(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
2019年1月3日(03.01.2019)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2019/003804 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2018/021305

(22) 国際出願日： 2018年6月4日(04.06.2018)

(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 2017-123877 2017年6月26日(26.06.2017) JP

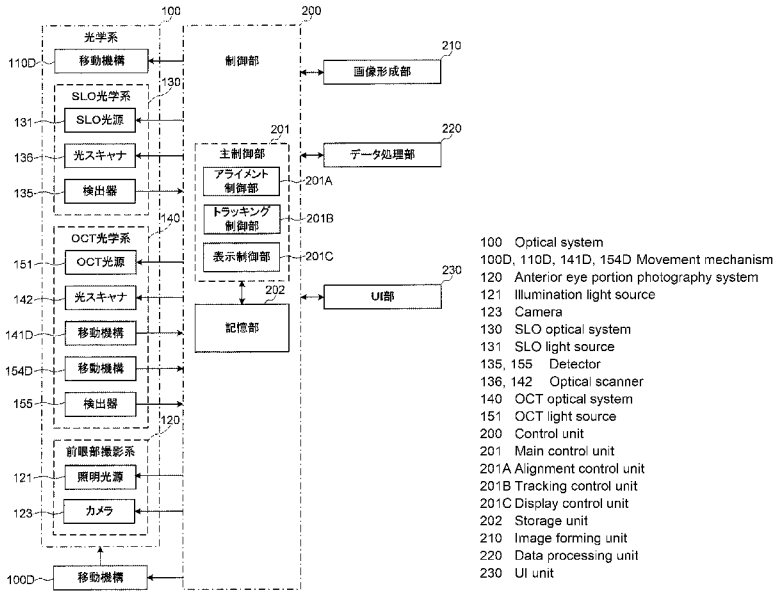
(71) 出願人: 株式会社トプコン (**TOPCON CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町７５番１号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 澁谷 雅博 (**SHIBUTANI Masahiro**); 〒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). 三野 聡大 (**MINO Toshihiro**); 〒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). 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).

(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).

(54) **Title:** OPHTHALMIC DEVICE AND METHOD FOR CONTROLLING SAME

(54) 発明の名称： 眼科装置、及びその制御方法



(57) **Abstract:** This ophthalmic device comprises: an SLO system; a projection system; a first image forming unit; a second image forming unit; a displacement processing unit; and a control unit. The SLO system scans the eye of interest with first light deflected by a first light scanner. The projection system projects second light deflected by a second light scanner onto the eye of interest. The first image forming unit, on the basis of the result of scanning a first scan region with the first light scanner, forms a first image of the eye of interest. The second image forming unit, on the basis of the

WO 2019/003804 A1

［続葉有］

(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, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, 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:

— 国際調査報告 (条約第21条(3))

result of scanning by means of the first light scanner of a second scan region narrower than the first scan region, forms a second image of the eye of interest. The displacement processing unit calculates a displacement between a partial image of the first image corresponding to the second image and the second image. The control unit, on the basis of the calculated displacement, controls the second light scanner.

(57) 要約:眼科装置は、ＳＬＯ系と、投射系と、第１画像形成部と、第２画像形成部と、変位処理部と、制御部とを含む。ＳＬＯ系は、第１光スキャナにより偏向された第１光で対象眼をスキャンする。投射系は、第２光スキャナにより偏向された第２光を対象眼に投射する。第１画像形成部は、第１光スキャナを用いた第１スキャン領域のスキャン結果に基づいて対象眼の第１画像を形成する。第２画像形成部は、第１光スキャナを用いた、第１スキャン領域より狭い第２スキャン領域のスキャン結果に基づいて対象眼の第２画像を形成する。変位処理部は、第１画像における第２画像に対応した部分画像と第２画像との間の変位を算出する。制御部は、算出された変位に基づいて第２光スキャナを制御する。

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] 対象眼（被検眼、患者眼）を撮影する眼科装置として、光コヒーレンストモグラフィ（Ｏｐｔｉｃａｌ Ｃｏｈｅｒｅｎｃｅ Ｔｏｍｏｇｒａｐｈｙ：以下、ＯＣＴ）を用いた装置や眼底カメラや走査型レーザー検眼鏡（Ｓｃａｎｎｉｎｇ Ｌａｓｅｒ Ｏｐｈｔｈａｌｍｏｓｃｏｐｅ：以下、ＳＬＯ）やスリットランプなどがある。中でも、レーザー光源等からの光ビームを用いて対象眼の表面形態や内部形態を表す画像を形成するＯＣＴが注目を集めている。ＯＣＴは、Ｘ線ＣＴ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、対象眼の眼底や前眼部等の画像を形成したり眼内距離を計測したりする装置が実用化されている。

[0003] このような眼科装置において、トラッキングは、対象眼の眼球運動にかかわらず高精細な画像を取得するための重要な技術である。トラッキングとは、対象眼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、事前にアライメントとピント合わせが実行される。トラッキングは、装置光学系の位置等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。このようなトラッキングに関する技術については、種々提案されている。

[0004] 例えば、特許文献１には、ＳＬＯ光学系を用いて眼底のベース画像及びターゲット画像を取得し、各画像における複数の対象領域同士の差分（位置ずれ量）を求め、求められた差分の総和が最小になるようにトラッキング制御を行う眼科装置が開示されている。

[0005] 例えば、特許文献２には、眼底カメラを用いて眼底のベース画像及びター

ゲット画像を取得し、ベース画像及びターゲット画像に対して位相限定相関処理を施して微少な位置ずれ量を求め、求められた位置ずれ量に基づいてトラッキング制御を行う眼科装置が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特開２０１０－０１２１０９号公報

特許文献2：特開２０１５－０４３８９８号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] しかしながら、従来の手法では、ターゲット画像の取得や位置ずれ量の算出に時間を要し、その間の眼球運動に対してトラッキング制御を追いつかなくなる場合がある。

[0008] 例えば、特許文献１に開示された手法では、ＳＬＯ光学系を用いてベース画像と同じサイズのターゲット画像を取得するため、眼底のスキャンに時間がかかり、その間の眼球運動に対して装置光学系の位置等を追従させることができないことがある。

[0009] これに対して、例えば特許文献２に開示された手法では、ターゲット画像を短時間に取得し、眼球運動に対して装置光学系の位置等を高精度に追従させることができる。しかしながら、微少な位置ずれ量を特定するための位相限定相関処理に時間を要するため、その間の眼球運動に対して装置光学系の位置等を追従させることができないことがある。

[0010] 本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであり、その目的は、ＳＬＯ光学系を用いて画像を取得する場合でも、高速、かつ、高精度なトラッキング制御が可能な眼科装置、及びその制御方法を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0011] 実施形態の第１態様は、第１光を偏向する第１光スキャナを含み、前記第１光スキャナにより偏向された前記第１光で対象眼をスキャンするＳＬＯ系

と、第２光を偏向する第２光スキャナを含み、前記第２光スキャナにより偏向された前記第２光を前記対象眼に投射する投射系と、前記第１光スキャナを用いた第１スキャン領域のスキャン結果に基づいて前記対象眼の第１画像を形成する第１画像形成部と、前記第１光スキャナを用いた、前記第１スキャン領域より狭い第２スキャン領域のスキャン結果に基づいて前記対象眼の第２画像を形成する第２画像形成部と、前記第１画像における前記第２画像に対応した部分画像と前記第２画像との間の変位を算出する変位処理部と、前記変位処理部により算出された前記変位に基づいて前記第２光スキャナを制御する制御部と、を含む眼科装置である。

[0012] また、実施形態の第２態様に係る眼科装置では、第１態様において、前記制御部は、前記変位に基づいて前記投射系による前記第２光の投射位置を補正してもよい。

[0013] また、実施形態の第３態様に係る眼科装置では、第１態様又は第２態様において、前記第２画像は、前記第１画像を前記ＳＬＯ系による第１スキャン方向に分割することにより得られる２以上の部分画像の１つに対応する画像であってもよい。

[0014] また、実施形態の第４態様に係る眼科装置では、第３態様において、前記２以上の部分画像の前記第１スキャン方向のサイズは同一であってもよい。

[0015] また、実施形態の第５態様に係る眼科装置では、第１態様～第４態様のいずれかにおいて、前記制御部は、前記対象眼における前記第２スキャン領域の位置を変更しつつ反復的にスキャンするように前記ＳＬＯ系を制御し、前記第２スキャン領域のスキャンが終了するたびに前記第２画像形成部に前記第２画像を形成させ、前記変位処理部に前記変位を算出させ、前記変位に基づいて前記第２光スキャナを制御してもよい。

[0016] また、実施形態の第６態様に係る眼科装置では、第５態様において、前記制御部は、前記第１スキャン領域の全体をスキャンするように前記ＳＬＯ系による前記第２スキャン領域のスキャンを反復的に実行させてもよい。

[0017] また、実施形態の第７態様に係る眼科装置では、第１態様～第６態様のい

ずれかにおいて、前記変位処理部は、前記部分画像と前記第２画像とに対して位相限定相関処理を施すことにより、前記部分画像と前記第２画像との間の平行移動量及び平行移動方向、並びに、前記部分画像と前記第２画像との間の回転移動量及び回転移動方向の少なくとも一方を算出してもよい。

[0018] また、実施形態の第８態様に係る眼科装置では、第１態様～第７態様のいずれかにおいて、前記投射系は、ＯＣＴ光源からのＯＣＴ光に基づく測定光を前記第２光として前記第２光スキャナを介して前記対象眼に投射し、その戻り光と前記ＯＣＴ光に基づく参照光との干渉光を受光するＯＣＴ系を含み、前記ＯＣＴ系による前記干渉光の受光結果に基づいて前記対象眼の断層像を形成する第３画像形成部を含んでもよい。

[0019] また、実施形態の第９態様に係る眼科装置では、第１態様～第８態様のいずれかにおいて、前記投射系は、光源から出力されたレーザー光を前記対象眼に照射するレーザー照射系を含んでもよい。

[0020] また、実施形態の第１０態様は、第１光を偏向する第１光スキャナを含み、前記第１光スキャナにより偏向された前記第１光で対象眼をスキャンするＳＬＯ系と、第１光を偏向する第２光スキャナを含み、前記第２光スキャナにより偏向された前記第２光を前記対象眼に投射する投射系と、を含む眼科装置の制御方法であって、前記第１光スキャナを用いた第１スキャン領域のスキャン結果に基づいて対象眼の第１画像を形成する第１画像形成ステップと、前記第１光スキャナを用いた、前記第１スキャン領域より狭い第２スキャン領域のスキャン結果に基づいて前記対象眼の第２画像を形成する第２画像形成ステップと、前記第１画像における前記第２画像に対応した部分画像と前記第２画像と間の変位を算出する変位処理ステップと、前記変位処理ステップにおいて算出された前記変位に基づいて前記第２光スキャナを制御する制御ステップと、を含む眼科装置の制御方法である。

[0021] また、実施形態の第１１態様に係る眼科装置の制御方法は、第１０態様において、前記制御ステップでは、前記変位に基づいて前記投射系による前記第２光の投射位置を補正してもよい。

[0022] また、実施形態の第１２態様に係る眼科装置の制御方法は、第１０態様又は第１１態様において、前記制御ステップでは、前記対象眼に対する前記第２スキャン領域の位置を変更しつつ反復的にスキャンするように前記ＳＬＯ系を制御し、前記第２スキャン領域のスキャンが終了するたびに、前記第２画像形成ステップにおいて前記第２画像を形成し、前記変位処理ステップにおいて前記変位を算出し、前記制御ステップにおいて前記変位に基づいて前記第２光スキャナを制御してもよい。

発明の効果

[0023] 本発明によれば、ＳＬＯ光学系を用いて画像を取得する場合でも、高速、かつ、高精度なトラッキング制御が可能な眼科装置、及びその制御方法を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0024] [図1]実施形態に係る眼科装置の光学系の構成の一例を示す概略図である。

[図2]実施形態に係る眼科装置の光学系の構成の一例を示す概略図である。

[図3]実施形態に係る眼科装置の光学系の構成の一例を示す概略図である。

[図4A]実施形態に係る眼科装置の処理系の構成の一例を示す概略図である。

[図4B]実施形態に係る眼科装置の処理系の構成の一例を示す概略図である。

[図4C]実施形態に係る眼科装置の処理系の構成の一例を示す概略図である。

[図4D]実施形態に係る眼科装置の処理系の構成の一例を示す概略図である。

[図4E]実施形態に係る眼科装置の処理系の構成の一例を示す概略図である。

[図5]実施形態に係る眼科装置の動作説明図である。

[図6]実施形態に係る眼科装置の動作説明図である。

[図7]実施形態に係る眼科装置の動作説明図である。

[図8]実施形態に係る眼科装置の動作説明図である。

[図9]実施形態に係る眼科装置の動作例のフロー図である。

[図10]実施形態に係る眼科装置の動作例のフロー図である。

[図11]実施形態に係る眼科装置の動作例のフロー図である。

[図12]実施形態に係る眼科装置の動作例のフロー図である。

[図13]実施形態に係る眼科装置の動作例のフロー図である。

[図14]実施形態に係る眼科装置の動作例のフロー図である。

発明を実施するための形態

[0025] この発明に係る眼科装置、及びそ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。

[0026] 実施形態に係る眼科装置は、眼底観察系（撮影系）としてＳＬＯ系を備え、ＳＬＯ系を用いて取得された対象眼（被検眼、患者眼）の（眼底）画像に基づいて投射系の光スキャナを制御することにより、当該対象眼における投射系による光の投射位置を眼球運動に追従させる。このような投射系には、ＯＣＴ系やレーザー照射系などがある。ＯＣＴ系は、光スキャナと、干渉光学系とを含む。干渉光学系は、ＯＣＴ光源からの光を測定光と参照光とに分割し、測定光を対象眼に照射し、当該対象眼（眼底）からの測定光の戻り光と参照光路を経由した参照光との干渉光を生成し、生成された干渉光を検出する。ＯＣＴ系では、光スキャナにより測定光が偏向される。レーザー照射系は、光スキャナと、照射光学系とを含む。照射光学系は、レーザー光源からのレーザー光を対象眼に導く光学系である。レーザー照射系では、光スキャナによりレーザー光が偏向される。

[0027] 以下では、被検者から見て左右方向をＸ方向とし、上下方向をＹ方向とし、被検者から見て光学系の奥行き方向をＺ方向として説明する。

[0028] ［光学系］

図１～図３に、実施形態に係る眼科装置の光学系の構成例を示す。実施形態に係る眼科装置は、撮影モードに対応した範囲の被検眼の画像を取得することが可能である。この実施形態では、撮影モードには、第１範囲（例えば画角が１００度）で被検眼Ｅの画像を撮影する広角撮影モードと、第１範囲より狭い第２範囲（例えば画角が５０度）で被検眼Ｅの画像を撮影する高倍率撮影モードとがある。眼科装置は、撮影モードに対応した対物レンズユニ

ットを光学系の光軸に選択的に配置することが可能である。

[0029] 図１は、広角撮影モードに設定されているときの眼科装置の光学系の構成例を表す。図２は、撮影モードに応じて切り替え可能な実施形態に係る対物レンズ系の構成例を表す。図２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。図３は、高倍率撮影モードに設定されているときの眼科装置の光学系の構成例を表す。図３において、図１又は図２と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。図１及び図３では、被検眼Ｅの眼底Ｅｆと光学的に共役な位置が眼底共役位置Ｐとして図示され、被検眼Ｅの瞳と光学的に共役な位置が瞳共役位置Ｑとして図示されている。

[0030] 光学系１００は、対物レンズ系１１０を介して被検眼に光を投射する投射系と、投射系により被検眼Ｅに投射された光の戻り光を対物レンズ系１１０を介して受光する受光系とを含む。眼科装置は、受光系による受光結果に基づいて画像を形成する。実施形態に係る眼科装置は、ＳＬＯ画像及びＯＣＴ画像を形成することが可能である。このような光学系１００は、ＳＬＯ光学系１３０と、ＯＣＴ光学系１４０とを含む。ＳＬＯ光学系１３０は、ＳＬＯ投射系と、ＳＬＯ受光系とを含む。ＯＣＴ光学系１４０は、ＯＣＴ投射系と、ＯＣＴ受光系とを含む。なお、光学系１００の投射系には、ＳＬＯ光学系１３０とＯＣＴ光学系１４０とに加えて、上記のレーザー照射系が設けられていてもよい。また、光学系１００の投射系には、ＯＣＴ光学系１４０に代えてレーザー照射系が設けられていてもよい。

[0031] 眼科装置には、被検眼の前眼部を撮影するための前眼部撮影系（前眼部観察系）１２０が設けられている。光学系１００は、対物レンズ系１１０や前眼部撮影系１２０と共に、図示しない移動機構（後述の移動機構１００Ｄ）によりＸ方向、Ｙ方向及びＺ方向に移動可能である。眼科装置は、前眼部撮影系１２０により得られた被検眼Ｅの前眼部画像に基づいて移動機構により光学系１００等を移動することにより、被検眼Ｅに対して光学系１００の位置合わせを行うためのアライメントを行うことが可能である。以下では、光学系１００が対物レンズ系１１０や前眼部撮影系１２０を含む場合について

説明するが、光学系１００がこれらを含まない構成であってもよい。

[0032]（対物レンズ系）

眼科装置は、撮影モードに応じた対物レンズユニットを光学系１００の光軸Ｏに配置することが可能である。

[0033] 対物レンズ系１１０は、対物レンズユニット１１０Ａ、１１０Ｂを含む（図２参照）。例えば、公知の回転機構又はスライド機構により対物レンズユニット１１０Ａ、１１０Ｂを手動で光軸Ｏに選択的に配置させることが可能である。広角撮影モードでは、光学系１００の光軸に対物レンズユニット１１０Ａの光軸が一致するように配置される（図１）。高倍率撮影モードでは、光軸Ｏに対物レンズユニット１１０Ｂの光軸が一致するように配置される（図３）。

[0034] 対物レンズユニット１１０Ａは、２以上のレンズを含む。２以上のレンズの間には、ダイクロイックミラーＤＭ１Ａが設けられる。例えば、対物レンズユニット１１０Ａは、凸レンズ１１１Ａ、１１２Ａと、凹レンズ１１３Ａとを含むレンズユニット（ナグラータイプ）であってよい。被検眼Ｅの側から凸レンズ１１１Ａ、１１２Ａ、及び凹レンズ１１３Ａの順序で配置されている。凸レンズ１１２Ａと凹レンズ１１３Ａとの間にダイクロイックミラーＤＭ１Ａが配置されている。ダイクロイックミラーＤＭ１Ａは、広角撮影モードにおいて、ＳＬＯ光学系１３０の光路及びＯＣＴ光学系１４０の光路の双方に前眼部撮影系１２０の光路を結合する光路結合部材である。ダイクロイックミラーＤＭ１Ａと凹レンズ１１３Ａとの間に眼底（網膜）と光学的に共役な位置（眼底共役位置）Ｐ又はその近傍が配置されている。対物レンズユニット１１０Ａは、ダイクロイックミラーＤＭ１Ａを含んでもよい。

[0035] ダイクロイックミラーＤＭ１Ａは、ＳＬＯ光学系１３０からの光（ＳＬＯ光）、その被検眼Ｅからの戻り光、ＯＣＴ光学系１４０からの光（ＯＣＴ光、測定光）及びその被検眼Ｅからの戻り光を透過させる。ダイクロイックミラーＤＭ１Ａは、前眼部撮影系１２０からの光を被検眼Ｅに向けて反射し、その被検眼Ｅからの戻り光を前眼部撮影系１２０に向けて反射する。

[0036] 対物レンズユニット１１０Ｂは、少なくとも１つのレンズを含む。当該少なくとも１つのレンズに対して光源（ＳＬＯ光源及びＯＣＴ光源）側にダイクロイックミラーＤＭ１Ｂが設けられる。例えば、対物レンズユニット１１０Ｂは、凸レンズ１１１Ｂを含んでよい。ダイクロイックミラーＤＭ１Ｂは、高倍率撮影モードにおいて、ＳＬＯ光学系１３０の光路及びＯＣＴ光学系１４０の光路の双方に前眼部撮影系１２０の光路を結合する光路結合部材である。対物レンズユニット１１０Ｂは、ダイクロイックミラーＤＭ１Ｂを含んでもよい。

[0037] ダイクロイックミラーＤＭ１Ｂは、ダイクロイックミラーＤＭ１Ａと同様に、ＳＬＯ光学系１３０からの光（ＳＬＯ光）、その被検眼Ｅからの戻り光、ＯＣＴ光学系１４０からの光（ＯＣＴ光、測定光）及びその被検眼Ｅからの戻り光を透過させる。また、ダイクロイックミラーＤＭ１Ｂは、前眼部撮影系１２０からの光を被検眼Ｅに向けて反射し、その被検眼Ｅからの戻り光を前眼部撮影系１２０に向けて反射する。光軸Ｏに対物レンズユニット１１０Ｂが配置されているときの光軸Ｏ上におけるダイクロイックミラーＤＭ１Ｂの位置は、光軸Ｏに対物レンズユニット１１０Ａが配置されているときの光軸Ｏ上におけるダイクロイックミラーＤＭ１Ａの位置と略同じであってよい。それにより、撮影モードを変更したとき、前眼部撮影系１２０の位置や向きの調整が不要になる。

