

(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
2022年9月9日(09.09.2022)



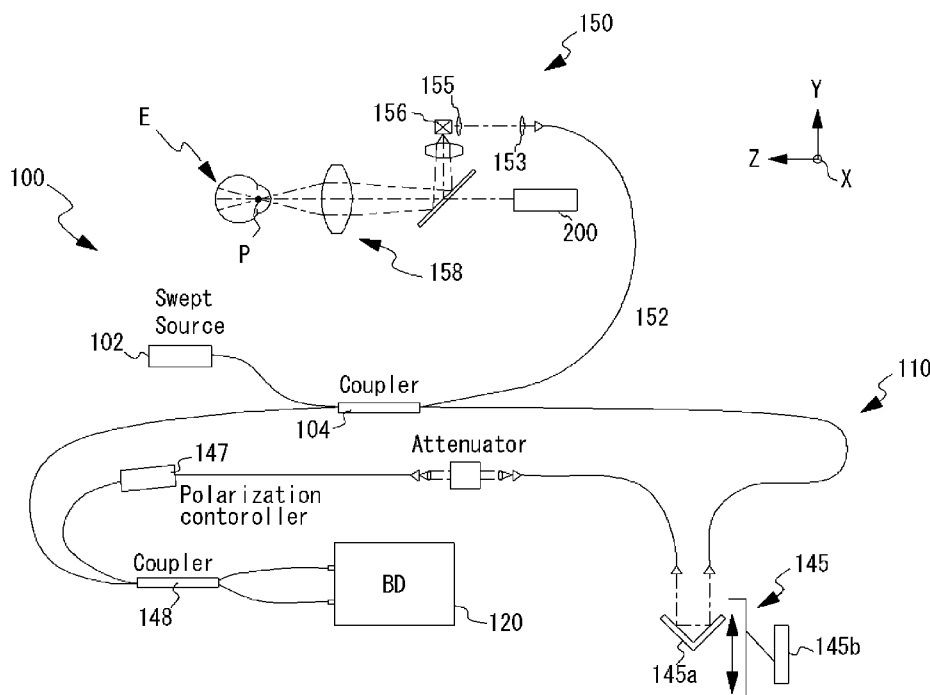
(10) 国際公開番号

WO 2022/186115 A1

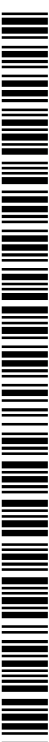
- (51) 国際特許分類:
G01N 21/17 (2006.01) A61B 3/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2022/008184
- (22) 国際出願日: 2022年2月28日(28.02.2022)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2021-033935 2021年3月3日(03.03.2021) JP
特願 2021-162174 2021年9月30日(30.09.2021) JP
- (71) 出願人: 株式会社ニデック(NIDEK.CO.,LTD)
[JP/JP]; 〒4430038 愛知県蒲郡市拾石町前
浜3 4 番地 1 4 Aichi (JP).
- (72) 発明者: 余語 宏文(YOGO Hirofumi); 〒4430038
愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 Aichi (JP).
柵木 誠二(MASEGI Seiji); 〒4430038 愛知
県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 Aichi (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, JM, JO, JP, 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,

(54) Title: OCT DEVICE, AND OPHTHALMIC IMAGE PROCESSING PROGRAM

(54) 発明の名称: OCT装置および眼科画像処理プログラム



(57) Abstract: An Optical Coherence Tomography (OCT) device provided with an OCT optical system and an arithmetic controller is provided with a light-guiding optical system including, at least, an optical scanner which causes measuring light to scan over tissue of a subject eye, and an objective optical system which is arranged between the optical scanner and the subject eye, and which forms a turning point at which the measuring light that has passed through the optical scanner is turned, and an alignment adjusting unit which adjusts a three-dimensional position of the light-guiding optical



WO 2022/186115 A1

ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG,
US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

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

添付公開書類 :

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

system relative to the subject eye, wherein the arithmetic controller guides the three-dimensional position such that the turning point is arranged at a target position set between the subject eye and the objective optical system, and executes an OCT data acquisition operation at the target position.

(57) 要約 : OCT光学系と、演算制御器と、を備えるOCT装置において、前記被検眼の組織上で前記測定光を走査する光スキャナ、および、前記光スキャナと前記被検眼との間に配置され、前記光スキャナを經由した前記測定光が回転される回転点を形成する対物光学系、を少なくとも備える導光光学系と、前記被検眼に対する前記導光光学系の3次元位置を調整するアライメント調整部と、を備え、前記演算制御器は、前記回転点が前記被検眼と前記対物光学系との間に設定される目標位置に配置されるように前記3次元位置を誘導し、更に、前記目標位置において前記OCTデータの取得動作を実行する。

明 細 書

発明の名称：OCT装置および眼科画像処理プログラム

技術分野

[0001] 本開示は、OCT装置および眼科画像処理プログラムに関する。

背景技術

[0002] 眼科分野において、被検眼の組織の断層画像を撮影する装置である、光干渉断層計 (Optical Coherence Tomography : OCT) が知られている。

[0003] OCTの技術分野では、OCTデータにおける深達性を改善する（つまり、深さ方向の撮影範囲を拡大する）種々の試みが行われている。

[0004] 近年では、光源の改良等によって、撮影範囲を著しく改善できることが報告されている。例えば、VCSELと呼ばれる、コヒーレンス長の長い光を出射する光源を、OCT光源として採用することが、深達性の改善に有効である。高深達なOCTでは、一度のAスキャンで角膜から眼底までの深さ領域を撮影することも提案されている（特許文献1参照）。

[0005] また、一般に、網膜中心窩は、眼軸（または眼の光軸）にはなく、わずかに耳側に偏心している。そのため、正常の眼球光学系においても、いわゆる生理的斜視角が存在する。この角度を表として、 α 角、 γ 角、 κ 角、 λ 角等の各種の角度が知られている。例えば、これらの角度は、近年では、プレミアムIOLの処方等の場面において考慮されている（特許文献1参照）。例えば、特許文献1等では、前眼部の正面画像の情報に基づいて κ 角が求められている。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特開2015-157182号公報

非特許文献

[0007] 非特許文献1：Cecilio Velasco-Barona et al, "Personalized Optical Designs and Manipulating Optics: Applications on the Anterior Segment of

the Eye” Journal of Ophthalmology ,27 Nov 2019(Published)

発明の概要

- [0008] OCT装置では、光スキャナを用いて被検眼の組織上で測定光を走査することで、測定光の軌跡に応じたOCTデータ（Bスキャンデータまたはボリュームデータ）が得られるところ、特許文献1には、前眼と眼底の両方を広範囲にスキャンしやすいスキャン手法について、何ら検討されていない。
- [0009] また、被検眼の生理的斜視角を求める手法として、特許文献1等で採用される手法では、中心窩の実際の位置は不明である。広範囲なOCTデータであれば、被検眼の生理的斜視角をより適正に求められる可能性がある。
- [0010] 本発明は、上記事情の少なくとも1つに鑑みてなされたものであり、被検眼の生理的斜視角を適正に求めること、を技術課題とする。
- [0011] 本開示の第1態様に係る眼科画像処理プログラムは、眼科用コンピュータのプロセッサによって実行されることによって、前眼部のOCTデータと、測定光の旋回点対物光学系よりも被検眼側に配置された状態で取得された眼底のOCTデータと、を少なくとも含む被検眼の広域OCTデータを取得する取得ステップと、前記広域OCTデータを解析することによって、被検眼の生理的斜視角を求める解析処理ステップと、を前記眼科用コンピュータに実行させる。
- [0012] 本開示の第2態様に係るOCT装置は、上記の眼科画像処理プログラムを実行する。
- [0013] 本開示によれば、前眼と眼底の両方を広範囲にスキャンしやすい。

図面の簡単な説明

- [0014] [図1]実施例に係るOCTシステムの概略構成を示した図である。
- [図2]実施例に係るOCT光学系を示す図である。
- [図3]撮影動作を説明するフローチャートである。
- [図4A]眼底モードでの装置と被検眼Eとの位置関係を示す図である。
- [図4B]眼底モードで取得される眼底OCTデータを示す図である。
- [図5A]前眼部モードでの装置と被検眼Eとの位置関係を示す図である。

[図5B]前眼部モードで取得される眼底OCTデータを示す図である。

[図6A]全眼球モードでの装置と被検眼Eとの位置関係を示す図である。

[図6B]全眼球モードで取得される眼底OCTデータを示す図である。

[図7]合成OCTデータを示す図である。

[図8]解析処理を説明するための図である。

[図9]変形例に係る測定手法を示す図である。

発明を実施するための形態

[0015] 「概要」

本開示の実施形態を説明する。以下の<>にて分類された項目は、独立または関連して利用されうる。各実施形態に係るOCT装置は、広域のOCTデータの取得に適している。

[0016] <第1実施形態>

第1実施形態に係るOCT装置は、OCT光学系、導光光学系、演算制御器、および、アライメント調整部、を少なくとも備える。

[0017] <OCT光学系>

OCT光学系（図2参照）は、被検眼のOCTデータを撮影するために利用される。OCT光学系は、光分割器と、検出器と、を少なくとも備える。光分割器は、OCT光源からの光を測定光と参照光とに分割するために利用される。検出器は、被検眼に導かれた測定光と、参照光と、のスペクトル干渉信号を検出する。検出器からの信号が後述の演算制御器によって処理されることにより、OCTデータが取得される。

[0018] OCT光学系は、深達性の高い（換言すれば広域の）OCTデータの取得に適していてもよい。例えば、第1実施形態に係るOCT光学系は、波長掃引式OCT（SS-OCT）光学系であってもよい。この場合、OCT光学系は、測定光および参照光の光源であるOCT光源として、波長掃引光源（波長走査型光源）を備える。波長掃引光源は、出射波長を時間的に高速で変化させる。例えば、VCSEL式波長掃引光源は、コヒーレンス長が長いことから、OCT光源として利用されることで、深さ方向に関して広域のOC

Tデータを撮影可能となる。例えば、10mm程度またはそれ以上の撮影範囲が実現され得る。これにより、被検眼において互いに異なる深さ位置にある複数の組織を1回的に撮影できるようになる。具体例として、眼底と透光体との両方が1回的に撮影され得る。また、波長掃引光源は、いわゆる1 μ m帯で波長掃引を行う（約1050nmを中心に、波長掃引を行う）ことが好ましい。いわゆる1 μ m帯は、他の波長帯と比べて、被検眼の組織に対してより高い深達性を示すことが知られている。

[0019] 波長掃引光源における掃引周波数は、少なくとも第1周波数と第2周波数との間で変更可能であってもよい。第2周波数は、第1周波数よりも小さな値である。例えば、光源に内蔵された光学素子であって波長を掃引するために駆動される光学素子の速度、および、掃引サイクルにおけるデューティ比のいずれかが変更されることで、掃引周波数は変更される。

[0020] <変換部>

装置の光学系がSS-OCT光学系である場合、OCT装置は、更に、変換部を備える。SS-OCT光学系において、検出器では、波長掃引に伴って、スペクトル干渉信号がビート信号として検出される。変換部は、検出器から出力されるスペクトル干渉信号をサンプリングする。また、変換部は、検出器から出力されるスペクトル干渉信号を、アナログ信号からデジタル信号へと変換する。変換部は、サンプリング周波数を調整可能なデジタイザであってもよい。

