

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5807371号
(P5807371)

(45) 発行日 平成27年11月10日(2015.11.10)

(24) 登録日 平成27年9月18日(2015.9.18)

(51) Int.Cl.

A61B 3/10 (2006.01)
GO1N 21/17 (2006.01)

F 1

A61B 3/10
GO1N 21/17R
630

請求項の数 4 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2011-95125 (P2011-95125)
 (22) 出願日 平成23年4月21日 (2011.4.21)
 (65) 公開番号 特開2012-223435 (P2012-223435A)
 (43) 公開日 平成24年11月15日 (2012.11.15)
 審査請求日 平成26年4月17日 (2014.4.17)

(73) 特許権者 000135184
 株式会社ニデック
 愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14
 (72) 発明者 佐竹 倫全
 愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株式会社ニデック拾石工場内
 (72) 発明者 樋口 幸弘
 愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株式会社ニデック拾石工場内

審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼科撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源から出射された光束を測定光と参照光に分割し、被検眼から反射された前記測定光と、前記参照光との干渉状態を検出器により検出する干渉光学系と、

駆動手段を有し、深さ方向の撮影位置を調整するため前記測定光と前記参照光との光路長差を変更する光路差変更手段と、

光スキャナの駆動を制御して被検眼上で測定光を走査させ、前記検出器からの出力信号に基づいて被検眼の断層像を取得する画像取得手段であって、前記光スキャナの駆動を制御して被検眼上で測定光を二次元的に走査させ、前記検出器からの出力信号に基づき、被検眼のX Y 方向に関して所定の深さ領域に対応する正面像を取得する画像取得手段と、を備える眼科撮影装置であって、

撮影位置を虹彩に合わせて被検眼の虹彩部分を含んだ正面像をモニタに出力させるために前記駆動手段を動作させる第1の調整と、前記第1の調整後、前記モニタに被検眼の虹彩部分を含んだ正面像が出力された状態において、画像の撮影を開始するトリガ信号の出力に応答して、前記駆動手段の駆動を制御し、撮影部位を虹彩から角膜にシフトさせる第2の調整を行う撮影位置調整手段、

を備え、

前記画像取得手段は、前記撮影位置調整手段による前記第2の調整後、被検眼の角膜断層像を取得することを特徴とする眼科撮影装置。

【請求項 2】

請求項 1 の眼科撮影装置において、
前記駆動手段は、前記干渉光学系に配置された光学部材の少なくとも一部を光軸方向に移動させる駆動手段であることを特徴とする眼科撮影装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 の眼科撮影装置において、
前記制御手段は、前記駆動手段の駆動を制御して、前記干渉光学系に配置された光学部材の少なくとも一部を光軸方向に移動させ、
前記検出器から出力される出力信号を各位置にて取得し、取得された出力信号に対して角膜に対応する信号の有無を判定し、
角膜有りと判定された位置に前記光学部材の少なくとも一部を位置させることを特徴とする眼科撮影装置。 10

【請求項 4】

請求項 1 ~ 3 のいずれかの眼科撮影装置において、
画像の撮影を開始するトリガ信号の出力に応答して、被検眼の虹彩部分を含んだ正面像を取得するとともに、前記撮影位置調整手段による前記第 2 の調整を行い、前記第 2 の調整後、被検眼の角膜断層像を取得することを特徴とする眼科撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

被検者眼の前眼部断層像を撮影する眼科撮影装置に関する。 20

【背景技術】

【0002】

眼科撮影装置として、例えば、光源から出射された光束を測定光束と参照光束に分割し、測定光束を被検眼の前眼部に導き、参照光束を参照光学系に導いた後、被検眼の前眼部で反射した測定光束と参照光束との合成により得られる干渉光を受光素子に受光させる干渉光学系を持ち、被検眼前眼部の断層像を撮影する前眼部断層像撮影装置 (Optical Coherence Tomography : OCT) が知られている。このような装置では、所定の光路長変更部材を光軸方向に移動させることで、被検眼の眼軸長の違いに対応して測定光と参照光の光路差が調整できるようになっている。

【0003】

ところで、上記のような装置において、測定光の焦点位置を眼底から前眼部へと移動させるレンズ系を持つアダプターを検査窓に装着し、前眼部断層像が得られるように、測定光と参照光の光路差を調整することにより、前眼部断層像を撮像していた。

【0004】

また、OCT の干渉信号に基づいて正面画像を取得する装置が知られている。例えば、本装置は、測定光を二次元的に走査させ、XY 各点について受光素子からの干渉信号のスペクトル強度を積算することにより正面像を得る（特許文献 1 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】米国特許登録第 7 3 0 1 6 4 4 号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、SLO 光学系もしくは赤外線カメラ等の正面撮影専用の光学系を用いずに撮影条件の調整を行う場合、OCT 光学系を用いて、眼の視線方向を確認し、断層像の撮影を行う必要がある。

【0007】

しかしながら、OCT 光学系では、干渉信号を取得できる深さ方向 (Z 方向) の撮影範囲が限定されており、前眼部正面像を取得した場合に、前眼部正面像が良好に表示されな 50

い場合がある。

【0008】

例えば、図3(b)に示すように、角膜断層像を観察した状態において、その深さ方向の干渉信号より前眼部正面像を取得した場合には、深さ方向の干渉信号に、瞳孔周辺部(例えば、虹彩等)の情報まで含まれていないため、瞳孔部分を含む前眼部正面像を取得することができなくなる。

【0009】

このため、角膜断層像を観察した状態では、瞳孔位置を観察することが困難となり、視線方向を確認することが困難となる。

【0010】

そして、視線方向が正面を向いていない状態で撮影が行われてしまうことがありうる。このため、眼の視軸と装置の撮影光軸を一致していない状態下にて撮影が行われ、角膜断層像が良好に取得されない場合がある。

【0011】

本発明は、上記問題点を鑑み、前眼部正面撮影専用の光学系を用いずに、好適に眼の断層像を取得できる眼科撮影装置を提供することを技術課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するために、本発明は以下のような構成を備えることを特徴とする。

【0013】

(1) 本開示の第1態様に係る眼科撮影装置は、光源から出射された光束を測定光と参照光に分割し、被検眼から反射された前記測定光と、前記参照光との干渉状態を検出器により検出する干渉光学系と、駆動手段を有し、深さ方向の撮影位置を調整するため前記測定光と前記参照光との光路長差を変更する光路差変更手段と、光スキャナの駆動を制御して被検眼上で測定光を走査させ、前記検出器からの出力信号に基づいて被検眼の断層像を取得する画像取得手段であって、前記光スキャナの駆動を制御して被検眼上で測定光を二次元的に走査させ、前記検出器からの出力信号に基づき、被検眼のX Y方向に関して所定の深さ領域に対応する正面像を取得する画像取得手段と、を備える眼科撮影装置であつて、撮影位置を虹彩に合わせて被検眼の虹彩部分を含んだ正面像をモニタに出力させるために前記駆動手段を動作させる第1の調整と、前記第1の調整後、前記モニタに被検眼の虹彩部分を含んだ正面像が出力された状態において、画像の撮影を開始するトリガ信号の出力に応答して、前記駆動手段の駆動を制御し、撮影部位を虹彩から角膜にシフトさせる第2の調整を行う撮影位置調整手段、を備え、前記画像取得手段は、前記撮影位置調整手段による前記第2の調整後、被検眼の角膜断層像を取得することを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