[0038] 対物レンズユニット１１０Ａが凸レンズ１１１Ａ、１１２Ａと凹レンズ１１３Ａだけを含み、対物レンズユニット１１０Ｂが凸レンズ１１１Ｂだけを含んでもよい。それにより、光軸Ｏに配置される対物レンズユニットを切り替えたときにダイクロイックミラーＤＭ１Ａ、ＤＭ１Ｂを１つのダイクロイックミラーで共用することが可能である。

[0039] 対物レンズ系１１０は、図示しない移動機構（後述の移動機構１１０Ｄ）により光軸Ｏに沿って移動可能である。それにより、光学系１００に対して対物レンズ系１１０をＺ方向に移動することが可能になり、ＳＬＯ光学系１３０及びＯＣＴ光学系１４０の双方の焦点位置を変更することができる。

[0040] 以下、主として、光軸Ｏに対物レンズユニット１１０Ａが配置されている場合について説明する。

[0041] （前眼部撮影系）

前眼部撮影系１２０は、前眼部照明光源１２１と、コリメートレンズ１２２と、前眼部撮影カメラ１２３と、結像レンズ１２４と、ビームスプリッタＢＳ１とを含む。ビームスプリッタＢＳ１は、被検眼Ｅの前眼部を照明するための照明光の光路に、その戻り光の光路を結合する光路結合部材である。

[0042] 前眼部照明光源１２１は、被検眼Ｅの前眼部を照明するための光源である。前眼部撮影カメラ１２３は、前眼部照明光源１２１により照明された被検眼Ｅの前眼部からの反射光（戻り光）を検出するための撮像素子を備えている。前眼部照明光源１２１には、例えば、中心波長が９５０ｎｍの光を発するＬＥＤが用いられる。前眼部照明光源１２１により発せられた光は、コリメートレンズ１２２により平行光束とされる。平行光束とされた照明光は、ビームスプリッタＢＳ１によりダイクロイックミラーＤＭ１Ａに向けて反射される。ビームスプリッタＢＳ１により反射された照明光は、ダイクロイックミラーＤＭ１Ａにより被検眼Ｅに向けて偏向される。被検眼Ｅからの照明光の戻り光は、ダイクロイックミラーＤＭ１Ａにより反射され、ビームスプリッタＢＳ１を透過する。ビームスプリッタＢＳ１を透過した戻り光は、結像レンズ１２４により前眼部撮影カメラ１２３における撮像素子の検出面に集光される。撮像素子の検出面は、瞳共役位置（前眼部共役位置）Ｑ又はその近傍に配置されている。撮像素子は、例えば、ＣＣＤ又はＣＭＯＳイメージセンサにより構成されている。撮像素子による被検眼Ｅの前眼部からの戻り光の検出結果は、前眼部の画像の形成に用いられる。

[0043] （ＳＬＯ光学系）

ＳＬＯ光学系１３０の光路とＯＣＴ光学系１４０の光路とは、ダイクロイックミラーＤＭ２により結合される。ＳＬＯ光学系１３０の少なくとも一部がテレセントリック光学系として形成されている。同様に、ＯＣＴ光学系１４０の少なくとも一部がテレセントリック光学系として形成されている。ダ

イクロイックミラーＤＭ２は、ＳＬＯ光学系１３０のテレセントリック光学系により形成される光路とＯＣＴ光学系１４０のテレセントリック光学系により形成される光路とを結合する。それにより、対物レンズ系１１０の移動により光学系１００の焦点位置を変更した場合でも瞳（例えば対物レンズ系１１０による射出瞳）の収差が小さくなるため、合焦状態の調整が容易になる。

[0044] ダイクロイックミラーＤＭ１Ａ（ＤＭ１Ｂ）、ＤＭ２は、ねじれの関係を保持した状態で光軸Ｏに配置されていることが望ましい。ダイクロイックミラーＤＭ１Ａ（ＤＭ１Ｂ）は、ＳＬＯ光学系１３０の光路及びＯＣＴ光学系１４０の光路（光学系１００の光路）を導かれる光の少なくとも一部及び前眼部撮影系１２０の光路を導かれる光の少なくとも一部のうち一方の光を反射し、かつ、他方の光を透過させる第１光学面を備えている。ダイクロイックミラーＤＭ２は、ＳＬＯ光学系１３０の光路を導かれる光の少なくとも一部及びＯＣＴ光学系１４０の光路を導かれる光の少なくとも一部のうち一方の光を反射し、かつ、他方の光を透過させる第２光学面を備えている。ダイクロイックミラーＤＭ１Ａ（ＤＭ１Ｂ）、ＤＭ２は、第１光学面の法線とＳＬＯ光学系１３０の光軸とを含む平面と、第２光学面の法線とＳＬＯ光学系１３０の光軸とを含む平面とが互いに直交する、又は略直交するように配置されている。それにより、図３に示す高倍率撮影モードでは、ダイクロイックミラーＤＭ１Ｂとダイクロイックミラーの間に凹レンズ１１３Ａが配置されないため、ダイクロイックミラーＤＭ１Ｂとダイクロイックミラーとにより非点収差を除去、又は非点収差を極めて小さくすることができるので、画質の劣化を抑えることが可能になる。一方、図１に示す広角撮影モードでは、高倍率撮影モード時よりも画像の粗さが許容されるため、非点収差の残存に起因する画質への影響は小さくて済む。

[0045] ＳＬＯ光学系１３０は、ＳＬＯ光源１３１と、コリメートレンズ１３２と、ビームスプリッタＢＳ２と、集光レンズ１３３と、共焦点絞り１３４と、検出器１３５と、光スキャナ１３６と、レンズ１３７とを含む。ビームスプ

リッタＢＳ２は、被検眼Ｅに投射されるＳＬＯ光の光路に、その戻り光の光路を結合する光路結合部材である。

[0046] ＳＬＯ光源１３１は、例えば中心波長が８４０ｎｍの光を発するものが用いられる。ＳＬＯ光源１３１として、例えばレーザーダイオード（Ｌａｓｅｒ Ｄｉｏｄｅ：以下、ＬＤ）、スーパールミネッセントダイオード（Ｓｕｐｅｒ Ｌｕｍｉｎｅｓｃｅｎｔ Ｄｉｏｄｅ：ＳＬＤ）、レーザードリブンライトソース（Ｌａｓｅｒ Ｄｒｉｖｅｎ Ｌｉｇｈｔ Ｓｏｕｒｃｅ：ＬＤＬＳ）などが挙げられる。ＳＬＯ光源１３１は、眼底（網膜）と光学的に共役な位置（眼底共役位置）Ｐ又はその近傍に配置されている。

[0047] ＳＬＯ光源１３１から発せられた光は、コリメートレンズ１３２により平行光束とされる。平行光束とされた光は、ビームスプリッタＢＳ２を透過する。ビームスプリッタＢＳ２を透過した光は、光スキャナ１３６により偏向される。光スキャナ１３６は、ＳＬＯ光源１３１からの光で被検眼Ｅの眼底Ｅｆを走査するために用いられる。光スキャナ１３６は、Ｘ方向に光を偏向させる光スキャナ１３６Ｘと、Ｙ方向に光を偏向させる光スキャナ１３６Ｙとを含む。光スキャナ１３６Ｘは、その傾きが変更可能なミラーであり、後述の制御部２００により反射面の傾きが制御される。光スキャナ１３６は、例えば、眼底面内の水平方向の走査に用いられる。光スキャナ１３６Ｘの被検眼Ｅの側には、光スキャナ１３６Ｙが配置されている。光スキャナ１３６Ｙは、その傾きが変更可能なミラーであり、制御部２００により反射面の傾きが制御される。光スキャナ１３６Ｙは、例えば、水平方向に直交する眼底面内の垂直方向の走査に用いられる。光スキャナ１３６Ｘ及び光スキャナ１３６Ｙのいずれか一方は、ガルバノミラーなどの低速スキャナであり、他方は、レゾナントミラーやポリゴンミラー、或いはＭＥＭＳ（Ｍｉｃｒｏ Ｅｌｅｃｔｒｏ Ｍｅｃｈａｎｉｃａｌ Ｓｙｓｔｅｍｓ：以下、ＭＥＭＳ）ミラーなどの高速スキャナであってよい。光スキャナ１３６Ｙの反射面は、被検眼Ｅの瞳と光学的に共役な位置（瞳共役位置）Ｑ又はその近傍に配置されている。光スキャナ１３６Ｙの被検眼Ｅの側には、レンズ１３７と、ダイ

クロイックミラーＤＭ２とが配置されている。光スキャナ１３６により偏向されたＳＬＯ光源１３１からの光は、レンズ１３７及びダイクロイックミラーＤＭ２を透過し、対物レンズ系１１０を介して被検眼Ｅに投射される。

[0048] 被検眼Ｅに投射されたＳＬＯ光源１３１からの光の戻り光は、同じ光路を経由してビームスプリッタＢＳ２により検出器１３５に向けて反射される。ビームスプリッタＢＳ２と検出器１３５との間には、集光レンズ１３３と共焦点絞り１３４とが配置されている。集光レンズ１３３は、ビームスプリッタＢＳ２により反射された光を集光する。集光レンズ１３３により集光された光は、共焦点絞り１３４に形成された開口を通過し、検出器１３５の検出面に入射する。共焦点絞り１３４に形成された開口は、眼底（網膜）と光学的に共役な位置（眼底共役位置）Ｐ又はその近傍に配置されている。検出器１３５は、例えば、アバランシェフォトダイオード（Ａｖａｌａｎｃｈｅ ＰｈｏｔｏＤｉｏｄｅ：ＡＰＤ）又は光電子増倍管（Ｐｈｏｔｏ Ｍｕｌｔｉｐｌｉｅｒ Ｔｕｂｅ：ＰＭＴ）により構成されている。

[0049]（ＯＣＴ光学系）

ＯＣＴ光学系１４０は、合焦レンズ１４１と、光スキャナ１４２と、コリメートレンズ１４３と、干渉光学系１５０とを含む。干渉光学系１５０は、ＯＣＴ光源１５１と、ファイバーカプラ１５２、１５３と、プリズム１５４と、検出器１５５とを含む。

[0050] 合焦レンズ１４１は、図示しない移動機構（後述の移動機構１４１Ｄ）によりＯＣＴ光学系１４０の光軸（光路）に沿って移動可能である。それにより、ＳＬＯ光学系１３０とは独立にＯＣＴ光学系１４０の焦点位置を変更することが可能になる。従って、例えば対物レンズ系１１０の移動によりＳＬＯ光学系１３０及びＯＣＴ光学系１４０の合焦状態が調整された後、合焦レンズ１４１の移動によりＯＣＴ光学系１４０の合焦状態の微調整を行うことができる。

[0051] 光スキャナ１４２は、ＯＣＴ光源１５１からの光に基づく測定光で被検眼Ｅの眼底Ｅｆを走査するために用いられる。光スキャナ１４２は、Ｘ方向に

光を偏向させる光スキャナ１４２Ｘと、Ｙ方向に光を偏向させる光スキャナ１４２Ｙとを含む。光スキャナ１４２Ｘは、その傾きが変更可能なミラーであり、制御部２００により反射面の傾きが制御される。光スキャナ１４２は、例えば、眼底面内の水平方向の走査に用いられる。光スキャナ１４２Ｘの被検眼Ｅの側には、光スキャナ１４２Ｙが配置されている。光スキャナ１４２Ｙは、その傾きが変更可能なミラーであり、制御部２００により反射面の傾きが制御される。光スキャナ１４２Ｙは、例えば、水平方向に直交する眼底面内の垂直方向の走査に用いられる。光スキャナ１４２Ｘ及び光スキャナ１４２Ｙのいずれか一方は、低速なガルバノミラーなどの低速スキャナであり、他方は、高速なガルバノミラーなどの高速スキャナであってよい。光スキャナ１４２Ｘ、１４２Ｙの中間位置は、被検眼Ｅの瞳と光学的に共役な位置（瞳共役位置）Ｑ又はその近傍に配置されている。光スキャナ１４２ＹのＯＣＴ光源１５１の側には、コリメートレンズ１４３が配置されている。制御部２００は、光スキャナ１３６と独立に光スキャナ１４２を制御することが可能である。

[0052] 干渉光学系１５０には、被検眼ＥのＯＣＴ画像を取得するための光学系が設けられている。この光学系は、従来のスウェプトソースタイプのＯＣＴ装置と同様の構成を有する。すなわち、この光学系は、波長掃引型（波長走査型）光源からの光を測定光と参照光とに分割し、被検眼Ｅからの測定光の戻り光と参照光路を経由した参照光とを干渉させて干渉光を生成し、この干渉光を検出する干渉光学系である。干渉光学系による干渉光の検出結果（検出信号）は、干渉光のスペクトルを示す信号である。なお、干渉光学系１５０は、スウェプトソースタイプのＯＣＴ装置ではなく、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していてもよい。

[0053] ＯＣＴ光源１５１は、ＯＣＴ光（出射光）の波長を掃引（走査）可能な波長掃引型（波長走査型）光源である。波長掃引型光源には、例えば、共振器を含み、中心波長が１０５０ｎｍの光を発するレーザー光源が用いられる。ＯＣＴ光源１５１は、人眼では視認できない近赤外の波長帯において、出力

波長を時間的に変化させる。

[0054] ＯＣＴ光源１５１から出力された光Ｌ０は、光ファイバｆ１によりファイバーカプラ１５２に導かれて測定光ＬＳと参照光ＬＲとに分割される。

[0055] 参照光ＬＲは、光ファイバｆ２によりファイバ出射端ｃ１に導かれて、ファイバ出射端ｃ１からコリメートレンズ１５６に照射される。ファイバ出射端ｃ１から出射された参照光ＬＲは、コリメートレンズ１５６により平行光束とされる。平行光束とされた参照光ＬＲは、プリズム１５４に導かれる。プリズム１５４は、コリメートレンズ１５６により平行光束とされた参照光ＬＲの進行方向を逆方向に折り返す。プリズム１５４に入射する参照光ＬＲの光路と、プリズム１５４から出射する参照光ＬＲの光路とは平行である。プリズム１５４は、図示しない移動機構（後述の移動機構１５４Ｄ）により参照光ＬＲの入射光路及び出射光路に沿う方向に移動可能である。この場合、移動機構を移動するための駆動力を発生するアクチュエータと、この駆動力を伝達する伝達機構とが設けられる。アクチュエータは、例えばパルスモータにより構成される。伝達機構は、例えば歯車の組み合わせやラック・アンド・ピニオンなどによって構成される。それにより、参照光ＬＲの光路の長さが変更される。

[0056] プリズム１５４を経由した参照光ＬＲは、コリメートレンズ１５７によって平行光束から集束光束に変換されてファイバ入射端ｃ２に入射し、光ファイバｆ３によりファイバーカプラ１５３に導かれる。なお、コリメートレンズ１５６，１５７とプリズム１５４との間に、光路長補正部材や分散補償部材が配置されていてもよい。光路長補正部材は、参照光ＬＲの光路長（光学距離）と測定光ＬＳの光路長とを合わせるための遅延手段として作用する。分散補償部材は、参照光ＬＲと測定光ＬＳとの間の分散特性を合わせるための分散補償手段として作用する。

[0057] 一方、ファイバーカプラ１５２により生成された測定光ＬＳは、光ファイバｆ４によりファイバ端ｃ３に導かれる。ファイバ端ｃ３に導かれた測定光ＬＳは、コリメートレンズ１４３に照射される。ファイバ端ｃ３から照射さ

れた測定光ＬＳは、コリメートレンズ１４３により平行光束とされる。平行光束にされた測定光ＬＳは、光スキャナ１４２及び合焦レンズ１４１を経由してダイクロイックミラーＤＭ２に到達する。測定光ＬＳは、ダイクロイックミラーＤＭ２により反射され、対物レンズ系１１０により屈折されて被検眼Ｅに照射される。測定光ＬＳは、被検眼Ｅの様々な深さ位置において散乱（反射を含む）される。このような後方散乱光を含む測定光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ーカプラ１５２に導かれ、光ファイバｆ５を経由してファイバーカプラ１５３に到達する。

[0058] ファイバーカプラ１５３は、光ファイバｆ５を介して入射された測定光ＬＳと、光ファイバｆ３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。ファイバーカプラ１５３は、所定の分岐比（例えば１：１）で、測定光ＬＳと参照光ＬＲとの干渉光を分岐することにより、一対の干渉光ＬＣを生成する。ファイバーカプラ１５３から出射した一対の干渉光ＬＣは、検出器１５５に導かれる。

[0059] 検出器１５５は、例えば一対の干渉光ＬＣをそれぞれ検出する一対のフォトディテクタを有し、これらによる検出結果の差分を出力するバランスドフォトダイオード（Ｂａｌａｎｃｅｄ　Ｐｈｏｔｏ　Ｄｉｏｄｅ）である。検出器１５５は、その検出結果（検出信号）を図示しないＤＡＱ（Ｄａｔａ　Ａｃｑｕｉｓｉｔｉｏｎ　Ｓｙｓｔｅｍ）に送る。ＤＡＱには、ＯＣＴ光源１５１からクロックが供給される。このクロックは、ＯＣＴ光源１５１において、波長掃引型光源により所定の波長範囲内で掃引（走査）される各波長の出力タイミングに同期して生成される。ＤＡＱは、このクロックに基づき、検出器１５５の検出結果をサンプリングし、後述の画像形成部等に送る。画像形成部は、例えば一連の波長走査毎に（Ａライン毎に）、検出器１５５により得られた検出結果に基づくスペクトル分布にフーリエ変換等を施すことにより、各Ａラインにおける反射強度プロファイルを形成する。更に、画像形成部は、各Ａラインの反射強度プロファイルを画像化することにより画像データを形成する。

[0060] ［処理系］

図４Ａ～図４Ｅに、実施形態に係る眼科装置の処理系の構成例を示す。図４Ａにおいて、図１及び図３と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。図４Ｂ～図４Ｅにおいて、図４Ａと同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

[0061] （制御部）

図４Ａに示すように、実施形態に係る眼科装置の処理系は、制御部２００を中心に構成される。制御部２００は、眼科装置の各部の制御を行う。制御部２００は、主制御部２０１と、記憶部２０２とを含む。主制御部２０１の機能は、例えばマイクロプロセッサにより実現される。記憶部２０２には、眼科装置を制御するためのコンピュータプログラムがあらかじめ格納される。このコンピュータプログラムには、各種の光源制御用プログラム、光スキャナ制御用プログラム、各種の検出器制御用プログラム、画像形成用プログラム、データ処理用プログラム及びユーザインターフェイス用プログラムなどが含まれる。このようなコンピュータプログラムに従って主制御部２０１が動作することにより、制御部２００は制御処理を実行する。

[0062] 対物レンズ系１１０に対する制御として、対物レンズ系１１０を光軸Ｏに沿って移動させる移動機構１１０Ｄに対する制御などがある。例えば、移動機構１１０Ｄには、移動機構１１０Ｄを移動するための駆動力を発生するアクチュエータと、この駆動力を伝達する伝達機構とが設けられる。アクチュエータは、例えばパルスモータにより構成される。伝達機構は、例えば歯車の組み合わせやラック・アンド・ピニオンなどによって構成される。主制御部２０１は、アクチュエータに対して制御信号を送ることにより、移動機構１１０Ｄに対する制御を行う。

[0063] ＳＬＯ光学系１３０に対する制御として、ＳＬＯ光源１３１の制御、光スキャナ１３６の制御、検出器１３５の制御などがある。ＳＬＯ光源１３１の制御には、光源の点灯、消灯、光量調整、絞り調整などがある。光スキャナ１３６の制御には、光スキャナ１３６Ｘによるスキャン位置やスキャン範囲

の制御、光スキャナ１３６Ｙによるスキャン位置やスキャン範囲の制御などがある。検出器１３５の制御には、検出素子の露光調整やゲイン調整や検出レート調整などがある。

[0064] ＯＣＴ光学系１４０に対する制御として、ＯＣＴ光源１５１の制御、光スキャナ１４２の制御、移動機構１４１Ｄや移動機構１５４Ｄの制御、検出器１５５の制御などがある。ＯＣＴ光源１５１の制御には、光源の点灯、消灯、光量調整、絞り調整などがある。光スキャナ１４２の制御には、光スキャナ１４２Ｘによるスキャン位置やスキャン範囲の制御、光スキャナ１４２Ｙによるスキャン位置やスキャン範囲の制御などがある。移動機構１４１Ｄは、ＯＣＴ光学系１４０の光路に沿って合焦レンズ１４１を移動する。例えば、移動機構１４１Ｄには、移動機構を移動するための駆動力を発生するアクチュエータと、この駆動力を伝達する伝達機構とが設けられる。アクチュエータは、例えばパルスモータにより構成される。伝達機構は、例えば歯車の組み合わせやラック・アンド・ピニオンなどによって構成される。主制御部２０１は、アクチュエータに対して制御信号を送ることにより、移動機構１４１Ｄに対する制御を行う。移動機構１５４Ｄは、プリズム１５４を参照光ＬＲの入射光路及び出射光路に沿う方向に移動する。例えば、移動機構１５４Ｄには、移動機構を移動するための駆動力を発生するアクチュエータと、この駆動力を伝達する伝達機構とが設けられる。アクチュエータは、例えばパルスモータにより構成される。伝達機構は、例えば歯車の組み合わせやラック・アンド・ピニオンなどによって構成される。主制御部２０１は、アクチュエータに対して制御信号を送ることにより、移動機構１５４Ｄに対する制御を行う。検出器１５５の制御には、検出素子の露光調整やゲイン調整や検出レート調整などがある。

