

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-208857

(P2019-208857A)

(43) 公開日 令和1年12月12日(2019.12.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10 R	2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	G 0 1 N 21/17 6 3 0	4 C 3 1 6

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2018-107312 (P2018-107312)	(71) 出願人	000135184
(22) 出願日	平成30年6月4日(2018.6.4)		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	竹野 直樹
			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
		Fターム(参考)	2G059 AA05 AA06 BB12 EE02 EE09
			FF02 GG02 JJ02 JJ05 KK01
			4C316 AA10 AB02 AB11 FB05 FB29
			FZ03

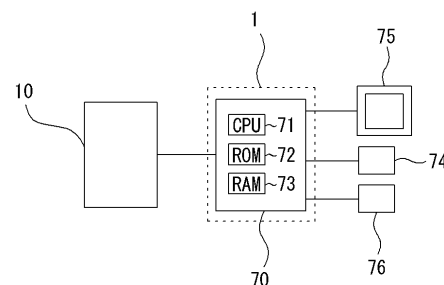
(54) 【発明の名称】 OCT装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】モーションコントラストデータを良好に得ることができるOCT装置を提供する。

【解決手段】OCT装置1は、被検体に照射された測定光と参照光によるOCT信号を取得するためのOCT光学系と、被検体上の第1の領域と、第1の領域と隣接または部分的に重複する第2の領域とのそれぞれにおいて時間的に異なる複数のOCT信号を取得する撮影シーケンスであって、第1の領域と第2の領域との間で撮影条件が異なる撮影シーケンスを、OCT光学系を所定のトリガに基づいて制御することで実行する制御部70を有する。更に、制御部70は、第1の領域および第2の領域において撮影シーケンスに基づいて取得された複数のOCT信号に基づいて被検体のモーションコントラストデータを取得する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に照射された測定光と参照光による OCT 信号を取得するための OCT 光学系と

、

被検体上の第 1 の領域と、前記第 1 の領域と隣接または部分的に重複する第 2 の領域とのそれぞれにおいて時間的に異なる複数の OCT 信号を取得する撮影シーケンスであって、前記第 1 の領域と前記第 2 の領域との間で撮影条件が異なる撮影シーケンスを、前記 OCT 光学系を所定のトリガに基づいて制御することで実行する制御手段と、

前記第 1 の領域および前記第 2 の領域において前記撮影シーケンスに基づいて取得された複数の OCT 信号に基づいて被検体の OCT モーションコントラストデータを得る取得手段と、を備える OCT 装置。

10

【請求項 2】

前記制御手段は、前記撮影シーケンスにおいて、前記第 1 の領域と前記第 2 の領域との間で、前記複数の OCT 信号の取得に要する時間を、単位面積当たりで互いに異ならせる、請求項 1 記載の OCT 装置。

【請求項 3】

前記制御手段は、前記撮影シーケンスにおいて、前記第 2 領域では、単位面積当たりの A スキャンの回数を、前記第 1 領域よりも増大させる請求項 2 記載の OCT 装置。

【請求項 4】

前記制御手段は、前記撮影シーケンスにおいて、前記第 2 領域では、前記第 1 領域よりも高密度に前記 OCT 信号を取得する請求項 3 記載の OCT 装置。

20

【請求項 5】

前記 OCT 光学系は、前記測定光を偏向し、被検体上で走査する走査部を有し、

前記制御手段は、前記走査部を制御して前記第 1 の領域と前記第 2 の領域との間で時間当たりの走査量を異ならせることによって、取得される前記 OCT 信号の密度を、前記第 1 の領域と前記第 2 の領域との間で互いに異ならせる請求項 4 記載の OCT 装置。

【請求項 6】

前記制御手段は、前記第 2 の領域における少なくとも一部の OCT 信号の走査ポイントにおいて、前記走査部の走査方向に関して隣り合う 2 つの走査ポイントに対して照射された前記測定光のビームスポットがオーバーラップするように、前記走査部を制御する請求項 5 記載の OCT 装置。

30

【請求項 7】

前記制御手段は、

更に、前記第 2 の領域における少なくとも一部の OCT 信号の走査ポイントにおいて、前記走査部の前記走査方向に対する対角方向に関して隣り合う 2 つの走査ポイントに対する前記ビームスポットがオーバーラップするように、前記走査部を制御する請求項 6 記載の OCT 装置。

【請求項 8】

前記取得手段は、前記撮影シーケンスに基づいて取得された複数の OCT 信号に対して、前記第 1 の領域と第 2 の領域との間における走査ポイントの間隔の違いを補正するリマッピング処理を実行したうえで、前記複数の OCT 信号に基づく前記 OCT モーションコントラストデータを得る請求項 4 から 7 のいずれかに記載の OCT 装置。

40

【請求項 9】

前記制御手段は、前記 OCT 光学系を制御して、前記 OCT 信号の繰り返し取得回数を、前記第 1 の領域に対して前記第 2 の領域では増大させる請求項 3 から 8 のいずれかに記載の OCT 装置。

【請求項 10】

前記制御手段は、前記 OCT 光学系を制御して、それぞれの走査ポイントにおける前記 OCT 信号の time interval を、前記第 1 の領域に対して前記第 2 の領域では短縮させる請求項 2 から 9 のいずれかに記載の OCT 装置。

50

【請求項 1 1】

前記制御手段は、前記 OCT 光学系を制御して、それぞれの走査ポイントにおける露光時間を、前記第 1 の領域に対して前記第 2 の領域では長くする 2 から 10 のいずれかに記載の OCT 装置。

【請求項 1 2】

前記第 1 の領域と前記第 2 の領域とのうち少なくとも一方における、位置、大きさ、又は、その両方を設定する設定手段を有する請求項 1 から 1 1 のいずれかに記載の OCT 装置。

【請求項 1 3】

前記 OCT 光学系は、前記被検体として被検眼眼底の OCT 信号を取得することに適しており、

10

前記設定手段は、

前記設定手段は、前記第 2 の領域を、被検眼眼底の黄斑部又は乳頭部が中心に配置されるように設定する請求項 1 2 記載の OCT 装置。

【請求項 1 4】

前記設定手段は、被検体上における注目位置を示す注目位置情報に基づいて、前記注目位置に対して前記第 2 の領域を設定し、さらにその周囲に前記第 1 の領域を設定する請求項 1 2 記載の OCT 装置。

【請求項 1 5】

前記設定手段は、操作入力部を介して検者によって指定された被検体上の位置に前記第 2 の領域を設定し、さらにその周囲に前記第 1 の領域を設定する請求項 1 2 記載の OCT 装置。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本開示は、被検体の OCT モーションコントラストデータを取得する OCT 装置に関する。

【背景技術】

30

【0002】

近年では、OCT 技術を応用して、モーションコントラストを得る装置が提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。特許文献 1 では、被検体における OCT モーションコントラストデータの撮影範囲である第 1 の撮影範囲において OCT 信号を取得し、更に、第 1 の撮影範囲の一部に設定された第 2 の撮影範囲において OCT 信号をより高密度に取得することが、開示されている。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献 1】特開 2018 - 19771 号公報

40

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

OCT モーションコントラストデータの取得には、通常の OCT データの取得に比べて撮影時間を要するので、検者及び被検者にとって負担となり得る。

【0005】

特許文献 1 にかかる上記方法の場合、第 2 の撮影範囲は、第 1 の撮影範囲と完全に重複しているので、第 2 の撮影範囲における OCT モーションコントラストデータが、2 重に撮影されることとなる。

【0006】

50

本開示は、従来技術の問題点に鑑み、モーションコントラストデータを良好に得ることができるＯＣＴ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】

【０００７】

本開示の第１態様に係るＯＣＴ装置は、被検体に照射された測定光と参照光によるＯＣＴ信号を取得するためのＯＣＴ光学系と、被検体上の第１の領域と、前記第１の領域と隣接または部分的に重複する第２の領域とのそれぞれにおいて時間的に異なる複数のＯＣＴ信号を取得する撮影シーケンスであって、前記第１の領域と前記第２の領域との間で撮影条件が異なる撮影シーケンスを、前記ＯＣＴ光学系を所定のトリガに基づいて制御することで実行する制御手段と、前記第１の領域および前記第２の領域において前記撮影シーケンスに基づいて取得された複数のＯＣＴ信号に基づいて被検体のＯＣＴモーションコントラストデータを得る取得手段と、を備える。

10

【発明の効果】

【０００８】

本開示によれば、モーションコントラストデータを良好に得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【０００９】

【図１】一つの実施例の概略を示すブロック図である。

【図２】実施例におけるＯＣＴデバイスの光学系の一例を示す図である。

【図３】モーションコントラストの取得について説明するための図である。

20

【図４】副走査方向のステップを変更することで、領域毎にスキャン密度を異ならせる方法を説明するための図である。

【図５】領域毎に走査スピードを変更することで、領域毎にスキャン密度を異ならせる方法を説明するための図である。

【図６】走査ポイント間に隙間が生じる条件／生じない条件を説明するための図である。

【図７】領域毎にＯＣＴ信号の繰り返し取得回数を変更することで、領域毎にスキャン密度を異ならせる方法を説明するための図である。

【図８】スキャン密度と、ＯＣＴ信号の繰り返し取得回数とを、領域毎に異ならせる撮影方法を説明するための図である。

【図９】本実施例の制御動作を示すフローチャートである。

30

【図１０】撮影範囲全体の正面ＭＣデータの一例である。

【発明を実施するための形態】

【００１０】

以下、本開示における典型的な実施形態について説明する。

【００１１】

本実施形態に係るＯＣＴ装置（光コヒーレンストモグラフィー装置ともいう）は、例えば、ＯＣＴ光学系と、制御部とを備えてもよい（図１参照）。ここで、制御部は、ＯＣＴ光学系を制御するために設けられてもよい。制御部は、例えば、ＯＣＴ光学系を含むＯＣＴ装置の全体を制御するために用いられてもよい。

