

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6685673号  
(P6685673)

(45) 発行日 令和2年4月22日 (2020.4.22)

(24) 登録日 令和2年4月3日 (2020.4.3)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

A 6 1 B 3/10 1 0 0

請求項の数 25 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2015-175019 (P2015-175019)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成27年9月4日 (2015.9.4)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2016-209529 (P2016-209529A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成28年12月15日 (2016.12.15)	(74) 代理人	100126240
審査請求日	平成30年8月21日 (2018.8.21)		弁理士 阿部 琢磨
(31) 優先権主張番号	特願2015-94340 (P2015-94340)	(74) 代理人	100124442
(32) 優先日	平成27年5月1日 (2015.5.1)		弁理士 黒岩 創吾
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国 (JP)	(72) 発明者	深澤 太郎
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内
		(72) 発明者	住谷 利治
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内
		審査官	後藤 順也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

射出する光の波長を掃引する光源部から射出された光を、瞳孔を介して眼底に照射する照射光と参照光とに分岐し、前記照射光が照射された前記眼底からの反射光と前記参照光とを干渉する干渉部と、

前記照射光が前記瞳孔に入射する角度を変更することにより、前記眼底において前記照射光を走査する走査部と、

前記干渉部により干渉して得た干渉光を検出する検出部と、

前記検出部が前記干渉光を検出して得たアナログ信号をデジタル信号に変換する変換部と、

前記光源部から射出された光のうち一部の光が通る光路が第一光路と前記第一光路に対して光路長差を有する第二光路とに分岐された干渉計として構成され、前記変換部が前記アナログ信号をサンプリングするためのクロックであって、所定の波数間隔の周期のクロックを生成するクロック発生部と、

前記生成されたクロックにより前記変換部がサンプリングした前記アナログ信号を変換して得た前記デジタル信号に基づいて、前記眼底の断層像を取得する断層像取得部と、を有する撮像装置であって、

前記走査部は、前記眼底において前記照射光を走査する角度が空気中で換算して47度以上となるように構成され、

前記断層像取得部は、深さ範囲において眼球内で4.0mm以上となる距離の前記眼底

の断層像を取得するように構成され、

前記クロック発生部は、前記光路長差に対応する前記干渉計の周波数に対して前記生成されたクロックの周波数が $n$ 倍（ $n$ は1以上の整数）である場合、前記光路長差が空気中で $22/n$  mm以上となるように構成されていることを特徴とする撮像装置。

【請求項2】

前記断層像取得部は、深さ範囲において眼球内で5.0 mm以上となる距離の前記眼底の断層像を取得するように構成され、

前記クロック発生部は、前記光路長差が空気中で $27.6/n$  mm以上となるように構成されていることを特徴とする請求項1に記載の撮像装置。

【請求項3】

前記断層像取得部は、深さ範囲において眼球内で5.8 mm以上となる距離の前記眼底の断層像を取得するように構成され、

前記クロック発生部は、前記光路長差が空気中で $32/n$  mm以上となるように構成されていることを特徴とする請求項1または2に記載の撮像装置。

【請求項4】

前記走査部は、前記走査する角度が前記47度以上である第1の角度から前記47度未満である第2の角度まで変更可能に構成され、

前記クロック発生部は、前記光路長差が前記 $22/n$  mm以上である第1の光路長差から前記 $22/n$  mm未満である第2の光路長差まで変更可能に構成されていることを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載の撮像装置。

【請求項5】

前記クロック発生部は、前記第二光路がシングルパスで構成されていることを特徴とする請求項1乃至4のいずれか1項に記載の撮像装置。

【請求項6】

射出する光の波長を掃引する光源部から射出された光を、瞳孔を介して眼底に照射する照射光と参照光とに分岐し、前記照射光が照射された前記眼底からの反射光と前記参照光とを干渉する干渉部と、

前記照射光が前記瞳孔に入射する角度を変更することにより、前記眼底において前記照射光を走査する走査部と、

前記干渉部により干渉して得た干渉光を検出する検出部と、

前記検出部が前記干渉光を検出して得たアナログ信号をデジタル信号に変換する変換部と、

前記光源部から射出された光のうち一部の光が通る光路が第一光路と前記第一光路に対して光路長差を有する第二光路とに分岐された干渉計として構成され、前記変換部が前記アナログ信号をサンプリングするためのクロックであって、所定の波数間隔の周期のクロックを生成するクロック発生部と、