[0065] 前眼部撮影系１２０に対する制御として、前眼部照明光源１２１の制御、前眼部撮影カメラ１２３の制御などがある。前眼部照明光源１２１の制御には、光源の点灯、消灯、光量調整、絞り調整などがある。前眼部撮影カメラ１２３の制御には、撮像素子の露光調整やゲイン調整や撮影レート調整など

がある。

[0066] 光学系１００に対する制御として、光学系１００（ダイクロイックミラーＤＭ１Ａ、ＤＭ１Ｂ、前眼部撮影系１２０を含む）をＸ方向、Ｙ方向及びＺ方向に移動する移動機構１００Ｄの制御などがある。例えば、移動機構１００Ｄには、移動機構を移動するための駆動力を発生するアクチュエータと、この駆動力を伝達する伝達機構とが設けられる。アクチュエータは、例えばパルスモータにより構成される。伝達機構は、例えば歯車の組み合わせやラック・アンド・ピニオンなどによって構成される。主制御部２０１は、アクチュエータに対して制御信号を送ることにより、移動機構１００Ｄに対する制御を行う。

[0067] 主制御部２０１は、アライメント制御部２０１Ａと、トラッキング制御部２０１Ｂと、表示制御部２０１Ｃとを含む。

[0068] アライメント制御部２０１Ａは、被検眼Ｅに対して光学系１００の位置合わせを行うためのアライメントの実行を制御する。アライメント制御部２０１Ａは、前眼部撮影系１２０により得られた被検眼Ｅの前眼部画像に基づいて移動機構１００Ｄ、１１０Ｄを制御する。アライメント制御部２０１Ａは、例えば、前眼部撮影系１２０により得られた被検眼Ｅの前眼部画像中の特徴部位を特定し、特定された特徴部位の位置と所定の目標位置とのずれ量がキャンセルされるように光学系１００等の移動量を求める。アライメント制御部２０１Ａは、求められた移動量に基づいて移動機構１００Ｄを制御することにより被検眼Ｅに対して光学系１００の位置合わせを行う（ＸＹ方向）。目標位置は、あらかじめ決められた位置であってもよいし、ＵＩ部２３０を用いて指定された前眼部画像中の位置であってもよい。

[0069] アライメント制御部２０１Ａは、例えば、前眼部撮影系１２０により得られた被検眼Ｅの前眼部画像の合焦状態（ぼけ具合）を特定し、特定された合焦状態が所望の合焦状態となるように対物レンズ系１１０のＺ方向の移動量を求めることが可能である。アライメント制御部２０１Ａは、求められた移動量に基づいて移動機構１００Ｄ、１１０Ｄを制御することにより、被検眼

Ｅに対する光学系１００及び対物レンズ系１１０の位置合わせを行う（Ｚ方向）。なお、２以上のカメラを用いて互いに異なる方向から前眼部を撮影し、視差が設けられた２以上の画像から３次元的に合焦状態を特定し、特定された合焦状態が所望の合焦状態となるように対物レンズ系１１０のＺ方向の移動量を求めてもよい。

[0070] アライメント制御部２０１Ａは、ＳＬＯ光学系１３０により得られたＳＬＯ画像に基づいて移動機構１１０Ｄを制御することにより被検眼Ｅに対する対物レンズ系１１０の位置合わせ（Ｚ方向）を行ってもよい。この場合、アライメント制御部２０１Ａは、取得されたＳＬＯ画像の合焦状態（ぼけ具合）を特定し、特定された合焦状態が所望の合焦状態となるように対物レンズ系１１０のＺ方向の移動量を求める。アライメント制御部２０１Ａは、求められた移動量に基づいて移動機構１１０Ｄを制御する。

[0071] トラッキング制御部２０１Ｂは、ＳＬＯ光学系１３０により得られた被検眼ＥのＳＬＯ画像に基づいてトラッキング制御を行う。トラッキング制御部２０１Ｂは、事前に得られた被検眼Ｅの眼底ＥｆのＳＬＯ画像であるベース画像を基準として、当該ベース画像の取得後に得られた眼底ＥｆのＳＬＯ画像であるターゲット画像の位置ずれ量（位置ずれ方向を含む）を求め、求められた位置ずれ量に基づいてトラッキング制御を行うことが可能である。ここで、ターゲット画像は、ベース画像を取得したときのスキャン領域よりも狭いスキャン領域をスキャンすることにより取得された画像である。トラッキング制御部２０１Ｂは、ベース画像におけるターゲット画像に対応した部分画像と当該ターゲット画像との位置ずれ量に基づいてトラッキング制御を行うことが可能である。部分画像に対するターゲット画像の位置ずれ量は、位相限定相関処理により求められる。トラッキング制御部２０１Ｂは、求められた位置ずれ量に基づいて移動機構１００Ｄや光スキャナ１３６を制御することが可能である。

[0072] また、トラッキング制御部２０１Ｂは、求められた位置ずれ量に基づいて光スキャナ１４２を制御することが可能である。例えば、トラッキング制御

部２０１Ｂは、求められた位置ずれ量に基づいて光スキャナ１４２によるスキャン位置を補正する。

[0073] 表示制御部２０１Ｃは、各種情報を後述のＵＩ部２３０に表示させる。ＵＩ部２３０に表示される情報には、制御部２００により生成された情報、画像形成部２１０により形成された画像、データ処理部２２０によるデータ処理後の情報などがある。

[0074]（画像形成部）

画像形成部２１０は、各種の画像（画像データ）を形成する。画像形成部２１０により形成された各種の画像（画像データ）は、例えば記憶部２０２に保存される。

[0075] 図４Ｂに示すように、画像形成部２１０は、ＳＬＯ画像形成部２１０Ａと、ＯＣＴ画像形成部２１０Ｂとを含む。

[0076] ＳＬＯ画像形成部２１０Ａは、検出器１３５から入力される検出信号と、制御部２００から入力される画素位置信号とに基づいて、ＳＬＯ画像の画像データを形成する。ＳＬＯ画像形成部２１０Ａは、ベース画像形成部２１１Ａと、ターゲット画像形成部２１２Ａとを含む。ベース画像形成部２１１Ａは、ベース画像に対応したスキャン領域のスキャン結果に基づいてベース画像を形成する。ターゲット画像形成部２１２Ａは、ターゲット画像に対応したスキャン領域のスキャン結果に基づいてターゲット画像を形成する。

[0077] ＯＣＴ画像形成部２１０Ｂは、検出器１５５から入力される検出信号と、制御部２００から入力される画素位置信号とに基づいて、ＯＣＴ画像（眼底Ｅｆの断層像）の画像データを形成する。

[0078] また、画像形成部２１０は、前眼部撮影カメラ１２３の撮像素子による被検眼Ｅの前眼部からの反射光の検出結果に基づいて前眼部画像を形成することが可能である。

[0079]（データ処理部）

データ処理部２２０は、各種のデータ処理を実行する。データ処理の例として、画像形成部２１０又は他の装置により形成された画像データに対する

処理がある。この処理の例として、各種の画像処理や、画像に対する解析処理や、画像データに基づく画像評価などの診断支援処理がある。

[0080] データ処理部２２０は、事前に取得されたベース画像における、ターゲット画像に対応する部分画像と、当該ターゲット画像との間の位置ずれ量を求め、求められた位置ずれ量に対応した情報を制御部２００（主制御部２０１）に出力する。位置ずれ量は、部分画像とターゲット画像との間の１ピクセル未満のサブピクセルレベルの回転方向（Ｚ方向の軸を中心とする回転方向）の回転移動量やその回転移動方向、部分画像とターゲット画像との間のサブピクセルレベルのＸＹ面内における平行移動量やその平行移動方向などを含む。

[0081] 具体的には、データ処理部２２０は、部分画像とターゲット画像との間の回転移動量及び回転移動方向をサブピクセルレベルで算出し、算出された回転移動量及び回転移動方向に基づいて部分画像とターゲット画像との間で回転方向の位置合わせを行う。その後、データ処理部２２０は、位置合わせがなされた部分画像とターゲット画像との間の平行移動量及び平行移動方向をサブピクセルレベルで算出する。

[0082] このようなデータ処理部２２０は、図４Ｃに示すように、変位処理部２２０Ａと、位置合わせ処理部２２０Ｂとを含む。変位処理部２２０Ａは、上記のようにベース画像における部分画像とターゲット画像とに基づいて、部分画像に対するターゲット画像の変位（位置ずれ量、位置ずれ方向を含む）を求める。位置合わせ処理部２２０Ｂは、部分画像とターゲット画像との位置合わせを行う。

[0083] 変位処理部２２０Ａは、回転移動処理部２２１Ａと、平行移動処理部２２２Ａとを含む。

[0084] 回転移動処理部２２１Ａは、部分画像とターゲット画像との間の回転移動量及び回転移動方向を算出する。回転移動処理部２２１Ａは、部分画像とターゲット画像とに対し位相限定相関処理を施すことにより、部分画像とターゲット画像との間の回転移動量及び回転移動方向を算出することが可能であ

る。このような位相限定相関処理は、特開２０１５－０４３８９８号公報（特許文献２）に開示された処理と同様である。

[0085] 実施形態に係る位相限定相関処理では、例えば、以下のような位相限定相関関数が用いられる。以下、ベース画像における、ターゲット画像に対応する部分画像を「ベース画像」と表記することがある。

[0086] まず、画像サイズが$N_1 \times N_2$（N_1、N_2は正の整数）である部分画像（ベース画像）を$f(n_1, n_2)$、ターゲット画像を$g(n_1, n_2)$とする。ここで、離散空間上で$n_1 = -M_1, \cdots, M_1$とし、$N_1 = 2M_1 + 1$（M_1は正の整数）とし、$f(n_1, n_2)$の２次元離散フーリエ変換（Ｄｉｓｃｒｅｔｅ Ｆｏｕｒｉｅｒ Ｔｒａｎｓｆｏｒｍａｔｉｏｎ：以下、ＤＦＴ）の演算結果を$F(k_1, k_2)$とすると、$F(k_1, k_2)$は、式（１）のように表される。

[0087] [数1]

$$F(k_1,k_2)=\sum_{n_1=-M_1}^{M_1}\sum_{n_2=-M_2}^{M_2} f(n_1,n_2)W_{N_1}^{k_1n_1}W_{N_2}^{k_2n_2}=A_F(k_1,k_2)e^{j\theta_F(k_1,k_2)} \quad (1)$$
$$(k_1=-M_1,\cdots,M_1,k_2=-M_2,\cdots,M_2,W_{N_1}=e^{-j\frac{2\pi}{N_1}},W_{N_2}=e^{-j\frac{2\pi}{N_2}})$$

[0088] 式（１）において、$A_F(k_1, k_2)$は$f(n_1, n_2)$の振幅成分であり、$e^{j\theta F(k1, k2)}$は$f(n_1, n_2)$の位相成分である。

[0089] 同様に、離散空間上で$n_2 = -M_2, \cdots, M_2$とし、$N_2 = 2M_2 + 1$（M_2は正の整数）とし、$g(n_1, n_2)$の２次元ＤＦＴの演算結果を$G(k_1, k_2)$とすると、$G(k_1, k_2)$は、式（２）のように表される。

[0090] [数2]

$$G(k_1,k_2)=\sum_{n_1=-M_1}^{M_1}\sum_{n_2=-M_2}^{M_2} g(n_1,n_2)W_{N_1}^{k_1n_1}W_{N_2}^{k_2n_2}=A_G(k_1,k_2)e^{j\theta_G(k_1,k_2)} \quad (2)$$
$$(k_1=-M_1,\cdots,M_1,k_2=-M_2,\cdots,M_2,W_{N_1}=e^{-j\frac{2\pi}{N_1}},W_{N_2}=e^{-j\frac{2\pi}{N_2}})$$

[0091] 式（２）において、$A_G(k_1, k_2)$は$g(n_1, n_2)$の振幅成分であり、$e^{j\theta G(k1, k2)}$は$g(n_1, n_2)$の位相成分である。

[0092] 位相限定合成処理に用いられる位相限定合成関数は、式（１）及び式（２

）を用いて、式（３）のように定義される。

[0093] [数3]

$$\hat{R}(k_1,k_2)=\frac{F(k_1,k_2)\overline{G(k_1,k_2)}}{\left|F(k_1,k_2)\overline{G(k_1,k_2)}\right|}=e^{j\theta(k_1,k_2)} \quad (3)$$

$(\overline{G(k_1,k_2)}$は$G(k_1,k_2)$の複素共役,$\theta(k_1,k_2)=\theta_F(k_1,k_2)-\theta_G(k_1,k_2))$

[0094] 実施形態に係る位相限定相関関数は、式（３）の位相限定合成関数に対して２次元逆離散フーリエ変換（Ｉｎｖｅｒｓｅ Ｄｉｓｃｒｅｔｅ Ｆｏｕｒｉｅｒ Ｔｒａｎｓｆｏｒｍａｔｉｏｎ：以下、ＩＤＦＴ）を施すことにより、式（４）のように表される。

[0095] [数4]

$$\hat{r}(n_1,n_2)=\frac{1}{N_1N_2}\sum_{k_1=-M_1}^{M_1}\sum_{k_2=-M_2}^{M_2}\hat{R}(k_1,k_2)W_{N_1}^{-k_1n_1}W_{N_2}^{-k_2n_2} \quad (4)$$

[0096] 連続空間で定義された２次元画像ｓ$_c$（ｘ$_1$，ｘ$_2$）を、ｘ$_1$方向に微小移動量δ$_1$だけ、且つ、ｘ$_2$方向に微小移動量δ$_2$だけシフトさせて得られる画像は、ｓ$_c$（ｘ$_1$－δ$_1$，ｘ$_2$－δ$_2$）と表される。標本化間隔Ｔ$_1$で標本化された離散空間上の２次元画像ｆ（ｎ$_1$，ｎ$_2$）は、式（５）のように定義される。

[0097] [数5]

$$f(n_1,n_2)=s_c(x_1,x_2)\big|_{x_1=n_1T_1,x_2=n_2T_2} \quad (5)$$

[0098] 同様に、標本化間隔Ｔ$_2$で標本化された離散空間上の２次元画像ｇ（ｎ$_1$，ｎ$_2$）は、式（６）のように定義される。

[0099] [数6]

$$g(n_1,n_2)=s_c(x_1-\delta_1,x_2-\delta_2)\big|_{x_1=n_1T_1,x_2=n_2T_2} \quad (6)$$

[0100] 式（５）及び式（６）において、ｎ$_1$＝－Ｍ$_1$，・・・，Ｍ$_1$であり、ｎ$_2$＝－Ｍ$_2$，・・・，Ｍ$_2$である。これにより、離散空間上の２次元画像ｆ（ｎ$_1$，ｎ$_2$）、ｇ（ｎ$_1$，ｎ$_2$）に関する位相限定相関関数は、式（７）のような一般形で表される。式（７）において、α＝１である。

[0101]

[数7]

$$\hat{r}(n_1,n_2)\approx\frac{\alpha}{N_1N_2}\frac{\sin\{\pi(n_1+\delta_1)\}}{\sin\left\{\frac{\pi}{N_1}(n_1+\delta_1)\right\}}\frac{\sin\{\pi(n_2+\delta_2)\}}{\sin\left\{\frac{\pi}{N_2}(n_2+\delta_2)\right\}} \qquad (7)$$

[0102] 図４Ｄに示すように、回転移動処理部２２１Ａは、第１変換処理部３０１と、対数変換部３０２と、極座標変換部３０３と、第２変換処理部３０４と、第１位相限定合成部３０５と、第１逆変換処理部３０６とを含む。

[0103] 第１変換処理部３０１は、部分画像（ベース画像）に対し２次元ＤＦＴ処理を施す。また、第１変換処理部３０１は、ターゲット画像に対し２次元ＤＦＴ処理を施す。第１変換処理部３０１により行われる２次元ＤＦＴ処理は、２次元ＤＦＴと、この２次元ＤＦＴの演算結果に対し象限をシフトする公知のシフト処理とを含む。以下、このシフト処理を、「シフト」と呼ぶことがある。なお、第１変換処理部３０１により行われる２次元ＤＦＴは、２次元ＦＦＴであってよい。

[0104] 対数変換部３０２は、部分画像（ベース画像）についての第１変換処理部３０１による演算結果に対し対数変換を施す。また、対数変換部３０２は、ターゲット画像についての第１変換処理部３０１による演算結果に対し対数変換を施す。対数変換部３０２による対数変換は、自然画像において空間周波数の低周波数領域に集中する傾向がある振幅スペクトルを圧縮させる効果を有する。

[0105] 極座標変換部３０３は、部分画像（ベース画像）についての対数変換部３０２による演算結果に対し極座標変換を施す。また、極座標変換部３０３は、ターゲット画像についての対数変換部３０２による演算結果に対し極座標変換を施す。なお、対数変換部３０２による対数変換を行わない場合、極座標変換部３０３は、部分画像（ベース画像）についての第１変換処理部３０１による演算結果に対し極座標変換を施し、ターゲット画像についての第１変換処理部３０１による演算結果に対し極座標変換を施す。極座標変換部３０３による極座標変換は、回転方向の移動量を式（１）～式（７）における

平行方向（n_1方向やn_2方向）の移動量に変換する処理である。

[0106] 第２変換処理部３０４は、式（１）に示すように、部分画像（ベース画像）についての極座標変換部３０３による演算結果に対し２次元ＤＦＴ処理（２次元ＤＦＴ＋シフト）を施す。部分画像（ベース画像）についての第２変換処理部３０４による処理結果は、第１位相限定合成部３０５による演算処理に先立って、振幅成分で正規化されたベースＰＯＣデータとして、たとえば記憶部２０２に事前に保存される。また、第２変換処理部３０４は、式（２）に示すように、ターゲット画像についての極座標変換部３０３による演算結果に対し２次元ＤＦＴ処理（２次元ＤＦＴ＋シフト）を施す。なお、第２変換処理部３０４により行われる２次元ＤＦＴもまた、２次元ＦＦＴであってよい。

[0107] 第１位相限定合成部３０５は、式（３）に示すように、部分画像（ベース画像）について予め求められたベースＰＯＣデータ（第１データ）と、ターゲット画像についての第２変換処理部３０４による演算結果に基づいて振幅成分で正規化されたターゲットＰＯＣデータ（第２データ）とを合成する位相限定合成処理を行う。

[0108] 第１逆変換処理部３０６は、第１位相限定合成部３０５による演算結果に対し２次元ＩＤＦＴ処理を施す。第１逆変換処理部３０６により行われる２次元ＩＤＦＴ処理は、２次元ＩＤＦＴと、この２次元ＩＤＦＴの演算結果に対し象限をシフトする公知のシフト処理とを含む。なお、２次元ＩＤＦＴは、２次元逆高速フーリエ変換（Ｉｎｖｅｒｓｅ　Ｆａｓｔ　Ｆｏｕｒｉｅｒ　Ｔｒａｎｓｆｏｒｍａｔｉｏｎ：以下、ＩＦＦＴ）により演算してもよい。

[0109] 回転移動処理部２２１Ａは、第１逆変換処理部３０６による演算結果に基づいて回転移動量及び回転移動方向を算出する。具体的には、回転移動処理部２２１Ａは、第１逆変換処理部３０６による演算結果に基づいてピーク位置を特定することにより、ピクセルレベルで回転移動量及び回転移動方向を求める。その後、回転移動処理部２２１Ａは、ピクセルレベルで特定された

ピーク位置の近傍において、式（７）に示す位相限定相関関数の相関値が最大となるときの画素位置を特定することにより、サブピクセルレベルで回転移動量及び回転移動方向を求める。

[0110] なお、回転移動処理部２２１Ａは、位相限定相関処理により回転移動量及び回転移動方向を算出するものでなくてもよく、公知の手法により回転移動量及び回転移動方向を算出してもよい。

[0111] 平行移動処理部２２２Ａは、後述の位置合わせ処理部２２０Ｂによる位置合わせがなされた部分画像（ベース画像）とターゲット画像との間の平行移動量及び平行移動方向を算出する。平行移動処理部２２２Ａは、位置合わせ処理部２２０Ｂによる位置合わせがなされた部分画像とターゲット画像とに対し位相限定相関処理を施すことにより、部分画像とターゲット画像との間の平行移動量及び平行移動方向を算出する。このような位相限定相関処理は、特開２０１５－０４３８９８号公報に開示された処理と同様である。

[0112] 平行移動処理部２２２Ａは、位置合わせ処理部２２０Ｂによる位置合わせがなされた部分画像とターゲット画像との間の平行移動量及び平行移動方向を求める。具体的には、平行移動処理部２２２Ａは、位置合わせ処理部２２０Ｂによる位置合わせがなされた部分画像とターゲット画像とに対し位相限定相関処理を施すことにより、部分画像とターゲット画像との間の平行移動量及び平行移動方向を算出する。

[0113] 平行移動処理部２２２Ａは、第３変換処理部３１１と、第２位相限定合成部３１２と、第２逆変換処理部３１３とを備えている。

[0114] 第３変換処理部３１１は、式（１）に示すように、部分画像（ベース画像）に対し２次元ＤＦＴ処理（２次元ＤＦＴ＋シフト）を施す。部分画像についての第３変換処理部３１１による処理結果は、第２位相限定合成部３１２による演算処理に先立って、振幅成分で正規化されたベースＰＯＣデータ（第３データ）として、たとえば記憶部２０２に事前に保存される。また、第３変換処理部３１１は、式（２）に示すように、ターゲット画像に対し２次元ＤＦＴ処理（２次元ＤＦＴ＋シフト）を施す。なお、第３変換処理部３１