【００１２】

40

< 基本的構成 >

ＯＣＴ光学系（図２参照）は、例えば、被検体に照射された測定光と参照光によるＯＣＴ信号を取得するために設けられてもよい。ＯＣＴ光学系は、例えば、ＯＣＴ光源と、光分割器と、測定光学系と、参照光学系と、光検出器を主に備えてもよい。この場合、光分割器は、ＯＣＴ光源からの光を測定光と参照光に分割するために設けられてもよい。測定光は、測定光学系を介して被検体に導かれてもよい。被検体で反射された測定光と、参照光との干渉による干渉光が検出器に受光されてもよい。

【００１３】

測定光学系は、例えば、走査部（例えば、光スキャナ）を備えてもよい。走査部は、例えば、被検体上でＸＹ方向（横断方向）に測定光を走査させるために設けられてもよい。

50

例えば、制御部は、走査部を制御し、設定された走査位置に測定光を走査してもよい。

【0014】

参照光学系は、例えば、参照光を生成するために設けられてもよい。参照光は、被検体での測定光の反射によって取得される反射光と合成されてもよい。参照光学系は、マイケルソンタイプであってもよいし、マッハツェンダタイプであってもよい。

【0015】

光検出器は、測定光と参照光との干渉状態を検出するために設けられてもよい。フーリエドメインOCTの場合、例えば、干渉光のスペクトル強度が光検出器によって検出され、スペクトル強度データに対するフーリエ変換によってOCT信号が取得されてもよい。

10

【0016】

制御部は、例えば、OCT光学系によって検出された受光信号に基づいて、被検体のOCT信号(OCTデータともいう)を取得してもよい。さらに、制御部は、測定光の走査等によって異なる位置で得られたOCT信号を並べることで、BスキャンOCT信号を取得してもよい。さらに、深さ方向に直交する方向に関する二次元範囲でのOCT信号を並べることによって3次元OCT信号を取得してもよい。制御部は、得られたOCT信号を記憶部に記憶してもよい。制御部は、得られた結果を表示部に表示してもよい。

【0017】

< モーションコントラストデータの取得 >

制御部は、例えば、被検体のOCT信号(OCTデータ)を処理してOCTモーションコントラストデータ(以下、MCデータ)を取得してもよい(例えば、図3参照)。この場合、制御部は、例えば、同一位置に関して時間的に異なる少なくとも2つのOCT信号を処理して、MCデータを取得してもよい。ここで、MCデータは、例えば、被検体の血流の動きを画像化したデータであってもよい。この場合、MCデータは、血流の動きが輝度値として表現されたデータであってもよい。

20

【0018】

制御部は、例えば、異なる位置でのMCデータを並べることによってBスキャンMCデータを取得してもよい。制御部は、例えば、深さ方向に直交する方向に関する二次元範囲でのMCデータを並べることによって3次元MCデータを取得してもよい。さらに、制御部は、3次元MCデータを処理して正面MCデータを取得してもよい。

30

【0019】

MCデータを取得するためのOCTデータの演算方法としては、例えば、複素OCTデータの強度差もしくは振幅差を算出する方法、複素OCTデータの強度もしくは振幅の分散もしくは標準偏差を算出する方法(Speckle variance)、複素OCTデータの位相差もしくは分散を算出する方法、複素OCTデータのベクトル差分を算出する方法、複素OCT信号の位相差及びベクトル差分を掛け合わせる方法が挙げられる。なお、演算手法の一つとして、例えば、特開2015-131107号公報を参照されたい。

【0020】

MCデータの基礎となるOCT信号を得る場合、制御部は、例えば、走査部を制御し、同一の走査ラインに関して測定光を複数回走査することによって、時間的に異なる複数のBスキャンOCT信号を得てもよい。制御部は、時間的に異なる複数のBスキャンOCT信号を処理して、BスキャンMCデータを得てもよい。

40

【0021】

さらに、制御部は、二次元走査範囲を形成する複数の走査ラインに関してそれぞれ、測定光を複数回走査してもよい。制御部は、各走査ラインに関して、時間的に異なる複数のBスキャンOCT信号を処理してBスキャンMCデータを取得してもよい。制御部は、各走査ラインでのBスキャンMCデータに基づいて、3次元MCデータを取得してもよい。

【0022】

< MCデータの撮影シーケンス >

50

制御部は、所定のトリガに基づいてOCT光学系を制御することにより、以下のような撮影シーケンスを実行してもよい。撮影シーケンスにおけるMCデータの撮影範囲は、例えば、第1の領域と第2の領域とに大別されてもよい。この場合において、第1の領域と第2の領域とは、隣接または部分的に重複していてもよい。各々の領域は、予め定められていてもよいし、他の被検体の画像に基づいて自動または手動で設定されてもよい（詳細は後述する）。第2の領域は、疾患部等の注目部位であり、第1の領域はその周辺部であることが望ましい。なお、第1の領域と第2の領域とが「隣接」する場合は、両者の間の隙間がゼロである場合に限定されるものではなく、両者の間には、許容しうる程度の隙間が生じていてもよい。

【0023】

本実施形態における撮影シーケンスでは、被検体上の第1の領域と第2の領域との各々に対するOCT信号（OCTデータ）の取得動作が、1つのトリガ信号に基づいて、連続的に行われてもよい。このとき、第1の領域と第2の領域とのそれぞれにおいてMCデータを得るために、第1の領域と第2の領域とのそれぞれにおいて時間的に異なる複数のOCTデータが取得される。

【0024】

さらにこのとき、本実施形態の撮影シーケンスでは、第1の領域と第2の領域との間で、撮影条件が互いに異なる。その結果として、本実施形態では、第2の領域では、第1の領域よりもS/N比が高いMCデータが取得されてもよい。

【0025】

例えば、制御部は、MCデータの基となる複数のOCT信号の取得に要する時間を、単位面積当たりで互いに異ならせるような撮影シーケンスを実行してもよい。

【0026】

例えば、上記の撮影シーケンスでは、第2の領域における単位面積当たりのAスキャンの回数が、第1の領域よりも多く設定されてもよい。この場合、第2の領域のほうが、第1の領域と比べて、MCデータの基となる複数のOCT信号の取得に要する時間が長くなる。また、撮影シーケンスの結果として、第2の領域におけるMCデータのS/N比が、第1の領域に比べて高くなりやすい。

【0027】

第2の領域における単位面積当たりのAスキャンの回数を第1の領域よりも多く設定するような撮影シーケンスの1つの具体例としては、第1の領域と第2の領域との間で、OCTデータを取得する密度を異ならせることが考えられる。即ち、第2の領域では、第1の領域よりも高密度にOCTデータが取得されてもよい。このとき、第2の領域では、走査量あたりの走査ポイントの数が、第1の領域に比べて多く設定されてもよい。また、第2の領域では、同一位置におけるOCTデータの繰り返し取得回数が、第1の領域と比べて多く設定されてもよい。

【0028】

このような撮影シーケンスの結果として、第1の領域については、相対的に画質が低いMCデータが得られ、第2の領域については、高密度なOCTデータに基づく高画質なMCデータが得られる。第2の領域のMCデータは、血管等に関する異常部位、および、特徴部位での血管状態等のいずれかの確認を行ううえで、より有利となる。また、第2の領域に対して第1の領域が完全に重複しないので、撮影範囲全体のMCデータの撮影時間を短縮できる。つまり、本実施形態の撮影シーケンスでは、撮影時間を短縮しつつも、領域毎に必要なとされる情報量を持つMCデータを得ることができる。

【0029】

制御部は、例えば、OCT光学系を制御し、設定部によって設定された撮影範囲でのMCデータを動画像として得てもよい。制御部は、MCデータの動画像を表示部に表示してもよい。これによって、MCデータを動画像として確認でき、血流の変化などを確認できる。もちろん、動画像に限定されず、制御部は、設定された撮影範囲でのMCデータの静止画を得てもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

なお、制御部は、取得された撮影範囲でのMCデータを解析し、解析パラメータを得るようにしてもよい。これによれば、例えば、注目部位のMCデータによる解析パラメータが得られるので、注目部位の診断を好適に行うことができる。この場合、予め取得された画像データがMCデータの場合、予め取得されたMCデータと撮影範囲でのMCデータとの両方で解析処理が行われ、各データに基づく解析パラメータが表示部に表示されてもよい。なお、撮影範囲でのMCデータを動画として得る場合、制御部は、OCT光学系を制御してMCデータを繰り返し取得し、取得されたMCデータをライブ画像として表示部に表示してもよい。

【 0 0 3 1 】

10

例えば、第2のMCデータを正面動画像又は3次元動画像として得る場合、被検体における血流速度を考慮して、各位置でのMCデータが検出されるようにOCT光学系を制御してもよい。この場合、同一位置での時間的に異なるOCT信号において、血流変化による信号の変化を検出するべく、同一位置にて測定光を再度走査する際の時間間隔が設定されてもよい。

