

(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  
2020年3月5日(05.03.2020)



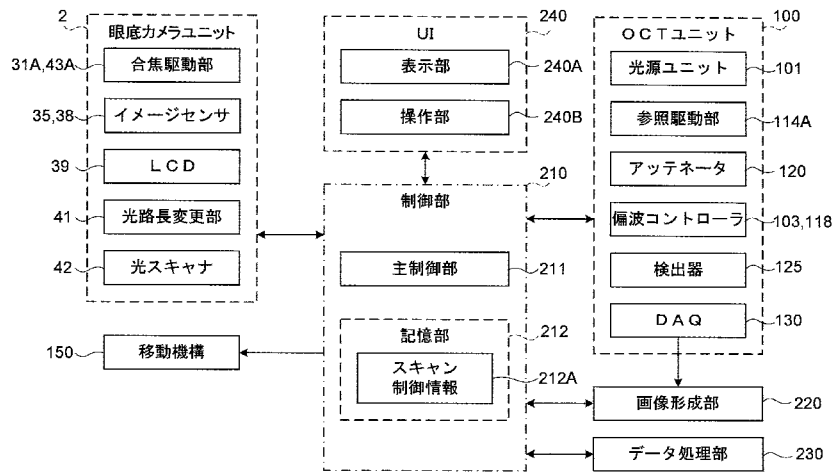
(10) 国際公開番号

WO 2020/044712 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 3/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2019/022665
- (22) 国際出願日: 2019年6月7日(07.06.2019)
- (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 2018-160419 2018年8月29日(29.08.2018) 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: 廣瀬 僚一 (HIROSE Ryoichi); 〒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). 境原 学 (SAKAIHARA Manabu); 〒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). 山口 達夫 (YAMAGUCHI Tatsuo); 〒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,

(54) Title: OPHTHALMOLOGY DEVICE, AND CONTROL METHOD THEREFOR

(54) 発明の名称: 眼科装置、及びその制御方法



- |  |                               |
|--|-------------------------------|
| 2 Fundus camera unit                     | 125 Detector                  |
| 31A, 43A Focus drive unit                | 150 Moving mechanism          |
| 35, 38 Image sensor                      | 210 Control unit              |
| 41 Optical path length modification unit | 211 Main control unit         |
| 42 Optical scanner                       | 212 Memory unit               |
| 100 OCT unit                             | 212A Scan control information |
| 101 Light source unit                    | 220 Image generation unit     |
| 103, 118 Wave polarization controller    | 230 Data processing unit      |
| 114A Reference drive unit                | 240A Display unit             |
| 120 Attenuator                           | 240B Operation unit           |

(57) Abstract: This ophthalmology device comprises a fixation projection system, interference optics, and a control unit, for the purpose of conducting an OCT measurement at high-speed and a wide-angle, readily. The fixation projection system projects a fixation light flux onto the fundus of an eye being examined. The interference optics, which includes an optical scanner, splits the light from the light source into a measurement light and a reference light, irradiates the measurement light deflected by the optical scanner to the eye being examined, and detects the interference light between a

WO 2020/044712 A1

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

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

添付公開書類 :

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

---

return light from the eye being examined and the reference light. In a state wherein the projection position of the fixation light flux on the fundus is fixed, the control unit controls the interference optics, thereby executing the OCT measurement on a first scan region and a second scan region, which are different from one another, in the eye being examined.

(57) 要約 : 高速で広角に OCT 計測を簡便に行うため、眼科装置は、固視投影系と、干渉光学系と、制御部とを含む。固視投影系は、被検眼の眼底に固視光束を投影する。干渉光学系は、光スキャナを含み、光源からの光を測定光と参照光とに分割し、光スキャナにより偏向された測定光を被検眼に照射し、被検眼からの戻り光と参照光との干渉光を検出する。制御部は、眼底における固視光束の投影位置を固定した状態で、干渉光学系を制御することにより被検眼において互いに異なる第1スキャン領域及び第2スキャン領域に対して OCT 計測を実行する。

## 明 細 書

発明の名称：眼科装置、及びその制御方法

### 技術分野

[0001] この発明は、眼科装置、及びその制御方法に関する。

### 背景技術

[0002] 近年、レーザ光源等からの光ビームを用いて被測定物体の形態を測定したり画像化したりする光コヒーレンストモグラフィ (Optical Coherence Tomography: OCT) が注目を集めている。OCTは、X線CT (Computed Tomography) のような人体に対する侵襲性を持たないことから、特に医療分野や生物学分野における応用の展開が期待されている。例えば、眼科分野においては、眼底や角膜等の画像を形成する装置が実用化されている。このようなOCTを用いた装置 (OCT装置) は被検眼の様々な部位 (眼底や前眼部) の計測や観察に適用可能である。また、高精細な画像を取得できることから、様々な眼科疾患の診断に応用されている。

[0003] OCTを用いた計測 (撮影) では、計測中の固視ずれに起因した画質の劣化を防止するために高速化が望まれている。OCT計測の高速化は、高画質のOCTアンギオグラフィ (OCT Angiography: OCTA) 像の取得にも有効である。

[0004] OCTを実現する手法として、例えば、スペクトラルドメイン (Spectral Domain) OCT (SD-OCT) やスウェプトソース (Swept Source) OCT (SS-OCT) などが提案されている。スペクトラルドメインOCTは、広帯域光を用いて対象物のAラインを一度にスキャンし、干渉光を分光してスペクトル分布を検出することで対象物の深さ方向の情報を取得する。スウェプトソースOCTは、波長掃引光源により所定の波長範囲を掃引して測定光の波長を高速に変化させて対象物のAラインをスキャンし、順次に検出される干渉光に基づいてAラインに対応する

干渉スペクトル分布に基づいて対象物の深さ方向の情報を取得する。スペクトラルドメインOCTではAスキャンの計測速度が撮像素子のデータ転送速度等により制限されるのに対し、スウェプトソースOCTでは光源の波長掃引速度により制限される。従って、OCT計測の高速化にはスウェプトソースOCTが用いられることが多い。一方で、スペクトラルドメインOCTを用いたOCT計測の高速化に対する要求も依然として高い。

[0005] 例えば、非特許文献1には、スウェプトソースOCTを用いたOCT計測を行う手法が開示されている。例えば、非特許文献2には、眼底に対して広角のOCT計測を行う手法が開示されている。

## 先行技術文献

### 非特許文献

[0006] 非特許文献1: T. Klein and R. Huber, “High-speed OCT light sources and systems [Invited]”, Biomedical Optics Express, 米国, 2017年1月13日, Vol. 8, No. 2, pp. 823–859

非特許文献2: J. P. Kolb et al., “Ultra-wide field retinal MHz-OCT imaging with up to 100 degrees viewing angle”, Biomedical Optics Express, 米国, 2015年4月2日, Vol. 6, No. 5, pp. 1534–1552

## 発明の概要

### 発明が解決しようとする課題

[0007] 近年、OCT計測により広い範囲の計測結果を簡便に取得することが望まれる。従来では、被検眼の眼底における固視標の投影位置を変更することにより計測部位を移動させて広い範囲のOCT計測結果を取得していた。しかしながら、固視標の投影位置の変更しつつOCT計測を繰り返す作業は計測

時間が長くなり、検者又は被検者に負担をかけるという問題がある。

[0008] これに対して、広角のOCT計測により広い範囲のOCT計測結果を取得することが考えられる。

[0009] スウェプトソースOCT及びスペクトラルドメインOCTでは、深さ方向のOCT計測範囲は、装置で検出可能なスペクトル分解能で決定され（“Optical Coherence Tomography: Technology and Applications”, W. Drexler and J. G. Fujimoto, Springer, Berlin, p. 83、式2.18）、深さ方向の光学分解能はスペクトルの波長幅で決定される（同文献、p. 71、式2.8）。

[0010] スウェプトソースOCTにおける深さ方向のOCT計測範囲は、式（1）のように表される（非特許文献1）。式（1）において、 $z_{\max}$ は深さ方向のOCT計測範囲を表し、 $\alpha$ は係数を表し、 $\lambda_c$ は中心波長を表し、 $\Delta\lambda$ は波長掃引幅を表し、 $f_s$ は干渉光の検出結果をサンプリングするA/Dコンバータのサンプリング速度を表し、 $f_{\text{sweep}}$ は波長掃引速度を表す。

[0011] [数1]

$$z_{\max} = \alpha \times \frac{\lambda_c^2}{\Delta\lambda} \times \frac{f_s}{4f_{\text{sweep}}} \quad \dots (1)$$

[0012] スウェプトソースOCTでは、波長掃引速度を高速化することで、OCT計測の高速化が可能になる。また、式（1）に示すように、波長掃引速度を変更することによりOCT計測範囲が変更される。しかしながら、A/Dコンバータのサンプリング速度に限界があるため、OCT計測の高速化と深さ方向のOCT計測範囲とはトレードオフの関係になる。

[0013] また、非特許文献2には、眼底スキャン時に瞳孔領域に配置される測定光の偏向中心位置と眼底形状の曲率中心位置との間の変位に起因して光路長差が発生することが開示されている。従って、広角のOCT計測を行う場合、当該変位に起因した光路長差のために深さ方向により広い計測範囲が必要になる。

- [0014] 以上のように、スウェプトソースOCTでは、広角のOCT計測には深さ方向により広い計測範囲が必要になるにもかかわらず、計測範囲を広くすると波長掃引速度の高速化を制限する。
- [0015] スペクトラルドメインOCTでは、スペクトルデータを取得するためのCCDイメージセンサのピクセル数が制限されるため、深さ方向の光学分解能と深さ方向のOCT計測範囲がトレードオフの関係になる。また、スペクトラルドメインOCTでは、分光計測の分解能によりコヒーレンス長が決定されるため、波長掃引光源のスペクトル線幅によりコヒーレンス長が決定されるスウェプトソースOCTと比較して、深さ方向の感度低下が大きくなることが知られており（上記の“Optical Coherence Tomography: Technology and Applications”、p. 324）、これも深さ方向のOCT計測範囲の制約となる。
- [0016] 以上のように、スペクトラルドメインOCTでは、原理的にその計測範囲を広くすることが難しいと考えられている。
- [0017] 本発明は、このような事情を鑑みてなされたものであり、その目的は、高速で広角にOCT計測を簡便に行うための新たな技術を提供することにある。

### 課題を解決するための手段

- [0018] いくつかの実施形態の第1態様は、被検眼の眼底に固視光束を投影する固視投影系と、光スキャナを含み、光源からの光を測定光と参照光とに分割し、前記光スキャナにより偏向された前記測定光を前記被検眼に照射し、前記被検眼からの戻り光と前記参照光との干渉光を検出する干渉光学系と、前記眼底における固視光束の投影位置を固定した状態で、前記干渉光学系を制御することにより前記被検眼において互いに異なる第1スキャン領域及び第2スキャン領域に対してOCT計測を実行する制御部と、を含む眼科装置である。
- [0019] いくつかの実施形態の第2態様は、第1態様において、前記測定光の光路と前記参照光の光路との光路長差を変更する光路長差変更部を含み、前記制

御部は、前記被検眼におけるスキャン領域の位置に応じて前記光路長差変更部を制御することにより前記光路長差を変更し、前記被検眼に対するOCT計測の深さ方向の計測範囲の基準位置を変更する。

[0020] いくつかの実施形態の第3態様は、第2態様において、前記制御部は、前記第1スキャン領域のスキャン中心位置と第2スキャン領域のスキャン中心位置との間の距離が第1距離を超えたとき、前記光路長差を変更する。

[0021] いくつかの実施形態の第4態様では、第2態様において、前記第1スキャン領域に対し、深さ範囲が $z_0$ ミリメートルであり、且つスキャン長が $L$ ミリメートルであるOCT計測を実行する場合に、前記制御部は、前記第1スキャン領域の中心位置が前記被検眼の所定部位から所定距離以上離れた領域に配置され、且つ $L$ が $(2.5 \times z_0)$ より大きいとき、前記光路長差を変更する。

[0022] いくつかの実施形態の第5態様では、第1態様～第4態様のいずれかにおいて、前記光源は、波長掃引速度を変更可能な波長掃引光源を含み、所定のサンプリング周波数で前記干渉光の検出結果をサンプリングするサンプリング部を含み、前記制御部は、前記被検眼におけるスキャン領域の位置に応じて前記波長掃引光源を制御することにより前記波長掃引速度を変更し、前記被検眼におけるOCT計測の深さ範囲を変更する。

[0023] いくつかの実施形態の第6態様では、第1態様～第5態様のいずれかにおいて、前記第1スキャン領域に対し、深さ範囲が $z_0$ ミリメートルでありスキャン長が $L$ ミリメートルであるOCT計測を実行し、前記第1スキャン領域のスキャン中心位置に対する前記第2スキャン領域のスキャン中心位置のスキャン方向の変位が $d$ である場合に、 $d$ が $L$ より大きいとき、前記制御部は、前記被検眼におけるOCT計測の深さ範囲が $(z_0 + 0.4 \times (d - L))$ ミリメートル未満となるようにOCT計測を実行する。

[0024] いくつかの実施形態の第7態様は、第1態様～第6態様のいずれかにおいて、前記干渉光の検出結果に基づいて前記被検眼の画像を形成する画像形成部と、前記画像形成部により形成された、前記第1スキャン領域に対するO

C T計測により得られた前記干渉光の検出結果に基づく第1画像と前記第2スキャン領域に対するO C T計測により得られた前記干渉光の検出結果に基づく第2画像とを合成する画像合成部と、を含む。

[0025] いくつかの実施形態の第8態様は、被検眼の眼底に固視光束を投影する固視投影系と、光スキャナを含み、光源からの光を測定光と参照光とに分割し、前記光スキャナにより偏向された前記測定光を前記被検眼に照射し、前記被検眼からの戻り光と前記参照光との干渉光を検出する干渉光学系と、を含む眼科装置の制御方法であって、前記眼底に対して固視光束を投影した状態で、前記干渉光学系を制御することにより前記被検眼における第1スキャン領域に対してO C T計測を実行する第1計測ステップと、前記第1計測ステップにおける固視位置を固定した状態で、前記干渉光学系を制御することにより前記被検眼における前記第1スキャン領域と異なる第2スキャン領域に対してO C T計測を実行する第2計測ステップと、を含む眼科装置の制御方法である。

[0026] いくつかの実施形態の第9態様は、第8態様において、前記被検眼におけるスキャン領域の位置に応じて前記測定光の光路と前記参照光の光路との光路長差を変更することにより、前記被検眼に対するO C T計測の深さ方向の計測範囲の基準位置を変更する光路長差変更ステップを含む。

[0027] いくつかの実施形態の第10態様では、第9態様において、前記光路長差変更ステップは、前記第1スキャン領域のスキャン中心位置と第2スキャン領域のスキャン中心位置との間の距離が第1距離を超えたとき、前記光路長差を変更する。

[0028] いくつかの実施形態の第11態様では、第9態様において、前記第1スキャン領域に対し、深さ範囲が $z$ 0ミリメートルであり、且つスキャン長が $L$ ミリメートルであるO C T計測を実行する場合に、前記光路長差変更ステップは、前記第1スキャン領域の中心位置が前記被検眼の所定部位から所定距離以上離れた領域に配置され、且つ $L$ が $(2.5 \times z0)$ より大きいとき、前記光路長差を変更する。



[0029] いくつかの実施形態の第12態様では、第8態様～第11態様のいずれかにおいて、前記光源は、波長掃引速度を変更可能な波長掃引光源を含み、前記眼科装置は、所定のサンプリング周波数で前記干渉光の検出結果をサンプリングするサンプリング部を含み、前記被検眼におけるスキャン領域の位置に応じて前記波長掃引光源を制御することにより前記波長掃引速度を変更する光源制御ステップを含む。

[0030] いくつかの実施形態の第13態様では、第8態様～第12態様のいずれかにおいて、前記第1スキャン領域に対し、深さ範囲が $z_0$ ミリメートルでありスキャン長が $L$ ミリメートルであるOCT計測を実行し、前記第1スキャン領域のスキャン中心位置に対する前記第2スキャン領域のスキャン中心位置のスキャン方向の変位が $d$ である場合に、前記第2計測ステップは、 $d$ が $L$ より大きいとき、前記被検眼におけるOCT計測の深さ範囲が $(z_0 + 0.4 \times (d - L))$ ミリメートル未満となるようにOCT計測を実行する。

[0031] いくつかの実施形態の第14態様は、第8態様～第13態様のいずれかにおいて、前記干渉光の検出結果に基づいて前記被検眼の画像を形成する画像形成ステップと、前記画像形成ステップにおいて形成された、前記第1スキャン領域に対するOCT計測により得られた前記干渉光の検出結果に基づく第1画像と前記第2スキャン領域に対するOCT計測により得られた前記干渉光の検出結果に基づく第2画像とを合成する画像合成ステップと、を含む。

## 発明の効果

[0032] 本発明によれば、高速で広角にOCT計測を簡便に行うための新たな技術を提供することができるようになる。

## 図面の簡単な説明

[0033] [図1]実施形態に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。

[図2]実施形態に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。

[図3]実施形態に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。

[図4]実施形態に係る眼科装置の構成の一例を表す概略ブロック図である。

[図5]実施形態に係る眼科装置の構成の一例を表す概略ブロック図である。

[図6]実施形態に係る眼科装置が実行する処理を説明するための概略図である。

。

[図7]実施形態に係る眼科装置の動作例を表すフローチャートである。

[図8]実施形態に係る眼科装置の動作例を表すフローチャートである。

[図9]実施形態の変形例に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。

[図10]実施形態の変形例に係る眼科装置の構成の一例を表す概略ブロック図である。

### 発明を実施するための形態

[0034] この発明に係る眼科装置、及び眼科装置の制御方法の実施形態の例について、図面を参照しながら詳細に説明する。なお、この明細書において引用された文献の記載内容や任意の公知技術を、以下の実施形態に援用することが可能である。