[0021] <導光光学系>

導光光学系は、測定光を被検眼に導くための測定光路の少なくとも一部を形成する。より具体的には、本実施形態の導光光学系は、光スキャナ、および、対物光学系、を少なくとも含む。光スキャナは、被検眼の組織上で測定光を走査する。例えば、導光光学系には、走査方向が互いに異なる2つの光スキャナが設けられていてもよい。また、対物光学系は、光スキャナと被検眼との間に配置される。これによって、対物光学系は、測定光の旋回点を形成する。旋回点を中心として、光スキャナを経由した測定光が旋回される。

[0022] ここで、旋回点を通過した測定光は、被検眼の組織上であらかじめ定められた複数のスキャンラインに沿って走査される。走査に伴って、各スキャンラインについてのOCTデータが撮影される。スキャンラインは、検者からの指示に基づいて任意の位置に設定されてもよい。また、あらかじめ定められた複数のスキャンパターンのうちいずれかが選択されることで、スキャンパターンと対応するスキャンラインが設定されてもよい。スキャンパターンとしては、ライン、クロス、マルチ、マップ、ラジアル、サークル、等の種々のものが知られている。

[0023] <アライメント調整部>

アライメント調整部は、被検眼に対する導光光学系の3次元位置を調整する。このとき、本実施形態では、被検眼に対する導光光学系の前後方向の位置が少なくとも調整される。アライメント調整部が備えるアクチュエータによって、導光光学系は電動で移動されてもよい。これに限らず、アライメント調整部は、メカニカルな機構であってもよい。また、アライメント調整部は、被検者の顔の位置を変更可能な、顔支持ユニットを含んでいてもよい。つまり、被検者の顔の位置が移動されることで、被検眼側の3次元位置が調整されてもよい。

[0024] なお、本実施形態のOCT装置は、追加的に、アライメント検出光学系を有してもよい。アライメント検出光学系は、導光光学系を被検眼に対して適正作動距離に誘導するために利用される。アライメント検出光学系は、少なくともZ方向について被検眼に対する導光光学系のアライメント状態を検出する。本実施形態において、アライメント検出光学系は、少なくとも観察光学系（好ましくは前眼部観察光学系）が含まれていてもよい。この場合、作動距離検出用の指標を被検眼の前眼部に投光する投光光学系を更に有してもよい。観察光学系で観察される指標の位置あるいは結像状態に基づいて、作動距離が調整されてもよい。また、OCT光学系がアライメント検出光学系として利用されてもよい。この場合、OCTデータ上の予め定められた位置に前眼部の像が撮像されるように、OCTデータに基づいてアライメン

ト状態が調整されてもよい。

[0025] <演算制御器>

演算制御器は、検出器からの信号に基づいてOCTデータを取得する。より詳細には、変換部によってデジタル信号に変換されたスペクトル干渉信号が、画像処理器によって演算処理される。これによって、被検眼のOCTデータが取得される。また、演算制御器は、OCT光学系を少なくとも制御してOCTデータの取得動作を実行する。

[0026] <OCTデータ>

OCTデータは、信号データであってもよいし、視覚化された画像データであってもよい。例えば、OCTデータは、被検眼の反射強度特性を示す断層画像データ、被検眼のOCTアンジオデータ（例えば、OCTモーションコントラストデータ）、被検眼のドップラー特性を示すドップラーOCTデータ、被検眼の偏光特性を示す偏光特性データ、等の少なくともいずれかであってもよい。

[0027] また、OCTデータは、Bスキャンデータ（例えば、Bスキャン断層画像データ、二次元OCTアンジオデータ、等）、正面（En face）データ（例えば、OCT正面データ、正面モーションコントラストデータ、等）、三次元データ（例えば、三次元断層画像データ、三次元OCTアンジオデータ、等）、等の少なくともいずれかであってもよい。

[0028] <フルレンジ化技術の適用>

OCTデータには、フルレンジ化技術が適用されてもよい。OCTデータにおいて虚像を除去する種々の手法が、フルレンジ化技術と呼ばれる。本実施形態では、いずれかのフルレンジ化技術を適用してもよく、これによって、虚像が選択的に除去された更に広範囲のOCTデータが取得可能であってもよい。

[0029] なお、フルレンジ化技術の一例としては、追加のハードウェアにより虚像（鏡像ともいう）を除去する技術（例えば、非特許文献1参照）、追加のハ

ードウェアを用いずにソフトウェアで補正する技術（例えば、特許文献2参照）等を挙げることができる。

非特許文献2：Wojtkowski, M. et al. (2002) Full range complex spectral optical coherence tomography technique in eye imaging, *Optics Letters*, 27(16), p. 1415.

特許文献2：特表2015-506772号公報 また、本出願人による出願（特願2019-014771号）では、スペクトル干渉信号を検出する際の光路長が異なる複数のOCTデータに基づいて、OCTデータにおける実像と虚像との重複領域に対して少なくとも補完処理を行い、補完処理が施されたOCTデータを生成する、更に別のフルレンジ化技術が提案されており、これを本実施形態において適用してもよい。

[0030] <導光光学系の位置誘導>

例えば、演算制御器は、旋回点が目標位置に配置されるように、被検眼に対する導光光学系の3次元位置を誘導する。誘導の結果として旋回点が目標位置へ到達した場合、OCTデータの取得動作が実行される。

[0031] 旋回点を目標位置に配置するための導光光学系の位置誘導は、いわゆるオートアライメントであってもよい。すなわち、アライメント調整部が演算制御器によって駆動制御されることで、旋回点の位置と目標位置とのズレが低減する方向に導光光学系が移動されてもよい。また、オートアライメントの代わりに、或いは、追加的に、旋回点が目標位置に配置されるように、アライメントを補助するガイド情報が検者に対して出力されてもよい。ガイド情報は、モニタに表示されるグラフィカルな情報（例えば、文字情報、図形情報等、詳細は後述する）であってもよいし、スピーカから出力される音声情報であってもよい。例えば、ガイド情報は、検者に対する操作の案内であってもよい。

[0032] 本実施形態において、旋回点の目標位置は、被検眼と対物光学系との間に設定される。角膜頂点から前後方向に所定距離だけ離れた位置に、目標位置は定められていてもよい。

- [0033] 目標位置は被検眼と対物光学系との間にあるので、光軸と平行でない測定光は、被検眼の角膜に対して光学系の光軸から遠ざかりながら入射する。このような測定光は、眼球内で再び光軸と交わることなく、前眼部の各組織、および、眼底へ導かれる。これにより、被検眼のより広範囲に対して測定光を照射できる。
- [0034] ここで、旋回点が被検眼と対物光学系との間に形成されずに測定光が被検眼へ導かれる2つの比較例（比較例1，2）と、本実施形態との測定範囲の違いを示す。
- [0035] 比較例1では、旋回点が被検眼の眼球内に配置される。比較例1では、被検眼において旋回点付近の深さ位置にある部位には測定光が照射されにくく、撮影されにくい。これに対し、本実施形態では、被検眼と対物光学系との間に設定されることで、被検眼の眼球内に旋回点が配置されないため、比較例1と比べて、それぞれの深さ位置にある組織が撮影されやすい。
- [0036] 比較例2では、対物光学系から被検眼に対して略テレセントリックに、測定光が照射される。テレセントリックな光束は、被検眼の透光体で屈折するので、眼底まで到達する測定光は、眼底の略中心（中心窩付近）に集められてしまう。よって、比較例2では、眼底上の撮影範囲を確保し難い。これに対し、本実施形態では、測定光が、被検眼と対物光学系との間にある旋回点から被検眼の角膜に対して、光学系の光軸から遠ざかりながら入射する。このため、測定光が被検眼の透光体で屈折しても、眼底の略中心（中心窩付近）から離れた位置にも測定光が照射されやすい（つまり、撮影できる）。
- [0037] ここで、本実施形態に係るOCT装置では、目標位置において、あえて虹彩で測定光がケラれるように、測定光の走査量が設定されてもよい。この場合、目標位置においてOCTデータの取得動作が実行された結果として、角膜、眼底、および、虹彩が少なくとも含まれるOCTデータが、1回的に（換言すれば、ワンショットで）取得可能となる。
- [0038] ワンショットで取得されたOCTデータにおいて、角膜、虹彩、および、眼底の位置情報が含まれていることで、眼底と前眼部との位置関係が適切に

特定可能となる。また、眼底と前眼部との位置関係が適切に特定可能であることで上記OCTデータは、前眼部または眼底の局所的なOCTデータと、適切に合成（コラージュ）することができる。

[0039] <深さ方向に関する測定範囲の調整>

本実施形態のOCT装置は、第2調整部を備えてもよい。第2調整部が演算制御器によって制御されることによって、OCTデータにおける深さ方向に関する測定範囲が調整可能（変更可能）であってもよい。例えば、深さ方向に関する測定範囲は、少なくとも第1測定範囲と、第1測定範囲に対して狭い第2測定範囲との間で、第2調整部の制御に基づいて切換可能であってもよい。

[0040] 例えば、SS-OCTの場合、波長掃引光源、および、変換部の一方または両方が、第2調整部として用いられてもよい。この場合、OCTデータにおける深さ方向に関する測定範囲の広さが、掃引周波数および干渉信号のサンプリング周期の一方または両方を変更することによって変更される。本実施形態では、少なくとも、被検眼と対物光学系との間に設定される目標位置においてOCTデータの取得動作を実行する場合に、測定範囲に角膜から眼底までが含まれるように、測定範囲が調整されてもよい。より詳細には、測定範囲が被検眼の眼軸長よりも大きくなるように、深さ方向に関する測定範囲の広さが調整されてもよい。

[0041] また、第2調整部は、光路長差調整部を含んでもよい。光路長差調整部は、測定光の光路長および参照光の光路長のうち少なくとも一方を変更する。これにより、光路長差調整部は、測定光と参照光との光路長差を調整する。光路長差に応じて測定範囲が深さ方向に関して変位される。なお、光路長差調整部は、導光光学系のうち対物光学系よりも上流側（光源側）の光路、および、参照光学系の光路、の少なくともいずれかの光路長を変更するデバイスであってもよい。

[0042] また、本実施形態のOCT装置は、測定光のフォーカス位置を調整するフォーカス調整部を、有してもよい。

[0043] 演算制御器は、被検眼と対物光学系との間に旋回点が配置される目標位置において、測定光のフォーカス位置が互いに異なる複数のOCTデータを取得し、複数のOCTデータを合成処理して合成OCTデータを取得してもよい。これにより、OCT光学系の被写界深度が眼軸長に対して十分大きくない場合であっても、全体的に輝度の高いOCTデータを取得しやすくなる。

[0044] <第2実施形態>

次に、第2実施形態を説明する。第2実施形態に係る眼科画像処理プログラムは、眼科用コンピュータのプロセッサによって実行されることで、以下の各ステップによる眼科画像処理方法を眼科用コンピュータに実行させる。眼科用コンピュータは、OCT装置と一体化されていてもよいし、別体であってもよい。なお、別体である場合は、眼科用コンピュータと、眼科撮影装置とは、有線または無線で接続されており、相互に通信可能である。

[0045] 説明の便宜上、特に断りが無い限り、実施形態及び実施例の説明において、眼科用コンピュータは、OCT装置と一体化されているものとして説明する。この場合、上述の演算制御器によって、眼科画像処理プログラムが実行される。

