

(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
2021年8月5日(05.08.2021)



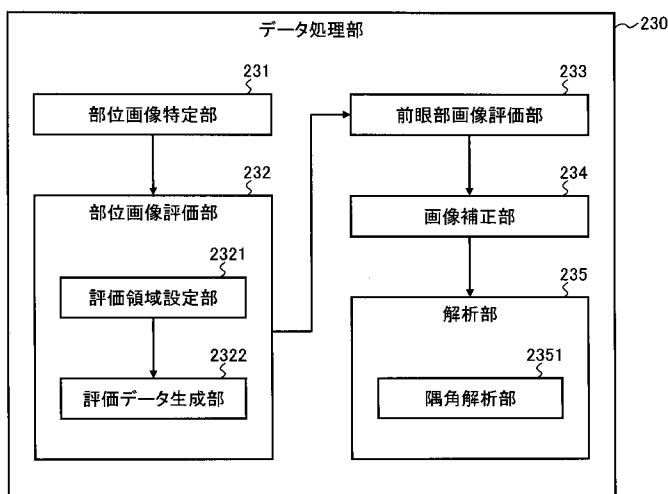
(10) 国際公開番号

WO 2021/153087 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2020/047608
- (22) 国際出願日: 2020年12月21日(21.12.2020)
- (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 2020-013120 2020年1月30日(30.01.2020) 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: 小野 佑介 (ONO Yusuke); 〒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, IT, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

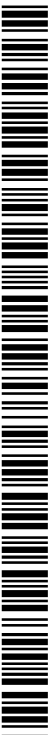
(54) Title: OPHTHALMIC DEVICE, CONTROL METHOD THEREOF, AND STORAGE MEDIUM

(54) 発明の名称: 眼科装置、その制御方法、及び記録媒体



- 230 Data processing unit
- 231 Site image specifying unit
- 232 Site image evaluation unit
- 233 Ocular anterior segment image evaluation unit
- 234 Image correction unit
- 235 Analysis unit
- 2321 Evaluation region setting unit
- 2322 Evaluation data generation unit
- 2351 Corner angle analysis unit

(57) Abstract: An ophthalmic device 1 according to an exemplary embodiment comprises an image acquisition unit (fundus camera unit 2, OCT unit 100, image construction unit 220), a site image specifying unit 231, a site image evaluation unit 232, and an ocular anterior segment image evaluation unit 233. The image acquisition unit performs an OCT scan on an ocular anterior segment of a subject eye to collect data, and constructs an ocular anterior segment image on the basis of the collected data. The site image specifying unit 231 specifies two or more site images corresponding respectively to two or more sites in the ocular anterior segment in the acquired ocular anterior segment image. The site image evaluation unit 232 evaluates the image quality of each of the specified two or more site images. The ocular anterior segment image evaluation unit 233 evaluates the image quality of the ocular anterior segment image on the basis of two pieces or more of evaluation data acquired for the two or more site images.



WO 2021/153087 A1

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

添付公開書類 :

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

(57) 要約 : 例示的な態様に係る眼科装置 1 は、画像取得部 (眼底カメラユニット 2、OCT ユニット 100、画像構築部 220) と、部位画像特定部 231 と、部位画像評価部 232 と、前眼部画像評価部 233 とを含む。画像取得部は、被検眼の前眼部に OCT スキャンを適用してデータを収集し、収集されたデータに基づき前眼部画像を構築する。部位画像特定部 231 は、取得された前眼部画像から、前眼部の 2 以上の部位にそれぞれ相当する 2 以上の部位画像を特定する。部位画像評価部 232 は、特定された 2 以上の部位画像のそれぞれの画像品質を評価する。前眼部画像評価部 233 は、2 以上の部位画像について取得された 2 以上の評価データに基づいて前眼部画像の画像品質を評価する。

明 細 書

発明の名称：眼科装置、その制御方法、及び記録媒体

技術分野

[0001] この発明は、眼科装置、その制御方法、及び記録媒体に関する。

背景技術

[0002] 光コヒーレンストモグラフィ（OCT）を用いた前眼部解析技術が知られており、その一つとして、緑内障（特に、閉塞隅角緑内障）の診断のために実施される隅角解析がある（例えば、特許文献1～4を参照）。

[0003] 隅角解析では、前眼部のOCT画像に基づいて、角膜と虹彩との間に位置する隅角（前房隅角）と呼ばれる部位に関するパラメータを求める演算が実行される。隅角パラメータ演算においては、隅角位置を決定するために角膜と虹彩の双方をOCT画像から検出する必要があるが、この隅角位置検出を正確に行うには角膜と虹彩の双方が高い画質で描出されていることが望ましい。

先行技術文献

特許文献

- [0004] 特許文献1：特開2011-147611号公報
特許文献2：特開2013-226383号公報
特許文献3：特表2014-500096号公報
特許文献4：特開2015-43814号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、従来のOCT前眼部解析技術では、角膜と虹彩の双方が十分な画質で描出されているか判定することができなかったため、隅角位置を正確に決定することが困難であった。そのため、隅角解析の品質（確度、精度など）の低下、OCTスキャンのやり直し、検査の長時間化といった、様々な問題が生じていた。

[0006] なお、隅角解析以外にも、2以上の部位の検出が要求される任意のOCT前眼部解析において、同様の問題が生じていた。例えば、角膜と水晶体との間の距離を求める前房深度解析では、角膜と水晶体の双方が高い画質で描出されていることが望ましい。

[0007] この発明の一つの目的は、OCT前眼部解析の改善を図ることにある。

課題を解決するための手段

[0008] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置は、光コヒーレンストモグラフィ（OCT）スキャンにより被検眼の前眼部から収集されたデータに基づき構築された前眼部画像を取得する画像取得部と、前記画像取得部により取得された前記前眼部画像から、前記前眼部の2以上の部位にそれぞれ相当する2以上の部位画像を特定する部位画像特定部と、前記部位画像特定部により特定された前記2以上の部位画像のそれぞれの画像品質を評価する部位画像評価部と、前記部位画像評価部により前記2以上の部位画像について取得された2以上の評価データに基づいて前記前眼部画像の画像品質を評価する前眼部画像評価部とを含む。

[0009] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部位画像評価部は、前記部位画像特定部により特定された前記2以上の部位画像のそれぞれに対して評価領域を設定する評価領域設定部と、前記評価領域設定部により設定された前記評価領域を解析することによって評価データを生成する評価データ生成部とを含む。

[0010] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記評価領域設定部は、前記部位画像特定部により特定された前記2以上の部位画像のそれぞれに対し、当該部位画像の少なくとも一部である第1領域と、当該部位画像の外部に位置する第2領域とを含むように、前記評価領域を設定する。

[0011] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記評価領域設定部は、互いに隣接した前記第1領域と前記第2領域とからなる前記評価領域を設定する。

[0012] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部位画像特定部は、

前記画像取得部により取得された前記前眼部画像が広角画像である場合には第1部位画像群を特定し、且つ、前記前眼部画像が非広角画像である場合には前記第1部位画像群と異なる第2部位画像群を特定する。

[0013] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記第1部位画像群に含まれる部位画像の個数と前記第2部位画像群に含まれる部位画像の個数とが異なる。

[0014] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部位画像特定部は、前記画像取得部により取得された前記前眼部画像にエッジ検出を適用して前記部位画像を特定する。

[0015] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部位画像特定部は、前記画像取得部により取得された前記前眼部画像から角膜画像と虹彩画像とを特定し、前記部位画像評価部は、前記角膜画像の画像品質評価と前記虹彩画像の画像品質評価とを実行し、前記前眼部画像評価部は、前記角膜画像の評価データと前記虹彩画像の評価データとに基づいて前記前眼部画像の画像品質評価を行う。

[0016] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部位画像評価部は、前記角膜画像に対して角膜評価領域を設定し、且つ、前記虹彩領域に対して虹彩評価領域を設定する評価領域設定部と、前記角膜評価領域を解析することによって角膜評価データを生成し、且つ、前記虹彩評価領域を解析することによって虹彩評価データを生成する評価データ生成部とを含む。

[0017] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記評価領域設定部は、前記角膜画像の少なくとも一部である角膜内部領域と、前記角膜画像の外部に位置する角膜外部領域とを含むように、前記角膜評価領域を設定し、且つ、前記虹彩画像の少なくとも一部である虹彩内部領域と、前記虹彩画像の外部に位置する虹彩外部領域とを含むように、前記虹彩評価領域を設定する。

[0018] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記評価領域設定部は、互いに隣接した前記角膜内部領域と前記角膜外部領域とからなる前記角膜評価領域を設定し、且つ、互いに隣接した前記虹彩内部領域と前記虹彩外部領

域とからなる前記虹彩評価領域を設定する。

- [0019] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部位画像特定部は、前記画像取得部により取得された前記前眼部画像が広角画像である場合、前記前眼部画像の第1フレーム端の近傍に位置する第1角膜画像と前記第1フレーム端の反対側の第2フレーム端の近傍に位置する第2角膜画像とを前記角膜画像として特定し、且つ、前記第1フレーム端の近傍に位置する第1虹彩画像と前記第2フレーム端の近傍に位置する第2虹彩画像とを前記虹彩画像として特定し、前記前眼部画像が非広角画像である場合、前記角膜画像としての単一の角膜画像と、前記虹彩画像としての単一の虹彩画像とを特定する。
- [0020] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部位画像特定部は、前記画像取得部により取得された前記前眼部画像にエッジ検出を適用して前記角膜画像と前記虹彩画像とを特定する。
- [0021] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部位画像特定部は、前記エッジ検出により、角膜前面画像及び角膜後面画像の少なくとも一方と、虹彩前面画像とを特定し、前記角膜前面画像及び前記角膜後面画像の少なくとも一方に基づいて前記角膜画像を特定し、前記虹彩前面画像に基づいて前記虹彩画像を特定する。
- [0022] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部位画像特定部は、勾配方向が前記前眼部画像のフレーム端側を向き且つ勾配が所定閾値以上であるエッジを前記角膜前面画像として特定する。
- [0023] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部位画像特定部は、勾配方向が前記前眼部画像のフレーム中央側を向き且つ勾配が所定閾値以上であるエッジを前記角膜後面画像として特定する。
- [0024] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置は、前記前眼部画像のピクセルアスペクト比を補正する画像補正部を更に含む。
- [0025] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記画像補正部は、前記前眼部画像評価部により画像品質が良好であると評価された前記前眼部画像

のピクセルアスペクト比を補正する。

- [0026] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置は、前記画像補正部によりピクセルアスペクト比が補正された前記前眼部画像を解析して所定の隅角パラメータを算出する隅角解析部を更に含む。
- [0027] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記前眼部画像評価部は、前記部位画像評価部により取得された前記2以上の評価データに所定の統計演算を適用することによって前記画像品質の評価を行う。
- [0028] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記前眼部画像評価部は、前記2以上の評価データに少なくとも平均演算を適用することによって前記画像品質の評価を行う。
- [0029] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記前眼部画像評価部は、前記2以上の評価データを比較して最低の画像品質に対応する評価データを選択する処理を少なくとも実行することによって前記画像品質の評価を行う。
- [0030] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置は、前記前眼部画像を解析して所定の前眼部パラメータを算出する解析部を更に含む。
- [0031] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記画像取得部は、前記前眼部にOCTスキャンを適用してデータを収集するデータ収集部と、前記データ収集部により収集された前記データに基づいて前記前眼部画像を構築する画像構築部とを含む。
- [0032] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記前眼部画像評価部により前記前眼部画像の画像品質が不良であると評価された場合、前記データ収集部は、前記前眼部に対してOCTスキャンを再度適用して新たなデータを収集し、前記画像構築部は、前記データ収集部により収集された前記新たなデータに基づいて新たな前眼部画像を構築する。
- [0033] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記画像取得部は、前記前眼部画像を外部から受け付ける受付部を含む。
- [0034] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記前眼部画像評価部に

より前記前眼部画像の画像品質が不良であると評価された場合に、前記被検眼に対するOCTスキンの再適用を要求する信号を発信する信号発信部を更に含む。

[0035] 幾つかの例示的な態様は、プロセッサを含む眼科装置を制御する方法であって、前記プロセッサが、光コヒーレンストモグラフィ（OCT）スキャンにより被検眼の前眼部から収集されたデータに基づき構築された前眼部画像から、前記前眼部の2以上の部位にそれぞれ相当する2以上の部位画像を特定するステップと、前記プロセッサが、前記2以上の部位画像のそれぞれの画像品質を評価するステップと、前記プロセッサが、前記2以上の部位画像について取得された2以上の評価データに基づいて前記前眼部画像の画像品質を評価するステップとを含む。

[0036] 幾つかの例示的な態様は、例示的な態様の方法をコンピュータに実行させるプログラムを記録したコンピュータ可読な非一時的記録媒体である。

発明の効果

[0037] 例示的な態様によれば、OCT前眼部解析の改善を図ることが可能である。

図面の簡単な説明

- [0038] [図1]例示的な態様に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。
[図2]例示的な態様に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。
[図3]例示的な態様に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。
[図4]例示的な態様に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。
[図5A]例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。
[図5B]例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。
[図6A]例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。
[図6B]例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための

概略図である。

[図7A]例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。

[図7B]例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。

[図7C]例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。

[図8A]例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。

[図8B]例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。

[図8C]例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。

[図9]例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。

[図10]例示的な態様に係る眼科装置の動作の一例を表すフローチャートである。

[図11A]例示的な態様に係る眼科装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図11B]例示的な態様に係る眼科装置の動作の一例を説明するための概略図である。

[図12]例示的な態様に係る眼科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

[0039] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置、その制御方法、プログラム、及び記録媒体について図面を参照しながら詳細に説明する。本明細書にて引用された文献の開示内容や、その他の任意の公知技術を、例示的な態様に援用することが可能である。なお、特に言及しない限り、「画像データ」とそれに基づく「画像」とを区別せず、また、被検眼の「部位」とその「画像」とを

区別しない。

- [0040] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置は、フーリエドメインOCT（例えば、スウェプトソースOCT）を利用して生体眼の前眼部を計測することが可能である。例示的な態様に適用可能なOCTのタイプは、スウェプトソースOCTに限定されず、例えばスペクトラルドメインOCT又はタイムドメインOCTであってもよい。
- [0041] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置は、OCT以外のモダリティにより取得された画像を処理可能であってよい。例えば、幾つかの例示的な態様は、眼底カメラ、走査型レーザー検眼鏡（SLO）、スリットランプ顕微鏡、及び眼科手術用顕微鏡のいずれかにより取得された画像を処理可能であってよい。幾つかの例示的な態様に係る眼科装置は、眼底カメラ、SLO、スリットランプ顕微鏡、及び眼科手術用顕微鏡のいずれかを含んでいてよい。
- [0042] 例示的な態様に係る眼科装置は、OCTスキャンにより生体眼の前眼部から収集されたデータに基づき構築された画像（前眼部画像）を取得し、これを処理するように構成されている。
- [0043] 例示的な態様において、前眼部画像を取得する態様は任意である。例えば、幾つかの例示的な態様の眼科装置は、生体眼の前眼部にOCTスキャンを適用してデータを収集する構成と、収集されたデータに基づいて前眼部画像を構築する構成とを備えてよい。
- [0044] また、幾つかの例示的な態様の眼科装置は、生体眼の前眼部画像を外部から受け付ける機能を備えていてよい。例えば、OCT装置を用いて生体眼の前眼部画像が取得され、医用画像管理システム（例えば、Picture Archiving and Communication Systems；PACS）に保存される。幾つかの例示的な態様の眼科装置は、医用画像管理システムにアクセスして前眼部画像の提供を受けるように構成されている。
- [0045] 以下の開示では、このような眼科装置に加え、眼科装置の制御方法、この制御方法をコンピュータに実行させるプログラム、及び、このプログラムが

記録された記録媒体について説明する。

[0046] 本明細書に開示された要素の機能の少なくとも一部は、回路構成 (circuitry) 又は処理回路構成 (processing circuitry) を用いて実装される。回路構成又は処理回路構成は、開示された機能の少なくとも一部を実行するように構成及び／又はプログラムされた、汎用プロセッサ、専用プロセッサ、集積回路、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)、従来の回路構成、及びそれらの任意の組み合わせのいずれかを含む。プロセッサは、トランジスタ及び／又は他の回路構成を含む、処理回路構成又は回路構成とみなされる。本開示において、回路構成、ユニット、手段、又はこれらに類する用語は、開示された機能の少なくとも一部を実行するハードウェア、又は、開示された機能の少なくとも一部を実行するようにプログラムされたハードウェアである。ハードウェアは、本明細書に開示されたハードウェアであってよく、或いは、記載された機能の少なくとも一部を実行するようにプログラム及び／又は構成された既知のハードウェアであってもよい。ハードウェアが或るタイプの回路構成とみなされ得るプロセッサである場合、回路構成、ユニット、手段、又はこれらに類する用語は、ハードウェアとソフトウェアとの組み合わせであり、このソフトウェアはハードウェア及び／又はプロセッサを構成するために使用される。

[0047] 〈眼科装置の構成〉

図1に示す例示的な態様の眼科装置1は、OCT装置と眼底カメラとを組み合わせた複合機であり、前眼部にOCTを適用する機能と前眼部を撮影す

る機能とを備えている。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、被検眼の正面画像を取得するための各種の要素（例えば、光学系、機構など）が設けられている。OCTユニット100には、OCTスキャンを実行するための各種の要素（例えば、光学系、機構など）の一部が設けられている。OCTスキャンを実行するための他の要素は、眼底カメラユニット2に設けられている。演算制御ユニット200は、各種の処理（演算、制御等）を実行するように構成された1以上のプロセッサと1以上の記憶装置とを含む。これらに加え、眼科装置1は、被検者の顔を支持するための部材（顎受け、額当て等）や、OCTスキャンが適用される部位を切り替えるためのアタッチメント等の任意の要素やユニットを含む。

[0048] OCTスキャン適用部位を切り替えるためのアタッチメントの例を説明する。このアタッチメントは、レンズ群（レンズユニット）を含む。本例の眼科装置1に設けられた前眼部OCT用アタッチメント400は、OCTスキャン適用部位を後眼部と前眼部との間で切り替えるためのレンズ群を含む。前眼部OCT用アタッチメント400は、例えば、特開2015-160103号公報に開示された光学ユニットと同様に構成されてよい。

[0049] 図1に示すように、前眼部OCT用アタッチメント400は、対物レンズ22と被検眼Eとの間に配置可能である。前眼部OCT用アタッチメント400が光路に配置されているとき、眼科装置1は前眼部にOCTスキャンを適用することが可能である。他方、前眼部OCT用アタッチメント400が光路から退避されているとき、眼科装置1は後眼部にOCTスキャンを適用することが可能である。前眼部OCT用アタッチメント400の移動は、手動又は自動で行われる。

[0050] 幾つかの例示的な態様の眼科装置は、アタッチメントが光路に配置されているときに後眼部にOCTスキャンを適用可能であり、且つ、アタッチメントが光路から退避されているときに前眼部にOCTスキャンを適用可能であってよい。また、アタッチメントにより切り替えられるOCTスキャン適用