前記生成されたクロックにより前記変換部がサンプリングした前記アナログ信号を変換して得た前記デジタル信号に基づいて、前記眼底の断層像を取得する断層像取得部と、を有する撮像装置であって、

前記走査部は、前記眼底において前記照射光を走査する角度が空気中で換算して47度以上となるように構成され、

前記断層像取得部は、深さ範囲において眼球内で4.0 mm以上となる距離の前記眼底の断層像を取得するように構成され、

前記クロック発生部は、前記第二光路がダブルパスで構成され、前記光路長差に対応する前記干渉計の周波数に対して前記生成されたクロックの周波数が $n$ 倍（ $n$ は1以上の整数）である場合、前記光路長差が空気中で $11/n$  mm以上となるように構成されていることを特徴とする撮像装置。

【請求項7】

前記断層像取得部は、深さ範囲において眼球内で5.0 mm以上となる距離の前記眼底の断層像を取得するように構成され、

10

20

30

40

50

前記クロック発生部は、前記光路長差が空気中で  $13.8/n$  mm以上となるように構成されていることを特徴とする請求項 6 に記載の撮像装置。

【請求項 8】

前記断層像取得部は、深さ範囲において眼球内で  $5.8$  mm以上となる距離の前記眼底の断層像を取得するように構成され、

前記クロック発生部は、前記光路長差が空気中で  $16/n$  mm以上となるように構成されていることを特徴とする請求項 6 または 7 に記載の撮像装置。

【請求項 9】

前記クロック発生部は、前記干渉計の周波数が 2 以上の整数倍の周波数に前記生成されたクロックの周波数として変換されるように構成されることを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の撮像装置。

10

【請求項 10】

前記第二光路に設けられ、前記光路長差を変更する変更部と、

前記走査する角度に応じて、前記変更部を制御する制御部と、

を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の撮像装置。

【請求項 11】

前記第二光路に設けられ、前記光路長差を変更する変更部と、

前記眼底の黄斑を撮影する撮影モードと前記眼底の視神経乳頭を撮影する撮影モードと前記黄斑及び前記視神経乳頭の両方を撮影する撮影モードとを含む複数の撮影モードのうちいずれかの撮影モードを選択する選択部と、

20

前記選択された撮影モードに応じて、前記走査する角度が変更されるように前記走査部を制御し、前記変更部を制御する制御部と、

を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の撮像装置。

【請求項 12】

前記第二光路に設けられ、前記光路長差を変更する変更部と、

前記深さ範囲における前記断層像の距離を選択する選択部と、

前記選択された距離に応じて、前記変更部を制御する制御部と、

を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の撮像装置。

【請求項 13】

前記選択部は、前記距離が前記  $4.0$  mm以上である第 1 の距離から前記  $4.0$  mm未満である第 2 の距離まで選択可能に構成され、

30

前記クロック発生部は、前記光路長差が前記  $4.0$  mm以上となる距離に対応する長さ以上である第 1 の光路長差から前記  $4.0$  mm以上となる距離に対応する長さ未満である第 2 の光路長差まで変更可能に構成されていることを特徴とする請求項 12 に記載の撮像装置。

【請求項 14】

前記第二光路に設けられ、前記光路長差を変更する変更部と、

硝子体と網膜と脈絡膜とを含むように撮影する撮影モードを含む複数の撮影モードのうちいずれかの撮影モードを選択する選択部と、

前記選択された撮影モードに応じて、前記変更部を制御する制御部と、

40

を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の撮像装置。

【請求項 15】

射出する光の波長を掃引する光源部から射出された光を、瞳孔を介して眼底に照射する照射光と参照光とに分岐し、前記照射光が照射された前記眼底からの反射光と前記参照光とを干渉する干渉部と、

前記照射光が前記瞳孔に入射する角度を変更することにより、前記眼底において前記照射光を走査する走査部と、

前記干渉部により干渉して得た干渉光を検出する検出部と、

前記検出部が前記干渉光を検出して得たアナログ信号をデジタル信号に変換する変換部と、

50

前記変換部が前記アナログ信号をサンプリングするためのクロックであって、所定の波数間隔の周期のクロックを生成するクロック発生部と、

前記生成されたクロックにより前記変換部がサンプリングした前記アナログ信号を変換して得た前記デジタル信号に基づいて、前記眼底の断層像を取得する断層像取得部と、を有する撮像装置であって、