【 0 0 3 2 】

< 走査量の調整による、OCTデータの取得密度の変更 >

制御部は、走査部を制御して第1の領域と第2の領域との間で時間当たりの走査量を異ならせることによって、取得されるOCTデータの密度を、第1の領域と第2の領域との間で互いに異ならせてもよい。この場合、例えば、ラスタースキャンによって被検体上で2次元的に測定光が走査されるのであれば、スキャンライン同士の間隔を規定する副走査方向（「slow軸方向」ともいう）のステップを変更してもよい（図4参照）。また、第1の領域と第2の領域との間で、主走査方向（「fast軸方向」ともいう）の走査スピードを変更してもよい（図5参照）。或いは、両者は併用されてもよい。

20

【 0 0 3 3 】

図4A、図4Bを用いて副走査方向のステップを変更する制御の一例を説明する。ここでは、3mm×3mmの領域が撮影される。撮影範囲のうち副走査方向に関して中心付近の1/2が第2の領域（符号A2で示す）であり、その上下の1/4ずつが第1の領域（符号A1で示す）である。図4Bに示すように、各領域では、副走査方向の1ステップあたりで、主走査が2回行われる。図4Aでは、全体の1/2に相当する第2の領域の幅であって、副走査方向に関する幅が、1.5mmとなる。この幅に対して、128A-scansで撮影した場合、スキャン密度は、11.7μm/A-scanとなる。つまり、第2の領域における1ステップは、11.7μmとなる。

30

【 0 0 3 4 】

また、全体の1/4に相当する第1の領域の幅であって、副走査方向に関する幅は、0.75mmとなる。この幅を、42A-scansで撮影した場合、スキャン密度は、17.9μm/A-scanとなる。つまり、第1の領域の領域における1ステップは、17.9μmとなる。

【 0 0 3 5 】

このとき、撮影範囲全体を、11.7μm/A-scanで撮影した場合と比べ、82.8%の所要時間で全体を撮影できる（つまり、短縮率FS=82.8%）。一般化すると、第1の領域の割合をRとし、第1の領域の走査ポイントの数を N_L とし、第2の領域の走査ポイントの数を N_H とした場合に、短縮率FSは、次の式（1）で示すことができる。

40

【 0 0 3 6 】

【数 1】

$$FS = \frac{N_H(1 - R) + N_L R}{N_H} = 1 - \left(1 - \frac{N_L}{N_H}\right) R \quad \cdots (1)$$

【0037】

次に、図 5 を用いて主走査方向の走査スピードを変更する制御の一例を説明する。図 5 に示すように、第 1 の領域と第 2 の領域とを横断するようなスキャンラインにおいて測定光が走査される場合、そのスキャンラインに対する走査の途中で、制御部は、走査スピードを領域毎に変更してもよい。走査スピードは、図 5 B に示すように、段階的に異なる値に変化してもよいし、図 5 C に示すように、連続的に（滑らかに）変化してもよい。なお、図 5 C では、tangent 関数状に、主走査方向の走査スピードが変化する例を示している。

【0038】

< 第 2 の領域では、隣り合う走査ポイントにおいてビームスポットをオーバーラップさせる >

上記のように第 1 の領域と第 2 の領域との間で時間当たりの走査量を異ならせる場合、制御部は走査部を制御することによって、測定光のビームスポットを、第 2 の領域において隣り合う走査ポイントの間でオーバーラップさせてもよい（部分的に重ね合せてもよい）。ここでいう走査ポイントは、OCT 信号の取得位置である。また、隣り合う走査ポイントにおいて照射される。

【0039】

制御部は、ビームスポットのオーバーラップを、走査部の走査方向に関して隣りあう 2 つの間で少なくとも生じさせてもよい。走査ポイントの間隔が狭くなるほど、MC データにおいて、例えば、毛細血管等をより漏れなく検出できる。より好ましくは、図 6 B に示すように、走査方向に対する対角方向に関して隣り合う 2 つの走査ポイントのビームスポットを、オーバーラップさせてもよい。このようにオーバーラップさせた領域では、ビームスポット同士の間隔が生じ難くなる。その結果、例えば、毛細血管が一層良好に検出できるようになる。

【0040】

ここで、対角方向に関して隣り合う 2 つのビームスポットをオーバーラップさせる場合における好ましい条件を、図 6 を参照して説明する。図 6 において、スポット径は約 25 μm であると仮定する。ここで、図 6 A に示すように、X 方向、Y 方向それぞれのスキャン間隔（走査ポイントの中心間距離を、スポット径と同じ 25 μm 程度と仮定すると、4 つのビームスポットの中心に隙間が生じることが見て取れる。例えば、眼科分野では、モーションコントラストの撮影に利用する対象物が、上記の隙間に対して小さいことが想定される。例えば、対象物の一例である、赤血球のサイズが約 8 μm であり、毛細血管は最小で約 2 μm である。よって、上記のような隙間があると、対象物に照射されず、モーションコントラストを適正に描写できない場合が考えられる。

【0041】

これに対し、図 6 B に示すように、「対角方向のスキャン間隔 < ビームスポットのスポット径」という関係性が成り立つのであれば、走査方向に対する対角方向に関して隣り合う 2 つの走査ポイントのビームスポットを、オーバーラップさせることができ、隙間が生じなくなる。このようにすることで、毛細血管を漏れなく検出できるようになる。

【0042】

また、本実施形態において、第 1 の領域および第 2 の領域は、被検体上の各走査ポイントにおけるビームスポットのスポット径を考慮して定められていてもよい。例えば、被検

体として被検眼眼底が撮影される場合、本実施形態の OCT 装置では、前眼部を中心に測定光が旋回されるが、眼底の湾曲によって、眼底の位置毎にビームスポットのスポット径が異なりうる。このとき、ビームウェスト位置が眼底中心部を基準に設定されていると、眼底周辺部では眼底中心部に対してビームスポットのスポット径が大きくなる。そこで、この場合、眼底中心部を第 2 の領域とし、その周辺部である眼底周辺部を第 1 の領域とし、眼底中心部における走査ポイントの間隔を相対的に狭くすることで、眼底の全範囲において血管を漏れなく検出しやすくなる。

【 0 0 4 3 】

< OCT データのリマッピング処理 >

第 1 の領域と第 2 の領域とを横断するスキャンラインへの走査が行われ、且つ、領域に応じて走査スピードが変化する場合、リマッピング処理を行って、第 1 の領域と第 2 の領域との間における走査ポイントの間隔の違いを補正してもよい。第 1 の領域では第 2 の領域に比べて走査量当たりの走査ポイントの数が少なくなるため、単純に配置すると伸縮されたような画像になってしまう。そこで、リマッピング処理では、第 1 の領域において連続する走査ポイントの中間点についての OCT データが、近傍の OCT データに基づいて補間されてもよい。補間手法としては、種々の方法が採用可能である。例えば、「Nearest neighbor 法」、「bilinear 法」、「bicubic 法」、「Lanczos 法」等のうちいずれの手法が用いられてもよい。例えば、第 2 の領域における走査スピードが、第 1 の領域における走査スピードの $1/2$ 倍となるのであれば、第 1 の領域における OCT データの数を 2 倍にするようなリマッピング処理が行われてもよい。リマッピング処理後の OCT データに基づいて生成される MC データでは、第 1 の領域と第 2 の領域との境界付近がより良好に描画される。

10

20

【 0 0 4 4 】

< MC データの基となる OCT 信号の繰り返し取得回数を、領域毎に異ならせる >

第 2 の領域において、単位面積当たりの A スキャンの回数が、第 1 の領域よりも増大される撮影シーケンスの別の 1 つの例として、MC データを得るための OCT 信号の繰り返し取得回数を、第 1 の領域に比べて第 2 の領域において多く設定してもよい。MC データを得るための OCT 信号の繰り返し取得回数は、例えば、同一のスキャンラインに対する B スキャンの回数であってもよい。但し、必ずしもこれに限定されるものではない。

30

【 0 0 4 5 】

一例として、第 1 の領域（符号 A 1 で示す）では、OCT 信号を、各走査ポイントにおいて 2 回繰り返し取得し、第 2 の領域（符号 A 2 で示す）では、OCT 信号を 4 回繰り返し取得する場合を、図 7 B に示す。図 7 B に示すように、第 1 領域では、1 ステップあたりで（D 1 で示される範囲あたりで）測定光の主走査が 2 回繰り返される。また、第 2 の領域では、1 ステップあたりで（D 2 で示される範囲あたりで）測定光の主走査が 4 回繰り返される。

【 0 0 4 6 】

このような動作で得られた OCT 信号に基づいて、モーションコントラスト演算を最短の time interval である場合、第 1 の領域の撮影結果からは、1 枚分の MC データが、第 2 の領域の撮影結果からは 3 枚分の MC データが、それぞれ得られる。第 2 の領域で得られた 3 枚分の MC データを加算平均することで該領域の S/N 比が改善される。ここで、図 7 B のように、撮影範囲全体の $1/2$ の領域（ハッチング部分）については、第 2 の領域として 4 枚撮影を行い、残り $1/2$ の領域については第 1 の領域として 2 枚撮影を行った場合、全体を 4 枚撮影する場合に比べて、撮影時間の短縮率は、75%となる。なお、一般化すると、第 1 の領域の割合を R とし、第 1 の領域における撮影回数（OCT 信号の繰り返し取得回数）を N_L とし、第 2 の領域における撮影回数を N_H とした場合に、短縮率 FS は、次の式（2）で示すことができる。

40

【 0 0 4 7 】

【数 2】

$$FS = \frac{N_H(1-R) + N_L R}{N_H} = 1 - \left(1 - \frac{N_L}{N_H}\right) R \quad \cdots (2)$$

