響を考慮して、補助断面及び注目断面を含む5以上の断面の間隔（断面間隔）を設定することができる。また、補助断面の個数についても任意に設定可能である。したがって、血管の向きを推定するための補助断面の設定の最適化を図ることが可能である。

[0128] 実施形態において、第1データ群は、4以上の補助断面のうち両端に位置する補助断面の一方又は双方を含んでよい。例えば、上記の実施形態では、第1データ群は、4つの補助断面C11～C14のうち両端に位置する補助断面C11及びC14を含んでいる。なお、補助断面C11及びC14の一方のみを含むように第1データ群を構成することもできる。

[0129] 実施形態において、第1データ群のうち両端に位置する2つの断面の間の距離と、第2データ群のうち両端に位置する2つの断面の間の距離とが異なるように、第1データ群及び第2データ群を構成することができる。例えば、上記の実施形態では、第1データ群は距離4Lだけ離れた補助断面C11及びC14を含み、かつ、第2データ群は距離2Lだけ離れた補助断面C1

2及びC 1 3を含む。これにより、第1データ群を用いて確度や精度が比較的高い傾斜角度 $\theta 1$ を求めつつ、第2データ群を用いて血管の蛇行の影響が比較的低い傾斜角度 $\theta 2$ を求め、これらから最終的な傾斜角度 θ を取得することができる。

[0130] 実施形態において、データ取得部は、第1データ群に対応する2以上の補助断面の走査を連続して実行し、かつ、第2データ群に対応する2以上の補助断面の走査を連続して実行することができる。それにより、第1データ群に含まれる2以上のデータを収集するための2以上のOCTスキンの間の時間間隔を短縮し、当該期間における被検眼の動きに起因する誤差を低減することができる。

[0131] 更に、データ取得部は、第1データ群に対応する2以上の補助断面の走査と、第2データ群に対応する2以上の補助断面の走査とを交互に実行することができる。それにより、各補助断面について複数のサンプル（断層像）を取得することができ、傾斜角度の算出における誤差を低減させることが可能である。また、これら2つの走査を交互に行うことにより、被検眼の動きに起因する誤差の低減を図ることができる。なお、前述したように、3以上のデータ群に対応する3以上の補助断面群の走査を巡回的に実行する場合の本発明に含まれる。

[0132] 以上に説明した構成は、この発明を好適に実施するための一例に過ぎない。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。

符号の説明

- [0133] 1 血流計測装置
- 1 0 0 OCTユニット
 - 2 2 0 画像形成部
 - 2 3 0 データ処理部
 - 2 3 2 傾斜角度算出部
 - 2 3 2 a 第1算出部

2 3 2 b 第2算出部

2 3 3 血流情報生成部

請求の範囲

- [請求項1] 眼底の血管に交差する注目断面を光コヒーレンストモグラフィを用いて繰り返し走査して取得されたデータに基づいて血流情報を生成する血流計測装置であって、
- 前記血管に交差する4以上の断面を光コヒーレンストモグラフィを用いて走査することによりデータを取得するデータ取得部と、
- 前記データ取得部により取得された前記4以上の断面に対応する4以上のデータのうちの2以上のデータからなる第1データ群を解析することにより前記血管の第1傾斜角度を求め、前記第1データ群に含まれない1以上のデータを含む2以上のデータからなる第2データ群を解析することにより前記血管の第2傾斜角度を求める第1算出部と、
- 前記第1算出部により求められた前記第1傾斜角度及び前記第2傾斜角度に基づいて、前記注目断面における前記血管の傾斜角度を求める第2算出部と、
- 前記注目断面を繰り返し走査して取得された前記データと前記第2算出部により求められた前記傾斜角度とに基づいて前記血流情報の生成を行う血流情報生成部と
- を備える血流計測装置。
- [請求項2] 前記第1データ群は、前記4以上の断面のうち両端に位置する断面の一方又は双方を含む
- 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] 前記第1データ群のうち両端に位置する2つの断面の間の距離と前記第2データ群のうち両端に位置する2つの断面の間の距離とが異なる
- ことを特徴とする請求項1又は請求項2に記載の血流計測装置。
- [請求項4] 前記データ取得部は、前記血管に交差する4つの断面を走査してデータを取得し、

前記第 1 データ群は、前記 4 つの断面のうち両端に位置する 2 つの断面からなり、

前記第 2 データ群は、前記第 1 データ群に含まれない 2 つの断面からなる

ことを特徴とする請求項 3 に記載の血流計測装置。

[請求項 5] 前記データ取得部は、前記第 1 データ群に対応する 2 以上の断面の走査を連続して実行し、かつ、前記第 2 データ群に対応する 2 以上の断面の走査を連続して実行する