部位は後眼部及び前眼部の組み合わせに限定されず、眼の任意の部位の組み合わせであってよい。なお、OCTスキャン適用部位を切り替えるための構成はこのようなアタッチメント（レンズ群、レンズユニット、光学ユニット）に限定されず、例えば、光路に沿って移動可能な1以上のレンズを含む構成であってもよい。

[0051] 〈眼底カメラユニット2〉

眼底カメラユニット2には、被検眼E（前眼部E a、眼底E fなど）を撮影してデジタル写真を取得するための要素（光学系、機構など）が設けられている。取得される被検眼Eのデジタル写真は、観察画像、撮影画像等の正面画像である。観察画像は、例えば近赤外光を用いた動画撮影により得られ、アライメント、フォーカシング、トラッキングなどに利用される。撮影画像は、例えば可視領域又は赤外領域のフラッシュ光を用いた静止画像であり、診断、解析などに利用される。

[0052] 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。

[0053] 照明光学系10の観察光源11から出力された光（観察照明光）は、凹面鏡12により反射され、集光レンズ13を経由し、可視カットフィルタ14を透過して近赤外光となる。更に、観察照明光は、撮影光源15の近傍にて一旦集束し、ミラー16により反射され、リレーレンズ系17、リレーレンズ18、絞り19、及びリレーレンズ系20を経由する。そして、観察照明光は、孔開きミラー21の周辺部（孔部の周囲の領域）にて反射され、ダイクロイックミラー46を透過し、対物レンズ22により屈折されて被検眼Eを照明する。観察照明光の被検眼Eからの戻り光は、対物レンズ22により屈折され、ダイクロイックミラー46を透過し、孔開きミラー21の中心領域に形成された孔部を通過し、ダイクロイックミラー55を透過し、撮影合

焦レンズ31を經由し、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、結像レンズ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。撮影光学系30のフォーカス（焦点位置）は、典型的には、眼底E_f又は前眼部E_aに合致するように調整される。

[0054] 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被検眼E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、結像レンズ37によりイメージセンサ38の受光面に結像される。

[0055] 液晶ディスプレイ（LCD）39は固視標（固視標画像）を表示する。LCD39から出力された光束は、その一部がハーフミラー33Aに反射され、ミラー32に反射され、撮影合焦レンズ31及びダイクロイックミラー55を經由し、孔開きミラー21の孔部を通過する。孔開きミラー21の孔部を通過した光束は、ダイクロイックミラー46を透過し、対物レンズ22により屈折されて眼底E_fに投射される。

[0056] LCD39の画面上における固視標画像の表示位置を変更することにより、固視標による被検眼Eの固視位置を変更できる。つまり、固視位置を変更することによって被検眼Eの視線を所望の方向に誘導することができる。所望の固視位置を指定するためのグラフィカルユーザーインターフェース（GUI）等を設けることができる。

[0057] 固視位置を変更可能な固視標を被検眼Eに提示するための構成はLCD等の表示デバイスには限定されない。例えば、複数の発光部（発光ダイオード等）がマトリクス状（アレイ状）に配列された固視マトリクスを表示デバイスの代わりに採用することができる。この場合、複数の発光部を選択的に点灯させることによって固視位置を変更することができる。更に他の例として、移動可能な1以上の発光部によって固視位置を変更する構成を採用するこ

とができる。

- [0058] アライメント光学系50は、被検眼Eに対する光学系のアライメントに用いられるアライメント指標を生成する。発光ダイオード(LED)51から出力されたアライメント光は、絞り52、絞り53、及びリレーレンズ54を経由し、ダイクロイックミラー55により反射され、孔開きミラー21の孔部を通過し、ダイクロイックミラー46を透過し、対物レンズ22を介して被検眼Eに投射される。アライメント光の被検眼Eからの戻り光は、観察照明光の戻り光と同じ経路を通過してイメージセンサ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。
- [0059] 従来と同様に、本例のアライメント指標像は、アライメント状態により位置が変化する2つの輝点像からなる。被検眼Eと光学系との相対位置が x - y 方向に変化すると、2つの輝点像が一体的に x - y 方向に変位する。被検眼Eと光学系との相対位置が z 方向に変化すると、2つの輝点像の間の相対位置(距離)が変化する。 z 方向における被検眼Eと光学系との間の距離が既定のワーキングディスタンスに一致すると、2つの輝点像が重なり合う。 x - y 方向において被検眼Eの位置と光学系の位置とが一致すると、所定のアライメントターゲット内又はその近傍に2つの輝点像が提示される。 z 方向における被検眼Eと光学系との間の距離がワーキングディスタンスに一致し、且つ、 x - y 方向において被検眼Eの位置と光学系の位置とが一致すると、2つの輝点像が重なり合ってアライメントターゲット内に提示される。
- [0060] オートアライメントでは、データ処理部230が、2つの輝点像の位置を検出し、主制御部211が、2つの輝点像とアライメントターゲットとの位置関係に基づいて後述の移動機構150を制御する。マニュアルアライメントでは、主制御部211が、被検眼Eの観察画像とともに2つの輝点像を表示部241に表示させ、ユーザーが、表示された2つの輝点像を参照しながら操作部242を用いて移動機構150を動作させる。
- [0061] なお、アライメント手法は上記のものに限定されない。幾つかの例示的な

態様の眼科装置のアライメント手段は、前眼部を異なる方向から実質的に同時に撮影して2以上の撮影画像を取得し、これら撮影画像を解析して被検眼の3次元位置を求め、この3次元位置に基づき光学系を移動させるように構成されていてよい（例えば、特開2013-248376号公報を参照）。

[0062] フォーカス光学系60は、被検眼Eに対するフォーカス調整に用いられるスプリット指標を生成する。撮影光学系30の光路（撮影光路）に沿った撮影合焦レンズ31の移動に連動して、フォーカス光学系60は照明光学系10の光路（照明光路）に沿って移動される。反射棒67は、照明光路に対して挿脱される。フォーカス調整を行う際には、反射棒67の反射面が照明光路に傾斜配置される。LED61から出力されたフォーカス光は、リレーレンズ62を通過し、スプリット指標板63により2つの光束に分離され、二孔絞り64を通過し、ミラー65により反射され、集光レンズ66により反射棒67の反射面に一旦結像されて反射される。更に、フォーカス光は、リレーレンズ20を経由し、孔開きミラー21に反射され、ダイクロイックミラー46を透過し、対物レンズ22を介して被検眼Eに投射される。フォーカス光の被検眼Eからの戻り光は、アライメント光の戻り光と同じ経路を通過してイメージセンサ35に導かれる。その受光像（スプリット指標像）に基づいてマニュアルフォーカシングやオートフォーカシングを実行できる。

[0063] 孔開きミラー21とダイクロイックミラー55との間の撮影光路に、視度補正レンズ70及び71を選択的に挿入することができる。視度補正レンズ70は、強度遠視を補正するためのプラスレンズ（凸レンズ）である。視度補正レンズ71は、強度近視を補正するためのマイナスレンズ（凹レンズ）である。

[0064] ダイクロイックミラー46は、デジタル撮影用光路（照明光路及び撮影光路）にOCT用光路（測定アーム）を結合する。ダイクロイックミラー46は、OCTスキャン用の波長帯の光を反射し、撮影用の波長帯の光を透過させる。測定アームには、OCTユニット100側から順に、コリメータレンズユニット40、リトロリフレクタ41、分散補償部材42、OCT合焦レ

ズ43、光スキャナ44、及びリレーレンズ45が設けられている。

[0065] リトロリフレクタ41は、図1の矢印が示す方向（測定光LSの入射方向及び出射方向）に移動可能とされている。それにより、測定アームの長さを変更される。測定アーム長の変更は、例えば、眼軸長に応じた光路長の補正や、角膜形状や眼底形状に応じた光路長の補正や、干渉状態の調整などのために利用される。

[0066] 分散補償部材42は、参照アームに配置された分散補償部材113（後述）とともに、測定光LSの分散特性と参照光LRの分散特性とを合わせるよう作用する。

[0067] OCT合焦レンズ43は、測定アームのフォーカス調整を行うために図1の矢印が示す方向（測定アームの光軸）に沿って移動可能とされている。それにより、測定アームのフォーカス状態（焦点の位置、焦点距離）が変更される。眼科装置1は、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可能であってよい。

[0068] 光スキャナ44は、実質的に、被検眼Eの瞳孔と光学的に共役な位置に配置される。光スキャナ44は、測定アームにより導かれる測定光LSを偏向する。光スキャナ44は、例えば、x方向のスキャンを行うための偏向器（xスキャナ）と、y方向のスキャンを行うための偏向器（yスキャナ）を含む、2次元スキャンが可能な偏向器である。例えば、光スキャナ44は、2つのガルバノミラーを含むガルバノスキャナである。典型的には、2つの偏向器のいずれか一方が被検眼Eの瞳孔と光学的に共役な位置に配置され、或いは、2つの偏向器の間に瞳孔共役位置が配置される。これにより、眼底EfにOCTスキャンを適用するときに、被検眼Eの瞳孔内（又はその近傍）の位置をピボットとして測定光LSを振ることができ、眼底Efの広い範囲にOCTスキャンを適用することが可能になる。

[0069] 本態様においては、前眼部OCT用アタッチメント400が測定アームから退避されているときには、上記のように、光スキャナ44は、実質的に、被検眼Eの瞳孔に対して光学的に共役に配置される。他方、前眼部OCT用

アタッチメント400が測定アームに挿入されているとき、光スキャナ44は、前眼部Eaと前眼部OCT用アタッチメント400との間の位置に対して光学的に共役に配置される。より具体的には、前眼部OCT用アタッチメント400が測定アームから退避されているとき、例えば、x-スキャナ及びy-スキャナのいずれか一方が瞳孔に対して光学的に共役に配置されるか、或いは、x-スキャナとy-スキャナとの間の位置が瞳孔に対して光学的に共役に配置される。また、前眼部OCT用アタッチメント400が測定アームに挿入されているとき、例えば、x-スキャナ及びy-スキャナのいずれか一方が前眼部Eaと前眼部OCT用アタッチメント400との間の位置に対して光学的に共役に配置されるか、或いは、x-スキャナとy-スキャナとの間の位置が前眼部Eaと前眼部OCT用アタッチメント400との間の位置に対して光学的に共役に配置される。

[0070] 〈OCTユニット100〉

図2に示す例示的なOCTユニット100には、スウェプトソースOCTを適用するための光学系や機構が設けられている。この光学系は干渉光学系を含む。この干渉光学系は、波長可変光源（波長掃引型光源）からの光を測定光と参照光とに分割し、被検眼Eからの測定光の戻り光と参照光路を経由した参照光とを重ね合わせて干渉光を生成し、この干渉光を検出する。干渉光学系により得られた検出結果（検出信号）は、干渉光のスペクトルを表す信号（干渉信号）であり、演算制御ユニット200（画像構築部220）に送られる。

[0071] 光源ユニット101は、例えば、出射光の波長を高速で変化させる近赤外波長可変レーザーを含む。光源ユニット101から出力された光L0は、光ファイバ102により偏波コントローラ103に導かれてその偏光状態が調整される。更に、光L0は、光ファイバ104によりファイバカップラ105に導かれて測定光LSと参照光LRとに分割される。測定光LSの光路は測定アームなどと呼ばれ、参照光LRの光路は参照アームなどと呼ばれる。

[0072] 参照光LRは、光ファイバ110によりコリメータ111に導かれて平行

光束に変換され、光路長補正部材 1 1 2 及び分散補償部材 1 1 3 を経由し、リトロリフレクタ 1 1 4 に導かれる。光路長補正部材 1 1 2 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ための光学素子である。分散補償部材 1 1 3 は、測定アームに配置された分散補償部材 4 2 とともに、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。リトロリフレクタ 1 1 4 は、これに入射する参照光 L R の光路に沿って移動可能であり、それにより参照アームの長さを変更される。参照アーム長の変更は、例えば、眼軸長に応じた光路長の補正や、角膜形状や眼底形状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。

[0073] リトロリフレクタ 1 1 4 を経由した参照光 L R は、分散補償部材 1 1 3 及び光路長補正部材 1 1 2 を経由し、コリメータ 1 1 6 によって平行光束から集束光束に変換され、光ファイバ 1 1 7 に入射する。光ファイバ 1 1 7 に入射した参照光 L R は、偏波コントローラ 1 1 8 に導かれてその偏光状態が調整される。偏波コントローラ 1 1 8 は、干渉状態を調整するための光学部材であり、例えば、測定光 L S と参照光 L R との干渉強度を最適化するために用いられる。偏波コントローラ 1 1 8 を通過した参照光 L R は、光ファイバ 1 1 9 を通じてアッテネータ 1 2 0 に導かれてその光量が調整され、光ファイバ 1 2 1 を通じてファイバカップラ 1 2 2 に導かれる。

[0074] 一方、ファイバカップラ 1 0 5 により生成された測定光 L S は、光ファイバ 1 2 7 を通じてコリメータレンズユニット 4 0 に導かれて平行光束に変換される。コリメータレンズユニット 4 0 から出射した測定光 L S は、リトロリフレクタ 4 1、分散補償部材 4 2、OCT 合焦レンズ 4 3、光スキャナ 4 4 及びリレーレンズ 4 5 を経由し、ダイクロイックミラー 4 6 により反射され、対物レンズ 2 2 により屈折されて被検眼 E に投射される。なお、前眼部 OCT 用アタッチメント 4 0 0 が測定アームに配置されている場合には、ダイクロイックミラー 4 6 により反射された測定光 L S は、対物レンズ 2 2 及び前眼部 OCT 用アタッチメント 4 0 0 を介して被検眼 E (前眼部 E a) に投射される。測定光 L S は、被検眼 E の様々な深さ位置において散乱・反射さ

れる。測定光L Sの被検眼Eからの戻り光は、往路と同じ経路を逆向きに行進してファイバケーブル105に導かれ、光ファイバ128を経由してファイバケーブル122に到達する。

[0075] ファイバケーブル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とを重ね合わせて干渉光を生成する。ファイバケーブル122は、生成された干渉光を所定の分岐比（例えば1：1）で分岐することで一対の干渉光L Cを生成する。一対の干渉光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。

[0076] 検出器125は、例えばバランスフォトダイオードを含む。バランスフォトダイオードは、一対の干渉光L Cをそれぞれ検出する一対のフォトディテクタを有し、これらにより得られた一対の検出結果の差分を出力する。検出器125は、この出力（検出信号）をデータ収集システム（DAQ）130に送る。

[0077] データ収集システム130には、光源ユニット101からクロックKCが供給される。クロックKCは、光源ユニット101において、波長可変光源により所定の波長範囲内で掃引される各波長の出力タイミングに同期して生成される。光源ユニット101は、例えば、各出力波長の光L0を分岐して2つの分岐光を生成し、これら分岐光の一方を光学的に遅延させ、これら分岐光を合成し、得られた合成光を検出し、その検出結果に基づいてクロックKCを生成する。データ収集システム130は、検出器125から入力される検出信号のサンプリングをクロックKCに基づいて実行する。データ収集システム130は、このサンプリングの結果を演算制御ユニット200に送る。

[0078] 本例では、測定アーム長を変更するための要素（例えば、リトロフレクタ41）と、参照アーム長を変更するための要素（例えば、リトロフレクタ114、又は参照ミラー）との双方が設けられているが、一方の要素のみが設けられていてもよい。また、測定アーム長と参照アーム長との間の差（

光路長差)を変更するための要素はこれらに限定されず、任意の要素(光学部材、機構など)であってよい。

[0079] このように、スウェプトソースOCTは、波長可変光源からの光を測定光と参照光とに分割し、被検物からの測定光の戻り光を参照光と重ね合わせて干渉光を生成し、この干渉光を光検出器で検出し、波長の掃引及び測定光のスキャンに応じて収集された検出データにフーリエ変換等を施して画像を構築する手法である。

[0080] 一方、スペクトラルドメインOCTは、低コヒーレンス光源(広帯域光源)からの光を測定光と参照光とに分割し、被検物からの測定光の戻り光を参照光と重ね合わせて干渉光を生成し、この干渉光のスペクトル分布を分光器で検出し、検出されたスペクトル分布にフーリエ変換等を施して画像を構築する手法である。

[0081] すなわち、スウェプトソースOCTは、干渉光のスペクトル分布を時分割で取得するOCT手法であり、スペクトラルドメインOCTは、干渉光のスペクトル分布を空間分割で取得するOCT手法である。

[0082] <制御系・処理系>

眼科装置1の制御系及び処理系の構成例を図3及び図4に示す。制御部210、画像構築部220及びデータ処理部230は、例えば演算制御ユニット200に設けられている。眼科装置1は、外部装置との間でデータ通信を行うための通信デバイスを含んでいてもよい。眼科装置1は、記録媒体からデータを読み出す処理や、記録媒体にデータを書き込む処理を行うためのドライブ装置(リーダ/ライタ)を含んでいてもよい。

[0083] <制御部210>

制御部210は、各種の制御を実行する。制御部210は、主制御部211と記憶部212とを含む。主制御部211は、プロセッサを含み、眼科装置1の各要素(図1～図4に示された要素を含む)を制御する。主制御部211は、プロセッサを含むハードウェアと、制御ソフトウェアとの協働によって実現される。

- [0084] 撮影合焦駆動部 3 1 A は、主制御部 2 1 1 の制御の下に、撮影光路に配置された撮影合焦レンズ 3 1 と照明光路に配置されたフォーカス光学系 6 0 とを移動する。リトロリフレクタ (R R) 駆動部 4 1 A は、主制御部 2 1 1 の制御の下に、測定アームに設けられたリトロリフレクタ 4 1 を移動する。O C T 合焦駆動部 4 3 A は、主制御部 2 1 1 の制御の下に、測定アームに配置された O C T 合焦レンズ 4 3 を移動する。リトロリフレクタ (R R) 駆動部 1 1 4 A は、主制御部 2 1 1 の制御の下に、参照アームに配置されたリトロリフレクタ 1 1 4 を移動する。上記した駆動部のそれぞれは、主制御部 2 1 1 の制御の下に動作するパルスモータ等のアクチュエータを含む。測定アームに設けられた光スキャナ 4 4 は、主制御部 2 1 1 の制御の下に動作する。
- [0085] 移動機構 1 5 0 は、例えば、少なくとも眼底カメラユニット 2 を 3 次元的に移動する。典型的な例において、移動機構 1 5 0 は、 $\pm x$ 方向（左右方向）に移動可能な x ステージと、 x ステージを移動する x 移動機構と、 $\pm y$ 方向（上下方向）に移動可能な y ステージと、 y ステージを移動する y 移動機構と、 $\pm z$ 方向（奥行き方向）に移動可能な z ステージと、 z ステージを移動する z 移動機構とを含む。これら移動機構のそれぞれは、主制御部 2 1 1 の制御の下に動作するパルスモータ等のアクチュエータを含む。
- [0086] 挿脱機構 4 0 0 A は、前眼部 O C T 用アタッチメント 4 0 0 を O C T 用光路（測定アーム）に挿入する動作と、前眼部 O C T 用アタッチメント 4 0 0 を測定アームから退避する動作とを実行する。挿脱機構 4 0 0 A は、主制御部 2 1 1 の制御の下に動作するソレノイドアクチュエータ等のアクチュエータを含む。
- [0087] 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、O C T 画像、デジタル写真（前眼部画像、眼底画像）、被検眼情報、解析データなどがある。被検眼情報は、患者 I D 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。
- [0088] 〈画像構築部 2 2 0〉
- 画像構築部 2 2 0 は、プロセッサを含み、データ収集システム 1 3 0 から