前記走査部は、前記眼底において前記照射光を走査する角度が空気中で換算して47度以上となるように構成され、

前記断層像取得部は、深さ範囲において眼球内で4.0mm以上となる距離の前記眼底の断層像を取得するように構成され、

前記クロック発生部は、前記断層像の深さ範囲を1回の掃引で前記サンプリングする数が2200回以上となるように構成されていることを特徴とする撮像装置。

10

【請求項16】

前記断層像取得部は、深さ範囲において眼球内で5.0mm以上となる距離の前記眼底の断層像を取得するように構成され、

前記クロック発生部は、前記断層像の深さ範囲を1回の掃引で前記サンプリングする数が2800回以上となるように構成されていることを特徴とする請求項15に記載の撮像装置。

【請求項17】

前記断層像取得部は、深さ範囲において眼球内で5.8mm以上となる距離の前記眼底の断層像を取得するように構成され、

20

前記クロック発生部は、前記断層像の深さ範囲を1回の掃引で前記サンプリングする数が3200回以上となるように構成されていることを特徴とする請求項15または16に記載の撮像装置。

【請求項18】

射出する光の波長を掃引する光源部から射出された光を、瞳孔を介して眼底に照射する照射光と参照光とに分岐し、前記照射光が照射された前記眼底からの反射光と前記参照光とを干渉する干渉部と、

前記照射光が前記瞳孔に入射する角度を変更することにより、前記眼底において前記照射光を走査する走査部と、

前記干渉部により干渉して得た干渉光を検出する検出部と、

30

前記検出部が前記干渉光を検出して得たアナログ信号をデジタル信号に変換する変換部と、

前記変換部が前記アナログ信号をサンプリングするためのクロックであって、所定の波数間隔の周期のクロックを生成するクロック発生部と、

前記生成されたクロックにより前記変換部がサンプリングした前記アナログ信号を変換して得た前記デジタル信号に基づいて、前記眼底の断層像を取得する断層像取得部と、を有する撮像装置であって、

前記走査部は、前記眼底において前記照射光を走査する角度が空気中で換算して47度以上となるように構成され、

前記断層像取得部は、深さ範囲において眼球内で4.0mm以上となる距離の前記眼底の断層像を取得するように構成され、

40

前記クロック発生部は、前記クロックの周波数が500MHz以上となるように構成されていることを特徴とする撮像装置。

【請求項19】

前記断層像取得部は、深さ範囲において眼球内で5.0mm以上となる距離の前記眼底の断層像を取得するように構成され、

前記クロック発生部は、前記クロックの周波数が620MHz以上となるように構成されていることを特徴とする請求項18に記載の撮像装置。

【請求項20】

前記断層像取得部は、深さ範囲において眼球内で5.8mm以上となる距離の前記眼底

50

の断層像を取得するように構成され、

前記クロック発生部は、前記クロックの周波数が720MHz以上となるように構成されていることを特徴とする請求項18または19に記載の撮像装置。

【請求項21】

前記クロック発生部は、前記変換部が前記アナログ信号を略等波数の間隔でサンプリングするように前記クロックを生成することを特徴とする請求項1乃至20のいずれか1項に記載の撮像装置。

【請求項22】

前記光源部は、下部反射鏡と、活性層と、上部反射鏡と、をこの順に有し、前記活性層と前記上部反射鏡との間に空隙部を備え、前記上部反射鏡、前記下部反射鏡の少なくともいずれか一方の光軸方向の位置を変化させることで、出射する光の波長を変化させる面発光レーザであることを特徴とする請求項1乃至21のいずれか1項に記載の撮像装置。

【請求項23】

前記断層像取得部は、深さ範囲において眼球内で4.0mm以上となる距離の前記眼底の断層データを取得し、前記取得された断層データから深さ範囲の一部が除去された新たな断層像を生成するように構成されることを特徴とする請求項1乃至22のいずれか1項に記載の撮像装置。

【請求項24】

前記取得された断層像を解析することにより複数の層をセグメンテーションする解析部と、

前記解析部の解析結果に基づいて、前記複数の層のいずれかの層に沿った平面画像を生成する画像生成部と、

前記平面画像に含まれる前記眼底の黄斑及び視神経乳頭と前記断層像に含まれる前記眼底の黄斑及び視神経乳頭との位置関係が対応付いた状態で、前記平面画像と前記断層像とを表示部に表示させる表示制御部と、