前眼部正面撮影専用の光学系を用いずに、好適に眼の断層像を取得できる。

【発明を実施するための形態】

【0015】

本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。図1は本発明に係る眼科撮影装置の外観図である。本装置は、基台2と、基台2に取り付けられた顔支持ユニット4と、基台2上に移動可能に設けられた移動台6と、移動台6に移動可能に設けられ、後述する光学系を収納する撮影部(装置本体)8を備える。移動台6は、ジョイスティック12の操作により、基台2上を左右方向(X方向)及び前後方向(Z方向)に移動される。また、撮影部8は回転ノブ12aが回転操作されることにより、モーター等からなる駆動機構17により上下方向(Y方向)に移動される。本装置は、撮影部移動機構として、基台2に対して本体部6をX Z方向に移動させる図示なき駆動機構(摺動機構)と、本体部6に対して撮影部8をX Y Z方向に移動させる駆動機構17と、を有する。駆動機構17は、例えば、

10

20

30

40

50

X Y Z 方向に対応する 3 つのモータと、各モータにより駆動される各 X Y Z スライド機構の組み合わせからなり、3 次元方向に撮影部 8 を移動させる機構を有する。移動台 6 には取得された被検眼像や測定結果等の各種の情報を出力(表示)するモニタ 7 5 、各種設定を行うためのスイッチが配置されたコントロール部 7 4 が設けられている。

【0016】

なお、本実施形態においては、眼科撮影装置の一例として、前眼部断層像撮影装置を挙げて説明する。図 2 は、本実施形態に係る前眼部断層像撮影装置の光学系及び制御系を示す図である。なお、以下の説明においては、眼底断層像も撮影可能な前眼部断層像撮影装置を例にとって説明する。また、本実施形態においては、被検眼の奥行き方向を Z 方向(光軸 L 1 方向)、奥行き方向に垂直な平面上の水平方向成分を X 方向、鉛直方向成分を Y 方向として説明する。なお、以下の光学系は、撮影部 8 に内蔵されている。10

【0017】

図 2 において、その光学系は、光源から出射された光束を測定光と参照光に分割し、測定光を被検眼(前眼部)に導き、参照光を参照光学系に導いた後、被検眼前眼部から反射された測定光と参照光との干渉状態を検出器により検出する干渉光学系と(OCT 光学系) 200 と、固視標投影ユニット 300 と、を備える。干渉光学系 200 は、測定光学系 200 a と参照光光学系 200 b を含む。また、干渉光学系 200 は、参照光と測定光による干渉光を周波数(波長)毎に分光し、分光された干渉光を受光手段(本実施形態においては、1 次元受光素子)に受光させる分光光学系 800 を有する。また、ダイクロイックミラー 40 は、OCT 光学系 200 の測定光として用いられる波長成分の光を反射し、固視標投影ユニット 300 に用いられる波長成分の光を透過する特性を有する。20

【0018】

まず、ダイクロイックミラー 40 の反射側に設けられた OCT 光学系 200 の構成について説明する。27 は OCT 光学系 200 の測定光及び参照光として用いられる低コヒーレントな光を発する OCT 光源であり、例えば SLD 光源等が用いられる。OCT 光源 27 には、例えば、中心波長 840 nm で 50 nm の帯域を持つ光源が用いられる。26 は光分割部材と光結合部材としての役割を兼用するファイバーカップラーである。OCT 光源 27 から発せられた光は、導光路としての光ファイバ 38 a を介して、ファイバーカップラー 26 によって参照光と測定光とに分割される。測定光は光ファイバ 38 b を介して被検眼 E へと向かい、参照光は光ファイバ 38 c (ポラライザ(偏光素子) 33)を介して参照ミラー 31 へと向かう。30

【0019】

測定光を被検眼 E へ向けて出射する光路には、測定光を出射する光ファイバ 38 b の端部 39 b 、コリメートレンズ 22 、フォーカス用光学部材(フォーカシングレンズ) 24 、走査部(光スキャナ) 23 と、リレーレンズ 95 が配置されている。ダイクロイックミラー 40 及び対物レンズ 10 は、OCT 光学系 200 からの OCT 測定光を被検眼へと導光する導光光学系としての役割を有する。

【0020】

フォーカシングレンズ 24 は、駆動機構 24 a の駆動によって、光軸方向に移動可能となつており、被検者眼底に対する視度を補正するために用いられる。40

【0021】

走査部 23 は、2 つのガルバノミラーの組み合せから構成されている。そして、ガルバノミラー及び走査駆動機構 51 は、測定光の光路中に配置され、被検眼上において干渉光学系 200 の光軸と直交する方向(XY 方向)に測定光を走査させるために、測定光の進行方向を変える光スキャナとして用いられる。光スキャナには、ミラーの他、光の進行(偏向)方向を変化させる音響光学素子(AOM)等が用いられる。

【0022】

光ファイバ 38 b の端部 39 b から出射した測定光は、コリメートレンズ 22 によってコリメートされた後、フォーカシングレンズ 24 を介して、走査部 23 に達し、2 つのガルバノミラーの駆動により反射方向が変えられる。そして、走査部 23 で反射された測定50

光は、リレーレンズ95を介して、ダイクロイックミラー40で反射された後、対物レンズ10を介して、被検眼眼底に集光される。

【0023】

そして、眼底で反射した測定光は、対物レンズ10を介して、ダイクロイックミラー40で反射し、OCT光学系200に向かい、リレーレンズ95、走査部23の2つのガルバノミラー、フォーカシングレンズ24、及びコリメータレンズ22を介して、光ファイバ38bの端部39bに入射する。端部39bに入射した測定光は、光ファイバ38b、ファイバーカップラー26、光ファイバ38dを介して、光ファイバ38dの端部84aに達する。

【0024】

一方、参照光を参照ミラー31に向けて出射する光路には、光ファイバ38c、参照光を出射する光ファイバ38cの端部39c、コリメータレンズ29、参照ミラー31が配置されている。光ファイバ38cは、参照光の偏光方向を変化させるため、駆動機構34により回転移動される。すなわち、光ファイバ38c及び駆動機構34は、偏光方向を調整するためのポラライザ33として用いられる。

10

【0025】

駆動機構50は、測定光と参照光の光路長差を調整するために参照光の光路中に配置された光学部材（例えば、参照ミラー31）を駆動させる。参照ミラー31は、参照光の光路長を変化させるべく、駆動機構50の駆動によって光軸方向に移動され、被検眼毎の眼軸長の違いに対応できるよう、その移動可能範囲が設定されている。図2において、参照ミラー31は、参照光の光路長が短くなる方向における移動限界位置K1から参照光の光路長が長くなる方向における移動限界位置K2までの範囲を移動可能である。