入力された信号（サンプリングデータ）に基づいて、被検眼EのOCT画像データを構築する。画像構築部220により構築されるOCT画像データは、1以上のAスキャン画像データであり、典型的には複数のAスキャン画像データからなるBスキャン画像データ（2次元断層像データ）である。

[0089] OCT画像データを構築する処理は、従来のフーリエドメインOCTと同様に、ノイズ除去（ノイズ低減）、フィルタ処理、高速フーリエ変換（FFT）などを含む。他のタイプのOCT装置の場合、画像構築部220は、そのタイプに応じた公知の処理を実行する。

[0090] 画像構築部220は、データ収集システム130から入力された信号に基づいて、被検眼Eの3次元データを構築するように構成されてよい。この3次元データは、被検眼Eの3次元領域（ボリューム）を表現した3次元画像データである。この3次元画像データは、3次元座標系により画素の位置が定義された画像データを意味する。3次元画像データの例として、スタックデータやボリュームデータがある。

[0091] スタックデータは、複数のスキャンラインに沿って得られた複数の断層像を、これらスキャンラインの位置関係に基づき3次的に配列して得られた画像データである。すなわち、スタックデータは、元々個別の2次元座標系により定義されていた複数の断層像を、1つの3次元座標系で表現する（つまり、1つの3次元空間に埋め込む）ことにより構築された画像データである。換言すると、スタックデータは、2次的に配列された複数のスキャン点（スキャン点アレイ）についてそれぞれ取得された複数のAスキャン画像データを、これらスキャン点の位置関係に基づき3次的に配列して得られた画像データである。

[0092] ボリュームデータは、3次的に配列されたボクセルを画素とする画像データであり、ボクセルデータとも呼ばれる。ボリュームデータは、スタックデータに補間処理やボクセル化処理などを適用することによって構築される。

[0093] 画像構築部220は、3次元画像データにレンダリングを施して表示用画

像を構築する。適用可能なレンダリング法の例として、ボリュームレンダリング、サーフェスレンダリング、最大値投影（MIP）、最小値投影（MinIP）、多断面再構成（MPR）などがある。

[0094] 画像構築部220は、3次元画像データに基づいてOCT正面画像（OCT en-face画像）を構築するように構成されてよい。例えば、画像構築部220は、3次元画像データをz方向（Aライン方向、深さ方向）に投影してプロジェクションデータを構築することができる。また、画像構築部220は、3次元画像データの一部（例えば、スラブ）からプロジェクションデータを構築することができる。

[0095] 3次元画像データの部分データ（例えば、スラブ）は、典型的には、セグメンテーションを利用して設定される。セグメンテーションは、画像中の部分領域を特定する処理である。典型的には、セグメンテーションは、被検眼Eの所定組織に相当する画像領域を特定するために利用される。セグメンテーションは、任意の公知の画像処理技術を含んでいてよく、例えば、エッジ検出等の画像処理、及び／又は、機械学習（例えば、深層学習）を利用したセグメンテーションを含んでいてよい。セグメンテーションは、例えば、画像構築部220又はデータ処理部230により実行される。

[0096] 眼科装置1は、OCTモーションコントラスト撮影（motion contrast imaging）を実行可能であってよい。OCTモーションコントラスト撮影は、眼内に存在する液体等の動きを抽出するイメージング技術である（例えば、特表2015-515894号公報を参照）。

[0097] 画像構築部220は、プロセッサを含むハードウェアと、画像構築ソフトウェアとの協働によって実現される。

[0098] 〈データ処理部230〉

データ処理部230は、プロセッサを含み、被検眼Eの画像に対して特定のデータ処理を適用するように構成されている。データ処理部230は、例えば、プロセッサを含むハードウェアと、データ処理ソフトウェアとの協働によって実現される。

- [0099] データ処理部230は、被検眼Eについて取得された2つの画像の間の位置合わせ（レジストレーション）を行うことができる。例えば、データ処理部230は、OCTスキャンを用いて取得された3次元画像データと、眼底カメラユニット2により取得された正面画像との間のレジストレーションを行うことができる。また、データ処理部230は、OCTスキャンを用いて取得された2つのOCT画像の間のレジストレーションを行うことができる。また、データ処理部230は、眼底カメラユニット2により取得された2つの正面画像の間のレジストレーションを行うことができる。また、OCT画像の解析結果や、正面画像の解析結果に対してレジストレーションを適用することも可能である。レジストレーションは、公知の手法によって実行可能であり、例えば特徴点抽出とアフィン変換とを含む。
- [0100] 幾つかの例示的な態様のデータ処理部230は、図4に示すように、部位画像特定部231と、部位画像評価部232と、前眼部画像評価部233と、画像補正部234と、解析部235とを含んでいてよい。更に、幾つかの例示的な態様において、部位画像評価部232は、評価領域設定部2321と、評価データ生成部2322とを含んでいてよい。また、幾つかの例示的な態様において、解析部235は、隅角解析部2351を含んでいてよい。
- [0101] 前述したように、データ処理部230は、前眼部EaにOCTスキャンを適用して取得された前眼部画像を処理する。データ処理部230により処理される前眼部画像の態様は任意である。例えば、OCTスキャンの適用範囲（サイズ）やパターンは任意である。スキャンサイズは、例えば、スキャン長、スキャン面積、スキャン体積、スキャン角度、画角などによって定義されてよい。スキャンパターンは、例えば、Bスキャン（ラインスキャン）、サークルスキャン、ラジアルスキャン、ボリュームスキャン（3次元スキャン）などであってよい。
- [0102] 本開示では、広角Bスキャンで得られた前眼部画像（広角画像）と、非広角Bスキャンで得られた前眼部画像（非広角画像）とについて特に説明を行うが、実施形態はこれらに限定されない。例えば、広角画像は、所定値以上

のサイズのOCTスキャンを前眼部E aに適用することによって取得される前眼部画像であり、非広角画像は、当該所定値未満のサイズのOCTスキャンを前眼部E aに適用することによって取得される前眼部画像である。ここで、広角と非広角とは絶対的な基準によって区別されるものではなく、相対的なものである。例えば、幾つかの例示的な態様において、前眼部に対するBスキャンについて、標準的な角膜径（縦径、横径（White-to-White））以上の長さのBスキャンを広角Bスキャンと定義し、それ未満の長さのBスキャンを非広角Bスキャンと定義することができる。

[0103] 一つの具体例として、広角画像は、スキャン長が16ミリメートルのBスキャンを前眼部E aに適用することによって取得される。この広角Bスキャンのスキャンラインは、前眼部E aの隅角を2回横切る。典型的には、この広角Bスキャンのスキャンラインは、前眼部E aの瞳孔中心（その近傍）を通過し、且つ、隅角を2回通過する。これにより得られる広角画像の例を図5Aに示す。本例の前眼部画像（広角画像）は、前眼部E aの全体を描出したものではなく、角膜の中央部分（角膜頂点及びその周辺）に相当する画像が欠落したものである。なお、深さ方向（z方向）におけるスキャン範囲及び画像化範囲を広くした場合や、コヒーレンスゲートを深さ方向に移動して2回以上のOCTスキャンを行った場合には、角膜全体が描出された広角画像を取得することが可能である。

[0104] また、一つの具体例として、非広角画像は、スキャン長が6ミリメートルのBスキャンを前眼部E aに適用することによって取得される。この非広角Bスキャンのスキャンラインは、前眼部E aの隅角を1回だけ横切る。これにより得られる広角画像の例を図5Bに示す。

[0105] 〈部位画像特定部231〉

部位画像特定部231は、前眼部E aにOCTスキャンを適用して取得された前眼部画像から、前眼部E aの2以上の部位にそれぞれ相当する2以上の画像（前眼部画像中の領域）を特定するように構成されている。

[0106] 本開示において、部位画像特定部231により特定される画像（つまり、

所定の部位に相当する画像)を部位画像と呼ぶ。部位画像特定部231は、プロセッサを含むハードウェアと、部位画像特定ソフトウェアとの協働によって実現される。

[0107] 幾つかの例示的な態様において、前眼部画像から部位画像として検出される部位は予め設定される。前眼部画像から部位画像として検出される部位の例として、角膜、虹彩、前房、瞳孔、水晶体、これらのいずれかの一部などがある。

[0108] 部位画像特定部231は、例えば、前眼部画像にセグメンテーションを適用することによって部位画像の特定を行う。このセグメンテーションは、例えば、予め設定された前眼部Eaの部位に相当する前眼部画像中の領域を特定するように実行される。このセグメンテーションは、任意の公知の画像処理技術を含んでいてよく、例えば、エッジ検出等の画像処理、及び／又は、機械学習(例えば、深層学習)を利用したセグメンテーションを含んでいてよい。部位画像特定部231が実行する処理について幾つかの例を以下に説明する。

[0109] 幾つかの例示的な態様において、部位画像特定部231は、前眼部画像が広角画像である場合と非広角画像である場合とで互いに異なる部位画像群(2以上の部位画像)を特定するように構成されていてよい。ここで、広角画像から特定される部位画像群を第1部位画像群と呼び、非広角画像から特定される部位画像群を第2部位画像群と呼ぶことにする。ここで、第1部位画像群に含まれる部位画像の個数と、第2部位画像群に含まれる部位画像の個数とが、互いに異なっていてよい。また、第1部位画像群に対応する2以上の部位と、第2部位画像群に対応する2以上の部位とが、互いに異なっていてよい。

[0110] 幾つかの例示的な態様において、例えば図6Aに示す広角画像が取得された場合、画像特定部231は、この広角画像の第1フレーム端(例えば、フレームの左端)の近傍に位置する角膜の画像(第1角膜画像)251Lと、第1フレーム端の反対側の第2フレーム端(例えば、フレームの右端)の近

傍に位置する角膜の画像（第2角膜画像）251Rとを特定することができる。更に、画像特定部231は、第1フレーム端の近傍に位置する虹彩の画像（第1虹彩画像）252Lと、第2フレーム端の近傍に位置する虹彩の画像（第2虹彩画像）252Rとを特定することができる。ここで、第1角膜画像251Lと第1虹彩画像252Lとが互いに交わる箇所が隅角253Lに相当する。同様に、第2角膜画像251Rと第2虹彩画像252Rとが互いに交わる箇所が隅角253Rに相当する。

[0111] また、幾つかの例示的な態様において、例えば図6Bに示す非広角画像が取得された場合、画像特定部231は、この非広角画像から、単一の角膜画像261と、単一の虹彩画像262とを特定することができる。ここで、角膜画像261と虹彩画像262とが互いに交わる箇所が隅角263に相当する。

[0112] 幾つかの例示的な態様において、部位画像特定部231は、前述したエッジ検出を前眼部画像に適用して部位画像を特定するように構成されていてよい。例えば図6Aに示す広角画像が取得された場合、部位画像特定部231は、この広角画像に対して少なくともエッジ検出を適用することにより、角膜画像251L及び251Rと、虹彩画像252L及び252Rとを特定することができる。また、例えば図6Bに示す非広角画像が取得された場合、部位画像特定部231は、この非広角画像に対して少なくともエッジ検出を適用することにより、角膜画像261と虹彩画像262とを特定することができる。

[0113] 更に、幾つかの例示的な態様において、部位画像特定部231は、前眼部画像（例えば、広角画像又は非広角画像）にエッジ検出を適用することにより、角膜前面に相当する画像（角膜前面画像）及び／又は角膜後面に相当する画像（角膜後面画像）と、虹彩前面に相当する画像（虹彩前面画像）とを特定することができる。更に、部位画像特定部231は、角膜前面画像及び／又は角膜後面画像に基づいて角膜に相当する画像（角膜画像）を特定し、且つ、虹彩前面画像に基づいて虹彩に相当する画像（虹彩画像）を特定する

ことができる。

- [0114] 例えば、図7Aに示す広角画像が取得された場合、部位画像特定部231は、この広角画像にエッジ検出を適用することにより、角膜前面画像271L及び271Rと、角膜後面画像272L及び272Rと、虹彩前面画像273L及び273Rとを特定することができる。更に、部位画像特定部231は、角膜前面画像271L及び角膜後面画像272Lを境界とする角膜画像274Lを特定する処理と、角膜前面画像271R及び角膜後面画像272Rを境界とする角膜画像274Rを特定する処理と、虹彩前面画像273Lを境界とする虹彩画像275Lを特定する処理と、虹彩前面画像273Rを境界とする虹彩画像275Rを特定する処理とを実行することができる。
- [0115] ここで、角膜画像274Lと虹彩画像275Lとが互いに交わる箇所が隅角276Lに相当し、角膜画像274Rと虹彩画像275Rとが互いに交わる箇所が隅角276Rに相当する。換言すると、角膜後面画像272Lと虹彩前面画像273Lとが互いに交わる箇所が隅角276Lに相当し、角膜後面画像272Rと虹彩前面画像273Rとが互いに交わる箇所が隅角276Rに相当する。
- [0116] 幾つかの例示的な態様において、角膜前面画像271L及び271Rを特定するために、部位画像特定部231は、例えば、勾配方向が前眼部画像（広角画像）のフレーム端側を向き且つ勾配が所定閾値以上であるエッジを特定するように構成されていてよい。
- [0117] また、幾つかの例示的な態様において、角膜後面画像272L及び272Rを特定するために、部位画像特定部231は、勾配方向が前眼部画像（広角画像）のフレーム中央側を向き且つ勾配が所定閾値以上であるエッジを特定するように構成されていてよい。
- [0118] 虹彩前面画像273L及び273Rの特定についても同様に、勾配（方向、強さ）に基づくエッジ検出により実現可能である。なお、勾配方向は、典型的には、勾配の法線の方向として定義される。
- [0119] 他の例として、図7Bに示す非広角画像が取得された場合、部位画像特定

部231は、この非広角画像にエッジ検出を適用することにより、角膜前面画像281と、角膜後面画像282と、虹彩前面画像283とを特定することができる。これら画像の特定については、前述した広角画像の場合と同様に、勾配に基づくエッジ検出を利用することができる。更に、部位画像特定部231は、角膜前面画像281及び角膜後面画像282を境界とする角膜画像284を特定する処理と、虹彩前面画像283を境界とする虹彩画像285を特定する処理とを実行することができる。ここで、角膜画像284と虹彩画像285とが互いに交わる箇所が隅角286に相当する。換言すると、角膜後面画像282と虹彩前面画像283とが互いに交わる箇所が隅角286に相当する。

[0120] 角膜前面画像を特定するためのエッジ検出について、図7Cを更に参照しつつ、より詳細に説明する。前述したように、幾つかの例示的な態様において、部位画像特定部231は、勾配方向が前眼部画像のフレーム端側を向き且つ勾配強度が所定閾値以上であるエッジを角膜前面領域として特定するように構成されていてよい。本例では、図7Aに示す1次元領域277を部位画像特定部231が解析する場合について説明する。1次元領域277には複数のピクセルが配列されている（図7Cも参照）。図7Cの符号278は、1次元領域277に配列された複数のピクセルにおける輝度分布グラフを示している。輝度分布グラフ278の形状から分かるように、輝度分布グラフ278の一部において、輝度の勾配が所定閾値279よりも大きく、且つ、勾配の向きを示す法線方向278aがフレーム左端の側を向いている。このような勾配を有する箇所がエッジとして検出される。更に、このような処理を様々な1次元領域について行うことにより角膜前面画像271Lが特定される。同様に、輝度分布グラフの一部において、輝度の勾配が所定閾値よりも大きく、且つ、勾配の向きを示す法線方向がフレーム右端を向いた箇所を探索することによって、角膜前面領域271Rが特定される。

[0121] 同様に、部位画像特定部231は、勾配方向が前眼部画像（広角画像）のフレーム中央側を向き且つ勾配が所定閾値以上であるエッジを検出すること

によって、角膜後面画像 272L 及び 272R を特定することができる。

[0122] 〈部位画像評価部 232〉

部位画像評価部 232 は、部位画像特定部 231 により特定された 2 以上の部位画像のそれぞれの画像品質を評価するように構成されている。部位画像評価部 232 は、例えば、任意の公知の手法を用いて画像品質評価を実行するように構成されてよい。部位画像評価部 232 は、プロセッサを含むハードウェアと、部位画像評価ソフトウェアとの協働によって実現される。

[0123] 前述したように、幾つかの例示的な態様において、部位画像評価部 232 は、評価領域設定部 2321 と、評価データ生成部 2322 とを含んでいてよい。

[0124] 〈評価領域設定部 2321〉

評価領域設定部 2321 は、部位画像特定部 231 により特定された 2 以上の部位画像のそれぞれに対して評価領域を設定するように構成されている。評価領域設定部 2321 は、プロセッサを含むハードウェアと、評価領域設定ソフトウェアとの協働によって実現される。

[0125] 幾つかの例示的な態様において、評価領域設定部 2321 は、部位画像特定部 231 により特定された 2 以上の部位画像のそれぞれに対し、この部位画像の少なくとも一部である第 1 領域と、この部位画像の外部に位置する第 2 領域とを含むように、評価領域を設定するように構成されてよい。更に、評価領域設定部 2321 は、互いに隣接した第 1 領域と第 2 領域とからなる評価領域を設定するように構成されてよい。

[0126] 評価領域を設定する処理について、幾つかの具体例を説明する。一つの具体例として、図 6A に示すように、前眼部画像（広域画像）から、角膜画像 251L 及び 251R と、虹彩画像 252L 及び 252R とが特定された場合を考慮する。評価領域設定部 2321 は、図 8A に示すように、角膜画像 251L に対して評価領域 291L を設定する処理と、角膜画像 291R に対して評価領域 291R を設定する処理と、虹彩画像 252L に対して評価

領域 292L を設定し、虹彩画像 252R に対して評価領域 292R を設定する処理とを実行することができる。

[0127] ここで、評価領域 291L は、角膜画像 251L の部分領域（第 1 領域）と、角膜画像 251L の外部（背景画像）に位置する領域（第 2 領域）とを含んでおり、第 1 領域と第 2 領域とは互いに隣接している。換言すると、本例では、単一の矩形の評価領域 291L が角膜画像 251L の内部領域及び外部領域の双方を含むように配置されている。同様に、評価領域 291R は、角膜画像 251R の部分領域（第 1 領域）と、角膜画像 251R の外部（背景画像）に位置する領域（第 2 領域）とを含んでいる。

[0128] また、評価領域 292L は、虹彩画像 252L の部分領域（第 1 領域）と、虹彩画像 252L の外部（前房画像）に位置する領域（第 2 領域）とを含んでいる。換言すると、本例では、単一の矩形の評価領域 292L が虹彩画像 252L の内部領域及び外部領域の双方を含むように配置されている。同様に、評価領域 292R は、虹彩画像 252R の部分領域（第 1 領域）と、虹彩画像 252R の外部（前房画像）に位置する領域（第 2 領域）とを含んでいる。