[0046] <取得ステップ>

第2実施形態において、演算制御器は、被検眼の広域OCTデータを取得してもよい。広域OCTデータには、少なくとも、前眼部のOCTデータと、眼底のOCTデータと、が少なくとも含まれる。眼底のOCTデータは、対物光学系よりも被検眼側に測定光の旋回点が配置された状態で取得されたものである。その結果として、本実施形態における広域OCTデータは、眼底の横断方向に関して、被検眼の光学的な特徴を特定するうえで十分な情報量を有する。

[0047] 広域OCTデータは、第1実施形態において示した撮影手法によって、ワンショットで撮影されていてもよい。また、旋回点が被検眼の眼球内に配置された状態で、ワンショットで撮影されてもよい。

[0048] <解析ステップ>

演算制御器は、広域OCTデータ（例えば、第1実施形態において、目標位置において取得されたBスキャンデータ）を解析することで、眼底に対する前眼部の傾きを表す情報（以下、便宜上、傾き情報と称する）を取得してもよい。

[0049] 例えば、広域OCTデータとして、角膜、虹彩、および、眼底を含むBスキャンデータを解析することで、眼底に対する前眼部の傾きを表す情報を取得してもよい。この場合において、例えば、傾き情報を、瞳孔中心と、眼底に基づく中心窩と、の位置関係に基づいて取得してもよい。瞳孔中心は、虹彩の端部の中心であってもよく、特に好ましくは、虹彩の外側端部（隅角位置でもよい）の中心であってもよい。

[0050]

一例として、瞳孔中心と中心窩とを結ぶ直線を、傾き情報として取得してもよい。該直線そのもの、または、該直線と装置あるいは被検眼の基準軸とのズレ量を、傾き情報として取得してもよい。

[0051]

ズレ量は、例えば、瞳孔中心と中心窩とを結ぶ直線と、OCT光学系の光軸とがなす角度として、求められてもよい。例えば、より適切なIOL処方等を、傾き情報に基づいて提案できる可能性がある。

[0052] また、傾き情報として、被検眼の生理的斜視角を求めてもよい。生理的斜視角には、例えば、 α 角、 γ 角、 κ 角、 λ 角等が挙げられる。これらのうちいずれかの生理的斜視角を、広域OCTデータを解析することによって取得してもよい。

[0053] 広域OCTデータに、角膜、水晶体、および、眼底中心窩が含まれていれば、広域OCTデータに、角膜、水晶体、および、眼底中心窩に基づいて、生理的斜視角を求めることができる。

[0054] ここで、測定光の旋回点が被検眼の前眼部に調整された状態で撮影された広域OCTデータを用いて、例えば、生理的斜視角の1つである κ 角を測定する場合について説明する。 κ 角は、被検眼の視軸、瞳孔中心線とのなす角

度であると定義されるところ、視軸は、網膜中心窩を通過するAスキャンと近似される。また、OCTデータにおける角膜および水晶体の情報から眼の光軸が特定される。例えば、OCTデータにおける角膜および水晶体の形状情報から、角膜および水晶体の曲率中心（より詳細には、それぞれの前後面の曲率中心）を通るAスキャンが、眼の光軸として近似される。例えば、後述の非特許文献1の手法を参照されたい。瞳孔中心線は、眼の光軸（GullstrandのOptic axis）としても用いられるものであるから、2つのAスキャンの変位量に少なくとも基づいて、 κ 角を容易に概算できる（詳細は実施例で後述する）。なお、 α 角は、眼の光軸と視軸とのなす角度であるから、上記のようにして求められた κ 角は、実質的に α 角とも同視できる可能性がある。非特許文献3：Hyung-Jin Kim, et al. “Full ocular biometry through dual-depth whole-eye optical coherence tomography” Biomedical Optics Express Vol. 9, Issue 2, pp. 360-372 (2018) ここで、広域OCTデータにおける、角膜、および、水晶体が、角膜輝点、および、水晶体輝点を少なくとも含むものである場合は、角膜輝点、および、水晶体輝点、を通過する直線を、眼の光軸（および、瞳孔中心線）として求めることができる。これにより、広域OCTデータにおいて、角膜および水晶体のカーブが検出困難な場合であっても、眼の光軸（および瞳孔中心線）を特定できる。よって、眼底側にフォーカスを合わせて撮影されたワンショットの広域OCTデータから、眼の光軸（および瞳孔中心線）そのもの、および、それらを基準とする傾き情報を容易に取得しやすい。

[0055] 広域OCTデータにおいて、角膜および水晶体のカーブが検出可能な場合は、角膜および水晶体のカーブ形状に基づいて、それぞれの曲率中心を求め、更には、眼の光軸をそれぞれの曲率中心に基づいて求めてもよい。

[0056] また、広範囲な前眼部OCTが広域OCTデータに含まれていれば、虹彩（より好ましくは隅角）および角膜の情報を利用することによって、瞳孔中心線は、瞳孔中心を通過し角膜に垂直な直線として、より厳密に解剖学的に求めることができる。このようにして求められる瞳孔中心線を、 κ 角の算出

において利用してもよい。

[0057] 更に、広域OCTデータを解析することによって、眼の各種参照軸、或いは、参照軸に基づく情報が取得されてもよい。参照軸は、例えば、視軸、注視線、照準線、瞳孔中心線、眼軸等のうち何れかであってもよい。更には、これらの情報を利用して、 α 角および κ 角以外の生理的斜視角を求めることができると考えられる。

[0058] 「実施例」

以下、実施例として、図1, 2に示すOCTシステム（光コヒーレンストモグラフィシステム）を説明する。

[0059] 本実施例のOCTシステムは、被検眼Eにおける測定範囲を切替える。撮影モードを切り換えて、被検眼の眼底、前眼部、および、全眼球を、それぞれの撮影モードで撮影する。

[0060] 図1に示すように、実施例に係るOCTシステムは、光学ユニット10と、本実施例のコンピュータに相当する制御ユニット50と、を少なくとも含む。本実施例において、光学ユニット10と、制御ユニット50と、は、OCT装置として、一体化されている。本実施例に係るOCTシステム（OCT装置）は、波長掃引式OCT（SS-OCT）を基本的構成としている。

[0061] 光学ユニット10は、導光光学系150を備える。更に、本実施例における光学ユニット10は、眼底観察光学系200、および、前眼部観察光学系300を備える。

[0062] 光学ユニット10は、XYZ移動部15によって3次元的に移動可能である。本実施例では、XYZ移動部15は、演算制御器70によって駆動制御される。本実施例では、XYZ移動部15が光学ユニット10を3次元的に移動させることによって、被検眼Eに対して光学ユニット10の3次元位置が調整される。これにより、被検眼Eに対して光学ユニット10の3次元位置がアライメントされる。また、被検者の顔は顔支持ユニット17によって支持される。顔支持ユニット17による顔の支持位置は、上下方向に移動可能である。

[0063] 制御ユニット50は、本実施例におけるコンピュータであり、OCTシステムの全体を制御する演算制御器（プロセッサ）70を少なくとも備える。演算制御器70は、例えば、CPUおよびメモリなどによって構成される。一例として、本実施例では、演算制御器70が、OCTシステムにおける画像処理器を兼用している。

[0064] その他、OCTシステムには、記憶部（メモリ）72、入力インターフェース（操作部）75、モニタ80、等が設けられてもよい。各部は、演算制御器70に接続される。

[0065] OCT装置の動作を制御するための各種プログラム、初期値等は、メモリ72に記憶されてもよい。例えば、ハードディスクドライブ、フラッシュROM、および、OCT装置に着脱可能に装着されるUSBメモリ等をメモリ72として使用することができる。また、メモリ72には、OCTデータから生成されるOCT画像の他、撮影に関する各種情報が記憶されてもよい。モニタ80は、OCTデータ（OCT画像）を表示してもよい。

[0066] <OCT光学系>

次に、図2を参照し、本実施例におけるOCT光学系100を説明する。OCT光学系100は、導光光学系150によって測定光を被検眼Eに導く。OCT光学系100は、参照光学系110に参照光を導く。OCT光学系100は、被検眼Eによって反射された測定光と参照光との干渉、によって取得されるスペクトル干渉信号光を検出器（受光素子）120に受光させる。

[0067] 本実施例において、OCT光学系100には、SS-OCT方式が用いられる。この場合、OCT光学系100は、OCT光源102として、波長掃引光源を有する。また、OCT光学系100は、検出器120として、点検出器を有する。

[0068] 波長掃引光源は、出射波長が時間的に掃引される。OCT光源102は、VCSEL式波長掃引光源であってもよい。VCSEL式波長掃引光源は、レーザ発振を担うVCSELと、高速走査を実現するMEMSと、を含む。

本実施例におけるVCSSEL式波長掃引光源として、掃引周波数（スキャンレート）を変更可能なデバイスが用いられる。例えば、本実施例におけるOCT光源102は、少なくとも20kHz（本実施例における第2周波数）から400kHz（本実施例における第1周波数）までの範囲で、複数の掃引周波数に変更できる。

[0069] 本実施例において検出器120は、複数（例えば、2つ）の検出器を用いて平衡検出を行う平衡検出器である。演算制御器70は、波長掃引光源による出射波長の変化に応じて参照光と測定光の戻り光の干渉信号をサンプリングし、サンプリングによって得られた各波長での干渉信号に基づいて被検眼のOCTデータを得る。本実施例において、サンプリング周期は、OCT光源102における掃引周波数に応じて深さ方向に関する測定範囲が変更されるように適宜調整される。

[0070] カップラ（スプリッタ）104は、第1の光分割器として用いられ、光源102から出射された光を測定光路と参照光路に分割する。カップラ104は、例えば、光源102からの光を測定光路側の光ファイバー152に導光すると共に、参照光路側の参照光学系110に導光する。

[0071] <導光光学系>

導光光学系150は、測定光を眼Eに導くために設けられる。導光光学系150には、例えば、光ファイバー152、コリメータレンズ153、フォーカシングレンズ155、光スキャナ156、及び、対物レンズ系158（本実施例における対物光学系）が順次設けられてもよい。この場合、測定光は、光ファイバー152の出射端から出射され、コリメータレンズ153によって平行ビームとなる。その後、フォーカシングレンズ155を介して、光スキャナ156に向かう。フォーカシングレンズ155は、図示なき駆動部によって光軸に沿って変位可能であり、集光状態を調整するために利用される。光スキャナ156を通過した光は、対物レンズ系158を介して、眼Eに照射される。本実施例では、（装置本体が備える）対物レンズ系158に関して光スキャナ156と共役な位置に、旋回点Pが形成される。本実施

例では、後述するように、被検眼Eの深さ方向に関する測定範囲（換言すれば、撮影部位）に応じて、被検眼Eおよび装置の光学系の少なくともいずれかに対する、旋回点Pの位置が変更される。

[0072] 光スキャナ156は、被検眼Eの組織上でXY方向（横断方向）に測定光を走査させてもよい。本実施例において、光スキャナ156は、例えば、2つのガルバノミラーであり、その反射角度が駆動機構によって任意に調整される。光源102から出射された光束は、その反射（進行）方向が変化され、被検眼Eの組織上で任意の方向に走査される。光スキャナ156としては、例えば、反射ミラー（ガルバノミラー、ポリゴンミラー、レゾナントスキャナ）の他、光の進行（偏向）方向を変化させる音響光学素子（AOM）等が用いられてもよい。