20

【0026】

光ファイバー38cの端部39cから出射した参照光は、コリメータレンズ29で平行光束とされ、参照ミラー31で反射された後、コリメータレンズ29により集光されて光ファイバ38cの端部39cに入射する。端部39cに入射した参照光は、光ファイバ38c、光ファイバ38c（ポラライザ33）を介して、ファイバーカップラー26に達する。

【0027】

そして、光源27から発せられた光によって前述のように生成される参照光と被検眼眼底に照射された測定光による眼底反射光は、ファイバーカップラー26にて合成され干渉光とされた後、光ファイバ38dを通じて端部84aから出射される。周波数毎の干渉信号を得るために干渉光を周波数成分に分光する分光光学系800（スペクトロメータ部）は、コリメータレンズ80、グレーティングミラー（回折格子）81、集光レンズ82、受光素子83を有する。受光素子83は、赤外域に感度を有する一次元素子（ラインセンサ）を用いている。

30

【0028】

ここで、端部84aから出射された干渉光は、コリメータレンズ80にて平行光とされた後、グレーティング81にて周波数成分に分光される。そして、周波数成分に分光された干渉光は、集光レンズ82を介して、検出器（受光素子）83の受光面に集光する。これにより、受光素子83上で干渉縞のスペクトル情報が記録される。そして、受光素子83からの出力信号に基づいて眼の断層画像を撮像する。すなわち、そのスペクトル情報が制御部70へと入力され、フーリエ変換を用いて解析することで、被検者眼の深さ方向における情報が計測可能となる。

40

【0029】

ここで、制御部70は、走査部23の駆動を制御して被検眼上（例えば、前眼部）で測定光を走査させ、受光素子83からの出力信号に基づいて被検眼断層像を取得できる。例えば、X方向もしくはY方向に走査することにより、被検眼のXZ面もしくはYZ面における断層像（例えば、前眼部断層像）を取得できる（なお、本実施形態においては、このように測定光を眼に対して一次元走査し、断層像を得る方式をBスキャンとする）。なお

50

、取得された断層像は、制御部 70 に接続されたメモリ 72 に記憶される。さらに、走査部 23 の駆動を制御して、測定光を X Y 方向に二次元的に走査することにより、受光素子 83 からの出力信号に基づき被検者眼の X Y 方向に関する二次元動画像や被検眼の三次元画像を取得することも可能である。

【 0 0 3 0 】

OCT 光学系 200 によって、正面像を得る場合、制御部 70 は、走査部 23 の駆動を制御して眼 E 上で X Y 方向に測定光を二次元的に走査させ、X Y 各点について受光素子 83 からの出力信号に基づいて、眼の X Y 方向に関して所定の深さ領域に対応する正面像を取得する。例えば、制御部 70 は、X Y 各点について受光素子 83 から出力される干渉信号のスペクトル強度を積算することにより、正面画像化する。もちろん、正面像を取得する手法は、これに限定されず、例えば、X Y 各点について取得された干渉信号のゼロクロス点の数を輝度値に変換するようにしてもよい。10

【 0 0 3 1 】

なお、上記構成においては、測定光と参照光の光路差を調整するために参照光の光路長を変更するものとしたが、これに限るものではなく、測定光の光路長の光路長を変更するようにしてもよい。例えば、コリメータレンズ 22 及び光ファイバー 39b の端部を光軸方向に移動するようにしてもよい。

【 0 0 3 2 】

なお、本装置は、深さ方向の撮影位置を調整するため測定光と参照光との光路差を変更する光路差変更ユニットを有し、例えば、干渉光学系 200 に配置された光学部材の少なくとも一部を移動させることにより光路差を調整する。本装置において、駆動機構 50 は、例えば、参照ミラー 31 の駆動により光路差を調整する。なお、駆動機構 50 は、干渉光学系 200 に配置された光学部材の一部を移動させる構成であればよく、測定光路中の光学部材（例えば、コリメータレンズ 22 及び光ファイバー 39b）を移動させてもよい。また、摺動機構、駆動機構 17 は、干渉光学系 200 を内蔵する撮影部 8 を前後方向に移動させることにより光路差を調整する。20

【 0 0 3 3 】

また、これに限定されず、撮影部 8 に対して眼 E を前後方向に移動させる駆動部を用いて光路差を調整するようにしてもよい。例えば、顔支持ユニット 4 に設けられた顎台を撮影部 8 に対して前後方向に駆動させる。30

【 0 0 3 4 】

次に、固視標投影ユニット 300 について説明する。固視標投影ユニット 300 は、眼 E の視線方向を誘導するための光学系を有する。固視投影ユニット 300 は、眼 E に呈示する固視標を有し、複数の方向に眼 E を誘導できる。

【 0 0 3 5 】

例えば、固視標投影ユニット 300 は、可視光を発する可視光源を有し、視標の呈示位置を二次元的に変更させる。これにより、視線方向が変更され、結果的に撮像部位が変更される。例えば、撮影光軸と同方向から固視標が呈示されると、眼底の中心部が撮像部位として設定される。また、撮影光軸に対して固視標が上方に呈示されると、眼底の上部が撮像部位として設定される。すなわち、撮影光軸に対する視標の位置に応じて撮影部位が変更される。40

【 0 0 3 6 】

固視標投影ユニット 300 としては、例えば、マトリクス状に配列された LED の点灯位置により固視位置を調整する構成、光源からの光を光スキャナを用いて走査させ、光源の点灯制御により固視位置を調整する構成、等、種々の構成が考えられる。また、固視標投影ユニット 300 は、内部固視灯タイプであってもよいし、外部固視灯タイプであってもよい。

【 0 0 3 7 】

また、制御部 70 には、表示モニタ 75、メモリ 72、コントロール部 74、駆動機構 50、駆動機構 24a、駆動機構 34、等が接続されている。なお、メモリ 72 には、ま50

た、本実施形態では、前眼部アダプター 500（以下、アダプターと記載）無しで被検眼眼底の断層像及び正面像を撮像する眼底撮影モードと、アダプター 500 を用いて被検眼前眼部の断層像及び正面像を撮像する前眼部撮影モードと、が用意されている。そして、制御部 70 は、モード切換信号が出力されると、撮影モードに応じて装置の光学配置、モニタの表示画面等を切換える。

【0038】

眼底撮影モードでは、例えば、以下のようにして撮影が行われる。制御部 70 は、受光素子 83 によって検出されたスペクトルデータを処理し、画像処理により眼底正面像を形成させる。そして、眼底正面像がモニタ 75 上に表示されるようになると、予め設定される走査パターンに基づき OCT 光学系 200 によって OCT 画像が取得され、モニタ 75 上に表示される。ここで、所定のトリガ信号が出力されると、制御部 70 は、設定された走査位置 / パターンに基づいて眼底断層像及び眼底正面像を取得し、取得された画像データをメモリ 72 に記憶する。なお、制御部 70 は、受光素子 83 から出力される受光信号に基づいて駆動機構 50 の駆動を制御し、眼底断層像が取得されるように測定光と参照光との光路差を調整する。この場合、参照ミラー 31 は、被検眼の眼軸長の違いに対応した所定の移動範囲内で移動される。以上のようにして、眼底撮影モードでは、撮影が行われる。