１により行われる２次元ＤＦＴは、２次元ＦＦＴであってよい。

[0115] 第２位相限定合成部３１２は、式（３）に示すように、部分画像（ベース画像）について予め求められたベースＰＯＣデータ（第３データ）と、ターゲット画像についての第３変換処理部３１１による演算結果に基づいて、振幅成分で正規化されたターゲットＰＯＣデータ（第４データ）とを合成する位相限定合成処理を行う。

[0116] 第２逆変換処理部３１３は、第２位相限定合成部３１２による演算結果に対し２次元ＩＤＦＴ処理（２次元ＩＤＦＴ＋シフト）を施す。なお、第２逆変換処理部３１３により行われる２次元ＩＤＦＴは、２次元ＩＦＦＴであってよい。

[0117] 平行移動処理部２２２Ａは、第２逆変換処理部３１３による演算結果に基づいて平行移動量及び平行移動方向を算出する。具体的には、平行移動処理部２２２Ａは、第２逆変換処理部３１３による演算結果に基づいてピーク位置を特定することにより、ピクセルレベルで平行移動量及び平行移動方向を求める。その後、平行移動処理部２２２Ａは、ピクセルレベルで特定されたピーク位置の近傍において、式（７）に示す位相限定相関関数の相関値が最大となるときの画素位置を特定することにより、サブピクセルレベルで平行移動量及び平行移動方向を求める。

[0118] 位置合わせ処理部２２０Ｂは、回転移動処理部２２１Ａにより求められた回転移動量及び回転移動方向に基づいて部分画像とターゲット画像との間の回転方向の位置合わせを行う。具体的には、位置合わせ処理部２２０Ｂは、回転移動処理部２２１Ａにより算出された回転移動量及び回転移動方向に基づいて、部分画像を基準に、ターゲット画像に対し回転方向の位置合わせを行う。なお、位置合わせ処理部２２０Ｂは、回転移動処理部２２１Ａにより算出された回転移動量及び回転移動方向に基づいて、ターゲット画像を基準に、部分画像に対し回転方向の位置合わせを行うようにしてもよい。

[0119] （ＵＩ部）

ＵＩ（Ｕｓｅｒ　Ｉｎｔｅｒｆａｃｅ）部２３０は、ユーザと眼科装置と

の間で情報のやりとりを行うための機能を備える。ＵＩ部２３０は、表示デバイスと操作デバイス（入力デバイス）とを含む。表示デバイスは、表示部を含んでよく、それ以外の表示デバイスを含んでもよい。操作デバイスは、各種のハードウェアキー及び／又はソフトウェアキーを含む。制御部２００は、操作デバイスに対する操作内容を受け、操作内容に対応した制御信号を各部に出力することが可能である。操作デバイスの少なくとも一部と表示デバイスの少なくとも一部とを一体的に構成することが可能である。タッチパネルディスプレイはその一例である。

[0120] ＳＬＯ光源１３１から発せられ、ビームスプリッタＢＳ２を透過した光（ＳＬＯ光）は、実施形態に係る「第１光」の一例である。光スキャナ１３６は、実施形態に係る「第１光スキャナ」の一例である。被検眼Ｅは、実施形態に係る「対象眼」の一例である。ＳＬＯ光学系１３０は、実施形態に係る「ＳＬＯ系」の一例である。測定光ＬＳは、実施形態に係る「第２光」の一例である。光スキャナ１４２は、実施形態に係る「第２光スキャナ」の一例である。ＯＣＴ光学系１４０は、実施形態に係る「投射系」又は「ＯＣＴ系」の一例である。ベース画像は、実施形態に係る「第１画像」の一例である。ベース画像形成部２１１Ａは、実施形態に係る「第１画像形成部」の一例である。ターゲット画像は、実施形態に係る「第２画像」の一例である。ターゲット画像形成部２１２Ａは、実施形態に係る「第２画像形成部」の一例である。ＯＣＴ画像形成部２１０Ｂは、実施形態に係る「第３画像形成部」の一例である。

[0121] ［動作例］

実施形態に係る眼科装置の動作例について説明する。

[0122] 図５に、実施形態に係る眼科装置の動作例の説明図を示す。図５は、実施形態に係るベース画像の部分画像と、ターゲット画像の説明図を表す。

[0123] 実施形態では、被検眼Ｅの眼底Ｅｆのベース画像（ＳＬＯ画像）ＢＩが取得されると、ベース画像を取得したときのスキャン領域よりも狭いスキャン領域をスキャンすることにより眼底Ｅｆのターゲット画像（ＴＩ１、ＴＩ２

、・・・）が順次に取得される。ターゲット画像（ＴＩ１、ＴＩ２、・・・）が取得される毎に、当該ターゲット画像と当該ターゲット画像に対応するベース画像中の部分画像（ＢＩ１、ＢＩ２、・・・）との位置ずれ量が求められる。

[0124] 部分画像ＢＩ１及びターゲット画像ＴＩ１について、回転移動処理部２２１Ａは、部分画像ＢＩ１に対するターゲット画像ＴＩ１の回転移動量及び回転方向を表すΔθ１を求める。また、平行移動処理部２２２Ａは、部分画像ＢＩ１に対するターゲット画像ＴＩ１の平行移動量及び平行移動方向を表すΔｘ１、Δｙ１を求める。

[0125] 同様に、部分画像ＢＩ２及びターゲット画像ＴＩ２について、回転移動処理部２２１Ａは、部分画像ＢＩ２に対するターゲット画像ＴＩ２の回転移動量及び回転方向を表すΔθ２を求める。また、平行移動処理部２２２Ａは、部分画像ＢＩ２に対するターゲット画像ＴＩ２の平行移動量及び平行移動方向を表すΔｘ２、Δｙ２を求める。

[0126] トラッキング制御部２０１Ｂは、部分画像ＢＩ１に対するターゲット画像ＴＩ１の位置ずれ量（Δｘ１，Δｙ１，Δθ１）に基づいて、光スキャナ１４２によるスキャン位置を補正する。続いて、ターゲット画像ＴＩ２が取得されると、トラッキング制御部２０１Ｂは、部分画像ＢＩ２に対するターゲット画像ＴＩ２の位置ずれ量（Δｘ２，Δｙ２，Δθ２）に基づいて、光スキャナ１４２によるスキャン位置を補正する。

[0127] すなわち、主制御部２０１（トラッキング制御部２０１Ｂ）は、被検眼Ｅにおける、ターゲット画像を取得するためのスキャン領域の位置を変更しつつ反復的にスキャンするようにＳＬＯ光学系１３０（光スキャナ１３６）を制御し、当該スキャン領域のスキャンが終了するたびにターゲット画像形成部２１２Ａにターゲット画像を形成させ、変位処理部２２０Ａに位置ずれ量（変位）を算出させ、算出された位置ずれ量に基づいて光スキャナ１４２を制御する。主制御部２０１（トラッキング制御部２０１Ｂ）は、ベース画像を取得したときのスキャン領域の全体をスキャンするように光スキャナ１３

６によるスキャン領域に対するスキャンを反復的に実行させることが可能である。

[0128] 図６に、実施形態に係るスキャン位置の補正の一例を模式的に示す。図６は、ＯＣＴ光学系１４０における光スキャナ１４２により、Ｘ方向に沿ったラインスキャンをＹ方向に順次に移動させる場合のスキャン領域を模式的に表したものである。

[0129] 例えば、ラインスキャンＬ１～Ｌ３が行われた後、上記の変位処理部２２０Ａにより位置ずれ量（Δｘ，Δｙ，Δθ）が求められると、トラッキング制御部２０１Ｂは、スキャン終了位置が（ｘｅ，ｙｅ）であるラインスキャンＬ４の方向を「－Δθ」だけ回転させる。そして、トラッキング制御部２０１Ｂは、ラインスキャンＬ４のスキャン終了位置が（ｘｅ＋ｈ１（Δｘ），ｙｅ＋ｈ２（Δｙ））となるようにスキャン位置を補正する。ここで、ｈ１、ｈ２は所定の関数である。トラッキング制御部２０１Ｂは、例えば、ｋを任意の係数とすると、スキャン位置をそれぞれｘ方向に（－ｋ×Δｘ）だけ補正し、ｙ方向に（－ｋ×Δｙ）だけ補正することが可能である。

[0130] 図７に、実施形態に係る眼科装置におけるトラッキング制御の説明図を示す。図７は、スキャンラインＬをスキャン中の時刻Ｔ１、Ｔ２、Ｔ３におけるターゲット画像とＯＣＴ画像とを模式的に表したものである。なお、各ターゲット画像には、ＯＣＴ光学系１４０によるスキャンラインＬの位置が模式的に図示されている。図７は、ベース画像に対してターゲット画像が平行移動した場合を模式的に表しているが、ベース画像に対してターゲット画像が回転移動した場合も同様である。

[0131] 時刻Ｔ１において、ターゲット画像ＴＭＧ１が取得され、ＯＣＴ光学系１４０によりスキャンラインＬのスキャンが開始されるものとする。

[0132] 時刻Ｔ１～Ｔ２の間の眼球運動により、時刻Ｔ２に取得されたターゲット画像がベース画像に対して移動した場合、上記のように変位処理部２２０Ａは、位置ずれ量を求め、トラッキング制御部２０１Ｂは、求められた位置ずれ量に基づいて光スキャナ１４２のスキャン位置を補正する。それにより、

時刻Ｔ２において、ターゲット画像ＴＭＧ２におけるスキャンラインＬの位置でスキャンが継続される。

[0133] 同様に、時刻Ｔ２～Ｔ３の間の眼球運動により、時刻Ｔ３に取得されたターゲット画像がベース画像に対して移動した場合、上記のように変位処理部２２０Ａは、位置ずれ量を求め、トラッキング制御部２０１Ｂは、求められた位置ずれ量に基づいて光スキャナ１４２のスキャン位置を補正する。それにより、時刻Ｔ３において、ターゲット画像ＴＭＧ２におけるスキャンラインＬの位置でスキャンが継続される。

[0134] このように、時刻Ｔ１～Ｔ３の間の眼球運動に対して光スキャナ１４２によるスキャン位置が追従している。時刻Ｔ３以降の時刻Ｔ４では、スキャンラインＬにおけるスキャン結果に基づき、ＯＣＴ画像ＯＭＧが形成される（図７）。

[0135] 以上のように、実施形態によれば、ベース画像よりも狭いスキャン領域をスキャンすることにより得られたターゲット画像を用いて光スキャナ１４２のスキャン位置を補正するようにしたので、ＳＬＯ光学系１３０を用いた場合でもターゲット画像を短時間に取得することができるようになる。それにより、ＳＬＯ画像を取得する間の眼球運動にも追従し、高速なトラッキング制御を行うことができる。

[0136] また、ベース画像の部分画像に対するターゲット画像の位置ずれ量を位相限定相関処理により求めるようにしたので、高精度なトラッキング制御を行うことができる。更に、位置ずれ量を算出している間に次のターゲット画像を取得するためのスキャンを行うことで、より一層の高速化が可能になる。

[0137] 上記の実施形態では、ベース画像における部分画像の位置が変更されるように、ターゲット画像を取得するためのスキャン領域の位置が変更される。しかしながら、ベース画像における部分画像の位置が固定位置になるように、眼底Ｅｆにおけるスキャン領域の位置が決定されてもよい。この場合、ベース画像における部分画像の位置の特定処理が簡素化される。

[0138] また、ベース画像が複数の部分画像により網羅されるように、ターゲット

画像を取得するための眼底Ｅｆにおけるスキャン領域の位置が変更されてもよい。この場合、ベース画像において広範囲に描出された眼底Ｅｆの形態に基づいてトラッキング制御を行うことができるため、トラッキングの精度を向上させることが可能になる。

[0139] また、ベース画像と同じサイズのスキャン領域をスキャンすることでターゲット画像を取得する場合には、位置ずれ量の誤差を小さくするために歪みを考慮して、取得されたターゲット画像に対して歪み補正処理を行うことが考えられる。これに対して、実施形態によれば、ターゲット画像を取得するためのスキャン領域を狭くすることができるので、歪み補正処理等を不要にすることができる。

[0140] また、位置ずれ量を算出するときに各スキャン領域のサイズ（ターゲット画像のサイズ）が既知であれば、ターゲット画像を取得するためのスキャン領域それぞれのサイズは同一でなくてもよい。例えば、データ処理部２２０が、眼底Ｅｆの特徴部位を特定する解析部を備え、解析部により特定された特徴部位に相当する領域が含まれるスキャン領域のサイズは、他のスキャン領域よりも広いサイズであってよい。それにより、トラッキングの精度を向上させることが可能になる。

[0141] また、当該ターゲット画像を取得するためのスキャン領域のサイズは、次のスキャン時に変更されてもよい。例えば、当該ターゲット画像と部分画像との位置ずれ量が所定の閾値以上のとき、次の当該ターゲット画像を取得する際に、スキャン領域のサイズを拡大してもよい。

[0142] また、眼底Ｅｆにおいて、ターゲット画像を取得するためのスキャン領域の少なくとも一部は、別のターゲット画像取得するためのスキャン領域と重複していてもよい。

[0143] 以下では、ターゲット画像に対応する部分画像が、ベース画像ＢＩを光スキャナ１３６（光スキャナ１４２）によるスキャン方向であるＸ方向に分割することにより得られる画像になるように、ターゲット画像を取得するためのスキャン領域の位置をＸ方向に順次に移動させるものとする。

[0144] 図８に、実施形態に係る部分画像の説明図を示す。図８は、ベース画像ＢＩをＸ方向に等間隔に１６分割して得られる部分画像ＢＩ０～ＢＩ１５を表す。すなわち、部分画像ＢＩ０～ＢＩ１５のＹ方向のサイズは同一であり、かつ、Ｘ方向のサイズは同一である。

[0145] 主制御部２０１は、図８に示すターゲット画像を取得するように設定されたスキャン領域を順次にスキャンするようにＳＬＯ光学系１３０を制御し、ターゲット画像形成部２１２Ａにターゲット画像ＴＩ０～ＴＩ１５を順次に形成させる。ターゲット画像ＴＩ０～ＴＩ１５のそれぞれは、Ｙ方向のサイズがベース画像ＢＩのＹ方向のサイズと同一で、かつ、Ｘ方向のサイズがベース画像ＢＩのＸ方向のサイズの１６分の１となる画像である。主制御部２０１は、ターゲット画像が取得されるごとに当該ターゲット画像に対応する部分画像との位置ずれ量を変位処理部２２０Ａに算出させ、算出された位置ずれ量に基づいて光スキャナ１４２を制御する。

[0146] 図９に、実施形態に係る眼科装置の動作の一例を表すフロー図を示す。図９では、例えば、光軸Ｏに広角撮影モード用の対物レンズユニット１１０Ａがセットされているものとする。

[0147] （Ｓ１：前眼部を撮影開始）

まず、主制御部２０１は、前眼部照明光源１２１からの照明光で眼底Ｅｆを連続照明し、前眼部撮影カメラ１２３による前眼部画像の取得を開始する。

[0148] （Ｓ２：アライメント）

アライメント制御部２０１Ａは、ステップＳ１において取得された前眼部画像に基づいて移動機構１００Ｄを制御することにより、被検眼Ｅに対する光学系１００及び対物レンズ系１１０の位置合わせを行う（Ｘ方向及びＹ方向）。例えば、アライメント制御部２０１Ａは、データ処理部２２０により特定された前眼部画像における特徴部位の位置（瞳孔に相当する領域の位置）が所定の位置になるように移動機構１００Ｄを制御する。

[0149] （Ｓ３：ピント合わせ）

主制御部２０１は、光スキャナ１３６、１４２それぞれのスキャン位置をあらかじめ決められた初期位置に移動させる。主制御部２０１は、ＳＬＯ光源１３１をオンにして、光スキャナ１３６を制御することによりＳＬＯ光源１３１からの光で被検眼Ｅの眼底Ｅｆのスキャンを開始させる。ＳＬＯ画像形成部２１０Ａは、検出器１３５による眼底反射光の検出結果に基づいて眼底ＥｆのＳＬＯ画像を形成する。

[0150] アライメント制御部２０１Ａは、ステップＳ１において得られた前眼部画像又はステップＳ３において得られたＳＬＯ画像から網膜のフォーカス方向（Ｚ方向）のアライメントを行う。それにより、対物レンズ系１１０の光軸Ｏの方向の位置の微調整が可能になる。

[0151] （Ｓ４：トラッキング開始）

トラッキング制御部２０１Ｂは、トラッキング制御を開始する。トラッキング制御部２０１Ｂは、ＳＬＯ画像に対するトラッキング制御とＯＣＴ画像に対するトラッキング制御とを実行することが可能である。

[0152] （Ｓ５：スキャン領域を設定）

主制御部２０１は、ＳＬＯ画像をＵＩ部２３０の表示部にリアルタイムで表示させる。ユーザは、ＵＩ部２３０の操作部を用いることにより、このＳＬＯ画像上にスキャン領域を設定する。設定されるスキャン領域は１次元領域でも２次元領域でもよい。

[0153] （Ｓ６：ＯＣＴ画像を取得）

主制御部２０１は、ＯＣＴ光学系１４０を制御して、ステップＳ５において設定されたスキャン領域に基づいて光スキャナ１４２を制御することにより、眼底ＥｆのＯＣＴ計測を行う。ＯＣＴ画像形成部２１０Ｂは、得られた検出信号に基づいて眼底Ｅｆの断層像を形成する。走査態様が３次元スキャンである場合、データ処理部２２０は、ＯＣＴ画像形成部２１０Ｂにより形成された複数の断層像に基づいて眼底Ｅｆの３次元画像を形成する。以上で、この動作例は終了となる（エンド）。

[0154] 図１０に、実施形態に係るトラッキング制御のための処理例のフロー図を

示す。例えば、被検眼Ｅが変更されたときや撮影モードが変更されたときに、図１０に示す処理が実行される。

[0155]（Ｓ１１：初期設定）

まず、主制御部２０１は、所定の初期化処理を行う。初期化処理には、リソースの確保や、ベース画像やターゲット画像を取得するためのスキャン領域の設定、変位処理部２２０Ａの初期化などがある。

[0156]（Ｓ１２：ベース画像処理）

次に、主制御部２０１は、当該ターゲット画像に対応したベース画像における部分領域に対し位相限定相関処理を施すためのベース画像処理を変位処理部２２０Ａに行わせる。ベース画像処理の詳細については、後述する。

[0157]（Ｓ１３：ターゲット画像処理）

続いて、主制御部２０１は、逐次に入力されるターゲット画像に対し位相限定相関処理を施すためのターゲット画像処理を変位処理部２２０Ａに行わせる。ターゲット画像処理では、当該ターゲット画像に対応した部分画像と、当該ターゲット画像とに基づくトラッキング制御のための処理が行われる。ターゲット画像処理の詳細については、後述する。

[0158]（Ｓ１４：次の部分画像？）

主制御部２０１は、次の部分画像があるか否かを判別する。実施形態では、図８に示すようにベース画像を１６個の部分画像領域に分割し、各部分画像領域についてターゲット画像処理が順次に行われる。

[0159] 次の部分画像があると判別されたとき（Ｓ１４：Ｙ）、眼科装置の動作はステップＳ１３に移行する。次の部分画像がないと判別されたとき（Ｓ１４：Ｎ）、眼科装置の動作はステップＳ１５に移行する。

[0160]（Ｓ１５：終了？）

ステップＳ１４において次の部分画像がないと判別されたとき（Ｓ１４：Ｎ）、主制御部２０１は、撮影を終了するか否かを判別する。撮影を終了しないと判別されたとき（Ｓ１５：Ｎ）、眼科装置の動作はステップＳ１２に移行する。すなわち、すべての部分画像（ＢＩ０～ＢＩ１５）に対応するタ

ーゲット画像（ＴＩ０～ＴＩ１５）についてターゲット画像処理が行われると、再び、最初の部分画像（ＢＩ０）に対応するターゲット画像（ＴＩ０）からターゲット画像処理が順次に行われる。撮影を終了すると判別されたとき（Ｓ１５：Ｙ）、トラッキング制御のための処理を終了する（エンド）。

[0161] 次に、ステップＳ１２のベース画像処理について説明する。

[0162] 図１１に、実施形態に係るベース画像処理のフローの一例を示す。ベース画像の部分画像毎に、図１１に示すベース画像処理が行われる。

[0163] （Ｓ２１：アポダイゼーション処理）

まず、回転移動処理部２２１Ａは、当該ターゲット画像に対応する部分画像（ベース画像）に対しアポダイゼーション処理を施す。アポダイゼーション処理は、アポダイゼーション関数を掛け合わせることにより、メインローブの振幅の低下をある程度抑えつつサイドローブの振幅を低下させて、ダイナミックレンジを高める処理である。アポダイゼーション関数としては、公知のハニング窓やガウス窓や矩形窓などの窓関数がある。アポダイゼーション処理は、例えば、第１変換処理部３０１又は回転移動処理部２２１Ａにおける図示しないアポダイゼーション処理部により行われる。