【0048】

また、第2の領域についてのMCデータのS/N比を、第1の領域よりも向上させる他の手法としては、各位置でのOCT信号の取得時間（走査ポイントにおける露光時間）を、第2の領域では、第1の領域よりも長くすることが挙げられる。

10

【0049】

また、それぞれの走査ポイントにおけるOCT信号のtime intervalを、第1の領域に対して第2の領域では短くしてもよい。なお、この場合は、MCデータの基となる複数のOCT信号の取得に要する時間であって、単位面積あたりの時間は、第1の領域に比べて第2の領域のほうが短くなりやすいと考えられる。

【0050】

スキャン密度、繰り返し取得回数、および、露光時間、time intervalのうち2つ以上を、撮影範囲の領域毎に異ならせてもよい。例えば、図8の例のように領域を分けて撮影が行われてもよい。一例として、符号A2，符号A1bで示すY方向の中心領域は、繰り返し取得回数が4回の領域である。その中でも、符号A2で示す中心領域は、相対的に高いスキャン密度でOCT信号が取得され、符号A1bの領域は、相対的に低いスキャン密度でOCT信号が取得される。残りの符号A1で示す領域は、繰り返し取得回数が2回と少なく、尚且つ、相対的に低いスキャン密度でOCT信号が取得される。

20

【0051】

< MCデータの撮影条件の設定 >

更に、OCT装置には、被検体上におけるMCデータの撮影条件を設定する設定部が設けられていてもよい。

【0052】

設定部は、例えば、MCデータの撮影範囲、撮影範囲の中で領域毎にOCTデータの取得密度を異ならせるか否か、第1の領域と第2の領域との位置・大きさ・形状、のうち少なくとも1つを設定してもよい。設定部は、制御部が兼用してもよいし、別のプロセッサが用いられてもよい。設定部は、例えば、予め取得された画像データに基づいてMCデータの撮影条件を設定してもよい。

30

【0053】

< 撮影範囲の設定 >

設定部は、撮影条件の1つとして、撮影範囲を設定してもよい。撮影範囲としては、XY方向（深さ（Z）方向に直交する方向）に関して一次元的であってもよいし、二次元的であってもよい。なお、一次元的な撮影範囲の場合、例えば、一つの走査ラインに関してラインスキャンによってMCデータが取得されてもよいし、二次元的な撮影範囲の場合、撮影範囲が矩形であってもよく、例えば、ラスタースキャンによってMCデータが取得されてもよい。その他、撮影範囲が放射状であってもよく、例えば、ラジアルスキャンによってMCデータが取得されてもよい。

40

【0054】

< 撮影範囲に対するOCTデータの取得密度・および繰り返し取得回数の設定 >

設定部は、撮影条件の1つとして、撮影範囲の中でOCTデータの取得密度を異ならせるか否かを設定してもよい。例えば、設定部は、可変密度モードと、固定密度モードと、の中から、撮影モードを選択可能であってもよい。可変密度モードは、部分的に高密度にMCデータを撮影する撮影モードである。詳細には、第1の領域と第2の領域とが、撮影

50

範囲に対して設定され、撮影が行われるモードである。

【 0 0 5 5 】

固定密度モードは、各領域を固定密度（予め定められた密度）でMCデータを撮影する撮影モードである。固定密度モードは、例えば、可変密度モードにおける第1の領域または第2の領域と同様の密度で撮影範囲全体を撮影してもよいし、いずれとも異なる密度で撮影範囲全体を撮影してもよい。また、任意の密度が設定可能であってもよい。

【 0 0 5 6 】

<アラート>

上記の固定密度モードにおいて、あるいは、可変密度モードにおける第1の領域において、スキャン密度が所定の閾値を下回る場合に、アラートが出力されてもよい。アラートとして、例えば、注意文等の表示が行われてもよい。例えば、以下の式（3）が成り立つときに、アラートが出力されてもよい。

【 0 0 5 7 】

【数3】

$$\sqrt{\left(\frac{F_x}{N_x}\right)^2 + \left(\frac{F_y}{N_y}\right)^2} > \alpha d \quad \cdots (3)$$

【 0 0 5 8 】

但し、式（3）において、dは、ビームスポットのスポット径であり、F_x、F_yは、それぞれ、x方向、y方向のFOVであり、N_x、N_yは、それぞれ、x方向、y方向のポイント数である。式（3）によれば、対角方向の走査ポイントの間隔が、スポット径の倍を超えたときに、アラートが出力される。αは、1以上の数値であってもよく、適宜変更可能であってもよい。

【 0 0 5 9 】

<第1の領域と第2の領域とを、予め用意されたパターンの中から選択>

撮影範囲における第1の領域と第2の領域とは、撮影範囲と共に設定部によって設定されてもよい。例えば、撮影範囲に対して第1の領域および第2の領域の位置が予め定められていてもよい。また、撮影範囲に対する第1の領域と第2の領域との配置パターンが1つ以上用意されており、配置パターンが自動または手動で選択されることで、第1の領域と第2の領域とが設定されてもよい。

【 0 0 6 0 】

例えば、本実施形態を眼科分野へ適用する場合、黄斑中心窩の近傍に第2の領域が設定され、それよりも外側が第1の領域であるような配置パターンが、設定部によって設定されてもよい。例えば、第2の領域は、黄斑中心窩の周囲3mm×3mmの領域であってもよい。また、第1の領域は、3mm×3mmの領域よりも外側の9mm×9mmの領域とする。但し、各領域の大きさは必ずしもこれに限られるものでない。加齢黄斑変性の診断において脈絡膜新生血管（CNV）の発生を確認するうえで、黄斑中心窩については詳細なMCデータが必要とされる。上記の配置パターンでは、第2の領域は3mm×3mmの大きさがあるので、CNVの診断に必要な範囲は第2の領域によって包含される。また、その外側の領域は、例えば、網膜静脈分岐閉塞症（BRVO）および糖尿病網膜症（DR）等の診断等において利用される。但し、その場合においては、無灌流域（NPA）の有無が確認されている程度であって、微細な血管についての情報までは、必ずしも必要とされていない。上記の配置パターンにおいて、外側領域は、第1の領域と対応している。よって、上記のような配置パターンが設定されることにより、各部位において必要な情報量を持つMCデータを、より短い撮影時間で取得できると考えられる。

【 0 0 6 1 】

予め用意された複数の配置パターンの中から手動で選択される場合、設定部は、配置パターンを検者が設定するための指示信号を受け付ける指示受付部を備えてもよい。例えば、第1の領域と第2の領域とが縦縞状に配置される「第1パターン」と、第1の領域と第2の領域とが横縞状に配置される「第2パターン」と、第2の領域がX Yの各方向に関して撮影範囲全体の一部に設定される「第3パターン」とのうち少なくとも2つ以上かなる選択肢から、いずれか1つのパターンが選択可能であってもよい。また、上記の各パターンのいずれかにおいて、第1の領域と第2の領域との比率、および、各領域の位置関係のうち、いずれかが互いに異なる複数のパターンが更に用意されていてもよく、その中からいずれかが選択可能であってもよい。

【0062】

< 撮影範囲を、予め取得された画像データに基づいて設定 >

また、設定部は、予め取得された画像データに基づいて、MCデータの撮影範囲を設定してもよい。予め取得された画像データとしては、静止画としてキャプチャーされた画像であってもよいし、動画であってもよい。予め取得された画像データとしては、例えば、OCT光学系を用いて予め取得された画像データであってもよい。これによって、例えば、OCT光学系を用いて取得された画像データによって撮影範囲を設定できるので、撮影範囲の設定を精度よく行うことができる。この場合、例えば、MCデータであってもよいし、OCT信号(OCTデータ)であってもよい。MCデータとしては、例えば、BスキャンMCデータであってもよいし、正面MCデータであってもよいし、3次元MCデータであってもよい。また、OCT信号としては、BスキャンOCTデータであってもよいし、正面OCTデータであってもよいし、3次元OCTデータであってもよい。

【0063】

予め取得された画像データとしては、例えば、OCT光学系とは異なる光学系を用いて予め取得された画像データであってもよい。この場合、OCT光学系とは異なる光学系としては、例えば、OCT光学系とは異なる光検出器を備え、被検体の正面画像を撮影する正面撮影光学系であってもよい。例えば、被検体が眼底の場合、正面撮影光学系は、眼底カメラ光学系であってもよいし、SLO光学系(スキャニング・レーザ・オフサルモスコプ)であってもよい。また、眼底の血流を計測するためのレーザスペckルフローグラフィ(LSFG)であってもよい。また、画像データに限定されず、設定部は、眼科検査装置を用いて予め取得された検査データに基づいて、MCデータの撮影範囲を設定してもよい。検査データとしては、例えば、視野計を用いて予め取得された視野計測結果であってもよい(眼底のMCデータを得る際に有用)。また、検査データとしては、例えば、角膜形状測定装置を用いて予め取得された検査データに基づいて、MCデータの撮影範囲を設定してもよい(前眼部のMCデータを得る際に有用)。

【0064】

前述の画像データを予め得るための装置構成は、本実施形態に係るOCT装置に設けられてもよいし、本実施形態に係るOCT装置とは別の筐体に配置されてもよい。なお、別の筐体にて画像データが取得される場合、有線又は無線の通信手段を介して、OCT装置に画像データが送られてもよい。

【0065】

設定部は、予め取得された画像データを解析し、解析結果に基づいてMCデータの撮影範囲を設定してもよい。これによって、MCデータの撮影範囲を容易に設定できる。なお、画像データの解析は、例えば、画像処理によって行われてもよい。