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 4 のいずれか一項に記載の血流計測装置。

[請求項 6] 前記データ取得部は、前記第 1 データ群に対応する 2 以上の断面の走査と前記第 2 データ群に対応する 2 以上の断面の走査とを交互に実行する

ことを特徴とする請求項 5 に記載の血流計測装置。

[請求項 7] 前記注目断面及び前記 4 以上の断面を含む 5 以上の断面は等間隔で配置されている

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 6 のいずれか一項に記載の血流計測装置。

[請求項 8] 前記 4 以上の断面の個数は偶数個であり、

前記注目断面は、前記注目断面及び前記 4 以上の断面を含む奇数個の断面の中央に配置されている

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 7 のいずれか一項に記載の血流計測装置。

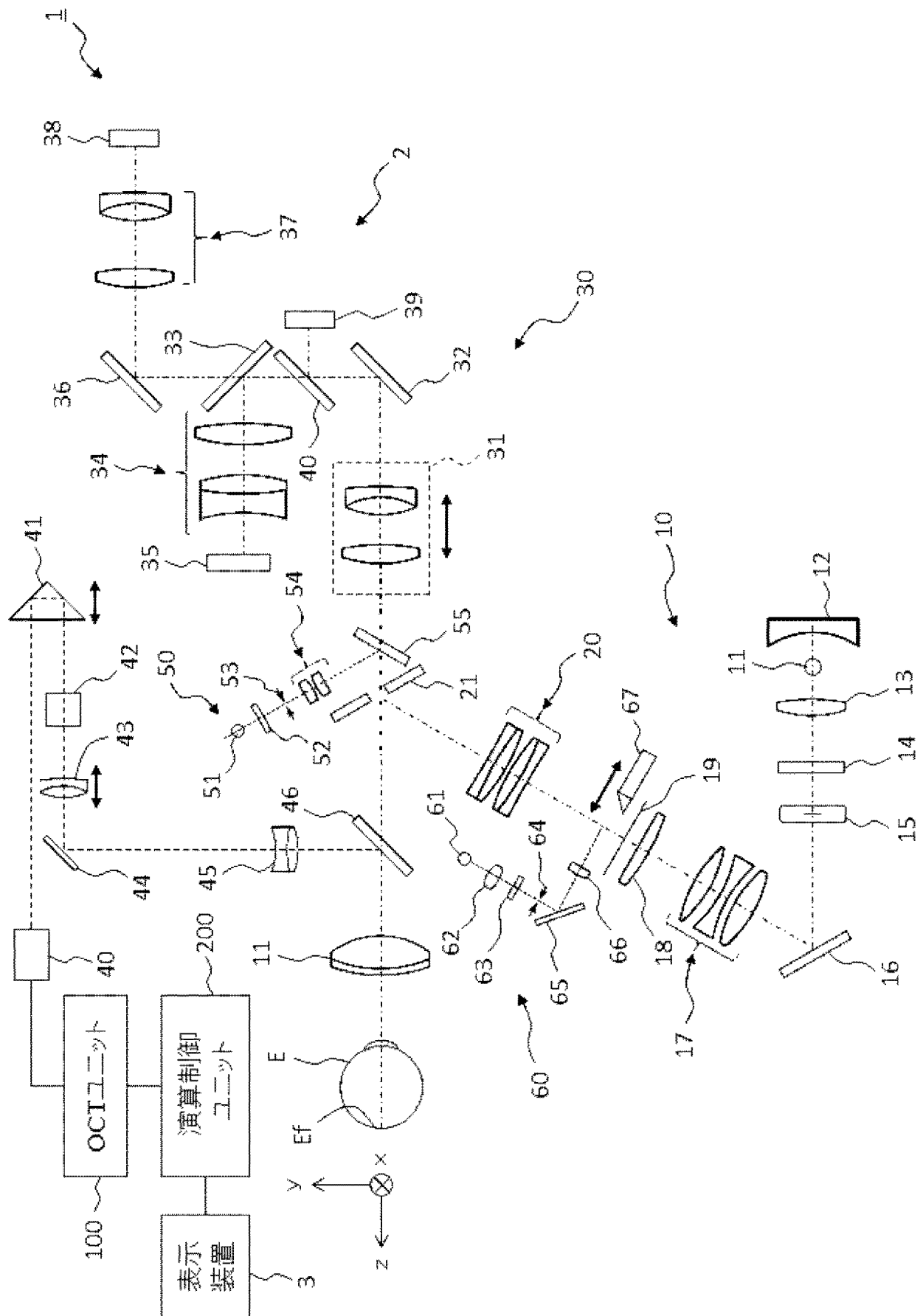
[請求項 9] 前記第 2 算出部は、前記第 2 傾斜角度に基づき許容範囲を設定し、前記第 1 傾斜角度が前記許容範囲に含まれる場合、前記注目断面における前記血管の傾斜角度として前記第 1 傾斜角度を採用する