[0073] 測定光による眼Eからの散乱光（反射光）は、投光時の経路を遡って、光ファイバー152へ入射され、カップラ104に達する。カップラ104は、光ファイバー152からの光を、検出器120に向かう光路へと導く。

[0074] <参照光学系>

参照光学系110は、参照光を生成する。参照光は、測定光の被検眼Eからの反射光と合成される。参照光学系110を経由した参照光は、カップラ148にて測定光路からの光と合波されて干渉する。参照光学系110は、マイケルソンタイプであってもよいし、マッハツェンダタイプであってもよい。

[0075] 図2に示す参照光学系110は、一例として、透過光学系によって形成されている。この場合、参照光学系110は、カップラ104からの光を戻さず透過させることにより検出器120へと導く。これに限らず、参照光学系110は、例えば、反射光学系によって形成され、カップラ104からの光を反射光学系により反射することにより検出器120に導いてもよい。本実施例において、カップラ104から検出器120までの光路上には、光路長差調整部145、および、偏波調整部147、が配置されている。

[0076] 光路長差調整部145は、測定光と参照光との光路長差を調整するために

利用される。OCTデータを取得する際には、撮影対象（被検眼Eの部位）の深さ位置に少なくとも応じて、測定光と参照光との光路長差を、事前に調整しておく必要がある。本実施例では、参照光路上に、直交した2つの面を持つミラー145aが設けられている。このミラー145aがアクチュエータ145bによって矢印方向に移動されることによって、参照光路の光路長を増減することができる。勿論、測定光と参照光との光路長差が調整する構成は、これに限られるものではない。例えば、導光光学系150において、コリメータレンズ153とカップラとが一体的に移動されることで、測定光の光路長が調整され、結果として、測定光と参照光との光路長差が調整されてもよい。

[0077] 本実施例において、偏波調整部147は、参照光の偏光を調整する。偏波調整部は測定光路上に配置されていてもよい。

[0078] <深さ情報の取得>

演算制御器70は、検出器120によって検出されたスペクトル信号を処理（フーリエ解析）し、被検眼のOCTデータを得る。

[0079] スペクトル信号（スペクトルデータ）は、波長 λ の関数として書き換えられ、波数 k （ $=2\pi/\lambda$ ）に関して等間隔な関数 $I(k)$ に変換されてもよい。あるいは、初めから波数 k に関して等間隔な関数 $I(k)$ として取得されてもよい（K-CLOCK技術）。演算制御器は、波数 k 空間でのスペクトル信号をフーリエ変換することにより深さ（Z）領域におけるOCTデータを得てもよい。

[0080] さらに、フーリエ変換後の情報は、Z空間での実数成分と虚数成分を含む信号として表されてもよい。演算制御器70は、Z空間での信号における実数成分と虚数成分の絶対値を求めることによりOCTデータを得てもよい。

[0081] <動作説明>

次に、フローチャートに基づいて、実施例に係るOCT装置の動作を説明する。

[0082] まず、図4のフローチャートを参照し、撮影までの流れを説明する。

[0083] <S 1, S 2 : 撮影モードの設定>

本実施例では、事前に、選択操作に基づいて撮影モードが設定される（S 1, S 2）。ここでは、被検眼Eの測定範囲に応じた3種類の撮影モードの中からいずれかが選択操作に基づいて設定される。撮影モードとして、眼底モード、前眼部モード、および、全眼球モードが設定可能である。撮影モードの選択操作は、設定画面を介して入力可能であってもよい。また、スキャンパターン、および、撮影種別等が、このとき設定されてもよい。

[0084] <眼底モード>

被検眼の眼底を測定範囲とする場合に、眼底モードが選択される（S 2 : 眼底モード）。図4Aに示すように、眼底モードでは、眼底周辺の数mm程度が測定範囲となる。この場合、制御部70は、OCT光源110の掃引周波数を、第1周波数（本実施例では、400kHz）に設定する（S 3）。これにより、深さ方向に関する測定範囲が数mm程度に調整される。

[0085] また、本実施例では、測定範囲に応じて、アライメント状態、および、OCT光学系100の各部の状態が調整される（S 4, S 5）。

[0086] まず、被検眼Eに対して光学ユニット10の3次元位置が、眼底撮影に適した位置へと誘導される（S 4）。すなわち、図5Aに示すように、旋回点Pが被検眼の前眼部（より具体的には瞳孔中心）に配置されるように、3次元位置が誘導される。旋回点Pが被検眼の前眼部に配置されることで、虹彩によってケラレずに、測定光は眼底に到達する。光スキャナ156の動作に応じて、旋回点Pを中心として測定光は走査される。その際、旋回点Pの位置は、眼球光学系における主点の位置と略一致しているため、被検眼Eの透光体による屈折の影響を受けにくい。このため、眼底モードでは、眼底の広範囲が撮影可能である。

[0087] アライメント調整の際には、例えば、事前に被検者に固視標を注視させたうえで、前眼部観察光学系300を介して取得される前眼部観察像に基づいて、制御部70がXYZ移動部15を駆動制御し、被検眼と光学ユニット10との位置関係が調整される。アライメント調整が完了した位置では、眼底

の正面画像が、観察画像として観察光学系200によって取得される。

[0088] アライメント完了後は、観察光学系200を介した観察画像の取得と、モニタ80における観察画像の表示と、が開始される。併せて、演算制御器70は、OCT光学系100を介して、眼底のOCT画像を、随時取得する。

[0089] 次に、撮影条件の最適化制御が行われる(S5)。OCT光学系100の各部の状態(つまり、撮影条件)が、測定範囲となる眼底部位にあわせて調整される。その結果、眼底部位が、OCT光学系100によって高感度・高解像度で観察できるようにする。なお、本実施例では、OCT光学系100における最適化の制御の一例として、光路長調整、フォーカス調整、および、偏光状態の調整(ポラライザ調整)が実行される。なお、本実施例において、ポラライザ調整では、測定光と参照光の間で偏光状態が合致するように(ここでは、より強い干渉信号が得られるように)、ポラライザ147が、受光素子120から出力される出力信号に基づいて駆動制御される(前眼部モード、および、全眼球モードにおいても同様)。

[0090] 例えば、図示なき最適化開始ボタン(Optimizeボタン)の操作をトリガとして、最適化制御が開始される。これにより、OCTデータにおけるゼロディレイ位置から所定区間内で眼底の像が検出されるように、光路長差が調整される。光路長差の調整後には、OCTデータ上で眼底の像が検出される位置に応じて、フォーカシングレンズが駆動されて、フォーカス位置が調整される。但し、最適なフォーカス位置を検出するうえで、OCTデータを利用する代わりに、又は、追加的に、観察画像を利用した観察光学系200でのフォーカス調整と連動させて、OCT光学系100におけるフォーカス調整が行われてもよい。

[0091] 本実施例では、最適化の完了後、検者によって図示なき撮影スイッチが押されると、OCT光学系100を介して眼底のOCTデータが撮影(キャプチャー)される。このとき、あらかじめ定められた複数のスキャンパターンのうちいずれかで、OCTデータが撮影されてもよい。図4Bには、撮影で得られた眼底のOCTデータの一例として、眼底のBスキャン画像を示して

いるが、これに限られるものではなく、ボリュームデータが撮影されてもよい。撮影されたOCTデータは、スキャン位置、および、撮影日時を示す識別情報と対応付けて装置のメモリへ記憶（保存）されてもよい。これによって、撮影されたOCTデータが、撮影画像として演算制御器70によって取得される。

[0092] なお、眼底モードにおいて、眼底周辺部のOCTデータが撮影されてもよい。この場合に、眼底中心部を撮影する場合に対して固視位置を変更し、更に、眼底周辺部に対して最適化制御が実施されたうえで、OCTデータの撮影が実施される。

[0093] <前眼部モード>

被検眼の前眼部を測定範囲とする場合に、前眼部モードが選択される（S2：前眼部モード）。図5Aに示すように、前眼部モードでは、前眼部の数mm程度が測定範囲となる。この場合、制御部70は、OCT光源110の掃引周波数を、第1周波数（本実施例では、400kHz）に設定する（S11）。これにより、深さ方向に関する測定範囲が数mm程度に調整される。このように本実施例では、眼底モードと前眼部モードとの間で掃引周波数が同一であるが、それぞれのモードでの掃引周波数は互いに異なっていてもよい。

[0094] また、本実施例では、前眼部モードの場合には、前眼部アダプタ500が、装置に対して装着される（S12）。前眼部アダプタ500が装着されることで、装置本体の対物レンズ系158と被検眼Eとの間に（本実施例では、回転点Pと被検眼Eとの間に）、アダプタレンズ500aが挿入される。これにより、回転点Pはアダプタレンズ500aの焦点位置と略一致される。その結果、アダプタレンズ500aを介して、測定光が光軸に対して略平行に出射される。つまり、装置本体の対物レンズ系158とアダプタレンズ500aとによって物体側にテレセントリックな光学系が、前眼部モードでの対物光学系として形成される。

[0095] これにより、被検眼Eの位置の変化による撮影画像の倍率変化が低減され

るので、結果、撮影された前眼部断層像に基づいて、眼内距離を、精度よく計測しやすい。また、測定光が物体側にテレセントリックに照射されるので、作動距離方向の被検眼Eの位置ずれに起因する断層像の歪みが生じにくい。更に、物体側にテレセントリックであることで、被検眼Eの視軸から離れた部位へも測定光が照射されやすい。例えば、前眼部からの戻り光（反射光または後方散乱光）の回収効率が向上するため、画像の周辺部における輝度低下を抑制できる。

[0096] 次に、アライメント調整が行われる（S13）。このとき、例えば、観察光学系200によって取得される観察画像に基づいて、被検眼Eと光学ユニット10とのアライメント調整が行われてもよい。

[0097] 次に、撮影条件の最適化制御が行われる（S14）。OCT光学系100の各部の状態が、測定範囲となる前眼部にあわせて調整される。その結果、前眼部が、OCT光学系100によって高感度・高解像度で観察できるようにする。前眼部を撮影する場合において被検眼Eの個体差は、眼底を撮影する場合ほど問題とならないので、例えば、光路長およびフォーカス位置等については、被検眼Eに関わらず、略一定の値に調整されてもよい。

[0098] 次に、検者によって図示無き撮影スイッチが押されると、OCT光学系100を介して前眼部のOCTデータ（図5B参照）が撮影（キャプチャー）され、装置のメモリへ記憶（保存）される。

[0099] なお、前眼部モードにおいて、隅角から強膜を含む前眼部のOCTデータが撮影されてもよい。この場合、視軸に対してXY方向のアライメント位置をずらしたうえで、撮影が実施されてもよい。また、水晶体の前後面を含む前眼部のOCTデータが撮影されてもよい。

[0100] <全眼球モード>

被検眼の全眼球（ここでは、前眼部および眼底）を測定範囲とする場合に、全眼球モードが選択される（S2：全眼球モード）。本実施例では、図6Aに示すように、全眼球モードでは、前眼部および眼底を含む全眼球が測定範囲となる。この場合、制御部70は、OCT光源110の掃引周波数を、