を更に有することを特徴とする請求項1乃至23のいずれか1項に記載の撮像装置。

【請求項25】

前記走査部は、前記眼底の14mm以上の範囲において前記照射光を走査するように構成されていることを特徴とする請求項1乃至24のいずれか1項に記載の撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光干渉断層像を撮像する撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

光干渉断層撮像法(Optical Coherence Tomography、以下OCTという)を用いる撮像装置(以下、OCT装置という)が開発されている(特許文献1)。OCT装置は、物体へ光を照射し、照射光の波長を変化させ、参照光と物体の異なる深さから戻ってくる反射光とを干渉させている。そして、干渉光の強度の時間波形(以下、干渉スペクトルと略す)に含まれる周波数成分を分析することによって物体の断層像を得ることができる。OCT装置は、例えば眼底検査に用いられる。

【0003】

眼疾患は、完治困難な疾患が多いため、眼底の病変部を早期に発見し、病変部が眼底の広範囲にまで進行することを遅らせる治療を早期に開始することが重要である。特に、病変部が黄斑にまで進行すると、視覚に甚大な影響を与えるため、病変部が黄斑から十分離れた位置にあっても、その病変部を発見したいという要求がある。この要求に答えるため、眼底検査に用いられるOCT装置の広画角化が期待されている。

【0004】

特許文献1では、眼底の断層像の観察領域を広範囲とするために複数の断層像をつなぎ合わせて広範囲の断層像を構成することが開示されている。また、特許文献1には、波長

10

20

30

40

50

掃引光源を用いたOCT装置(Swept Source OCT装置、以下SS-OCT装置という)について開示されている。また、特許文献1には、その波長掃引光源としては、ファイバーリング共振器、及び波長選択フィルタが例示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2012-115578号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

10

しかし、特許文献1の方法では、取得した複数の断層像を連続的につなぎ合わせるための画像処理に時間や手間がかかる。そのため、1回の撮像で広範囲にわたる断層像を取得することが好ましい。この場合、眼球は略球体であるため、眼底の中央部と周辺部では、照射光の光路長が大きく異なってしまう。このため、従来のOCT装置の構成のままでは、眼底の広範囲で1回の走査を行った際に、眼底の所望の深さ範囲の断層像を網羅的に取得することが難しかった。

【0007】

ここで、SS-OCT装置において、波長掃引光源から射出された光のうち一部の光が通る光路が第一光路と第一光路に対して光路長差を有する第二光路とに分岐された干渉計として構成され、A/D変換器がアナログ信号をサンプリングするクロックを生成するクロック発生部を用いることが知られている。

20

【0008】

上述した課題に対して、本発明の目的の一つは、眼底の広範囲で1回の走査を行った際に、眼底の所望の深さ範囲の断層像を網羅的に取得するための好適なクロック発生部の構成を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明に係る撮像装置の一つは、

射出する光の波長を掃引する光源部から射出された光を、瞳孔を介して眼底に照射する照射光と参照光とに分岐し、前記照射光が照射された前記眼底からの反射光と前記参照光とを干渉する干渉部と、

30

前記照射光が前記瞳孔に入射する角度を変更することにより、前記眼底において前記照射光を走査する走査部と、

前記干渉部により干渉して得た干渉光を検出する検出部と、

前記検出部が前記干渉光を検出して得たアナログ信号をデジタル信号に変換する変換部と、

前記光源部から射出された光のうち一部の光が通る光路が第一光路と前記第一光路に対して光路長差を有する第二光路とに分岐された干渉計として構成され、前記変換部が前記アナログ信号をサンプリングするためのクロックであって、所定の波数間隔の周期のクロックを生成するクロック発生部と、

40

前記生成されたクロックにより前記変換部がサンプリングした前記アナログ信号を変換して得た前記デジタル信号に基づいて、前記眼底の断層像を取得する断層像取得部と、を有する撮像装置であって、