[0129] 他の具体例を説明する。図 6B に示すように、前眼部画像（非広域画像）から、角膜画像 261 と虹彩画像 262 とが特定された場合を考慮する。評価領域設定部 2321 は、図 8B に示すように、角膜画像 261 に対して評価領域 293 を設定する処理と、虹彩画像 262 に対して評価領域 294 を設定する処理とを実行することができる。評価領域 293 及び 294 は、それぞれ、図 8A に示す評価領域 291L 及び 292L と同様であってよい。

[0130] 更に他の具体例を説明する。図 6B に示すように、前眼部画像（非広域画像）から、角膜画像 261 と虹彩画像 262 とが特定された場合を考慮とする。評価領域設定部 2321 は、図 8C に示すように、角膜画像 261 に対して 2 つの評価領域 295a 及び 295b を設定することができる。

[0131] ここで、評価領域 295a は、角膜画像 261 の部分領域であり、前述した第 1 領域の一例に相当する。また、評価領域 295b は、角膜画像 261

の外部（背景画像）に配置されており、前述した第2領域の一例に相当する。本例では、評価領域295a（第1領域）と評価領域295b（第2領域）とは互いに隣接していない。換言すると、本例では、互いに離間して配置された2つの矩形の評価領域295a及び295bが設定され、その一方（評価領域295a）が角膜画像261の一部であり、他方が角膜画像261の外部領域の一部である。

[0132] なお、幾つかの例示的な態様において、角膜画像261に対して設定される評価領域の個数は2つに限定されず、任意であってよい。つまり、2以上の任意の個数の評価領域を設定することが可能である。角膜画像261に対して設定される評価領域群の態様（形状、寸法など）は同じであっても異なってもよい。また、虹彩画像262に対して同様の評価領域群を設定することができる。また、図6Aのような広域画像を処理する場合においても同様の評価領域群を設定することが可能である。

[0133] 〈評価データ生成部2322〉

評価データ生成部2322は、評価領域設定部2321により設定された評価領域を解析することによって、この評価領域に対応する部位画像の画質の程度を示す評価データを生成するように構成されている。これにより、部位画像特定部231により特定された2以上の部位画像のそれぞれについて評価データが得られる。つまり、2以上の部位画像に対応する2以上の評価データが得られる。評価データ生成部2322は、プロセッサを含むハードウェアと、評価データ生成ソフトウェアとの協働によって実現される。

[0134] 評価データ生成部2322が実行する画質評価処理について幾つかの例を説明する。幾つかの例示的な態様において、評価データ生成部2322が実行する画質評価処理は任意の処理であってよく、例えば特許第6023406号に記載のように、信号対雑音比（SNR）、コントラスト対雑音比（CNR）、二乗平均平方根（RMS）粒状度、ウィーナスpektrum（Wiener Spectrum）、変調伝達関数（MTF）、品質指標（Quality Index；QI）など、任意の公知技術を利用した処理であつ

てよい。

[0135] 例えば、評価データ生成部 2322 は、部位画像の評価データとして、所定の画質評価指標の値（画質評価値）を算出する。画質評価値は、OCT画像の品質を定量的に表現する任意のパラメータであってよく、典型的には、OCT画像の品質が高いほど画質評価値も大きくなる。

[0136] 画質評価値の算出方法の例として、公知の Image Quality 値（IQ値）の算出方法を以下に説明する。まず、評価データ生成部 2322 は、或る部位画像に対して設定された評価領域に対して所定の解析処理（例えば、セグメンテーション）を適用することにより、前眼部の組織（部位）に相当する画像領域（組織画像領域）と、それ以外の画像領域（非組織画像領域）とを検出する。次に、評価データ生成部 2322 は、組織画像領域における輝度のヒストグラムを生成し、且つ、非組織画像における輝度のヒストグラムを生成する。続いて、評価データ生成部 2322 は、これら 2 つのヒストグラムの重なり具合から画質評価値を算出する。例えば、双方のヒストグラムが完全に重なっている場合には画質評価値 = 0 となり、双方のヒストグラムが完全に分離している場合には画質評価値 = 100 となるように、範囲 [0, 100] において画質評価値が定義される。この画質評価演算は、例えば、2 つのヒストグラムの正規化、確率分布関数の生成、所定の演算式を用いた IQ 値の算出などを含んでいてよい。

[0137] 一つの具体例として、図 8A に示すように、角膜画像 251L 及び 251R に対してそれぞれ評価領域（角膜評価領域）291L 及び 291R が設定され、且つ、虹彩領域 252L 及び 252R に対してそれぞれ評価領域（虹彩評価領域）292L 及び 292R が設定された場合を考慮する。評価データ生成部 2322 は、角膜評価領域 291L を解析することによって角膜画像 251L の評価データ（角膜評価データ）を生成する処理と、角膜評価領域 291R を解析することによって角膜画像 251R の評価データ（角膜評価データ）を生成する処理と、虹彩評価領域 292L を解析することによって虹彩領域 252L の評価データ（虹彩評価データ）を生成する処理と、虹

彩評価領域 292R を解析することによって虹彩領域 252R の評価データ（虹彩評価データ）を生成する処理とを実行することができる。

[0138] 他の具体例として、図 8B に示すように、角膜画像 261 に対して評価領域（角膜評価領域）293 が設定され、且つ、虹彩領域 262 に対して評価領域（虹彩評価領域）294 が設定された場合を考慮する。評価データ生成部 2322 は、角膜評価領域 293 を解析することによって角膜画像 261 の評価データ（角膜評価データ）を生成する処理と、虹彩評価領域 294 を解析することによって虹彩領域 262 の評価データ（虹彩評価データ）を生成する処理とを実行することができる。

[0139] 更に他の具体例として、図 8C に示すように、角膜画像 261 に対して 2 つの評価領域 295a 及び 295b（角膜評価領域）が設定された場合を考慮する。評価データ生成部 2322 は、2 つの評価領域 295a 及び 295b からなる角膜評価領域を解析することによって角膜画像 261 の評価データ（角膜評価データ）を生成する処理を実行することができる。この処理は、例えば、前述した組織画像領域における輝度のヒストグラムを評価領域 295a から生成する処理と、前述した非組織画像における輝度のヒストグラムを評価領域 295b から生成する処理とを含んでよく、これら以外の処理は前述した公知の IQ 値算出処理と同様であってよい。

[0140] なお、角膜画像に対して 3 つ以上の評価領域が設定された場合、評価データ生成部 2322 は、まず、3 つ以上の評価領域を、組織画像領域に相当する評価領域群と、非組織画像領域に相当する評価領域群とに分類することができる。更に、評価データ生成部 2322 は、組織画像領域に相当する評価領域群から輝度のヒストグラムを生成する処理と、非組織画像領域に相当する評価領域群から輝度のヒストグラムを生成する処理とを実行することができる。これら以外の処理については、前述した公知の IQ 値算出処理と同様であってよい。

[0141] 虹彩画像に対して 2 つ以上の評価領域が設定された場合についても、評価データ生成部 2322 は、同様の処理を実行して虹彩評価データを生成する

ことが可能である。

[0142] 〈前眼部画像評価部 2 3 3〉

前眼部画像評価部 2 3 3 は、部位画像評価部 2 3 2 により 2 つ以上の部位画像について取得された 2 以上の評価データに基づいて前眼部画像の画像品質を評価するように構成されている。前眼部画像評価部 2 3 3 は、プロセッサを含むハードウェアと、前眼部画像評価ソフトウェアとの協働によって実現される。

[0143] 前眼部画像評価部 2 3 3 が実行する処理は任意である。つまり、前眼部画像評価部 2 3 3 は、部位画像評価部 2 3 2 により 2 つ以上の部位画像について取得された 2 以上の評価データに対して任意の処理を適用することによって前眼部画像の評価を行う。

[0144] 幾つかの例示的な態様において、前眼部画像評価部 2 3 3 は、前眼部画像の画像品質の評価を行うために、部位画像評価部 2 3 2 により 2 つ以上の部位画像について取得された 2 以上の評価データに所定の統計演算（所定の統計学的アルゴリズム）を適用するように構成されていてよい。この統計演算は任意の演算であってよく、例えば、平均演算、分散演算、標準偏差演算、中央値演算、最大値演算、最小値演算、最頻値演算、比較演算、及び、順序付け演算のうちのいずれか 1 つ以上を含んでいてよい。

[0145] 前眼部画像評価部 2 3 3 は、統計演算を用いて算出された値（統計値）に基づき前眼部画像の画像品質の評価を行うことができる。例えば、前眼部画像評価部 2 3 3 は、所定の閾値と統計値とを比較する処理、又は、所定の数値範囲に統計値が属するか否か判定する処理を実行することによって、前眼部画像の画像品質の評価を行うように構成されていてよい。例えば、部位画像評価部 2 3 2 により取得される評価データが前述の I Q 値を含む場合において、前眼部画像評価部 2 3 3 は、2 以上の I Q 値に所定の統計演算を適用して算出された統計値を所定の閾値（最低許容値）と比較し、統計値が閾値以上である場合には前眼部画像の画像品質は良好であると判定し、統計値が閾値未満である場合には前眼部画像の画像品質は不良であると判定するよう

に構成されていてよい。

[0146] 幾つかの例示的な態様において、前眼部画像評価部 233 は、部位画像評価部 232 により 2 つ以上の部位画像について取得された 2 以上の評価データに平均演算を適用することによって画像品質の評価を行うことができる。

[0147] 例えば、部位画像評価部 232 により角膜評価データと虹彩評価データとが取得された場合であって、角膜評価データ及び虹彩評価データのそれぞれが I Q 値を含む場合、前眼部画像評価部 233 は、角膜評価データの I Q 値と虹彩評価データの I Q 値との平均値を算出し、この平均値が閾値以上である場合には前眼部画像の画像品質は良好であると判定し、この平均値が閾値未満である場合には前眼部画像の画像品質は不良であると判定するように構成されていてよい。

[0148] 幾つかの例示的な態様において、前眼部画像評価部 233 は、部位画像評価部 232 により 2 つ以上の部位画像について取得された 2 以上の評価データを比較して最低の画像品質に対応する評価データを選択する処理を少なくとも実行することによって前眼部の画像品質の評価を行うことができる。

[0149] 例えば、部位画像評価部 232 により角膜評価データと虹彩評価データとが取得された場合であって、角膜評価データ及び虹彩評価データのそれぞれが I Q 値を含む場合、前眼部画像評価部 233 は、角膜評価データの I Q 値と虹彩評価データの I Q 値とを比較して I Q 値が小さい側の評価データを選択し、選択された評価データの I Q 値が閾値以上である場合には前眼部画像の画像品質は良好であると判定し、この I Q 値が閾値未満である場合には前眼部画像の画像品質は不良であると判定するように構成されていてよい。

[0150] 〈画像補正部 234〉

画像補正部 234 は、前眼部画像に対して所定の補正処理を適用するように構成されている。画像補正部 234 は、プロセッサを含むハードウェアと、画像補正ソフトウェアとの協働によって実現される。

[0151] 幾つかの例示的な態様において、画像補正部 234 は、前眼部画像のピクセルアスペクト比を補正するように構成されている。画像構築部 220 は、

OCTスキャンで収集されたデータから、所定のピクセルアスペクト比のOCT画像（前眼部画像、眼底画像）を構築する。

[0152] 典型的には、画像補正部234は、このOCT画像を実空間に相当するピクセルアスペクト比（1：1）の画像に変換するように構成される。ピクセルアスペクト比補正により、例えば、図9に示すように、画像構築部220により構築された所定のピクセルアスペクト比の前眼部画像300Aが、ピクセルアスペクト比が1：1の前眼部画像300Bに変換される。

[0153] ピクセルアスペクト比補正を適用することで、実際の前眼部の形態を表現した前眼部画像を取得することが可能となる。更に、このような前眼部画像を解析することで、前眼部の実態（スケール、寸法等）に応じた解析データ（例えば、隅角パラメータ等の前眼部パラメータ）を取得することが可能となる。

[0154] 本態様では、図4に示すように、前眼部画像評価部233による画像品質評価の後にピクセルアスペクト比補正を実行するように構成されている。しかし、例示的な態様において、ピクセルアスペクト比補正を行う段階やタイミングは任意であってよい。幾つかの例示的な態様において、ピクセルアスペクト比補正を行うタイミングは、画像構築部220により前眼部画像が構築された後、部位画像特定部231による処理の前、部位画像特定部231による処理の後、部位画像評価部232による処理の前、評価領域設定部2321による処理の前、評価領域設定部2321による処理の後、評価データ生成部2322による処理の前、評価データ生成部2322による処理の後、部位画像評価部232による処理の後、前眼部画像評価部233による処理の前、及び、前眼部画像評価部233の後のうちのいずれかであってよい。典型的には、解析部234による処理の前にピクセルアスペクト比補正が実行される。なお、幾つかの例示的な態様において、データ処理部230は、解析部235により得られた解析データに対してピクセルアスペクト比補正と同等の補正処理を適用するように構成されてよい。

[0155] 画像補正部234により実行される画像補正の種類はピクセルアスペクト

比補正に限定されない。例えば、前眼部の所定部位に起因する屈折の影響を補正する処理（屈折補正）を前眼部画像に適用することが可能である（例えば、特許文献2～4を参照）。典型的には、屈折補正は、角膜（特に、角膜前面）での屈折に起因する前眼部画像の歪みを補正するために実行される。

[0156] 図5Aに示す広角画像のように、角膜の一部（例えば中央部分）に相当する画像が欠落した前眼部画像が得られることがある。画像補正部234は、このような前眼部画像を解析することにより、欠落した部分の形状を推定することができる。この推定処理は、例えば、前眼部画像から左右の角膜前面画像をそれぞれ特定する処理（前述）と、特定された2つの角膜前面画像にカーブフィッティングを適用して角膜の前面（欠落部分を含む）の近似曲線を求める処理とを含んでよい。このカーブフィッティングは、外れ値を除外するためのロバスト推定アルゴリズムに基づくカーブフィッティングであってよく、例えば、Random Sample Consensus（RANSAC）アルゴリズムに基づくカーブフィッティングであってよい。このようなロバスト推定アルゴリズムを採用することで、ノイズ等に起因する外れ値を除外して高い確度でカーブフィッティングを行うことが可能となる。

[0157] 更に、画像補正部234は、カーブフィッティングにより得られた近似曲線に基づいて前眼部画像の歪みを補正することができる（屈折補正）。

[0158] 〈解析部235〉

解析部235は、被検眼Eの前眼部画像を解析して所定の前眼部パラメータを算出するように構成されている。

[0159] 幾つかの例示的な態様において、解析部235は、前述した画像歪み補正（屈折補正）が少なくとも施された前眼部画像を解析して所定の前眼部パラメータを算出するように構成されてよい。これにより、歪みが補正された前眼部画像に基づき前眼部パラメータ演算を高確度、高精度で行うことが可能となる。

[0160] また、幾つかの例示的な態様において、解析部235は、前述したピクセ

ルアスペクト比補正が施された前眼部画像を解析して所定の前眼部パラメータを算出するように構成されてよい。これにより、ピクセルアスペクト比が補正された前眼部画像に基づき前眼部パラメータ演算を高確度、高精度で行うことが可能となる。なお、本態様のデータ処理部230は、図4に示すように、所定の画像補正の後に前眼部解析を実行するように構成されている。

[0161] 解析部235により算出される前眼部パラメータは任意であってよい。前眼部パラメータは、前眼部の形態を表す値である。前眼部パラメータの例として、後述の隅角パラメータに加え、角膜前面曲率半径、角膜後面曲率半径、水晶体前面曲率半径、水晶体後面曲率半径、角膜径（縦径、横径（White-to-White））、角膜厚（中心厚、周辺厚）、水晶体厚、前房深度、前房容積、瞳孔径、瞳孔中心（偏心）などがある。また、前眼部パラメータは、形状分布データであってよく、例えば、軸方向湾曲マップ（アキシヤル曲率マップ）、接曲率マップ（タンジェンシャル曲率マップ）、隆起マップ（エレベーションマップ）、屈折力マップ、厚さマップ（パキメトリマップ）、波面収差マップなど、各種の角膜形状マップであってよい。

[0162] 前眼部パラメータの演算手法は公知である（例えば、特許文献1～4を参照）。典型的には、前眼部パラメータの演算は、前眼部の所定部位を特定するための処理（例えば、セグメンテーション、特徴点検出など）と、計測処理（例えば、距離計測、面積計測、体積計測、比演算、角度演算など）とを含む。

[0163] 解析部235は、プロセッサを含むハードウェアと、解析ソフトウェアとの協働によって実現される。

[0164] 〈隅角解析部2351〉

本例の解析部235は、隅角解析部2351を含む。隅角解析部2351は、前眼部画像を解析して所定の隅角パラメータを算出するように構成されている。本例では、隅角解析部2351は、画像補正部234によりピクセルアスペクト比（及び歪み）が補正された前眼部画像を解析して所定の隅角パラメータを算出するように構成されている。

[0165] 隅角パラメータは、角膜と虹彩との間に位置する隅角（前房隅角）と呼ばれる部位に関するパラメータである。隅角には腺維柱帯網が存在する。隅角の角度の大きさは、房水が眼内から流出する速度を決定する要因の一つであり、したがって眼圧を決定する要因の一つである。隅角パラメータは、緑内障（特に、閉塞隅角緑内障）の診断における重要な指標として参照される。

[0166] 隅角パラメータの例として、AOD (angle opening distance)、ACA (anterior chamber angle)、TISA (trabecular iris space area)、ARA (angle recess area)、AtA (angle-to-angle distance) などが知られている（例えば、特許文献1～3を参照）。

[0167] 隅角パラメータの演算手法は公知である（例えば、特許文献1～3を参照）。典型的には、隅角パラメータの演算は、隅角の位置又は隅角近傍の所定位置を特定するための処理（例えば、セグメンテーション、特徴点検出など）と、計測処理（例えば、距離計測、比演算、角度演算など）とを含む。

[0168] 隅角解析部2351は、プロセッサを含むハードウェアと、隅角解析ソフトウェアとの協働によって実現される。

[0169] 〈ユーザーインターフェイス240〉

ユーザーインターフェイス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。ユーザーインターフェイス240は、例えばタッチパネルのような表示機能と操作機能が一体となったデバイスを含んでいてもよい。ユーザーインターフェイス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。

[0170] 〈眼科装置の動作〉

眼科装置1の動作について説明する。なお、患者IDの入力、前眼部OCT用アタッチメント400の測定アームへの挿入、固視標の提示、固視位置

の調整、アライメント、フォーカス調整、OCT光路長調整など、従来と同様の準備的な処理は、既になされたものとする。眼科装置1の動作の一例を図10に示す。

[0171] (S1: 前眼部画像を取得)