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 8 のいずれか一項に記載の血流計測装置。

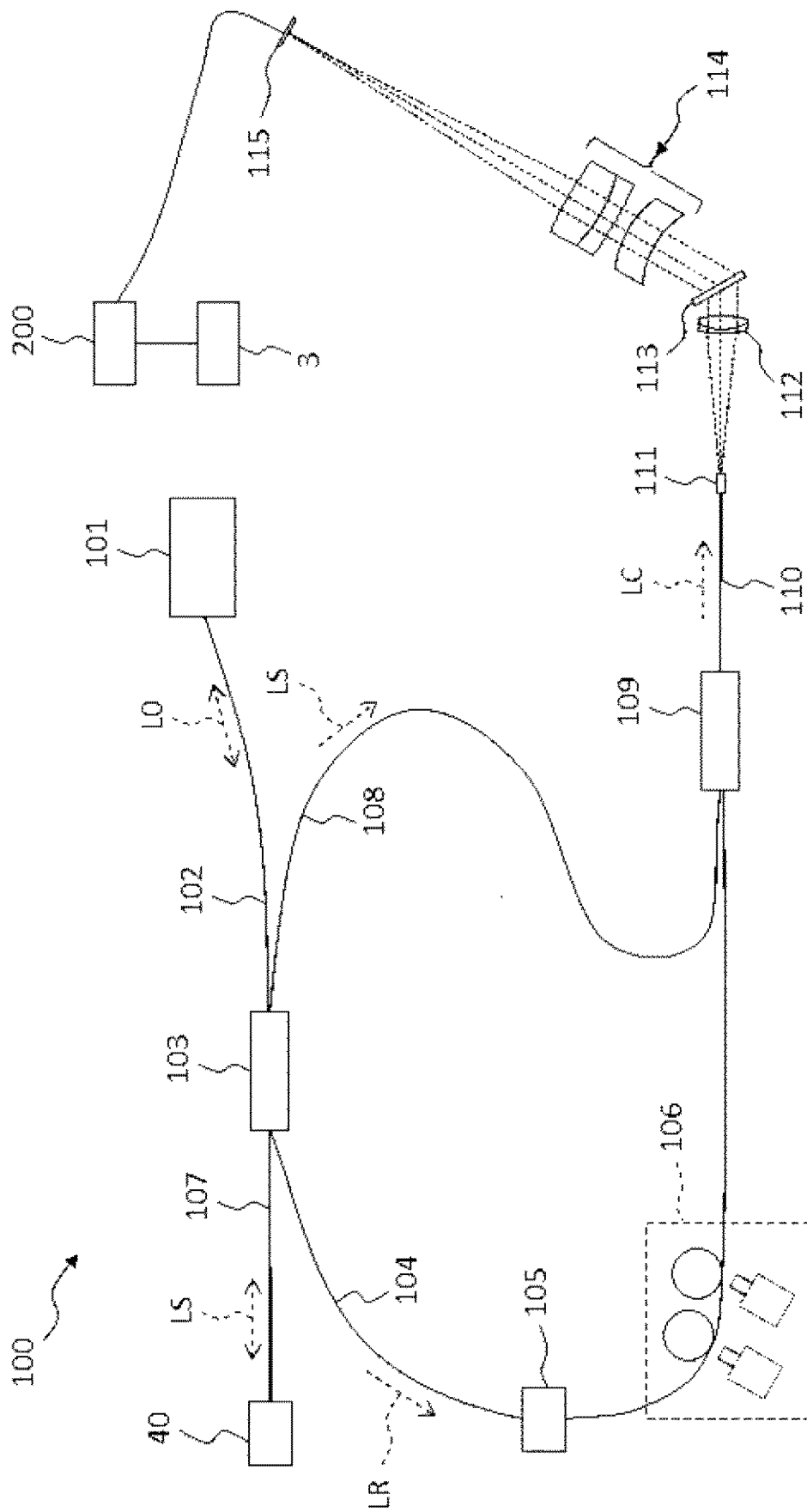
[請求項10] 前記第2算出部は、前記第1傾斜角度及び前記第2傾斜角度の統計値を算出し、前記注目断面における前記血管の傾斜角度として前記統計値を採用する

