

(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9月14日(14.09.2017)



(10) 国際公開番号
WO 2017/154348 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/001101
- (22) 国際出願日: 2017年1月13日(13.01.2017)
- (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 2016-044972 2016年3月8日(08.03.2016) 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: 小林 真理子(KOBAYASHI Mariko); 〒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).

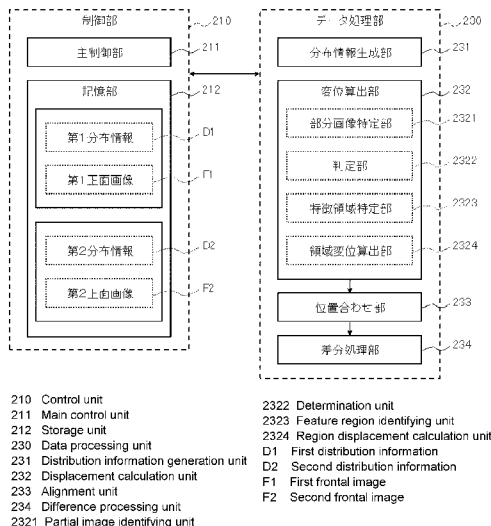
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, 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), ユーロアジア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ユーロッパ (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: OPHTHALMOLOGIC APPARATUS

(54) 発明の名称: 眼科装置



(57) Abstract: In an ophthalmologic apparatus according to an embodiment of the invention, a data collection unit scans an anterior segment of an eye using OCT and collects data. A distribution information generation unit analyzes the data to generate distribution information for a predetermined parameter of the anterior segment of the eye. A frontal image acquisition unit acquires a frontal image of the anterior segment of the eye from when the data was collected. A storage unit stores first distribution information based on first data collected during a first period, a first frontal image from when the first data was collected, a second distribution information based on second data collected during a second period, and a second frontal image from when the second data was collected. A displacement calculation unit calculates the displacement between the first frontal image and the second frontal image. An alignment unit aligns the first distribution information and the second distribution information according to the displacement.

(57) 要約: 実施形態に係る眼科装置のデータ収集部は、OCTを用いて前眼部をスキャンしてデータを収集する。分布情報生成部は、このデータを解析することで、前眼部における所定のパラメータの分布情報を生成する。正面画像取得部は、このデータが収集されているときの前眼部の正面画像を取得する。記憶部は、第1時間に収集された第1データに基づく第1分布情報と、第1データが収集されているときの第1正面画像と、第2時間に収集された第2データに基づく第2分布情報と、第2データが収集されているときの第2正面画像とを記憶する。変位算出部は、第1正面画像と第2正面画像との間の変位を算出する。位置合わせ部は、この変位に応じ

て第1分布情報と第2分布情報を位置合わせする。

明 細 書

発明の名称：眼科装置

技術分野

[0001] 本発明は、眼科装置に関する。

背景技術

[0002] 眼科分野において画像診断は重要な位置を占め、近年では光コヒーレンストモグラフィ（OCT）の活用が進んでいる。OCTは、被検眼のBモード画像や3次元画像の取得だけでなく、Cモード画像やシャドウグラムなどの正面画像（e n - f a c e 画像）の構築、血管強調画像（アンギオグラム）の構築、血流計測、眼組織のサイズや形態の評価などにも利用されている。

[0003] OCTを用いて評価される代表的な眼組織として角膜がある。例えば、特許文献1には、角膜の厚さや曲率等の前眼部パラメータを評価する技術が開示されている。この技術は、手術の評価や治療の評価、予後管理などにおいて、角膜の経時的変化を確認するために利用される。経時的変化の確認は、例えば、異なるタイミング（例えば手術の前と後）にて得られた測定結果（例えば角膜厚マップ）を比較することによって行われる。

[0004] このような比較評価においては、マップ間の位置合わせを正確に行うことが重要である。この要求を満足するために、測定時のアライメント精度を高めて測定位置の再現性を確保することが考えられるが、アライメントに時間が掛かること、固視微動等によりアライメントがずれるおそれがあること、手術による眼組織の変形等によりアライメントの基準（例えば角膜頂点）がずれるおそれがあること、といった問題が伴う。

[0005] この点、特許文献1に記載の技術によれば、測定時のアライメントが多少ずれていても、OCTで得られた角膜形状の近似曲面から角膜頂点を特定することによりマップ間の位置合わせを行うことができる。しかし、角膜の変形が伴う手術前後の比較観察などにこの技術を利用することは適当でない。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特表2015-504740号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 本発明に係る眼科装置の目的は、角膜の形状変化の有無や程度にかかわらず前眼部パラメータの経時的変化を正確に把握することにある。

課題を解決するための手段

[0008] 実施形態の眼科装置は、データ収集部と、分布情報生成部と、正面画像取得部と、記憶部と、変位算出部と、位置合わせ部とを備える。データ収集部は、光コヒーレンストモグラフィを用いて被検眼の前眼部をスキャンすることによりデータを収集する。分布情報生成部は、収集されたデータを解析することにより、前眼部における所定のパラメータの分布を表す分布情報を生成する。正面画像取得部は、このデータが収集されているときの前眼部の正面画像を取得する。記憶部は、第1時間に収集された第1データから生成された第1分布情報と、この第1データが収集されているときの第1正面画像と、第2時間に収集された第2データから生成された第2分布情報と、この第2データが収集されているときの第2正面画像とを記憶する。変位算出部は、第1正面画像と第2正面画像との間の変位を算出する。位置合わせ部は、算出された変位に応じて第1分布情報と第2分布情報との位置合わせを行う。

発明の効果

[0009] 実施形態に係る眼科装置によれば、角膜の形状変化の有無や程度にかかわらず前眼部パラメータの経時的変化を正確に把握することが可能である。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]実施形態に係る眼科装置の構成の例を表す概略図。

[図2]実施形態に係る眼科装置の構成の例を表す概略図。

[図3A]実施形態に係る眼科装置の構成の例を表す概略図。

[図3B]実施形態に係る眼科装置の構成の例を表す概略図。

[図4]実施形態に係る眼科装置の動作の例を表すフロー図。

[図5]変形例に係る眼科装置の構成の例を表す概略図。

[図6]変形例に係る眼科装置の構成の例を表す概略図。

発明を実施するための形態

[0011] 本発明の幾つかの実施形態について図面を参照しながら詳細に説明する。実施形態に係る眼科装置は、前眼部OCTとしての機能と、前眼部の正面画像を取得する機能とを備える。後者の機能は、例えば、眼底カメラ、スリットランプ顕微鏡、眼科手術用顕微鏡、前眼部撮影カメラ等により実現可能である。また、前眼部OCTで収集されたデータから正面画像を構築することもできる。以下、スウェプトソースOCTと眼底カメラとを組み合わせた例を説明するが、実施形態はこれに限定されない。

[0012] 〈構成〉

図1に示すように、眼科装置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E（前眼部Ea、眼底Ef）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が設けられている。演算制御ユニット200は、各種の演算及び制御を実行するプロセッサを含む。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）が設けられる。

[0013] 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 Pro

grammable 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。

[0014] 〈眼底カメラユニット2〉

眼底カメラユニット2には、前眼部E a及び眼底E fを撮影するための光学系が設けられている。取得される画像は、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。

[0015] 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。

[0016] 照明光学系10の観察光源11は、近赤外成分を含む連続光（観察照明光）を出力する。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により屈折されて被検眼E（前眼部E a又は眼底E f）を照明する。被検眼Eからの観察照明光の戻り光は、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 E f 又は前眼部に対して調整される。

[0017] 撮影光源 15 は、可視成分（及び近赤外成分）を含むフラッシュ光（撮影照明光）を出力する。撮影照明光は、観察照明光と同様の経路を通して眼底 E f 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 によりイメージセンサ 38 の受光面に結像される。

[0018] LCD 39 は固視標や視力測定用視標を表示する。LCD 39 から出力された光束は、その一部がハーフミラー 33 A にて反射され、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 の孔部を通過した固視光束は、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 E f に投射される。

[0019] 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。LED 51 から出力されたアライメント光は、絞り 52 及び 53 並びにリレーレンズ 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 の孔部を通過する。孔開きミラー 21 の孔部を通過した光は、ダイクロイックミラー 46 を透過し、対物レンズ 22 により被検眼 E に投射される。アライメント光の角膜反射光は、観察照明光の戻り光と同じ経路を辿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。

[0020] 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。フォーカス光学系 60 は、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、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可能である。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。LED 61 から出力されたフォーカス光は、リ

レーンズ 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 に投射される。フォーカス光の眼底反射光は、アライメント光の角膜反射光と同じ経路を辿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アライメントやオートアライメントを実行できる。

[0021] 視度補正レンズ 70 及び 71 は、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選択的に挿入可能である。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。

[0022] ダイクロイックミラー 46 は、眼底撮影用の光路と OCT 用の光路とを合成する。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。OCT 用の光路には、OCT ユニット 100 側から順に、コリメータレンズユニット 40、光路長変更部 41、光スキャナ 42、OCT 合焦レンズ 43、ミラー 44、及びリレーンズ 45 が設けられている。

[0023] 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 用の光路長を変更する。この光路長の変更は、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。光路長変更部 41 は、コーナーキューブと、これを移動する機構とを含む。

[0024] 光スキャナ 42 は、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 42 は、OCT 用の光路を通過する測定光 L S を偏向する。光スキャナ 42 は、例えば、2 次元走査が可能なガルバノスキャナである。

[0025] OCT 合焦レンズ 43 は、OCT 用の光学系のフォーカス調整を行うため

に、測定光 L_S の光路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の移動を連系的に制御することができる。

[0026] 眼科装置1は、対物レンズ22の前側（被検眼E側）に配置可能な補助レンズユニット80を備える。補助レンズユニット80は、例えば、正の屈折力を有するレンズ群を含む。補助レンズユニット80は、眼底EfのOCTを行うときには光路から退避され、前眼部EaのOCTを行うときに光路に挿入される。補助レンズユニット80の移動（光路に対する挿脱）は、電動又は手動で実行される。

[0027] 〈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、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重ね合わせて干渉光を生成し、この干渉光を検出する干渉光学系を含む。干渉光学系により得られる検出結果（検出信号）は、演算制御ユニット200に送られる。

[0028] 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を含む。光源ユニット101から出力された光 L_0 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 L_0 は、光ファイバ104によりファイバカップラ105に導かれて測定光 L_S と参照光 L_R とに分割される。

[0029] 参照光 L_R 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、コーナーキューブ114に導かれる。光路長補正部材112は、参照光 L_R の光路長と測定光 L_S の光路長とを合わせるよう作用する。分散補償部材113は、参照光 L_R と測定光 L_S との間の分散特性を合わせるよう作用する。コーナーキューブ114は、参照光 L_R の入射方向に移動可能であり、それにより参照光 L_R の光路長が変更される。

- [0030] コーナーキューブ 114 を経由した参照光 L R 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 L R 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 によりアッテネータ 120 に導かれて光量が調整され、光ファイバ 121 によりファイバカップラ 122 に導かれる。
- [0031] 一方、ファイバカップラ 105 により生成された測定光 L S 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、光路長変更部 41、光スキャナ 42、OCT 合焦レンズ 43、ミラー 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 に入射する。なお、前眼部 E a の OCT を行うときには、対物レンズ 22 により屈折された測定光 L S は、補助レンズユニット 80 内のレンズ群により更に屈折されて前眼部 E a に照射される。測定光 L S は、眼底 E f 又は前眼部 E a の様々な深さ位置において散乱・反射される。被検眼 E からの測定光 L S 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ップラ 105 に導かれ、光ファイバ 128 を経由してファイバカップラ 122 に到達する。
- [0032] ファイバカップラ 122 は、光ファイバ 128 を介して入射された測定光 L S と、光ファイバ 121 を介して入射された参照光 L R とを合成して（干渉させて）干渉光を生成する。ファイバカップラ 122 は、所定の分岐比（例えば 1 : 1）で干渉光を分岐することにより、一对の干渉光 L C を生成する。一对の干渉光 L C 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。
- [0033] 検出器 125 は、例えばバランسدフォトダイオードである。バランسدフォトダイオードは、一对の干渉光 L C をそれぞれ検出する一对のフォトディテクタを有し、これらによる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 D A Q（Data Acquisition System）130 に送る。