第2周波数（本実施例では、20kHz）に設定する（S21）。これにより、深さ方向に関する測定範囲がおよそ30mm程度に調整される。

[0101] また、本実施例では、測定範囲に応じて、アライメント状態、および、OCT光学系100の各部の状態が調整される（S22，S23）。

[0102] まず、被検眼Eに対して光学ユニット10の3次元位置が、全眼球撮影に適した位置へと誘導される（S22）。すなわち、図6Aに示すように、旋回点Pが、被検眼と対物レンズ系158との間に配置されるように、3次元位置が誘導される。旋回点Pが被検眼と対物レンズ系158との間に配置されることで、測定光が、角膜、眼底、および、虹彩の一部に対して照射可能となる。よって、本実施例の全眼球モードでは、角膜、眼底、および、虹彩の一部を少なくとも含むOCTデータが、ワンショットで取得可能となる。このような全眼球OCTデータからは、眼底と前眼部との位置関係が適切に特定可能となる。

[0103] 本実施例の全眼球モードでは、前眼部観察光学系300を介して取得される前眼部観察像に基づいて、少なくともXY方向に関するアライメント調整が行われる。Z方向のアライメント調整については、図示なきアライメント投影光学系から、被検眼の角膜に投影されるアライメント用の指標像に基づいて調整されてもよい。または、OCT光学系100によって取得されるOCTデータに基づいて調整されてもよい。アライメントは、制御部70によって自動的に調整されてもよい。

[0104] アライメント完了後は、観察光学系200を介した観察画像の取得と、モニタ80における観察画像の表示と、が開始される。併せて、演算制御器70は、OCT光学系100を介して、全眼球OCT画像を、随時取得する。

[0105] 全眼球モードにおける撮影条件の最適化制御（S23）では、OCT光学系100の各部の状態（つまり、撮影条件）が、測定範囲にあわせて調整される。OCTデータにおけるゼロディレイ位置から所定区間内で、前眼部および眼底の像が検出されるように、光路長差が調整される。また、OCTデータ上で前眼部および眼底の像が検出される位置に応じて、フォーカシング

レンズが駆動されて、フォーカス位置が調整されてもよい。フォーカス位置は、前眼部および眼底のいずれの像位置の近傍に調整されてもよいし、前眼部および眼底の中間に調整されてもよい。

[0106] 本実施例では、最適化の完了後、検者によって図示無き撮影スイッチが押されると、OCT光学系100を介して全眼球のOCTデータ（図6B参照）が撮影（キャプチャー）され、保存される。

[0107] <湾曲補正>

なお、図4B、図5B、図6Bに示す各々のOCTデータは、Aスキャンデータが測定光の走査方向（直線方向）に平行に並べて画像が形成されている。眼底OCTデータおよび全眼球OCTデータについては、旋回点Pを中心とする極座標上に表現することで、旋回点Pを中心とする走査に由来する、像の湾曲が補正される。補正されたOCTデータは、実際の被検眼の形状に対してより正確な画像として表現される。眼底OCTデータおよび全眼球OCTデータを極座標に変換する際、被検眼の透光体による測定光の屈折を考慮して、眼球内の組織の像の湾曲が補正されてもよい。このとき、例えば、光線追跡的に湾曲が補正されてもよい。

[0108] また、前眼部OCTデータについても、測定光の照射が光軸に対して完全に平行でなければ、各Aスキャンの際におけるOCT光学系100の光軸に対する光線の傾きに応じて像の湾曲が補正されてもよい。

[0109] <コラージュ>

全眼球OCTデータでは、深さ方向に関して広域に被検眼が撮影されているが、横断方向に関しては、前眼部OCTデータ、および、眼底OCTデータの方が、各部位を広域に撮影できる。そこで、全眼球OCTデータに対して、前眼部OCTデータ、および、眼底OCTデータが合成されることで、より広域のOCT画像が生成される。合成される各々のOCTデータについては、湾曲補正がされていてもよい。各々の画像に含まれる特徴部に関して画像間の位置合わせを行い、合成することで、広域のOCT画像が生成されてもよい。画像間の位置合わせは、剛体レジストレーションであってもよい。

し、非剛体レジストレーションであってもよい。

[0110] 全眼球OCTデータにおいて、眼底と前眼部との位置関係が適切に特定可能であることで、前眼部または眼底の局所的なOCTデータを、全眼球OCTデータに対して適切に合成（コラージュ）できる。つまり、実際の眼底と前眼部との位置関係が反映された広域のOCT画像が生成され得る。

[0111] 例えば、図7に示すOCT画像を得るために、前眼部および眼底のそれぞれについて、複数のOCTデータを、全眼球のOCTデータに対して合成してもよい。より詳細には、前眼部に関しては、隅角から強膜を含む前眼部のOCTデータと、水晶体の前後面を含む前眼部のOCTデータと、のそれぞれが、全眼球OCTデータに対して合成されてもよい。また、例えば、眼底に関しては、OCT光学系100の光軸と固視光軸を一致させて撮影した眼底のOCTデータと、OCT光学系100の光軸に対して固視光軸を傾斜させて撮影した眼底のOCTデータと、のそれぞれが、全眼球OCTデータに対して合成されてもよい。

[0112] <解析処理>

全眼球OCTデータ（または全眼球OCTデータに基づく上記の合成画像）には、種々の解析処理が行われてもよい。例えば、眼寸法情報に関する解析処理が行われてもよい。解析処理によって、角膜厚、前房深度、眼軸長、および、前房隅角の角度等の種々の眼寸法情報のうちいずれかが求められてもよい。

[0113] また、全眼球OCTデータ（または全眼球OCTデータに基づく上記の合成画像）に基づいて、各部位の位置関係に関する情報が取得されてもよい。特に、眼底に対する前眼部の傾きを表す情報が取得されてもよい。

[0114] 図8に示すように、具体例として、本実施例では、眼底中心窩と、瞳孔中心と、を結ぶ直線が、軸L1として全眼球OCT画像（または全眼球OCTデータに基づく上記の合成画像）に基づいて検出される。また、OCT光学系100の光軸に対する軸L1の傾斜角度が、更に導出される。軸L1の位置情報そのもの、および、OCT光学系100の光軸に対する軸L1の傾斜

角度、が、眼底に対する前眼部の傾きを表す情報として求められる。このように、全眼球OCTデータにおいて、角膜、虹彩、および、眼底の位置情報が含まれているため、眼底と前眼部との位置関係が適切に特定可能となる。その結果、例えば、IOL処方の際に、より適切にIOLを位置決めできる可能性がある。

[0115] 「変形例」

以上、実施形態および実施例に基づいて説明を行ったが、本開示は、必ずしもこれに限られるものではなく、種々の変形が可能である。

[0116] 例えば、上記実施例のOCT装置は、掃引周波数を変更することで、眼底モード、前眼部モード、および、全眼球モードに切替可能であったが、必ずしもこれに限られるものではなく、OCT装置は、少なくとも全眼球モードによって撮影可能であってもよい。

[0117] また、例えば、OCT装置は、光スキャナを2つ以上備える必要はない。OCT装置は、唯一の光スキャナによって、一方向のみに測定光を走査可能であってもよい。

[0118] <生理的斜視角の取得に有利な測定手法>

また、上記実施例では、全眼球モードでは、図6Aに示すように、旋回点Pが、被検眼の眼球内に配置されるように3次元位置が誘導されている。この状態で、更に、断層画像において、角膜輝点、水晶体輝点、および、眼底中心窩が含まれるように、3次元位置が誘導されたうえで取得された広域OCTデータが取得されてもよい。例えば、3次元位置が誘導される途中で、随時取得される断層画像において、角膜輝点、水晶体輝点の有無が検出され、角膜輝点、水晶体輝点が検出される位置へと、自動的に誘導されてもよい。また、3次元位置が誘導される途中で、随時取得される断層画像を表示し、検者に手動で3次元位置を調整させてもよい。

[0119] このとき取得されるOCTデータの一例を、図9における断層画像として示す。なお、図9に示した断層画像は、フルレンジ処理後ののものであってもよい。

- [0120] 対物レンズよりも被検眼側（好ましくは、前眼部）に測定光の旋回点が配置された結果として、眼底においては広範囲にスキャンされるため、図9の断層画像に示すように、眼底の横断方向に関して、被検眼の光学的な特徴を特定するうえで十分な情報量があることが見て取れる。
- [0121] また、図9に示す断層画像には、角膜および水晶体において輝点が生じている。輝点は、模式図において示したように被検眼の光軸中心に生じるものと考えられる。
- [0122] 生理的斜視角の一例である κ 角は、被検眼の視軸と瞳孔中心線とのなす角度であると定義されるところ、視軸は、網膜中心窩を通過するAスキャンである。また、OCTデータにおける角膜および水晶体の情報から眼の光軸に対応するAスキャンが特定される。眼の光軸と瞳孔中心線と看做すことによって、2つのAスキャンの変位量に少なくとも基づいて、 κ 角を概算できる。
- [0123] すなわち、一般に、画角に占めるAスキャンの数は既知であるので、2つのAスキャンの変位量を画角換算することによって、 κ 角の概算値が得られる。
- [0124] なお、この場合において、広域OCTデータは、測定光の旋回点の手前側と奥側との間で、スキャンの向きが逆転しているため、画像上、或いは、計算上、スキャン方向を補正する処理を行ったうえで、上記のように κ 角を求めてもよい。
- [0125] また、図9に示すように、角膜から眼底を含むOCTデータからは、角膜厚、前房深度、眼軸長等の眼寸法情報を求めることができる。 κ 角は、被検眼に対してトーリックIOLの処方適切か否かの指標として利用されており、眼寸法情報は、IOL計算に利用される。よって、IOL処方において利用される情報を好適に取得できるので、より適切なIOLを処方できる可能性がある。
- [0126] 本開示に係るOCT装置は、次のように表現することもできる。
- [0127] 例えば、第1の眼科用画像処理プログラムは、眼科用コンピュータのプロ

セッサによって実行されることによって、前眼部のOCTデータと、測定光の旋回点に対物光学系よりも被検眼側に配置された状態で取得された眼底のOCTデータと、を少なくとも含む被検眼の広域OCTデータを取得する取得ステップと、前記広域OCTデータを解析することによって、被検眼の生理的斜視角を求める解析処理ステップと、を前記眼科用コンピュータに実行させる。

[0128] 第2の眼科用画像処理プログラムは、第1の眼科用画像処理プログラムにおいて、前記広域OCTデータは、前記前眼部のOCTデータと前記眼底のOCTデータとがワンショットで撮影されている。

[0129] 第3の眼科用画像処理プログラムは、第2の眼科用画像処理プログラムにおいて、

前記広域OCTデータは、測定光の旋回点被検眼の前眼部に調整された状態で撮影されている。

[0130] 第4の眼科用画像処理プログラムは、第3の眼科用画像処理プログラムにおいて、前記広域OCTデータには、角膜、水晶体、および、眼底中心窩を含み、前記解析処理ステップでは、前記OCTデータにおける前記角膜、前記水晶体、および、前記眼底中心窩の位置関係に少なくとも基づいて、前記生理的斜視角を求める。