【0039】

以下、前眼部撮影モードについて説明していく。

【0040】

制御部 70 は、OCT 光学系 200 が前眼部撮影モードに対応した所定の光学配置となるように、各光学部材の位置を調整する。なお、場合によっては、前眼部にフォーカスが合うように装置と眼 E との作動距離を確保する必要がありうる（例えば、装置に設けられた額当ての厚みを増加させるなどの処置）。

【0041】

そして、制御部 70 は、走査部 23 の駆動を制御して前眼部上で測定光を走査させ、受光素子 83 からの出力信号に基づいて前眼部断層像を取得する。すなわち、制御部 70 によって、予め設定された走査パターンに基づき OCT 光学系 200 によって前眼部断層像と前眼部正面像が取得され、モニタ 75 上に動画表示される。検者は、モニタ 75 を観察しながら、ジョイスティック 12 を用いて、モニタ 75 上の表示領域（撮影範囲）内に所望の断層像及び所望の前眼部正面像が表示されるように、前眼部に対してアライメントを行う。このとき、アライメントによって眼 E 上の撮影部位が変更され、モニタ 75 の表示領域内に表示される断層像が変化するとともに、モニタ 75 に表示される前眼部正面像も変化する。これは、断層像及前眼部正面像がともに OCT 光学系 200 によって取得されているためである。

【0042】

ここで、前眼部断層像を撮影する際に眼の視線方向を確認し、前眼部断層像の取得を行う必要がある。例えば、角膜中心での角膜断層像を良好に取得する場合には、眼の視軸と装置の撮影光軸を一致させ、撮影光軸上に角膜中心が配置された状態として、撮影をする必要がある。この場合、検者は、前眼部正面像内の瞳孔位置を確認して、被検眼の視線方向を確認し、視線方向が正面方向を向いていること確認し、撮影を行う。このとき、例えば、視線方向が正面方向からずれた場合には、角膜断層像が傾いて表示されることや角膜中心の断層像が表示されないことがある。これにより、角膜の厚み等が精度良く検出できなくなる。

【0043】

このため、前眼部正面像の視線方向を確認して、視線方向が正面方向を向いていることを確認し、眼の視軸と装置の撮影光軸を一致させ、画像取得を行う必要がある。視線方向の確認は、前眼部正面像の瞳孔部を確認することにより行われる。このとき、視線方向を修正するための方法としては、例えば、固視灯を用いて、被検者の視線方向を誘導するようにすればよい。

10

20

30

40

50

【0044】

図3はOCT光学系200によって取得(形成)される正面像と断層像の一例を示す図である。図3(a)は、撮影範囲に虹彩が含まれる際の断層像(左図)と前眼部正面像(右図)を示している。図3(b)は、撮影範囲に角膜が含まれる際の断層像(左図)と前眼部正面像(右図)を示している。

【0045】

アライメントは、検者によりジョイスティック12等の操作により、眼Eに対して装置本体を移動させることにより行われる。検者は、アライメントを行い、測定光と参照光との光路長が一致する深度位置を虹彩の近傍領域に位置させる。すなわち、検者は、モニタ75上の観察画面が図3(a)のような画面となるようにアライメントする。

10

【0046】

この場合、制御部70は、受光素子83によって検出されたスペクトルデータを処理し、画像処理により虹彩断層像及び前眼部正面像を形成し、モニタ75上に表示する。モニタ75上には、瞳孔部分が表示されている(図3(a)参照)。

【0047】

図3(b)は、角膜断層像を取得した際の図である。制御部70は、受光素子83からの出力信号に基づいて角膜断層像及び前眼部正面像が形成し、モニタ75上に表示する。この場合、モニタ75上には、瞳孔部分が表示されない(図3(b)参照)。

【0048】

これは、OCT光学系200を用いて前眼部正面像を取得する場合に、深さ方向の干渉信号の取得において、取得可能な範囲が限定されるためである。すなわち、撮影範囲が角膜の近傍領域に位置されると、瞳孔周辺部(例えば、虹彩等)の干渉信号を取得することができない。このため、前眼部正面像には、瞳孔が表示されない。したがって、検者は、角膜に対してストレートにアライメントを行った場合、視線の確認が難しい。

20

【0049】

以上のように、SLO光学系もしくは前眼部撮影光学系等の正面撮影専用の光学系を用いない場合、角膜断層像を取得するために、角膜近傍に撮影範囲をストレートに合わせると、OCT光学系200によって取得された前眼部正面像に瞳孔部が表示されない。そのため、前眼部正面像にて、視線方向の確認ができない。

【0050】

30

なお、撮影部位(撮影位置)は、参照ミラー31の移動や装置本体の移動によって変更することが可能である。例えば、参照ミラー31を所定の位置にて停止させておくことにより、撮影部位の調整は、装置本体の移動によるアライメント動作によって行われる。また、アライメント動作を行わない状態では、参照ミラー31を移動させることにより、撮影部位の調整が行われる。

【0051】

図4は、本実施形態に係る前眼部撮影モードにおける撮影の手順を説明するフローチャートを示す図である。前眼部撮影モードへの切換えが行われると、制御部70は、OCT光学系200が前眼部撮影モードに対応した所定の光学配置となるように、各光学部材の位置を自動的に調整する。

40

【0052】

本実施形態において、前眼部撮影モードにて、前眼部断層像を撮影する場合、焦点位置は、プラスディオブスター方向における所定位置(例えば、+5D位置)にフォーカシングレンズ24が移動され、OCT光学系200による測定光の焦点位置が装置側に移動される。すなわち、アダプター500の装着とプラス側へのフォーカシングレンズ24の位置調整により前眼部に対する測定光のフォーカス合わせが可能な装置状態となる。

【0053】

前眼部撮影モードを実行する場合、検者は、アダプター500を図無き検査窓に装着する。そして、装着がされると、制御部70は、眼底撮像モードから前眼部撮像モードへと切換えるための切換信号を発する。この場合、装着状態を検知するためのセンサが設けら

50

れる。

【0054】

以下、各光学部材の位置の調整について説明する。

【0055】

<光路長調整>

制御部70は、モード切換信号に基づいて駆動機構50の駆動を制御し、前眼部撮影モードに対応する所定位置に参照ミラー31を位置させる。なお、参照ミラー31の移動完了後、参照ミラー31の移動を禁止する又は移動範囲を所定範囲内に制限してもよい。

【0056】

なお、前述の参照ミラー31の所定位置は、予めメモリ72に記憶される。ここで、参考ミラー31の位置は、検者のアライメント操作によって前眼部近傍（例えば、虹彩、角膜）に測定光の焦点位置が配置された場合に、虹彩の断層像が取得可能な位置に設定されることが好ましい。10

【0057】

例えば、検者のアライメントによって作動距離が適正に調整された状態において、虹彩（図3中の虹彩C1参照）が所定の深さ位置にて取得されるように参照ミラー31の位置が調整され、そのときの位置がメモリ72に記憶される。これらは、シミュレーション又は実験により求められる。