[0164] （Ｓ２２：２次元ＤＦＴ）

次に、第１変換処理部３０１は、ステップＳ２１における部分画像に対するアポダイゼーション処理の結果に対し２次元ＤＦＴを施す。

[0165] （Ｓ２３：対数変換）

次に、対数変換部３０２は、ステップＳ２２における２次元ＤＦＴの処理結果に対し対数変換を施す。対数変換は、２次元ＤＦＴの処理結果の実数成分をＲｅ、虚数成分をＩｍ、対数変換結果をＡｍとすると、式（８）のように表される。これにより、自然画像において空間周波数の低周波数領域に集中する傾向がある振幅スペクトルを圧縮させる。

[0166] [数8]

$$Am = 20 \times \log_{10}(\sqrt{\mathrm{Re}^2 + \mathrm{Im}^2} + 1) \qquad (8)$$

[0167] （Ｓ２４：Ｌｏｇ－Ｐｏｌａｒ変換）

次に、極座標変換部３０３は、ステップＳ２３における対数変換の処理結果に対しＬｏｇ－Ｐｏｌａｒ変換を施す。これにより、動径方向がＸ方向、偏角方向がＹ方向に変換される。

[0168] （Ｓ２５：２次元ＤＦＴ）

次に、第２変換処理部３０４は、ステップＳ２４におけるＬｏｇ－Ｐｏｌａｒ変換の処理結果に対し２次元ＤＦＴを施す。

[0169] （Ｓ２６：ＰＯＣデータを保存）

次に、回転移動処理部２２１Ａは、ステップＳ２５における２次元ＤＦＴの処理結果に基づいて振幅成分で正規化し、２次元ＤＦＴの処理結果に基づく第１ベースＰＯＣデータとして記憶部２０２に保存する。ここで、記憶部２０２に保存された第１ベースＰＯＣデータは、回転移動量及び回転方向を算出するための位相限定相関関数の相関値の算出に供される。

[0170] （Ｓ２７：アポダイゼーション処理）

続いて、平行移動処理部２２２Ａは、当該部分画像に対し、平行移動量及び平行移動方向を算出するための位相限定相関関数の相関値の算出に供されるベースＰＯＣデータを生成する。そこで、平行移動処理部２２２Ａは、当該部分画像に対しアポダイゼーション処理を施す。このアポダイゼーション処理は、ステップＳ２１と同様の処理である。ステップＳ２１の処理結果が記憶部２０２に保存されている場合、ステップＳ２７の処理を不要にすることができる。

[0171] （Ｓ２８：２次元ＤＦＴ）

次に、第３変換処理部３１１は、当該部分画像に対するアポダイゼーション処理の結果の実数成分に対し２次元ＤＦＴを施す。

[0172] （Ｓ２９：ＰＯＣデータを保存）

次に、平行移動処理部２２２Ａは、ステップＳ２８における２次元ＤＦＴの処理結果に基づいて振幅成分で正規化し、２次元ＤＦＴの処理結果に基づく第２ベースＰＯＣデータを記憶部２０２に保存する。ここで記憶部２０２に保存された第２ベースＰＯＣデータは、平行移動量及び平行移動方向を算

出するための位相限定相関関数の相関値の算出に供される。以上で、ベース画像処理の一連の処理は終了する（エンド）。

[0173] 次に、ステップＳ１３のターゲット画像処理について説明する。

[0174] 図１２～図１４に、実施形態に係るターゲット画像処理のフローの一例を示す。ターゲット画像処理は、ターゲット画像についてターゲットＰＯＣデータを生成する処理と、回転移動量及び回転移動方向の算出処理と、位置合わせ処理と、平行移動量及び平行移動方向の算出処理とを含む。

[0175] （Ｓ４１：アポダイゼーション処理）

まず、回転移動処理部２２１Ａは、当該ターゲット画像に対しアポダイゼーション処理を施す。この処理は、ステップＳ２１と同様であり、第１変換処理部３０１又は回転移動処理部２２１Ａにおける図示しないアポダイゼーション処理部により行われる。

[0176] （Ｓ４２：２次元ＤＦＴ）

次に、第１変換処理部３０１は、ステップＳ４１における部分画像に対するアポダイゼーション処理の結果に対し２次元ＤＦＴを施す。

[0177] （Ｓ４３：対数変換）

次に、対数変換部３０２は、ステップＳ４２における２次元ＤＦＴの処理結果に対し対数変換を施す。この対数変換は、ステップＳ２３と同様である。

[0178] （Ｓ４４：Ｌｏｇ－Ｐｏｌａｒ変換）

次に、極座標変換部３０３は、ステップＳ４３における対数変換の処理結果に対しＬｏｇ－Ｐｏｌａｒ変換を施す。このＬｏｇ－Ｐｏｌａｒ変換は、ステップＳ２４と同様である。

[0179] （Ｓ４５：２次元ＤＦＴ）

次に、第２変換処理部３０４は、ステップＳ４４におけるＬｏｇ－Ｐｏｌａｒ変換の処理結果に対し２次元ＤＦＴを施す。

[0180] （Ｓ４６：位相限定合成処理）

次に、第１位相限定合成部３０５は、ステップＳ２６において記憶部２０

２に保存された第１ベースＰＯＣデータと、ステップＳ４５における２次元ＤＦＴの処理結果を振幅成分で正規化したターゲットＰＯＣデータとを用いて、式（３）に示す式に従って位相限定合成処理を行う。ここで、第１ベースＰＯＣデータは、当該ターゲット画像に対応する部分画像に対して生成されたベースＰＯＣデータである。

[0181]（Ｓ４７：２次元ＩＤＦＴ）

次に、第１逆変換処理部３０６は、式（４）に示す式に従ってステップＳ４６における位相限定合成処理の処理結果に対し２次元ＩＤＦＴを施す。

[0182]（Ｓ４８：ピーク位置を特定）

ステップＳ４７の処理結果からピーク位置を特定することにより、相関値の高い動径（Ｘ方向の座標）と偏角（Ｙ方向の座標）とがピクセルレベルで特定される。そこで、回転移動処理部２２１Ａは、ステップＳ４７の処理結果のピーク値を求め、当該ピーク値に対応したピーク位置のアドレスを取得し、記憶部２０２に保存する。

[0183]（Ｓ４９：回転角≦ＴＨ１？）

回転移動処理部２２１Ａは、記憶部２０２に記憶されたピーク位置のアドレスに基づき、偏角に対応した回転角（絶対値）が第１の閾値ＴＨ１以下であるか否かを判別する。当該回転角が第１の閾値ＴＨ１以下ではないと判別されたとき（Ｓ４９：Ｎ）、回転移動処理部２２１Ａは、エラーと判断し、一連の処理を終了する（エンド）。一方、当該回転角が第１の閾値ＴＨ１以下であると判別されたとき（Ｓ４９：Ｙ）、回転移動処理部２２１Ａの処理はステップＳ５０に移行する。

[0184]（Ｓ５０：サブピクセルレベルでピーク位置を特定）

当該回転角が第１の閾値ＴＨ１以下であると判別されたとき（Ｓ４９：Ｙ）、回転移動処理部２２１Ａは、式（７）に従ってサブピクセルレベルで位相限定相関関数の相関値の算出を行う。具体的には、回転移動処理部２２１Ａは、特開２０１５－０４３８９８号公報に開示されているように、サブピクセルレベルで式（７）に示す位相限定相関関数の複数の相関値を求め、ピ

ーク位置を特定することにより相関値の高い偏角（ｙ方向の座標）を特定する。回転移動処理部２２１Ａは、特定されたピーク値に対応したアドレスを取得し、記憶部２０２に保存する。

[0185]（Ｓ５１：Δθを算出）

次に、回転移動処理部２２１Ａは、特開２０１５－０４３８９８号公報に開示されているように、サブピクセルレベルで特定されたピーク位置に対応した回転移動量Δθを算出する。回転移動方向は、Δθの符号により特定される。

[0186]（Ｓ５２：位置合わせ）

回転移動量Δθが算出されると、位置合わせ処理部２２０Ｂは、記憶部２０２に記憶されたターゲット画像を－Δθだけ回転させる。

[0187]（Ｓ５３：アポダイゼーション処理）

続いて、平行移動処理部２２２Ａは、平行移動量及び平行移動方向の算出を行う。すなわち、平行移動処理部２２２Ａは、ステップＳ５２において位置合わせが行われたターゲット画像に対しアポダイゼーション処理を施す。この処理は、例えば、第３変換処理部３１１又は平行移動処理部２２２Ａにおける図示しないアポダイゼーション処理部により行われる。

[0188]（Ｓ５４：２次元ＤＦＴ）

次に、第３変換処理部３１１は、ステップＳ５３におけるターゲット画像に対するアポダイゼーション処理の結果に対し２次元ＤＦＴを施す。

[0189]（Ｓ５５：位相限定合成処理）

次に、第２位相限定合成部３１２は、ステップＳ２９において記憶部２０２に保存された第２ベースＰＯＣデータと、ステップＳ５４における２次元ＤＦＴの処理結果を振幅成分で正規化したターゲットＰＯＣデータとを用いて、式（３）に示す式に従って位相限定合成処理を行う。

[0190]（Ｓ５６：２次元ＩＤＦＴ）

次に、第２逆変換処理部３１３は、式（４）に示す式に従って位相限定合成処理の処理結果に対し２次元ＩＤＦＴを施す。

[0191]（Ｓ５７：ピーク位置を特定）

ステップＳ５９の処理結果からピーク位置を特定することにより、相関値のＸ方向の座標とＹ方向の座標とが特定される。平行移動処理部２２２Ａは、ステップＳ５９の処理結果のピーク値を求め、当該ピーク値に対応したピーク位置のアドレスを取得し、記憶部２０２に保存する。

[0192]（Ｓ５８：移動量≦ＴＨ２？）

平行移動処理部２２２Ａは、記憶部２０２に記憶されたピーク位置のアドレスに基づき、例えばＸ方向の移動量（絶対値）及びＹ方向の移動量（絶対値）が第２の閾値ＴＨ２以下であるか否かを判別する。Ｘ方向の移動量及びＹ方向の移動量が第２の閾値ＴＨ２以下ではないと判別されたとき（Ｓ５８：Ｎ）、平行移動処理部２２２Ａは、エラーと判断し、一連の処理を終了する（エンド）。一方、Ｘ方向の移動量及びＹ方向の移動量が第２の閾値ＴＨ２以下であると判別されたとき（Ｓ５８：Ｙ）、平行移動処理部２２２Ａの処理はＳ５９に移行する。

[0193]（Ｓ５９：サブピクセルレベルでピーク位置を特定）

Ｘ方向の移動量及びＹ方向の移動量が第２の閾値ＴＨ２以下であると判別されたとき（Ｓ５８：Ｙ）、平行移動処理部２２２Ａは、式（７）に従ってサブピクセルレベルで位相限定相関関数の相関値の算出を行う。具体的には、平行移動処理部２２２Ａは、特開２０１５－０４３８９８号公報に開示されているように、サブピクセルレベルで式（７）に示す位相限定相関関数の複数の相関値を求め、ピーク位置を特定することにより相関値の高い移動量（Ｘ方向の座標、及びＹ方向の座標）を特定する。平行移動処理部２２２Ａは、特定されたピーク値に対応したアドレスを取得し、記憶部２０２に保存する。

[0194]（Ｓ６０：Δｘ、Δｙを算出）

次に、平行移動処理部２２２Ａは、特開２０１５－０４３８９８号公報に開示されているように、サブピクセルレベルで特定されたピーク位置に対応した平行移動量Δｘ、Δｙを算出する。平行移動方向は、Δｘ、Δｙの符号

により特定される。以上で、ターゲット画像処理の一連の処理は終了する（エンド）。

[0195] 以上のように算出された回転移動量Δθ及び回転移動方向、並びに平行移動量Δｘ、Δｙ及び平行移動方向は、制御部２００に出力される。制御部２００（主制御部２０１）は、算出された平行移動量Δｘ、Δｙに基づいて、移動機構１００Ｄを制御することにより、装置光学系を３次元的に移動させることでトラッキングを行う。

[0196] ［効果］

実施形態に係る眼科装置について説明する。

[0197] 実施形態に係る眼科装置は、ＳＬＯ系（ＳＬＯ光学系１３０）と、投射系（ＯＣＴ光学系１４０又はレーザー照射系）と、第１画像形成部（ベース画像形成部２１１Ａ）と、第２画像形成部（ターゲット画像形成部２１２Ａ）と、変位処理部（２２０Ａ）と、制御部（制御部２００、主制御部２０１、トラッキング制御部２０１Ｂ）とを含む。ＳＬＯ系は、第１光を偏向する第１光スキャナ（光スキャナ１３６）を含み、第１光スキャナにより偏向された第１光で対象眼（被検眼Ｅ）をスキャンする。投射系は、第２光（測定光ＬＳ）を偏向する第２光スキャナ（光スキャナ１４２）を含み、第２光スキャナにより偏向された第２光を対象眼に投射する。第１画像形成部は、第１光スキャナを用いた第１スキャン領域のスキャン結果に基づいて対象眼の第１画像（ベース画像）を形成する。第２画像形成部は、第１光スキャナを用いた、第１スキャン領域より狭い第２スキャン領域のスキャン結果に基づいて対象眼の第２画像（ターゲット画像）を形成する。変位処理部は、第１画像における第２画像に対応した部分画像と第２画像との間の変位（位置ずれ量、位置ずれ方向）を算出する。制御部は、変位処理部により算出された変位に基づいて第２光スキャナを制御する。

[0198] このような構成によれば、ＳＬＯ系と投射系とを備えた眼科装置において、第１画像を取得するための第１スキャン領域より狭い第２スキャン領域をスキャンして第２画像を取得し、第１画像と第２画像との間の変位に基づい

て投射系の第２光スキャナを制御するようにしたので、ＳＬＯ系を用いた場合でも第２画像を短時間に取得することができるようになる。それにより、ＳＬＯ画像である第２画像を取得する間の眼球運動にも追従し、高速なトラッキング制御を行うことが可能になる。

[0199] また、実施形態に係る眼科装置では、制御部は、変位に基づいて投射系による第２光の投射位置を補正してもよい。

[0200] このような構成によれば、第１画像と第２画像との間の変位に基づいて投射系による第２光の投射位置を補正するようにしたので、簡素な制御で、トラッキング制御の高速化を図ることができるようになる。

[0201] また、実施形態に係る眼科装置では、第２画像は、第１画像をＳＬＯ系による第１スキャン方向（Ｘ方向）に分割することにより得られる２以上の部分画像の１つに対応する画像であってもよい。

[0202] このような構成によれば、第１画像を第１スキャン方向に分割して得られる部分画像に対応した画像を第２画像として取得するようにしたので、簡素な制御で、狭いスキャン領域をスキャンしつつ、広範囲の画像でトラッキングの制御を向上させることが可能になる。

[0203] また、実施形態に係る眼科装置では、２以上の部分画像の第１スキャン方向のサイズは同一であってもよい。

[0204] このような構成によれば、簡素な制御で、第１画像と第２画像との間の変位を求めることができる。

[0205] また、実施形態に係る眼科装置では、制御部は、対象眼における第２スキャン領域の位置を変更しつつ反復的にスキャンするようにＳＬＯ系を制御し、第２スキャン領域のスキャンが終了するたびに第２画像形成部に第２画像を形成させ、変位処理部に変位を算出させ、変位に基づいて第２光スキャナを制御してもよい。

[0206] このような構成によれば、第２スキャン領域の位置を変更しつつスキャンを繰り返すようにしたので、対象眼に対して、高速、かつ、高精度なトラッキング制御が可能になる。

[0207] また、実施形態に係る眼科装置では、制御部は、第１スキャン領域の全体をスキャンするようにＳＬＯ系による第２スキャン領域のスキャンを反復的に実行させてもよい。

[0208] このような構成によれば、第１画像における様々な領域との変位に基づいて第２光スキャナを制御することができるので、トラッキング精度を向上させることが可能になる。

[0209] また、実施形態に係る眼科装置では、変位処理部は、部分画像と第２画像とに対して位相限定相関処理を施すことにより、部分画像と第２画像との間の平行移動量及び平行移動方向、並びに、部分画像と第２画像との間の回転移動量及び回転移動方向の少なくとも一方を算出してもよい。

[0210] このような構成によれば、部分画像と第２画像との微少な位置ずれ量を求めることができるので、高精度なトラッキング制御が可能になる。

[0211] また、実施形態に係る眼科装置では、投射系は、ＯＣＴ光源からのＯＣＴ光に基づく測定光を第２光として第２光スキャナを介して対象眼に投射し、その戻り光とＯＣＴ光に基づく参照光（ＬＲ）との干渉光（ＬＣ）を受光するＯＣＴ系（ＯＣＴ光学系１４０）を含み、ＯＣＴ系による干渉光の受光結果に基づいて対象眼の断層像を形成する第３画像形成部（ＯＣＴ画像形成部２１０Ｂ）を含んでもよい。

[0212] このような構成によれば、ＳＬＯ系とＯＣＴ系とを備えた眼科装置において、第１画像を取得するための第１スキャン領域より狭い第２スキャン領域をスキャンして第２画像を取得し、第１画像と第２画像との間の変位に基づいて投射系の第２光スキャナを制御するようにしたので、ＳＬＯ系を用いた場合でも第２画像を短時間に取得することができるようになる。それにより、ＳＬＯ画像である第２画像を取得する間の眼球運動にも追従し、高速なトラッキング制御を行うことが可能になる。

[0213] また、実施形態に係る眼科装置では、投射系は、光源から出力されたレーザー光を前記対象眼に照射するレーザー照射系を含んでもよい。

[0214] このような構成によれば、ＳＬＯ系とレーザー照射系とを備えた眼科装置

において、第１画像を取得するための第１スキャン領域より狭い第２スキャン領域をスキャンして第２画像を取得し、第１画像と第２画像との間の変位に基づいて投射系の第２光スキャナを制御するようにしたので、ＳＬＯ系を用いた場合でも第２画像を短時間に取得することができるようになる。それにより、ＳＬＯ画像である第２画像を取得する間の眼球運動にも追従し、高速なトラッキング制御を行うことが可能になる。

[0215] また、実施形態に係る眼科装置の制御方法は、第１光を偏向する第１光スキャナを含み、第１光スキャナにより偏向された第１光で対象眼をスキャンするＳＬＯ系と、第２光を偏向する第２光スキャナを含み、第２光スキャナにより偏向された第２光を対象眼に投射する投射系と、を含む眼科装置の制御方法であって、第１光スキャナを用いた第１スキャン領域のスキャン結果に基づいて対象眼の第１画像を形成する第１画像形成ステップと、第１光スキャナを用いた、第１スキャン領域より狭い第２スキャン領域のスキャン結果に基づいて対象眼の第２画像を形成する第２画像形成ステップと、第１画像における第２画像に対応した部分画像と第２画像との間の変位を算出する変位処理ステップと、変位処理ステップにおいて算出された変位に基づいて第２光スキャナを制御する制御ステップと、を含んでもよい。

[0216] このような構成によれば、ＳＬＯ系と投射系とを備えた眼科装置において、第１画像を取得するための第１スキャン領域より狭い第２スキャン領域をスキャンして第２画像を取得し、第１画像と第２画像との間の変位に基づいて投射系の第２光スキャナを制御するようにしたので、ＳＬＯ系を用いた場合でも第２画像を短時間に取得することができるようになる。それにより、ＳＬＯ画像である第２画像を取得する間の眼球運動にも追従し、高速なトラッキング制御を行うことが可能になる。

[0217] また、実施形態に係る眼科装置の制御方法は、制御ステップでは、変位に基づいて投射系による第２光の投射位置を補正してもよい。

[0218] このような構成によれば、第１画像と第２画像との間の変位に基づいて投射系による第２光の投射位置を補正するようにしたので、簡素な制御で、ト

ラッキング制御の高速化を図ることができるようになる。

[0219] また、実施形態に係る眼科装置の制御方法は、制御ステップでは、対象眼に対する第２スキャン領域の位置を変更しつつ反復的にスキャンするようにＳＬＯ系を制御し、第２スキャン領域のスキャンが終了するたびに、第２画像形成ステップにおいて第２画像を形成し、変位処理ステップにおいて変位を算出し、制御ステップにおいて変位に基づいて第２光スキャナを制御してもよい。

[0220] このような構成によれば、第２スキャン領域の位置を変更しつつスキャンを繰り返すようにしたので、対象眼に対して、高速、かつ、高精度なトラッキング制御が可能になる

[0221] ＜変形例＞

以上に示された実施形態は、この発明を実施するための一例に過ぎない。この発明を実施しようとする者は、この発明の要旨の範囲内において任意の変形、省略、追加等を施すことが可能である。

[0222] 前述の実施形態では、光学系１００の構成が図１又は図３に示す構成である場合について説明したが、実施形態に係る光学系の構成はこれに限定されるものではない。実施形態に係る光学系は、レーザー光を眼底における治療部位に照射するための光学系や、被検眼に固視させた状態で視標を移動させるための光学系などを備えていてもよい。

[0223] 前述の実施形態では、対物レンズ系１１０の構成が図１～図３に示す構成である場合について説明したが、実施形態に係る対物レンズ系の構成はこれに限定されるものではない。

[0224] 実施形態に係る前眼部撮影系は、互いに異なる２以上の方向から被検眼Ｅの前眼部を撮影するための２以上のカメラを含んでいてもよい。この場合、実施形態に係るアライメント制御部２０１Ａは、これらのカメラを用いて取得された互いに異なる２以上の方向からの前眼部の撮影画像に基づいて得られる視差からＺ方向のアライメントを実行することが可能である。