ことを特徴とする請求項1～請求項8のいずれか一項に記載の血流計測装置。

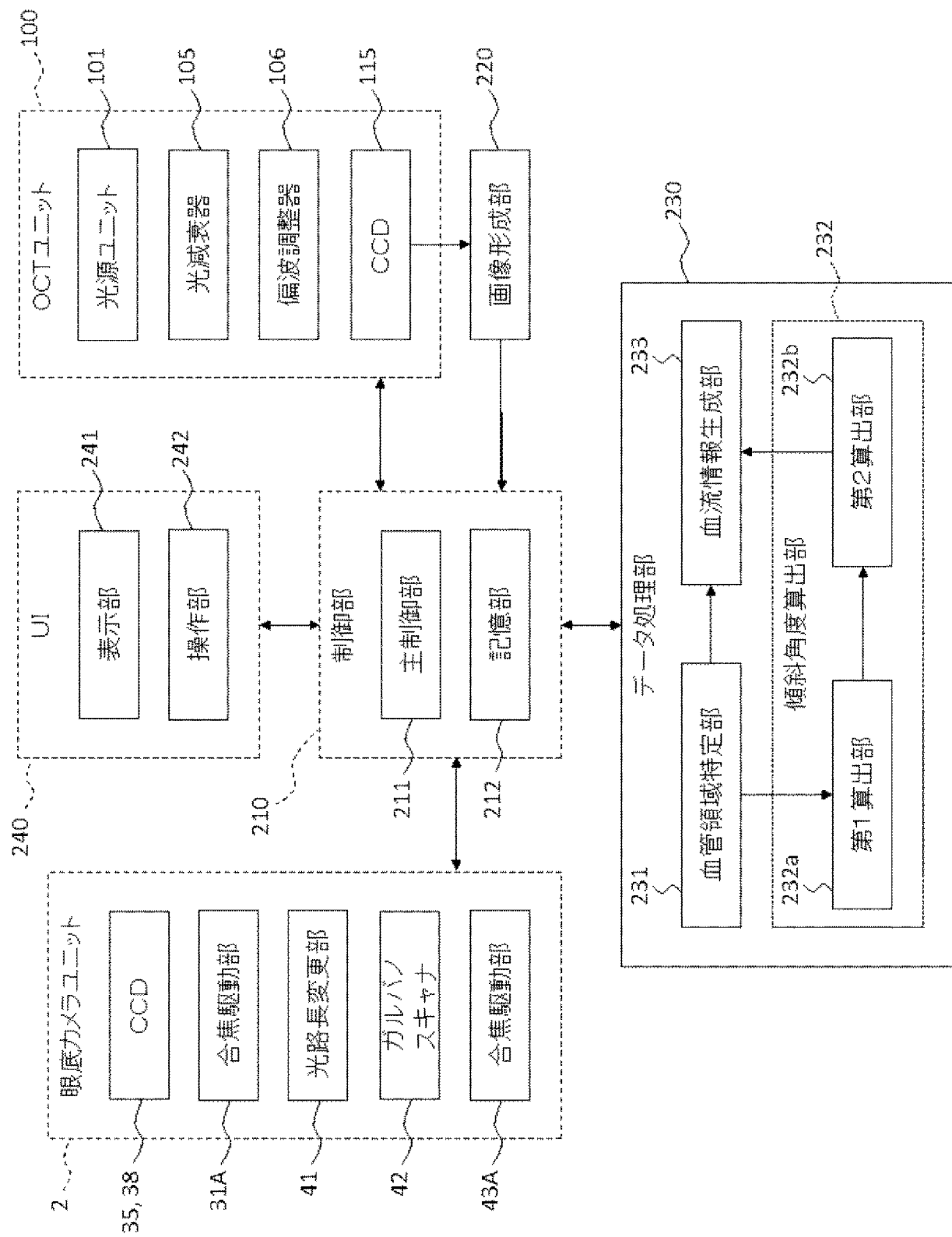
[図1]