[0034] D A Q 1 3 0 には、光源ユニット 1 0 1 からクロック K C が供給される。クロック K C は、光源ユニット 1 0 1 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 1 0 1 は、例えば、各出力波長の光 L 0 を分岐することにより得られた 2 つの分岐光の一方を光学的に遅延させた後、これらの合成光を検出した結果に基づいてクロック K C を生成する。D A Q 1 3 0 は、検出器 1 2 5 から入力される検出信号をクロック K C に基づきサンプリングする。D A Q 1 3 0 は、検出器 1 2 5 からの検出信号のサンプリング結果を演算制御ユニット 2 0 0 に送る。

[0035] 本例では、測定光 L S の光路（測定光路、測定アーム）の長さを変更するための光路長変更部 4 1 と、参照光 L R の光路（参照光路、参照アーム）の長さを変更するためのコーナーキューブ 1 1 4 の双方が設けられているが、光路長変更部 4 1 とコーナーキューブ 1 1 4 のいずれか一方のみが設けられもよい。また、これら以外の光学部材を用いて、測定光路長と参照光路長との差を変更することも可能である。

[0036] 〈制御系〉

眼科装置 1 の制御系の構成例を図 3 A 及び図 3 B に示す。制御部 2 1 0、画像形成部 2 2 0 及びデータ処理部 2 3 0 は、演算制御ユニット 2 0 0 に設けられる。

[0037] 〈制御部 2 1 0〉

制御部 2 1 0 は、各種の制御を実行する。制御部 2 1 0 は、主制御部 2 1 1 と記憶部 2 1 2 とを含む。制御部 2 1 0 はプロセッサを含む。

[0038] 〈主制御部 2 1 1〉

主制御部 2 1 1 は、眼科装置 1 の各部（図 1 ～図 3 B に示された要素を含む）を制御する。なお、図 3 に示す撮影合焦駆動部 3 1 A は撮影合焦レンズ 3 1 を移動し、O C T 合焦駆動部 4 3 A は O C T 合焦レンズ 4 3 を移動し、参照駆動部 1 1 4 A はコーナーキューブ 1 1 4 を移動し、移動機構 1 5 0 は眼底カメラユニット 2 を 3 次元的に移動する。

[0039] 〈記憶部 2 1 2〉

記憶部 2 1 2 は各種のデータを記憶する。記憶部 2 1 2 に記憶されるデータとしては、OCT 画像や前眼部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。

[0040] 本実施形態では、分布情報と正面画像とが記憶部 2 1 2 に記憶される。分布情報は、OCT を用いて収集された前眼部 E a のデータを解析することによって生成される情報であり、前眼部 E a における所定のパラメータの分布を表す。このパラメータ（前眼部パラメータ）は、例えば、角膜厚を表すパラメータ（角膜厚パラメータ）及び角膜形状を表すパラメータ（角膜形状パラメータ）の少なくとも 1 つを含む。

[0041] 角膜厚パラメータは、例えば、角膜を構成する 6 つの層のうちの 1 以上の層の厚さを表す。典型的な角膜厚パラメータとして、角膜前面と角膜裏面の間の距離（角膜上皮の外表面と角膜内皮の内表面との間の距離。つまり、角膜全層の厚さ。）がある。角膜厚パラメータに関する分布情報の例として、角膜全層の厚さの分布を表す「角膜厚マップ」がある。

[0042] 角膜形状パラメータは、例えば、角膜の前面や裏面の形状、層境界の形状などを表す。典型的な角膜形状パラメータとして、角膜前面や裏面の（3 次元）形状の評価や、屈折力分布を取得するための角膜トポグラフィがある。角膜トポグラフィでは、フォトケラトスコプ、ビデオケラトスコプ、スリットスキャン型角膜トポグラフィなどがある。

[0043] 正面画像は、例えば、前眼部 E a を正面方向又は斜め方向から撮影して取得された画像である。正面方向から前眼部 E a を撮影するための手段の例として、前眼部 E a の観察画像や撮影画像を取得するための照明光学系 1 0 及び撮影光学系 3 0 がある。また、斜め方向から前眼部 E a を撮影するための手段の例として、特開 2 0 1 3 - 2 4 8 3 7 6 号公報などに記載の前眼部カメラ（2 以上の撮影部の少なくとも 1 つ）がある。なお、正面画像を取得するための手段はこれらに限定されない。例えば、後述のように、OCT によ

り収集されたデータから正面画像を形成することができる。

[0044] 本実施形態では、前眼部E aの経時的变化を把握するために、前眼部パラメータを取得するためのOCTが複数回にわたり実行される。例えば、術前術後観察においては、手術の前及び後にそれぞれOCTが実行される。また、経過観察や予後管理においては、定期的にOCTが実行される。本実施形態では、OCTの実行とともに前眼部E aの正面画像が取得される。正面画像の取得は、例えば、OCTを実行している期間における任意のタイミングで実行される。また、OCTの開始直前又は終了直後に正面画像を取得するようにしてもよい。正面画像を取得するタイミングは、OCTを実行しているときの被検眼Eの位置が実質的に反映された正面画像を取得可能な任意のタイミングであってよい。

[0045] このように、本実施形態では、前眼部E aのOCTと正面画像の取得とが組み合わせて実行される。後述のように、OCTにより収集されたデータから、前眼部パラメータの分布を表す分布情報が生成される。生成された分布情報は、当該正面画像と関連付けられて記憶部212に記憶される。図3Bには、所定のタイミング（第1時間）に取得された第1分布情報D1と、これとともに取得された第1正面画像F1とが、互いに関連付けられて記憶されている。更に、第1時間と異なるタイミングで取得された第2分布情報D2と、これとともに取得された第2正面画像F2とが、互いに関連付けられて記憶されている。

[0046] ここで、第1分布情報D1又は第2分布情報D2の少なくとも1つは、他の装置によって生成されてもよい。更に、他の装置により生成された分布情報に関連付けられた正面画像についても、他の装置によって取得された画像であってよい。例えば、制御部210は、他の眼科装置（他の医療機関に設置された眼科装置でもよい）により取得された第1分布情報D1及び第1正面画像F1をネットワーク上のデータベース（医療画像アーカイビング装置等）から取得して記憶部212に格納することができる。更に、本実施形態の眼科装置1は、自身が取得した第2分布情報D2及び第2正面画像F2を

、第1分布情報D1及び第1正面画像F1と併せて処理することが可能である。

[0047] 〈画像形成部220〉

画像形成部220は、DAQ130からの出力（検出信号のサンプリング結果）に基づき画像を形成する。例えば、画像形成部220は、従来のスウェプトソースOCTと同様に、Aライン毎のサンプリング結果に基づくスペクトル分布に信号処理を施してAライン毎の反射強度プロファイルを形成し、これらAラインプロファイルを画像化してスキャンラインに沿って配列する。上記信号処理には、ノイズ除去（ノイズ低減）、フィルタ処理、FFT（Fast Fourier Transform）などが含まれる。画像形成部220はプロセッサを含む。

[0048] 〈データ処理部230〉

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。例えば、データ処理部230は、ラスタースキャンデータに基づく3次元画像データ（スタックデータ、ボリュームデータ等）の作成、3次元画像データのレンダリング、画像補正、解析アプリケーションに基づく画像解析などを実行する。データ処理部230はプロセッサを含む。データ処理部230は、分布情報生成部231、変位算出部232、位置合わせ部233、及び差分処理部234を備える。

[0049] 〈分布情報生成部231〉

分布情報生成部231は、OCTを用いて前眼部Eaをスキャンして収集されたデータを解析することにより、前眼部パラメータの分布を表す分布情報を生成する。分布情報を生成するための処理は、公知の解析アプリケーションを利用して実行される（例えば特許文献1を参照）。典型的な例として、角膜厚マップ作成する場合、分布情報生成部231は、角膜を含む前眼部Eaの3次元領域をスキャンして収集された3次元データのセグメンテーションを行って、角膜の前面に相当する画像領域（前面領域）と裏面に相当する画像領域（裏面領域）とを特定し、前面領域と裏面領域との間の距離を複

数の位置について算出し、これら距離の分布を画像化（マップ化）する。

[0050] 〈変位算出部 232〉

変位算出部 232 は、第 1 正面画像 F 1 と第 2 正面画像 F 2 との間の変位を算出する。この変位は、第 1 正面画像 F 1 に描出された画像（前眼部像）と第 2 正面画像 F 2 に描出された画像との間の変位であり、第 1 正面画像 F 1 が取得されたときの被検眼 E の位置と第 2 正面画像 F 2 が取得されたときの被検眼 E の位置との間の変位に相当する。

[0051] 第 1 正面画像 F 1 と第 2 正面画像 F 2 の双方が同一の手段で取得された場合、描出された画像の変位がそのまま被検眼 E の変位に相当するが、これらが異なる手段で取得された場合には、これら手段の間の座標系の変換が必要である。例えば、照明光学系 10 及び撮影光学系 30 を用いて前眼部 E a を正面から撮影することで第 1 正面画像 F 1 が取得され、特開 2013-248376 号公報などに記載の前眼部カメラを用いて前眼部 E a を斜め方向から撮影することで第 2 正面画像 F 2 が取得された場合、撮影方向の差分（角度）を考慮した座標変換が適用される。

[0052] 変位算出部 232 は、例えば、第 1 正面画像 F 1 を解析することにより第 1 領域を特定し、第 2 正面画像 F 2 を解析することにより第 1 領域に対応する第 2 領域を特定し、第 1 領域と第 2 領域との間の変位を算出する。このような一連の処理において、変位算出部 232 は、例えば、瞳孔及び虹彩の少なくとも一方の部位に相当する第 1 正面画像中の第 1 部分画像を特定し、この第 1 部分画像に基づいて第 1 領域を特定し、且つ、当該部位に相当する第 2 正面画像中の第 2 部分画像を特定し、この第 2 部分画像に基づいて第 2 領域を特定することができる。更に、変位算出部 232 は、第 1 領域及び第 2 領域として、瞳孔中心、瞳孔重心、虹彩中心及び虹彩重心の少なくとも 1 つに相当する領域、及び／又は、虹彩パターンを表す領域を特定することができる。

[0053] 以上のような例示的な処理を実行するために、本例に係る変位算出部 232 は、例えば、部分画像特定部 2321、判定部 2322、特徴領域特定部

2 3 2 3、及び領域変位算出部 2 3 2 4 を含む。なお、他の実施形態において、これらのうちの一部のみを備えた変位算出部や、これらのいずれとも異なる要素を備えた変位算出部が適用されてもよい。

[0054] 部分画像特定部 2 3 2 1 は、第 1 正面画像 F 1 を解析することで、前眼部 E a の所定部位に相当する部分画像を特定する。この所定部位は、例えば、瞳孔、虹彩、又は、瞳孔及び虹彩である。また、部分画像を特定する処理は、第 1 正面画像 F 1 の画素値（輝度値等）に基づき実行される。例えば、前眼部 E a において、瞳孔は最も暗く描出される。また、虹彩は、瞳孔よりも明るい、白目部分（強膜、結膜）よりも暗く描出される。したがって、輝度に関する閾値を適当に設定して二値化処理を行うことで、瞳孔に相当する部分画像（第 1 瞳孔画像）や、黒目部分（瞳孔及び虹彩）に相当する部分画像（第 1 黒目画像）や、虹彩に相当する部分画像（リング状の第 2 虹彩領域）を取得することが可能である。第 2 正面画像 F 2 についても同様に、第 2 瞳孔画像、第 2 黒目画像、第 2 虹彩画像等が取得される。なお、黒目画像の周縁と虹彩画像の外周縁とは共通であるから、黒目画像と虹彩画像とを実質的に同じ画像と考えることができる。