まず、眼科装置1は、被検眼Eの前眼部画像を取得する。本例では、眼科装置1は、OCTスキャナ(眼底カメラユニット2内の測定アーム、OCTユニット100等)を用いて前眼部EaにOCTスキャンを適用することによって前眼部Eaからデータを収集し、画像構築部220を用いてこの収集データから前眼部画像を構築する。これにより、例えば、図5Bに示す前眼部画像が取得されたとする。制御部210は、取得された前眼部画像をデータ処理部230に送る。データ処理部230に送られた前眼部画像は部位画像特定部231に入力される。

[0172] (S2: 2つ以上の部位画像を特定)

部位画像特定部231は、ステップS1で取得された前眼部画像から、前眼部Eaの2以上の部位にそれぞれ相当する2以上の部位画像を特定する。これにより、例えば、図6Bに示すように、図5Bの前眼部画像から角膜画像261と虹彩画像262とが特定されたとする。

[0173] (S3: 各部位画像に対して画像品質評価用の評価領域を設定)

次に、部位画像評価部232の評価領域設定部2321は、ステップS2で特定された部位画像それぞれに対して、画像品質評価用の評価領域を設定する。これにより、例えば、図8Bに示すように、角膜画像261に対して角膜評価領域293が設定され、且つ、虹彩画像262に対して虹彩評価領域294が設定されたとする。

[0174] (S4: 各部位画像の評価データを生成)

次に、ステップS2で特定された部位画像それぞれについて、部位画像評価部232の評価データ生成部2322は、その部位画像に対してステップS3で設定された評価領域を解析することによりその部位画像の評価データを生成する。これにより、例えば、図8Bに示す角膜画像261の評価デー

タ（IQ値）と虹彩画像262の評価データ（IQ値）とが得られたとする。

[0175]（S5：前眼部画像の画像品質を評価）

次に、前眼部画像評価部233は、ステップS4で2つ以上の部位画像について取得された2以上の評価データに基づいて、ステップS1で取得された前眼部画像の画像品質を評価する。

[0176]（S6：画像品質は良好？）

ステップS5において前眼部画像の画像品質が良好であると評価された場合（S6：Yes）、処理はステップS7に移行する。

[0177] 他方、ステップS5において前眼部画像の画像品質が良好ではないと評価された場合（S6：No）、処理はステップS1に戻る。すなわち、本例では、前眼部画像の画像品質が不良であると評価された場合、眼科装置1は、OCTスキャナ（データ収集部）により前眼部EaにOCTスキャンを再度適用して前眼部Eaから新たなデータを収集し、画像構築部220によりこの新たな収集データから新たな前眼部画像を構築する。更に、眼科装置1は、この新たな前眼部画像に基づいてステップS2～S5を再度実行する。このステップS1～S5の一連の処理は、所定の条件が満足するまで繰り返される。この条件は、例えば、ステップS6において「Yes」と判定されること、繰り返し回数が所定回数に到達すること、及び、繰り返し時間が所定時間に到達すること、のうちのいずれかであってよい。このような再スキャンを行うことにより、画像品質が不十分な前眼部画像が得られた場合に、前眼部Eaの新たな前眼部画像を取得することが可能である。

[0178]（S7：前眼部画像を補正）

次に、画像補正部234は、ステップS6で画像品質が良好であると評価された前眼部画像に対して所定の補正処理を適用する。この補正処理は、例えば、ピクセルアスペクト比補正、歪み補正（屈折補正）などを含んでいてよい。

[0179]（S8：隅角パラメータを算出）

次に、解析部235の隅角解析部2351は、ステップS7で所定の補正処理が適用された前眼部画像を解析して所定の隅角パラメータを算出する。

[0180] (S9：前眼部画像と隅角パラメータを表示)

主制御部211は、例えば、ステップS7で取得された前眼部画像と、ステップS8で取得された隅角パラメータの情報とを表示部241に表示させる。

[0181] ステップS9で表示される情報の例を図11A及び図11Bに示す。図11Aに示す表示情報410は、ステップS8で取得された隅角パラメータ(AOD、TISA、AtA)の計測位置及び計測値を、ステップS7で取得された前眼部画像上に提示したものである。図11Bに示す表示情報420は、図11Aに示す表示情報410の一部を拡大したものであり、ステップS8で取得された隅角パラメータ(AOD、TISA)の計測位置及び計測値を、ステップS7で取得された前眼部画像における隅角周辺の拡大像に重ねて提示したものである。

[0182] (S10：前眼部画像と隅角パラメータを保存)

主制御部211は、被検眼Eの前眼部画像と、ステップS8で取得された隅角パラメータの情報とを、例えば記憶部212及び／又は記憶装置に保存する。保存される前眼部画像は、例えば、ステップS1で取得された前眼部画像、及び、ステップS5で補正処理が施された前眼部画像のいずれか一方又は双方であってよい。以上で、本動作例は終了である(エンド)。

[0183] 〈変形例〉

前述した眼科装置1はOCTスキャナ(データ収集部)及び画像構築部を備えているが、幾つかの例示的な態様の眼科装置はOCTスキャナ及び画像構築部の一方又は双方を備えていなくてよい。例えば、図12に示す眼科装置500は、OCTスキャナ及び画像構築部のいずれも備えておらず、これらの代わりに画像受付部530を備えている。

[0184] 画像受付部530は、被検眼の前眼部画像を外部から受け付ける機能を有する。幾つかの例示的な態様において、画像受付部530は、外部装置との

間でデータ通信を行うための通信デバイスを含んでいてよく、被検眼の前眼部画像を外部装置から取得するように構成されていてよい。また、幾つかの例示的な態様において、画像受付部530は、記録媒体に記録されているデータを読み出すためのドライブ装置を含んでいてよく、被検眼の前眼部画像を記録媒体から取得するように構成されていてよい。

[0185] このように、前述の眼科装置1が自身でOCT画像を構築するものであるのに対し、本変形例の眼科装置500は、OCT画像を外部から取得するものである。本変形例の眼科装置500は、例えば、単一のコンピュータ又は2以上のコンピュータであり、典型的にはパーソナルコンピュータ又はサーバであってよい。

[0186] 前述の眼科装置1と同様に、眼科装置500は、制御部510、ユーザインターフェイス520、部位画像特定部540、部位画像評価部550、前眼部画像評価部560、画像補正部570、及び、解析部580を含む。部位画像評価部550は、評価領域設定部551と、評価データ生成部552とを含む。解析部580は、隅角解析部581を含む。これらの要素のそれぞれは、前述の眼科装置1における対応要素と同様の構成及び同様の機能を備えていてよい（例えば、図4を参照）。

[0187] 図12を再び参照しつつ眼科装置500の動作の一例を説明する。まず、眼科装置500は、画像受付部530により、被検眼Eの前眼部画像を外部から取得する（S1）。次に、部位画像特定部540は、ステップS1で取得された前眼部画像から、前眼部Eaの2以上の部位にそれぞれ相当する2以上の部位画像を特定する（S2）。次に、部位画像評価部550の評価領域設定部551は、ステップS2で特定された部位画像それぞれに対して、画像品質評価用の評価領域を設定する（S3）。次に、ステップS2で特定された部位画像それぞれについて、部位画像評価部550の評価データ生成部552は、その部位画像に対してステップS3で設定された評価領域を解析することによりその部位画像の評価データを生成する（S4）。次に、前眼部画像評価部560は、ステップS4で2つ以上の部位画像について取得

された2以上の評価データに基づいて、ステップS1で取得された前眼部画像の画像品質を評価する(S5)。

[0188] ステップS5において前眼部画像の画像品質が良好であると評価された場合(S6:Yes)、処理はステップS7に移行する。他方、ステップS5において前眼部画像の画像品質が良好ではないと評価された場合(S6:No)、処理はステップS1に戻る。そして、所定の条件が満足されるまでステップS1~S5が繰り返される。

[0189] ステップS6で「No」と判定された場合に実行される処理の例を説明する。本例では、眼科OCT装置(図示せず)が眼科装置500に直接的又は間接的に接続されているとする。つまり、眼科装置500と眼科OCT装置との間にはデータ通信が確率されているものとする。前眼部画像評価部560により前眼部画像の画像品質が不良であると評価された場合(S6:No)、制御部510は、被検眼Eの前眼部Eaに対するOCTスキャンの再適用を要求する信号を眼科OCT装置に向けて発信するように構成されている。これにより、画像品質が不十分な前眼部画像が得られた場合に、前眼部Eaの新たな前眼部画像を取得するように眼科OCT装置に要求することが可能である。なお、要求信号の送信先は眼科OCT装置に限定されず、眼科OCT装置の操作者などであってもよい。

[0190] ステップS6で画像品質が良好であると評価された場合(S6:Yes)、画像補正部570は、この前眼部画像に対して所定の補正処理を適用する(S7)。次に、解析部580の隅角解析部581は、ステップS7で取得された前眼部画像を解析して所定の隅角パラメータを算出する(S8)。制御部510は、例えば、ステップS7で取得された前眼部画像と、ステップS8で取得された隅角パラメータの情報とをユーザーインターフェイス520に表示させる(S9)。更に、制御部510は、被検眼Eの前眼部画像と、ステップS8で取得された隅角パラメータの情報とを、所定の記憶装置に保存する(S10)。以上で、本動作例は終了である(エンド)。

[0191] 〈作用・効果〉

実施形態の幾つかの例示的な態様について、幾つかの特徴、幾つかの作用、及び幾つかの効果を説明する。

- [0192] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置（1；500）は、画像取得部（2，100，220；530）と、部位画像特定部（231；540）と、部位画像評価部（232；550）と、前眼部画像評価部（233；560）とを含む。画像取得部は、光コヒーレンストモグラフィ（OCT）スキャンにより被検眼（E）の前眼部（Ea）から収集されたデータに基づき構築された前眼部画像を取得するように構成されている。部位画像特定部は、画像取得部により取得された前眼部画像から、前眼部の2以上の部位にそれぞれ相当する2以上の部位画像を特定するように構成されている。部位画像評価部は、部位画像特定部により前眼部画像から特定された2以上の部位画像のそれぞれの画像品質を評価するように構成されている。前眼部画像評価部は、部位画像評価部により2以上の部位画像について取得された2以上の評価データに基づいて前眼部画像の画像品質を評価するように構成されている。
- [0193] 幾つかの例示的な態様において、部位画像評価部（232；550）は、評価領域設定部（2321；551）と、評価データ生成部（2322；552）とを含んでいてよい。評価領域設定部は、部位画像特定部により前眼部画像から特定された2以上の部位画像のそれぞれに対して評価領域を設定するように構成されている。評価データ生成部は、評価領域設定部により部位画像に対して設定された評価領域を解析することによってこの部位画像の画像品質の評価データを生成するように構成されている。
- [0194] 幾つかの例示的な態様において、評価領域設定部（2321；551）は、部位画像特定部により前眼部画像から特定された2以上の部位画像のそれぞれに対し、その部位画像の少なくとも一部である第1領域と、その部位画像の外部に位置する第2領域とを含むように、その部位画像に対する評価領域を設定するように構成されていてよい。
- [0195] 幾つかの例示的な態様において、評価領域設定部（2321；551）は、互いに隣接した第1領域と第2領域とからなる評価領域を設定するように

構成されていてよい。

- [0196] 幾つかの例示的な態様において、部位画像特定部（231；540）は、画像取得部（2，100，220；530）により取得された前眼部画像が広角画像である場合には第1部位画像群を特定し、且つ、画像取得部により取得された前眼部画像が非広角画像である場合には第1部位画像群と異なる第2部位画像群を特定するように構成されていてよい。
- [0197] 幾つかの例示的な態様において、広角画像から特定される第1部位画像群に含まれる部位画像の個数と、非広角画像から特定される第2部位画像群に含まれる部位画像の個数とが、互いに異なっていてよい。
- [0198] 幾つかの例示的な態様において、部位画像特定部（231；540）は、画像取得部（2，100，220；530）により取得された前眼部画像にエッジ検出を適用して部位画像を特定するように構成されていてよい。
- [0199] 幾つかの例示的な態様において、部位画像特定部（231；540）は、画像取得部（2，100，220；530）により取得された前眼部画像から角膜画像と虹彩画像とを特定するように構成されていてよい。更に、部位画像評価部（232；550）は、角膜画像の画像品質評価と虹彩画像の画像品質評価とを実行するように構成されていてよい。加えて、前眼部画像評価部（233；560）は、角膜画像の評価データと虹彩画像の評価データとに基づいて前眼部画像の画像品質評価を行うように構成されていてよい。
- [0200] 幾つかの例示的な態様において、部位画像評価部（232；550）は、評価領域設定部（2321；551）と、評価データ生成部（2322；552）とを含んでいてよい。評価領域設定部は、角膜画像に対して角膜評価領域を設定し、且つ、虹彩領域に対して虹彩評価領域を設定するように構成されている。評価データ生成部は、角膜評価領域を解析することによって角膜評価データを生成し、且つ、虹彩評価領域を解析することによって虹彩評価データを生成するように構成されている。
- [0201] 幾つかの例示的な態様において、評価領域設定部（2321；551）は、角膜画像の少なくとも一部である角膜内部領域と、角膜画像の外部に位置

する角膜外部領域とを含むように、角膜評価領域を設定し、且つ、虹彩画像の少なくとも一部である虹彩内部領域と、虹彩画像の外部に位置する虹彩外部領域とを含むように、虹彩評価領域を設定するように構成されていてよい。

[0202] 幾つかの例示的な態様において、評価領域設定部（2 3 2 1 ; 5 5 1）は、互いに隣接した角膜内部領域と角膜外部領域とからなる角膜評価領域を設定し、且つ、互いに隣接した虹彩内部領域と虹彩外部領域とからなる角膜評価領域を設定する。

[0203] 幾つかの例示的な態様において、部位画像特定部（2 3 1 ; 5 4 0）は、画像取得部（2, 1 0 0, 2 2 0 ; 5 3 0）により取得された前眼部画像が広角画像である場合には、この前眼部画像の第1フレーム端の近傍に位置する第1角膜画像と第1フレーム端の反対側の第2フレーム端の近傍に位置する第2角膜画像とを角膜画像として特定し、且つ、第1フレーム端の近傍に位置する第1虹彩画像と第2フレーム端の近傍に位置する第2虹彩画像とを虹彩画像として特定するように構成されていてよい。更に、部位画像特定部は、画像取得部により取得された前眼部画像が非広角画像である場合、角膜画像としての単一の角膜画像と、虹彩画像としての単一の虹彩画像とを、前眼部画像から特定するように構成されていてよい。

[0204] 幾つかの例示的な態様において、部位画像特定部（2 3 1 ; 5 4 0）は、画像取得部（2, 1 0 0, 2 2 0 ; 5 3 0）により取得された前眼部画像にエッジ検出を適用して角膜画像と虹彩画像とを特定するように構成されていてよい。

[0205] 幾つかの例示的な態様において、部位画像特定部（2 3 1 ; 5 4 0）は、エッジ検出により、角膜前面画像及び角膜後面画像の少なくとも一方と、虹彩前面画像とを特定するように構成されていてよい。更に、部位画像特定部は、特定された角膜前面画像及び角膜後面画像の少なくとも一方に基づいて角膜画像を特定するように構成されていてよい。加えて、部位画像特定部は、特定された虹彩前面画像に基づいて虹彩画像を特定するように構成されて

いてよい。

- [0206] 幾つかの例示的な態様において、部位画像特定部（231；540）は、勾配方向が前眼部画像のフレーム端側を向き且つ勾配が所定閾値以上であるエッジを角膜前面画像として特定するように構成されていてよい。
- [0207] 幾つかの例示的な態様において、部位画像特定部（231；540）は、勾配方向が前眼部画像のフレーム中央側を向き且つ勾配が所定閾値以上であるエッジを角膜後面画像として特定するように構成されていてよい。
- [0208] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置（1；500）は、前眼部画像のピクセルアスペクト比を補正する画像補正部（234；570）を更に含んでいてよい。
- [0209] 幾つかの例示的な態様において、画像補正部（234；570）は、前眼部画像評価部（233；560）により画像品質が良好であると評価された前眼部画像のピクセルアスペクト比を補正するように構成されていてよい。
- [0210] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置（1；500）は、画像補正部（234；570）によりピクセルアスペクト比が補正された前眼部画像を解析して所定の隅角パラメータを算出する隅角解析部（2351；580）を更に含んでいてよい。
- [0211] 幾つかの例示的な態様において、前眼部画像評価部（233；560）は、部位画像評価部（232；550）により2以上の部位画像について取得された2以上の評価データに所定の統計演算を適用することによって前眼部画像の画像品質の評価を行うように構成されていてよい。
- [0212] 幾つかの例示的な態様において、前眼部画像評価部（233；560）は、部位画像評価部（232；550）により2以上の部位画像について取得された2以上の評価データに少なくとも平均演算を適用することによって前眼部画像の画像品質の評価を行うように構成されていてよい。
- [0213] 幾つかの例示的な態様において、前眼部画像評価部（233；560）は、部位画像評価部（232；550）により2以上の部位画像について取得された2以上の評価データを比較して最低の画像品質に対応する評価データ

を選択する処理を少なくとも実行することによって前眼部画像の画像品質の評価を行うように構成されていてよい。

[0214] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置（１；５００）は、画像取得部（２，１００，２２０；５３０）により取得された前眼部画像を解析して所定の前眼部パラメータを算出する解析部（２３５；５８０）を更に含んでいてよい。

[0215] 幾つかの例示的な態様において、画像取得部（２，１００，２２０）は、前眼部にＯＣＴスキャンを適用してデータを収集するデータ収集部（２，１００）と、データ収集部により収集されたデータに基づいて前眼部画像を構築する画像構築部（２２０）とを含んでいてよい。

[0216] 幾つかの例示的な態様において、データ収集部（２，１００）は、前眼部画像評価部により前眼部画像の画像品質が不良であると評価された場合に、前眼部に対してＯＣＴスキャンを再度適用して新たなデータを収集するように構成されていてよい。更に、画像構築部（２２０）は、データ収集部により収集された新たなデータに基づいて新たな前眼部画像を構築するように構成されていてよい。

[0217] 幾つかの例示的な態様において、画像取得部（５３０）は、前眼部画像を外部から受け付ける受付部（５３０）を含んでいてよい。

[0218] 幾つかの例示的な態様に係る眼科装置（５００）は、前眼部画像評価部（５６０）により前眼部画像の画像品質が不良であると評価された場合に、被検眼に対するＯＣＴスキャンの再適用を要求する信号を発信する信号発信部（制御部５１０）を更に含んでいてよい。

[0219] 例示的な態様に係る眼科装置（１；５００）は、前眼部画像中の複数の部位画像の画像品質をそれぞれ評価して得られた複数の評価データに基づいて前眼部画像の画像品質を評価するように構成されている。これにより、例えば、角膜と虹彩の双方が十分な画質で描出されているか判定することができ、隅角位置の正確な決定に寄与する。したがって、例示的な態様に係る眼科装置（１；５００）によれば、隅角解析の品質向上、ＯＣＴスキャンのやり