[0035] 実施形態に係る眼科装置は、光源からの光を用いて生成された測定光に基づくOCTによって被検眼の断層像、正面画像、及び3次元画像を形成することが可能である。OCTには、フーリエドメインOCT、タイムドメインOCTなどがある。フーリエドメインOCTには、スウェプトソースOCT、スペクトラルドメインOCTなどがある。眼科装置は、被検眼の眼底における固視光束の投影位置を固定した状態で、測定光を偏向する光スキャナによりスキャン領域を変更しつつ、複数の高速なOCT計測を実行することで、高速で広角のOCT計測結果を取得する。いくつかの実施形態では、スキャン領域の位置に応じて深さ方向の計測範囲の基準位置を変更することで、被検眼の眼底の形状に対応した広角のOCT計測結果を取得する。いくつかの実施形態では、スキャン領域の位置に応じて深さ方向の計測範囲を変更することで、被検眼の眼底の形状に対応した広角のOCT計測結果を取得する。

。

[0036] 以下、フーリエドメインOCT（特に、スウェプトソースOCT）を適用した構成について説明する。なお、フーリエドメインOCT（スウェプトソ

ースOCT)以外のタイプの手法を用いる眼科装置に対して、実施形態に係る構成を適用することも可能である。この明細書では、OCTによって取得される画像をOCT画像と総称することがある。また、OCT画像を形成するための計測動作をOCT計測と呼ぶことがある。

[0037] いくつかの実施形態に係る眼科装置は、眼科撮影装置と、眼科測定装置と、眼科治療装置とのうちのいずれか1つ以上を含む。いくつかの実施形態の眼科装置に含まれる眼科撮影装置は、例えば、眼底カメラ、走査型レーザ検眼鏡、スリットランプ検眼鏡、手術用顕微鏡等のうちのいずれか1つ以上である。また、いくつかの実施形態の眼科装置に含まれる眼科測定装置は、例えば、眼屈折検査装置、眼圧計、スペキュラーマイクروسコープ、ウェーブフロントアナライザ、視野計、マイクロペリメータ等のうちのいずれか1つ以上である。また、いくつかの実施形態の眼科装置に含まれる眼科治療装置は、例えば、レーザ治療装置、手術装置、手術用顕微鏡等のうちのいずれか1つ以上である。

[0038] 以下の実施形態に係る眼科装置は、OCT計測が可能なOCT装置と眼底カメラとを含む。また、以下の実施形態に係る構成を、単体のOCT装置に組み込むことも可能である。

[0039] 以下では、被検眼の眼底に対するOCT計測が可能な眼科装置を例に説明するが、実施形態に係る眼科装置は、被検眼の前眼部に対してOCT計測が可能であってよい。いくつかの実施形態では、測定光の焦点位置を変更するレンズを移動することで、OCT計測の範囲や計測部位を変更する。いくつかの実施形態では、1以上のアタッチメント(対物レンズ、前置レンズ等)を加えることで、眼底に対するOCT計測と、前眼部に対するOCT計測と、眼底及び前眼部を含む全眼球に対するOCT計測とが可能構成である。いくつかの実施形態では、眼底計測用の眼科装置において、対物レンズと被検眼との間に前置レンズを配置することで平行光束にされた測定光を被検眼に入射させることで前眼部に対するOCT計測を行う。

[0040] <構成>

## 〔光学系〕

図1に示すように、眼科装置1は、眼底カメラユニット2、OCTユニット100及び演算制御ユニット200を含む。眼底カメラユニット2には、被検眼Eの正面画像を取得するための光学系や機構が設けられている。OCTユニット100には、OCTを実行するための光学系や機構の一部が設けられている。OCTを実行するための光学系や機構の他の一部は、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、各種の演算や制御を実行する1以上のプロセッサを含む。これらに加え、被検者の顔を支持するための部材（顎受け、額当て等）や、OCTの対象部位を切り替えるためのレンズユニット（例えば、前眼部OCT用アタッチメント）等の任意の要素やユニットが眼科装置1に設けられてもよい。いくつかの実施形態では、レンズユニットが手動で被検眼Eと後述の対物レンズ22との間に挿脱されるように構成される。いくつかの実施形態では、後述の制御部210からの制御を受け、レンズユニットが被検眼Eと後述の対物レンズ22との間に自動で挿脱されるように構成される。

[0041] 本明細書において「プロセッサ」は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、ASIC (Application Specific Integrated Circuit)、プログラマブル論理デバイス（例えば、SPLD (Simple Programmable Logic Device)、CPLD (Complex Programmable Logic Device)、FPGA (Field Programmable Gate Array)）等の回路を意味する。プロセッサは、例えば、記憶回路や記憶装置に格納されているプログラムを読み出し実行することで、実施形態に係る機能を実現する。

[0042] 〔眼底カメラユニット〕

眼底カメラユニット2には、被検眼Eの眼底Efを撮影するための光学系が設けられている。取得される眼底Efの画像（眼底像、眼底写真等と呼ば

れる)は、観察画像、撮影画像等の正面画像である。観察画像は、近赤外光を用いた動画撮影により得られる。撮影画像は、フラッシュ光を用いた静止画像である。更に、眼底カメラユニット2は、被検眼Eの前眼部E aを撮影して正面画像(前眼部像)を取得することができる。

[0043] 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。

[0044] 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、曲面状の反射面を有する反射ミラー12により反射され、集光レンズ13を経由し、可視カットフィルタ14を透過して近赤外光となる。更に、観察照明光は、撮影光源15の近傍にて一旦集束し、ミラー16により反射され、リレーレンズ17、18、絞り19及びリレーレンズ20を経由する。そして、観察照明光は、孔開きミラー21の周辺部(孔部の周囲の領域)にて反射され、ダイクロイックミラー46を透過し、対物レンズ22により屈折されて被検眼E(眼底E f又は前眼部E a)を照明する。被検眼Eからの観察照明光の戻り光は、対物レンズ22により屈折され、ダイクロイックミラー46を透過し、孔開きミラー21の中心領域に形成された孔部を通過し、ダイクロイックミラー55を透過する。ダイクロイックミラー55を透過した戻り光は、撮影合焦レンズ31を経由し、ミラー32により反射される。更に、この戻り光は、ハーフミラー33Aを透過し、ダイクロイックミラー33により反射され、集光レンズ34によりイメージセンサ35の受光面に結像される。イメージセンサ35は、所定のフレームレートで戻り光を検出する。なお、撮影光学系30のフォーカスは、眼底E f又は前眼部E aに合致するように調整される。

[0045] 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辿って眼底E fに照射される。被検眼Eからの撮影照明光の戻り光は、

観察照明光の戻り光と同じ経路を通過してダイクロイックミラー33まで導かれ、ダイクロイックミラー33を透過し、ミラー36により反射され、集光レンズ37によりイメージセンサ38の受光面に結像される。

[0046] LCD (Liquid Crystal Display) 39は固視標や視力測定用視標を表示する。LCD 39から出力された光束は、その一部がハーフミラー33Aにて反射され、ミラー32に反射され、撮影合焦レンズ31及びダイクロイックミラー55を経由し、孔開きミラー21の孔部を通過する。孔開きミラー21の孔部を通過した光束は、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Efに投射される。

[0047] LCD 39の画面上における固視標の表示位置を変更することにより、被検眼Eの固視位置を変更できる。固視位置の例として、黄斑を中心とする画像を取得するための固視位置や、視神経乳頭を中心とする画像を取得するための固視位置や、黄斑と視神経乳頭との間の眼底中心を中心とする画像を取得するための固視位置や、黄斑から大きく離れた部位（眼底周辺部）の画像を取得するための固視位置などがある。いくつかの実施形態に係る眼科装置1は、このような固視位置の少なくとも1つを指定するためのGUI (Graphical User Interface) 等を含む。いくつかの実施形態に係る眼科装置1は、固視位置（固視標の表示位置）をマニュアルで移動するためのGUI等を含む。

[0048] 移動可能な固視標を被検眼Eに呈示するための構成はLCD等の表示装置には限定されない。例えば、光源アレイ（発光ダイオード(LED)アレイ等）における複数の光源を選択的に点灯させることにより、移動可能な固視標を生成することができる。また、移動可能な1以上の光源により、移動可能な固視標を生成することができる。

[0049] また、眼科装置1には、1以上の外部固視光源が設けられてもよい。1以上の外部固視光源の1つは、被検眼Eの僚眼に固視光を投射することが可能である。僚眼における固視光の投射位置は、変更可能である。僚眼に対する固視光の投射位置を変更することにより、被検眼Eの固視位置を変更するこ

とができる。外部固視光源による固視位置は、LCD 39を用いた被検眼Eの固視位置と同様であってよい。例えば、複数の外部固視光源を選択的に点灯させることにより、移動可能な固視標を生成することができる。また、移動可能な1以上の外部固視光源により、移動可能な固視標を生成することができる。

[0050] アライメント光学系50は、被検眼Eに対する光学系のアライメントに用いられるアライメント指標を生成する。LED 51から出力されたアライメント光は、絞り52及び53並びにリレーレンズ54を経由し、ダイクロイックミラー55により反射され、孔開きミラー21の孔部を通過する。孔開きミラー21の孔部を通過した光は、ダイクロイックミラー46を透過し、対物レンズ22により被検眼Eに投射される。アライメント光の角膜反射光は、観察照明光の戻り光と同じ経路を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。

[0051] フォーカス光学系60は、被検眼Eに対するフォーカス調整に用いられるスプリット指標を生成する。フォーカス光学系60は、撮影光学系30の光路（撮影光路）に沿った撮影合焦レンズ31の移動に連動して、照明光学系10の光路（照明光路）に沿って移動される。反射棒67は、照明光路に対して挿脱可能である。フォーカス調整を行う際には、反射棒67の反射面が照明光路に傾斜配置される。LED 61から出力されたフォーカス光は、リレーレンズ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により屈折されて眼底Efに投射される。フォーカス光の眼底反射光は、アライメント光の角膜反射光と同じ経路を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スやオートフォーカスを実行できる。

[0052] ダイクロイックミラー46は、眼底撮影用光路とOCT用光路とを合成する。ダイクロイックミラー46は、OCTに用いられる波長帯の光を反射し、眼底撮影用の光を透過させる。OCT用光路（測定光の光路）には、OCTユニット100側からダイクロイックミラー46側に向かって順に、コリメータレンズユニット40、光路長変更部41、光スキャナ42、OCT合焦レンズ43、ミラー44、及びリレーレンズ45が設けられている。

[0053] 光路長変更部41は、図1に示す矢印の方向に移動可能とされ、OCT用光路の長さを変更する。この光路長の変更は、眼軸長に応じた光路長補正や、干渉状態の調整などに利用される。光路長変更部41は、コーナーキューブと、これを移動する機構とを含む。

[0054] 光スキャナ42は、被検眼Eの瞳孔と光学的に共役な位置に配置される。光スキャナ42は、OCT用光路を通過する測定光LSを偏向する。光スキャナ42は、例えば、2次元走査が可能なガルバノスキャナである。

[0055] OCT合焦レンズ43は、OCT用の光学系のフォーカス調整を行うために、測定光LSの光路に沿って移動される。OCT合焦レンズ43は、被検眼Eの眼底Ef又はその近傍に測定光LSの焦点位置を配置するための第1レンズ位置と、被検眼Eに照射される測定光LSを平行光束にするための第2レンズ位置とを含む移動範囲で移動可能である。撮影合焦レンズ31の移動、フォーカス光学系60の移動、及びOCT合焦レンズ43の移動を連系的に制御することができる。

[0056] [OCTユニット]

図2及び図3に例示するように、OCTユニット100には、スウェプトソースOCTを実行するための光学系が設けられている。この光学系は、干渉光学系を含む。この干渉光学系は、波長掃引光源（波長可変光源）からの光を測定光と参照光とに分割する機能と、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する機能と、この干渉光を検出する機能とを備える。干渉光学系により得られた干渉光の検出結果（検出信号）は、干渉光のスペクトルを示す信号であり、演算制御ユニ



ット200に送られる。

[0057] 図3に例示するように、光源ユニット101は、変更可能な波長掃引速度で所定の波長範囲を掃引することにより得られた波長掃引光である光L0と、波長掃引光から生成されたクロックKCを出力する。このような光源ユニット101は、光源140と、光分岐器141、142と、複数のマッハ・ツェンダー干渉計(Mach-Zehnder Interferometer: MZI)143と、光選択出力器144とを含む。光源ユニット101内の光学素子は、互いに光ファイバを介して光学的に接続される。

[0058] 光源140は、変更可能な波長掃引速度で所定の波長範囲を掃引することにより出射光の中心波長が高速に変化する波長掃引光を出力する波長掃引光源である。光源140は、例えば、近赤外波長可変レーザを含む。

[0059] 光分岐器141は、光源140から出射された波長掃引光を光L0と、クロック生成用の光とに分岐する。光分岐器141により分岐された光L0は、後述のように、光ファイバ102により偏波コントローラ103に導かれる。光分岐器141により分岐されたクロック生成用の光は、光ファイバにより光分岐器142に導かれる。光分岐器142は、クロック生成用の光を複数の分岐光(例えば、計測モード数分の分岐光)に分岐する。光分岐器142により分岐された複数の分岐光は、それぞれ光ファイバにより複数のMZI143のいずれかに導かれる。

[0060] MZI143は、光分岐器142により分岐された分岐光を更に2つに分岐させ、互いに異なる光路を経由した2つの光路を合成することにより、互いに異なる光路の光路長差に対応した合成光を出力する。複数のMZI143は、それぞれ計測範囲に応じて変更される波長掃引速度に対応して光路長差が互いに異なるように構成されている。光選択出力器144は、計測範囲に応じて変更される波長掃引速度に基づいて、複数のMZI143からの合成光を選択的にクロックKCとして出力する。

[0061] いくつかの実施形態では、複数のMZI143は、計測範囲が異なる計測モード数分だけ設けられる。いくつかの実施形態では、複数のMZI143

は、広角のOCT計測を行うために互いに異なるスキャン領域数分だけ設けられる。

[0062] 計測範囲が互いに異なる計測モードに応じて複数のMZ1143において互いに光路長差が異なるように構成し、光選択出力器144により波長掃引速度に応じて選択的に合成光を出力するように構成することで、波長掃引速度の変化分がキャンセルされた合成光を出力することができる。それにより、光選択出力器144から出力されるクロックKCは、一定の周波数（周期）のクロックとして出力される。なお、クロックKCを一定の周波数を有するクロックとして出力できる限り、MZ1143の数は任意である。

[0063] 図2に示すように、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。偏光状態が調整された光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。

[0064] 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112及び分散補償部材113を経由し、コーナーキューブ114に導かれる。光路長補正部材112は、参照光LRの光路長と測定光LSの光路長とを合わせるよう作用する。分散補償部材113は、参照光LRと測定光LSとの間の分散特性を合わせるよう作用する。コーナーキューブ114は、参照光LRの入射方向に移動可能であり、それにより参照光LRの光路長が変更される。

[0065] コーナーキューブ114を経由した参照光LRは、分散補償部材113及び光路長補正部材112を経由し、コリメータ116によって平行光束から集束光束に変換され、光ファイバ117に入射する。光ファイバ117に入射した参照光LRは、偏波コントローラ118に導かれてその偏光状態が調整され、光ファイバ119によりアッテネータ120に導かれて光量が調整され、光ファイバ121によりファイバカップラ122に導かれる。

[0066] 一方、ファイバカップラ105により生成された測定光LSは、光ファイバ127により導かれてコリメータレンズユニット40により平行光束に変換

され、光路長変更部41、光スキャナ42、OCT合焦レンズ43、ミラー44及びリレーレンズ45を経由する。リレーレンズ45を経由した測定光LSは、ダイクロイックミラー46により反射され、対物レンズ22により屈折されて被検眼Eに入射する。測定光LSは、被検眼Eの様々な深さ位置において散乱・反射される。被検眼Eからの測定光LSの戻り光は、往路と同じ経路を逆向きに進行してファイバケーブル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。

[0067] 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LSと、光ファイバ121を介して入射された参照光LRとを合成して（干渉させて）干渉光を生成する。ファイバケーブル122は、所定の分岐比（例えば1：1）で干渉光を分岐することにより、一对の干渉光LCを生成する。一对の干渉光LC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。

[0068] 検出器125は、例えばバランスフォトダイオードである。バランスフォトダイオードは、一对の干渉光LCをそれぞれ検出する一对のフォトディテクタを含み、これらフォトディテクタにより得られた一对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DAQ（Data Acquisition System）130に送る。

[0069] DAQ130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、上記のように、光源ユニット101において、波長掃引速度が変更された場合でも略一定の周波数を有するクロックである。DAQ130は、検出器125から入力される検出信号に対し、クロックKCに同期してA/D変換を行い、A/D変換結果を干渉信号としてサンプリングする。DAQ130は、サンプリングにより得られた干渉信号を演算制御ユニット200に送る。

[0070] 本例では、測定光LSの光路（測定光路、測定アーム）の長さを変更するための光路長変更部41と、参照光LRの光路（参照光路、参照アーム）の長さを変更するためのコーナーキューブ114の双方が設けられている。し

かしながら、光路長変更部41とコーナーキューブ114のいずれか一方のみが設けられもよい。また、これら以外の光学部材を用いて、測定光路長と参照光路長との差を変更することも可能である。

[0071] [演算制御ユニット]

演算制御ユニット200は、DAQ130から入力される検出信号を解析して眼底EfのOCT画像を形成する。そのための演算処理は、従来のスウェプトソースタイプのOCT装置と同様である。