[0055] しかし、これら部分画像を好適に取得できない場合や、取得された部分画像を好適に利用できない場合がある。例えば、瞳孔のサイズの変化（散瞳、縮瞳）は、必ずしも同心では行われぬ。よって、瞳孔中心や瞳孔重心を利用して変位を求める場合において、第 1 正面画像 F 1 に描出された瞳孔画像のサイズと第 2 正面画像に描出された瞳孔画像のサイズとが（大きく）異なると、瞳孔中心や瞳孔重心の位置の比較に誤差が介在してしまう。また、瞼が大きく開いていない状態で正面画像が得られた場合、虹彩の外周が描出されなかったり、睫毛が虹彩の前面に描出されたりして、虹彩全体の画像を得られず、虹彩中心や虹彩重心を利用できないことがある。

[0056] このような不都合な事象が発生していないか判定を行うのが判定部 2 3 2 2 である。例えば、部分画像特定部 2 3 2 1 により第 1 瞳孔画像及び第 2 瞳孔画像が特定された場合、判定部 2 3 2 2 は、第 1 瞳孔画像と第 2 瞳孔画像

とが所定の条件を満足するか判定する。この条件は、例えば、第1瞳孔画像のサイズと第2瞳孔画像のサイズとの差が既定の許容範囲内であるか否か、又は、双方の瞳孔画像のサイズが既定の許容範囲内にあるか否か、などであってよい。瞳孔画像のサイズを表すパラメータは、例えば、瞳孔画像の近似楕円の径（長径、短径、平均径等）や、瞳孔画像の重心から周縁までの距離（平均値、最大値、最小値等）や、瞳孔画像又はその近似楕円の面積や、瞳孔画像の周囲長（周縁の長さ）などであってよい。

[0057] また、部分画像特定部2321により第1虹彩画像及び第2虹彩画像が特定された場合（第1黒目画像及び第2黒目画像が特定された場合も含む）、判定部2322は、第1虹彩画像と第2虹彩画像（又は第1黒目画像と第2黒目画像）が所定の条件を満足するか判定する。この条件は、例えば、虹彩の外周の全体が描出されているか、睫毛等の影響で描出されていない部分などの程度存在するか、などであってよい。

[0058] 特徴領域特定部2323は、部分画像特定部2321により特定された部分画像に基づいて、前眼部Eaの特徴部位に相当する特徴領域を特定する。特徴領域は、例えば、前述のように、瞳孔中心に相当する領域（瞳孔中心領域）、瞳孔重心に相当する領域（瞳孔重心領域）、虹彩中心に相当する領域（虹彩中心領域）、虹彩重心に相当する領域（虹彩重心領域）、虹彩パターンを表す領域（虹彩パターン領域）などのうちのいずれか1つ以上であってよい。

[0059] 瞳孔中心領域を求める処理は、例えば、部分画像として得られた瞳孔画像の近似楕円を求める処理と、この近似楕円の中心を求める処理とを含む。同様に、虹彩中心領域を求める処理は、例えば、虹彩画像の近似楕円を求める処理と、この近似楕円の中心を求める処理とを含む。瞳孔重心領域又は虹彩重心領域を求める処理は、例えば、 n 個の画素 $P_i(x_i, y_i)$ ($i = 1 \sim n$) からなる画像領域の重心を求めるための周知の演算式 ($(x_1 + x_2 + \dots + x_n) / n$, $(y_1 + y_2 + \dots + y_n) / n$) を利用して実行される。虹彩パターン領域を求める処理は、公知の虹彩認識に利用されているパターン認

識技術（例えば、周知のDaugmanのアルゴリズム等）を適用して実行され、例えば、ガボールフィルタによるウェーブレット変換や、それにより得られた情報からの位相情報の抽出などを含む。なお、特徴領域やそれを特定するための処理はこれらには限定されない。

[0060] 領域変位算出部2324は、第1正面画像F1と第2正面画像F2との間の変位として、特徴領域特定部2323により特定された第1正面画像F1中の特徴領域と第2正面画像F2中の特徴領域との間の変位を算出する。ここで、第1正面画像F1中の特徴領域と第2正面画像F2中の特徴領域とは、前眼部Eaの同じ特徴部位に相当する画像領域である。例えば、領域変位算出部2324は、第1正面画像F1中の瞳孔中心領域の位置と第2正面画像F2中の瞳孔中心領域の位置とのずれ方向及びずれ量を算出する。

[0061] 領域変位算出部2324は、第1正面画像F1と第2正面画像F2との間の倍率合わせを実行してもよい。倍率合わせは、例えば、第1正面画像F1の撮影倍率と第2正面画像F2の撮影倍率とが異なる場合に適用される。双方の撮影倍率が既知である場合、例えば、これらの比に基づいて倍率合わせを行うことができる。また、第1正面画像F1中の1以上のランドマークのサイズと第2正面画像F2中の1以上のランドマークのサイズを比較したり、2以上のランドマークの配置関係（距離や位置）を比較したりすることによって、倍率合わせを行うことができる。同様の方法で、第1正面画像F1と第2正面画像F2との間の回転変位量や平行移動量を求めることも可能である。以上のような処理は、例えば、第1正面画像F1と第2正面画像F2との間のアフィン変換行列を求める処理として実行することが可能である。

[0062] なお、変位算出部232は、第1正面画像F1と第2正面画像F2との間の変位の算出に加え、第1正面画像F1と第2正面画像F2とのマッチングを行ってもよい。このマッチングは、算出された変位をキャンセルするように、（単一の座標系内において）第1正面画像F1と第2正面画像F2とを相対的に移動する処理である。

[0063] 〈位置合わせ部233〉

位置合わせ部 233 は、変位算出部 232 により求められた第 1 正面画像 F 1 と第 2 正面画像 F 2 との間の変位に応じて、第 1 分布情報 D 1 と第 2 分布情報 D 2 との位置合わせを行う。

[0064] 第 1 正面画像 F 1 は、第 1 分布情報 D 1 を生成するための第 1 データが収集されている期間内又はその直前若しくは直後に取得された画像であり、且つ、第 2 正面画像 F 2 は、第 2 分布情報 D 2 を生成するための第 2 データが収集されている期間内又はその直前若しくは直後に取得された画像である。よって、第 1 正面画像 F 1 と第 2 正面画像 F 2 との間の変位は、第 1 データが収集されているときの被検眼 E の位置と第 2 データが収集されているときの被検眼 E の位置との間の変位と実質的に等しく、ひいては、第 1 分布情報 D 1 と第 2 分布情報 D 2 との間の変位に実質的に等しい。

[0065] このような関係を利用し、位置合わせ部 233 は、第 1 正面画像 F 1 と第 2 正面画像 F 2 との間の変位をキャンセルするように、第 1 分布情報 D 1 と第 2 分布情報 D 2 とを相対的に移動することで、これらの間の位置合わせを行う。これにより、例えば、第 1 分布情報 D 1 において瞳孔中心に相当する位置と、第 2 分布情報 D 2 において瞳孔中心に相当する位置とが一致するように、第 1 分布情報 D 1 の位置と第 2 分布情報 D 2 の位置とのマッチングが行われる。

[0066] なお、第 1 分布情報 D 1 の位置と第 2 分布情報 D 2 の位置とを実際に合致させる処理（マッチング）を行う必要はなく、第 1 分布情報 D 1 における位置の集合（前眼部パラメータの値の集合）と、第 2 分布情報 D 2 の位置の集合（前眼部パラメータの値の集合）との間の対応付けを行えば十分である。ここで、第 1 分布情報 D 1 を構成する集合の元の個数と第 2 分布情報 D 2 を構成する集合の元の個数とが等しい場合、これら集合の間に「一対一」の対応付けが与えられる。つまり、この対応付けは、一方の分布情報から他方の分布情報への全単射として与えられる。

[0067] 一方、第 1 分布情報 D 1 を構成する集合の元の個数と第 2 分布情報 D 2 を構成する集合の元の個数とが異なる場合、元の個数が少ない側の集合の元の

それぞれに、他方の集合の元が1つ割り当てられる。つまり、この対応付けは、元の個数が少ない方の分布情報から元の個数が多い方の分布情報への単射として与えられる。なお、前者の元に対応可能な後者の元が2つ以上存在する場合、これら元が表す値（前眼部パラメータの値）の統計値（平均値等）を当該前者の元に割り当てることも可能である。

[0068] 〈差分処理部234〉

差分処理部234は、位置合わせ部233によって位置合わせされた第1分布情報D1と第2分布情報D2との差分情報を求める。前述のように、位置合わせ部233により、第1分布情報D1に含まれる前眼部パラメータの値の集合と、第2分布情報D2に含まれる前眼部パラメータの値の集合との間に対応付けが付与される。差分処理部234は、対応付けられた前眼部パラメータの値の対の差分を求める。例えば、差分処理部234は、第2分布情報D2に含まれる前眼部パラメータの値それぞれから、第2分布情報D2に含まれる対応する値を減算する。典型的な具体例である角膜厚マップが適用される場合、例えば、前回の検査で取得された角膜厚マップ（又はベースラインとされる角膜厚マップ）に対する最新の角膜厚マップの変化量の分布を表すマップ（差分マップ）が得られる。

[0069] 〈ユーザインターフェイス240〉

ユーザインターフェイス240は表示部241と操作部242とを含む。表示部241は表示装置3を含む。操作部242は各種の操作デバイスや入力デバイスを含む。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な表示機能と操作機能とが一体となったデバイスを含んでいてもよい。ユーザインターフェイス240の少なくとも一部を含まない実施形態を構築することも可能である。例えば、表示デバイスは、眼科装置に接続された外部装置であってよい。

[0070] 〈動作〉

眼科装置1の動作について説明する。動作の一例を図4に示す。

[0071] （S1：撮影準備）

まず、撮影の準備が行われる。検者は、眼科装置 1 を起動し、所望の測定モード（例えば角膜厚測定モード）を選択する。検者は、操作部 242（例えばジョイスティック）を用いて装置本体（眼底カメラユニット 2 等）を顎受け等から離れる方向に移動する。また、前眼部 E a の OCT を行うための補助レンズユニット 80 が光路に配置される。それにより、前眼部の観察、撮影及び OCT が可能となる。

[0072] 図示しない椅子に被検者を座らせ、顎受けに顎を載置させ、額当てに額を当接させる。検者は、被検者の座高に合わせて顎受け等の高さを調整する。所定の操作を受けて、主制御部 211 は、観察光源 11 及び LED 51 を点灯させ、イメージセンサ 35 からの出力に基づく観察画像（前眼部観察画像）を表示部 241 に表示させる。この観察画像には、2つのアライメント輝点像が描出される。検者（又は眼科装置 1）は、フレームの中心に提示されたターゲット（括弧マーク等）内に2つのアライメント輝点像が重なって描出されるように、装置本体の位置を調整する。

[0073] 更に、主制御部 211 は、フォーカス光学系 60 を制御してスプリット指標を投影させる。検者（又は眼科装置 1）は、光路長の調整（例えば、光路長変更部 41 及びコーナーキューブ 114 の少なくとも一方の位置の調整）、偏光状態の調整（例えば、偏波コントローラ 103 及び 118 の少なくとも一方の制御）、光量の調整（例えば、アッテネータ 120 の制御）、フォーカスの調整（例えば、OCT 合焦レンズ 43 の位置の調整）などが実行される。

[0074] 以上のような一連の処理の完了後、検者（又は眼科装置 1）は、フレア混入等の問題が観察画像に発生していないか確認する。問題が発生していないことが確認されたら、検者は、操作部 242 を用いて、撮影を開始するための操作（撮影開始トリガ操作）を行う。撮影の開始を受けて、主制御部 211 は、OCT による現在のスキャン位置を表す画像を観察画像にオーバーレイすることができる。

[0075] （S2：角膜の OCT スキャン）

上記の撮影開始トリガ操作を受けて、主制御部 211 は、OCT ユニット 100 及び光スキャナ 42 を制御することにより、前眼部 E a（角膜の少なくとも一部を含む 3 次元領域）の OCT スキャンを実行させる。