[0225] 前述の実施形態では、前眼部撮影系１２０を用いて取得された前眼部画像

を用いてアライメントを行う場合について説明したが、取得された前眼部画像をＵＩ部２３０に設けられた表示デバイスに表示させてもよい。また、取得された前眼部画像をアライメントに用いなくてもよい。

符号の説明

[0226] １００　光学系

１００Ｄ　移動機構

１３０　ＳＬＯ光学系

１３６、１４２　光スキャナ

１４０　ＯＣＴ光学系

２００　制御部

２０１　主制御部

２０１Ｂ　トラッキング制御部

２０２　記憶部

２１０　画像形成部

２１０Ａ　ＳＬＯ画像形成部

２１１Ａ　ベース画像形成部

２１２Ａ　ターゲット画像形成部

２１０Ｂ　ＯＣＴ画像形成部

２２０　データ処理部

２２０Ａ　変位処理部

２２１Ａ　回転移動処理部

２２２Ａ　平行移動処理部

２２０Ｂ　位置合わせ処理部

Ｅ　被検眼

Ｅｆ　眼底

請求の範囲

[請求項1] 第１光を偏向する第１光スキャナを含み、前記第１光スキャナにより偏向された前記第１光で対象眼をスキャンするＳＬＯ系と、

第２光を偏向する第２光スキャナを含み、前記第２光スキャナにより偏向された前記第２光を前記対象眼に投射する投射系と、

前記第１光スキャナを用いた第１スキャン領域のスキャン結果に基づいて前記対象眼の第１画像を形成する第１画像形成部と、

前記第１光スキャナを用いた、前記第１スキャン領域より狭い第２スキャン領域のスキャン結果に基づいて前記対象眼の第２画像を形成する第２画像形成部と、

前記第１画像における前記第２画像に対応した部分画像と前記第２画像との間の変位を算出する変位処理部と、

前記変位処理部により算出された前記変位に基づいて前記第２光スキャナを制御する制御部と、

を含む眼科装置。

[請求項2] 前記制御部は、前記変位に基づいて前記投射系による前記第２光の投射位置を補正する

ことを特徴とする請求項１に記載の眼科装置。

[請求項3] 前記第２画像は、前記第１画像を前記ＳＬＯ系による第１スキャン方向に分割することにより得られる２以上の部分画像の１つに対応する画像である

ことを特徴とする請求項１又は請求項２に記載の眼科装置。

[請求項4] 前記２以上の部分画像の前記第１スキャン方向のサイズは同一である

ことを特徴とする請求項３に記載の眼科装置。

[請求項5] 前記制御部は、前記対象眼における前記第２スキャン領域の位置を変更しつつ反復的にスキャンするように前記ＳＬＯ系を制御し、前記第２スキャン領域のスキャンが終了するたびに前記第２画像形成部に

前記第２画像を形成させ、前記変位処理部に前記変位を算出させ、前記変位に基づいて前記第２光スキャナを制御する

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] 前記制御部は、前記第１スキャン領域の全体をスキャンするように前記ＳＬＯ系による前記第２スキャン領域のスキャンを反復的に実行させる

ことを特徴とする請求項５に記載の眼科装置。

[請求項7] 前記変位処理部は、前記部分画像と前記第２画像とに対して位相限定相関処理を施すことにより、前記対象眼の平行移動量及び平行移動方向、並びに、前記対象眼の回転移動量及び回転移動方向の少なくとも一方を算出する

ことを特徴とする請求項１～請求項６のいずれか一項に記載の眼科装置。

[請求項8] 前記投射系は、ＯＣＴ光源からのＯＣＴ光に基づく測定光を前記第２光として前記第２光スキャナを介して前記対象眼に投射し、その戻り光と前記ＯＣＴ光に基づく参照光との干渉光を受光するＯＣＴ系を含み、

前記ＯＣＴ系による前記干渉光の受光結果に基づいて前記対象眼の断層像を形成する第３画像形成部を含む

ことを特徴とする請求項１～請求項７のいずれか一項に記載の眼科装置。

[請求項9] 前記投射系は、光源から出力されたレーザー光を前記対象眼に照射するレーザー照射系を含む

ことを特徴とする請求項１～請求項８のいずれか一項に記載の眼科装置。

[請求項10] 第１光を偏向する第１光スキャナを含み、前記第１光スキャナにより偏向された前記第１光で対象眼をスキャンするＳＬＯ系と、

第２光を偏向する第２光スキャナを含み、前記第２光スキャナにより偏向された前記第２光を前記対象眼に投射する投射系と、を含む眼科装置の制御方法であって、

前記第１光スキャナを用いた第１スキャン領域のスキャン結果に基づいて対象眼の第１画像を形成する第１画像形成ステップと、

前記第１光スキャナを用いた、前記第１スキャン領域より狭い第２スキャン領域のスキャン結果に基づいて前記対象眼の第２画像を形成する第２画像形成ステップと、

前記第１画像における前記第２画像に対応した部分画像と前記第２画像との間の変位を算出する変位処理ステップと、

前記変位処理ステップにおいて算出された前記変位に基づいて前記第２光スキャナを制御する制御ステップと、

を含む眼科装置の制御方法。

[請求項11] 前記制御ステップでは、前記変位に基づいて前記投射系による前記第２光の投射位置を補正する

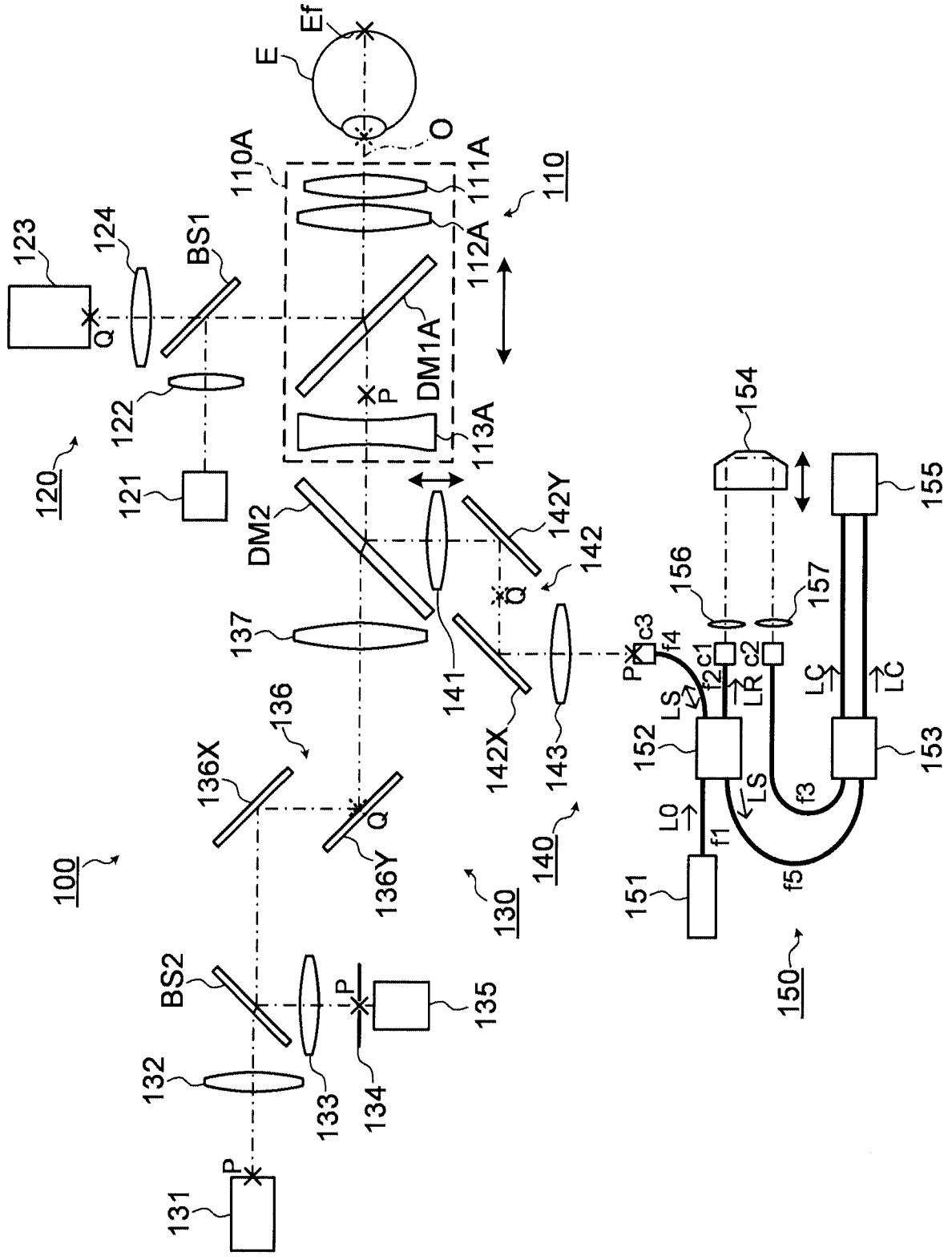
ことを特徴とする請求項１０に記載の眼科装置の制御方法。

[請求項12] 前記制御ステップでは、前記対象眼に対する前記第２スキャン領域の位置を変更しつつ反復的にスキャンするように前記ＳＬＯ系を制御し、

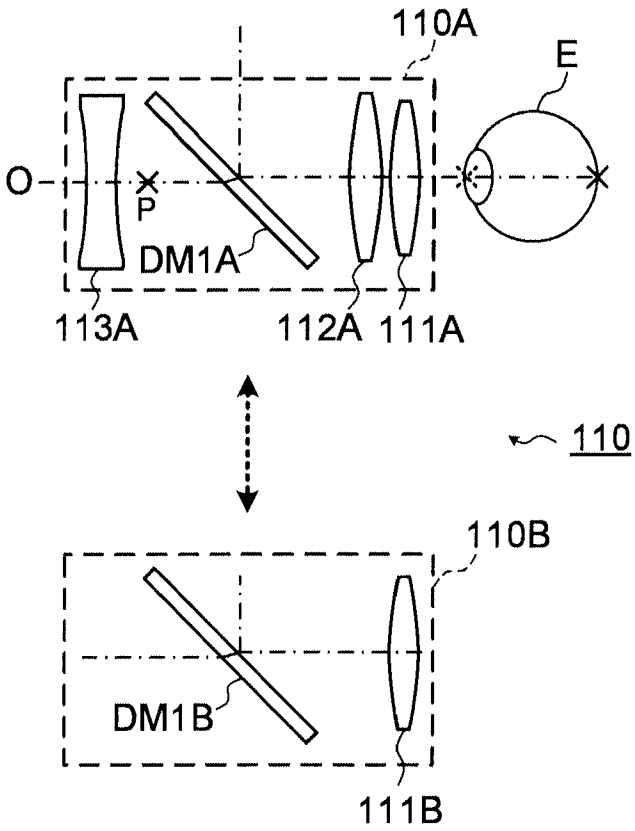
前記第２スキャン領域のスキャンが終了するたびに、前記第２画像形成ステップにおいて前記第２画像を形成し、前記変位処理ステップにおいて前記変位を算出し、前記制御ステップにおいて前記変位に基づいて前記第２光スキャナを制御する

ことを特徴とする請求項１０又は請求項１１に記載の眼科装置の制御方法。

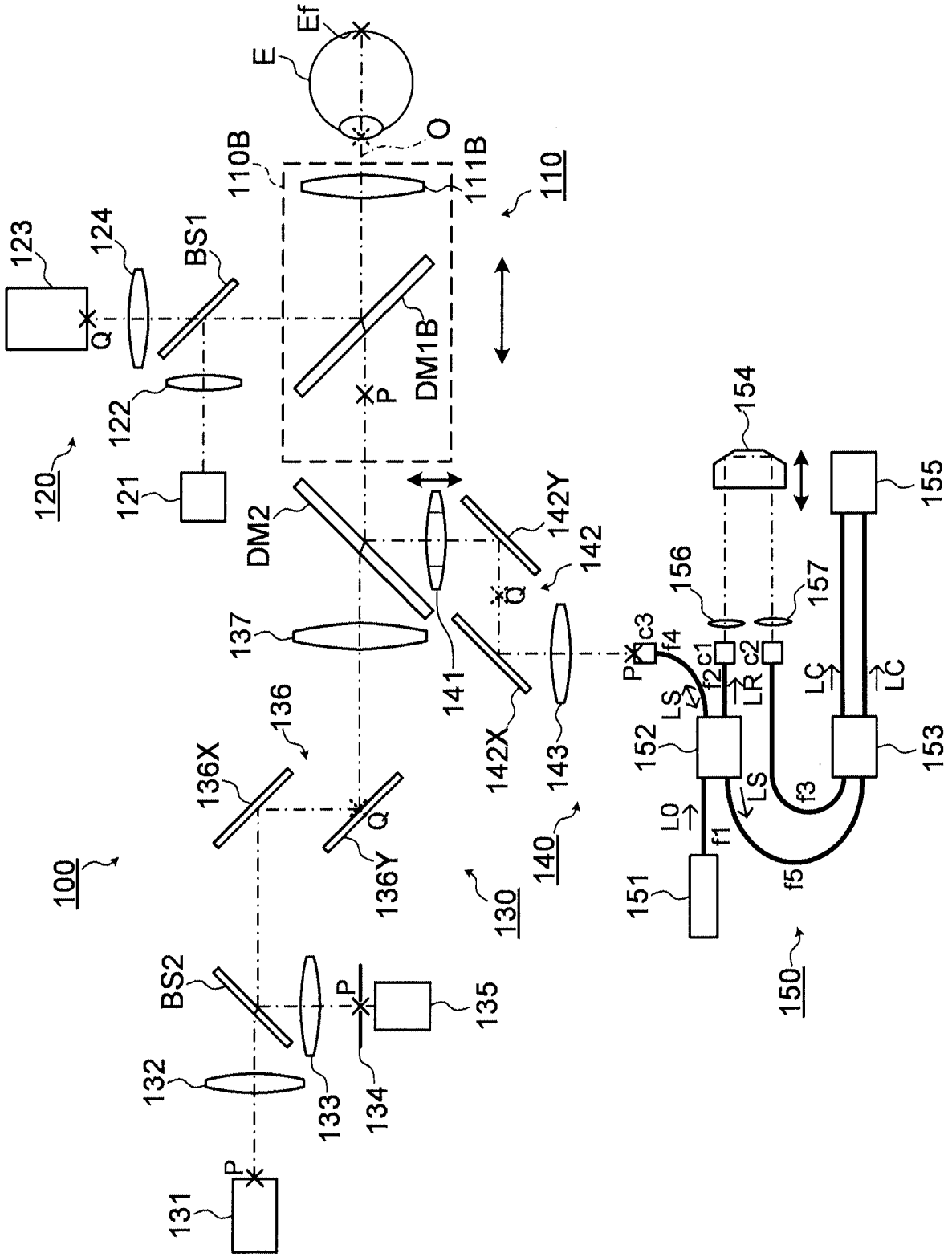
[図1]


Ef
E
O
110A
111A
110
112A
123
124
BS1
Q
DM1A
P
122
113A
120
121
DM2
142Y
142
137
Q
141
P
c3
f4
c1
c2
156
157
154
155
LS
f2
LR
LC
LC
152
153
LS
f3
L0
f1
151
f5
140
130
150
136
136X
142X
143
136Y
Q
100
BS2
P
135
132
133
134
P
131

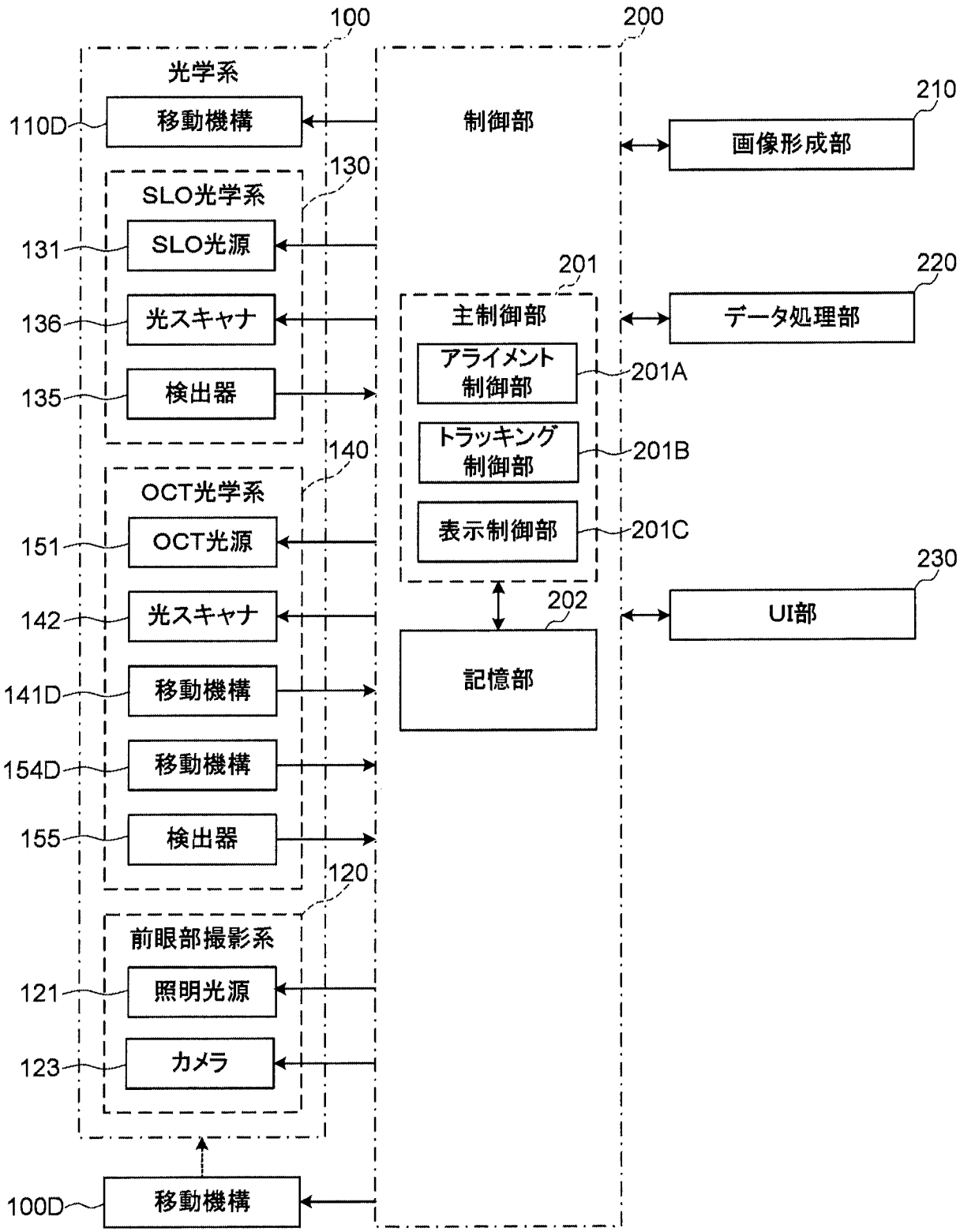
[図2]



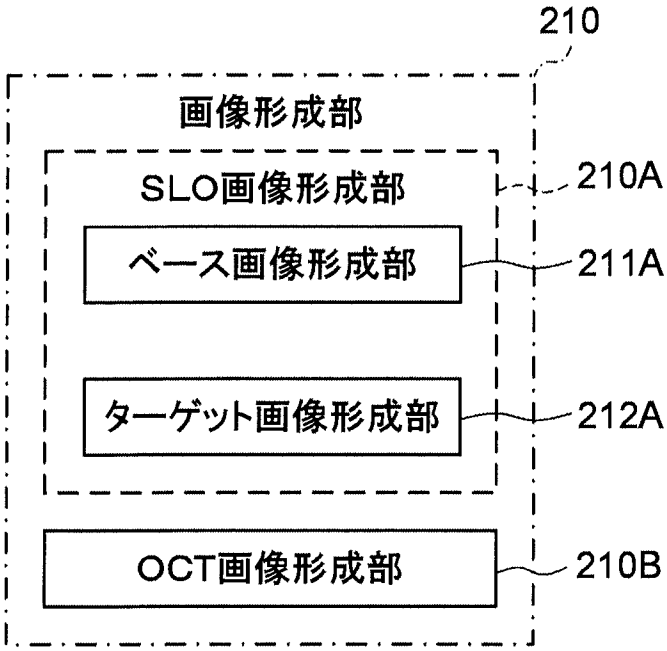
[図3]


Ef
E
O
110B
111B
110
123
124
BS1
Q
DM1B
P
122
120
121
DM2
142Y
142
Q
137
141
142X
143
P
c3
f4
c1
c2
f2
LS
LR
LC
LC
154
155
156
157
152
153
LS
f3
L0
f1
151
f5
150
140
130
100
136
136X
136Y
Q
BS2
P
135
132
133
134
131
P