前記走査部は、前記眼底において前記照射光を走査する角度が空気中で換算して47度以上となるように構成され、

前記断層像取得部は、深さ範囲において眼球内で4.0mm以上となる距離の前記眼底の断層像を取得するように構成され、

前記クロック発生部は、前記光路長差に対応する前記干渉計の周波数に対して前記生成されたクロックの周波数がn倍(nは1以上の整数)である場合、前記光路長差が空気中で $22/n$  mm以上となるように構成されている。

50

## 【発明の効果】

## 【0010】

本発明によれば、眼底の広範囲で1回の走査を行った際に、眼底の所望の深さ範囲の断層像を網羅的に取得するための好適なクロック発生部の構成を提供することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0011】

【図1】本実施形態に係るOCT装置の一例を示す模式図

【図2】本実施形態に係るOCT装置の走査部が行う照射光の走査方法の一例を示す模式図

【図3】本実施形態に係る眼球の模式図

10

【図4】本実施形態に係る広画角化の課題を説明するための図

【図5】本実施形態に係る波長可変光源の光周波数変化とkクロックを説明するための図

【図6】本実施形態に係るkクロック発生部の模式図

【図7】本実施形態に係るサンプリング定理を説明するための図

【図8】本実施形態に係るダブルパス干渉計によるKクロック発生部の模式図

【図9】本実施形態に係る断層像の深さ範囲（眼球内と空気中）、サンプル数N、クロックの周波数 $f_s$ 、kクロック干渉計の光路長差の関係を示す表

## 【発明を実施するための形態】

## 【0012】

本実施形態に係る撮像装置は、SS-OCT装置であって、干渉部（例えば、後述するOCT干渉部20）により干渉して得た干渉光を検出する検出部（例えば、受光素子）を有する。また、本実施形態に係る撮像装置は、検出部が干渉光を検出して得たアナログ信号（電気信号）をデジタル信号に変換する変換部（例えば、後述するA/D変換器32）を有する。また、本実施形態に係る撮像装置は、光源部からの射出された光のうち一部の光が通る光路が第一光路と第一光路に対して光路長差を有する第二光路とに分岐された干渉計として構成され、変換部がアナログ信号をサンプリングするクロックを生成するクロック発生部を有する。ここで、本実施形態に係る光源部は、射出する光の波長を掃引するSS-OCT用の光源であり、波長掃引光源等とも呼ばれる。また、本実施形態に係るクロック発生部は、例えば、後述するkクロック発生部80である。また、本実施形態に係る撮像装置は、生成されたクロックにより変換部がサンプリングしたアナログ信号を変換して得たデジタル信号に基づいて、眼底の断層像を取得する断層像取得部を有する。

20

30

## 【0013】

また、本実施形態に係る走査部は、眼底において照射光を走査する角度が空気中で換算して47度以上となるように構成されている。これにより、眼底の平面方向における撮像範囲（走査範囲）を14mm以上とすることができる。また、本実施形態に係るクロック発生部は、干渉計の光路長差に対応する干渉計の周波数に対してクロックの周波数がn倍（nは1以上の整数）である場合、干渉計の光路長差が空気中で $22/n$  mm以上となるように構成されている。このとき、断層像の深さ範囲は、この光路長差の $1/4$ である5.5mm以上とすることができ、すなわち、眼球内で換算して4.0mm以上とすることができる。このため、クロック発生部の光路長差が上述の通り構成されることで、眼底の広範囲で1回の走査を行った際に、眼底の所望の深さ範囲の断層像を網羅的に取得することができる。

40

## 【0014】

ここで、クロック発生部の干渉計の光路長差は、変換部がアナログ信号をサンプリングするクロックに対応することから、この光路長差を決める上で、サンプリング定理を考慮する必要がある。この定理によると、この光路長差の $1/2$ 以上の範囲では精度良く断層像を取得することができない。また、クロック発生部の干渉計は、シングルパスが一般的である。このため、クロック発生部の干渉計としてシングルパスを想定すると、OCT装置のサンプル光路はダブルパスであるため、断層像の深さ範囲は、クロック発生部の干渉計の光路長差の $1/2$ となる。以上より、断層像の深さ範囲は、クロック発生部の干渉計