[0072] また、演算制御ユニット200は、眼底カメラユニット2、表示装置3、及びOCTユニット100の各部を制御する。

[0073] 眼底カメラユニット2の制御として、演算制御ユニット200は、観察光源11、撮影光源15、及びLED51、61の動作制御、LCD39の動作制御、撮影合焦レンズ31の移動制御、OCT合焦レンズ43の移動制御、反射棒67の移動制御、フォーカス光学系60の移動制御、光路長変更部41の移動制御、光スキャナ42の動作制御などを行う。

[0074] OCTユニット100の制御として、演算制御ユニット200は、光源ユニット101の動作制御、偏波コントローラ103、118の動作制御、アッテネータ120の動作制御、検出器125の動作制御、DAQ130の動作制御などを行う。

[0075] 演算制御ユニット200は、例えば、従来のコンピュータと同様に、マイクロプロセッサ、RAM、ROM、ハードディスクドライブ、通信インターフェイスなどを含んで構成される。ハードディスクドライブ等の記憶装置には、眼科装置1を制御するためのコンピュータプログラムが記憶されている。演算制御ユニット200は、各種の回路基板、例えばOCT画像を形成するための回路基板を備えていてもよい。また、演算制御ユニット200は、キーボードやマウス等の操作デバイス（入力デバイス）や、LCD等の表示デバイスを備えていてもよい。

[0076] 眼底カメラユニット2、表示装置3、OCTユニット100、及び演算制御ユニット200は、一体的に（つまり単一の筐体内に）構成されていても

よいし、2つ以上の筐体に別れて構成されていてもよい。

[0077]〔制御系〕

図4及び図5に、眼科装置1の制御系の構成例を示す。図4及び図5において、眼科装置1に含まれる構成要素の一部が省略されている。図5は、図4のデータ処理部230の構成例のブロック図を表す。制御部210、画像形成部220及びデータ処理部230は、例えば、演算制御ユニット200に設けられる。

[0078]（制御部）

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。

[0079]（主制御部）

主制御部211は、プロセッサを含み、眼科装置1の各部を制御する。例えば、主制御部211は、眼底カメラユニット2の光路長変更部41、光スキャナ42、撮影合焦レンズ31（合焦駆動部31A）、及びフォーカス光学系60、OCT合焦レンズ43（合焦駆動部43A）、イメージセンサ35、38、LCD39、光学系全体（移動機構150）などを制御する。さらに、主制御部211は、OCTユニット100の光源ユニット101、コーナーキューブ114（参照駆動部114A）、アッテネータ120、偏波コントローラ103、118、検出器125、DAQ130などを制御する。

[0080] 例えば、主制御部211は、手動又は自動で設定された固視位置に対応するLCD39の画面上の位置に固視標を表示する。また、主制御部211は、LCD39に表示されている固視標の表示位置を（連続的に又は段階的に）変更することができる。それにより、固視標を移動することができる（つまり、固視位置を変更することができる）。固視標の表示位置や移動態様は、マニュアルで又は自動的に設定される。マニュアルでの設定は、例えばGUIを用いて行われる。自動的な設定は、例えば、データ処理部230により行われる。

- [0081] 合焦駆動部31Aは、撮影光学系30の光軸方向に撮影合焦レンズ31を移動させるとともに、照明光学系10の光軸方向にフォーカス光学系60を移動させる。それにより、撮影光学系30の合焦位置が変更される。合焦駆動部31Aは、撮影合焦レンズ31を移動させる機構と、フォーカス光学系60を移動させる機構とを個別に有してよい。合焦駆動部31Aは、フォーカス調整を行うときなどに制御される。
- [0082] 合焦駆動部43Aは、測定光路の光軸方向にOCT合焦レンズ43を移動させる。それにより、測定光LSの合焦位置が変更される。例えば、OCT合焦レンズ43を第1レンズ位置に移動させることにより、測定光LSの合焦位置を眼底Ef又はその近傍に配置することができる。例えば、OCT合焦レンズ43を第2レンズ位置に移動させることにより、測定光LSの合焦位置を遠点位置に配置して測定光LSを平行光束にすることができる。測定光LSの合焦位置は、測定光LSのビームウエストの深さ位置(z位置)に相当する。
- [0083] 移動機構150は、例えば、少なくとも眼底カメラユニット2(光学系)を3次元的に移動する。典型的な例において、移動機構150は、少なくとも眼底カメラユニット2をx方向(左右方向)に移動するための機構と、y方向(上下方向)に移動するための機構と、z方向(奥行き方向、前後方向)に移動するための機構とを含む。x方向に移動するための機構は、例えば、x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移動機構とを含む。y方向に移動するための機構は、例えば、y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移動機構とを含む。z方向に移動するための機構は、例えば、z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。各移動機構は、パルスモータ等のアクチュエータを含み、主制御部211からの制御を受けて動作する。
- [0084] 移動機構150に対する制御は、アライメントやトラッキングにおいて用いられる。トラッキングとは、被検眼Eの眼球運動に合わせて装置光学系を移動させるものである。トラッキングを行う場合には、事前にアライメント

とフォーカス調整が実行される。トラッキングは、装置光学系の位置を眼球運動に追従させることにより、アライメントとピントが合った好適な位置関係を維持する機能である。いくつかの実施形態では、参照光の光路長（よって、測定光の光路と参照光の光路との間の光路長差）を変更するために移動機構150の制御を行うように構成される。

[0085] マニュアルアライメントの場合、光学系に対する被検眼Eの変位がキャンセルされるようにユーザが後述のユーザインターフェイス240に対して操作することにより光学系と被検眼Eとを相対移動させる。例えば、主制御部211は、ユーザインターフェイス240に対する操作内容に対応した制御信号を移動機構150に出力することにより移動機構150を制御して光学系と被検眼Eとを相対移動させる。

[0086] オートアライメントの場合、光学系に対する被検眼Eの変位がキャンセルされるように主制御部211が移動機構150を制御することにより光学系と被検眼Eとを相対移動させる。いくつかの実施形態では、主制御部211は、光学系の光軸が被検眼Eの軸に略一致し、かつ、被検眼Eに対する光学系の距離が所定の作動距離になるように制御信号を移動機構150に出力することにより移動機構150を制御して光学系と被検眼Eとを相対移動させる。ここで、作動距離とは、対物レンズ22のワーキングディスタンスとも呼ばれる既定値であり、光学系を用いた測定時（撮影時）における被検眼Eと光学系との間の距離に相当する。

[0087] 主制御部211は、LCD39における固視標の表示位置を固定した状態で、OCTユニット100及び光スキャナ42を制御することにより互いに異なる複数のスキャン領域に対して複数のOCT計測を順次に実行する。いくつかの実施形態では、少なくとも2つのスキャン領域は重複して設定される。それにより、複数のスキャン領域に対するOCT計測により得られた複数の計測結果を容易に合成することができるようになる。

[0088] 図6に、実施形態に係る眼科装置1の動作説明図を示す。図6は、被検眼Eの眼底Efにおける眼底像と断層像とを模式的に表す。

[0089] 主制御部211は、第1スキャン領域SCAN1に対してOCT計測を実行する。いくつかの実施形態では、第1スキャン領域SCAN1は、視神経乳頭に相当する領域及び中心窩に相当する領域の少なくとも1つを含む。いくつかの実施形態では、第1スキャン領域SCAN1のスキャン中心位置は、アライメント完了後の眼底Efにおける光学系の光軸の位置である。いくつかの実施形態では、第1スキャン領域SCAN1に対するスキャンの深さ方向の計測範囲の基準位置Zref0は、測定光の光路長と参照光の光路長とが一致する深さ位置である。

[0090] 続いて、主制御部211は、LCD39において第1スキャン領域SCAN1に対するスキャン時と同じ表示位置に固視標を表示した状態で、第2スキャン領域SCAN2に対してOCT計測を実行する。第2スキャン領域SCAN2のスキャン中心位置は、第1スキャン領域SCAN1のスキャン中心位置に対して所定の距離d1だけ離れた位置である。主制御部211は、スキャン領域の位置に応じて光路長変更部41（又はコーナーキューブ114及び参照駆動部114A）を制御することにより測定光LSの光路と参照光LRの光路との光路長差を変更し、OCT計測の深さ方向の計測範囲の基準位置を変更することが可能である。図6では、深さ方向の計測範囲の基準位置Zref1に変更される。いくつかの実施形態では、主制御部211は、光源140を制御することにより波長掃引速度を変更し、OCT計測の深さ方向の計測範囲を変更する。いくつかの実施形態では、主制御部211は、OCT計測の深さ方向の計測範囲を変更しつつ、上記のように当該計測範囲の基準位置を変更する。

[0091] 続いて、主制御部211は、LCD39において第1スキャン領域SCAN1に対するスキャン時と同じ表示位置に固視標を表示した状態で、第3スキャン領域SCAN3に対してOCT計測を実行する。第3スキャン領域SCAN3のスキャン中心位置は、第1スキャン領域SCAN1のスキャン中心位置に対して所定の距離d2だけ離れた位置である。距離d2は、距離d1と同一であってよい。主制御部211は、第3スキャン領域SCAN3に



対するスキヤンの深さ方向の計測範囲の基準位置を基準位置  $Z_{ref2}$  に変更する。いくつかの実施形態では、主制御部 211 は、光源 140 を制御することにより波長掃引速度を変更し、OCT 計測の深さ方向の計測範囲を変更する。いくつかの実施形態では、主制御部 211 は、OCT 計測の深さ方向の計測範囲を変更しつつ、上記のように当該計測範囲の基準位置を変更する。

[0092] 眼底  $E_f$  の形状を考慮すると、スキャン領域のスキャン中心位置の変位量が所定の距離を超えたとき、式 (1) に示す OCT 計測範囲より広い OCT 計測範囲が必要である。

[0093] そこで、主制御部 211 は、第 1 スキャン領域  $SCAN1$  のスキャン中心位置と第 2 スキャン領域  $SCAN2$  (第 3 スキャン領域  $SCAN3$ ) のスキャン中心位置との間のスキャン方向 (例えば、第 1 スキャン領域  $SCAN1$  の B スキャン方向) の距離が第 1 距離を超えたとき、上記の光路長差を変更する。いくつかの実施形態では、第 1 距離は、スキャン領域が矩形領域である場合の一辺の距離 (例えば、下記の  $L$ ) である。

[0094] ここで、眼底  $E_f$  における第 1 スキャン領域  $SCAN1$  及び第 2 スキャン領域  $SCAN2$  のそれぞれが  $L$  ミリメートル四方であるものとする。すなわち、B スキャン方向の長さ (スキャン長) が  $L$  ミリメートルであるものとする。この場合、第 1 スキャン領域  $SCAN1$  及び第 2 スキャン領域  $SCAN2$  のそれぞれに対し、深さ方向の計測範囲が  $z_0$  ミリメートルであり、且つスキャン長が  $L$  ミリメートルである OCT 計測を実行する場合に、眼底  $E_f$  の形状を考慮すると、黄斑又は視神経乳頭の近傍において概ね  $z_0 = 0.4 \times L$  が成り立つ。すなわち、眼底  $E_f$  に対してスキャン長  $L$  が 6 ミリメートルの OCT 計測を実行する場合、深さ方向の計測範囲として概ね 2.4 ミリメートルが必要である。

[0095] そこで、被検眼  $E$  の眼底  $E_f$  における所定部位を含む第 1 スキャン領域  $SCAN1$  から所定距離 (例えば、6 ミリメートル) 以上離れた領域で第 2 スキャン領域  $SCAN2$  に対して OCT 計測を実行する場合、主制御部 211

は、Lが(2.5×z0)より大きいとき上記の光路長差を変更することで、深さ方向の計測範囲の基準位置を変更する。眼底Efにおける所定部位として、黄斑又は視神経乳頭などがある。それにより、眼底Efの形状に応じて広範囲にOCT計測結果を取得することができる。

[0096] いくつかの実施形態では、主制御部211は、スキャン領域毎に波長掃引速度を変更することでOCT計測範囲を変更する。例えば、主制御部211は、光源ユニット101における光源140に対して波長掃引速度の変更制御を行うことで、OCT計測範囲を変更する。

[0097] この場合、OCT計測に必要な深さ方向の計測範囲をz0ミリメートルとし、第1スキャン領域SCAN1のスキャン中心位置に対する第2スキャン領域SCAN2のスキャン中心位置のBスキャン方向の変位をdとすると、式(2)を満たすようにOCT計測を行うことが望ましい。それにより、一度で実行可能なスキャン領域を最大化することができる。z0は、z方向のアライメントや断層像の形成に必要な範囲である。

[0098] [数2]

$$z_{\max} = \alpha \times \frac{\lambda_c^2}{\Delta\lambda} \times \frac{f_s}{4f_{\text{sweep}}} \times 10^{-3} [\text{mm}] < z_0 \quad (0 < d \leq L) \quad \dots (2)$$

[0099] いくつかの実施形態では、Lは12ミリメートルであり、z0は2ミリメートルである。

[0100] d>Lの範囲では、瞳孔領域に配置される測定光の偏向中心位置と眼底形状の曲率中心位置との間の変位に起因した光路長差を考慮すると、式(3)を満たすようにOCT計測を行うことが望ましい。それにより、眼底Efの形状に応じて広範囲にOCT計測結果を取得することができる。

[0101] [数3]

$$z_{\max} = \alpha \times \frac{\lambda_c^2}{\Delta\lambda} \times \frac{f_s}{4f_{\text{sweep}}} \times 10^{-3} [\text{mm}] < z_0 + 0.4 \times (d - L) \quad (L < d) \quad \dots (3)$$

[0102] いくつかの実施形態において、式(2)及び式(3)では、λcは1050ナノメートルであり、Δλは100ナノメートルであり、係数αは0.5(

波長掃引の速度差（最大速度／最小速度））である。この場合、式（3）は、 $1.375 \times 10^{-3} \times (f_s / f_{sweep}) < z_0 + 0.4 \times (d - L)$  と表すことができる。

[0103] 計測範囲に相当する  $z_{max}$  を大きくするためには、式（1）に示すように、（a）A/D変換のサンプリング速度に相当する  $f_s$  を大きくする方法、（b）波長掃引幅に相当する  $\Delta\lambda$  を小さくする方法、又は（c）波長掃引速度である  $f_{sweep}$  を小さくする方法がある。

[0104] （a）の方法では、A/Dコンバータのサンプリング速度の向上には限界があるため、計測範囲の拡大にも限界がある。

[0105] （b）の方法では、非特許文献1に記載された下記の式（4）に示すように、 $\Delta\lambda$  を小さくすることは深さ方向の分解能の低下を招く。式（4）において、 $\Delta z$  は深さ方向の分解能を表し、 $\Delta\lambda_{FWHM}$  は波長の半値全幅を表す。

[0106] [数4]

$$\Delta z = \frac{2\ln(2)}{\pi} \times \frac{\lambda_c^2}{\Delta\lambda_{FWHM}} \quad \dots (4)$$

[0107] （c）の方法では、固視ずれの影響を受けやすくなり計測精度の劣化や画像の低画質化を招く。

[0108] これに対して、実施形態によれば、A/Dコンバータのサンプリング速度にかかわらず波長掃引速度を変更することができる。それにより、式（4）に示す深さ方向の分解能を低下させることなく、式（1）に示す深さ方向の計測範囲を変更することが可能になる。

[0109] 主制御部211は、眼底カメラユニット2等を制御することにより眼底撮影及び前眼部撮影を制御する。また、主制御部211は、眼底カメラユニット2及びOCTユニット100等を制御することによりOCT計測を制御する。主制御部211は、OCT計測を行う前に複数の予備的な動作を実行可能である。予備的な動作としては、アライメント、フォーカス粗調整、偏光調整、フォーカス微調整などがある。複数の予備的な動作は、所定の順序で実行される。いくつかの実施形態では、複数の予備的な動作は、上記の順序

で実行される。

- [0110] なお、予備的な動作の種別や順序はこれに限定されるものではなく、任意である。例えば、被検眼Eが小瞳孔眼であるか否か判定するための予備動作（小瞳孔判定）を予備的な動作に加えることができる。小瞳孔判定は、例えば、フォーカス粗調整と光路長差調整との間に実行される。いくつかの実施形態では、小瞳孔判定は、以下の一連の処理を含む：被検眼Eの正面画像（前眼部像）の取得する処理；瞳孔に相当する画像領域を特定する処理；特定された瞳孔領域のサイズ（径、周長など）を求める処理；求められたサイズに基づき小瞳孔眼か否か判定する処理（閾値処理）；小瞳孔眼であると判定された場合に絞り19を制御する処理。いくつかの実施形態では、瞳孔サイズを求めるために瞳孔領域を円近似または楕円近似する処理を更に含む。
- [0111] フォーカス粗調整は、スプリット指標を用いたフォーカス調整である。なお、あらかじめ取得された眼屈折力と撮影合焦レンズ31の位置とを関連付けた情報と、被検眼Eの屈折力の測定値とに基づいて撮影合焦レンズ31の位置を決定することにより、フォーカス粗調整を行うこともできる。
- [0112] フォーカス微調整は、OCT計測の干渉感度に基づいて行われる。例えば、被検眼EのOCT計測により取得された干渉信号の干渉強度（干渉感度）をモニタすることにより、干渉強度が最大となるようなOCT合焦レンズ43の位置を求め、その位置にOCT合焦レンズ43を移動させることにより、フォーカス微調整を実行することができる。
- [0113] 光路長差調整においては、被検眼Eにおける所定の位置が深さ方向の計測範囲の基準位置になるように制御される。この制御は、光路長変更部41及び参照駆動部114Aの少なくとも一方に対して行われる。それにより、測定光路と参照光路との間の光路長差が調整される。光路長差調整により基準位置を設定しておくことで、波長掃引速度の変更を行うだけで深さ方向の所望の計測範囲に対して精度よくOCT計測を行うことができるようになる。
- [0114] 偏光調整においては、測定光LSと参照光LRとの干渉効率を最適化するために参照光LRの偏光状態が調整される。