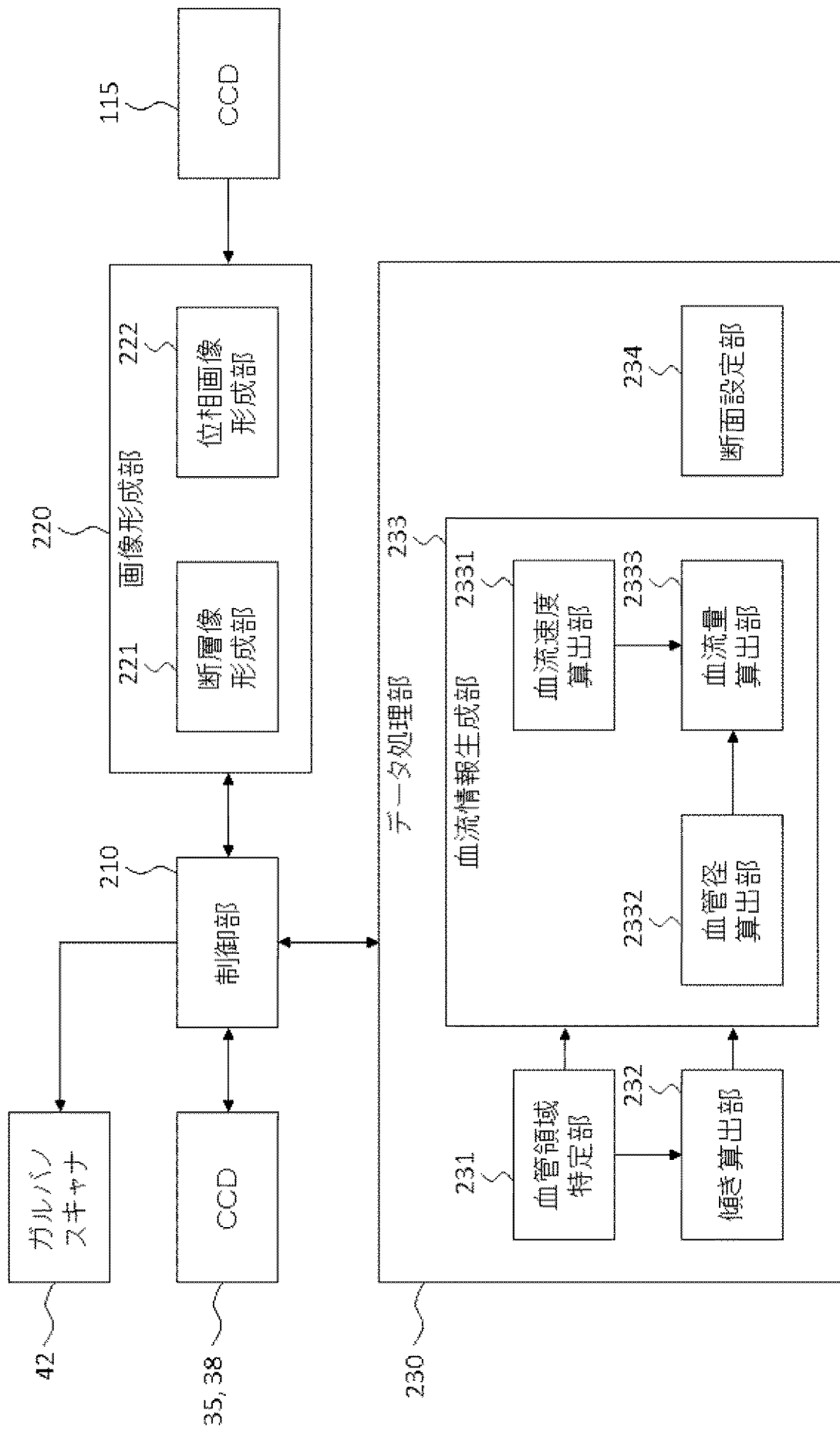
[図2]



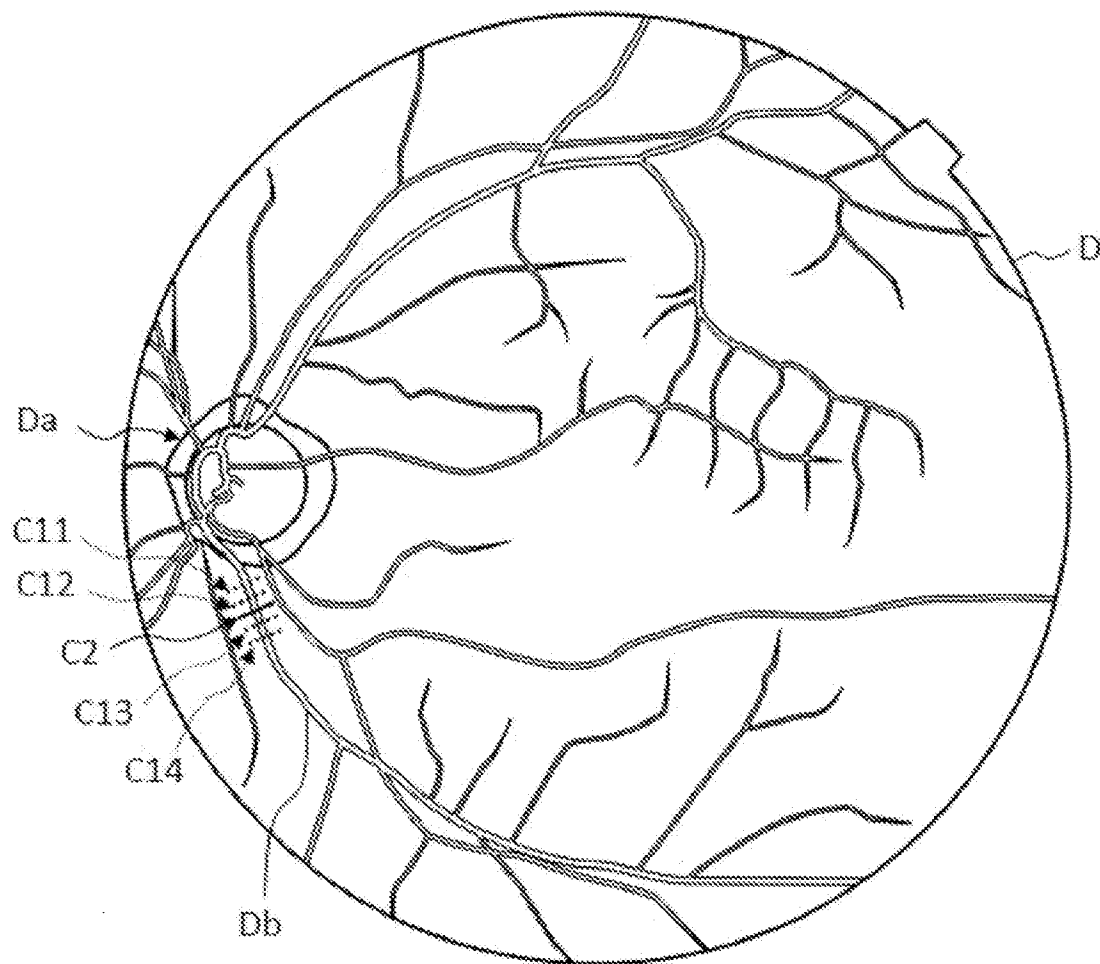
[図3]