[0076] （S3：前眼部像の記録）

前述のように、ステップ S1 で前眼部観察画像の取得が開始され、この段階でも継続されている。主制御部 211 は、ステップ S2 の OCT スキャンが実行されている期間（又はその直前若しくは直後）に得られたフレームを正面画像として記憶部 212 に保存する。この正面画像（前眼部像）は、図 3 B に示す第 2 正面画像 F2 である。この段階では、第 1 分布情報 D1、第 1 正面画像 F1、及び第 2 分布情報 D2 は、未だに記憶部 212 に記憶されていない。

[0077] なお、差分の確認（経過観察、術前術後観察等）を行うことがステップ S1 で指定された場合、ここまでの任意の段階で、医療画像アーカイビング装置や電子カルテシステム等から過去データ（第 1 分布情報 D1、第 1 正面画像 F1）を取得することができる。過去データの取得は、例えば、当該被検者の識別情報を含むデータ送信要求を医療画像アーカイビング装置等に送信し、これに応じて送信された過去データを受信することにより実行される。図 4 に示す例では、差分の確認の要否はステップ S6 で選択される。

[0078] （S4：分布情報の生成）

分布情報生成部 231 は、ステップ S2 の OCT スキャンで収集されたデータに基づいて、角膜厚マップ等の分布情報を生成する。生成された分布情報は、第 2 分布情報 D2 として記憶部 212 に格納される。

[0079] （S5：マップの表示）

主制御部 211 は、ステップ S4 で生成された第 2 分布情報 D2 を表すマップを表示部 241 に表示させる。このとき、第 2 正面画像 F2 にマップをオーバーレイ表示することや、第 2 正面画像 F2 と並べてマップを表示することができる。

[0080] （S6：差分確認？）

過去の検査で取得された分布情報と今回取得された分布情報との差分を確認したい場合、検者は所定の操作を行う（S 6 : Y e s）。この場合、処理はステップ S 7 に移行する。

[0081] 一方、差分の確認を行わない場合（S 6 : N o）、検者は、当該検査を終了するための操作を行う。主制御部 2 1 1 は、今回取得された第 2 分布情報 D 2 及び第 2 正面画像 F 2 を被検者識別情報等とともに医療画像アーカイビング装置等に送信する。医療画像アーカイビング装置は、被検者識別情報、第 2 分布情報 D 2、第 2 正面画像 F 2、検査日時等を互いに関連付けて保存する。

[0082] （S 7 : 過去データの読み出し）

ステップ S 6 で差分の確認を行うための操作が行われた場合（S 6 : Y e s）、主制御部 2 1 1 は、前述した要領で、医療画像アーカイビング装置等から過去データを読み出す。主制御部 2 1 1 は、読み出された過去データを、第 1 分布情報 D 1 及び第 1 正面画像 F 1 として記憶部 2 1 2 に格納する。

[0083] （S 8 : 瞳孔画像の特定）

部分画像特定部 2 3 2 1 は、第 1 正面画像 F 1 中の瞳孔画像（第 1 瞳孔画像）を特定し、且つ、第 2 正面画像 F 2 中の瞳孔画像（第 2 瞳孔画像）を特定する。

[0084] （S 9 : 瞳孔径の算出）

判定部 2 3 2 2 は、ステップ S 8 で特定された第 1 瞳孔画像の径（第 1 瞳孔径）を算出し、第 2 瞳孔画像の径（第 2 瞳孔径）を算出する。瞳孔径を算出する処理は、例えば、瞳孔画像の外周の近似楕円（又は近似円）を求める処理と、この近似楕円の径（長径、短径、所定方向の径、複数方向の径の平均値等）を求める処理とを含む。

[0085] （S 1 0 : 瞳孔径の差 ≤ 閾値？）

判定部 2 3 2 2 は、ステップ S 9 で算出された第 1 瞳孔径と第 2 瞳孔径との差が閾値以下であるか判定する。差が閾値以下であると判定された場合（S 1 0 : Y e s）、処理はステップ S 1 1 に移行する。一方、差が閾値以下

でないと判定された場合（S 1 0 : N o）、処理はステップS 1 6に移行する。

[0086] （S 1 1 : 瞳孔中心の特定）

ステップS 1 0において、第1瞳孔径と第2瞳孔径との差が閾値以下であると判定された場合（S 1 0 : Y e s）、特徴領域特定部2 3 2 3は、第1瞳孔画像の中心（第1瞳孔中心）と、第2瞳孔画像の中心（第2瞳孔中心）とを特定する。瞳孔中心を特定する処理は、例えば、瞳孔画像の外周の近似楕円（又は近似円）を求める処理と、この近似楕円の中心を特定する処理とを含む。

[0087] （S 1 2 : 瞳孔中心の変位の算出）

領域変位算出部2 3 2 4は、ステップS 1 1で特定された第1瞳孔中心と第2瞳孔中心との間の変位を算出する。この変位が、第1正面画像F 1と第2正面画像F 2との間の変位として用いられる。

[0088] （S 1 3 : 分布情報の位置合わせ）

位置合わせ部2 3 3は、ステップS 1 2で算出された変位に応じて、第1分布情報D 1と第2分布情報D 2との位置合わせを行う。

[0089] （S 1 4 : 分布情報の差分の算出）

差分処理部2 3 4は、ステップS 1 3で位置合わせされた第1分布情報D 1と第2分布情報D 2との差分を算出する。

[0090] （S 1 5 : 差分マップの表示）

主制御部2 1 1は、ステップS 1 4で各位置について算出された差分を表す差分マップを表示部2 4 1に表示させる。このとき、第2正面画像F 2（又は第1正面画像F 1）に差分マップをオーバーレイ表示することや、第2正面画像F 2（及び／又は第1正面画像F 1）と並べて差分マップを表示することができる。この場合の処理は以上で終了となる。

[0091] （S 1 6 : 虹彩外周を特定可？）

ステップS 1 0において、第1瞳孔径と第2瞳孔径との差が閾値以下でないと判定された場合（S 1 0 : N o）、部分画像特定部2 3 2 1は、第1正

面画像 F 1 中の虹彩画像（第 1 虹彩画像）を特定し、且つ、第 2 正面画像 F 2 中の虹彩画像（第 2 虹彩画像）を特定する。なお、虹彩画像の代わりに黒目画像を求めてもよい。特徴領域特定部 2 3 2 3 は、第 1 虹彩画像の外周領域を特定し、且つ、第 2 虹彩画像の外周領域を特定する。

[0092] 判定部 2 3 2 2 は、外周領域と楕円（又は円）との類似度を算出する。この処理は、例えば、外周領域とその近似楕円との間の面積差、面積比、周囲長差、周囲長比などを算出する処理と、算出された面積差等が所定閾値以下であるか判定する。面積差等が閾値以下である場合、判定部 2 3 2 2 は、外周領域と楕円との類似度が高く、虹彩の外周全体が特定されたと判定する。第 1 虹彩画像及び第 2 虹彩画像の双方について、虹彩の外周全体が特定されたと判定された場合、ステップ S 1 6 において「Y e s」と判定される。この場合、処理はステップ S 1 7 に移行する。

[0093] 一方、面積差等が閾値以下でない場合、判定部 2 3 2 2 は、外周領域と楕円との類似度が低く、虹彩の外周全体が特定されなかったと判定する。このケースは、例えば、瞼が十分に開いておらず虹彩の外周が隠れている場合や、睫毛が虹彩に掛かっている場合などに発生する。第 1 虹彩画像及び第 2 虹彩画像の少なくとも一方について、虹彩の外周全体が特定されなかったと判定された場合、ステップ S 1 6 において「N o」と判定される。この場合、処理はステップ S 1 9 に移行する。

[0094] （S 1 7：虹彩中心の特定）

ステップ S 1 6 において「Y e s」と判定された場合、特徴領域特定部 2 3 2 3 は、第 1 虹彩画像の中心（第 1 虹彩中心）と、第 2 虹彩画像の中心（第 2 虹彩中心）とを特定する。虹彩中心を特定する処理は、瞳孔中心を求める処理と同様にして実行される。

[0095] （S 1 8：虹彩中心の変位の算出）

領域変位算出部 2 3 2 4 は、ステップ S 1 7 で特定された第 1 虹彩中心と第 2 虹彩中心との間の変位を算出する。この変位が、第 1 正面画像 F 1 と第 2 正面画像 F 2 との間の変位として用いられる。処理はステップ S 1 3 に移

行する。

[0096] ステップS 1 3において、位置合わせ部2 3 3は、ステップS 1 8で算出された変位に応じて、第1分布情報D 1と第2分布情報D 2との位置合わせを行う。ステップS 1 4において、差分処理部2 3 4は、ステップS 1 3で位置合わせされた第1分布情報D 1と第2分布情報D 2との差分を算出する。ステップS 1 5において、主制御部2 1 1は、ステップS 1 4で各位置について算出された差分を表す差分マップを表示部2 4 1に表示させる。この場合の処理は以上で終了となる。

[0097] (S 1 9 : 虹彩パターンの特定)

ステップS 1 6において「N o」と判定された場合、特徴領域特定部2 3 2 3は、第1虹彩画像中の虹彩パターン領域(第1虹彩パターン領域)と、第2虹彩画像中の虹彩パターン領域(第2虹彩パターン領域)とを特定する。虹彩パターン領域を特定する処理は、前述した要領で実行される。

[0098] (S 2 0 : 虹彩パターンの変位の算出)

領域変位算出部2 3 2 4は、ステップS 1 9で特定された第1虹彩パターン領域と第2虹彩パターン領域との間の変位を算出する。この変位が、第1正面画像F 1と第2正面画像F 2との間の変位として用いられる。虹彩パターン領域を比較することにより、x y面内における変位に加え、眼球の回旋等による傾きを検出することができる。処理はステップS 1 3に移行する。

[0099] ステップS 1 3において、位置合わせ部2 3 3は、ステップS 2 0で算出された変位に応じて、第1分布情報D 1と第2分布情報D 2との位置合わせを行う。この位置合わせは、他の場合と同様のx y方向の位置合わせに加え、上記した傾きの補正を含んでもよい。ステップS 1 4において、差分処理部2 3 4は、ステップS 1 3で位置合わせされた第1分布情報D 1と第2分布情報D 2との差分を算出する。ステップS 1 5において、主制御部2 1 1は、ステップS 1 4で各位置について算出された差分を表す差分マップを表示部2 4 1に表示させる。この場合の処理は以上で終了となる。

[0100] <変形例>

上記実施形態の幾つかの変形例を説明する。以下の変形例において、上記実施形態と同様の要素には同じ符号が付されている。

[0101] (変形例 1)

上記実施形態では、前眼部 E a の正面方向又は斜め方向から撮影することによって正面画像を取得しているが、正面画像の取得方法はこれに限定されない。例えば、前眼部 E a の 3 次元領域をスキャンして収集された 3 次元データに基づいて正面画像を作成することが可能である。そのための構成の例を図 5 に示す。図 5 に示すデータ処理部 230 A は、上記実施形態のデータ処理部 230 の代わりに適用される。

[0102] データ処理部 230 A は、上記実施形態と同様の分布情報生成部 231、変位算出部 232、位置合わせ部 233、及び差分処理部 234 に加え、正面画像作成部 235 を備える。正面画像作成部 235 は、前眼部 E a の 3 次元領域をスキャンして収集された 3 次元データの全体を z 方向に投影することにより正面画像（プロジェクション画像）を作成することができる。また、正面画像作成部 235 は、3 次元データの一部を z 方向に投影することにより正面画像（シャドウグラム）を作成することができる。また、正面画像作成部 235 は、3 次元データの任意の x y 断面から正面画像（C スキャン像）を作成することができる。また、正面画像作成部 235 は、3 次元データをセグメンテーションして所定組織（角膜上皮、角膜内皮等）に相当する画像領域を特定し、この画像領域を平面画像に変換することにより正面画像（平坦化画像）を作成することができる。これらは、3 次元データから正面画像を作成するための典型例に過ぎず、他の任意の手法を適用することが可能である。

[0103] (変形例 2)