50

の光路長差の  $1/4$  として算出される。なお、この光路長差と断層像の深さ範囲との関係の詳細については後述する。

#### 【0015】

また、本実施形態に係る光源部である波長掃引光源は、各波長の光が時間に伴い線形に変化しながら射出するように構成されることが理想的である。しかしながら、波長掃引光源は、実際には、正確に線形に変化せず、非線形に変化してしまうのが、一般的で、モードホップ（あるタイミングで波長が非連続に変化する現象）等も生じてしまう。すなわち、波長掃引光源は、設定通りに正確に波長掃引することが難しい。そこで、変換部がアナログ信号からデジタル信号に変換するタイミングを調整するために、上述したクロック発生部を用いる。このとき、クロック発生部は、変換部がアナログ信号を略等波数の間隔でサンプリングするようにクロックを生成することが好ましい。これにより、補間等を行わなくても、簡易に波数空間から実空間に変換することができる。ただし、本発明はこれに限定されず、略等波数の間隔でサンプリングしなくても良く、この場合には補間等を行うことで、波数空間から実空間に変換することができる。

#### 【0016】

また、本実施形態において、光源部10は光の波長を変化させる光源であれば特に限定されない。OCT装置を用いて物体の情報を得るためには、この光源部から出る光の波長を連続的に変化させる必要がある。本実施形態における光源部20として例えば、回折格子やプリズム等を用いた外部共振器型の波長掃引光源、共振器長可変のファブリペローチューナブルフィルタを用いる各種外部共振器型光源をもちいることができる。あるいは、サンプルドグレーティングを用いて波長を変化させるSSG-DBRや、MEMS機構を用いた波長可変のVCSEL(MEMS-VCSEL)などを用いることもできる。また、ファイバレーザを用いることもできる。ファイバレーザとしては、分散チューニング方式でもよく、フーリエドメインモードロック方式であってもよい。なお、回折格子やプリズム等を用いた外部共振器型の波長掃引光源としては、共振器に回折格子を設けて光を分光させ、ポリゴンミラーや、回転する円盤上にストライプ状の反射ミラーを設けたものを用いて出射させる光の波長を連続的に変える波長掃引光源などが挙げられる。また、VCSELは、一般的に、下部反射鏡と、活性層と、上部反射鏡と、をこの順に有し、活性層と上部反射鏡との間に空隙部を備え、上部反射鏡と下部反射鏡との少なくともいずれか一方の光軸方向の位置を変化させることで、出射する光の波長を変化させる面発光レーザとして構成される。

#### 【0017】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照して説明する。なお、以下の実施の形態は特許請求の範囲に関わる本発明を限定するものではなく、また、本実施の形態で説明されている特徴の組み合わせの全てが本発明の解決手段に必須のものとは限らない。例えば、本実施形態に係るOCT装置は、マッハツエンダー干渉計で構成されているが、本発明はこれに限らず、マイケルソン干渉計で構成されても良い。また、本実施形態に係るOCT装置は、参照光路長を変更するように構成されているが、本発明はこれに限らず、参照光と測定光との光路長差を変更するように構成されれば良い。例えば、参照光路長を固定して、測定光路長を変更するように構成しても良い。

#### 【0018】

(SS-OCT装置の構成)

図1は、本発明の実施形態における光干渉断層撮像法を用いた撮像装置(OCT装置)の構成例を示す図である。OCT装置は、射出される光周波数が掃引される光源部10と、干渉光を生成するOCT干渉部20と、干渉光を検出する検出部30と、干渉光に基づいて、被検体100の眼底の情報を取得する情報取得部40と、を有している。なお、情報取得部40は、眼底の断層像を取得(生成)する断層像取得部(画像生成部)としても機能する。さらに、OCT装置は、測定アーム50と参照アーム60を有している。

#### 【0019】

OCT干渉部20は、カブラ21、22を有している。まず、カブラ21は、光源部1

10

20

30

40

50



0 から射出された光を眼底へ照射する照射光と参照光とに分岐する。照射光は、測定アーム 50 を経由して被検体 100 に照射される。より具体的には、測定アーム 50 に入射した照射光は、偏光コントローラ 51 で偏光状態を整えられた後、コリメータ 52 から空間光として射出される。その後、照射光は、X 軸スキャナ 53、Y 軸スキャナ 54、フォーカスレンズ 55 を介して被検体 100 の眼底に照射される。なお、X 軸スキャナ 53、Y 軸スキャナ 54 は眼底を照射光で走査する機能を有する走査部である。走査部によって、照射光の眼底への照射位置が変えられる。そして、眼底からの後方散乱光（反射光）は、再びフォーカスレンズ 55、Y 軸スキャナ 54、X 軸スキャナ 53、コリメータ 52、偏光コントローラ 51 を経由して測定アーム 50 から射出される。そして、カブラ 21 を経由してカブラ 22 に入射する。