直しの回避、検査の長時間化の回避といった、様々な効果が奏される。

[0220] なお、例示的な態様に係る眼科装置（1；500）は、隅角解析以外にも適用可能である。すなわち、例示的な態様に係る眼科装置（1；500）は、前眼部の2以上の部位の検出が要求される前眼部解析に用いることができる。これにより、角膜と水晶体との間の距離を求める前房深度解析などの各種の前眼部解析において、解析品質の向上、OCTスキンのやり直しの回避、検査の長時間化の回避といった、様々な効果が奏される。

[0221] このように、例示的な態様に係る眼科装置（1；500）によれば、OCT前眼部解析の改善を図ることが可能である。

[0222] 幾つかの例示的な態様は、眼科装置を制御する方法を提供する。この制御方法が適用される眼科装置は、少なくともプロセッサを含む。この制御方法は、第1制御ステップと、第2制御ステップと、第3制御ステップとを含む。

[0223] 第1制御ステップにおいて、プロセッサは、光コヒーレンストモグラフィ（OCT）スキャンにより被検眼の前眼部から収集されたデータに基づき構築された前眼部画像から、前眼部の2以上の部位にそれぞれ相当する2以上の部位画像を特定する。第2制御ステップにおいて、プロセッサは、特定された2以上の部位画像のそれぞれの画像品質を評価する。第3制御ステップにおいて、プロセッサは、特定された2以上の部位画像について取得された2以上の評価データに基づいて前眼部画像の画像品質を評価する。

[0224] このような眼科装置の制御方法に対して、例示的な態様において説明された事項のいずれかを組み合わせることが可能である。

[0225] 幾つかの例示的な態様は、このような制御方法をコンピュータ（眼科装置）に実行させるプログラムを提供する。このプログラムに対して、例示的な態様において説明された事項のいずれかを組み合わせることが可能である。

[0226] このようなプログラムを記録したコンピュータ可読な非一時的記録媒体を作成することが可能である。この記録媒体に対して、例示的な態様において説明された事項のいずれかを組み合わせることが可能である。また、この非

一時的記録媒体は任意の形態であってよく、その例として、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、半導体メモリなどがある。

[0227] 例示的な態様に係る制御方法、プログラム、又は記録媒体によれば、例示的な態様に係る眼科装置（1；500）と同様に、OCT前眼部解析の改善を図ることが可能である。また、例示的な態様に係る制御方法、プログラム、又は記録媒体に組み合わされる事項に応じた作用及び効果が奏される。

[0228] 以上に開示された構成は、この発明の実施態様の幾つかの例に過ぎない。この発明を実施しようとする者は、この発明の要旨の範囲内において任意の変形（省略、置換、付加等）を施すことが可能である。

符号の説明

- [0229] 1 眼科装置
- 2 眼底カメラユニット
 - 100 OCTユニット
 - 220 画像構築部
 - 230 データ処理部
 - 231 部位画像特定部
 - 232 部位画像評価部
 - 2321 評価領域設定部
 - 2322 評価データ生成部
 - 233 前眼部画像評価部
 - 234 画像補正部
 - 235 解析部
 - 2351 隅角解析部
 - 500 眼科装置
 - 510 制御部
 - 530 画像受付部
 - 540 部位画像特定部
 - 550 部位画像評価部

- 5 5 1 評価領域設定部
- 5 5 2 評価データ生成部
- 5 6 0 前眼部画像評価部
- 5 7 0 画像補正部
- 5 8 0 解析部
- 5 8 1 隅角解析部

請求の範囲

- [請求項1] 光コヒーレンストモグラフィ（OCT）スキャンにより被検眼の前眼部から収集されたデータに基づき構築された前眼部画像を取得する画像取得部と、
- 前記画像取得部により取得された前記前眼部画像から、前記前眼部の2以上の部位にそれぞれ相当する2以上の部位画像を特定する部位画像特定部と、
- 前記部位画像特定部により特定された前記2以上の部位画像のそれぞれの画像品質を評価する部位画像評価部と、
- 前記部位画像評価部により前記2以上の部位画像について取得された2以上の評価データに基づいて前記前眼部画像の画像品質を評価する前眼部画像評価部と
- を含む、眼科装置。
- [請求項2] 前記部位画像評価部は、
- 前記部位画像特定部により特定された前記2以上の部位画像のそれぞれに対して評価領域を設定する評価領域設定部と、
- 前記評価領域設定部により設定された前記評価領域を解析することによって評価データを生成する評価データ生成部と
- を含む、
- 請求項1の眼科装置。
- [請求項3] 前記評価領域設定部は、前記部位画像特定部により特定された前記2以上の部位画像のそれぞれに対し、当該部位画像の少なくとも一部である第1領域と、当該部位画像の外部に位置する第2領域とを含むように、前記評価領域を設定する、
- 請求項2の眼科装置。
- [請求項4] 前記評価領域設定部は、互いに隣接した前記第1領域と前記第2領域とからなる前記評価領域を設定する、
- 請求項3の眼科装置。

- [請求項5] 前記部位画像特定部は、
前記画像取得部により取得された前記前眼部画像が広角画像である場合には第1部位画像群を特定し、且つ、
前記前眼部画像が非広角画像である場合には前記第1部位画像群と異なる第2部位画像群を特定する、
請求項1～4のいずれかの眼科装置。
- [請求項6] 前記第1部位画像群に含まれる部位画像の個数と前記第2部位画像群に含まれる部位画像の個数とが異なる、
請求項5の眼科装置。
- [請求項7] 前記部位画像特定部は、前記画像取得部により取得された前記前眼部画像にエッジ検出を適用して前記部位画像を特定する、
請求項1～6のいずれかの眼科装置。
- [請求項8] 前記部位画像特定部は、前記画像取得部により取得された前記前眼部画像から角膜画像と虹彩画像とを特定し、
前記部位画像評価部は、前記角膜画像の画像品質評価と前記虹彩画像の画像品質評価とを実行し、
前記前眼部画像評価部は、前記角膜画像の評価データと前記虹彩画像の評価データとに基づいて前記前眼部画像の画像品質評価を行う、
請求項1の眼科装置。
- [請求項9] 前記部位画像評価部は、
前記角膜画像に対して角膜評価領域を設定し、且つ、前記虹彩領域に対して虹彩評価領域を設定する評価領域設定部と、
前記角膜評価領域を解析することによって角膜評価データを生成し、且つ、前記虹彩評価領域を解析することによって虹彩評価データを生成する評価データ生成部と
を含む、
請求項8の眼科装置。
- [請求項10] 前記評価領域設定部は、

前記角膜画像の少なくとも一部である角膜内部領域と、前記角膜画像の外部に位置する角膜外部領域とを含むように、前記角膜評価領域を設定し、且つ、

前記虹彩画像の少なくとも一部である虹彩内部領域と、前記虹彩画像の外部に位置する虹彩外部領域とを含むように、前記虹彩評価領域を設定する、

請求項 9 の眼科装置。

[請求項11]

前記評価領域設定部は、

互いに隣接した前記角膜内部領域と前記角膜外部領域とからなる前記角膜評価領域を設定し、且つ、

互いに隣接した前記虹彩内部領域と前記虹彩外部領域とからなる前記虹彩評価領域を設定する、

請求項 10 の眼科装置。

[請求項12]

前記部位画像特定部は、

前記画像取得部により取得された前記前眼部画像が広角画像である場合、前記前眼部画像の第 1 フレーム端の近傍に位置する第 1 角膜画像と前記第 1 フレーム端の反対側の第 2 フレーム端の近傍に位置する第 2 角膜画像とを前記角膜画像として特定し、且つ、前記第 1 フレーム端の近傍に位置する第 1 虹彩画像と前記第 2 フレーム端の近傍に位置する第 2 虹彩画像とを前記虹彩画像として特定し、

前記前眼部画像が非広角画像である場合、前記角膜画像としての単一の角膜画像と、前記虹彩画像としての単一の虹彩画像とを特定する、

請求項 8 ～ 11 のいずれかの眼科装置。

[請求項13]

前記部位画像特定部は、前記画像取得部により取得された前記前眼部画像にエッジ検出を適用して前記角膜画像と前記虹彩画像とを特定する、

請求項 8 ～ 12 のいずれかの眼科装置。

- [請求項14] 前記部位画像特定部は、
前記エッジ検出により、角膜前面画像及び角膜後面画像の少なくとも一方と、虹彩前面画像とを特定し、
前記角膜前面画像及び前記角膜後面画像の少なくとも一方に基づいて前記角膜画像を特定し、
前記虹彩前面画像に基づいて前記虹彩画像を特定する、
請求項13の眼科装置。
- [請求項15] 前記部位画像特定部は、勾配方向が前記前眼部画像のフレーム端側を向き且つ勾配が所定閾値以上であるエッジを前記角膜前面画像として特定する、
請求項14の眼科装置。
- [請求項16] 前記部位画像特定部は、勾配方向が前記前眼部画像のフレーム中央側を向き且つ勾配が所定閾値以上であるエッジを前記角膜後面画像として特定する、
請求項14の眼科装置。
- [請求項17] 前記前眼部画像のピクセルアスペクト比を補正する画像補正部を更に含む、
請求項8～16のいずれかの眼科装置。
- [請求項18] 前記画像補正部は、前記前眼部画像評価部により画像品質が良好であると評価された前記前眼部画像のピクセルアスペクト比を補正する、
請求項17の眼科装置。
- [請求項19] 前記画像補正部によりピクセルアスペクト比が補正された前記前眼部画像を解析して所定の隅角パラメータを算出する隅角解析部を更に含む、
請求項18の眼科装置。
- [請求項20] 前記前眼部画像評価部は、前記部位画像評価部により取得された前記2以上の評価データに所定の統計演算を適用することによって前記

画像品質の評価を行う、

請求項 1 ～ 19 のいずれかの眼科装置。

[請求項21] 前記前眼部画像評価部は、前記 2 以上の評価データに少なくとも平均演算を適用することによって前記画像品質の評価を行う、
請求項 20 の眼科装置。

[請求項22] 前記前眼部画像評価部は、前記 2 以上の評価データを比較して最低の画像品質に対応する評価データを選択する処理を少なくとも実行することによって前記画像品質の評価を行う、
請求項 20 の眼科装置。

[請求項23] 前記前眼部画像を解析して所定の前眼部パラメータを算出する解析部を更に含む、
請求項 1 ～ 22 のいずれかの眼科装置。

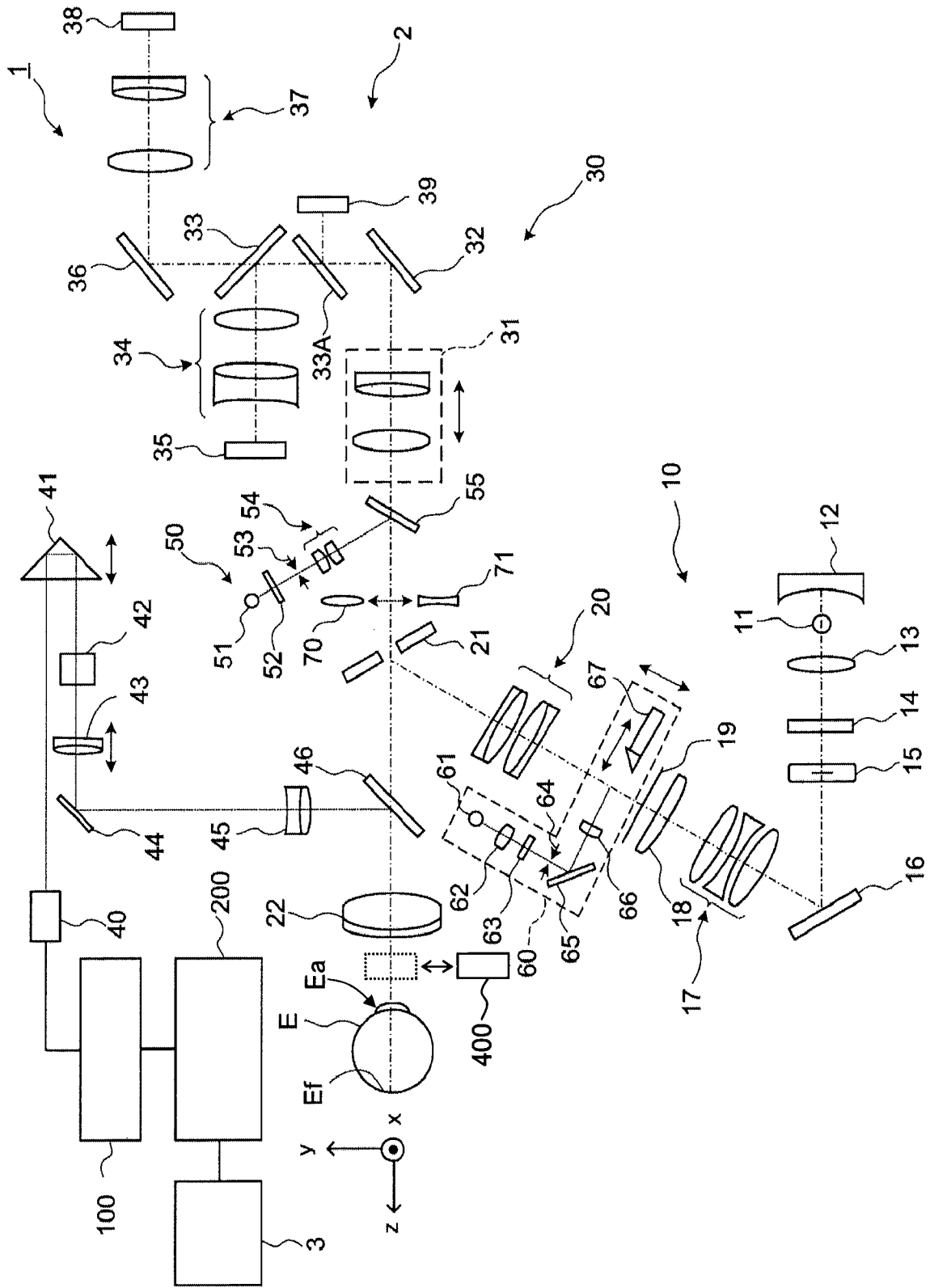
[請求項24] 前記画像取得部は、
前記前眼部に OCT スキャンを適用してデータを収集するデータ収集部と、
前記データ収集部により収集された前記データに基づいて前記前眼部画像を構築する画像構築部と
を含む、
請求項 1 ～ 23 のいずれかの眼科装置。

[請求項25] 前記前眼部画像評価部により前記前眼部画像の画像品質が不良であると評価された場合、前記データ収集部は、前記前眼部に対して OCT スキャンを再度適用して新たなデータを収集し、
前記画像構築部は、前記データ収集部により収集された前記新たなデータに基づいて新たな前眼部画像を構築する、
請求項 24 の眼科装置。

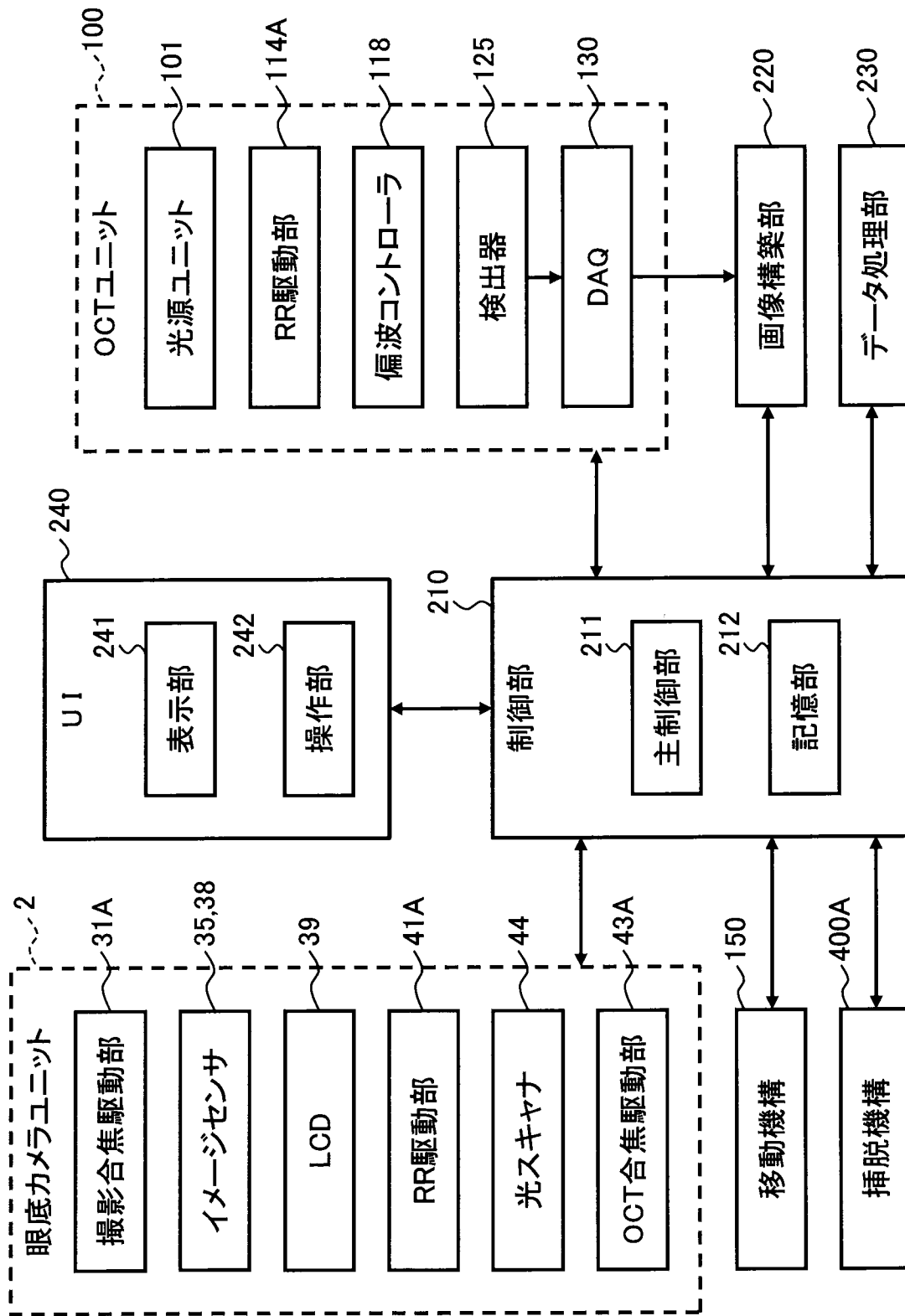
[請求項26] 前記画像取得部は、前記前眼部画像を外部から受け付ける受付部を含む、
請求項 1 ～ 23 のいずれかの眼科装置。

- [請求項27] 前記前眼部画像評価部により前記前眼部画像の画像品質が不良であると評価された場合に、前記被検眼に対するOCTスキンの再適用を要求する信号を発信する信号発信部を更に含む、
請求項26の眼科装置。
- [請求項28] プロセッサを含む眼科装置を制御する方法であって、
前記プロセッサが、光コヒーレンストモグラフィ(OCT)スキャンにより被検眼の前眼部から収集されたデータに基づき構築された前眼部画像から、前記前眼部の2以上の部位にそれぞれ相当する2以上の部位画像を特定するステップと、
前記プロセッサが、前記2以上の部位画像のそれぞれの画像品質を評価するステップと、
前記プロセッサが、前記2以上の部位画像について取得された2以上の評価データに基づいて前記前眼部画像の画像品質を評価するステップと
を含む、眼科装置の制御方法。
- [請求項29] 請求項28の方法をコンピュータに実行させるプログラムが記録されたコンピュータ可読な非一時的記録媒体。