【0058】

なお、参照ミラー31の所定位置を移動させる場合、参照ミラー31の位置を検出するセンサ（エンコーダ、ポテンショメータ等）を設け、センサからの検出信号に基づいてメモリ72に記憶された所定位置に参照ミラー31を移動させる。また、参照ミラー31の移動範囲内における所定位置に対応する位置にセンサ（例えば、フォトセンサ）を設け、そのセンサによって参照ミラー31が所定位置に位置したことが検知されると、参照ミラー31の移動を停止するようにもよい。20

【0059】

<フォーカス調整>

OCT光学系200について、制御部70は、駆動機構24aの駆動を制御し、前眼部撮影モードに対応する所定位置にフォーカシングレンズ24を位置させる。そして、フォーカシングレンズ24が所定位置に到達したら、制御部70は、駆動機構24aの駆動を禁止する。30

【0060】

なお、フォーカシングレンズ24の所定位置は、予めメモリ72に記憶される。フォーカシングレンズ24の位置は、設定された所定の適正作動距離において、測定光の焦点が前眼部（例えば、角膜）に合わせられ、かつ、角膜に向かう測定光の主光線と光軸L1が平行となる位置であるのが好ましい。そして、その位置がメモリ72に記憶される。これらは、シミュレーション又は実験により求められる。

【0061】

<制御動作>

上記のようにして、OCT光学系200が前眼部撮影モードに対応した所定の光学配置となるように、各光学部材の位置が自動的に調整される。40

【0062】

概して、角膜断層像を得るための位置調整として撮影位置を虹彩に合わせて被検眼虹彩像をモニタ75に出力させるため、光路差変更ユニットの駆動部（例えば、摺動機構）を動作させる第1の調整と、第1の調整後に発せられる駆動指令信号に応答して光路差変更ユニットの駆動部（例えば、駆動機構50）の駆動を制御し、撮影部位を虹彩から所定部位にシフトさせる第2の調整を行う。なお、第1の調整の駆動部と、第2の調整の駆動部は、同じ駆動部であってもよいし、互いに異なる駆動部であってもよい。より具体的に説明する。制御部70は、OCT光学系200によって生成される正面像をモニタ75上に表示する。検者は、固視標投影ユニット300の固視標を注視するように被検者に指示50

した後、前眼部観察像（図3参照）をモニタ75で見ながら、被検眼の瞳孔中心に撮影光軸がくるように、ジョイスティック12を用いて、XY方向のアライメント操作を行う。また、検者は、ジョイスティック12を用いて、モニタ75を確認しながら、Z方向のアライメント操作を行う。

【0063】

ここで、検者は、モニタ75上の前眼部正面像を見ながら、ジョイスティック12を操作して、虹彩近傍位置に撮影範囲を移動させ、作動距離を調整する。これにより、図3(a)に示すように、撮影範囲に虹彩が含まれ、瞳孔が観察可能な前眼部正面像が表示される。

【0064】

なお、検者は、断層像が正しく表示されるように、作動距離を調整するようにもよい。前眼部に対するアライメントが完了されると、制御部70によって、予め設定された走査パターンに基づきOCT光学系200によって断層像と正面像（前眼部正面像）が取得され、取得された正面像と断層像がモニタ75上に動画表示される。なお、このとき、正面像として虹彩部分を含んだ正面像が表示される。

【0065】

そして、検者は、モニタ75に表示された前眼部正面像又は前眼部断面像より、視線方向の確認を行う。そして、検者は、視線方向が正面方向であることを確認する。その後、所望する走査位置／パターンが設定され、所定のトリガ信号が出力されると、制御部70は、前眼部正面像を取得し、取得された画像データ（例えば、静止画として）をメモリ72に記憶する。

【0066】

トリガ信号が出力されると、制御部70は、駆動機構50の駆動を制御して、参照ミラー31を光軸方向に移動させる。この際、受光素子83から出力される出力信号を各位置にて取得し、取得された出力信号に対して角膜に対応する信号の有無を判定する。そして、角膜有りと判定された位置に参照ミラー31を位置させる。

【0067】

例えば、トリガ信号が出力されると、制御部70は、参照ミラー31を移動限界位置K1に移動させる。そして、移動限界位置K1から、逆の移動限界位置K2に向けて参照ミラー31の移動を開始させる。このとき、制御部70は、駆動機構50の駆動を制御して参照ミラー31を移動させると共に、参照ミラー31の各位置にて受光素子83から出力される出力信号に基づいて、角膜断層像が取得される位置に参照ミラー31を移動させる。

【0068】

ここで、制御部70は、参照ミラー31を所定のステップ（例えば、撮影範囲として1mmステップ）で移動させ、各移動位置にて受光素子83からの出力信号を得る。そして、各移動位置における深さプロファイルを取得し、角膜が取得される位置を探索していく。

【0069】

例えば、制御部70は、参照ミラー31の各移動位置における断層像を取得する。そして、例えば、図5に示すように、断層像の中心をZ軸方向に走査した時の輝度分布を得る。もちろん、複数の走査を行い、その結果の平均的な輝度分布を取得するようにもよい。

【0070】

その後、制御部70は、輝度分布よりエッジ検出をする。そして、初めて、検出したエッジの輝度値が基準値以上立ち上がった位置を角膜位置として判定する。なお、基準値は、例えば、予め、シミュレーションや実験によって、断層像上の平均的な角膜の輝度値よりも所定量だけ小さい値を基準値として設定する。

【0071】

以上のようにして、取得された参照ミラー31の位置ごとに断層像の解析を行い、初め

10

20

30

40

50

て角膜が検出される位置を探索する。そして、角膜位置が初めて検出された位置に対応する参照ミラー 3 1 の位置をメモリ 7 5 に記憶させる。

【 0 0 7 2 】

このとき、制御部 7 0 は、所定の深度位置 P から像検出位置 P 1 (角膜位置) までの偏位量をゼロにする参照ミラー 3 1 の移動量を算出し、さらに算出された移動量分参照ミラー 3 1 を移動させる。これにより、角膜断層像が所定の深度位置 P にて取得された状態となる。これにより、制御部 7 0 は、光路長一致位置 S (参照光の光路長に対応する位置) から角膜までの偏位量が所定の偏位量となるように参照ミラー 3 1 を移動させることができ。 10

【 0 0 7 3 】

制御部 7 0 は、参照ミラー 3 1 の移動後、断層像の取得を行う。これにより、角膜断層像が取得できる。

【 0 0 7 4 】

以上のようにすれば、正面撮影専用の光学系を用いることなく、眼の視線方向を確認することができ、角膜中心での角膜断層像を良好に取得することが可能となる。

【 0 0 7 5 】

なお、アダプター 5 0 0 が外されると、制御部 7 0 により、眼底撮影モードへの切換信号が出力される。切換信号が発せられると、制御部 7 0 は、O C T 光学系 2 0 0 が眼底撮影モードに対応した光学配置となるように駆動機構 5 0 、駆動機構 2 4 a の駆動を制御し、各光学部材の位置を自動的に調整する。この場合、参照ミラー 3 1 、各フォーカシングレンズ 2 4 は、所定の原点位置に移動される。また、前述の切換信号が発せられると、制御部 7 0 は、モニタ 7 5 の表示を制御し、表示画面を前眼部撮像用から眼底撮像用に変更する。 20