前述したように、第 1 正面画像（第 1 分布情報）が得られたときの瞳孔サイズと第 2 正面画像（第 2 分布情報）が得られたときの瞳孔サイズとが大きく異なる場合、瞳孔中心や瞳孔重心を基準として正面画像間の変位を求めることは一般に適当でない。そこで、上記実施形態では、瞳孔サイズの適否判

断を事後的に行っている。一方、本変形例では、瞳孔サイズを事前に調整してOCTを実行する場合について説明する。

[0104] そのための構成の例を図6に示す。図6に示す制御部210Aは上記実施形態の制御部210の代わりに適用され、データ処理部230Bはデータ処理部230の代わりに適用される。制御部210Aには、上記実施形態と同様の主制御部211及び記憶部212に加え、照射制御部213が設けられている。なお、照射制御部213は主制御部211内に設けられていてもよい。データ処理部230Bは、上記実施形態と同様の分布情報生成部231、変位算出部232、位置合わせ部233、及び差分処理部234に加え、瞳孔サイズ算出部236を備える。更に、本変形例に係る眼科装置は、照射部300を備える。

[0105] 照射部300は、被検眼Eに可視光を照射する。照射部300は、例えば、照明光学系10を含んでいてもよい。また、照射部300は、照明光学系10とは別の光源（及び光学系）を含んでいてもよい。照射制御部213は、照射部300の制御を行う。この制御は、可視光の照射のオン／オフ制御を少なくとも含み、可視光の照射光量（強度）の変更制御を更に含んでいてもよい。

[0106] 瞳孔サイズ算出部236は、例えば上記実施形態と同じ要領で、瞳孔画像のサイズを表す値を算出する。この値の典型例は瞳孔径である。

[0107] 第1正面画像F1（及び第1分布情報D1）が既に取得され、且つ、第2正面画像F2が未だ取得されていないときに、すなわち、第2正面画像F2（及び第2分布情報D2）を取得するための検査において、変位算出部232（部分画像特定部2321）は、第1正面画像F1中の瞳孔画像（第1瞳孔画像）を特定する。瞳孔サイズ算出部236は、第1瞳孔画像のサイズを表す値（瞳孔径等）を算出する。照射制御部213は、算出された瞳孔径等に応じた強度の可視光を照射部300に出力させる。可視光は連続光でもフラッシュ光でもよい。瞳孔径等に対応する可視光の強度は、例えば、これらの関係が対応付けられた既定の情報（テーブル、グラフ等）を参照して決定

される。或いは、前眼部E aの観察画像を取得しつつ可視光を照射し、逐次
に取得されるフレーム中の瞳孔サイズをモニタし、それを可視光の強度の制
御にフィードバックするように構成することも可能である。

[0108] 本変形例によれば、OCTスキャン及び正面画像の取得が行われるときの
瞳孔サイズを揃えることができるので、瞳孔中心や瞳孔重心を基準とした分
布情報の位置合わせを実行することが可能となる。

[0109] (変形例3)

上記変形例2と同様に、瞳孔サイズを事前に調整してOCTを実行する場
合の例を説明する。そのための構成は、上記変形例2と同様であってよい（
図6を参照）。

[0110] 本変形例においては、OCTスキャンにより前眼部E aのデータを収集す
る前に、前眼部E aの正面画像を取得する。変位算出部232（部分画像特
定部2321）部は、取得された正面画像中の瞳孔画像を特定する。瞳孔サ
イズ算出部236は、この瞳孔画像のサイズを表す値（瞳孔径等）を算出す
る。照射制御部213（又は判定部2322）は、算出された瞳孔径等が所
定の閾値以下であるか判定する。瞳孔径等が閾値以下であると判定された場
合、照射制御部213は、照射部300に可視光を出力させる。それにより
、被検眼Eを縮瞳させてからOCTスキャン及び正面画像の取得が実行され
る。

[0111] 本変形例で得られる正面画像においては虹彩画像が広くなるため、虹彩パ
ターンの認識が容易になる。そこで、変位算出部232（特徴領域特定部2
323）は、虹彩パターン領域を特定し、虹彩パターン領域に基づいて第1
正面画像F1と第2正面画像F2との間の変位を算出することができる。

[0112] 〈作用・効果〉

実施形態や変形例に係る眼科装置の作用及び効果について説明する。

[0113] 実施形態の眼科装置は、データ収集部と、分布情報生成部と、正面画像取
得部と、記憶部と、変位算出部と、位置合わせ部とを備える。

[0114] データ収集部は、光コヒーレンストモグラフィを用いて被検眼の前眼部を

スキャンすることによりデータを収集する。上記の例において、データ収集部は、OCTユニット100内の要素と、測定光LSの光路を形成する眼底カメラユニット2内の要素とを含む。

[0115] 分布情報生成部は、収集されたデータを解析することにより、前眼部における所定のパラメータ（前眼部パラメータ）の分布を表す分布情報を生成する。上記の例において、分布情報生成部は分布情報生成部231を含む。

[0116] 正面画像取得部は、データ収集部によってデータが収集されているときの前眼部の正面画像を取得する。上記の例において、正面画像取得部は、照明光学系10と撮影光学系300との組み合わせ、又は、斜め方向から前眼部Eaを撮影する前眼部カメラを含む。或いは、正面画像取得部は、データ収集部により収集された3次元データから正面画像を作成するプロセッサを含む。このプロセッサの例として、上記変形例における正面画像作成部235がある。

[0117] 記憶部は、第1時間に収集された第1データから生成された第1分布情報（D1）と、第1データが収集されているときの第1正面画像（F1）と、第2時間に収集された第2データから生成された第2分布情報（D2）と、第2データが収集されているときの第2正面画像（F2）とを記憶する。上記の例において、記憶部は記憶部212を含む。なお、記憶部に記憶される分布情報や正面画像の一部は、他の眼科装置によって取得されたものでもよい。

[0118] 変位算出部は、第1正面画像（F1）と第2正面画像（F2）との間の変位を算出する。上記の例において、変位算出部は変位算出部232を含む。

[0119] 位置合わせ部は、変位算出部により算出された変位に応じて第1分布情報（D1）と第2分布情報（D2）との位置合わせを行う。上記の例において、位置合わせ部は位置合わせ部233を含む。

[0120] このような眼科装置によれば、OCTと実質的に同時に取得された正面画像を利用して分布情報同士の位置合わせを行うことができる。したがって、角膜の形状変化の有無や程度にかかわらず前眼部パラメータの経時的変化を

正確に把握することができる。よって、手術前後の比較観察などにも有効である。

[0121] 実施形態において、変位算出部は、領域特定部と、領域変位算出部とを含んでよい。領域特定部は、第1正面画像（F1）を解析することにより第1領域を特定する。更に、領域特定部は、第2正面画像（F2）を解析することにより、上記第1領域に対応する第2領域を特定する。第1領域は、前眼部の任意の組織又は人工物であってよい。人工物の例として、眼内レンズ等の屈折矯正具がある。また、手術時に使用される器具やマーカやスタンプがある。マーカは、例えば、前眼部Eaに投影される光のパターンなどである。領域変位算出部は、第1正面画像（F1）と第2正面画像（F2）との間の変位として、第1領域と第2領域との間の変位を算出する。上記の例において、領域特定部は、部分画像特定部2321と特徴領域特定部2323とを含む。また、領域変位算出部は領域変位算出部2324を含む。

[0122] 実施形態において、領域特定部は、瞳孔及び虹彩の少なくとも一方の部位に相当する第1正面画像中の第1部分画像を特定し、第1部分画像に基づいて第1領域を特定することができる。同様に、領域特定部は、当該部位に相当する第2正面画像中の第2部分画像を特定し、第2部分画像に基づいて第2領域を特定することができる。上記の例において、第1部分画像及び第2部分画像は、瞳孔画像、虹彩画像、黒目画像等である。

[0123] 実施形態において、領域特定部は、第1領域及び第2領域として、瞳孔中心、瞳孔重心、虹彩中心及び虹彩重心の少なくとも1つに相当する領域、及び／又は、虹彩パターンを表す領域を特定することができる。

[0124] 実施形態において、領域特定部は、第1部分画像及び第2部分画像として、瞳孔に相当する第1瞳孔画像及び第2瞳孔画像を特定することができる。この場合、実施形態の眼科装置は、第1瞳孔画像と第2瞳孔画像とが所定の条件を満足するか判定する第1判定部を更に備えてよい。この条件は、例えば、第1瞳孔画像のサイズと第2瞳孔画像のサイズとの差が許容範囲内であること、又は、これらサイズのそれぞれが許容範囲内であること、であって

よい。上記の例において、第1判定部は判定部2322を含む。

[0125] 所定の条件が満足されたと判定された場合、領域変位算出部は、瞳孔中心又は瞳孔重心に相当する領域に基づいて第1領域と第2領域との間の変位を算出することができる。更に、この変位に応じて第1分布情報と第2分布情報との位置合わせを行うことができる。この構成によれば、好適な瞳孔画像が得られた場合には瞳孔中心や瞳孔重心を基準として分布情報の位置合わせを行うことができる。

[0126] 一方、所定の条件が満足されないと判定された場合、領域特定部は、第1部分画像及び第2部分画像として虹彩に相当する第1虹彩画像及び第2虹彩画像を特定することができる。この構成によれば、好適な瞳孔画像が得られなかった場合、虹彩画像を利用した処理に自動で移行することができる。

[0127] 好適な瞳孔画像が得られなかった場合のために、実施形態の眼科装置は、第1虹彩画像と第2虹彩画像とが所定の条件を満足するか判定する第2判定部を更に備えていてよい。この条件は、例えば、虹彩の外周の全体が描出されていることである。上記の例において、第2判定部は判定部2322を含む。

[0128] この条件が満足されたと判定された場合、領域変位算出部は、虹彩中心又は虹彩重心に相当する領域に基づいて第1領域と第2領域との間の変位を算出することができる。更に、この変位に応じて第1分布情報と第2分布情報との位置合わせを行うことができる。この構成によれば、好適な瞳孔画像が得られず、且つ、好適な虹彩画像が得られた場合、虹彩中心や虹彩重心を基準として分布情報の位置合わせを行うことができる。

[0129] 一方、この条件が満足されないと判定された場合、領域特定部は、第1部分画像及び第2部分画像として虹彩パターンを表す領域を特定することができる。更に、領域変位算出部は、この虹彩パターンを表す領域に基づいて第1領域と第2領域との間の変位を算出することができる。そして、この変位に応じて分布情報の位置合わせを行うことが可能である。この構成によれば、好適な瞳孔画像が得られず、且つ、好適な虹彩画像も得られなかった場合

、虹彩パターンを利用した処理に自動で移行することができる。

[0130] 上記の例では最初に瞳孔画像を参照し、瞳孔画像が不適当である場合に虹彩画像を参照し、虹彩画像も不適当である場合に虹彩パターンを参照している。しかし、参照される画像の移行はこれに限定されない。例えば、最初に瞳孔画像又は虹彩画像を参照し、これが不適当である場合に虹彩パターンを参照するように構成することが可能である。その具体例を以下に説明する。

[0131] 領域特定部は、第1部分画像及び第2部分画像として、瞳孔に相当する第1瞳孔画像及び第2瞳孔画像又は虹彩に相当する第1虹彩画像及び第2虹彩画像を特定する。眼科装置は、第1瞳孔画像と第2瞳孔画像との組み合わせ又は第1虹彩画像と第2虹彩画像との組み合わせが所定の条件を満足するか判定する第3判定部を更に備える。瞳孔画像を処理する場合、この条件は、例えば、第1瞳孔画像のサイズと第2瞳孔画像のサイズとの差が許容範囲内であること、又は、これらサイズのそれぞれが許容範囲内であること、であってよい。また、虹彩画像を処理する場合、この条件は、例えば、虹彩の外周の全体が描出されていることである。上記の例において、第3判定部は判定部2322を含む。

[0132] 上記条件が満足されたと判定された場合、領域変位算出部は、瞳孔中心若しくは瞳孔重心に相当する領域又は虹彩中心若しくは虹彩重心に相当する領域に基づいて第1領域と第2領域との間の変位を算出する。更に、この変位に応じて第1分布情報と第2分布情報との位置合わせを行うことができる。この構成によれば、好適な瞳孔画像又は好適な虹彩画像が得られた場合、瞳孔中心等又は虹彩中心等を基準として分布情報の位置合わせを実行できる。