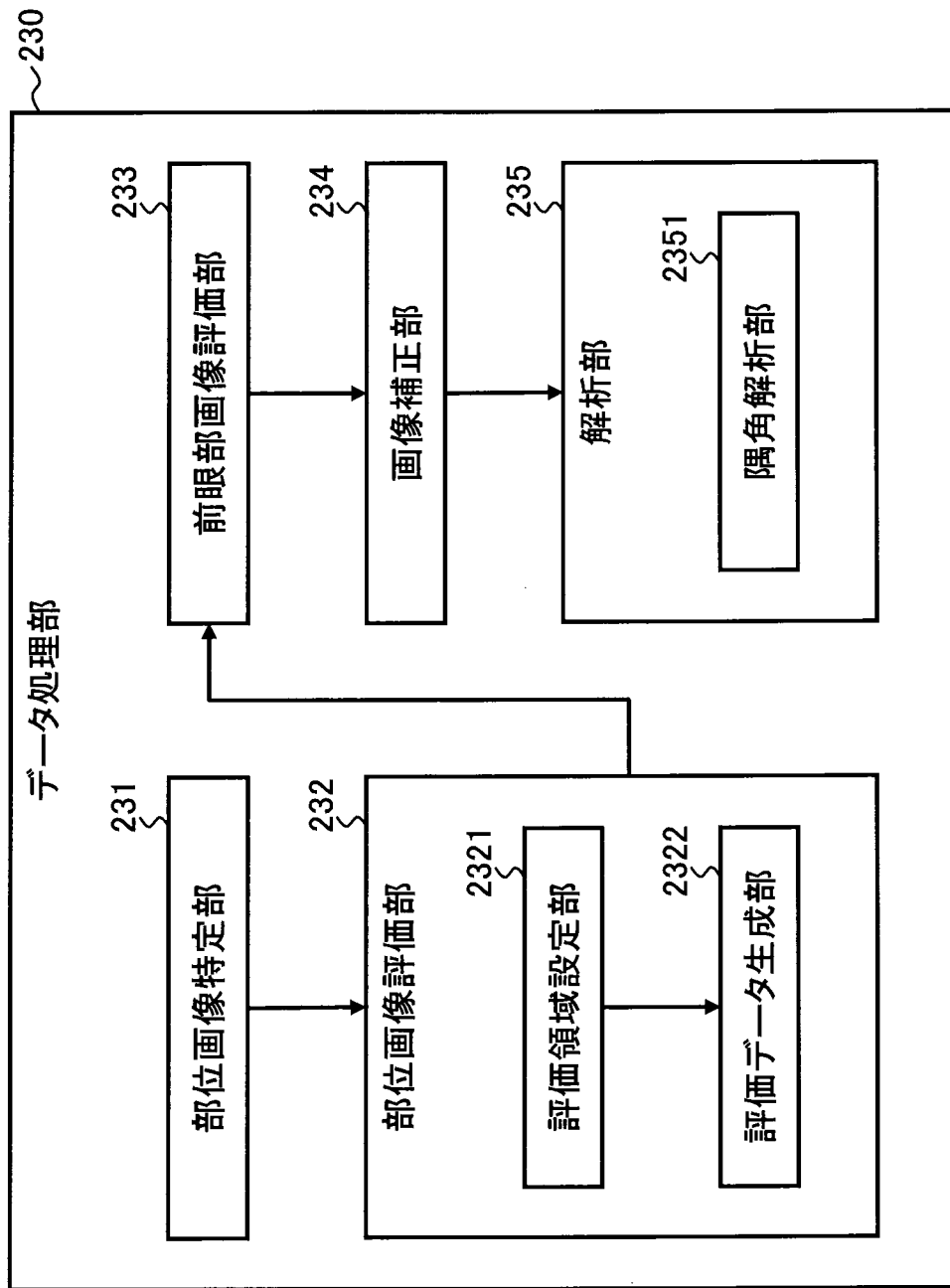
[図1]



[図3]



[図4]

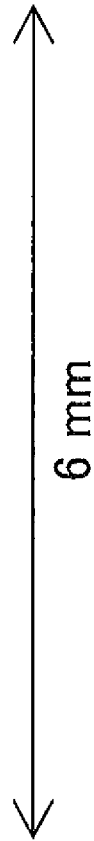
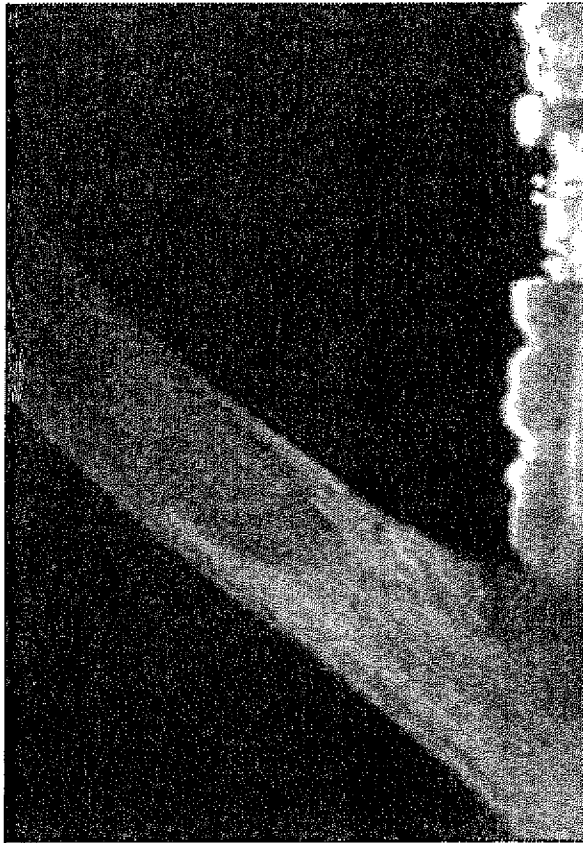


[図5A]



16 mm

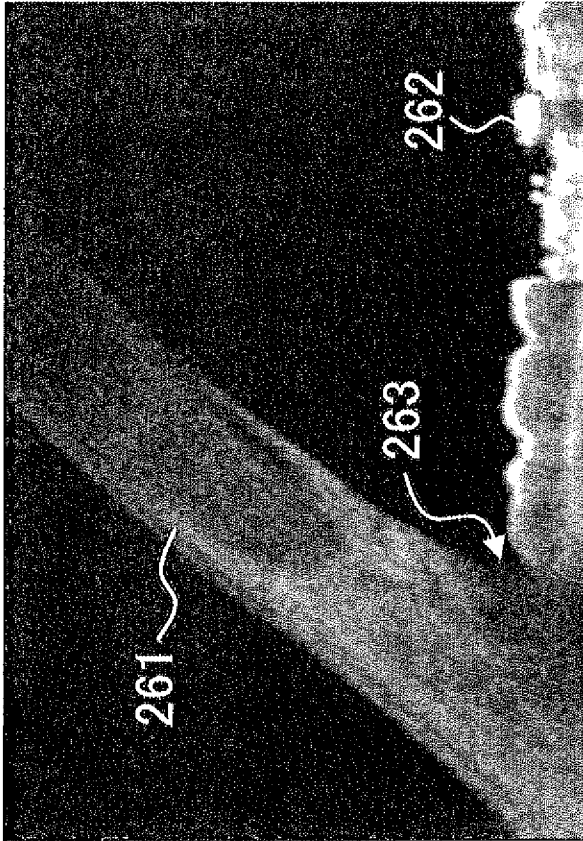
[5B]



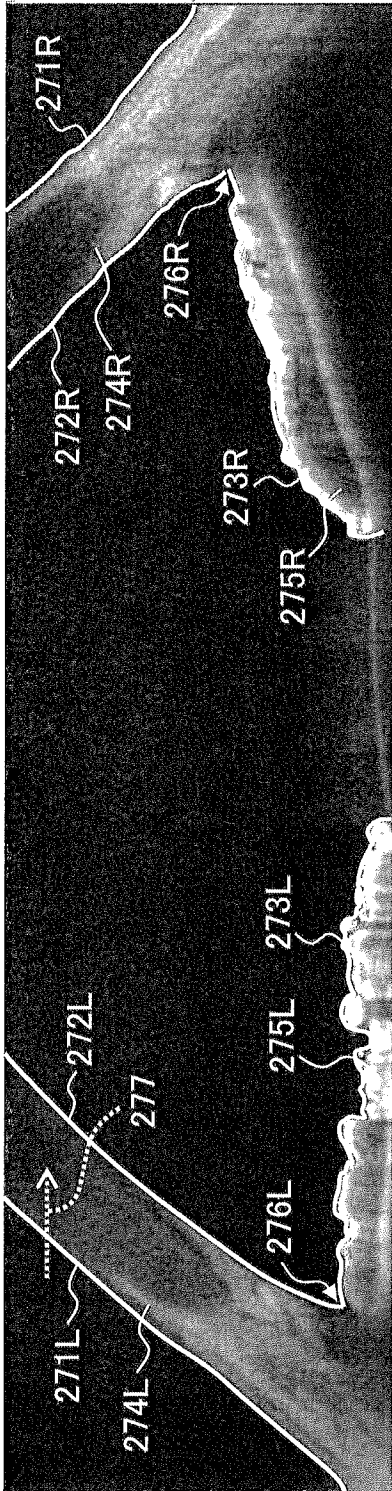
[図6A]



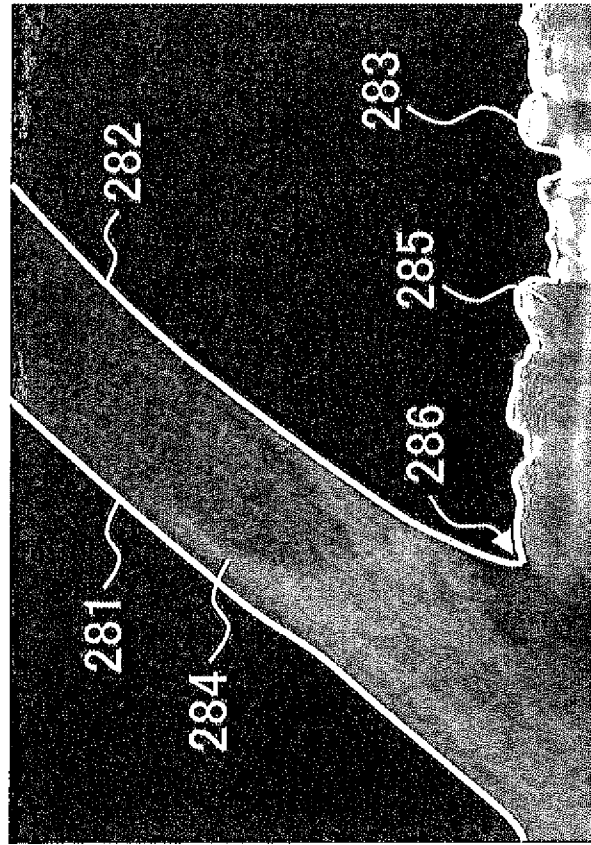
[図6B]



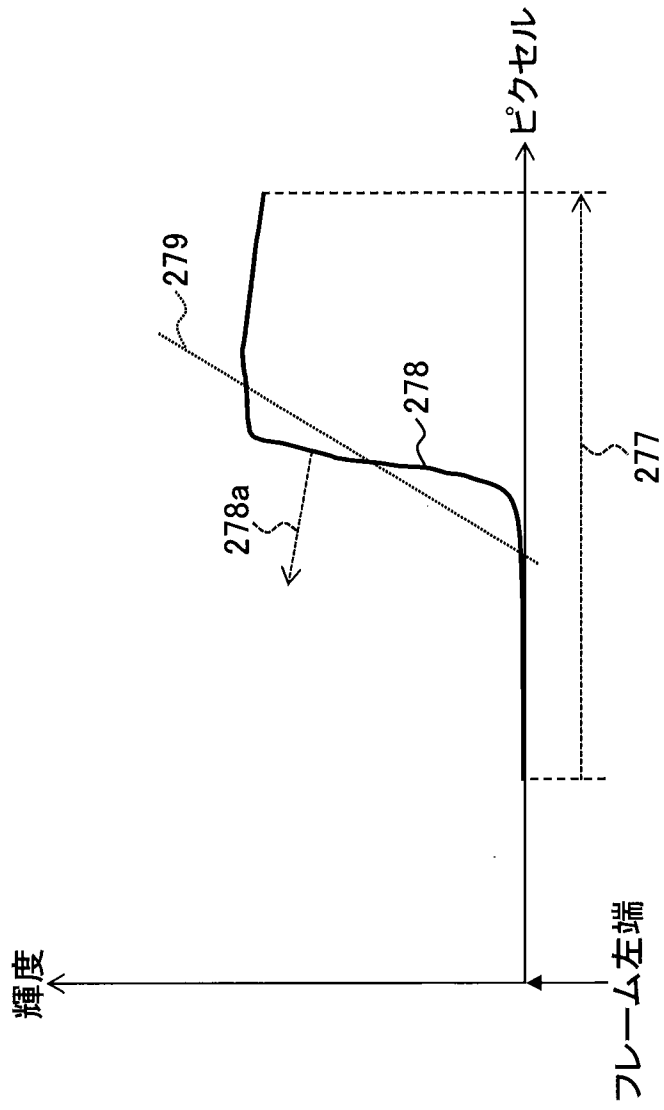
[7A]



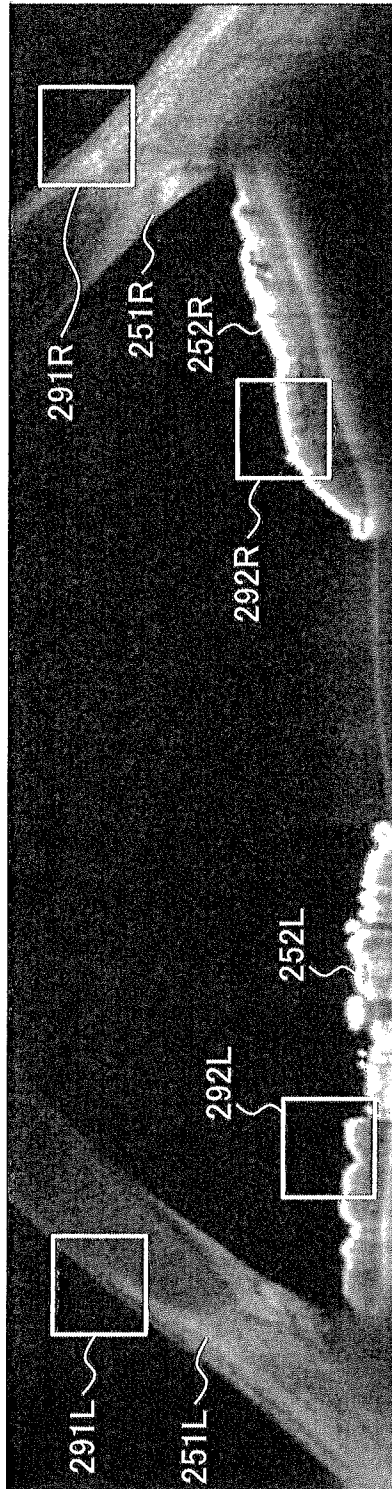
[図7B]



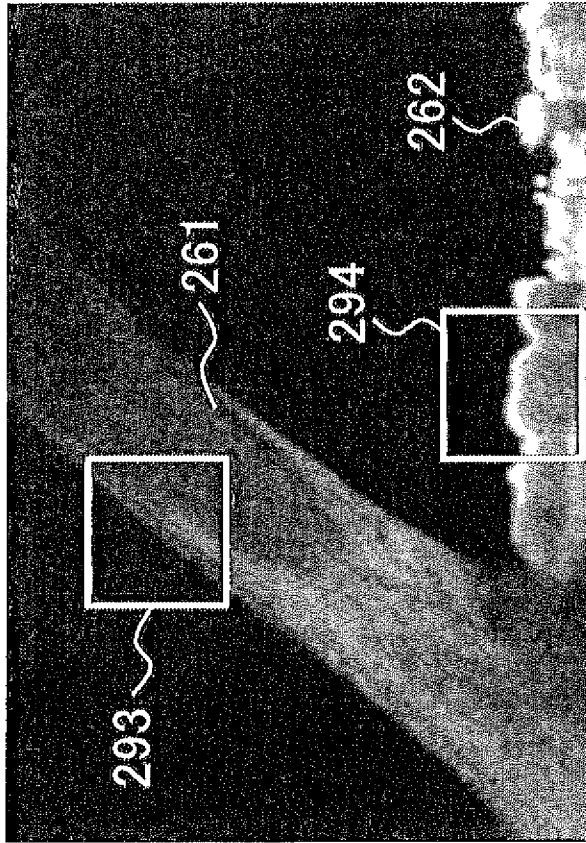
[図7C]



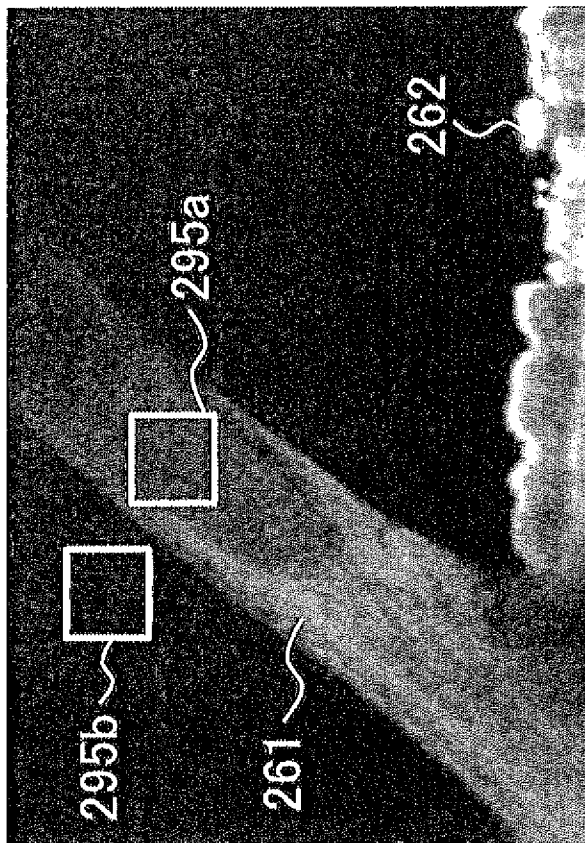
[図8A]