【 0 0 7 6 】

なお、アダプター 5 0 0 が装着されたときに発せられる検知信号に基づいて前眼部撮影モードに対応する切換制御を行う場合、上記手法に限るものではない。例えば、制御部 7 0 は、前眼部撮影モードへの切換を促す旨(例えば、前眼部撮影モードに移行するか否かを Y E S / N O で問う、など) をモニタ 7 5 に表示し、所定の選択信号に基づいて前述の変更制御を行うようにしてもよい。また、コントロール部 7 4 に設けられた所定のモード切換スイッチからの走査信号に基づいてモードが切換えられても良い。 30

【 0 0 7 7 】

なお、本実施形態において、角膜断層像が取得されるように参照ミラー 3 1 の位置を調整する手法として、角膜を取得できる位置を検出する手法としてが、これに限定されない。

【 0 0 7 8 】

例えば、予め、被検眼の平均的な前房深度を実験やシミュレーションにより算出しておき、それに基づいてオフセット量を設定しておく。この場合、制御部 7 0 は、虹彩近傍位置から角膜近傍位置へ撮影範囲を変更する際に、設定されたオフセット量分参照ミラー 3 1 を移動させる。なお、この際、オフセット量分の移動後、角膜の検出を行い、参照ミラー 3 1 の再移動を行うようにしてもよい。 40

【 0 0 7 9 】

なお、本実施形態においては、予め設定された基準輝度値を用いて角膜位置を検出したが、これに限定されない。例えば、参照ミラー 3 1 を移動していった場合に、輝度における立ち上がりのエッジと立ち下がりのエッジを検出し、エッジ間の間隔と所定の基準間隔値を比較して、角膜が取得される位置を探索してもよい。この場合、予め、眼の平均的な角膜厚を算出し、所定の基準間隔値が設定される。すなわち、角膜からの反射情報を用いることにより、角膜の有無を判定する構成であればかまわない。

【 0 0 8 0 】

なお、本実施形態においては、移動限界位置 K 1 から角膜の検出を行い、参照ミラー 3 1 を移動させる構成としたがこれに限定されない。例えば、虹彩近傍位置より角膜方向に 50

向けて参照ミラー 31 を移動させていき、角膜断層像が取得される位置を検出する構成としてもよい。すなわち、角膜の検出開始位置は、移動限界位置 K1 と移動限界位置 K2 との間で設定可能である。

【0081】

なお、本実施形態においては、視線方向を確認した後の調整を経て角膜断層像を取得する際、参照ミラー 31 を移動させる構成としたが、これに限定されない。

【0082】

干渉光学系 200 に配置された光学部材全体（干渉光学系 200 全体）を光軸方向に移動させる駆動手段の駆動によって、光路差が調整されてもよい。この場合、図 3 (a) に示すようにアライメントが調整され、視線方向が確認された後、所定のトリガ信号が発せられると、制御部 70 は、駆動部（例えば、モータ等）を駆動させ、撮影範囲に角膜が含まれるように装置本体（撮影部 8）を移動させる。例えば、撮影範囲に虹彩が含まれたアライメント位置から角膜が含まれたアライメント位置に移行されるように、シミュレーション又は実験等によって装置本体の移動量を予め求めておけばよい。眼の平均的な前房深度に基づいて移動量を求める場合もありうる。これにより、撮影範囲に角膜が含まれるように眼 E と装置本体との距離が調整され、角膜断層像が取得可能となる（図 3 (b) 参照）。

10

【0083】

また、上記モード切換時の光学配置の自動調整について、アダプターの装着により眼底と前眼部の断層像を得る装置でなく、装置内部にてレンズ系の挿脱により測定光の焦点位置を前眼部と眼底とで切換える構成を有する装置においても、本発明の適用は可能である。もちろん前眼部断層像を撮影するための専用の装置においても、本発明の適用は可能である。

20

【0084】

なお、以上の説明においては、フーリエ変換後の深さプロファイルに基づいて各撮像条件が調整されたが、これに限定されない。すなわち、検出器から出力される出力信号に基づいて各撮像条件が調整されればよい。例えば、フーリエ変換前のスペクトルデータが用いられてもよい。

【0085】

なお、上記説明において、スペクトルメータを用いたスペクトルドメイン OCT を例にとって説明したが、これに限定されない。例えば、波長可変光源を備える SS-OCT (Swept source OCT) であってもよい。

30

【0086】

なお、本実施形態においては、所定部位を角膜として、制御部 70 は、撮影部位を虹彩から角膜にシフトさせる第 2 の調整を行い、被検者眼の角膜断層像を取得する構成としたが、これに限定されない。例えば、本発明は、所定部位を眼底として、虹彩近傍位置から眼底断層像を撮影する場合にも適用可能である。

【0087】

この場合、眼底断層像を得るための位置調整として撮影位置を虹彩に合わせて被検眼虹彩像をモニタ 75 に出力させるため、光路差変更ユニットを動作させる第 1 の調整と、第 1 の調整後に発せられる駆動指令信号に応答して光路差変更ユニットの駆動部を制御し、撮影部位を虹彩から所定部位にシフトさせる第 2 の調整を行う。