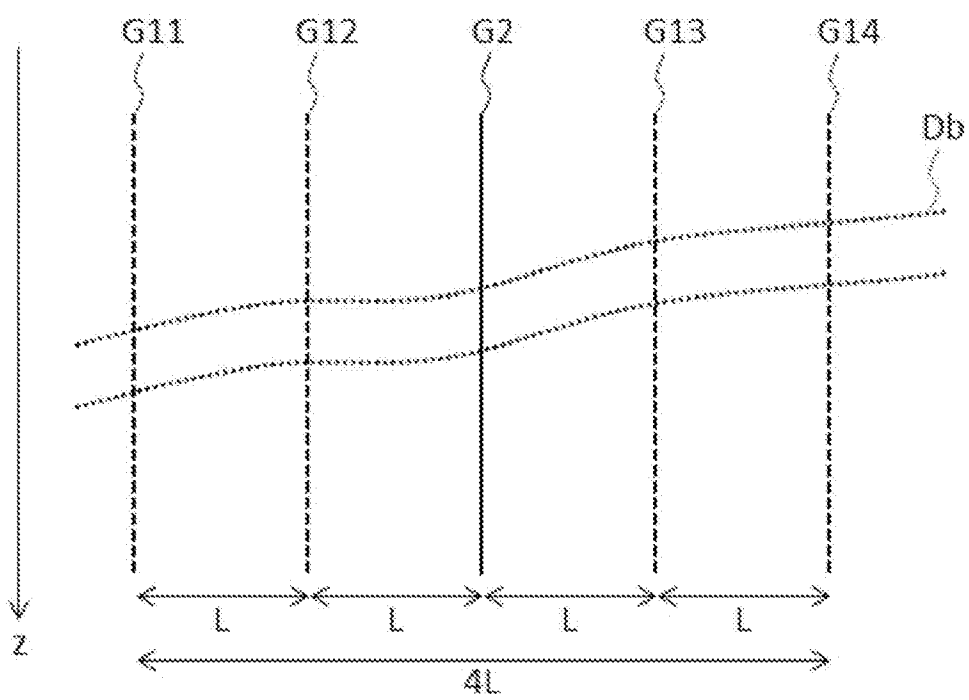
[図4]



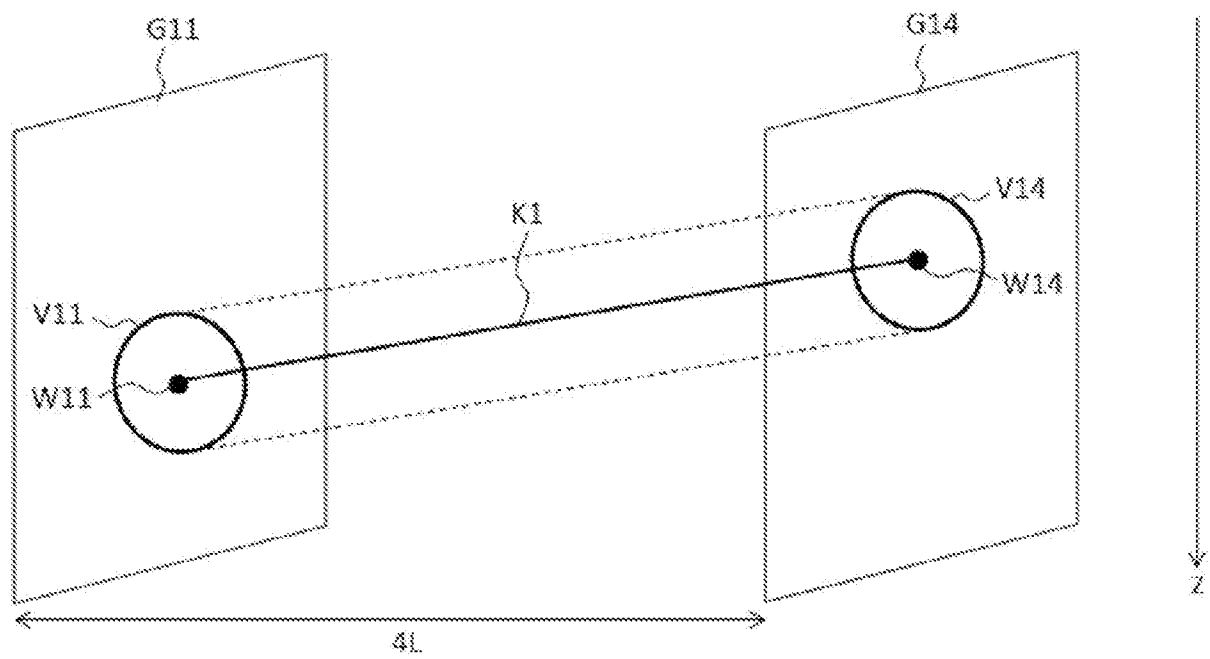
[図5]