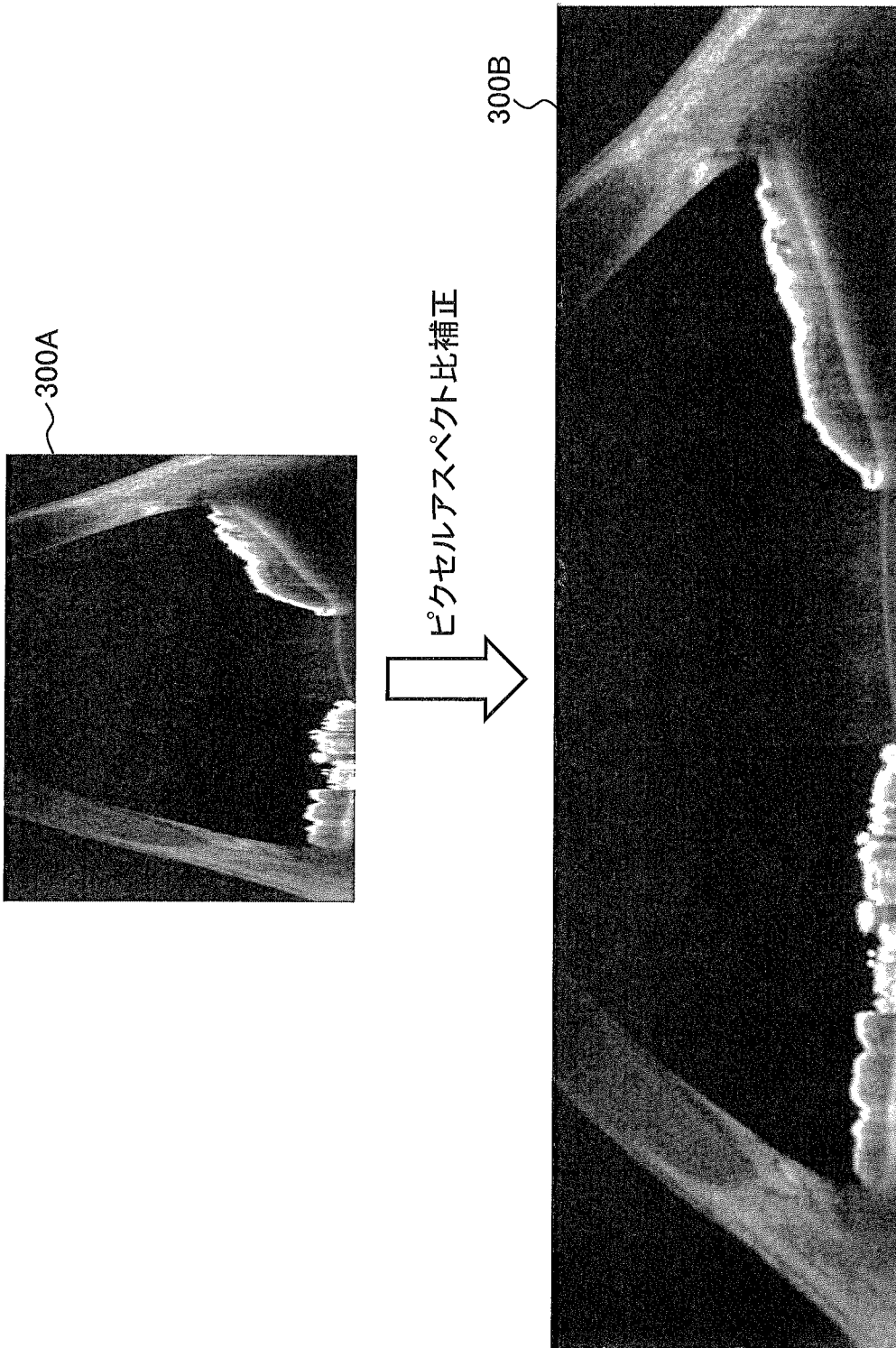
[8B]



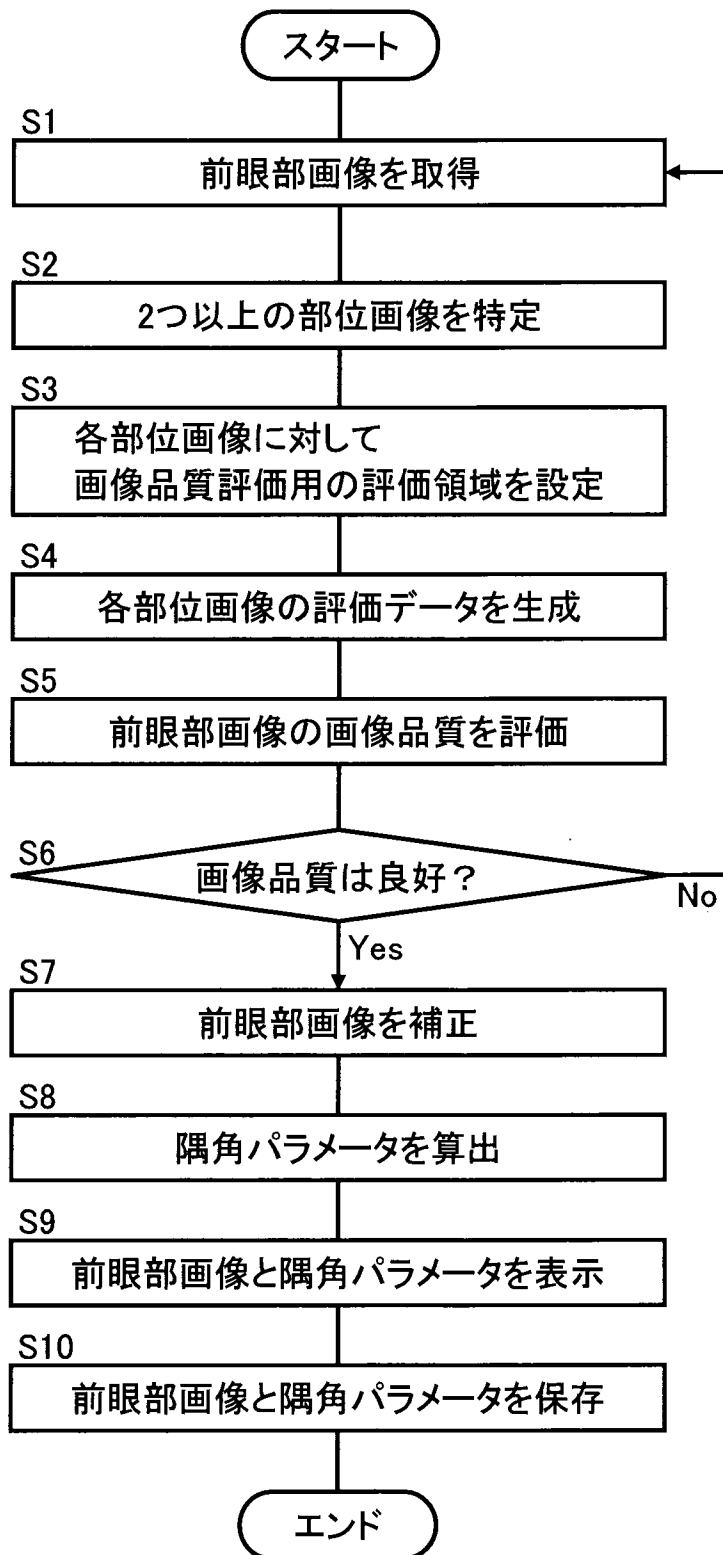
[図8C]



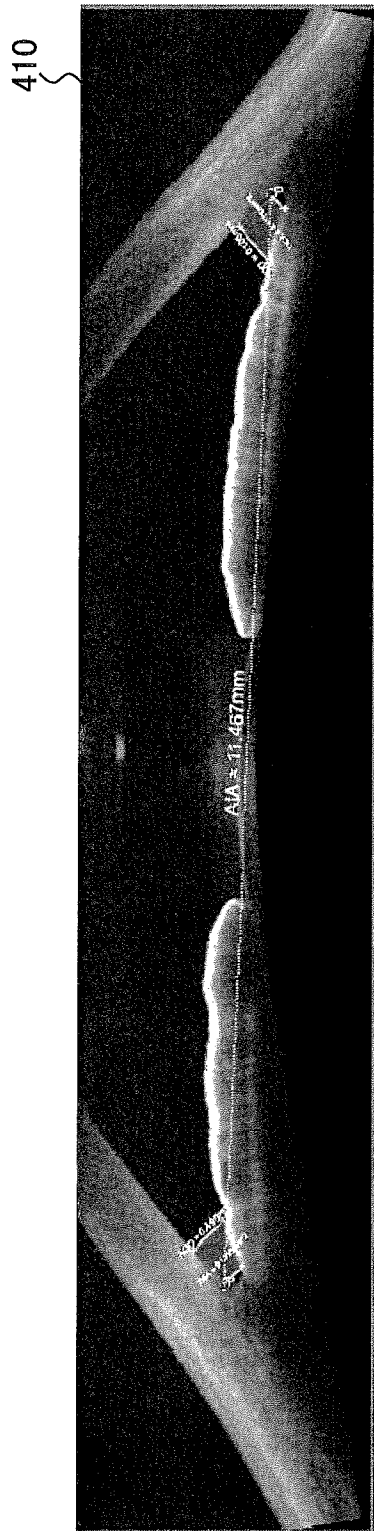
[図9]




[図10]

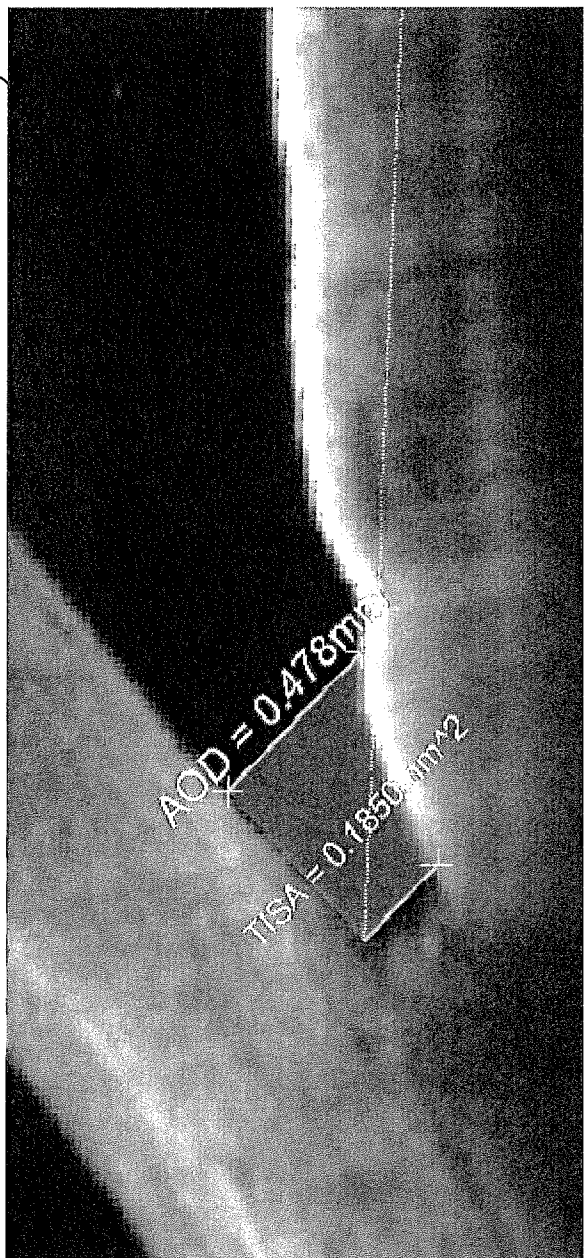


[11A]

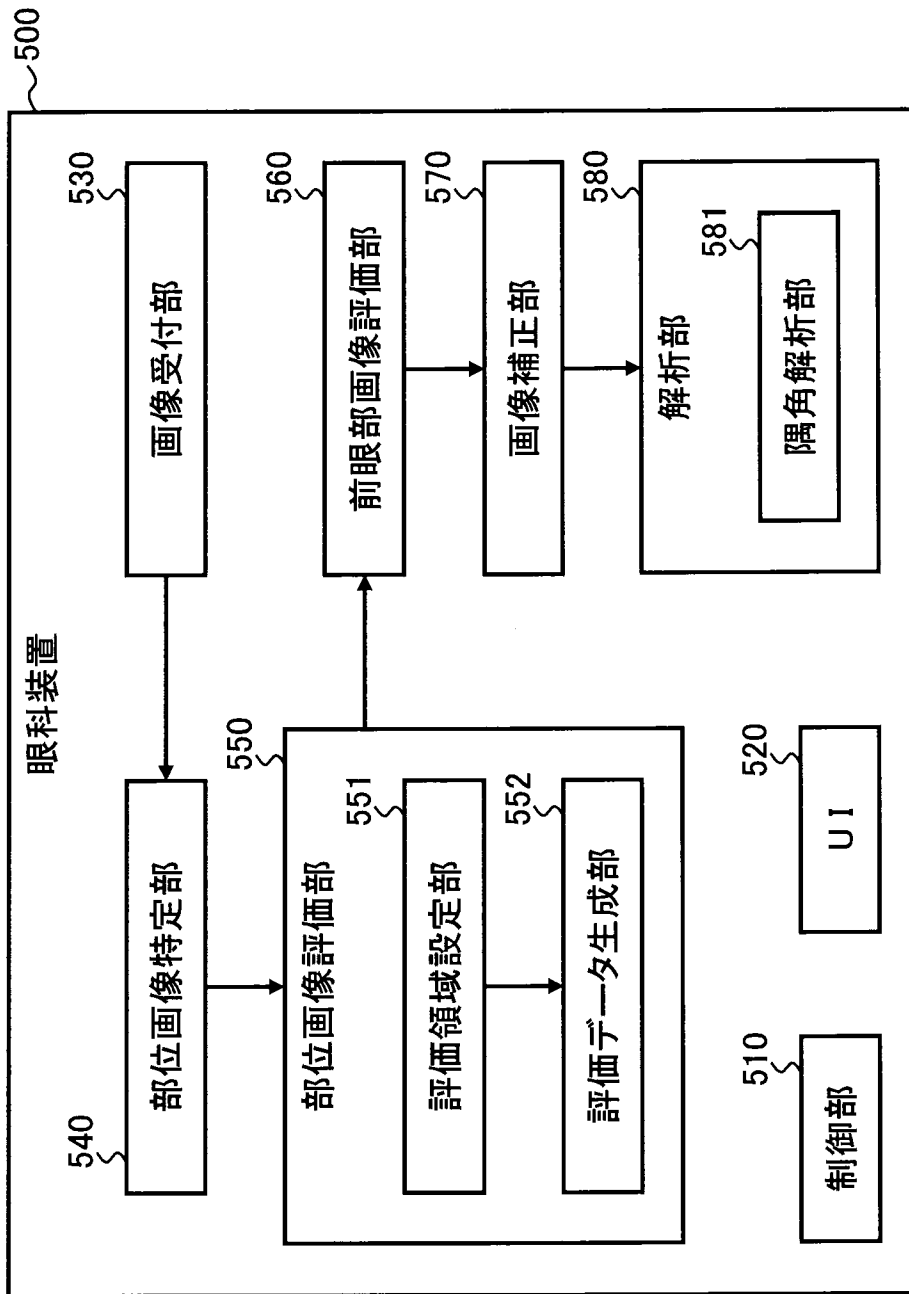


[11B]

420



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2020/047608

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl. A61B3/10 (2006.01) i
FI: A61B3/10 100

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int. Cl. A61B3/10-3/18

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

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2021
Registered utility model specifications of Japan 1996-2021
Published registered utility model applications of Japan 1994-2021

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	JP 2019-213740 A (TOPCON CORP.) 19 December 2019, paragraphs [0275]-[0332], all drawings, lines 1-14, paragraphs [0275]-[0332], fig. 11-14	1-13, 20-22, 24-29
Y	JP 2015-066083 A (TOMEY CORP.) 13 April 2015, paragraphs [0059]-[0061], fig. 9	14-19, 23
Y	WO 2014/192520 A1 (TOPCON CORP.) 04 December 2014, paragraphs [0067], [0109], fig. 4	14-19, 23
Y	JP 2013-226383 A (CANON INC.) 07 November 2013, paragraph [0020], fig. 2, 3	17-19, 23
Y	JP 2018-102789 A (NIDEK CO., LTD.) 05 July 2018, entire text, all drawings	19, 23
A		1-29

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
25.01.2021

Date of mailing of the international search report
02.02.2021

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 REPORTInternational application No.
PCT/JP2020/047608

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2014/203901 A1 (TOPCON CORP.) 24 December 2014, entire text, all drawings	1-29

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2020/047608

Patent Documents referred to in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
JP 2019-213740 A	19.12.2019	WO 2019/239708 A1	
JP 2015-066083 A	13.04.2015	US 2015/0092160 A1	
		paragraphs [0101]-[0104], fig. 9	
WO 2014/192520 A1	04.12.2014	EP 2865324 A1	
		JP 2016-179402 A	
		JP 2016-179403 A	
		US 2016/0089020 A1	
JP 2013-226383 A	07.11.2013	paragraph [0144]	
		US 2013/0258280 A1	
		paragraph [0050], fig. 2, 3	
JP 2018-102789 A	05.07.2018	(Family: none)	
WO 2014/203901 A1	24.12.2014	JP 2016-195878 A	
		JP 2018-130595 A	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 3/10(2006.01)i FI: A61B3/10 100		
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）） A61B3/10-3/18 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 1971-2021年 日本国実用新案登録公報 1996-2021年 日本国登録実用新案公報 1994-2021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	JP 2019-213740 A (株式会社トプコン) 19.12.2019 (2019-12-19) 段落 [0275] - [0332]、図11-14	1-13, 20-22, 24-29
Y	段落 [0275] - [0332]、図11-14	14-19, 23
Y	JP 2015-066083 A (株式会社トーマコーポレーション) 13.04.2015 (2015-04-13) 段落 [0059] - [0061]、図9	14-19, 23
Y	WO 2014/192520 A1 (株式会社トプコン) 04.12.2014 (2014-12-04) 段落 [0067]、[0109]、図4	17-19, 23
Y	JP 2013-226383 A (キヤノン株式会社) 07.11.2013 (2013-11-07) 段落 [0020]、図2-3	19, 23
A	JP 2018-102789 A (株式会社ニデック) 05.07.2018 (2018-07-05) 全文、全図	1-29
A	WO 2014/203901 A1 (株式会社トプコン) 24.12.2014 (2014-12-24) 全文、全図	1-29
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー “A” 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの “E” 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの “L” 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） “O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 “P” 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願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抵触するものではなく、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 25.01.2021	国際調査報告の発送日 02.02.2021	
名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） 相川 俊 2Q 1130 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
 PCT/JP2020/047608

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2019-213740 A	19.12.2019	WO 2019/239708 A1	
JP 2015-066083 A	13.04.2015	US 2015/0092160 A1 [0101]-[0104], 図9	
		EP 2865324 A1	
WO 2014/192520 A1	04.12.2014	JP 2016-179402 A JP 2016-179403 A US 2016/0089020 A1 [0144]	
JP 2013-226383 A	07.11.2013	US 2013/0258280 A1 [0050], 図2-3	
JP 2018-102789 A	05.07.2018	(ファミリーなし)	
WO 2014/203901 A1	24.12.2014	JP 2016-195878 A JP 2018-130595 A	