40

【図面の簡単な説明】

【0088】

【図 1】本発明に係る眼科装置の外観を示す図である。

【図 2】本実施形態に係る前眼部断層像撮影装置の光学系及び制御系を示す図である。

【図 3】OCT 光学系によって取得される正面像と断層像の一例を示す図である。

【図 4】本実施形態に係る前眼部撮影モードにおける撮影の手順を説明するフローチャートである。

【図 5】画像の深さ方向における輝度分布の変化を示す図である。

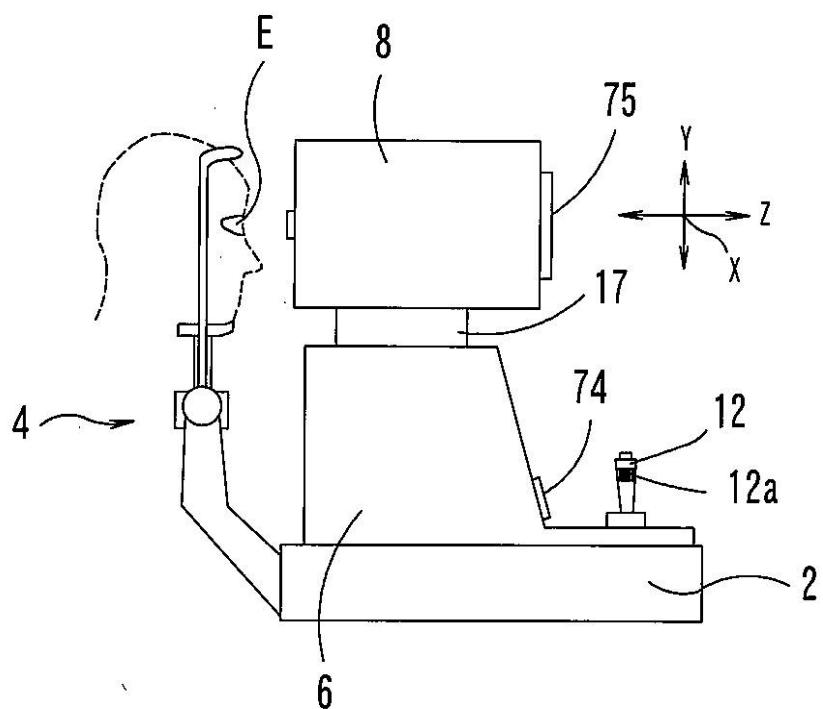
50

【符号の説明】

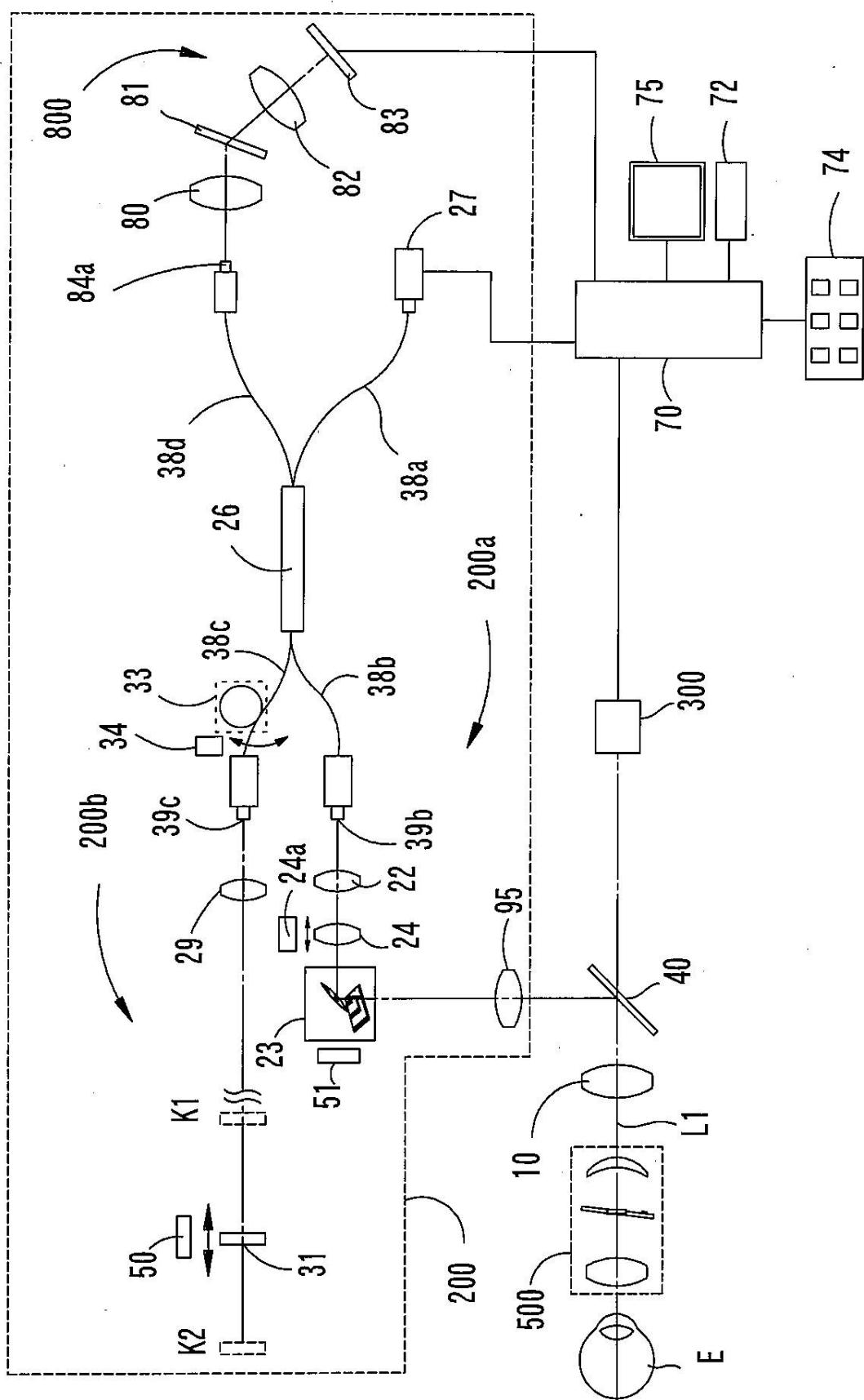
【0089】

- 8 撮影部
 12 ジョイスティック
 23 走査部
 24 フォーカシングレンズ
 24a 駆動機構
 31 参照ミラー（光路長可変部材）
 50 駆動機構
 70 制御部 10
 72 メモリ
 74 コントロール部
 75 モニタ
 83 受光素子
 200 干渉光学系（OCT光学系）
 300 固視標投影ユニット
 500 前眼部アダプター