[0133] 一方、上記条件が満足されないと判定された場合、領域特定部は、第1部分画像及び第2部分画像として虹彩パターンを表す領域を特定し、領域変位算出部は、当該虹彩パターンを表す領域に基づいて第1領域と第2領域との間の変位を算出することができる。更に、この変位に応じて分布情報の位置合わせを行うことが可能である。この構成によれば、取得された瞳孔画像又は虹彩画像が不適当である場合、虹彩パターンを利用した処理に自動で移行

することができる。

[0134] 実施形態において、過去の検査時における瞳孔サイズを再現することができる。例えば、第1正面画像が既に取得され、且つ、第2正面画像が未だ取得されていないときに、領域特定部は、瞳孔に相当する第1正面画像中の瞳孔画像を特定する。本例の眼科装置は、サイズ算出部と、照射部と、照射制御部とを備える。サイズ算出部は、領域特定部により特定された瞳孔画像のサイズを表す値（瞳孔径等）を算出する。上記の例において、サイズ算出部は瞳孔サイズ算出部236を含む。照射部は、被検眼に可視光を照射する。上記の例において、照射部は、例えば照明光学系10であってよい。照射制御部は、サイズ算出部により算出された値に応じた強度の可視光を照射部に出力させる。上記の例において、照射制御部は照射制御部213を含む。この構成によれば、第1正面画像が得られたとき（つまり、第1分布情報を生成するためのOCTスキャンが行われたとき）の被検眼の瞳孔サイズに合わせるように被検眼に可視光を照射して縮瞳させることができる。

[0135] 実施形態において、被検眼を縮瞳させてからOCTスキャン及び正面画像の取得を行うことにより、虹彩パターンを用いた分布情報の位置合わせの好適化を図ることができる。例えば、データ収集部によりデータが収集される前に、正面画像取得部は、前眼部の正面画像を取得する。領域特定部は、瞳孔に相当する当該正面画像中の瞳孔画像を特定する。本例の眼科装置は、サイズ算出部と、照射部と、照射制御部とを備える。サイズ算出部は、当該瞳孔画像のサイズを表す値を算出する。照射部は、被検眼に可視光を照射する。照射制御部は、サイズ算出部により算出された値が所定の閾値以下である場合、照射部に可視光を出力させる。領域特定部は、第1領域及び第2領域として虹彩パターンを表す領域を特定する。そして、虹彩パターンを基準として分布情報の位置合わせを行うことができる。この構成によれば、縮瞳した状態の正面画像、つまり虹彩画像が広い正面画像を取得できる。したがって、虹彩パターンを基準とした分布情報の位置合わせを好適に行うことが可能である。

[0136] 実施形態の眼科装置は、位置合わせ部によって位置合わせされた第1分布情報と第2分布情報との差分情報を求める差分処理部を更に備えていてよい。上記の例において、差分処理部は差分処理部234を含む。この構成によれば、異なる時間取得された分布情報の差分を求めることができる。眼科装置は、この差分を画像化して表示することが可能である。

[0137] 以上に説明した実施形態は本発明の一例に過ぎない。本発明を実施しようとする者は、本発明の要旨の範囲内における変形（省略、置換、付加等）を任意に施すことが可能である。

符号の説明

- [0138] 1 眼科装置
2 眼底カメラユニット
10 照明光学系
30 撮影光学系
100 OCTユニット
210 制御部
212 記憶部
231 分布情報生成部
232 変位算出部
233 位置合わせ部

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被検眼の前眼部をスキャンすることによりデータを収集するデータ収集部と、
前記データを解析することにより、前記前眼部における所定のパラメータの分布を表す分布情報を生成する分布情報生成部と、
前記データが収集されているときの前記前眼部の正面画像を取得する正面画像取得部と、
第1時間に収集された第1データから生成された第1分布情報と、前記第1データが収集されているときの第1正面画像と、第2時間に収集された第2データから生成された第2分布情報と、前記第2データが収集されているときの第2正面画像とを記憶する記憶部と、
前記第1正面画像と前記第2正面画像との間の変位を算出する変位算出部と、
前記変位に応じて前記第1分布情報と前記第2分布情報との位置合わせを行う位置合わせ部と
を備える眼科装置。
- [請求項2] 前記変位算出部は、
前記第1正面画像を解析することにより第1領域を特定し、且つ、前記第2正面画像を解析することにより前記第1領域に対応する第2領域を特定する領域特定部と、
前記第1正面画像と前記第2正面画像との間の変位として、前記第1領域と前記第2領域との間の変位を算出する領域変位算出部と
を含む
ことを特徴とする請求項1に記載の眼科装置。
- [請求項3] 前記領域特定部は、
瞳孔及び虹彩の少なくとも一方の部位に相当する前記第1正面画像中の第1部分画像を特定し、前記第1部分画像に基づいて前記第1領域を特定し、

当該部位に相当する前記第 2 正面画像中の第 2 部分画像を特定し、
前記第 2 部分画像に基づいて前記第 2 領域を特定する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の眼科装置。

[請求項 4] 前記領域特定部は、前記第 1 領域及び前記第 2 領域として、瞳孔中心、瞳孔重心、虹彩中心及び虹彩重心の少なくとも 1 つに相当する領域、及び／又は、虹彩パターンを表す領域を特定する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の眼科装置。

[請求項 5] 前記領域特定部は、前記第 1 部分画像及び前記第 2 部分画像として、瞳孔に相当する第 1 瞳孔画像及び第 2 瞳孔画像を特定し、

前記第 1 瞳孔画像と前記第 2 瞳孔画像とが所定の条件を満足するか判定する第 1 判定部を更に備え、

前記所定の条件が満足されたと判定された場合、前記領域変位算出部は、瞳孔中心又は瞳孔重心に相当する領域に基づいて前記第 1 領域と前記第 2 領域との間の変位を算出し、

前記所定の条件が満足されないと判定された場合、前記領域特定部は、前記第 1 部分画像及び前記第 2 部分画像として虹彩に相当する第 1 虹彩画像及び第 2 虹彩画像を特定する

ことを特徴とする請求項 4 に記載の眼科装置。

[請求項 6] 前記第 1 虹彩画像と前記第 2 虹彩画像とが所定の条件を満足するか判定する第 2 判定部を更に備え、

当該所定の条件が満足されたと判定された場合、前記領域変位算出部は、虹彩中心又は虹彩重心に相当する領域に基づいて前記第 1 領域と前記第 2 領域との間の変位を算出し、

当該所定の条件が満足されないと判定された場合、前記領域特定部は、前記第 1 部分画像及び前記第 2 部分画像として虹彩パターンを表す領域を特定し、前記領域変位算出部は、当該虹彩パターンを表す領域に基づいて前記第 1 領域と前記第 2 領域との間の変位を算出する

ことを特徴とする請求項 5 に記載の眼科装置。

[請求項7] 前記領域特定部は、前記第1部分画像及び前記第2部分画像として、瞳孔に相当する第1瞳孔画像及び第2瞳孔画像又は虹彩に相当する第1虹彩画像及び第2虹彩画像を特定し、

前記第1瞳孔画像と前記第2瞳孔画像との組み合わせ又は前記第1虹彩画像と前記第2虹彩画像との組み合わせが所定の条件を満足するか判定する第3判定部を更に備え、

前記所定の条件が満足されたと判定された場合、前記領域変位算出部は、瞳孔中心若しくは瞳孔重心に相当する領域又は虹彩中心若しくは虹彩重心に相当する領域に基づいて前記第1領域と前記第2領域との間の変位を算出し、

前記所定の条件が満足されないと判定された場合、前記領域特定部は、前記第1部分画像及び前記第2部分画像として虹彩パターンを表す領域を特定し、前記領域変位算出部は、当該虹彩パターンを表す領域に基づいて前記第1領域と前記第2領域との間の変位を算出することを特徴とする請求項4に記載の眼科装置。

[請求項8] 前記第1正面画像が既に取得され、且つ、前記第2正面画像が未だ取得されていないときに、前記領域特定部は、瞳孔に相当する前記第1正面画像中の瞳孔画像を特定し、

当該瞳孔画像のサイズを表す値を算出するサイズ算出部と、

前記被検眼に可視光を照射するための照射部と、

前記サイズ算出部により算出された前記値に応じた強度の前記可視光を前記照射部に出力させる照射制御部と

を更に備える

ことを特徴とする請求項2～7のいずれかに記載の眼科装置。

[請求項9] 前記データ収集部によりデータが収集される前に、前記正面画像取得部は、前記前眼部の正面画像を取得し、

前記領域特定部は、瞳孔に相当する当該正面画像中の瞳孔画像を特定し、

当該瞳孔画像のサイズを表す値を算出するサイズ算出部と、
前記被検眼に可視光を照射するための照射部と、
前記サイズ算出部により算出された前記値が所定の閾値以下である
場合、前記照射部に前記可視光を出力させる照射制御部と
を更に備え、

前記領域特定部は、前記第 1 領域及び前記第 2 領域として虹彩パターンを表す領域を特定する

ことを特徴とする請求項 4 ～ 7 のいずれかに記載の眼科装置。

[請求項10] 前記正面画像取得部は、前記前眼部を正面方向又は斜め方向から撮影するためのイメージセンサを含む

ことを特徴とする請求項 1 ～ 9 のいずれかに記載の眼科装置。

[請求項11] 前記データ収集部は、前記前眼部の 3 次元領域をスキャンし、
前記正面画像取得部は、前記 3 次元領域のスキャンにより取得された 3 次元データに基づいて前記正面画像を作成するプロセッサを含む
ことを特徴とする請求項 1 ～ 9 のいずれかに記載の眼科装置。

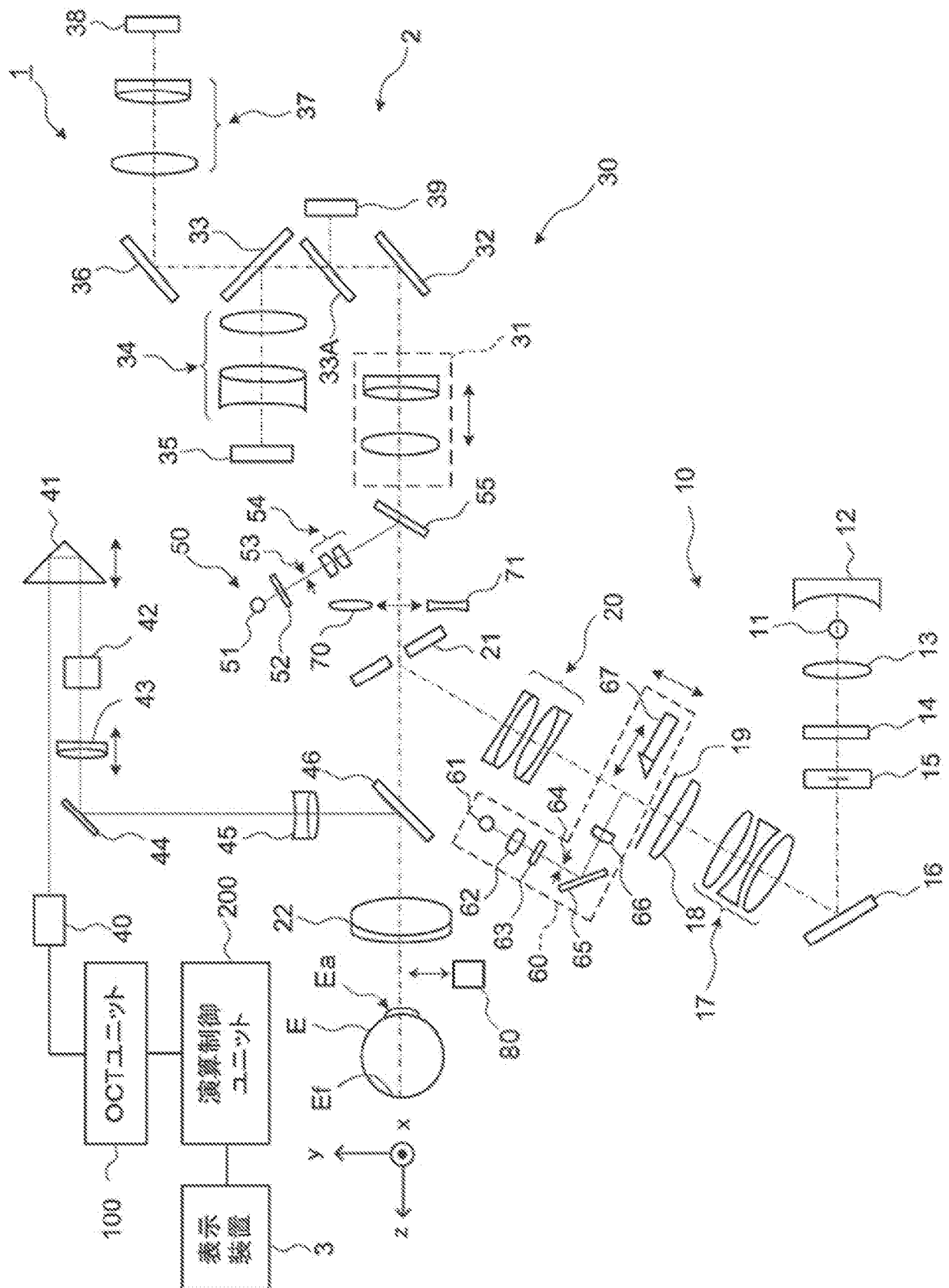
[請求項12] 前記所定のパラメータは、角膜厚を表すパラメータ及び角膜形状を表すパラメータの少なくとも 1 つを含む