【0066】

画像データを解析する場合、設定部は、例えば、予め取得された画像データを解析することによって注目部位を特定し、特定された注目部位が含まれるように撮影範囲を設定してもよい。注目部位は、例えば、被検体における異常部位であってもよいし、被検体の特徴部位であってもよい。注目部位を特定するための手法としては、例えば、注目部位の画像的特徴(例えば、形態、輝度、サイズ等)を利用して注目部位を特定するために作成された画像処理プログラムを用いて、画像処理によって注目部位が特定されてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 7 】

注目部位が特定された場合、設定部は、例えば、注目部位が撮影範囲に含まれるように、撮影範囲を自動的に設定してよい。この場合、設定部は、例えば、特定された注目部位の大きさに応じて撮影範囲の大きさを変更してもよい。また、このとき、注目部位を第2の領域とし、それ以外の撮影範囲を第1の領域として設定してもよい。なお、注目部位が複数存在する、或いは注目部位が広範囲に及ぶような場合、設定部は、例えば、複数の撮影範囲を設定してもよい。この場合、各注目領域に対して第2の領域が設定され、それ以外が第1の領域として設定されてもよい。

【 0 0 6 8 】

また、注目部位に関して撮影範囲を設定する場合、設定部は、例えば、予め取得された画像データを解析することによって被検体の注目部位を特定し、特定された注目部位の位置を表示部に表示してもよい。さらに、設定部は、例えば、表示部上の注目部位の位置に基づいて撮影範囲を設定可能であってもよい。

【 0 0 6 9 】

解析結果に基づいてMCデータの撮影範囲を設定する場合、上記手法に限定されず、設定部は、例えば、画像データを解析した際の解析パラメータ（例えば、解析値）に基づいて、MCデータの撮影範囲を設定してもよい。この場合、予め取得された画像データは、MCデータの場合であってもよい。例えば、設定部は、予め取得されたMCデータを解析することによって被検体の少なくとも一部の血管密度を求め、血管密度が閾値を超える領域を注目部位として、第1の領域および第2の領域の設定を行ってもよい。もちろん、血管密度が閾値を下回る領域が注目部位であってもよい。また、例えば、アーケード血管を検出し、その内側を第2の領域とし、外側を第1の領域として設定してもよい。反対に、内側が第1の領域、外側が第2の領域として設定されてもよい。なお、解析パラメータを得る場合、設定部は、XY方向に関して画像データを複数の領域に分割し、分割された各領域に関して解析パラメータを求めてもよい。

【 0 0 7 0 】

解析結果に基づいてMCデータの撮影範囲を設定する場合、正常か否かの判定処理として、被検体の血管に関する正常眼データベースが用いられてもよい。設定部は、判定処理の結果に基づいて撮影範囲を設定してもよく、例えば、異常と判定された領域を撮影範囲として設定してもよいし、正常と判定された領域を撮影範囲として設定してもよい。例えば、設定部は、予め取得されたMCデータを解析することによって求められた被検体の血管密度に関し、血管密度に関する正常眼データベースを用いて正常か否かを判定処理し、判定結果に基づいて撮影範囲を設定してもよい。

【 0 0 7 1 】

また、設定部は、予め取得されたMCデータと、血管形状に関する正常眼データベース（例えば、正常眼の血管モデル）との相違度を画像処理によって求め、正常か否かを相違度に応じて判定処理し、判定結果に基づいて撮影範囲を設定してもよい。なお、MCデータに基づいて、眼底血管の解析パラメータ（例えば、血管密度、血管形状）を求める場合、被検眼の眼軸長値に応じて、解析パラメータを補正してもよい。これによって、眼軸長の違いに伴うデータ取得領域の違いを補正できる。また、前述したように、眼底の解析パラメータと正常眼データベースとの比較を行う場合においても、正確な比較を行うことができる。

【 0 0 7 2 】

解析パラメータに基づく撮影範囲の設定に関し、予め取得された画像データは、OCTデータであってもよい。例えば、設定部は、予め取得されたOCTデータを解析することによって被検体の少なくとも一部の厚みを求め、厚みが閾値を超える領域を撮影範囲として設定してもよい。もちろん、厚みが閾値を下回る領域が撮影範囲として設定されてもよい。このとき、厚みの違いによって、第1の領域と第2の領域とが分けられてもよい。なお、撮影範囲を設定する他の例としては、設定部は、MCデータの撮影範囲を検者が設定するための指示信号を受け付ける指示受付部を備えてもよい。設定部は、指示受付部が

らの指示信号に基づいてMCデータの撮影範囲を設定してもよい。これによって、例えば、検者の所望部位を撮影範囲として設定できる。この場合、例えば、予め取得された画像データが表示部にされてもよく、設定部は、操作部からの指示信号に基づいて、予め取得された画像データ上でMCデータの撮影範囲を設定してもよい。なお、設定部は、MCデータ上において撮影範囲に対応する電子的表示を行ってもよい。なお、撮影範囲の大きさ、位置の少なくともいずれかを変更可能であってもよい。さらに、撮影範囲の大きさ、位置の変更に応じて、電子的表示を変更してもよい。

【0073】

ここで、予め取得された画像データとして、OCT光学系によって得られた正面MCデータ又は正面OCTデータが用いられることで、例えば、深さ方向に直交する方向に関するOCTデータを二次元的に備えているので、撮影範囲を正確に設定することができる。

10

【0074】

なお、設定部は、例えば、被検体における一部の3次元領域を撮影範囲として設定可能であってもよい。これにより、被検体における一部の3次元領域に関するMCデータが取得可能である。

【0075】

また、設定部によって設定されるMCデータの撮影範囲は、予め取得された画像データよりも狭い撮影範囲であってもよい。これによって、例えば、画像データの注目部位に関するMCデータが取得可能である。この場合、撮影範囲は、深さ方向に直交する方向に関して少なくとも撮影範囲が狭くてもよい。

20

【0076】

<被検眼への適用>

なお、本実施形態のOCT装置は、例えば、眼（前眼部、眼底等）のOCT信号を取得する眼科用OCT装置に適用可能である。この場合、予め取得された画像データとしては、例えば、眼の正面MCデータ、眼の正面OCTデータであってもよい。眼の正面MCデータ（又は眼の正面OCTデータ）は、例えば、眼の3次元MCデータ（又は眼の3次元OCTデータ）から生成されてもよく、例えば、深さ方向の少なくとも一部の領域に関して3次元データを画像化することによって取得されてもよい。

【0077】

眼の正面MCデータ（又は眼の正面OCTデータ）は、深さ方向全体の層領域に関して3次元MCデータ（又は3次元OCTデータ）を演算することによって取得されてもよい。

30

【0078】

眼の正面MCデータ（又は眼の正面OCTデータ）は、3次元MCデータ（又は3次元OCTデータ）を深さ方向の一部の特定の層領域に関して3次元MCデータ（又は3次元OCTデータ）を演算することによって取得されてもよい。演算手法としては、積算処理であってもよいし、他の手法（例えば、ヒストグラム演算）であってもよい。特定の層領域に関するデータは、例えば、3次元MCデータ（又は3次元OCTデータ）に対するセグメンテーション処理によって、各データは層毎に分離されてもよい。

【0079】

例えば、眼底の特定の層領域に関する正面MCデータ（又は正面OCTデータ）を用いて、MCデータの撮影範囲を設定することによって、特定の層の状態を考慮した撮影範囲を設定できる。また、深さ方向に直交する方向に関して二次元的な情報を持つので、例えば、注目部位に関する撮影範囲の設定を精度よく行うことができる。

40

【0080】

なお、被検体としては、眼（前眼部、眼底等）、皮膚など生体のほか、生体以外 material であってもよい。

【0081】

<実施例>

以下、本実施形態に係る本実施例のOCT装置について図面を用いて説明する。図1に

50

示す OCT 装置 1 は、OCT デバイス 10 によって取得された OCT 信号を処理する。

【0082】

OCT 装置 1 は、例えば、CPU 71 を備える。CPU 71 は、例えば、一般的な CPU (Central Processing Unit) 71、ROM 72、RAM 73、等で実現される。ROM 72 には、例えば、OCT 信号を処理するための OCT 信号処理プログラム、OCT デバイス 10 の動作を制御するための各種プログラム、初期値等が記憶される。RAM 73 は、例えば、各種情報を一時的に記憶する。なお、CPU 71 は、複数の制御部 (つまり、複数のプロセッサ) によって構成されてもよい。

【0083】

CPU 71 には、図 1 に示すように、例えば、記憶部 (例えば、不揮発性メモリ) 74、操作部 76、および表示部 75 等が電氣的に接続されている。記憶部 74 は、例えば、電源の供給が遮断されても記憶内容を保持できる非一過性の記憶媒体である。例えば、ハードディスクドライブ、フラッシュ ROM、着脱可能な USB メモリ等を記憶部 74 として使用することができる。

【0084】

操作部 76 には、検者による各種操作指示が入力される。操作部 76 は、入力された操作指示に応じた信号を CPU 71 に出力する。操作部 76 には、例えば、マウス、ジョイスティック、キーボード、タッチパネル等の少なくともいずれかのユーザーインターフェイスを用いればよい。