## [0115] (記憶部)

記憶部 212 は、各種のデータを記憶する。記憶部 212 に記憶されるデータとしては、例えば、OCT 画像の画像データ、眼底像の画像データ、前眼部像の画像データ、被検眼情報などがある。被検眼情報は、患者 ID や氏名などの被検者に関する情報や、左眼／右眼の識別情報などの被検眼に関する情報を含む。

[0116] また、記憶部 212 には、スキャン制御情報 212A が記憶されている。スキャン制御情報 212A は、順次に実行される複数のスキャンの実行順序と、各スキャン (B スキャン) の設定情報とを含む。スキャンの設定情報は、スキャン領域のサイズ、位置 (例えば、所定のスキャン中心位置からの変位)、スキャン態様などを含む。主制御部 211 は、スキャン制御情報 212A を参照することにより、スキャン毎に、予め決められたサイズのスキャン領域を予め決められた位置に設定し、予め決められたスキャン態様でスキャンを実行させることが可能である。スキャン態様として、ラジアルスキャン、ラインスキャン、サークルスキャンなどがある。いくつかの実施形態では、複数のスキャンのスキャン領域のサイズ及びスキャン態様は同一である。

[0117] いくつかの実施形態では、スキャンの設定情報は、深さ方向の計測範囲に対応する情報を含む。この場合、主制御部 211 は、スキャン制御情報 212A を参照することにより、スキャン毎に、予め決められた深さ方向の計測範囲になるように光路長差を変更して OCT 計測を実行させることができる。

[0118] また、記憶部 212 には、眼科装置 1 を動作させるための各種プログラムやデータが記憶されている。

## [0119] (画像形成部)

画像形成部 220 は、検出器 125 からの検出信号を DAQ 130 でサンプリングすることにより得られたサンプリングデータに基づいて、被検眼 E の OCT 画像を形成する。画像形成部 220 により形成される OCT 画像に

は、Aスキャン画像、Bスキャン画像（断層像）、Cスキャン画像などがある。この処理には、従来のスウェプトソースタイプのOCTと同様に、ノイズ除去（ノイズ低減）、フィルタ処理、分散補償、FFT（Fast Fourier Transform）などの処理が含まれている。他のタイプのOCT装置の場合、画像形成部220は、そのタイプに応じた公知の処理を実行する。

[0120] 画像形成部220は、例えば、前述の回路基板を含んで構成される。なお、この明細書では、「画像データ」と、それに基づく「画像」とを同一視することがある。

[0121] （データ処理部）

データ処理部230は、被検眼Eの撮影やOCT計測により取得されたデータを処理する。例えば、データ処理部230は、画像形成部220により形成された画像に対して各種の画像処理や解析処理を施す。例えば、データ処理部230は、画像の輝度補正等の各種補正処理を実行する。また、データ処理部230は、眼底カメラユニット2により得られた画像（眼底像、前眼部像等）に対して各種の画像処理や解析処理を施す。

[0122] データ処理部230は、断層像の間の画素を補間する補間処理などの公知の画像処理を実行して、眼底Efの3次元画像の画像データを形成する。なお、3次元画像の画像データとは、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次元画像の画像データとしては、3次元的に配列されたボクセルからなる画像データがある。この画像データは、ボリュームデータ或いはボクセルデータなどと呼ばれる。ボリュームデータに基づく画像を表示させる場合、データ処理部230は、このボリュームデータに対してレンダリング処理（ボリュームレンダリングやMIP（Maximum Intensity Projection：最大値投影）など）を施して、特定の視線方向から見たときの擬似的な3次元画像の画像データを形成する。表示部240A等の表示デバイスには、この擬似的な3次元画像が表示される。

[0123] また、3次元画像の画像データとして、複数の断層像のスタックデータを形成することも可能である。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、スキャンラインの位置関係に基づいて3次的に配列させることで得られる画像データである。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次元座標系により表現する（つまり1つの3次元空間に埋め込む）ことにより得られる画像データである。

[0124] データ処理部230は、取得された3次元データセット（ボリュームデータ、スタックデータ等）に各種のレンダリングを施すことで、任意断面におけるBモード画像（縦断面像、軸方向断面像）、任意断面におけるCモード画像（横断面像、水平断面像）、プロジェクション画像、シャドウグラムなどを形成することができる。Bモード画像やCモード画像のような任意断面の画像は、指定された断面上の画素（ピクセル、ボクセル）を3次元データセットから選択することにより形成される。プロジェクション画像は、3次元データセットを所定方向（Z方向、深さ方向、軸方向）に投影することによって形成される。シャドウグラムは、3次元データセットの一部（例えば、特定層に相当する部分データ）を所定方向に投影することによって形成される。Cモード画像、プロジェクション画像、シャドウグラムのような、被検眼の正面側を視点とする画像を正面画像（e n - f a c e 画像）と呼ぶ。

[0125] データ処理部230は、OCTにより時系列に収集されたデータ（例えば、Bスキャン画像データ）に基づいて、網膜血管や脈絡膜血管が強調されたBモード画像や正面画像（血管強調画像、アンギオグラム）を構築することができる。例えば、被検眼Eの略同一部位を反復的にスキャンすることにより、時系列のOCTデータを収集することができる。

[0126] いくつかの実施形態では、データ処理部230は、略同一部位に対するBスキャンにより得られた時系列のBスキャン画像を比較し、信号強度の変化部分の画素値を変化分に対応した画素値に変換することにより当該変化部分が強調された強調画像を構築する。更に、データ処理部230は、構築され

た複数の強調画像から所望の部位における所定の厚さ分の情報を抽出して  $e_{n-f a c e}$  画像として構築することで OCT A 像を形成する。

- [0127] データ処理部 230 により生成された画像（例えば、3次元画像、Bモード画像、Cモード画像、プロジェクション画像、シャドウグラム、OCT A 像）もまた OCT 画像に含まれる。
- [0128] 図5に示すように、データ処理部 230 は、解析部 231 と、画像合成部 232 とを含む。
- [0129] 解析部 231 は、OCT 計測により得られた干渉光の検出結果を解析してフォーカス微調整制御における測定光 L S のフォーカス状態を判定する。例えば、主制御部 211 は、合焦駆動部 43 A を所定のアルゴリズムにしたがって制御しつつ、反復的な OCT 計測を行う。解析部 231 は、OCT 計測により繰り返し取得される干渉光 L C の検出結果を解析することで、OCT 画像の画質に関する所定の評価値を算出する。解析部 231 は、算出された評価値が閾値以下であるか否か判定する。いくつかの実施形態では、フォーカス微調整は、算出される評価値が閾値以下になるまで継続される。すなわち、評価値が閾値以下であるとき測定光 L S のフォーカス状態が適正であると判断され、フォーカス微調整は、測定光 L S のフォーカス状態が適正であると判断されるまで継続される。
- [0130] いくつかの実施形態では、主制御部 211 は、上記のような反復的な OCT 計測を行って干渉信号を取得しつつ、逐次取得される干渉信号の強度（干渉強度、干渉感度）をモニタする。更に、このモニタ処理を行いながら、OCT 合焦レンズ 43 を移動させることにより、干渉強度が最大となるような OCT 合焦レンズ 43 の位置を探索する。このようなフォーカス微調整によれば、干渉強度が最適化されるような位置に OCT 合焦レンズ 43 を導くことができる。
- [0131] また、解析部 231 は、OCT 計測により得られた干渉光の検出結果を解析して、測定光 L S 及び参照光 L R の少なくとも一方の偏波状態を判定する。例えば、主制御部 211 は、偏波コントローラ 103、118 の少なくとも



も一方を所定のアルゴリズムにしたがって制御しつつ、反復的なOCT計測を行う。いくつかの実施形態では、主制御部211は、アッテネータ120を制御して、参照光LRの減衰量を変更する。解析部231は、OCT計測により繰り返し取得される干渉光LCの検出結果を解析することで、OCT画像の画質に関する所定の評価値を算出する。解析部231は、算出された評価値が閾値以下であるか否か判定する。この閾値はあらかじめ設定される。偏波調整は、算出される評価値が閾値以下になるまで継続される。すなわち、評価値が閾値以下であるとき測定光LSの偏波状態が適正であると判断され、偏波調整は、測定光LSの偏波状態が適正であると判断されるまで継続される。

[0132] いくつかの実施形態では、主制御部211は、偏波調整においても干渉強度をモニタすることが可能である。

[0133] また、解析部231は、OCT計測により得られた干渉光の検出結果、又は当該検出結果に基づいて形成されたOCT画像を解析することにより特徴領域を特定することが可能である。特徴領域には、特徴部位を含む領域、血管などがある。特徴部位には、視神経乳頭、中心窩、黄斑などの所定の部位、又は疾患部位などがある。

[0134] 更に、解析部231は、OCT計測により得られた干渉光の検出結果、又は当該検出結果に基づいて形成されたOCT画像に対して所定の解析処理を行う。所定の解析処理には、被検眼Eにおける所定の部位（組織、病変部）の特定；指定された部位間の距離（層間距離）、面積、角度、比率、密度の算出；指定された計算式による演算；所定の部位の形状の特定；これらの統計値の算出；計測値、統計値の分布の算出；これら解析処理結果に基づく画像処理などがある。所定の組織には、血管、視神経乳頭、中心窩、黄斑などがある。所定の病変部には、白斑、出血などがある。

[0135] 画像合成部232は、複数のOCT計測により得られたOCT画像を合成することにより広角のOCT画像を生成する。例えば、画像合成部232は、解析部231により特定された複数のOCT画像に共通の特徴領域が重な

るように複数のOCT画像を合成して1つの広角のOCT画像を生成する。画像合成部232は、複数のOCT画像のうち少なくとも1つのOCT画像に対して公知の拡大処理、公知の縮小処理、公知の回転処理、又は公知の変形処理を施して1つのOCT画像を生成することが可能である。

[0136] また、画像合成部232は、眼の解剖学的データや臨床データなどに基づいて、複数のOCT画像を合成して広角のOCT画像を生成することが可能である。

[0137] 以上のように機能するデータ処理部230は、例えば、前述のマイクロプロセッサ、RAM、ROM、ハードディスクドライブ、回路基板等を含んで構成される。ハードディスクドライブ等の記憶装置には、上記機能をマイクロプロセッサに実行させるコンピュータプログラムがあらかじめ格納されている。

[0138] (ユーザインターフェイス)

ユーザインターフェイス240には、表示部240Aと操作部240Bとが含まれる。表示部240Aは、前述した演算制御ユニット200の表示デバイスや表示装置3を含んで構成される。操作部240Bは、前述した演算制御ユニット200の操作デバイスを含んで構成される。操作部240Bには、眼科装置1の筐体や外部に設けられた各種のボタンやキーが含まれていてもよい。例えば眼底カメラユニット2が従来の眼底カメラと同様の筐体を有する場合、操作部240Bは、この筐体に設けられたジョイスティックや操作パネル等を含んでいてもよい。また、表示部240Aは、眼底カメラユニット2の筐体に設けられたタッチパネルなどの各種表示デバイスを含んでいてもよい。

[0139] なお、表示部240Aと操作部240Bは、それぞれ個別のデバイスとして構成される必要はない。例えばタッチパネルのように、表示機能と操作機能とが一体化されたデバイスを用いることも可能である。その場合、操作部240Bは、このタッチパネルとコンピュータプログラムとを含んで構成される。操作部240Bに対する操作内容は、電気信号として制御部210に

入力される。また、表示部 240A に表示されたグラフィカルユーザインターフェイス (GUI) と、操作部 240B とを用いて、操作や情報入力を行うようにしてもよい。

[0140] LCD 39 を含む光学系は、実施形態に係る「固視投影系」の一例である。OCT ユニット 100 に含まれる光学系は、実施形態に係る「干渉光学系」の一例である。光路長変更部 41 又はコーナーキューブ 114 及び参照駆動部 114A は、実施形態に係る「光路長差変更部」の一例である。DAQ 130 は、実施形態に係る「サンプリング部」の一例である。画像形成部 220 又はデータ処理部 230 は、実施形態に係る「画像形成部」の一例である。

[0141] [動作]

実施形態に係る眼科装置 1 の動作について説明する。

[0142] 第 1 動作例は、第 1 スキャン領域と第 2 スキャン領域とに対してスキャンを実行する場合の動作例を表すが、3 以上のスキャン領域に対して同様にスキャンを実行することが可能である。

[0143] 図 7 に、実施形態に係る眼科装置 1 の第 1 動作例を示す。図 7 は、実施形態に係る眼科装置 1 の第 1 動作例のフローチャートを表す。記憶部 212 には、図 7 に示す処理を実現するためのコンピュータプログラムが記憶されている。主制御部 211 は、このコンピュータプログラムに従って動作することにより、図 7 に示す処理を実行する。

[0144] (S1 : アライメント)

主制御部 211 は、アライメントを実行する。すなわち、主制御部 211 は、アライメント光学系 50 を制御して、被検眼 E にアライメント指標を投影させる。このとき、被検眼 E には、LCD 39 による固視標も投影される。主制御部 211 は、例えばイメージセンサ 35 により取得された受光像に基づいて特定された光学系の移動量に基づいて移動機構 150 を制御し、被検眼 E に対して光学系を当該移動量だけ相対的に移動させる。主制御部 211 は、この処理を繰り返し実行させる。

[0145] いくつかの実施形態では、ステップS 1におけるアライメント完了後に、上記のアライメント粗調整及びアライメント微調整が行われる。

[0146] (S 2 : 固視標を呈示)

続いて、主制御部2 1 1は、LCD 3 9の所定位置にOCT計測用の固視標を表示させる。主制御部2 1 1は、眼底E fにおける光学系の光軸の位置に対応するLCD 3 9の表示位置に固視標を表示させることが可能である。

[0147] (S 3 : 第1スキャン領域用に光スキャナを設定)

主制御部2 1 1は、光スキャナ4 2に対して、第1スキャン領域SCAN 1をスキャンするためのスキャン領域のサイズ、位置、及びスキャン態様を設定する。いくつかの実施形態では、主制御部2 1 1は、スキャン設定情報2 1 2 Aに基づいてスキャン領域のサイズ等を設定する。

[0148] (S 4 : 調整用断層像を取得)

続いて、主制御部2 1 1は、OCTユニット1 0 0を制御してOCT仮計測を実行させ、深さ方向の計測範囲の基準位置を調整するための調整用断層像を取得する。具体的には、主制御部2 1 1は、光スキャナ4 2を制御することにより、光源ユニット1 0 1から出射された光L 0に基づいて生成された測定光L Sを偏向し、偏向された測定光L Sで被検眼Eの所定部位（例えば眼底）をスキャンさせる。測定光L Sのスキャンにより得られた干渉光の検出結果は、クロックKCに同期してサンプリングされた後、画像形成部2 2 0に送られる。画像形成部2 2 0は、得られた干渉信号から被検眼Eの断層像（OCT画像）を形成する。

[0149] (S 5 : 深さ方向の基準位置を調整)

続いて、主制御部2 1 1は、深さ方向（z方向）の計測範囲の基準位置を調整する。例えば、主制御部2 1 1は、ステップS 4において得られた断層像における所定の部位（例えば、強膜）を解析部2 3 1に特定させ、特定された所定の部位の位置に対して深さ方向に所定の距離だけ離れた位置を計測範囲の基準位置として設定する。また、測定光L Sと参照光L Rの光路長が略一致するようにあらかじめ決められた所定の位置が計測範囲の基準位置と

して設定されてもよい。

[0150] (S 6 : フォーカス調整、偏波調整)

次に、主制御部 2 1 1 は、フォーカス調整制御及び偏波調整制御を実行する。

[0151] 例えば、主制御部 2 1 1 は、合焦駆動部 4 3 A を制御して OCT 合焦レンズ 4 3 を所定の距離だけ移動させた後、OCT ユニット 1 0 0 を制御して OCT 計測を実行させる。主制御部 2 1 1 は、上記のように、OCT 計測により得られた干渉光の検出結果に基づいて測定光 L S のフォーカス状態を解析部 2 3 1 に判定させる。解析部 2 3 1 による判定結果に基づいて測定光 L S のフォーカス状態が適正ではないと判断されたとき、主制御部 2 1 1 は、再び合焦駆動部 4 3 A の制御を行い、フォーカス状態が適正であると判断されるまで繰り返す。

[0152] また、例えば、主制御部 2 1 1 は、偏波コントローラ 1 0 3、1 1 8 の少なくとも一方を制御して光 L 0 及び測定光 L S の少なくとも一方の偏波状態を所定の量だけ変更した後、OCT ユニット 1 0 0 を制御して OCT 計測を実行させ、取得された干渉光の検出結果に基づく OCT 画像を画像形成部 2 2 0 に形成させる。主制御部 2 1 1 は、上記のように、OCT 計測により得られた OCT 画像の画質を解析部 2 3 1 に判定させる。解析部 2 3 1 による判定結果に基づいて測定光 L S の偏波状態が適正ではないと判断されたとき、主制御部 2 1 1 は、再び偏波コントローラ 1 0 3、1 1 8 の制御を行い、偏波状態が適正であると判断されるまで繰り返す。

[0153] (S 7 : 干渉信号を取得)

続いて、主制御部 2 1 1 は、OCT ユニット 1 0 0 を制御して OCT 計測を実行させる。当該 OCT 計測により取得された干渉光の検出結果は、DAQ 1 3 0 においてサンプリングされ、干渉信号として記憶部 2 1 2 等に保存される。

[0154] (S 8 : 第 2 スキャン領域用に光スキャナを設定)

主制御部 2 1 1 は、光スキャナ 4 2 に対して、第 2 スキャン領域 SCAN

2をスキャンするためのスキャン領域のサイズ、位置、及びスキャン態様を設定する。いくつかの実施形態では、主制御部211は、スキャン設定情報212Aに基づいてスキャン領域のサイズ等を設定する。