ことを特徴とする請求項 1 ～ 11 のいずれかに記載の眼科装置。

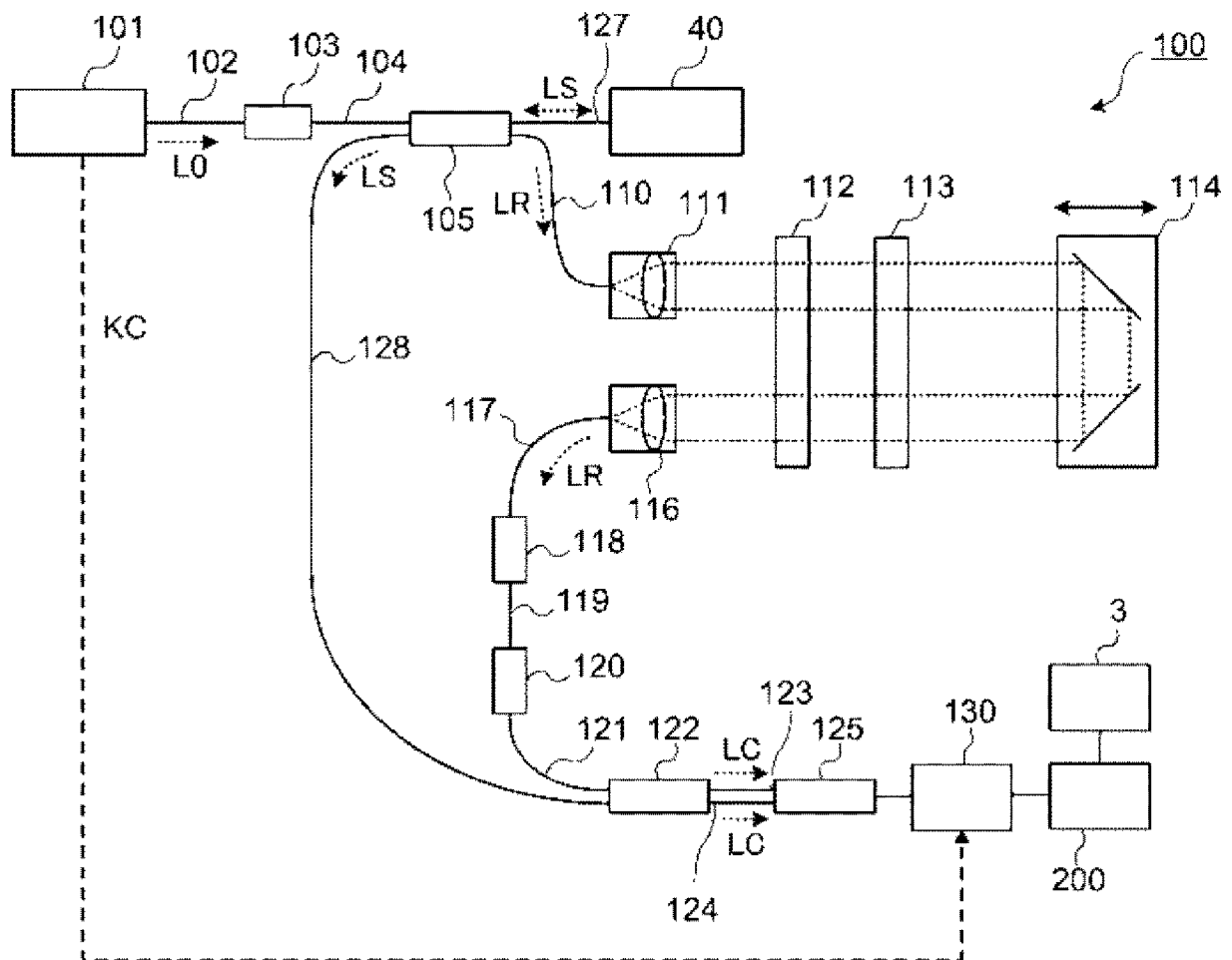
[請求項13] 前記位置合わせ部によって位置合わせされた前記第 1 分布情報と前記第 2 分布情報との差分情報を求める差分処理部を更に備える

ことを特徴とする請求項 1 ～ 12 のいずれかに記載の眼科装置。

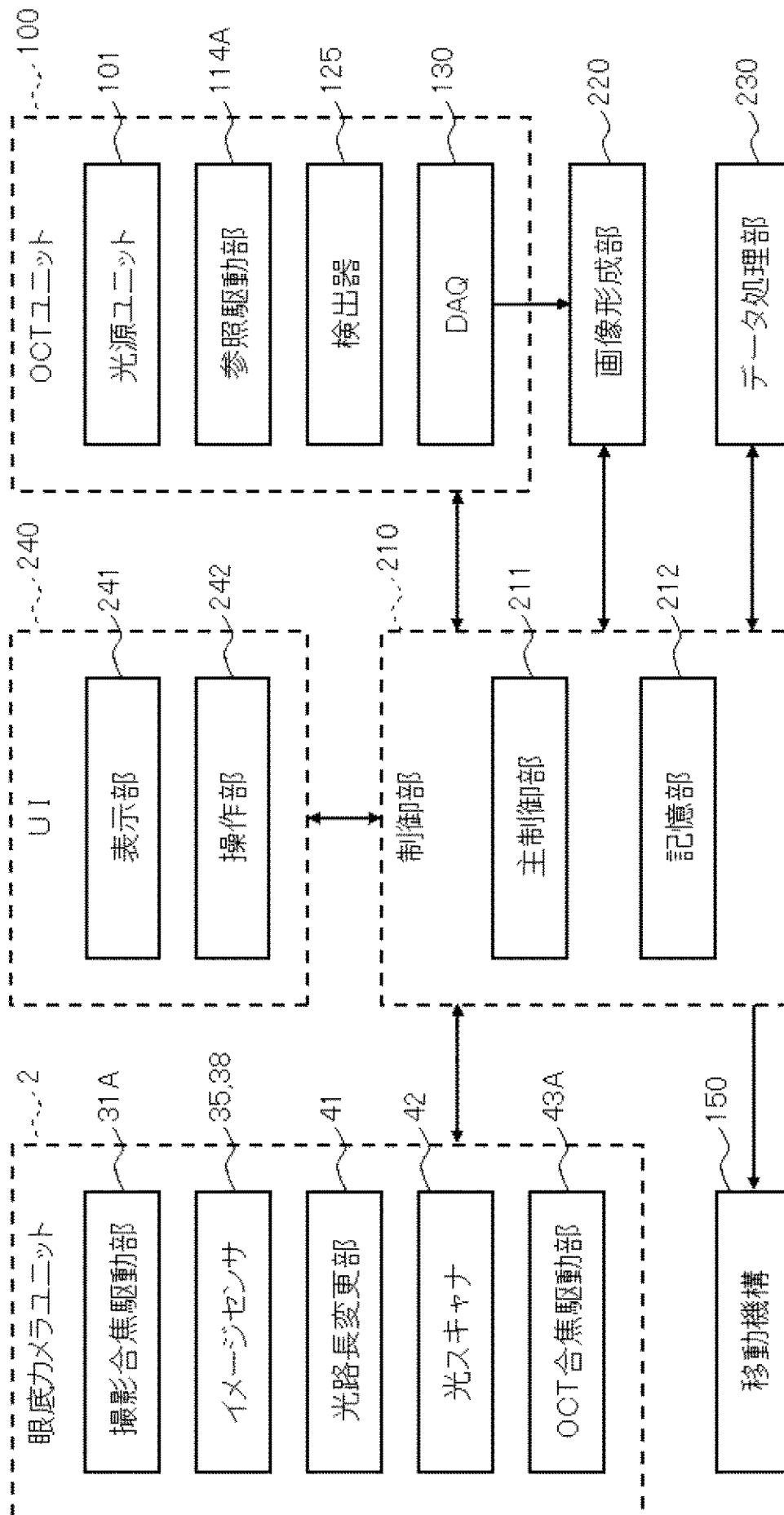
[図1]



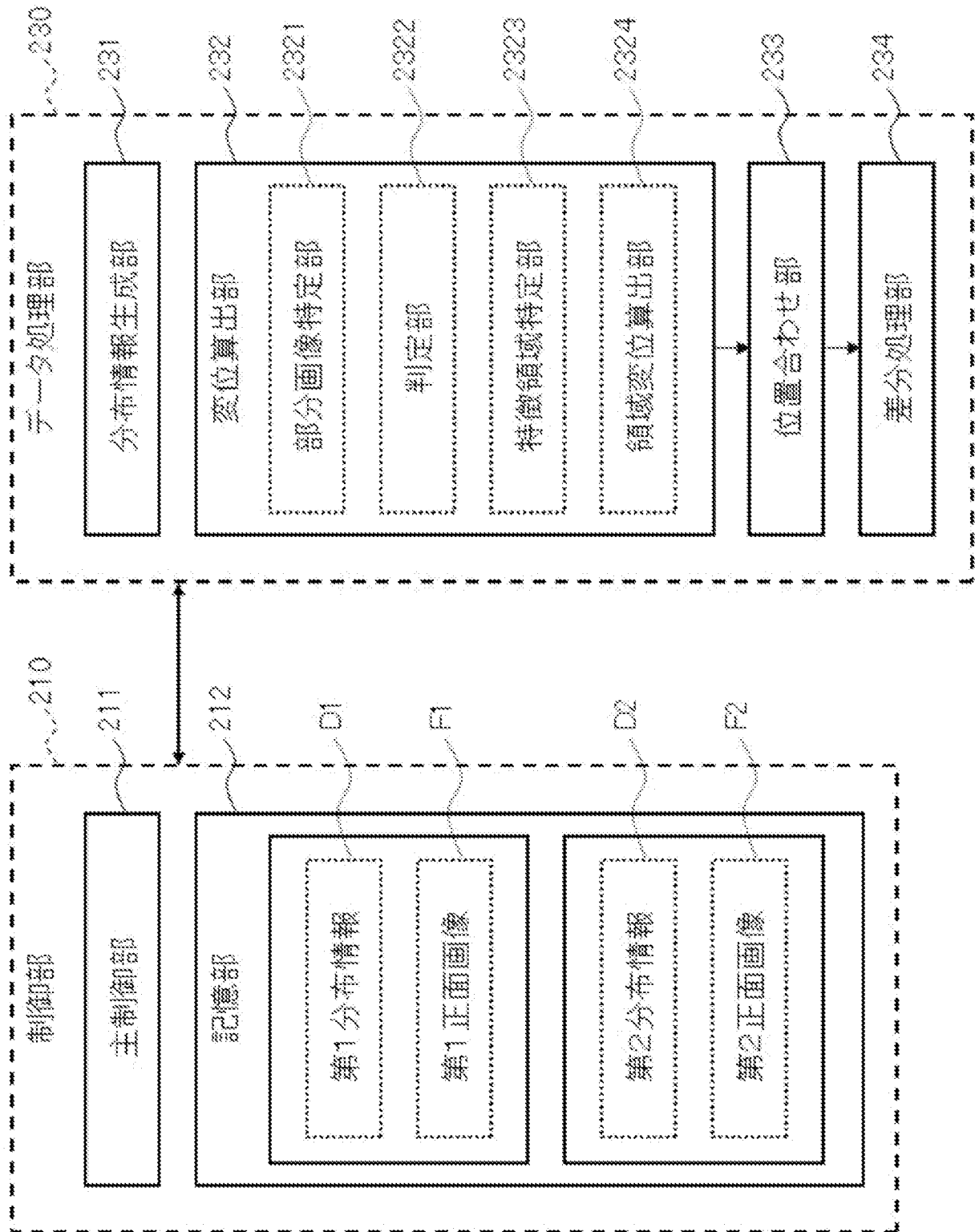
[図2]