【0085】

表示部 75 は、装置 1 の本体に搭載されたディスプレイであってもよいし、本体に接続されたディスプレイであってもよい。例えば、パーソナルコンピュータ (以下、「PC」という。) のディスプレイを用いてもよい。複数のディスプレイが併用されてもよい。また、表示部 75 は、タッチパネルであってもよい。表示部 75 がタッチパネルである場合、表示部 75 は操作部 76 として兼用されてもよい。表示部 75 は、例えば、OCT デバイス 10 によって取得された OCT 画像、モーションコントラスト画像等を表示する。

【0086】

なお、本実施例の OCT 装置 1 は、例えば、OCT デバイス 10 が接続されている。接続方法は、無線であってもよいし、有線であってもよいし、その両方であってもよい。なお、OCT 装置 1 は、例えば、OCT デバイス 10 と同一の筐体に収納された一体的な構成であってもよいし、別々の構成であってもよい。CPU 71 は、接続された OCT デバイス 10 から OCT 信号、モーションコントラストデータ、En face 画像等の少なくともいずれかの OCT データを取得してもよい。もちろん、CPU 71 は、OCT デバイス 10 と接続されていなくともよい。この場合、CPU 71 は、記憶媒体を介して OCT デバイス 10 によって撮影された OCT データを取得してもよい。

【0087】

< OCT デバイス >

以下、図 2 に基づいて OCT デバイス 10 の概略を説明する。例えば、OCT デバイス 10 は、被検眼 E に測定光を照射し、その反射光と測定光とによって取得された OCT 信号を取得する。OCT デバイス 10 は、例えば、OCT 光学系 100 を主に備える。

【0088】

< OCT 光学系 >

OCT 光学系 100 は、被検眼 E に測定光を照射し、その反射光と参照光との干渉信号を検出する。OCT 光学系 100 は、例えば、測定光源 102 と、カップラー (光分割器) 104 と、測定光学系 106 と、参照光学系 110 と、検出器 120 等を主に備える。

【0089】

OCT 光学系 100 は、いわゆる光断層干渉計 (OCT: Optical coherence tomography) の光学系である。OCT 光学系 100 は、測定光源 102 から出射された光をカップラー 104 によって測定光 (試料光) と参照光に分割する。分割された測定光は測定光学

10

20

30

40

50

系 1 0 6 へ、参照光は参照光学系 1 1 0 へそれぞれ導光される。測定光は測定光学系 1 0 6 を介して被検眼 E の眼底 E f に導かれる。その後、被検眼 E によって反射された測定光と、参照光との合成による干渉光を検出器 1 2 0 に受光させる。

【 0 0 9 0 】

測定光学系 1 0 6 は、例えば、走査部（例えば、光スキャナ）1 0 8 を備える。走査部 1 0 8 は、例えば、被検眼上の撮像位置を変更するため、被検眼上における測定光の走査位置を変更する。例えば、C P U 7 1 は、設定された走査位置情報に基づいて走査部 1 0 8 の動作を制御し、検出器 1 2 0 によって検出された受光信号に基づいて O C T 信号を取得する。

【 0 0 9 1 】

走査部 1 0 8 は、例えば、眼底上で X Y 方向（横断方向）に測定光を走査させる。走査部 1 0 8 は、瞳孔と略共役な位置に配置される。例えば、走査部 1 0 8 は、2 つのガルバノミラー 5 1 , 5 2 を有し、その反射角度が駆動機構 5 0 によって任意に調整される。これによって、光源 1 0 2 から出射された光束はその反射（進行）方向が変化され、眼底上で任意の方向に走査される。つまり、眼底 E f 上における「B スキャン」が行われる。なお、走査部 1 0 8 としては、光を偏向させる構成であればよい。例えば、反射ミラー（ガルバノミラー、ポリゴンミラー、レゾナントスキャナ）の他、光の進行（偏向）方向を変化させる音響光学素子（A O M）等が用いられる。

【 0 0 9 2 】

また、測定光学系 1 0 6 は、対物光学系 1 0 9 を有してもよい。対物光学系 1 0 9 は、測定光の旋回点を、被検眼の前眼部に形成する。旋回点は、対物光学系 1 0 9 に関して光スキャナ 1 0 8 と共役な位置に形成される。

【 0 0 9 3 】

参照光学系 1 1 0 は、眼底 E f での測定光の反射によって取得される反射光と合成される参照光を生成する。参照光学系 1 1 0 は、マイケルソンタイプであってもよいし、マッハツェンダタイプであっても良い。参照光学系 1 1 0 は、例えば、反射光学系（例えば、参照ミラー）によって形成され、カップラー 1 0 4 からの光を反射光学系により反射することにより再度カップラー 1 0 4 に戻し、検出器 1 2 0 に導く。他の例としては、参照光学系 1 1 0 は、透過光学系（例えば、光ファイバー）によって形成され、カップラー 1 0 4 からの光を戻さず透過させることにより検出器 1 2 0 へと導く。

【 0 0 9 4 】

参照光学系 1 1 0 は、例えば、参照光路中の光学部材を移動させることによって、測定光と参照光との光路長差を変更する構成を有する。例えば、参照ミラーが光軸方向に移動される。なお、光路長差を変更するための構成は、導光光学系 1 0 6 の光路中に配置されてもよい。

【 0 0 9 5 】

検出器 1 2 0 は、測定光と参照光との干渉状態を検出する。フーリエドメイン O C T の場合には、干渉光のスペクトル強度が検出器 1 2 0 によって検出され、スペクトル強度データに対するフーリエ変換によって所定範囲における深さプロファイル（A スキャン信号）が取得される。

【 0 0 9 6 】

なお、O C T デバイス 1 0 として、例えば、Spectral-domain OCT (S D - O C T)、S wept-source OCT (S S - O C T)、Time-domain OCT (T D - O C T) 等が用いられてもよい。

【 0 0 9 7 】

S D - O C T の場合、光源 1 0 2 として低コヒーレント光源（広帯域光源）が用いられ、検出器 1 2 0 には、干渉光を各周波数成分（各波長成分）に分光する分光光学系（スペクトルメータ）が設けられる。スペクトルメータは、例えば、回折格子とラインセンサからなる。

【 0 0 9 8 】

10

20

30

40

50

SS-OCTの場合、光源102として出射波長を時間的に高速で変化させる波長走査型光源（波長可変光源）が用いられ、検出器120として、例えば、単一の受光素子が設けられる。光源102は、例えば、光源、ファイバーリング共振器、及び波長選択フィルタによって構成される。そして、波長選択フィルタとして、例えば、回折格子とポリゴンミラーの組み合わせ、ファブリー・ペローエタロンを用いたものが挙げられる。

【0099】

<正面撮影光学系>

正面撮影光学系200は、例えば、被検眼Eの眼底Efを正面方向（例えば、測定光の光軸方向）から撮影し、眼底Efの正面画像を得る。正面撮影光学系200は、例えば、光源から発せられた測定光（例えば、赤外光）を眼底上で二次元的に走査させる第2の走査部と、眼底と略共役位置に配置された共焦点開口を介して眼底反射光を受光する第2の受光素子と、を備え、いわゆる走査型レーザ検眼鏡（SLO）の装置構成であってもよい（例えば、特開2015-66242号公報参照）。なお、正面撮影光学系200の構成としては、いわゆる眼底カメラタイプの構成であってもよい（特開2011-10944参照）。なお、本実施例の正面撮影光学系200は、測定光学系106の一部の光学素子を兼用している。

10

【0100】

<固視標投影部>

固視標投影部300は、眼Eの視線方向を誘導するための光学系を有する。投影部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。

20

【0101】

例えば、固視標投影部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。これによって、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像部位が変更される。

【0102】

固視標投影部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、光スキャナを用いて光源からの光を走査させ、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、固視標投影部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。

30

【0103】

<制御動作>

以上のようなOCT装置1において、OCTデバイス10によって取得されたOCTデータを処理するときの制御動作を図9のフローチャートに基づいて説明する。本実施例のOCT装置1は、例えば、OCTデバイス10によって検出されたOCT信号を処理してモーションコントラストを取得する。以下の説明では、例えば、CPU71がOCTデバイス10を制御してOCT信号を取得するが、OCTデバイス10に個別に制御部が設けられてもよい。

40

【0104】

<ステップS1～ステップS3>

まず、例えば、CPU71は、固視標投影部300を制御して被検者に固視標を投影する（S1）。そして、CPU71は、図示無き前眼部観察用カメラで撮影される前眼部観察像に基づいて、被検眼Eの瞳孔中心に測定光軸がくるように図示無き駆動部を制御して自動でアライメントを行う（S2）。

【0105】

その後、CPU71は、正面撮影光学系200を制御して、眼底の正面画像の取得を開始する（S3）。正面画像は、表示部75に表示されてもよい。以下の説明において、正面画像は、MCデータの撮影範囲を設定するために利用される。また、測定光の走査を、

50

眼球の眼の動きに追従させるために、正面画像によるライブ画像が利用される。

【0106】

<ステップS4：撮影範囲の設定>

次に、CPU71は、MCデータの撮影範囲を、正面画像に基づいて設定する。撮影範囲は、正面画像から検出される特徴部に基づいて自動的に設定されてもよいし、検者によって手動で設定されてもよい。検者が手動でMCデータの撮影範囲を設定する場合、表示部75には、静止画または動画像として正面画像が表示され、その正面画像を介して検者が指定した領域へ、撮影範囲が設定されてもよい。

【0107】

本実施例では、眼底の中心窩の周りに撮影範囲が設定される。また本実施例では、第1の領域と第2の領域とは、撮影範囲に応じて、一義的に設定される。以下の説明では、中心窩の近傍領域が本実施例における第2の領域であり、その周囲の領域が、本実施例における第1の領域であるものとする。第1の領域と第2の領域とは、連続した領域であって、第1の領域は眼底の周辺部と対応している。