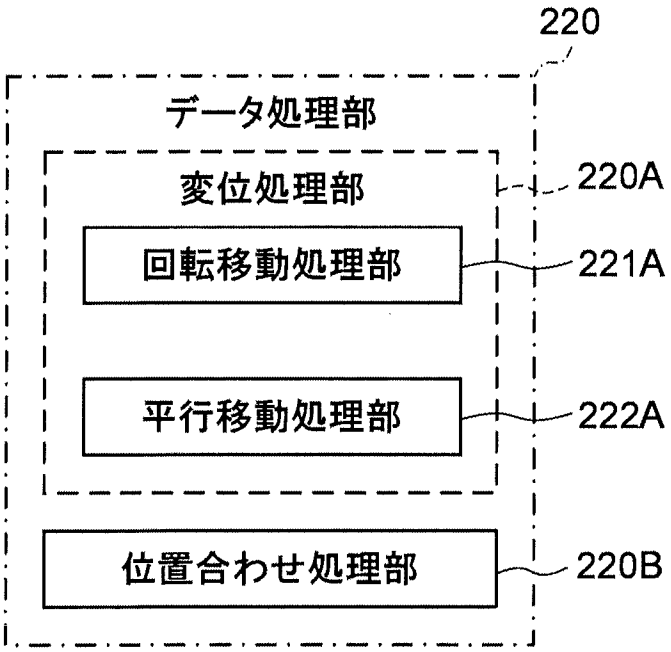
[図4A]


100
200
光学系
110D
移動機構
制御部
210
画像形成部
130
SLO光学系
131
SLO光源
201
220
主制御部
データ処理部
136
光スキャナ
アライメント制御部
201A
135
検出器
トラッキング制御部
201B
140
OCT光学系
表示制御部
201C
151
OCT光源
230
142
光スキャナ
202
UI部
記憶部
141D
移動機構
154D
移動機構
155
検出器
120
前眼部撮影系
121
照明光源
123
カメラ
100D
移動機構

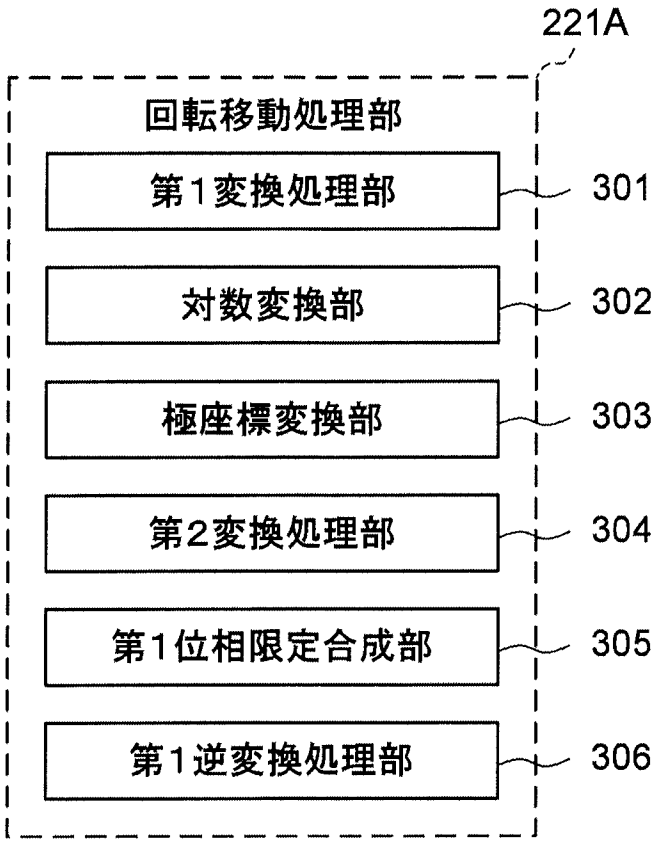
[図4B]


210
画像形成部
SLO画像形成部
210A
ベース画像形成部
211A
ターゲット画像形成部
212A
OCT画像形成部
210B

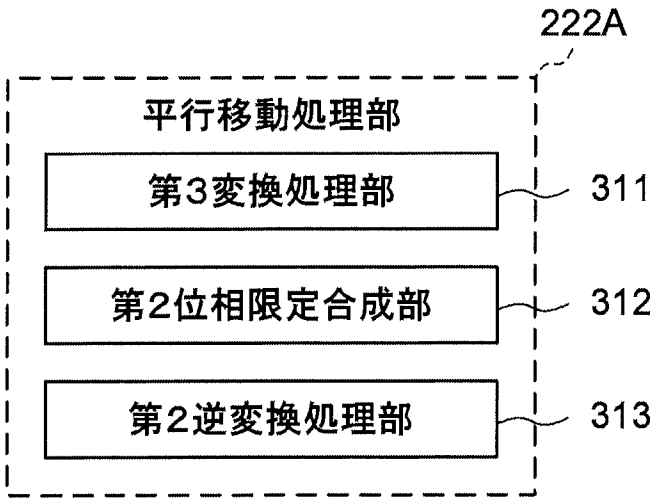
[図4C]


220
データ処理部
変位処理部
220A
回転移動処理部
221A
平行移動処理部
222A
位置合わせ処理部
220B

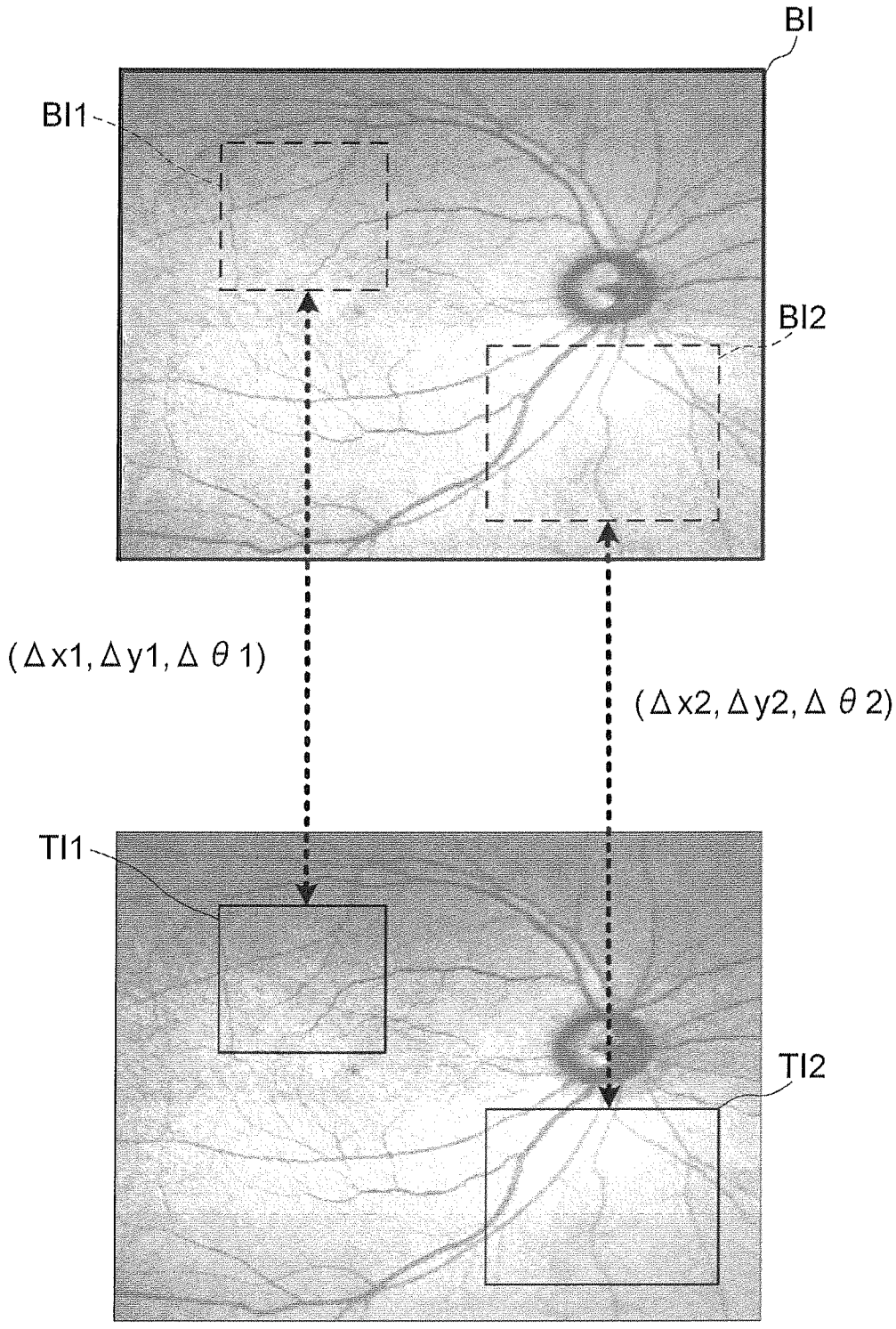
[図4D]


221A
回転移動処理部
第1変換処理部
301
対数変換部
302
極座標変換部
303
第2変換処理部
304
第1位相限定合成部
305
第1逆変換処理部
306

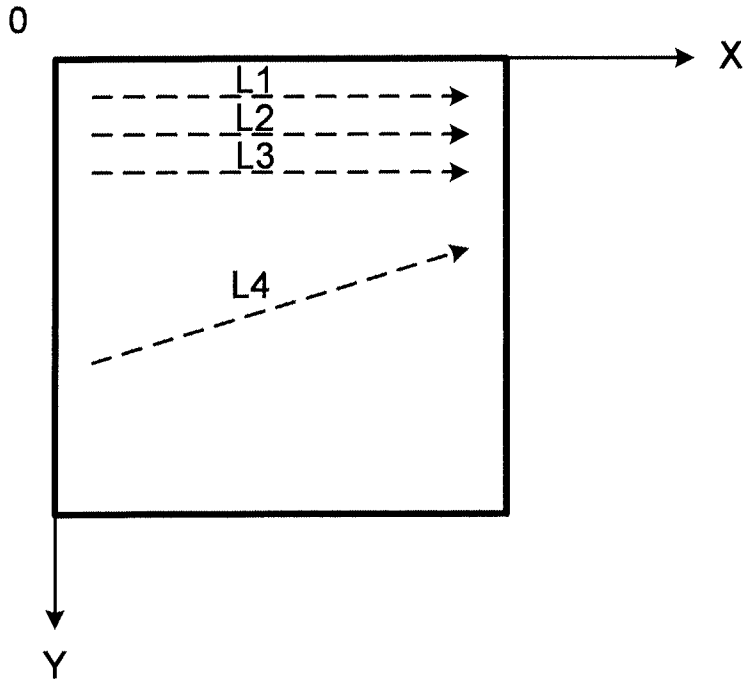
[図4E]


222A
平行移動処理部
第3変換処理部
311
第2位相限定合成部
312
第2逆変換処理部
313

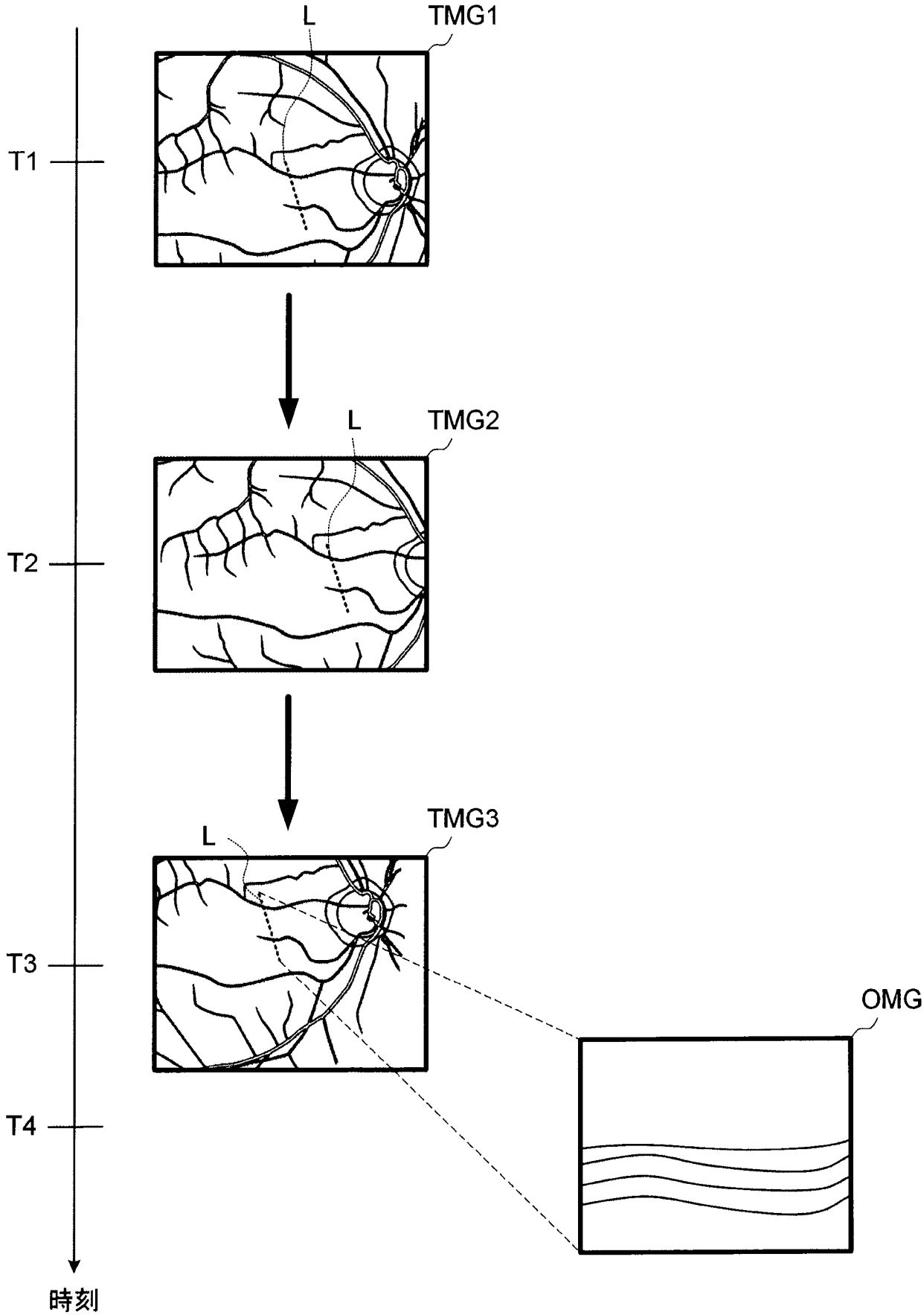
[図5]



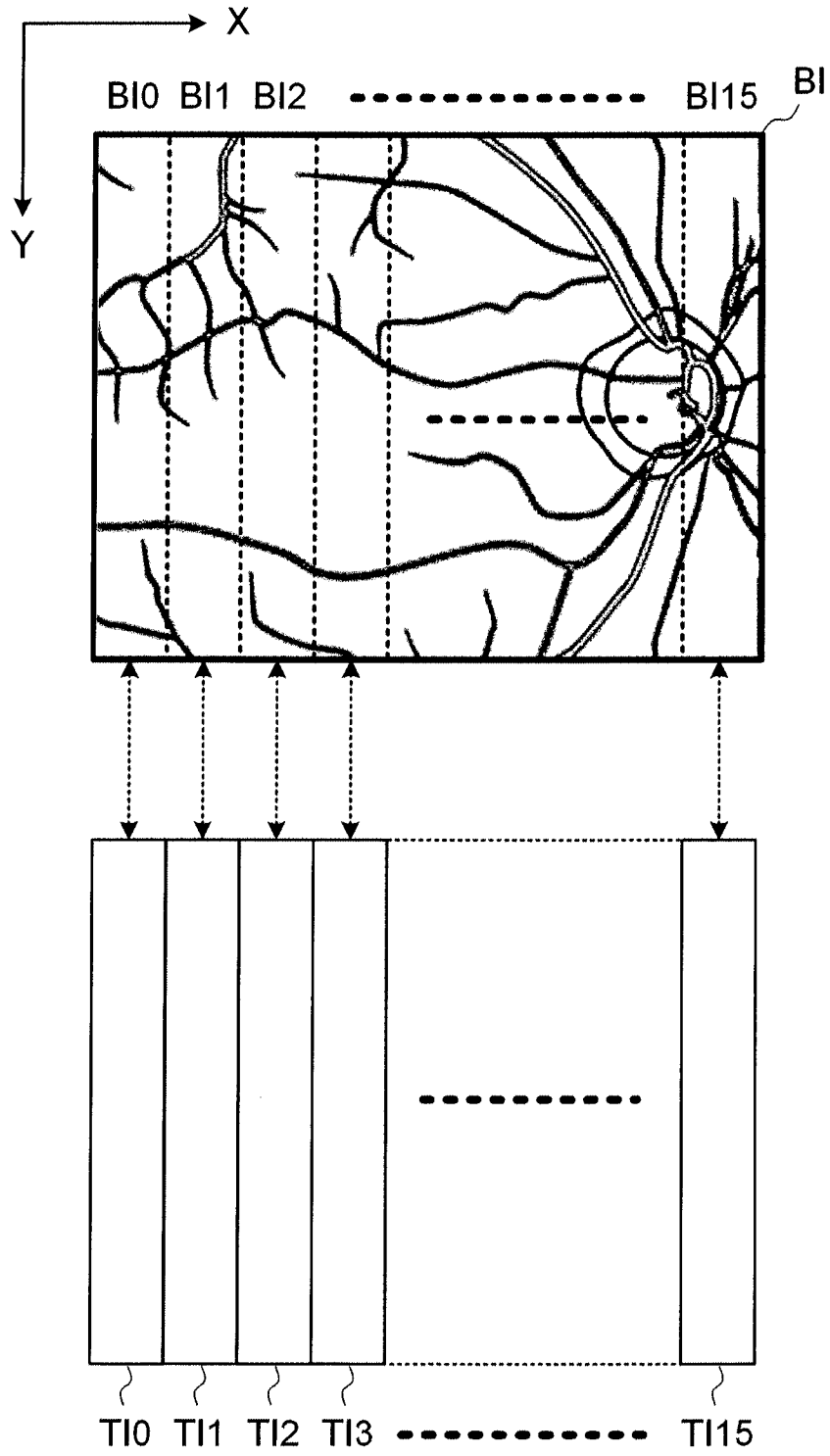
[図6]



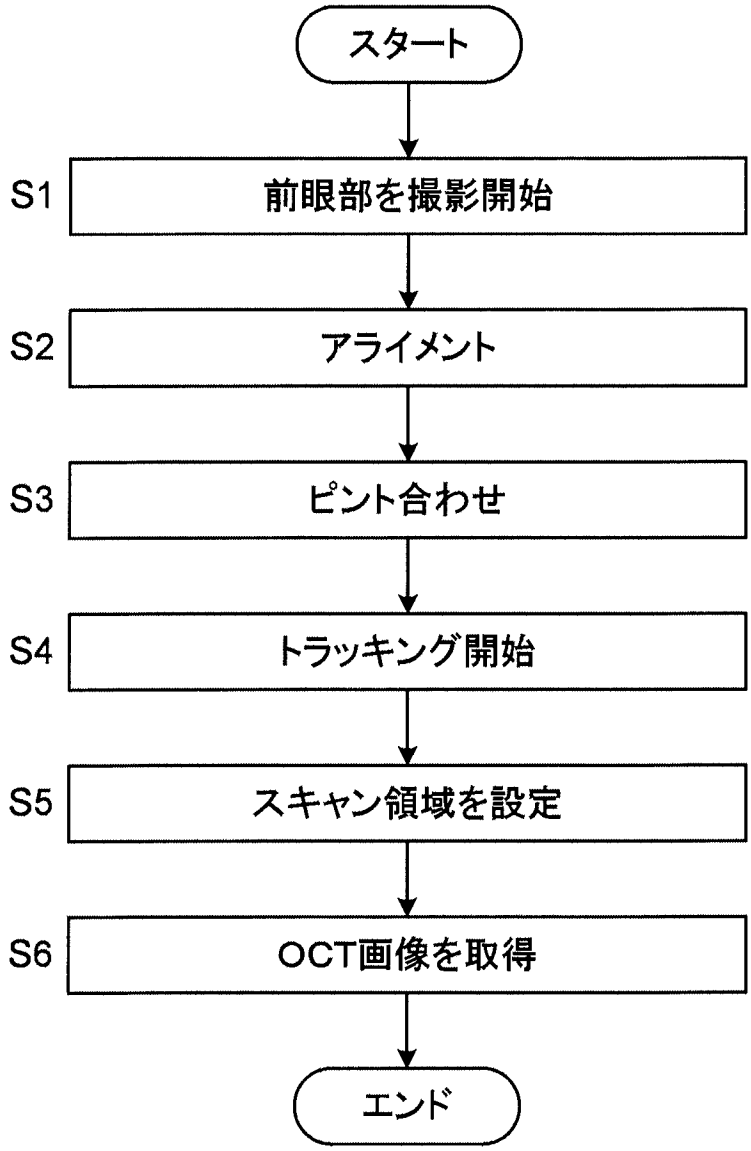
[図7]