[0155] (S9:調整用断層像を取得)

続いて、主制御部211は、OCTユニット100を制御してOCT仮計測を実行させ、深さ方向の計測範囲の基準位置を調整するための調整用断層像を取得する。ステップS9では、ステップS4及びステップS7と同じ眼底Efの投影位置に固視光束が投影される。具体的には、主制御部211は、ステップS4と同様に、光スキャナ42を制御することにより、光源ユニット101から出射された光L0に基づいて生成された測定光LSを偏向し、偏向された測定光LSで被検眼Eの所定部位をスキャンさせる。測定光LSのスキャンにより得られた干渉光の検出結果は、クロックKCに同期してサンプリングされた後、画像形成部220に送られる。画像形成部220は、得られた干渉信号から被検眼Eの断層像(OCT画像)を形成する。

[0156] (S10:深さ方向の基準位置を調整)

続いて、主制御部211は、深さ方向(z方向)の計測範囲の基準位置を調整する。具体的には、主制御部211は、ステップS9において得られた断層像における所定の部位を解析部231に特定させ、特定された所定の部位の位置に対して深さ方向に所定の距離だけ離れた位置を計測範囲の基準位置として設定する。ステップS10では、第2スキャン領域SCAN2に対応した基準位置が設定される。

[0157] (S11:フォーカス調整、偏波調整)

次に、主制御部211は、ステップS6と同様に、フォーカス調整制御及び偏波調整制御を実行する。

[0158] (S12:干渉信号を取得)

続いて、主制御部211は、OCTユニット100を制御してOCT計測を実行させる。当該OCT計測により取得された干渉光の検出結果は、DAQ130においてサンプリングされ、干渉信号として記憶部212等に保存

される。ステップS 1 2では、ステップS 4及びステップS 7と同じ眼底E fの投影位置に固視光束が投影される。

[0159] 3以上のスキャン領域をスキャンする場合は、ステップS 8～ステップS 1 2を繰り返す。

[0160] (S 1 3 : 干渉信号を解析・断層像形成)

次に、主制御部2 1 1は、ステップS 7において取得された干渉信号に基づいて被検眼EのOCT画像を画像形成部2 2 0に形成させる。同様に、主制御部2 1 1は、ステップS 1 2において取得された干渉信号に基づいて被検眼EのOCT画像を画像形成部2 2 0に形成させる。更に、主制御部2 1 1は、形成されたOCT画像に対して所定の解析処理を解析部2 3 1に実行させる。

[0161] いくつかの実施形態では、主制御部2 1 1は、ステップS 7において取得された干渉信号及びステップS 1 2において取得された干渉信号の少なくとも一方に対して所定の解析処理を解析部2 3 1に実行させる。

[0162] (S 1 4 : 広角OCT画像を生成)

次に、主制御部2 1 1は、ステップS 1 3において形成された2つのOCT画像における特徴領域を解析部2 3 1に特定させ、特定された特徴領域に基づいて2つのOCT画像を合成し、広角のOCT画像を生成する。

[0163] 以上で、眼科装置1の動作は終了である(エンド)。

[0164] 第2動作例では、スキャン毎に、波長掃引速度を変更してOCT計測範囲を変更する。

[0165] 図8に、実施形態に係る眼科装置1の第2動作例を示す。図8は、実施形態に係る第2動作例のフローチャートを表す。記憶部2 1 2には、図8に示す処理を実現するためのコンピュータプログラムが記憶されている。主制御部2 1 1は、このコンピュータプログラムに従って動作することにより、図8に示す処理を実行する。

[0166] (S 2 1 : アライメント)

主制御部2 1 1は、ステップS 1と同様に、アライメントを実行する。

[0167] (S 2 2 : 固視標を呈示)

続いて、主制御部 2 1 1 は、ステップ S 2 と同様に、LCD 3 9 の所定位置に固視標を表示させる。

[0168] (S 2 3 : 第 1 スキャン領域用に光スキャナを設定)

主制御部 2 1 1 は、ステップ S 3 と同様に、光スキャナ 4 2 に対し、第 1 スキャン領域 SCAN 1 をスキャンするためのスキャン領域のサイズ、位置、及びスキャン態様を設定する。

[0169] (S 2 4 : 波長掃引速度を設定)

次に、主制御部 2 1 1 は、光源ユニット 1 0 1 の光源 1 4 0 に対し、第 1 スキャン領域用の波長掃引速度を設定する。それにより、光源 1 4 0 は、設定された波長掃引速度で所定の波長範囲掃引を開始する。光源ユニット 1 0 1 の光選択出力器 1 4 4 は設定された波長掃引速度に対応した MZ 1 1 4 3 からの合成光を選択出力するため、クロック KC の周波数は変化しない。

[0170] (S 2 5 : 調整用断層像を取得)

続いて、主制御部 2 1 1 は、ステップ S 4 と同様に、OCT ユニット 1 0 0 を制御して OCT 仮計測を実行させ、深さ方向の計測範囲の基準位置を調整するための調整用断層像を取得する。

[0171] (S 2 6 : 深さ方向の基準位置を調整)

続いて、主制御部 2 1 1 は、ステップ S 5 と同様に、深さ方向 (z 方向) の計測範囲の基準位置を調整する。

[0172] (S 2 7 : フォーカス調整、偏波調整)

次に、主制御部 2 1 1 は、ステップ S 6 と同様に、フォーカス調整制御及び偏波調整制御を実行する。

[0173] (S 2 8 : 干渉信号を取得)

続いて、主制御部 2 1 1 は、ステップ S 7 と同様に、OCT ユニット 1 0 0 を制御して OCT 計測を実行させる。当該 OCT 計測により取得された干渉光の検出結果は、DAQ 1 3 0 においてサンプリングされ、干渉信号として記憶部 2 1 2 等に保存される。



[0174] (S 2 9 : 第 2 スキャン領域用に光スキャナを設定)

主制御部 2 1 1 は、ステップ S 8 と同様に、光スキャナ 4 2 に対して、第 2 スキャン領域 S C A N 2 をスキャンするためのスキャン領域のサイズ、位置、及びスキャン態様を設定する。

[0175] (S 3 0 : 波長掃引速度を設定)

次に、主制御部 2 1 1 は、光源ユニット 1 0 1 の光源 1 4 0 に対し、第 2 スキャン領域用の波長掃引速度を設定する。それにより、光源 1 4 0 は、設定された波長掃引速度で所定の波長範囲掃引を開始する。光源ユニット 1 0 1 の光選択出力器 1 4 4 は設定された波長掃引速度に対応した M Z | 1 4 3 からの合成光を選択出力するため、クロック K C の周波数は変化しない。

[0176] (S 3 1 : 調整用断層像を取得)

続いて、主制御部 2 1 1 は、ステップ S 9 と同様に、O C T ユニット 1 0 0 を制御して O C T 仮計測を実行させ、深さ方向の計測範囲の基準位置を調整するための調整用断層像を取得する。

[0177] (S 3 2 : 深さ方向の基準位置を調整)

続いて、主制御部 2 1 1 は、ステップ S 1 0 と同様に、深さ方向 ( z 方向 ) の計測範囲の基準位置を調整する。

[0178] (S 3 3 : フォーカス調整、偏波調整)

次に、主制御部 2 1 1 は、ステップ S 2 7 と同様に、フォーカス調整制御及び偏波調整制御を実行する。

[0179] (S 3 4 : 干渉信号を取得)

続いて、主制御部 2 1 1 は、ステップ S 2 8 と同様に、O C T ユニット 1 0 0 を制御して O C T 計測を実行させる。ステップ S 3 4 では、ステップ S 2 5 及びステップ S 2 8 と同じ眼底 E f の投影位置に固視光束が投影される。

[0180] (S 3 5 : 干渉信号を解析・断層像形成)

次に、主制御部 2 1 1 は、ステップ S 2 8 において取得された干渉信号に基づいて被検眼 E の O C T 画像を画像形成部 2 2 0 に形成させる。同様に、

主制御部 211 は、ステップ S34 において取得された干渉信号に基づいて被検眼 E の OCT 画像を画像形成部 220 に形成させる。更に、主制御部 211 は、形成された OCT 画像に対して所定の解析処理を解析部 231 に実行させる。

[0181] いくつかの実施形態では、主制御部 211 は、ステップ S28 において取得された干渉信号及びステップ S34 において取得された干渉信号の少なくとも一方に対して所定の解析処理を解析部 231 に実行させる。

[0182] (S36 : 広角 OCT 画像を生成)

次に、主制御部 211 は、ステップ S35 において形成された 2 つの OCT 画像における特徴領域を解析部 231 に特定させ、特定された特徴領域に基づいて 2 つの OCT 画像を合成し、広角の OCT 画像を生成する。

[0183] 以上で、眼科装置 1 の動作は終了である (エンド)。

[0184] <変形例>

上記の実施形態では、眼科装置 1 がスウェプトソース OCT を実行する場合について説明したが、実施形態に係る構成はこれに限定されるものではない。例えば、実施形態に係る眼科装置は、スペクトラルドメイン OCT を実行してもよい。以下、実施形態の変形例に係る眼科装置について、実施形態との相違点を中心に説明する。

[0185] 実施形態の変形例に係る眼科装置の構成が実施形態に係る眼科装置 1 の構成と異なる点は、OCT ユニット 100 に代えて OCT ユニット 100a が設けられる点と、演算制御ユニット 200 に代えて演算制御ユニット 200a が設けられる点である。

[0186] 図 9 に、実施形態の変形例に係る OCT ユニット 100a の構成例を示す。図 9 において、図 1 と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

[0187] OCT ユニット 100a には、スペクトラルドメイン OCT を実行するための光学系が設けられている。この光学系は、従来のスペクトラルドメインタイプの OCT 装置と同様の構成を有する。すなわち、この光学系は、低コ

ヒーレンス光を参照光と測定光に分割し、眼底 E f を経由した測定光と参照光路を經由した参照光とを干渉させて干渉光を生成し、この干渉光のスペクトル成分を検出するように構成されている。この検出結果（検出信号）は演算制御ユニット 200 a に送られる。

[0188] 光源ユニット 101 a は、広帯域光源を含み、広帯域の低コヒーレンス光 L0 を出力する。低コヒーレンス光 L0 は、例えば、近赤外領域の波長帯（約 800 nm ~ 900 nm 程度）を含み、数十マイクロメートル程度の時間的コヒーレンス長を有する。なお、人眼では視認できない波長帯、例えば 1040 ~ 1060 nm 程度の中心波長を有する近赤外光を低コヒーレンス光 L0 として用いてもよい。

[0189] 光源ユニット 101 a は、スーパールミネセントダイオード（Super Luminescent Diode: SLD）や、LED や、SOA（Semiconductor Optical Amplifier）等の光出力デバイスを含んで構成される。

[0190] 光源ユニット 101 a から出力された低コヒーレンス光 L0 は、光ファイバ 102 a によりファイバカップラ 103 a に導かれて測定光 L S と参照光 L R にと分割される。

[0191] 参照光 L R は、光ファイバ 104 a により導かれてアッテネータ 105 a に到達する。アッテネータ 105 a は、公知の技術を用いて、演算制御ユニット 200 a の制御の下、光ファイバ 104 a に導かれる参照光 L R の光量を自動で調整する。アッテネータ 105 a により光量が調整された参照光 L R は、光ファイバ 104 a により導かれて偏波コントローラ 106 a に到達する。偏波コントローラ 106 a は、例えば、ループ状にされた光ファイバ 104 a に対して外部から応力を与えることで、光ファイバ 104 a 内を導かれる参照光 L R の偏光状態を調整する装置である。なお、偏波コントローラ 106 a の構成はこれに限定されるものではなく、任意の公知技術を用いることが可能である。偏波コントローラ 106 a により偏光状態が調整された参照光 L R は、ファイバカップラ 109 a に到達する。

[0192] ファイバカプラ103aにより生成された測定光LSは、光ファイバ107aにより導かれ、コリメータレンズユニット40により平行光束とされる。更に、測定光LSは、光路長変更部41、光スキャナ42、OCT合焦レンズ43、ミラー44、及びリレーレンズ45を経由してダイクロイックミラー46に到達する。そして、測定光LSは、ダイクロイックミラー46により反射され、対物レンズ22により屈折されて眼底Efに照射される。測定光LSは、眼底Efの様々な深さ位置において散乱（反射を含む）される。眼底Efによる測定光LSの後方散乱光は、往路と同じ経路を逆向きに進行してファイバカプラ103aに導かれ、光ファイバ108aを経由してファイバカプラ109aに到達する。

[0193] ファイバカプラ109aは、測定光LSの後方散乱光と、ファイバカプラ103aを経由した参照光LRとを干渉させる。これにより生成された干渉光LCは、光ファイバ110aにより導かれて出射端111aから出射される。更に、干渉光LCは、コリメータレンズ112aにより平行光束とされ、回折格子113aにより分光（スペクトル分解）され、集光レンズ114aにより集光されてCCDイメージセンサ115aの受光面に投影される。なお、図9に示す回折格子113aは透過型であるが、例えば反射型の回折格子など、他の形態の分光素子を用いることも可能である。

[0194] CCDイメージセンサ115aは、例えばラインセンサであり、分光された干渉光LCの各スペクトル成分を検出して電荷に変換する。CCDイメージセンサ115aは、この電荷を蓄積して検出信号を生成し、これを演算制御ユニット200aに送る。

[0195] この実施形態ではマイケルソン型の干渉計を採用しているが、例えばマツハツェンダー型など任意のタイプの干渉計を適宜に採用することが可能である。また、CCDイメージセンサに代えて、他の形態のイメージセンサ、例えばCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサなどを用いることが可能である。

[0196] 図10に、実施形態の変形例に係る演算制御ユニット200aの構成例のブロック図を示す。図10において、図1、図4又は図9と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

[0197] 実施形態に係る演算制御ユニット200と同様に、演算制御ユニット200aは、制御部210、画像形成部220、データ処理部230を含む。

[0198] 本変形例において、主制御部211（制御部210）は、プロセッサを含み、実施形態の変形例に係る眼科装置の各部を制御する。例えば、主制御部211は、眼底カメラユニット2の光路長変更部41、光スキャナ42、撮影合焦レンズ31（合焦駆動部31A）、及びフォーカス光学系60、OCT合焦レンズ43（合焦駆動部43A）、イメージセンサ35、38、LCD39、光学系全体（移動機構150）などを制御する。さらに、主制御部211は、OCTユニット100aの光源ユニット101a、アッテネータ105a、偏波コントローラ106a、CCDイメージセンタ115aなどを制御する。

[0199] 実施形態の変形例に係る眼科装置の動作は、図6及び図7と同様であるため、詳細な説明を省略する。例えば、図7のステップS6及びステップS11では、主制御部211は、偏波コントローラ103、118の少なくとも一方を制御して光L0及び測定光LSの少なくとも一方の偏波状態を変更する。これに対して、本変形例では、主制御部211は、偏波コントローラ106aを制御することにより参照光LRの偏波状態を変更する。

[0200] 本変形例によれば、上記の実施形態と同様に、眼底における固視標の投影位置を変更することにより計測部位を移動させて広角のOCT計測結果を取得する場合に比べて、短い計測時間で簡便に被検眼に対して広角のOCT計測を実行することができる。

[0201] [効果]

実施形態に係る眼科装置、及びその制御方法について説明する。

[0202] いくつかの実施形態に係る眼科装置(1)は、固視投影系(LCD39を含む光学系)と、干渉光学系(OCTユニット100に含まれる光学系)と

、制御部（210、主制御部211）とを含む。固視投影系は、被検眼（E）の眼底（Ef）に固視光束を投影する。干渉光学系は、光スキャナ（42）を含み、光源（光源140、光源ユニット101a）からの光（L0）を測定光（LS）と参照光（LR）とに分割し、光スキャナにより偏向された測定光を被検眼に照射し、被検眼からの戻り光と参照光との干渉光（LC）を検出する。制御部は、眼底における固視光束の投影位置を固定した状態で、干渉光学系を制御することにより被検眼において互いに異なる第1スキャン領域（SCAN1）及び第2スキャン領域（SCAN2）に対してOCT計測を実行する。

[0203] このような構成によれば、眼底における固視標の投影位置を変更することにより計測部位を移動させて広角のOCT計測結果を取得する場合に比べて、短い計測時間で簡便に被検眼に対して広角のOCT計測を実行することができる。

[0204] いくつかの実施形態に係る眼科装置は、測定光の光路と参照光の光路との光路長差を変更する光路長差変更部（光路長変更部41又はコーナーキューブ114及び参照駆動部114A）を含み、制御部は、被検眼におけるスキャン領域の位置に応じて光路長差変更部を制御することにより光路長差を変更し、被検眼に対するOCT計測の深さ方向の計測範囲の基準位置を変更する。

[0205] このような構成によれば、眼底の形状に応じてOCT計測の深さ方向の計測範囲の基準位置を変更することができるので、眼底に対して広角のOCT計測を実行することが可能になる。

[0206] いくつかの実施形態に係る眼科装置では、制御部は、第1スキャン領域のスキャン中心位置と第2スキャン領域のスキャン中心位置との間の距離が第1距離を超えたとき、光路長差を変更する。

[0207] このような構成によれば、眼科装置の光学系で決まる深さ方向の計測範囲内のスキャン領域の位置の変更の場合には光路長差を変更する必要がなくなるため、広角のOCT計測の制御を簡素化することができるようになる。