[0131] 第5の眼科用画像処理プログラムは、第4の眼科用画像処理プログラムにおいて、

前記広域OCTデータにおける角膜および水晶体には、角膜輝点、および、水晶体輝点を少なくとも含み、前記解析処理ステップでは、前記OCTデータにおける前記角膜輝点、前記水晶体輝点、および、前記眼底中心窩の位置関係に少なくとも基づいて、前記生理的斜視角を求める。

[0132] 第6のOCT装置は、第1～5のいずれかに記載の前記眼科用画像処理プログラムを実行する。

[0133] 第6のOCT装置は、第6のOCT装置において、前記広域OCTデータにおいて前記角膜輝点、および、前記水晶体輝点が含まれるように、前記広

域OCTを取得するためのOCT光学系を、被検眼に対してアライメントする。

前記演算制御器は、前記測定範囲が前記被検眼の眼軸長よりも大きくなるように、前記波長掃引光源における掃引周波数および前記変換部における前記スペクトル干渉信号のサンプリングレートのうちいずれかを制御する請求項2記載のOCT装置。

[請求項4] 前記第2調整部は、測定光と参照光との光路長差を調整する光路長差調整部を少なくとも含む、請求項2又は3記載のOCT装置。

[請求項5] 更に、前記測定光のフォーカス位置を調整するフォーカス調整部を備え、

前記演算制御器は、前記目標位置において、前記測定光のフォーカス位置を第1のフォーカス位置に調整して第1のOCTデータを取得し、更に、前記フォーカス位置を前記第1のフォーカス位置とは異なる第2のフォーカス位置に調整して第2のOCTデータを取得し、前記第1のOCTデータと前記第2のOCTデータとを合成処理して合成OCTデータを取得する、請求項1から4のいずれかに記載のOCT装置。

[請求項6] 前記演算制御器は、前記OCTデータのBスキャンデータに、被検眼の角膜、虹彩、および、眼底が含まれるように、前記目標位置において前記OCTデータの取得動作を実行する、請求項1から5のいずれかに記載のOCT装置。

[請求項7] 前記演算制御器は、前記Bスキャンデータを解析することで、眼底に対する前眼部の傾きを表す情報を取得する請求項6記載のOCT装置。

[請求項8] 前記演算制御器は、眼底に対する前眼部の傾きを表す情報として、被検眼の生理的斜視角を取得する、請求項7記載のOCT装置。

[請求項9] 前記OCTデータにおける角膜および水晶体には、角膜輝点、および、水晶体輝点を少なくとも含み、

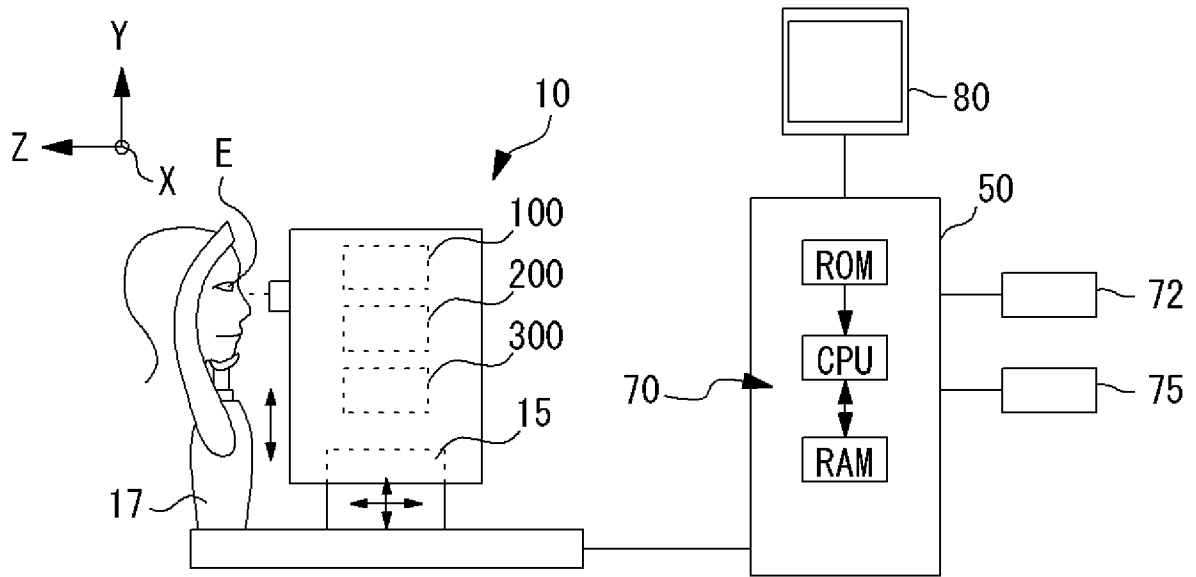
前記前記演算制御器は、前記Bスキャンデータにおける前記角膜輝点、前記水晶体輝点、および、前記眼底中心窩の位置関係に少なくとも

も基づいて、前記生理的斜視角を求める請求項 8 記載の OCT 装置。

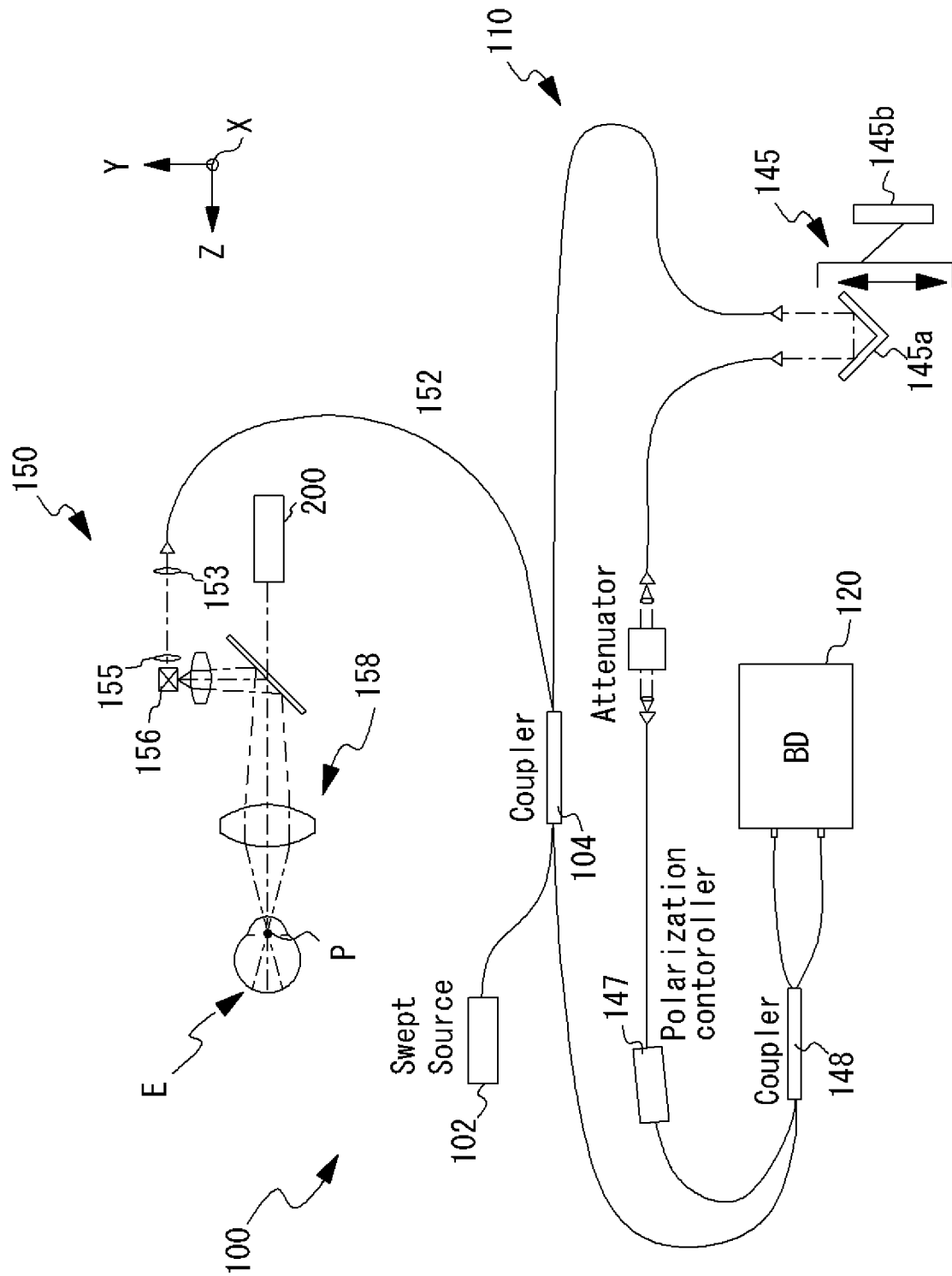
[請求項10]

前記演算制御器は、前記 B スキャンデータを解析することで、虹彩の端部に基づく瞳孔中心と、眼底に基づく中心窩と、の位置関係に基づいて、眼底に対する前眼部の傾きを表す情報を取得する、請求項 7 記載の OCT 装置。

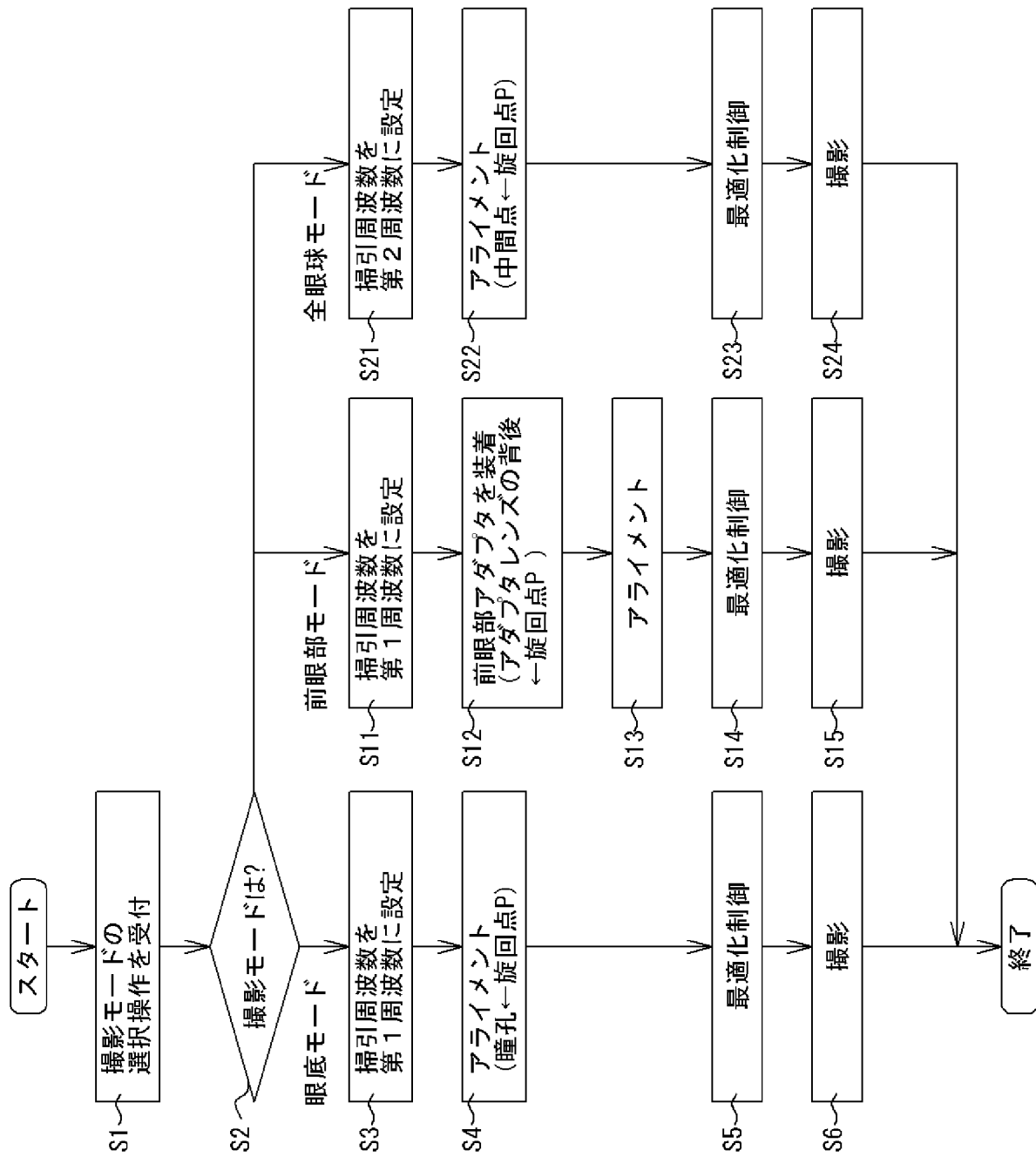
[図1]