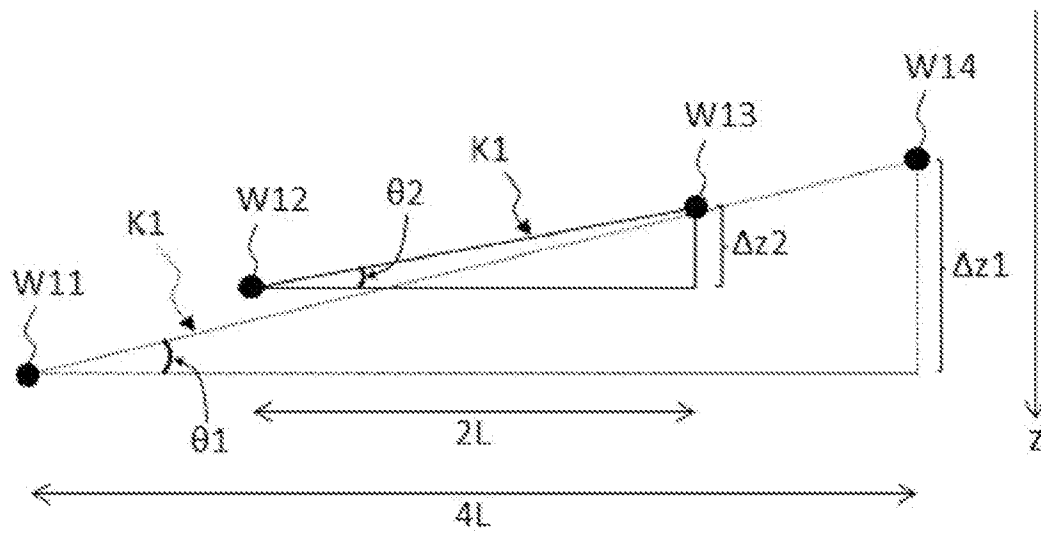
[図6]



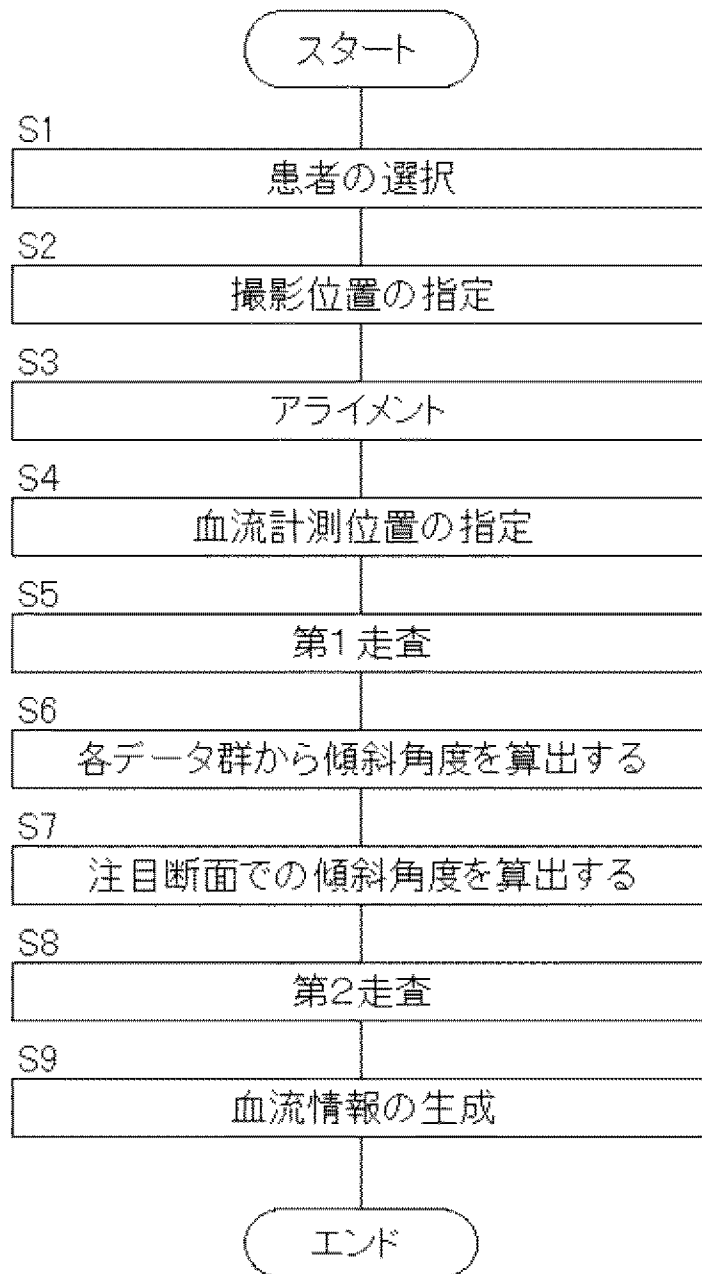
[図7]