- [0208] いくつかの実施形態に係る眼科装置では、第1スキャン領域に対し、深さ範囲が $z_0$ ミリメートルであり、且つスキャン長が $L$ ミリメートルであるOCT計測を実行する場合に、制御部は、第1スキャン領域の中心位置が被検眼の所定部位（黄斑、視神経乳頭）から所定距離（例えば、6ミリメートル）以上離れた領域に配置され、且つ $L$ が $(2.5 \times z_0)$ より大きいとき、光路長差を変更する。
- [0209] このような構成によれば、眼底の形状に応じてOCT計測の深さ方向の計測範囲の基準位置を変更することができるので、眼底に対して広角のOCT計測を実行することが可能になる。
- [0210] いくつかの実施形態に係る眼科装置では、光源は、波長掃引速度を変更可能な波長掃引光源（光源140）を含み、所定のサンプリング周波数で干渉光の検出結果をサンプリングするサンプリング部（DAQ130）を含み、制御部は、被検眼におけるスキャン領域の位置に応じて波長掃引光源を制御することにより波長掃引速度を変更し、被検眼におけるOCT計測の深さ範囲を変更する。
- [0211] このような構成によれば、波長掃引速度を変更して干渉光学系により得られた干渉光の検出結果を所定のサンプリング周波数でサンプリングするようにしたので、深さ方向の計測範囲を容易に変更することが可能になる。
- [0212] いくつかの実施形態に係る眼科装置では、第1スキャン領域に対し、深さ範囲が $z_0$ ミリメートルでありスキャン長が $L$ ミリメートルであるOCT計測を実行し、第1スキャン領域のスキャン中心位置に対する第2スキャン領域のスキャン中心位置のスキャン方向の変位が $d$ である場合に、 $d$ が $L$ より大きいとき、制御部は、被検眼におけるOCT計測の深さ範囲が $(z_0 + 0.4 \times (d - L))$ ミリメートル未満となるようにOCT計測を実行する。
- [0213] このような構成によれば、眼底の形状に応じてOCT計測の深さ方向の計測範囲を変更するようにしたので、眼底に対して広角のOCT計測を簡便に実行することが可能な眼科装置を提供することができるようになる。
- [0214] いくつかの実施形態に係る眼科装置は、干渉光の検出結果に基づいて被検

眼の画像を形成する画像形成部（画像形成部220又はデータ処理部230）と、画像形成部により形成された、第1スキャン領域に対するOCT計測により得られた干渉光の検出結果に基づく第1画像と第2スキャン領域に対するOCT計測により得られた干渉光の検出結果に基づく第2画像とを合成する画像合成部（232）と、を含む。

[0215] このような構成によれば、被検眼に対して広角のOCT計測を実行し、被検眼の広角画像を簡便に取得すること可能な眼科装置を提供することができるようになる。

[0216] いくつかの実施形態は、固視投影系（LCD39を含む光学系）と、干渉光学系（OCTユニット100に含まれる光学系）とを含む眼科装置の制御方法である。固視投影系は、被検眼（E）の眼底（Ef）に固視光束を投影する。干渉光学系は、光スキャナ（42）を含み、光源（光源140、光源ユニット101a）からの光（L0）を測定光（LS）と参照光（LR）とに分割し、光スキャナにより偏向された測定光を被検眼に照射し、被検眼からの戻り光と参照光との干渉光（LC）を検出する。眼科装置の制御方法は、第1計測ステップと、第2計測ステップとを含む。第1計測ステップは、眼底に対して固視光束を投影した状態で、干渉光学系を制御することにより被検眼における第1スキャン領域に対してOCT計測を実行する。第2計測ステップは、第1計測ステップにおける固視位置を固定した状態で、干渉光学系を制御することにより被検眼における第1スキャン領域と異なる第2スキャン領域に対してOCT計測を実行する。

[0217] このような制御によれば、眼底における固視標の投影位置を変更することにより計測部位を移動させて広角のOCT計測結果を取得する場合に比べて、短い計測時間で簡便に被検眼に対して広角のOCT計測を実行することができる。

[0218] いくつかの実施形態に係る眼科装置の制御方法は、被検眼におけるスキャン領域の位置に応じて測定光の光路と参照光の光路との光路長差を変更することにより、被検眼に対するOCT計測の深さ方向の計測範囲の基準位置を



変更する光路長差変更ステップを含む。

- [0219] このような制御によれば、眼底の形状に応じてOCT計測の深さ方向の計測範囲の基準位置を変更することができるので、眼底に対して広角のOCT計測を実行することが可能になる。
- [0220] いくつかの実施形態に係る眼科装置の制御方法では、光路長差変更ステップは、第1スキャン領域のスキャン中心位置と第2スキャン領域のスキャン中心位置との間の距離が第1距離を超えたとき、光路長差を変更する。
- [0221] このような制御によれば、眼科装置の光学系で決まる深さ方向の計測範囲内のスキャン領域の位置の変更の場合には光路長差を変更する必要がなくなるため、広角のOCT計測の制御を簡素化することができるようになる。
- [0222] いくつかの実施形態に係る眼科装置の制御方法では、第1スキャン領域に対し、深さ範囲が $z_0$ ミリメートルであり、且つスキャン長が $L$ ミリメートルであるOCT計測を実行する場合に、光路長差変更ステップは、第1スキャン領域の中心位置が被検眼の所定部位（黄斑、視神経乳頭）から所定距離（例えば、6ミリメートル）以上離れた領域に配置され、且つ $L$ が $(2.5 \times z_0)$ より大きいとき、光路長差を変更する。
- [0223] このような制御によれば、眼底の形状に応じてOCT計測の深さ方向の計測範囲の基準位置を変更することができるので、眼底に対して広角のOCT計測を実行することが可能になる。
- [0224] いくつかの実施形態に係る眼科装置の制御方法では、光源は、波長掃引速度を変更可能な波長掃引光源（光源141）を含み、眼科装置は、所定のサンプリング周波数で干渉光の検出結果をサンプリングするサンプリング部（DAQ130）を含み、被検眼におけるスキャン領域の位置に応じて波長掃引光源を制御することにより波長掃引速度を変更する光源制御ステップを含む。
- [0225] このような制御によれば、波長掃引速度を変更して干渉光学系により得られた干渉光の検出結果を所定のサンプリング周波数でサンプリングするようになったので、深さ方向の計測範囲を容易に変更することが可能になる。

- [0226] いくつかの実施形態に係る眼科装置の制御方法では、第1スキャン領域に対し、深さ範囲が $z_0$ ミリメートルでありスキャン長が $L$ ミリメートルであるOCT計測を実行し、第1スキャン領域のスキャン中心位置に対する第2スキャン領域のスキャン中心位置のスキャン方向の変位が $d$ である場合に、第2計測ステップステップは、被検眼におけるOCT計測の深さ範囲が $(z_0 + 0.4 \times (d - L))$ ミリメートル未満となるようにOCT計測を実行する。
- [0227] このような制御によれば、眼底の形状に応じてOCT計測の深さ方向の計測範囲を変更するようにしたので、眼底に対して広角のOCT計測を簡便に実行することが可能な眼科装置を提供することができるようになる。
- [0228] いくつかの実施形態に係る眼科装置の制御方法は、干渉光の検出結果に基づいて被検眼の画像を形成する画像形成ステップと、画像形成ステップにおいて形成された、第1スキャン領域に対するOCT計測により得られた干渉光の検出結果に基づく第1画像と第2スキャン領域に対するOCT計測により得られた干渉光の検出結果に基づく第2画像とを合成する画像合成ステップと、を含む。
- [0229] このような制御によれば、被検眼に対して広角のOCT計測を実行し、被検眼の広角画像を簡便に取得すること可能になる。
- [0230] 上記の実施形態では、クロック $KC$ を用いて波数空間における干渉光の検出結果を時間空間における干渉光の検出結果に変換する場合（すなわち、 $k$ クロックを用いた $k$ 較正法）について説明したが、実施形態に係る眼科装置1の構成はこれに限定されるものではない。例えば、 $k$ 較正用のMZIの干渉信号を、OCT計測により得られた干渉信号と同時に取得し、データ処理部230により公知の $k$ 較正処理を施すことにより波数空間の干渉信号を時間空間の干渉信号に変換してもよい。
- [0231] 上記の実施形態を実現するためのコンピュータプログラムを、コンピュータによって読み取り可能な任意の記録媒体に記憶させることができる。この記録媒体としては、例えば、半導体メモリ、光ディスク、光磁気ディスク（

CD-ROM/DVD-RAM/DVD-ROM/MO等)、磁気記憶媒体(ハードディスク/フロッピー(登録商標)ディスク/ZIP等)などを用いることが可能である。

[0232] また、インターネットやLAN等のネットワークを通じてこのプログラムを送受信することも可能である。

### 符号の説明

- [0233] 1 眼科装置
- 2 眼底カメラユニット
    - 10 照明光学系
    - 30 撮影光学系
      - 31 撮影合焦レンズ
      - 41 光路長変更部
      - 42 光スキャナ
    - 50 アライメント光学系
    - 60 フォーカス光学系
      - 100、100a OCTユニット
      - 101、101a 光源ユニット
    - 140 光源
  - 200、200a 演算制御ユニット
    - 210 制御部
      - 211 主制御部
      - 212 記憶部
    - 220 画像形成部
    - 230 データ処理部
      - 231 解析部
      - 232 画像合成部
    - 240A 表示部
    - 240B 操作部

E 被検眼  
L S 測定光  
L R 参照光  
L C 干涉光

## 請求の範囲

- [請求項1] 被検眼の眼底に固視光束を投影する固視投影系と、  
光スキャナを含み、光源からの光を測定光と参照光とに分割し、前記光スキャナにより偏向された前記測定光を前記被検眼に照射し、前記被検眼からの戻り光と前記参照光との干渉光を検出する干渉光学系と、  
前記眼底における固視光束の投影位置を固定した状態で、前記干渉光学系を制御することにより前記被検眼において互いに異なる第1 スキャン領域及び第2 スキャン領域に対してOCT計測を実行する制御部と、  
を含む眼科装置。
- [請求項2] 前記測定光の光路と前記参照光の光路との光路長差を変更する光路長差変更部を含み、  
前記制御部は、前記被検眼におけるスキャン領域の位置に応じて前記光路長差変更部を制御することにより前記光路長差を変更し、前記被検眼に対するOCT計測の深さ方向の計測範囲の基準位置を変更する  
ことを特徴とする請求項1に記載の眼科装置。
- [請求項3] 前記制御部は、前記第1 スキャン領域のスキャン中心位置と第2 スキャン領域のスキャン中心位置との間の距離が第1 距離を超えたとき、前記光路長差を変更する  
ことを特徴とする請求項2に記載の眼科装置。
- [請求項4] 前記第1 スキャン領域に対し、深さ範囲が $z$ 0ミリメートルであり、且つスキャン長が $L$ ミリメートルであるOCT計測を実行する場合に、  
前記制御部は、前記第1 スキャン領域の中心位置が前記被検眼の所定部位から所定距離以上離れた領域に配置され、且つ $L$ が $(2.5 \times z0)$ より大きいとき、前記光路長差を変更する

ことを特徴とする請求項2に記載の眼科装置。

[請求項5]

前記光源は、波長掃引速度を変更可能な波長掃引光源を含み、  
所定のサンプリング周波数で前記干渉光の検出結果をサンプリングするサンプリング部を含み、

前記制御部は、前記被検眼におけるスキャン領域の位置に応じて前記波長掃引光源を制御することにより前記波長掃引速度を変更し、前記被検眼におけるOCT計測の深さ範囲を変更する

ことを特徴とする請求項1～請求項4のいずれか一項に記載の眼科装置。

[請求項6]

前記第1スキャン領域に対し、深さ範囲が $z_0$ ミリメートルでありスキャン長が $L$ ミリメートルであるOCT計測を実行し、前記第1スキャン領域のスキャン中心位置に対する前記第2スキャン領域のスキャン中心位置のスキャン方向の変位が $d$ である場合に、

$d$ が $L$ より大きいとき、前記制御部は、前記被検眼におけるOCT計測の深さ範囲が $(z_0 + 0.4 \times (d - L))$ ミリメートル未満となるようにOCT計測を実行する

ことを特徴とする請求項1～請求項5のいずれか一項に記載の眼科装置。

[請求項7]

前記干渉光の検出結果に基づいて前記被検眼の画像を形成する画像形成部と、

前記画像形成部により形成された、前記第1スキャン領域に対するOCT計測により得られた前記干渉光の検出結果に基づく第1画像と前記第2スキャン領域に対するOCT計測により得られた前記干渉光の検出結果に基づく第2画像とを合成する画像合成部と、

を含む

ことを特徴とする請求項1～請求項6のいずれか一項に記載の眼科装置。

[請求項8]

被検眼の眼底に固視光束を投影する固視投影系と、

光スキャナを含み、光源からの光を測定光と参照光とに分割し、前記光スキャナにより偏向された前記測定光を前記被検眼に照射し、前記被検眼からの戻り光と前記参照光との干渉光を検出する干渉光学系と、

を含む眼科装置の制御方法であって、

前記眼底に対して固視光束を投影した状態で、前記干渉光学系を制御することにより前記被検眼における第1スキャン領域に対してOCT計測を実行する第1計測ステップと、

前記第1計測ステップにおける固視位置を固定した状態で、前記干渉光学系を制御することにより前記被検眼における前記第1スキャン領域と異なる第2スキャン領域に対してOCT計測を実行する第2計測ステップと、

を含む眼科装置の制御方法。

[請求項9] 前記被検眼におけるスキャン領域の位置に応じて前記測定光の光路と前記参照光の光路との光路長差を変更することにより、前記被検眼に対するOCT計測の深さ方向の計測範囲の基準位置を変更する光路長差変更ステップを含む

ことを特徴とする請求項8に記載の眼科装置の制御方法。

[請求項10] 前記光路長差変更ステップは、前記第1スキャン領域のスキャン中心位置と第2スキャン領域のスキャン中心位置との間の距離が第1距離を超えたとき、前記光路長差を変更する

ことを特徴とする請求項9に記載の眼科装置の制御方法。

[請求項11] 前記第1スキャン領域に対し、深さ範囲が $z$ 0ミリメートルであり、且つスキャン長が $L$ ミリメートルであるOCT計測を実行する場合に、

前記光路長差変更ステップは、前記第1スキャン領域の中心位置が前記被検眼の所定部位から所定距離以上離れた領域に配置され、且つ $L$ が $(2.5 \times z0)$ より大きいとき、前記光路長差を変更する

ことを特徴とする請求項 9 に記載の眼科装置の制御方法。

[請求項12]

前記光源は、波長掃引速度を変更可能な波長掃引光源を含み、

前記眼科装置は、所定のサンプリング周波数で前記干渉光の検出結果をサンプリングするサンプリング部を含み、

前記被検眼におけるスキャン領域の位置に応じて前記波長掃引光源を制御することにより前記波長掃引速度を変更する光源制御ステップを含む

ことを特徴とする請求項 8 ～請求項 11 のいずれか一項に記載の眼科装置の制御方法。

[請求項13]

前記第 1 スキャン領域に対し、深さ範囲が  $z_0$  ミリメートルでありスキャン長が  $L$  ミリメートルである OCT 計測を実行し、前記第 1 スキャン領域のスキャン中心位置に対する前記第 2 スキャン領域のスキャン中心位置のスキャン方向の変位が  $d$  である場合に、

前記第 2 計測ステップは、 $d$  が  $L$  より大きいとき、前記被検眼における OCT 計測の深さ範囲が  $(z_0 + 0.4 \times (d - L))$  ミリメートル未満となるように OCT 計測を実行する

ことを特徴とする請求項 8 ～請求項 12 のいずれか一項に記載の眼科装置の制御方法。

[請求項14]

前記干渉光の検出結果に基づいて前記被検眼の画像を形成する画像形成ステップと、

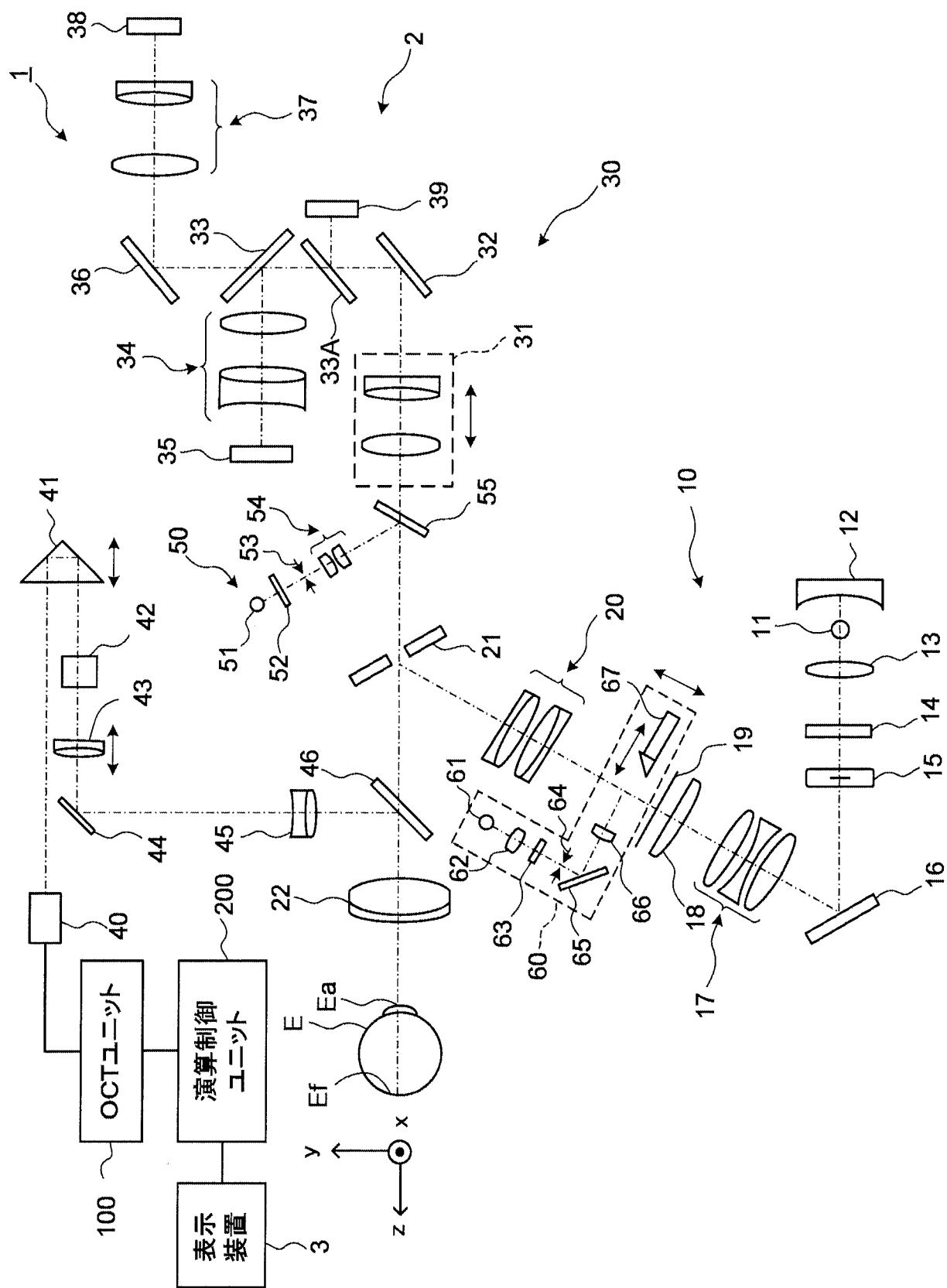
前記画像形成ステップにおいて形成された、前記第 1 スキャン領域に対する OCT 計測により得られた前記干渉光の検出結果に基づく第 1 画像と前記第 2 スキャン領域に対する OCT 計測により得られた前記干渉光の検出結果に基づく第 2 画像とを合成する画像合成ステップと、