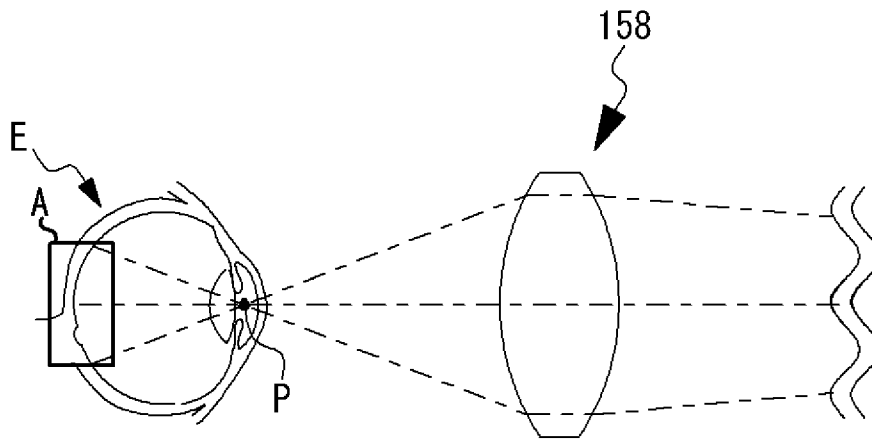
[図2]



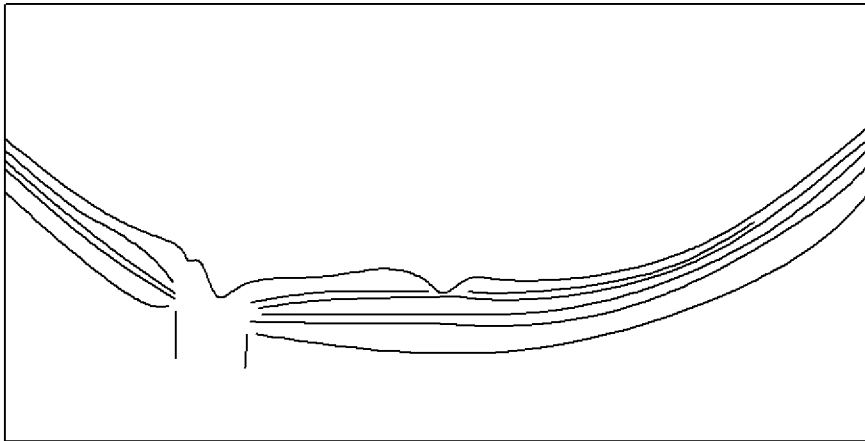
[図3]



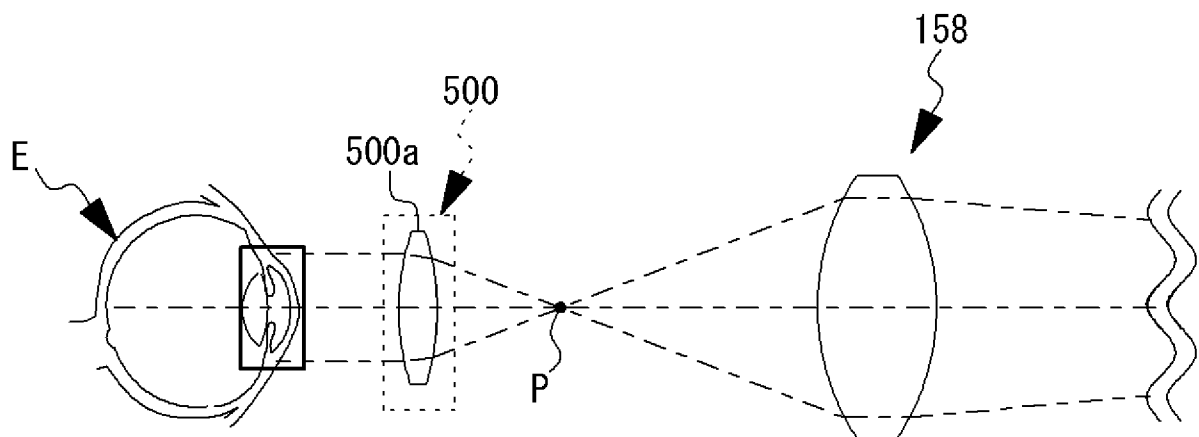
[図4A]



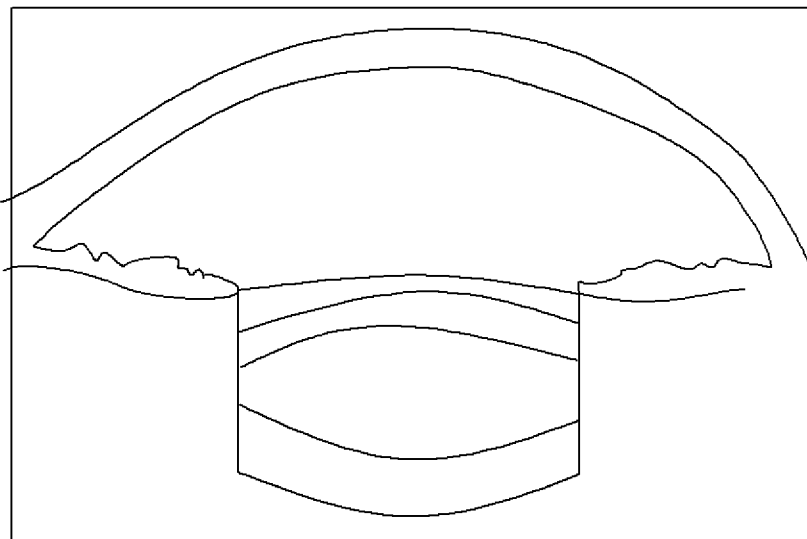
[図4B]



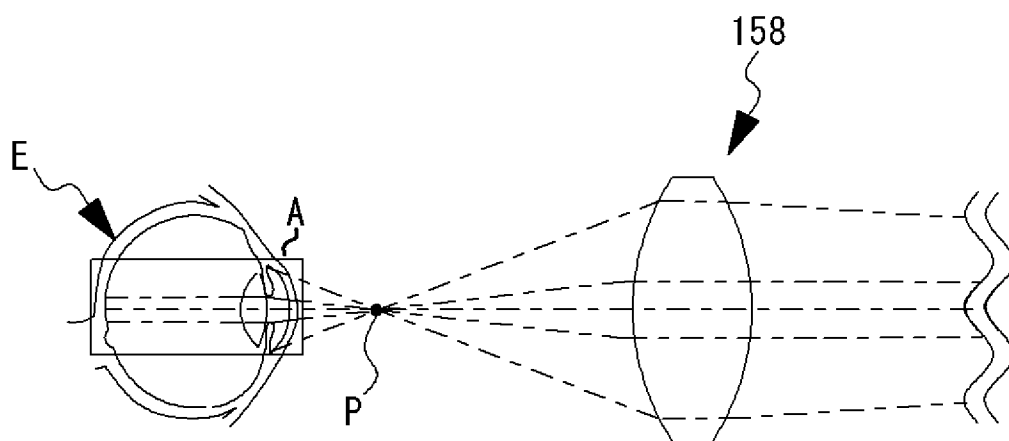
[図5A]



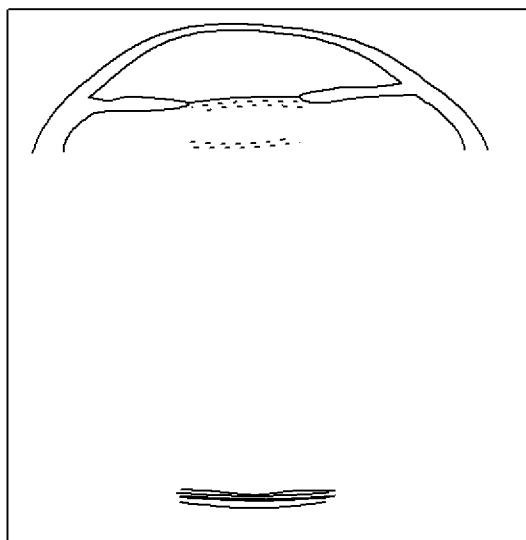
[図5B]



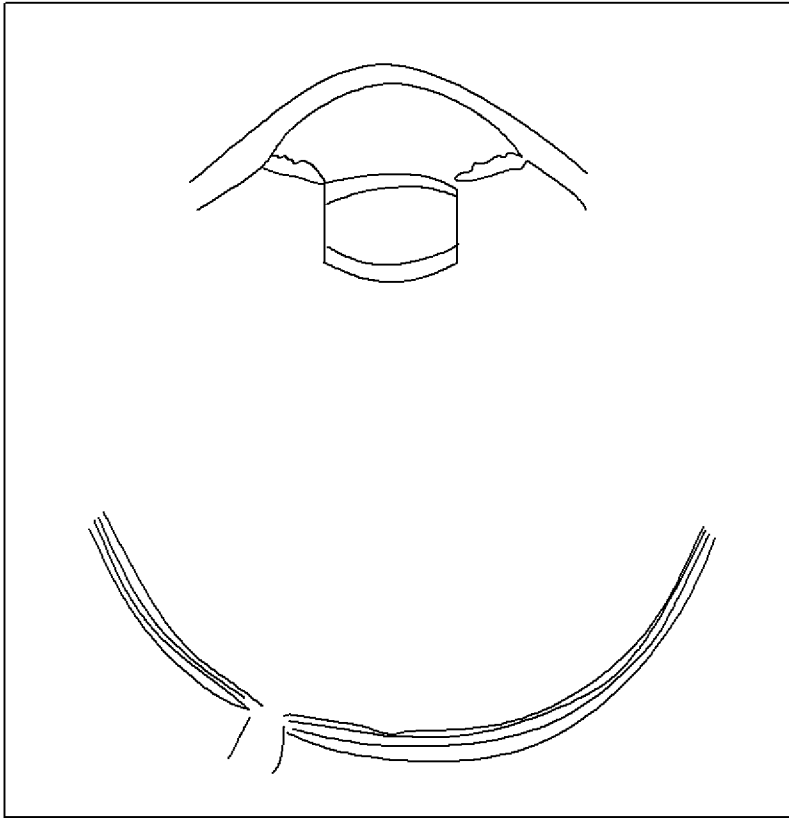
[図6A]