【図1】

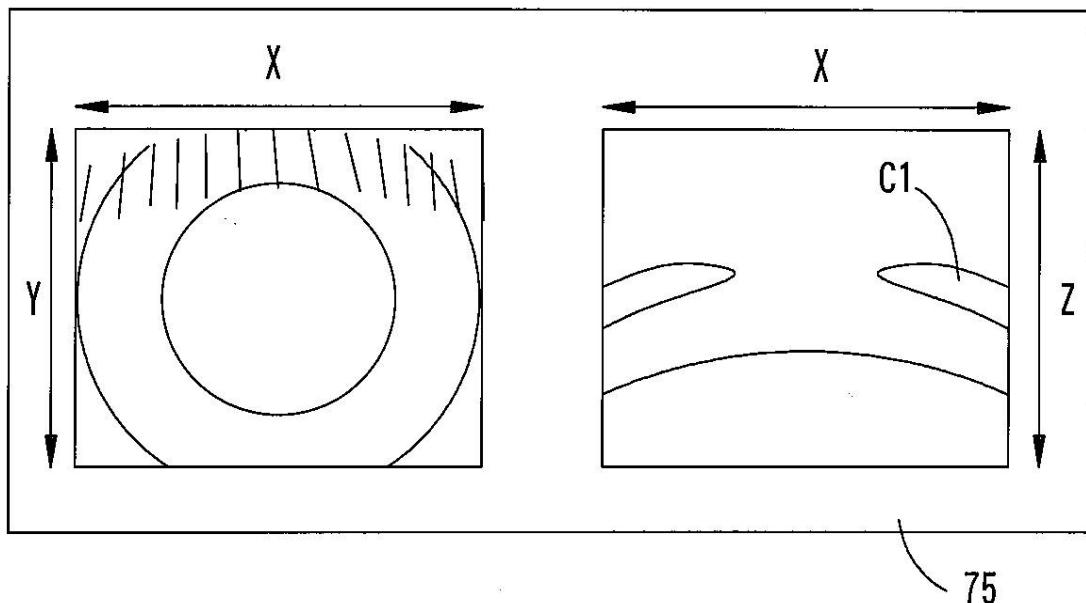


【図2】

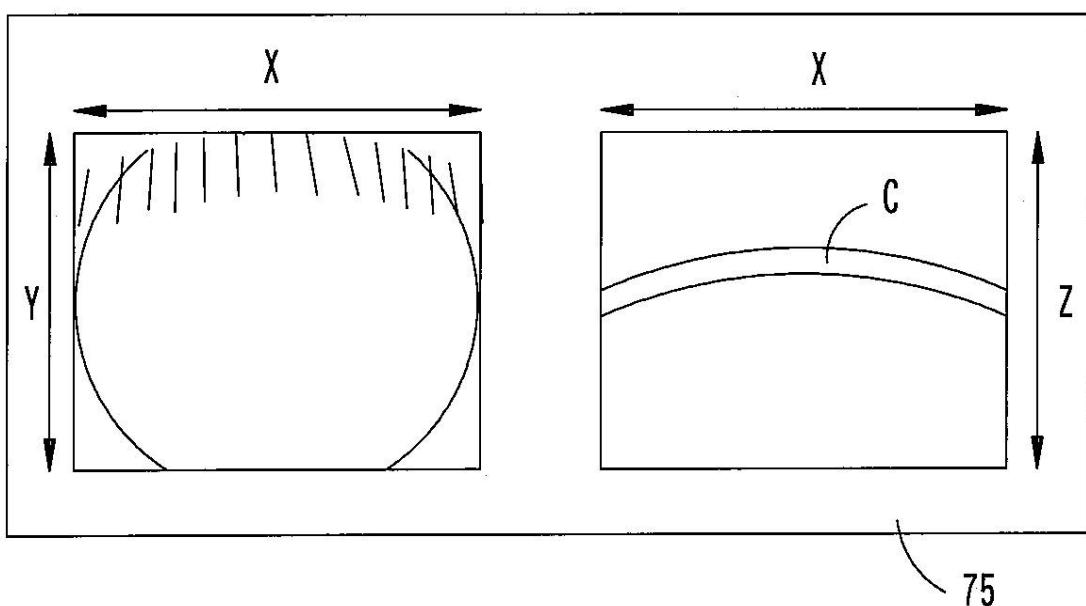


【図3】

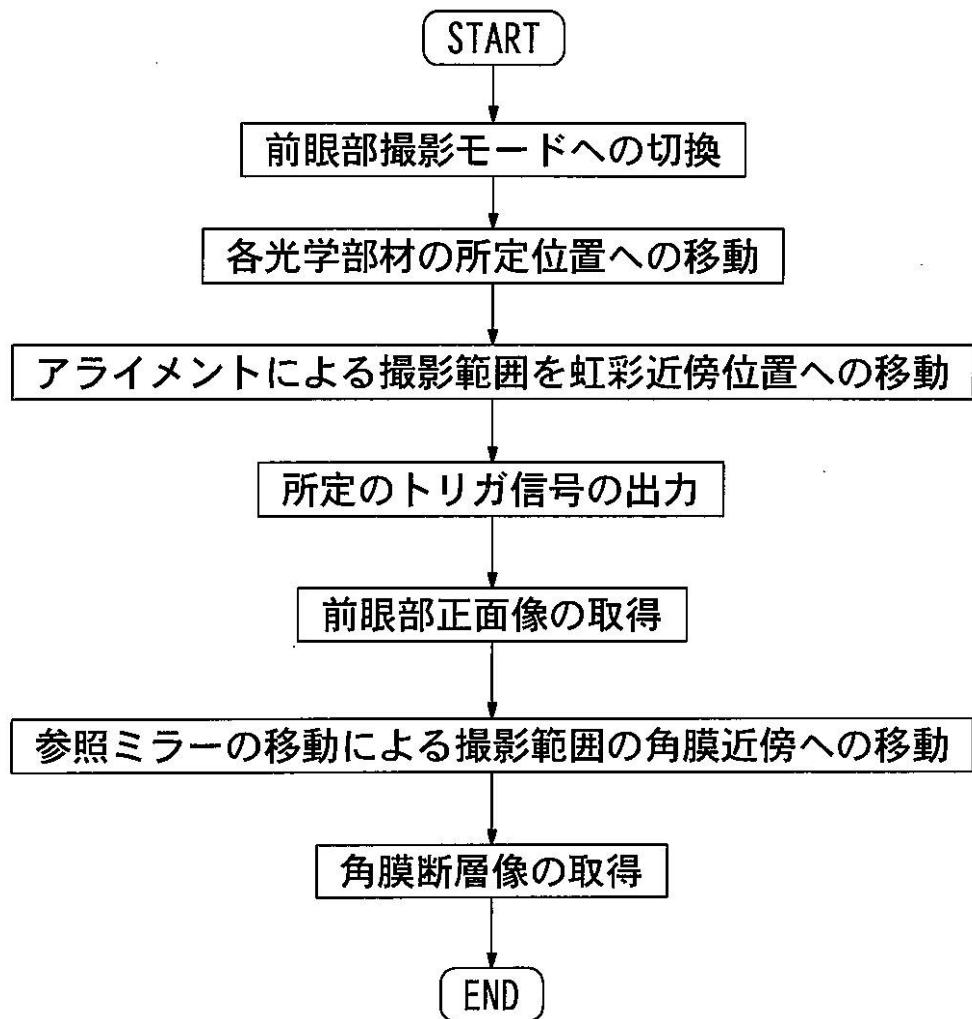
(a)



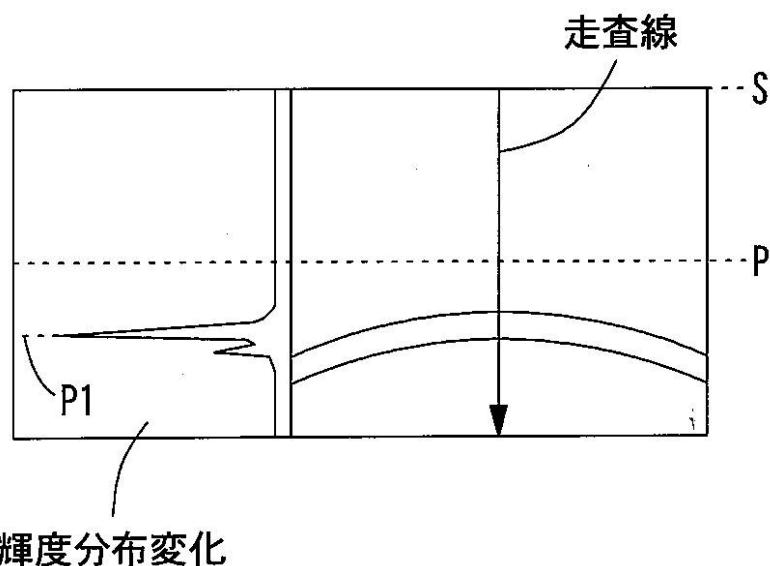
(b)



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2010-029648(JP,A)
特開平08-140939(JP,A)
特開2009-142313(JP,A)
特開2010-125291(JP,A)
特開2011-011052(JP,A)
特開2000-296111(JP,A)
特開2009-022502(JP,A)
特開2008-006105(JP,A)
特開2010-167059(JP,A)
特開2010-000191(JP,A)
米国特許出願公開第2009/0268161(US,A1)
米国特許出願公開第2003/0218755(US,A1)
米国特許出願公開第2010/0014051(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 3 / 00 - 3 / 16
G 01 N 21 / 17