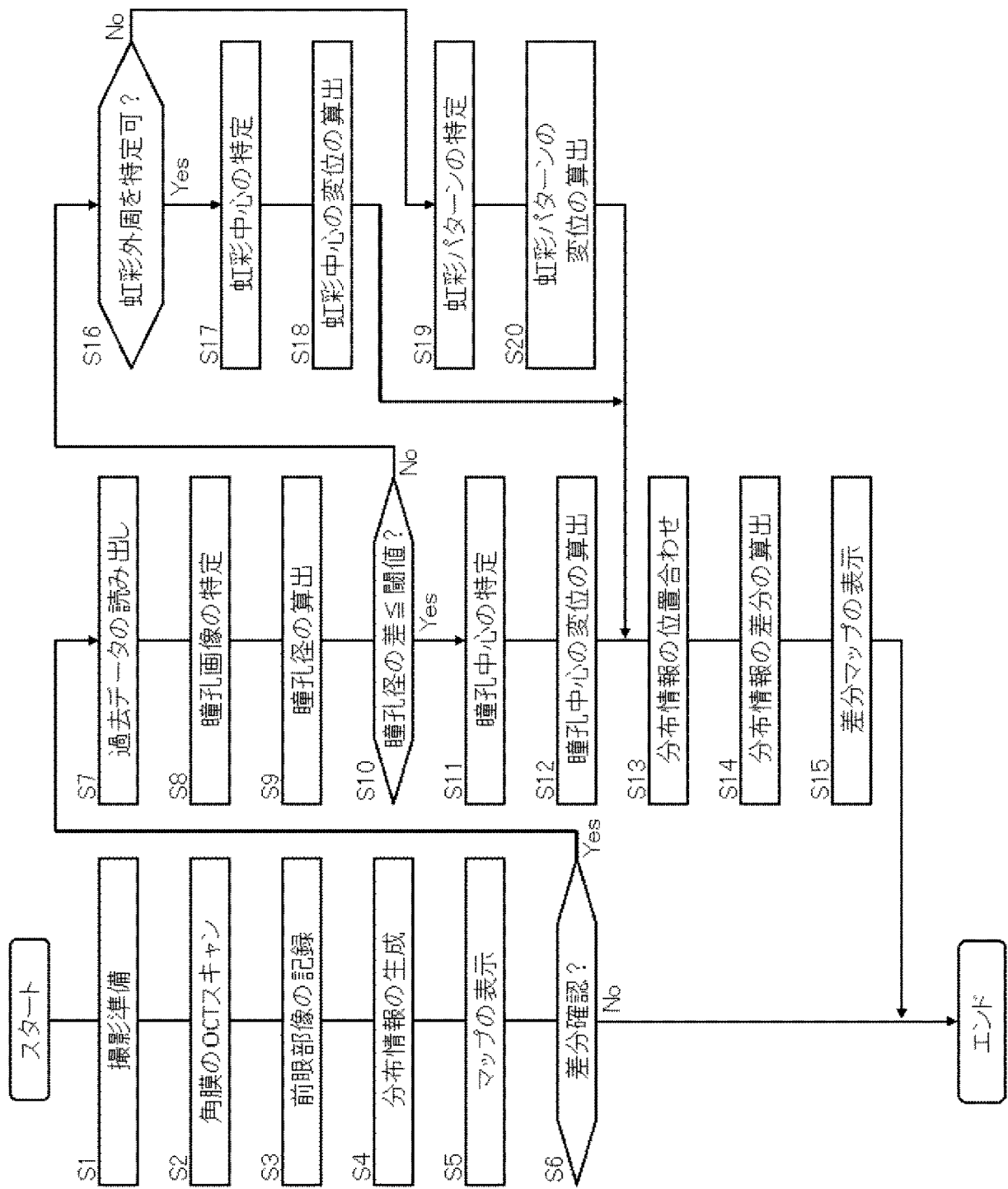
[図3A]



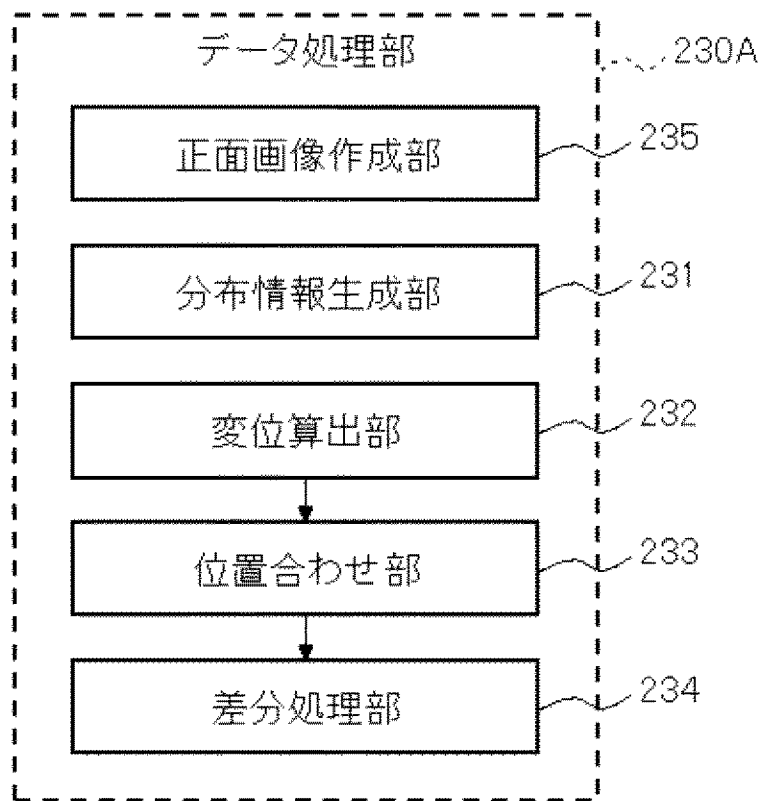
[図3B]



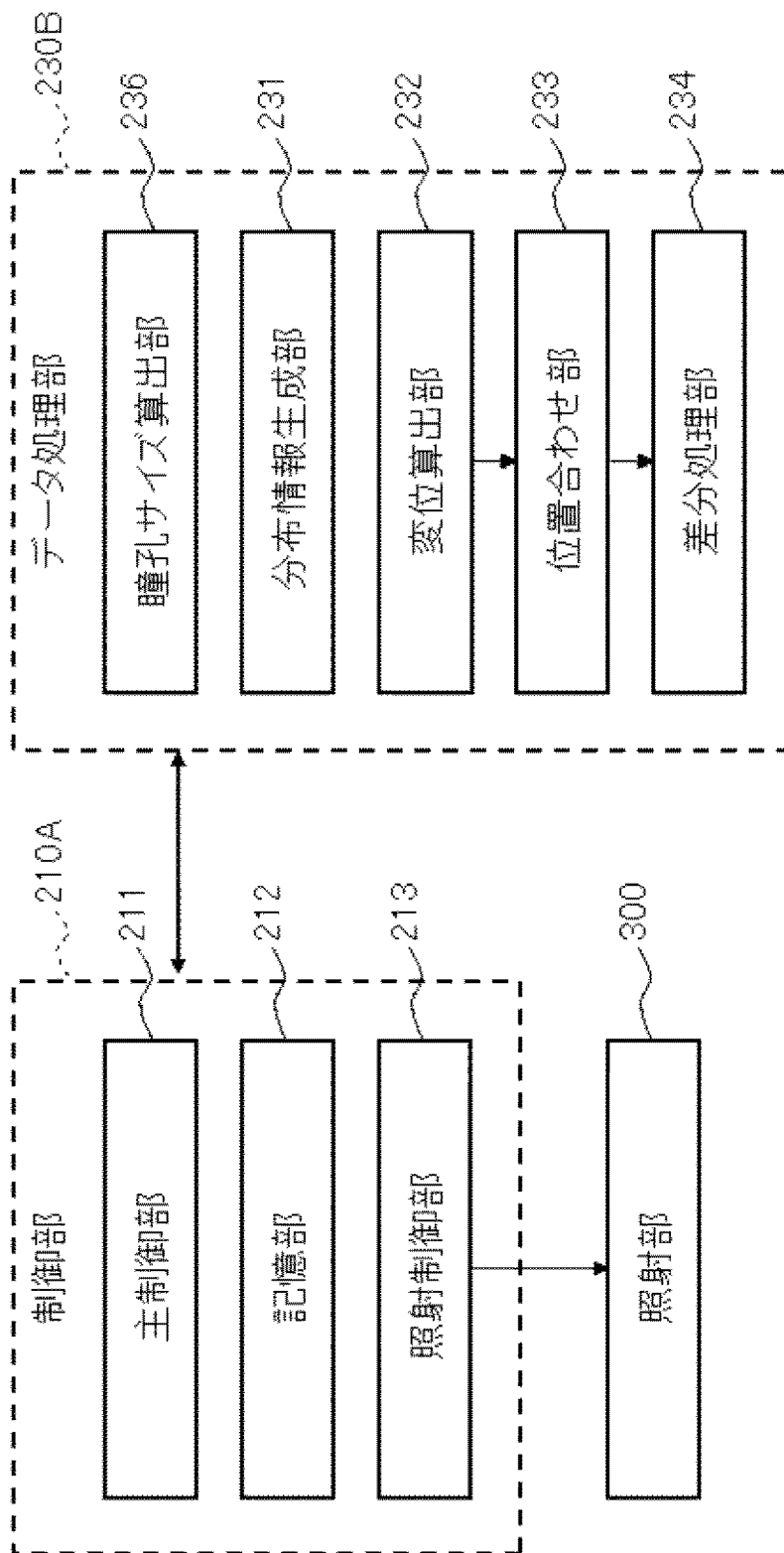
[図4]



[図5]



[図6]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/001101

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER 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) A61B3/10		
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 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017		
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.
X A	JP 2012-232034 A (Nidek Co., Ltd.), 29 November 2012 (29.11.2012), paragraphs [0012], [0014] to [0016], [0025], [0054], [0066] & US 2012/0281184 A1 paragraphs [0025], [0027] to [0029], [0041] to [0043], [0072], [0084]	1-4, 10-13 5-9
☐ 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 03 April 2017 (03.04.17)		Date of mailing of the international search report 11 April 2017 (11.04.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

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

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

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	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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
X A	JP 2012-232034 A（株式会社ニデック）2012.11.29, [0012], [0014]-[0016], [0025], [0054], [0066] & US 2012/0281184 A1, [0025], [0027]-[0029], [0041]-[0043], [0072], [0084]	1-4, 10-13 5-9

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

03.04.2017

国際調査報告の発送日

11.04.2017

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）

増淵 俊仁

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

4747