10

#### 【0020】

一方、参照光は参照アーム 60 を経由し、カブラ 22 に入射する。より具体的には、参照アーム 60 に入射した参照光は、偏光コントローラ 61 で偏光状態を整えられた後、コリメータ 62 から空間光として射出される。その後、参照光は分散補償ガラス 63、光路長調整光学系 64、分散調整プリズムペア 65 を通り、コリメータレンズ 66 を介して光ファイバーに入射され、参照アーム 60 から射出されてカブラ 22 に入射する。

#### 【0021】

カブラ 22 で測定アーム 50 を経由した被検体 100 の反射光と参照アーム 60 を通った光とが干渉する。そして、その干渉光を検出部 30 で検出する。検出部 30 は、差動検出器 31 と A/D 変換器 32 を有している。まず、検出部 30 では、カブラ 22 で干渉光を発生させた後すぐに分波された干渉光を差動検出器 31 で検出する。そして、差動検出器 31 で電気信号に変換された OCT 干渉信号を A/D 変換器 32 でデジタル信号に変換している。そして、デジタル信号が情報取得部 40 に送られ、デジタル信号に対してフーリエ変換などの周波数分析が行われることで、眼底の情報が得られる。得られた眼底の情報は表示部 70 によって断層像として表示される。

20

#### 【0022】

ここで、本実施形態に係る撮像装置は、取得された断層像を解析することにより複数の層をセグメンテーションする解析部を更に有することが好ましく、例えば、情報取得部 40 を解析部として機能させても良い。このとき、解析部の解析結果に基づいて、複数の層のいずれかの層に沿った平面画像を生成する画像生成部を更に有することが好ましく、例えば、情報取得部 40 を画像生成部として機能させても良い。そして、平面画像に含まれる眼底の黄斑及び視神経乳頭と断層像に含まれる眼底の黄斑及び視神経乳頭との位置関係が対応付いた状態で、平面画像と断層像とを表示部 70 に表示させる表示制御部を更に有することが好ましく、例えば、情報取得部 40 を表示制御部として機能させても良い。これにより、複数の層のいずれかの層に沿った平面画像を広画角の範囲で観察することができるため、診断効率や診断精度を向上することができる。また、眼底の黄斑及び視神経乳頭の断層像を用いて、眼底の黄斑及び視神経乳頭を含む眼底の湾曲情報を演算する演算部を更に有することも好ましく、例えば、情報取得部 40 を演算部として機能させても良い。これにより、広画角の範囲における眼底の湾曲を定量的に評価できるため、診断効率や診断精度を向上することができる。なお、眼底の黄斑及び視神経乳頭を含む断層像を取得する際には、照射光が 1 回の走査で黄斑及び視神経乳頭に照射されるように走査部を制御しても良い。また、眼底の 3 次元断層像を取得した後に、3 次元断層像から黄斑及び視神経乳頭を含む断層像を再構成しても良い。

30

40

#### 【0023】

図 1 の OCT 装置では、干渉光のサンプリングタイミングは、光源部 10 の外に設けられる k クロック発生部 80 が発信する k クロック信号に基づいて等光周波数（等波数）間隔に行われる。また、光源部 10 から射出された光の一部を k クロック発生部 80 に分岐するために、カブラ 90 が設けられている。なお、k クロック発生部 80、カブラ 90 は光源部 10 に組み込まれていてもよい。

#### 【0024】

50

以上は、被検体 100 のある 1 点における断層に関する情報の取得のプロセスであり、このように被検体 100 の奥行き方向の断層に関する情報を取得することを A - s c a n と呼ぶ。また、A - s c a n と直交する方向で被検体の断層に関する情報、すなわち 2 次元画像を取得するための走査方向を B - s c a n、更に A - s c a n、及び B - s c a n のいずれの走査方向とも直交する方向に走査することを C - s c a n と呼ぶ。これは、3 次元断層像を取得する際に眼底面内に 2 次元ラスタ走査する場合、高速な走査方向が B - s c a n、B - s c a n をその直交方向に並べて走査する低速な走査方向を C - s c a n と呼ぶ。A - s c a n 及び B - s c a n を行うことで 2 次元の断層像が得られ、A - s c a n、B - s c a n 及び C - s c a n を行うことで、3 次元の断層像を得ることができる。B - s c a n、C - s c a n は、上述した X 軸スキャナ 53、Y 軸スキャナ 54 により行われる。