を含む

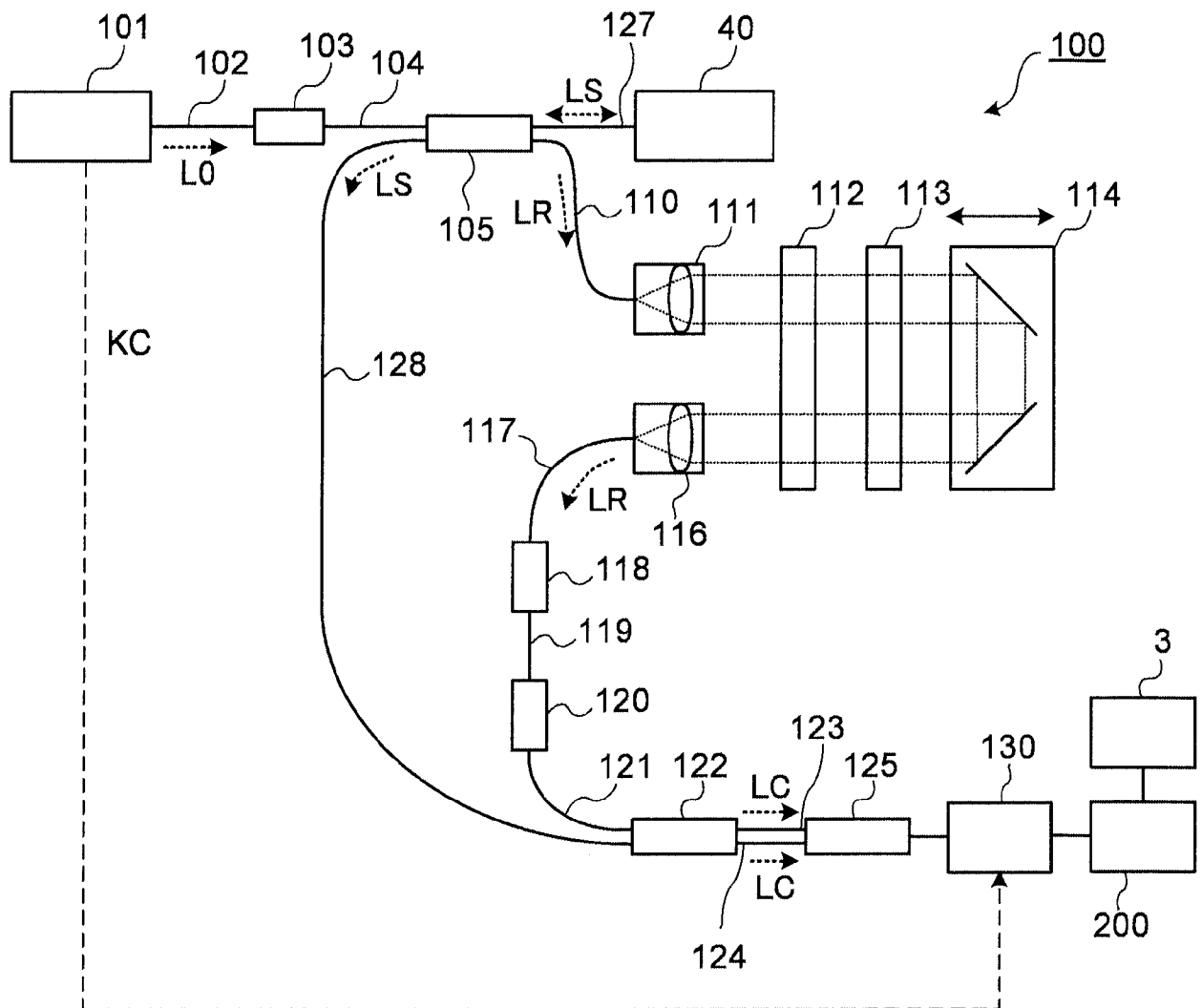
ことを特徴とする請求項 8 ～請求項 13 のいずれか一項に記載の眼科装置の制御方法。



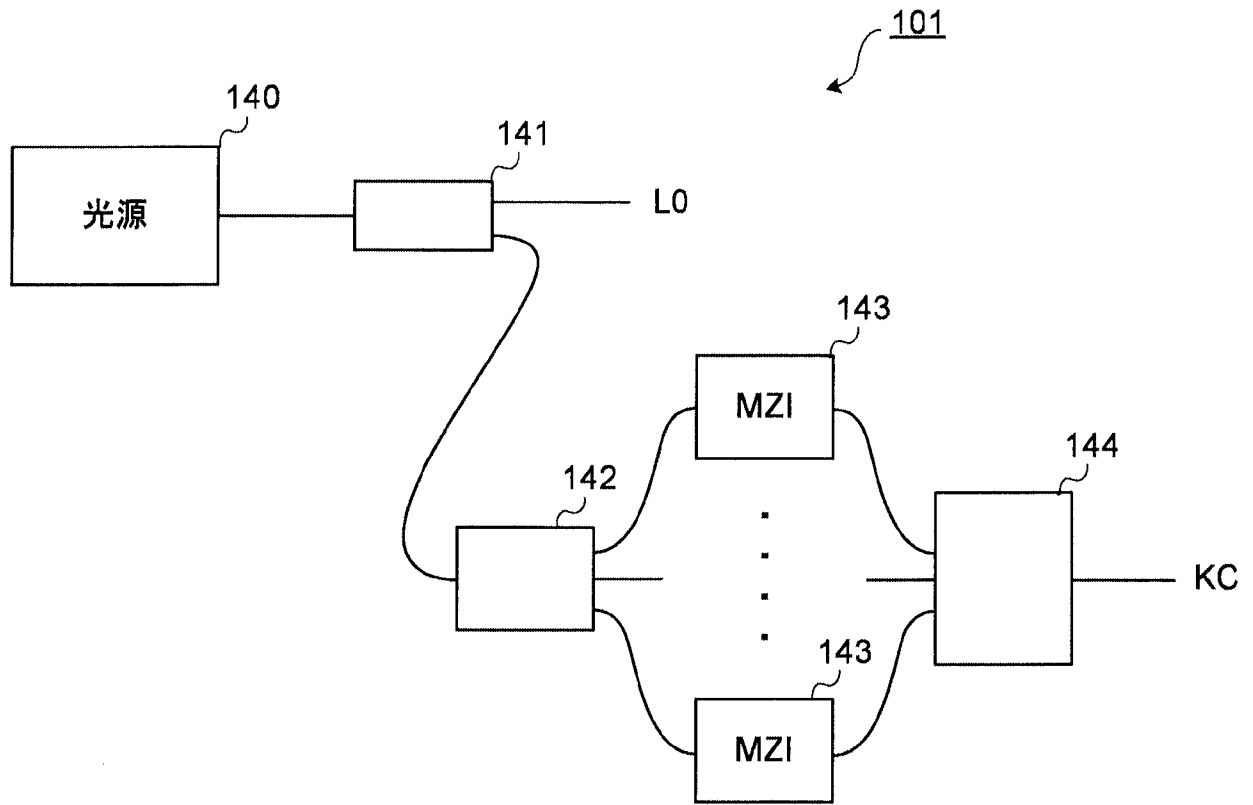
[図1]



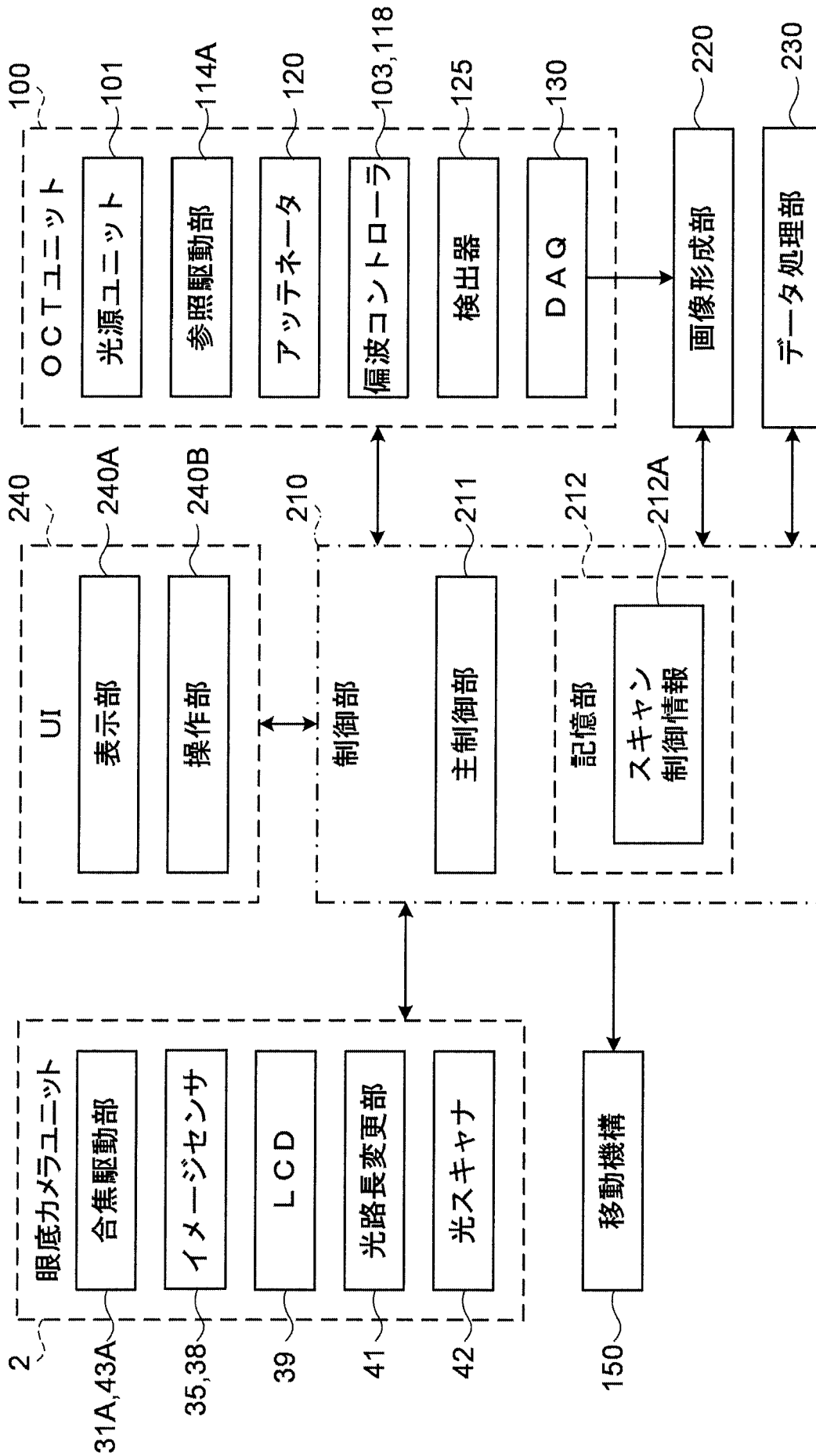
[図2]



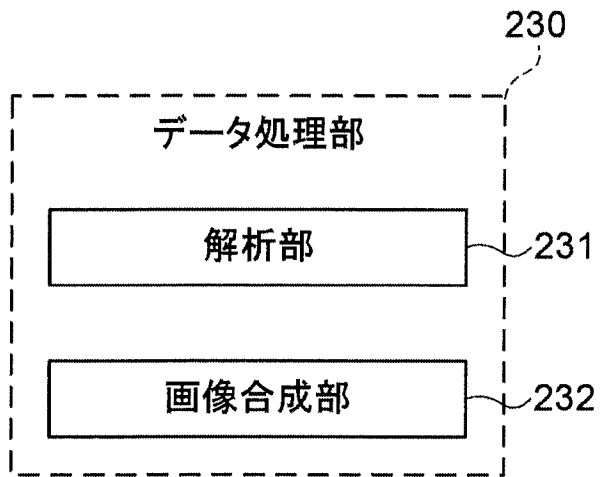
[図3]



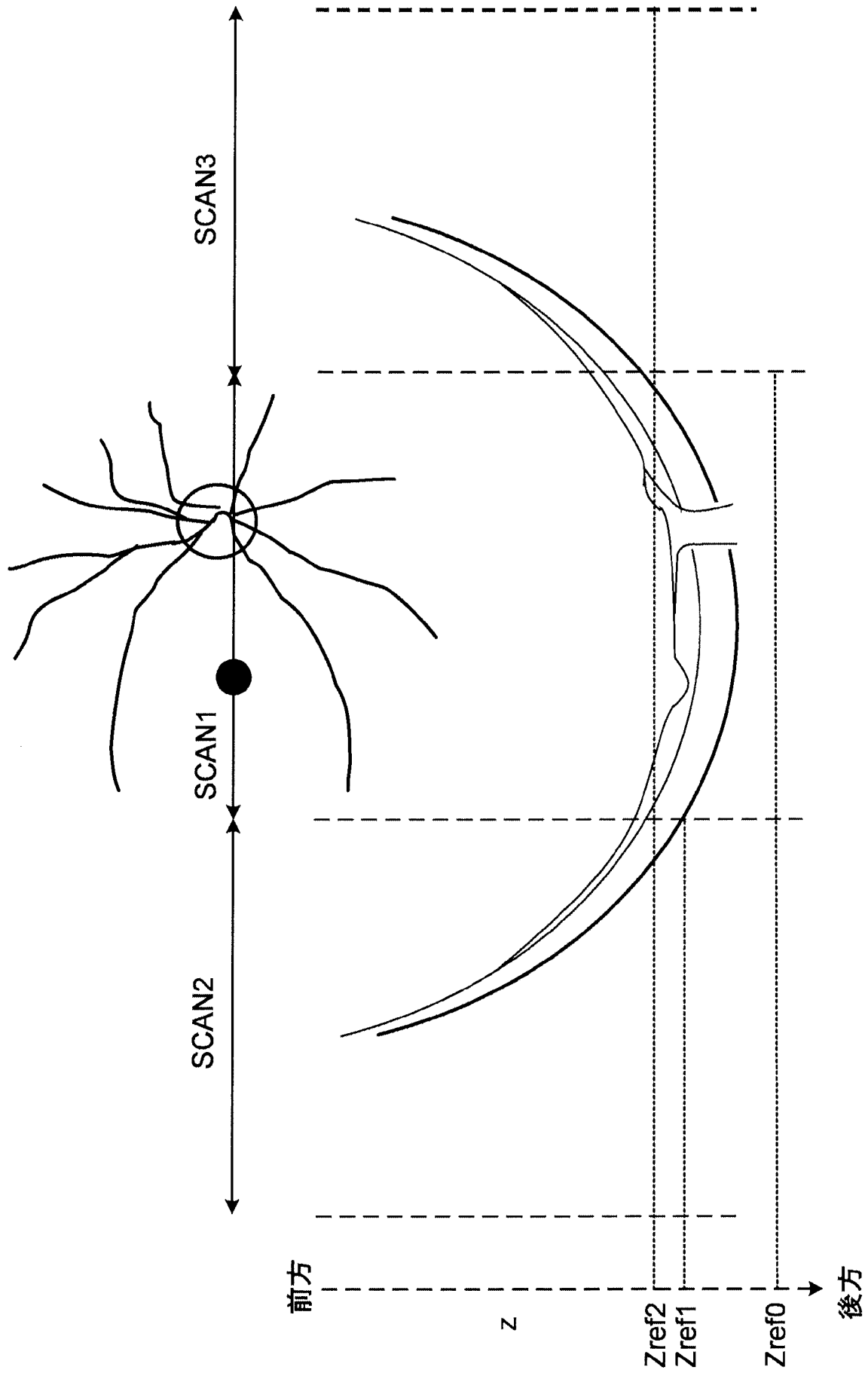
[図4]