【0108】

<ステップS5：OCTデータの取得>

撮影範囲に対するMCデータの撮影は、所定の撮影トリガを受け付けることで開始される(ステップS5)。撮影トリガとしては、例えば、OCT装置1の操作部76に対する検者によるリリース操作であってもよい。また、撮影範囲の設定処理(ステップS4)等の所定の処理の完了が、撮影トリガとして利用されることで、MCデータの撮影が自動的に開始されてもよい。

【0109】

CPU71はOCTデバイス10を制御し、設定された撮影範囲におけるMCデータを撮影する。例えば、CPU71は、眼底Efにおいて測定光を走査させる。例えば、図3Aに示すように、CPU71は、走査部108の駆動を制御し、眼底Ef上の撮影範囲A1において測定光を走査させる。なお、図3Aにおいて、z軸の方向は、測定光の光軸の方向とする。x軸の方向は、z軸に垂直であって被検者の左右方向とする。y軸の方向は、z軸に垂直であって被検者の上下方向とする。

【0110】

例えば、CPU71は、第1の領域A1と第2の領域A2からなる撮影範囲Aにおいて走査ラインSL1, SL2, ..., SLnに沿ってx方向に測定光を走査させる。なお、測定光の光軸方向に交差する方向(例えば、x方向)に測定光を走査させることを「Bスキャン」と呼ぶ。また、1回のBスキャンによって得られたOCT信号を、ここでは、1フレームのOCT信号として説明する。CPU71は、測定光を走査する間、検出器120によって検出されたOCT信号を取得する。CPU71は、例えば、撮影範囲Aにおいて取得されたOCT信号を記憶部74に記憶させる。なお、撮影範囲Aは、上記のように、xy方向の走査領域であってx方向の走査ラインがy方向に複数並んだ走査領域であってもよい。したがって、CPU71は、例えば、xy方向に2次元的に測定光を走査させ、各走査位置においてz方向のAスキャン信号を得る。つまり、CPU71は、例えば、3次元データを取得する。

【0111】

本実施例では、第1の領域A1と第2の領域A2との両方を、走査ラインSL1, SL2, ..., SLnの各々が横断する。CPU71は、走査部108を制御して、各走査ラインにおける走査の途中で、走査スピードを変更させる。詳細には、第1の領域A1に対する走査と第2の領域A2に対する走査と、の間で、走査スピードを切替える。ここで、例えば、第1の領域A1および第2の領域A2の各々に対応する走査部108の走査範囲は既知であるため、走査スピードは、走査部108の変位量に応じて変更してもよい。本実施例では、第1の領域A1における走査スピードよりも第2の領域A2における走査スピードを遅くするように、走査部108が駆動制御される。具体例として、第2の領域A2における走査スピードを、第1の領域A1の1/2とする。その結果、第1の領域A

10

20

30

40

50

1における走査ポイントの間隔（詳細には、中心位置の間隔）に対して狭い間隔で、第2の領域A2における走査ポイントの間隔が狭くなる。詳細には、1/2の間隔となる。このようにして、本実施例では、MCデータの基となるOCTデータが、第2の領域A2では、第1の領域A1と比べて2倍の密度で取得される。

【0112】

本実施例では、OCT信号に基づいてモーションコントラストを取得する。モーションコントラストは、例えば、被検眼の血流、網膜組織の変化などを捉えた情報であってもよい。モーションコントラストを取得する場合、CPU71は、被検眼の同一位置に関して時間的に異なる少なくとも2つのOCT信号を取得する。例えば、CPU71は、各走査ラインにおいて時間間隔を空けて複数回のBスキャンを行い、時間の異なる複数のOCT信号を取得する。例えば、CPU71は、ある時間において1回目のBスキャンを行った後、所定時間経過してから1回目と同じ走査ラインで2回目のBスキャンを行う。CPU71は、このときに検出器120によって検出されたOCT信号を取得することによって、時間の異なる複数のOCT信号を取得してもよい。

10

【0113】

例えば、図3Bは、走査ラインSL1, SL2, ..., SLnにおいて時間の異なる複数回のBスキャンを行った場合に取得されたOCT信号を示している。例えば、図3Bは、走査ラインSL1を時間T11, T12, ..., T1Nで走査し、走査ラインSL2を時間T21, T22, ..., T2Nで走査し、走査ラインSLnを時間Tn1, Tn2, ..., TnNで走査した場合を示している。このように、CPU71はOCTデバイス10を制御し、各走査ラインにおいて時間の異なる複数回のBスキャンを行うことによって、時間の異なる複数のOCT信号を取得してもよい。例えば、CPU71は、同一位置における時間の異なる複数のOCT信号を取得し、そのデータを記憶部74に記憶させる。

20

【0114】

<ステップS6：OCTデータのリマッピング>

以上のようにして取得されたOCTデータは、第1の領域A1と第2の領域A2とにおいて、走査量あたりの走査ポイントの数が異なっている。各Bスキャンの間で対応するOCT信号からMCデータを生成する際に、リマッピング処理が、CPU71によって事前に行われる。本実施例では、「Nearest neighbor」によって第1の領域A1と対応する走査範囲で得られたOCTデータが補間される。本実施例では、第1の領域A1の走査ポイント毎の中間点におけるOCTデータが補間される。つまり、本実施例では、第1の領域A1における走査ポイントの数が、第2の領域A2における走査スピードの逆比で倍増されて補間される。

30

【0115】

<ステップS7：モーションコントラストの取得>

CPU71は上記のようにOCT信号を取得すると、OCT信号を処理してモーションコントラストを取得する。モーションコントラストを取得するためのOCT信号の演算方法としては、例えば、複素OCT信号の強度差を算出する方法、複素OCT信号の位相差を算出する方法、複素OCT信号のベクトル差分を算出する方法、複素OCT信号の位相差及びベクトル差分を掛け合わせる方法、信号の相関を用いる方法（コリレーションマッピング）などが挙げられる。本実施例では、モーションコントラストとして位相差を算出する方法を例に説明する。

40

【0116】

例えば、位相差を算出する場合、CPU71は複数のOCT信号をフーリエ変換する。例えば、Nフレーム中n枚目の(x, z)の位置の信号をAn(x, z)で表すと、CPU71は、フーリエ変換によって複素OCT信号An(x, z)を得る。複素OCT信号An(x, z)は、実数成分と虚数成分を含む。

【0117】

CPU71は、同じ位置の少なくとも2つの異なる時間に取得された複素OCT信号A

50

(x, z) に対して位相差を算出する。例えば、CPU 71 は下記の式 (4) を用いて、位相差を算出する。例えば、CPU 71 は、各走査ラインにおいて位相差を算出し (図 3 C 参照)、そのデータを記憶部 74 に記憶させてもよい。なお、数式中の A_n は時間 T_N に取得された信号を示し、* は複素共役を示している。

【0118】

【数 4】

$$\Delta\Phi_n(x, z) = \arg(A_{n+1}(x, z) \times A_n^*(x, z)) \quad \dots (4)$$

10

【0119】

上記のように、CPU 71 は、OCT 信号に基づいて被検眼 E の 3 次元モーションコントラストデータを取得する。なお、前述のように、モーションコントラストとしては、位相差に限らず、強度差、ベクトル差分等が取得されてもよい。

【0120】

< ステップ S8 : 確認画面の表示 >

被検眼の撮影が行われると、CPU 71 は、例えば、撮影結果を表示部 75 に表示する。撮影結果として、少なくともモーションコントラストデータ (以下、MC データと略す) が表示される。

20

【0121】

一例として、図 10 に示す撮影範囲全体の正面 MC データが表示されてもよい。このような正面 MC データにおいて、眼底の中央部に対応する第 2 の領域 A2 は、周辺部に対応する第 1 の領域 A1 と比べて、走査量あたりの走査ポイントの数が多く設定されており、より高密度な MC データである。このような表示が行われることで、例えば、眼底中心部における脈絡膜新生血管 (CNV) の発生状況と撮影範囲全体の無灌流域 (NPA) の有無とを、画面上の正面 MC データから、検者は良好に確認できる。

【0122】

< 変容形態 >

以下、本実施形態に係る変容形態について説明する。

30

【0123】

< パノラマ撮影 >

例えば、撮影範囲全体の MC データは、パノラマデータであってもよい。パノラマデータは、例えば、撮影範囲全体を複数の領域に分けて領域毎に得られた複数の MC データを合成 (コラージュ) することで生成される。

【0124】

具体例として、撮影範囲が $9\text{ mm} \times 9\text{ mm}$ である場合は、例えば、 $3\text{ mm} \times 3\text{ mm}$ の撮影範囲で 9 回に分けて MC データを撮影し、コラージュすることで、撮影範囲と対応するパノラマデータが生成される。このとき、中心の $3\text{ mm} \times 3\text{ mm}$ については、第 2 の領域として高密度な MC データを撮影し、残りの領域は第 1 の領域として低密度な MC データを撮影し、コラージュしてもよい。このとき、パノラマデータを構成する複数の MC データの撮影は、1 のリリース信号に基づいて連続的に実行されてもよい。

40

【0125】

< 画角切換に伴う密度調整 >

OCT デバイスとして、撮影可能な画角を光学的に切換可能な装置が近年提案されている。例えば、走査部と被検眼との間に置かれる対物光学系が切換ることで、画角を切換ることができる。この種の装置では、被検体上におけるビームスポットの径が、画角と共に変更されることが考えられる。例えば、対物光学系 109 に、広角アタッチメントが挿入されることで、測定光の走査範囲が拡大されてもよい (換言すれば、撮影範囲が広角化されてもよい)。広角アタッチメントは、対物光学系 109 へ挿入されることで、眼底上に