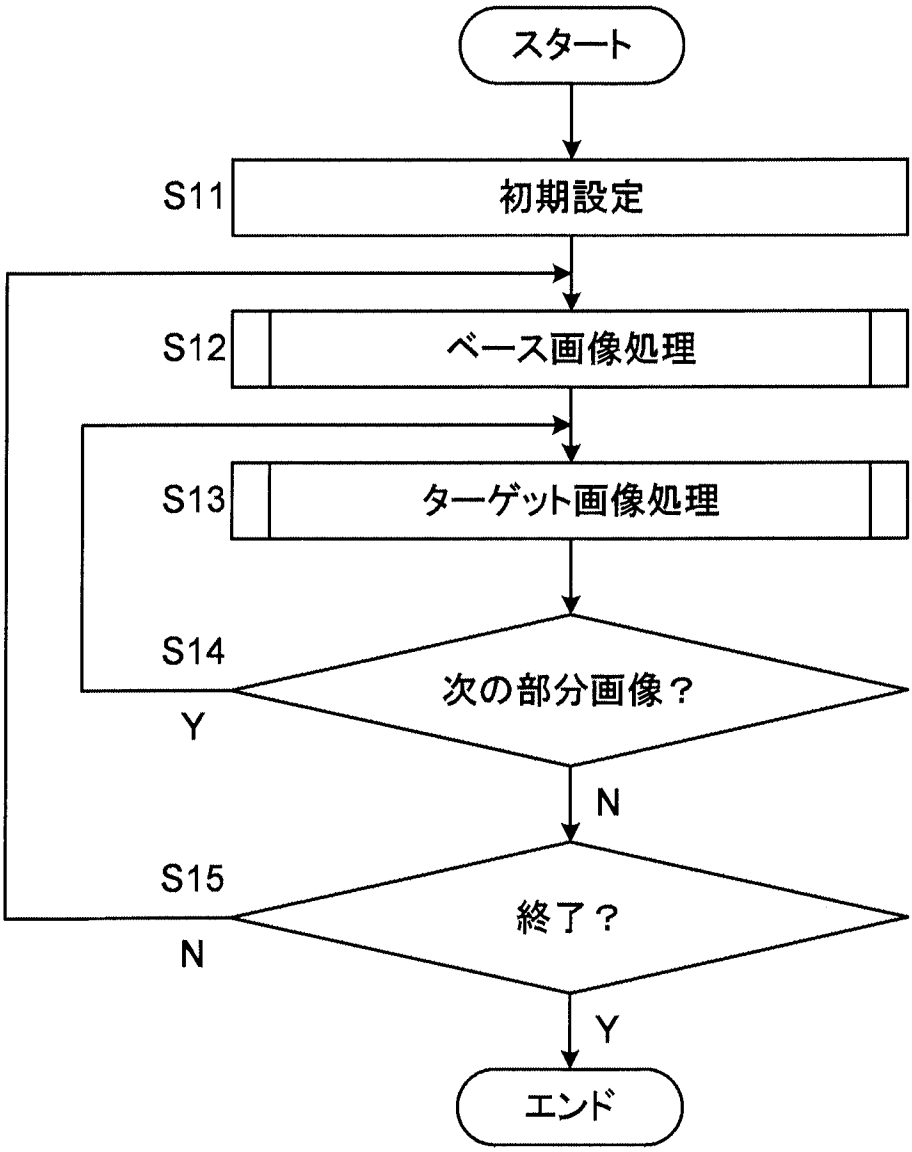
[図8]



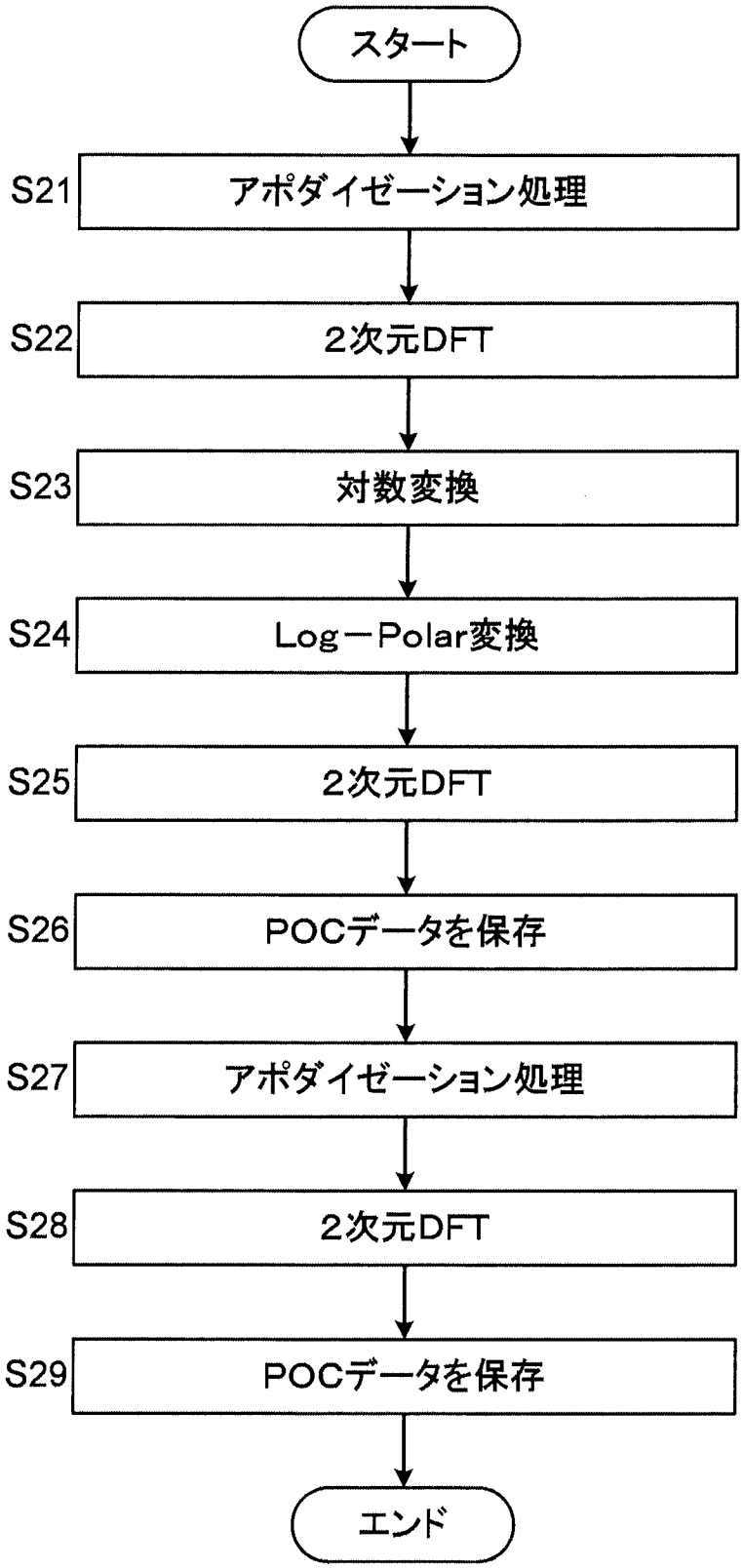
[図9]


スタート
S1
前眼部を撮影開始
S2
アライメント
S3
ピント合わせ
S4
トラッキング開始
S5
スキャン領域を設定
S6
OCT画像を取得
エンド

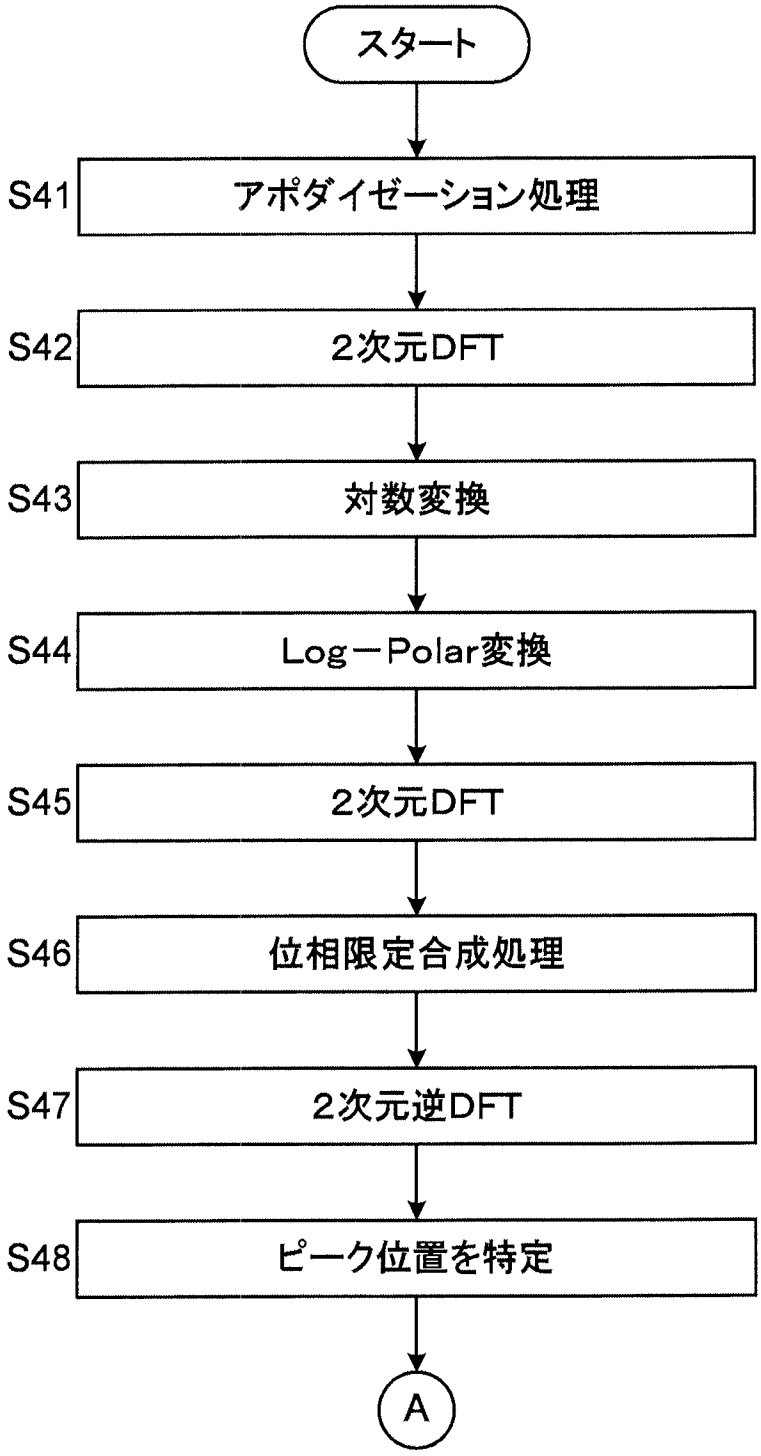
[図10]


スタート
S11
初期設定
S12
ベース画像処理
S13
ターゲット画像処理
S14
次の部分画像？
Y
N
S15
終了？
N
Y
エンド

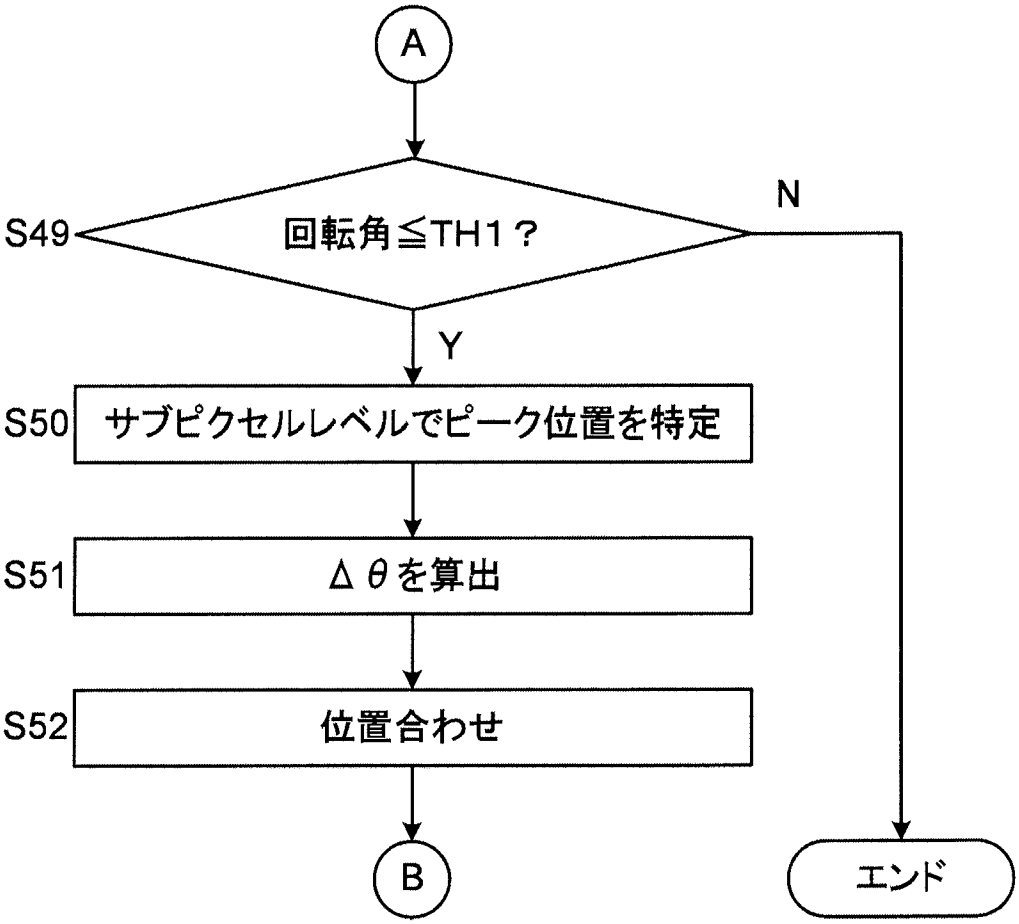
[図11]


スタート
S21
アポダイゼーション処理
S22
2次元DFT
S23
対数変換
S24
Log－Polar変換
S25
2次元DFT
S26
POCデータを保存
S27
アポダイゼーション処理
S28
2次元DFT
S29
POCデータを保存
エンド

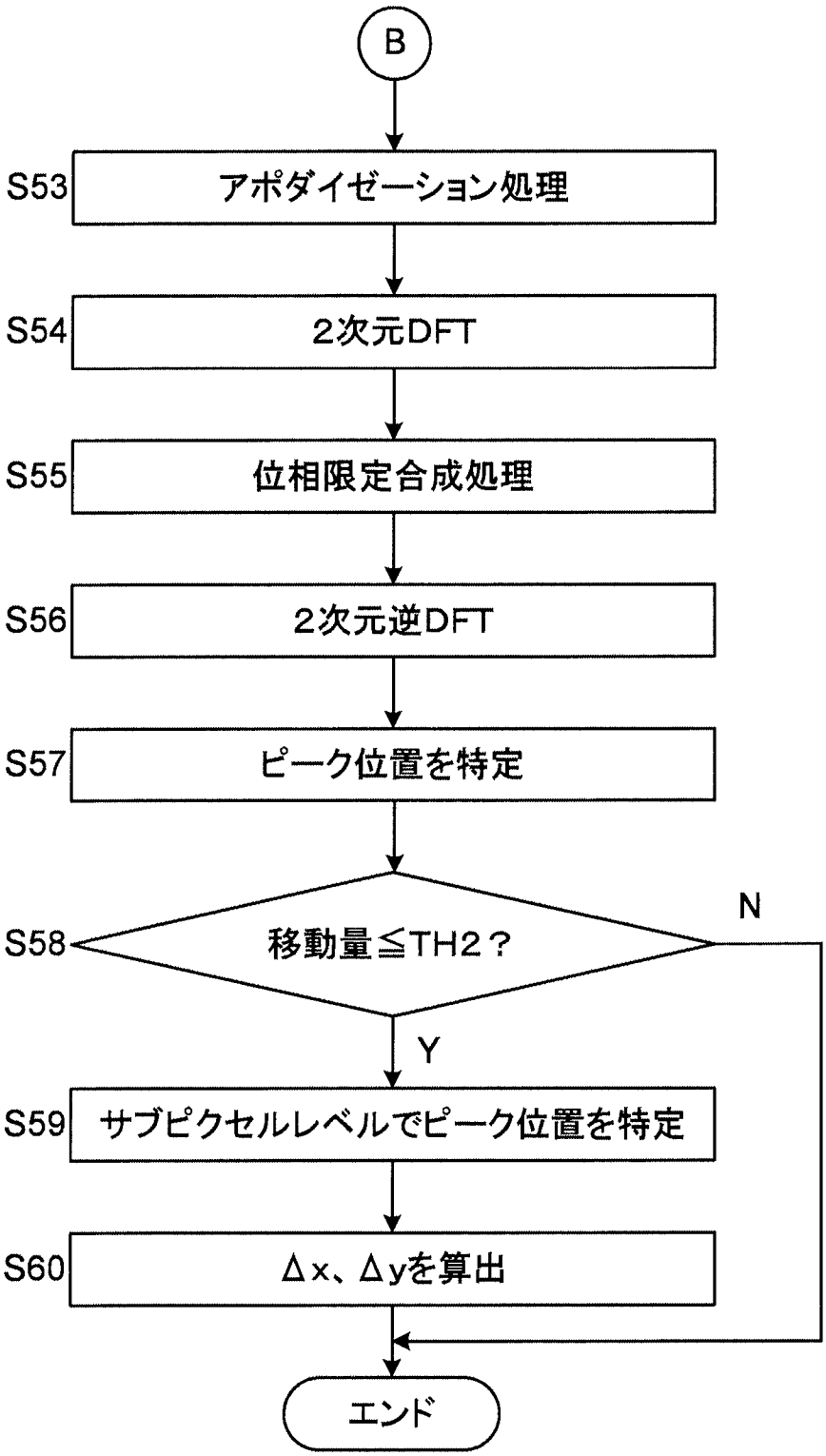
[図12]


スタート
S41
アポダイゼーション処理
S42
2次元DFT
S43
対数変換
S44
Log－Polar変換
S45
2次元DFT
S46
位相限定合成処理
S47
2次元逆DFT
S48
ピーク位置を特定
A

[図13]


A
S49
回転角≦TH1？
N
Y
S50
サブピクセルレベルでピーク位置を特定
S51
Δθを算出
S52
位置合わせ
B
エンド

[図14]


B
S53
アポダイゼーション処理
S54
2次元DFT
S55
位相限定合成処理
S56
2次元逆DFT
S57
ピーク位置を特定
S58
移動量≦TH2？
N
Y
S59
サブピクセルレベルでピーク位置を特定
S60
Δx、Δyを算出
エンド

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2018/021305

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. A61B3/00-3/16

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	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2016-63955 A (CANON INC.) 28 April 2016, entire text, all drawings (Family: none)	1-12
A	JP 2016-41222 A (TOPCON CORPORATION) 31 March 2016, entire text, all drawings (Family: none)	1-12
A	JP 2017-29483 A (NIDEK KK) 09 February 2017, entire text, all drawings (Family: none)	1-12

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

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

Date of the actual completion of the international search 10.08.2018	Date of mailing of the international search report 21.08.2018
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/JP2018/021305

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 2011-229835 A (CANON INC.) 17 November 2011, entire text, all drawings & US 2011/0267580 A1, whole documents & EP 2382913 A1 & CN 102232824 A	1-12
A	JP 2011-135933 A (NIDEK KK) 14 July 2011, entire text, all drawings (Family: none)	1-12
A	JP 2017-46975 A (NIDEK KK) 09 March 2017, entire text, all drawings (Family: none)	1-12
A	JP 2010-110392 A (NIDEK KK) 20 May 2010, entire text, all drawings & US 2010/0110171 A1, whole documents & EP 2184004 A1	1-12
A	根本祐介，片山薫，位相限定相関法を用いた大規模高次元データ検索手法の提案，第３回データ工学と情報マネジメントに関するフォーラム論文集，(NEMOTO, Yusuke, KATAYAMA, Kaoru, Retrieving large multidimensional data using phase-only correlation, Proceedings of the 3rd Forum on Data Engineering and Information Management) 27 July 2011, [retrieved on 27 August 2014] Internet <URL:http://db-event.jpn.org/deim2011/proceedings/pdf/d6-1.pdf	1-12

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１８／０２１３０５

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.　A61B3/00-3/16

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	１９７１－２０１８年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１８年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１８年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 2016-63955 A（キヤノン株式会社）2016.04.28, 全文，全図（ファミリーなし）	１－１２
A	JP 2016-41222 A（株式会社トプコン）2016.03.31, 全文，全図（ファミリーなし）	１－１２
A	JP 2017-29483 A（株式会社ニデック）2017.02.09, 全文，全図（ファミリーなし）	１－１２

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。　　☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
１０．０８．２０１８	２１．０８．２０１８

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
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）　２Ｑ　９３０９
安田　明央
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

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 2011-229835 A (キヤノン株式会社) 2011.11.17, 全文, 全図 & US 2011/0267580 A1, whole documents & EP 2382913 A1 & CN 102232824 A	１－１２
A	JP 2011-135933 A (株式会社ニデック) 2011.07.14, 全文, 全図 (ファミリーなし)	１－１２
A	JP 2017-46975 A (株式会社ニデック) 2017.03.09, 全文, 全図 (ファミリーなし)	１－１２
A	JP 2010-110392 A (株式会社ニデック) 2010.05.20, 全文, 全図 & US 2010/0110171 A1, whole documents & EP 2184004 A1	１－１２
A	根本祐介, 片山薫, 位相限定相関法を用いた大規模高次元データ検索手法の提案, 第３回データ工学と情報マネジメントに関するフォーラム論文集, 2011.07.27, ［検索日　2014.08.27］インターネット〈URL： http://db-event.jpn.org/deim2011/proceedings/pdf/d6-1.pdf	１－１２