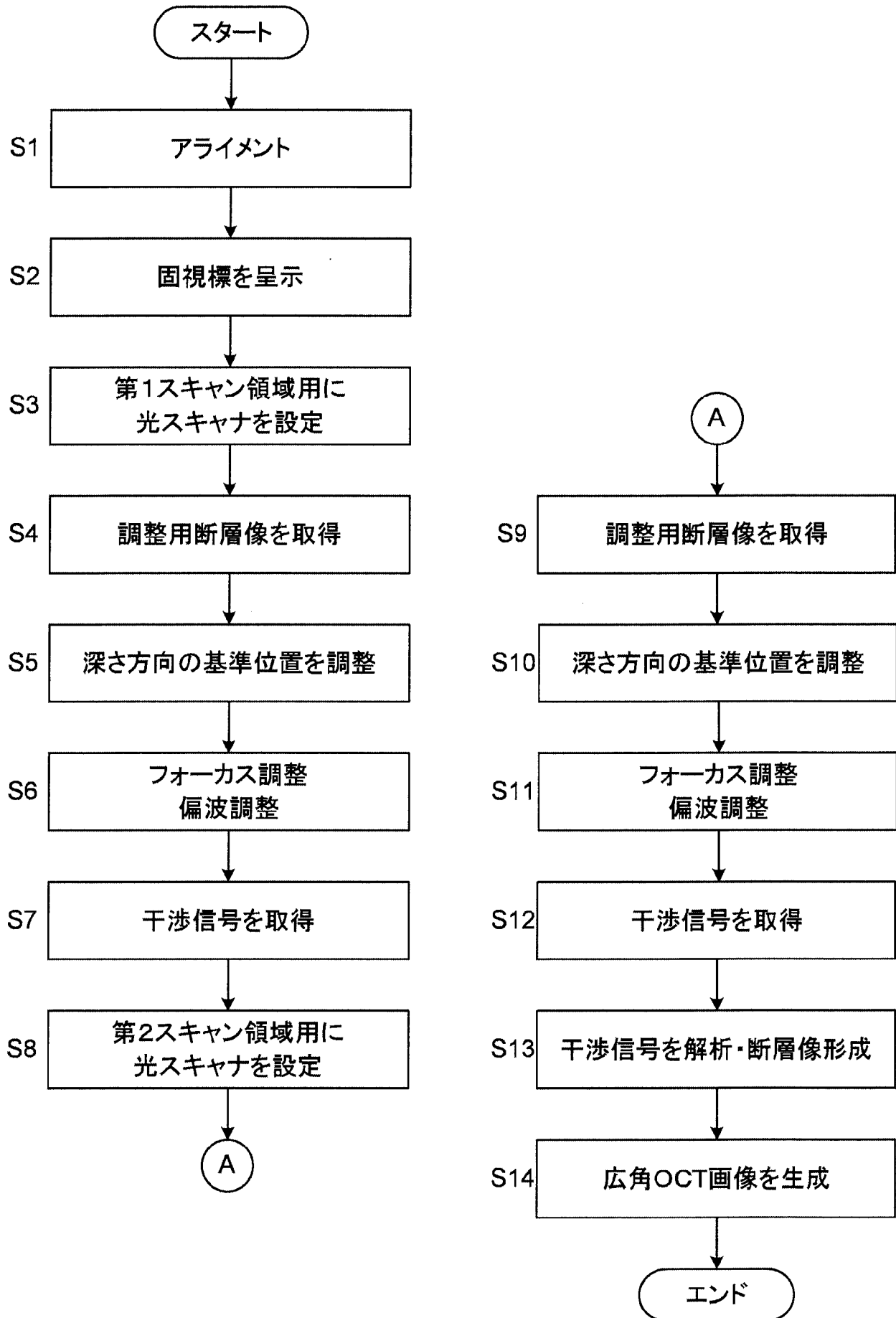
[図5]



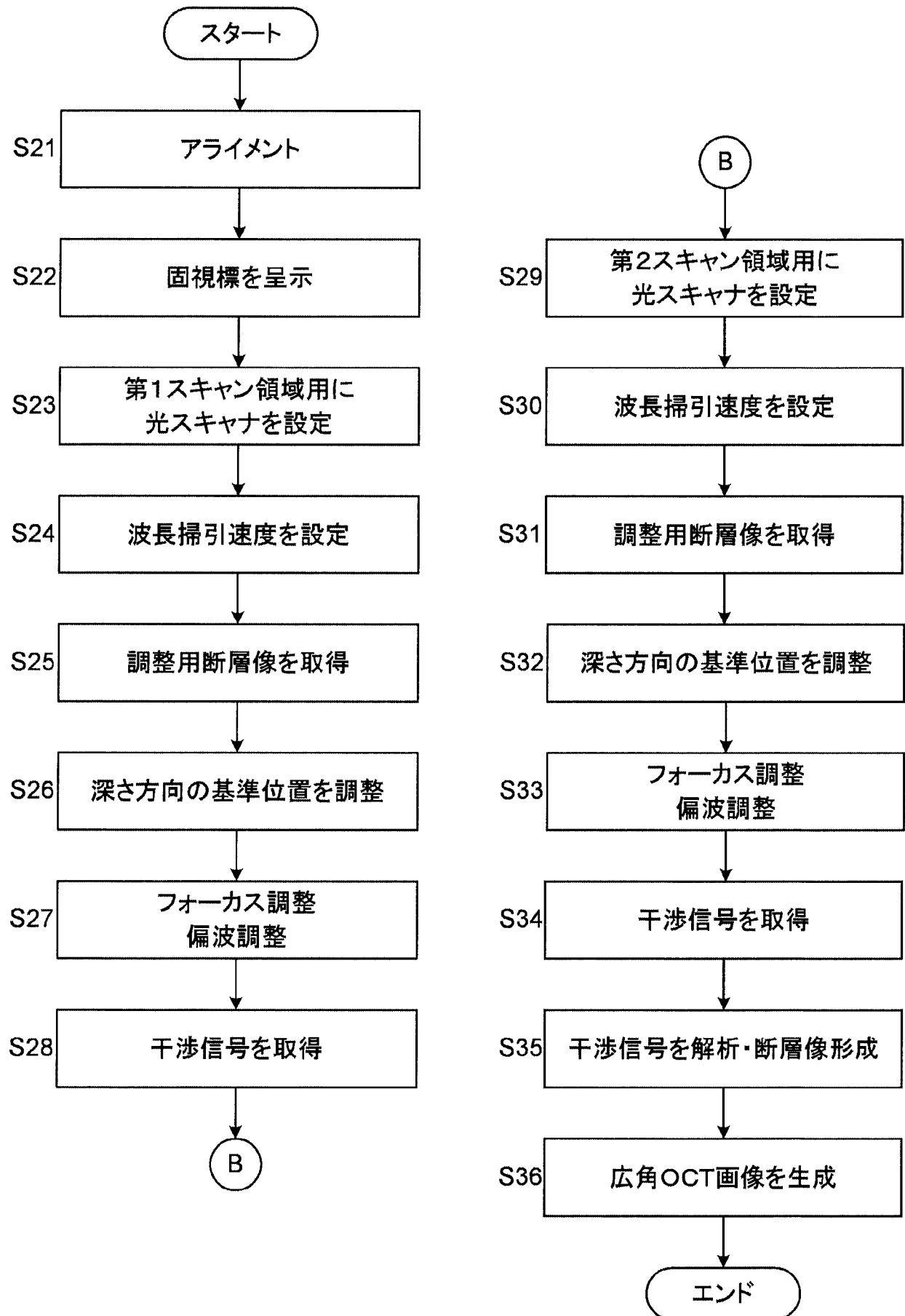
[図6]



[図7]

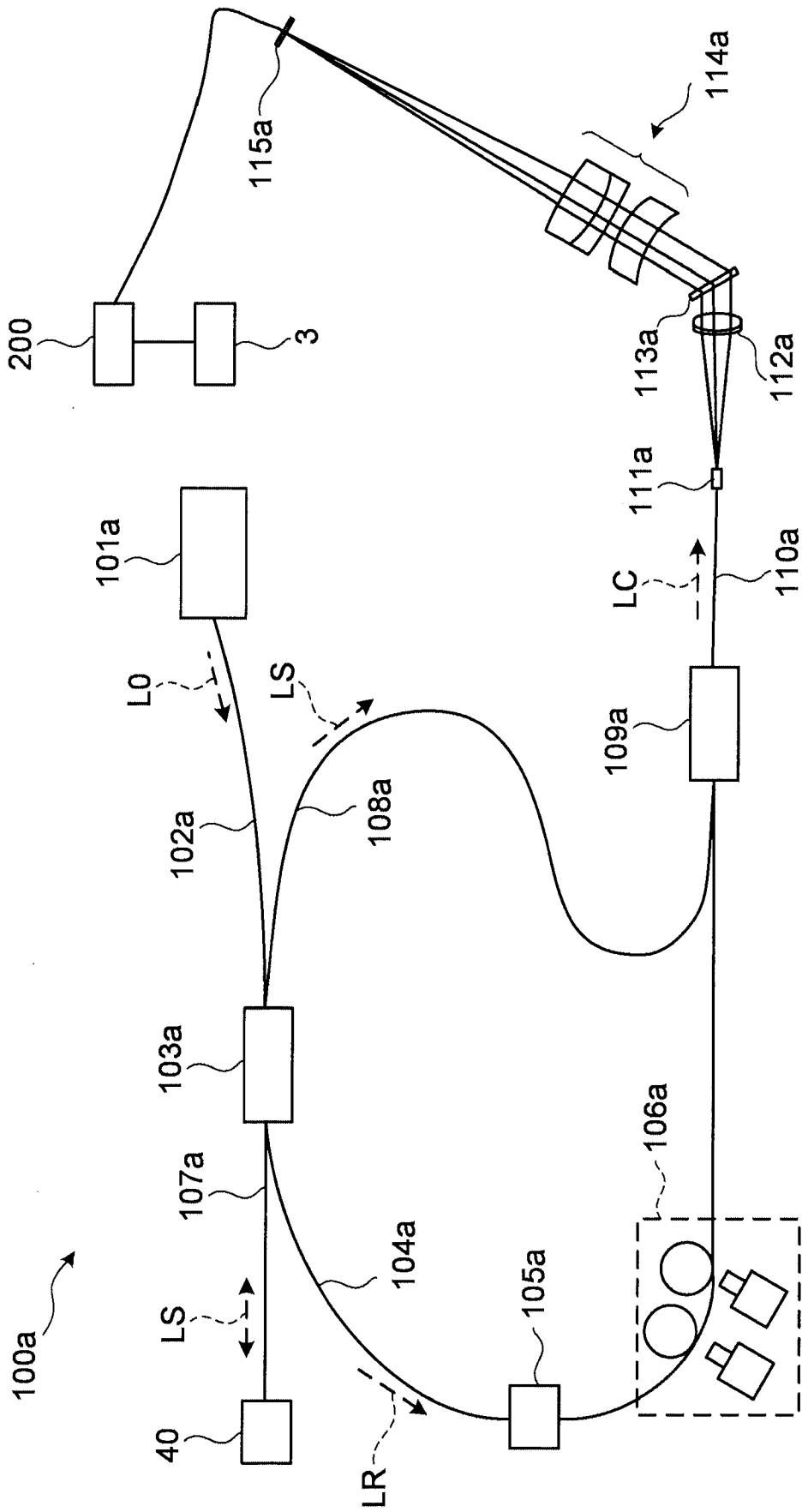


[図8]

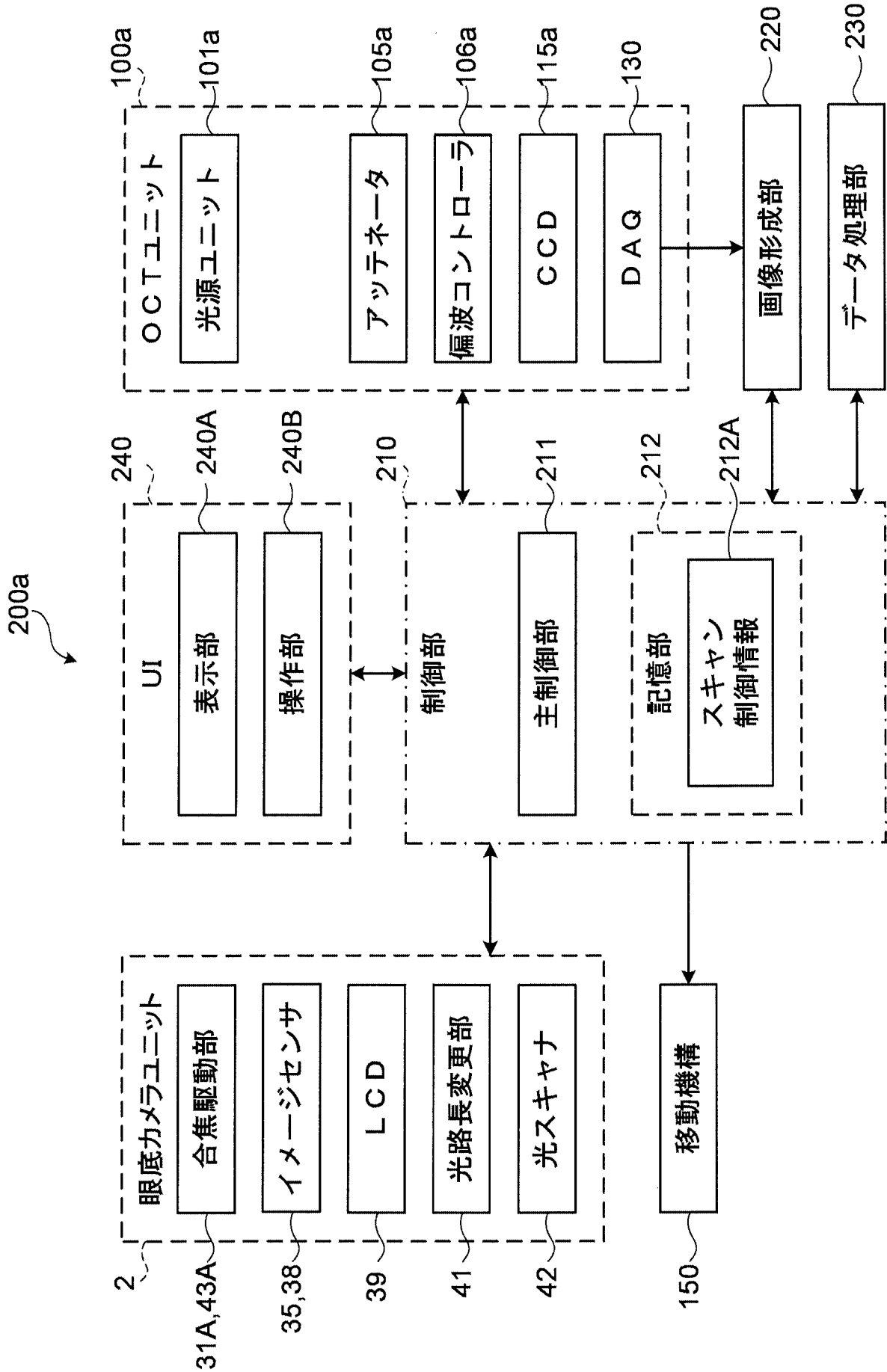




[図9]



[図10]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2019/022665

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

Int.Cl. A61B3/10(2006.01) i

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

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61B3/00-3/18

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	1971-2019
Registered utility model specifications of Japan	1996-2019
Published registered utility model applications of Japan	1994-2019

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

PubMed

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2018-94222 A (CANON INC.) 21 June 2018, paragraphs [0067]-[0078] (Family: none)	1, 7-8, 14 2-6, 9-13
A	JP 2017-6436 A (CANON INC.) 12 January 2017, entire text, all drawings & US 2016/0374547 A1 & CN 106264446 A & KR 10-2017-0000344 A	1-14

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	“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
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“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
“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)	“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
“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	“&” document member of the same patent family
“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 02.08.2019	Date of mailing of the international search report 13.08.2019
---	--

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

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2019/022665

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2017-195944 A (TOPCON CORPORATION) 02 November 2017, entire text, all drawings (Family: none)	1-14
A	KOLB, J. P., Ultra-widefield retinal MHz-OCT imaging with up to 100 degrees viewing angle, Biomed Opt Express, 02 April 2015, vol. 6, no. 5, pp. 1534-1552	1-14

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B3/10(2006.01)i										
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B3/00-3/18										
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 <table style="width:100%; border: none;"> <tr> <td style="width: 30%;">日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2019年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2019年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2019年</td> </tr> </table>			日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2019年	日本国実用新案登録公報	1996-2019年	日本国登録実用新案公報	1994-2019年
日本国実用新案公報	1922-1996年									
日本国公開実用新案公報	1971-2019年									
日本国実用新案登録公報	1996-2019年									
日本国登録実用新案公報	1994-2019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） PubMed										
C. 関連すると認められる文献										
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号								
X  A  A	JP 2018-94222 A（キヤノン株式会社）2018.06.21, 第67-78段落（ファミリーなし）  JP 2017-6436 A（キヤノン株式会社）2017.01.12, 全文、全図 & US 2016/0374547 A1 & CN 106264446 A & KR 10-2017-0000344 A	1, 7-8, 14  2-6, 9-13  1-14								
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <span style="margin-left: 200px;"><input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。</span>										
<table style="width:100%; border: none;"> <tr> <td style="width: 50%; vertical-align: top;">                     * 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                 </td> <td style="width: 50%; vertical-align: top;">                     の日の後に公表された文献                      「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの                      「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの                      「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの                      「&amp;」同一パテントファミリー文献                 </td> </tr> </table>			* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献						
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 02.08.2019	国際調査報告の発送日 13.08.2019									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官（権限のある職員） 後藤 順也 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3101								

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2017-195944 A (株式会社トプコン) 2017. 11. 02, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-14
A	KOLB, JP, Ultra-widefield retinal MHz-OCT imaging with up to 100 degrees viewing angle., Biomed Opt Express., 2015. 04. 02, vol. 6, no. 5, pp. 1534-1552	1-14