50

おけるビームスポットの径を増大させる。しかし、ビームスポットの径が増大すると、解像力が低下する。

【 0 1 2 6 】

これに対し、測定光学系は、例えば、光スキャナ 1 0 8 と、カップラー 1 0 4 との間に、可変ビームエキスパンダ（光束径調整部）を有していてもよい。そして、例えば、本実施例では、制御部 7 0 は、広角アタッチメントの挿脱に応じて、可変ビームエキスパンダを駆動し、挿入状態でのビームスポットの径を、退避状態に対して縮小してもよい。これにより、広角アタッチメントの挿入に伴う解像力の低下は抑制される。反面、可変ビームエキスパンダを駆動してビームスポットの径を縮小すると、隣り合う走査ポイント間で、ビームスポットの隙間が生じやすくなるので、M C データを得るうえでは不利となり得る。

10

【 0 1 2 7 】

そこで、M C データを得るうえで、制御部 7 0 は、ビームスポットの径に応じて、スキャン密度（換言すれば、画角当たりの走査ポイント数）を変更してもよい。例えば、上記のように、広角アタッチメントが挿入されて画角が増大され、更に、光束径調整部によってビームスポットの径が縮小される場合は、広角アタッチメントの退避状態に対して高いスキャン密度で、時間的に異なる複数の O C T 信号を取得し、そのようにして得た O C T 信号に基づいて M C データを取得してもよい。画角変更の前後両方において、良好な M C データが得られる。

【 0 1 2 8 】

20

< O C T 以外の装置への適用 >

上記実施形態では、本開示を O C T 装置の実施形態に基づいて説明した。しかし、必ずしもこれに限られるものでは無く、走査型の撮影装置（特に、眼科撮影装置）に対して、本開示の技術は適用されてもよい。例えば、O C T と並んで眼科分野において広く知られている走査型の撮影装置として、走査型レーザー検眼鏡がある。

【 0 1 2 9 】

走査型の撮影装置は、走査光学系と、制御手段と、を少なくとも有する。走査光学系は、走査部を有する。走査部は、光源からの光を偏向し、被検体上で走査する。また、走査光学系は、被検体からの戻り光に基づいて被検体を撮影する。

【 0 1 3 0 】

30

制御部は、被検体上の第 1 の領域と第 1 の領域と隣接または部分的に重複する第 2 の領域とのそれぞれを、所定のトリガ信号に基づいて連続的に撮影する撮影シーケンスを実行する。

【 0 1 3 1 】

このような撮影装置に対して、例えば、上記実施形態において < > で示した動作を、適宜実行してもよい。例えば、< 第 2 の領域では、隣り合う走査ポイントにおいてビームスポットをオーバーラップさせる > を適用してもよい。この場合、撮影シーケンスでは、第 2 の領域における少なくとも一部の走査ポイントにおいて、走査部の走査方向に関して隣り合う 2 つの走査ポイントに対して照射された光のビームスポットがオーバーラップするように、走査部が制御されてもよい。また、更に、制御部は、更に、第 2 の領域における少なくとも一部の O C T 信号の走査ポイントにおいて、走査部の走査方向に対する対角方向に関して隣り合う 2 つの走査ポイントに対するビームスポットがオーバーラップするように、走査部が制御されてもよい。

40

【 符号の説明 】

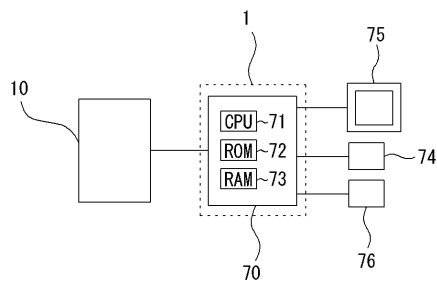
【 0 1 3 2 】

- 1 O C T 装置
- 1 0 O C T デバイス
- 7 0 制御部
- 7 1 C P U
- 7 2 R O M

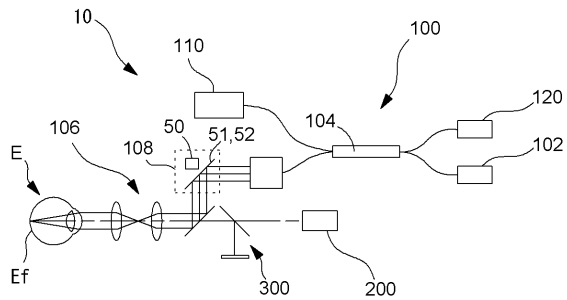
50

7 3 R A M
 7 4 記憶部
 7 5 表示部
 7 6 操作部
 1 0 0 O C T 光学系
 1 0 8 走査部
 2 0 0 正面撮影光学系

【図 1】



【図 2】



【図 3】

FIG. 3A

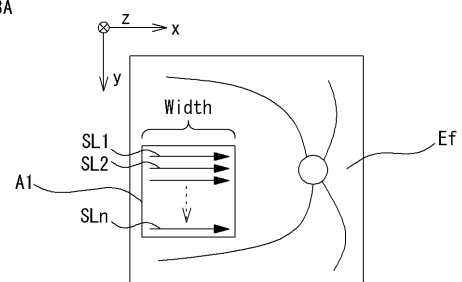


FIG. 3B

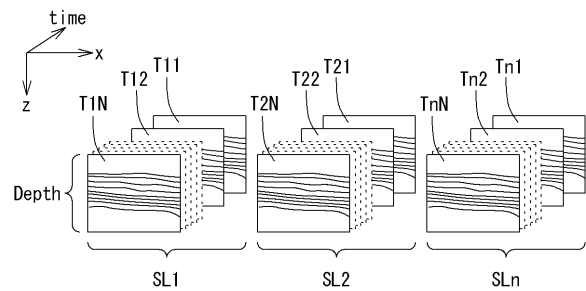
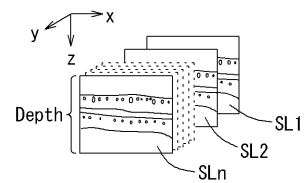


FIG. 3C



【 図 4 】

FIG. 4A

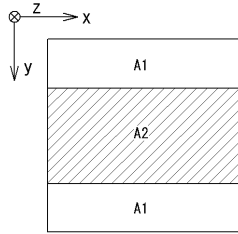
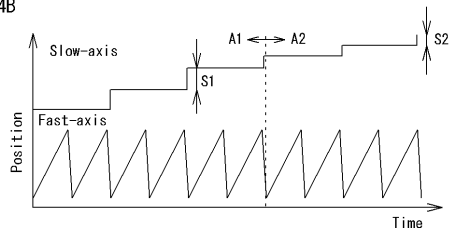


FIG. 4B



【 図 5 】

FIG. 5A

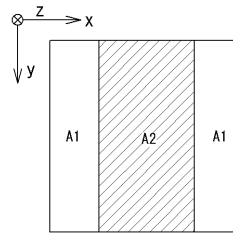


FIG. 5B

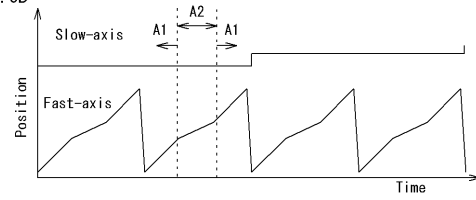
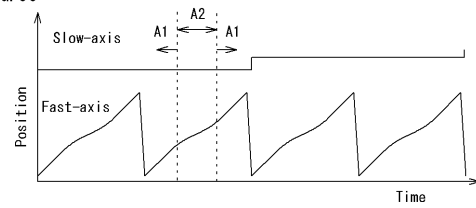


FIG. 5C



【 図 6 】

FIG. 6A

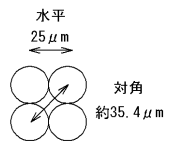
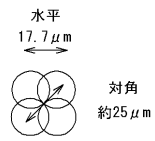
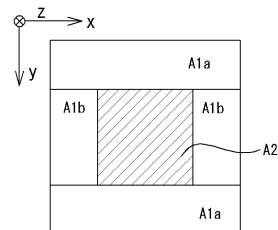


FIG. 6B



【 図 8 】

FIG. 8



【 図 7 】

FIG. 7A

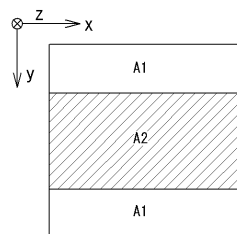
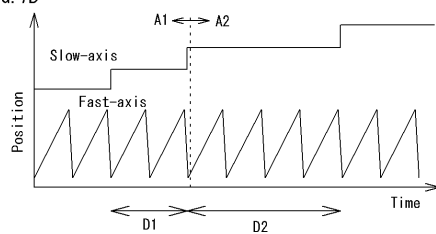
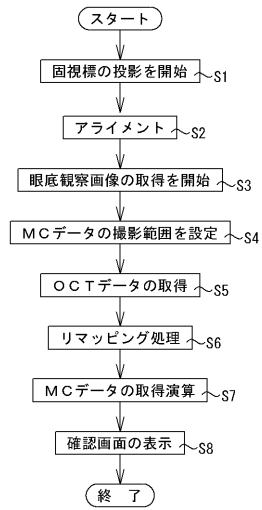


FIG. 7B



【図 9】



【図 10】