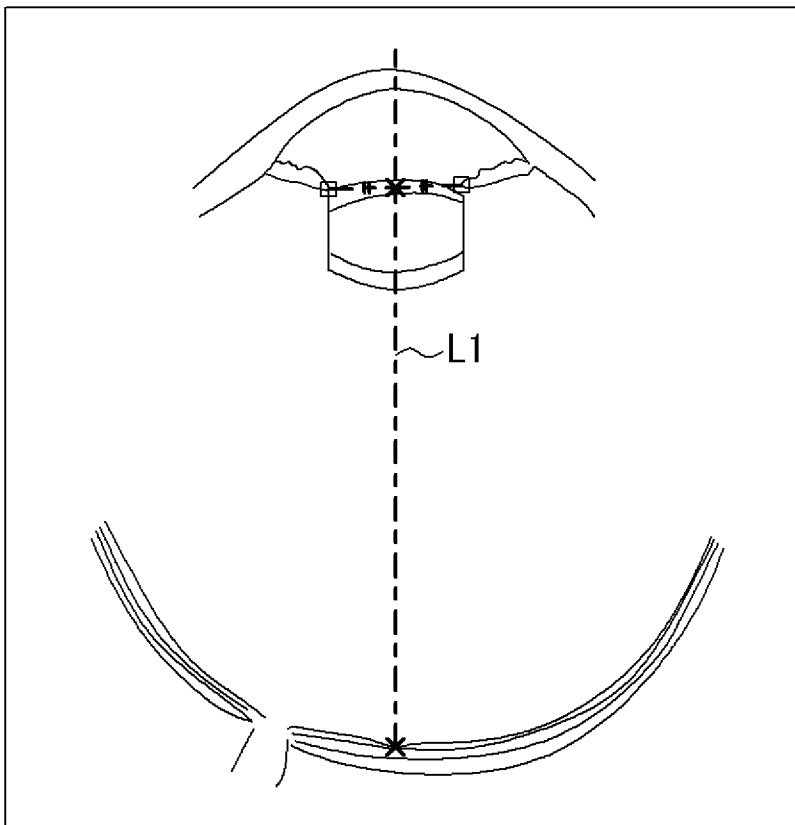
[図6B]



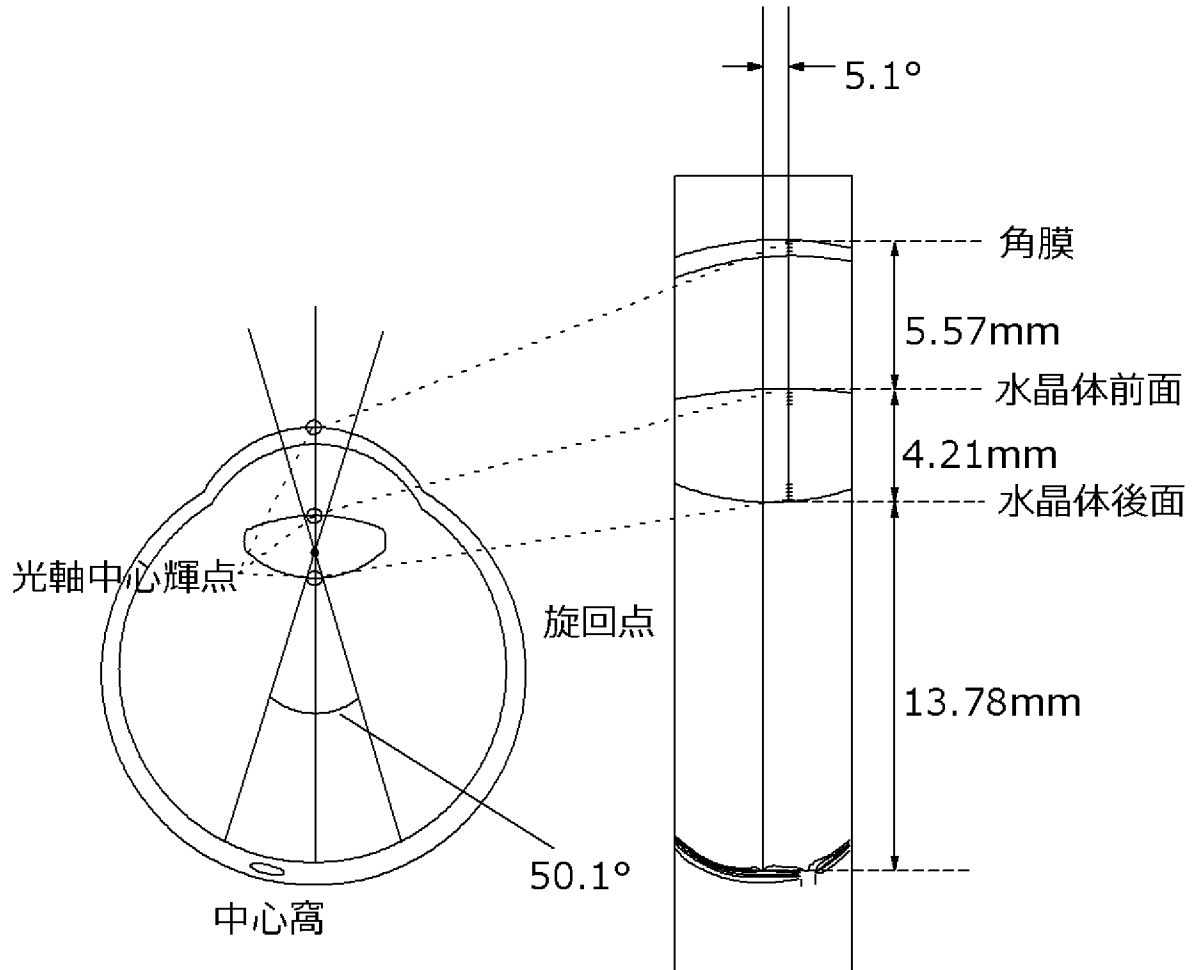
[図7]



[図8]



[図9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2022/008184

| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER | | |
|--|--|--|
| <i>G01N 21/17</i> (2006.01); <i>A61B 3/10</i> (2006.01) FI: G01N21/17 625; 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) A61B3/00-3/18; G01N21/00-21/958 | | |
| 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 1971-2022 Registered utility model specifications of Japan 1996-2022 Published registered utility model applications of Japan 1994-2022 | | |
| Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) | | |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| Y | JP 2018-171168 A (NIDEK KK) 08 November 2018 (2018-11-08) claim 1, paragraphs [0125], [0127], [0137] | 1-10 |
| Y | JP 2016-209577 A (NIDEK KK) 15 December 2016 (2016-12-15) claim 1, paragraphs [0046], [0050]-[0051], [0056] | 1-10 |
| Y | JP 2020-10889 A (TOPCON CORP) 23 January 2020 (2020-01-23) claims 7, 10, paragraphs [0139]-[0140], fig. 8A-8B | 2-10 |
| Y | JP 63-502642 A (EYE RESEARCH INSTITUTE OF THE RETINA FOUNDATION) 06 October 1988 (1988-10-06) p. 4, upper left column, line 14 to p. 5, lower right column, line 8 | 7-10 |
| A | JP 2019-25255 A (NIDEK KK) 21 February 2019 (2019-02-21) entire text, all drawings | 1-10 |
| <input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 06 May 2022 | | Date of mailing of the international search report 17 May 2022 |
| Name and mailing address of the ISA/JP Japan Patent Office (ISA/JP) 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915 Japan | | Authorized officer Telephone No. |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2022/008184

| Patent document cited in search report | | | Publication date (day/month/year) | Patent family member(s) | Publication date (day/month/year) |
|--|-------------|---|-----------------------------------|--|-----------------------------------|
| JP | 2018-171168 | A | 08 November 2018 | US 2018/0289256 A1 claim 1, paragraphs [0265], [0268], [0280] | |
| JP | 2016-209577 | A | 15 December 2016 | US 2016/0317028 A1 claim 1, paragraphs [0065], [0070], [0077], fig. 1A-1B, 4A-4B EP 3090681 A1 CN 106073697 A | |
| JP | 2020-10889 | A | 23 January 2020 | (Family: none) | |
| JP | 63-502642 | A | 06 October 1988 | US 4729652 A column 3, line 28 to column 6, line 65 WO 1987/002565 A1 EP 245455 A1 | |
| JP | 2019-25255 | A | 21 February 2019 | US 2019/0038127 A1 EP 3446620 A2 | |

| | | |
|---|---|--------------------------|
| A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） G01N 21/17(2006.01)i; A61B 3/10(2006.01)i FI: G01N21/17 625; 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）） A61B3/00-3/18; G01N21/00-21/958 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 1971-2022年 日本国実用新案登録公報 1996-2022年 日本国登録実用新案公報 1994-2022年 | | |
| 国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語） | | |
| C. 関連すると認められる文献 | | |
| 引用文献の カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する 請求項の番号 |
| Y | JP 2018-171168 A (株式会社ニデック) 08.11.2018 (2018-11-08) 請求項1、段落 [0125], [0127], [0137] | 1-10 |
| Y | JP 2016-209577 A (株式会社ニデック) 15.12.2016 (2016-12-15) 請求項1、段落 [0046], [0050] - [0051], [0056] | 1-10 |
| Y | JP 2020-10889 A (株式会社トプコン) 23.01.2020 (2020-01-23) 請求項7, 10、段落 [0139] - [0140]、図8A-8B | 2-10 |
| Y | JP 63-502642 A (アイ リサーチ インステイテュート オブ ザ レテナ フア ウンデーション) 06.10.1988 (1988-10-06) 第4頁左上欄第14行-第5頁右下欄第8行 | 7-10 |
| A | JP 2019-25255 A (株式会社ニデック) 21.02.2019 (2019-02-21) 全文、全図 | 1-10 |
| <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、一般的な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 | 06.05.2022 | 国際調査報告の発送日 17.05.2022 |
| 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） 田中 洋介 2W 3009 電話番号 03-3581-1101 内線 3258 | |

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/JP2022/008184

| 引用文献 | 公表日 | パテントファミリー文献 | 公表日 |
|------------------|------------|---|-----|
| JP 2018-171168 A | 08.11.2018 | US 2018/0289256 A1 claim 1, pars. [0265], [0268], [0280] | |
| JP 2016-209577 A | 15.12.2016 | US 2016/0317028 A1 claim 1, pars. [0065], [0070], [0077], figs. 1A-1 B, 4A-4B EP 3090681 A1 CN 106073697 A | |
| JP 2020-10889 A | 23.01.2020 | (ファミリーなし) | |
| JP 63-502642 A | 06.10.1988 | US 4729652 A col. 3 1.28-col. 6 1.65 WO 1987/002565 A1 EP 245455 A1 | |
| JP 2019-25255 A | 21.02.2019 | US 2019/0038127 A1 EP 3446620 A2 | |