[図8]



[図9]



[図10]

	補助断面				傾斜角度		
	C11	C12	C13	C14	$\theta 1$	$\theta 2$	θ
#1	G11(1)	G12(1)	G13(1)	G14(1)	$\theta 1(1)$	$\theta 2(1)$	$\theta(1)$
#2	G11(2)	G12(2)	G13(1)	G14(1)	$\theta 1(2)$	$\theta 2(2)$	$\theta(2)$
#3	G11(2)	G12(2)	G13(2)	G14(2)	$\theta 1(3)$	$\theta 2(3)$	$\theta(3)$
#4	G11(3)	G12(3)	G13(2)	G14(2)	$\theta 1(4)$	$\theta 2(4)$	$\theta(4)$
#5	G11(3)	G12(3)	G13(3)	G14(3)	$\theta 1(5)$	$\theta 2(5)$	$\theta(5)$
#6	G11(4)	G12(4)	G13(3)	G14(3)	$\theta 1(6)$	$\theta 2(6)$	$\theta(6)$
#7	G11(4)	G12(4)	G13(4)	G14(4)	$\theta 1(7)$	$\theta 2(7)$	$\theta(7)$

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/072436

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B3/10(2006.01)i, A61B3/12(2006.01)i, A61B5/026(2006.01)i, A61B5/0285(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, A61B5/026, A61B5/0285

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.
A	JP 2013-208158 A (Topcon Corp.), 10 October 2013 (10.10.2013), paragraphs [0067] to [0069], [0081] to [0105], [0127] to [0130], [0147] to [0206]; fig. 5 to 7 (Family: none)	1-10
A	JP 2013-184018 A (Topcon Corp.), 19 September 2013 (19.09.2013), paragraphs [0059] to [0064], [0073] to [0106], [0117] to [0171]; fig. 3 to 7 & US 2015/0313466 A1 paragraphs [0137] to [0142], [0151] to [0187], [0198] to [0435]; fig. 3 to 7 & WO 2013/137148 A1 & EP 2829219 A1	1-10

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

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

Date of the actual completion of the international search
04 October 2016 (04.10.16)

Date of mailing of the international search report
18 October 2016 (18.10.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/072436

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-165710 A (University of Tsukuba), 30 July 2009 (30.07.2009), claims 1 to 3; paragraphs [0032] to [0067] (Family: none)	1-10
A	JP 2010-523286 A (University of Southern California), 15 July 2010 (15.07.2010), entire text; all drawings & US 2009/0005691 A1 entire text; all drawings & WO 2008/124845 A2 & CN 101720205 A	1-10

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B3/10(2006.01)i, A61B3/12(2006.01)i, A61B5/026(2006.01)i, A61B5/0285(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 (I P C))

Int.Cl. A61B3/10, A61B3/12, A61B5/026, A61B5/0285

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 6 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 6 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 6 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 2013-208158 A (株式会社トプコン) 2013.10.10, 段落 [0067]-[0069], [0081]-[0105], [0127]-[0130], [0147]-[0206] 第 5-7 図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2013-184018 A (株式会社トプコン) 2013.09.19, 段落 [0059]-[0064], [0073]-[0106], [0117]-[0171], 第 3-7 図 & US 2015/0313466 A1 段落 [0137]-[0142], [0151]-[0187], [0198]-[0435], 第 3-7 図 & WO 2013/137148 A1 & EP 2829219 A1	1-10

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

0 4 . 1 0 . 2 0 1 6

国際調査報告の発送日

1 8 . 1 0 . 2 0 1 6

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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)

宮川 哲伸

2 Q

9 2 0 8

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

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
A	JP 2009-165710 A (国立大学法人 筑波大学) 2009. 07. 30, 請求項 1-3, 段落[0032]-[0067] (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2010-523286 A (ユニヴァーシティー オブ サザン カリフォルニア) 2010. 07. 15, 全文, 全図 & US 2009/0005691 A1 全文, 全図 & WO 2008/124845 A2 & CN 101720205 A	1-10