10

#### 【0025】

なお、X 軸スキャナ 53、Y 軸スキャナ 54 は、それぞれ回転軸が互いに直交するよう配置された偏向ミラーで構成されている。X 軸スキャナ 53 は、X 軸方向の走査を行い、Y 軸スキャナ 54 は、Y 軸方向の走査を行う。X 軸方向、Y 軸方向の各方向は、眼球の眼軸方向に対して垂直な方向で、互いに垂直な方向である。また、B - s c a n、C - s c a n のようなライン走査方向と、X 軸方向または Y 軸方向とは、一致していなくてもよい。このため、B - s c a n、C - s c a n のライン走査方向は、撮像したい 2 次元の断層像あるいは 3 次元の断層像に応じて、適宜決めることができる。

20

#### 【0026】

また、X 軸スキャナ 53 と Y 軸スキャナ 54 をともに駆動させ、偏向ミラーの角度を変えることでさまざまな走査が可能である。例えば、図 2 ( a )、( b ) のようなラスタ走査でもよいし、図 2 ( c ) のように、眼球の一点（例えば黄斑）を複数回通過する方法でもよい。また、図 2 ( d ) に示すように眼球の一点（例えば黄斑）を中心としてらせん状に走査を行ってもよい。

#### 【0027】

（走査する角度）

ところで、眼底検査においては、黄斑と視神経乳頭を同一の走査で撮像したいという要望がある。これを実現するために求められる OCT 装置の照射光で走査する範囲（走査角度）について図 3 を用いて説明する。図 3 は、眼球を球体として仮定したときの模式図である。眼球の瞳孔中心の反対側には黄斑がある。また、黄斑から少し離れた位置に視神経乳頭がある。この黄斑と視神経乳頭は、眼底において特に重要な部位である。

30

#### 【0028】

標準的な成人の眼底では、黄斑と視神経乳頭を包含する距離 D は約 5 . 7 5 m m である。照射光は、眼球の瞳孔中心を中心に旋回され、眼底を走査する。黄斑を中心として、視神経乳頭を包含する範囲を同じ走査で撮像する場合、個人差も勘案すると、黄斑と視神経乳頭を結ぶ最短の曲線の長さ（撮像範囲）L が 1 4 m m 程度必要である。ここで、この撮像範囲に対応する瞳孔中心を中心に旋回される測定光の振れ角を  $\theta$  とする。成人の眼球の直径の平均は 2 4 m m 程度なので、撮像範囲 L を 1 4 m m 以上にするためには、振れ角は 3 3 . 4 度以上必要になる。この角度は、眼球内の平均屈折率が 1 . 3 8 であることを利用して、空気中の、瞳孔中心に入射する照射光の振れ角  $\theta_a$  で表すと、 $\arcsin(1.38 \times \sin(\theta / 2)) \times 2$  4 7 度となる。つまり、黄斑を中心に、黄斑と視神経乳頭を同時に撮像するためには、眼底を照射光で線状に走査する場合において、眼底を走査する角度範囲が空気中で換算して 4 7 度以上であればよい。なお、以下では、眼底を照射光で線状に走査する場合における眼底を走査する角度範囲を空気中で換算した範囲を画角とする。つまり、振れ角  $\theta$  を画角とする。

40

#### 【0029】

次に、上記の振れ角  $\theta$  で走査する場合に生じる課題について、図 4 を用いて説明する。図 4 は、図 3 と同様に眼球を球体として仮定したときの模式図である。図 4 の破線は、走査軌跡を表している。図 4 で示すように、瞳孔中心から眼球の外壁つまり眼底までの物理

50

的な距離は、黄斑では  $a + b$  であり、黄斑から離れた位置にある部分（角度  $\theta/2$  の部分）では  $a$  である。 $a$ 、 $b$  は眼軸長の長さ  $T$  と眼球内の振れ角  $\theta$  を用いると、以下の式で表される。

$$a = T \times \cos(\theta/2) \quad \dots \text{式 1}$$

$$a + b = T \quad \dots \text{式 2}$$

このように、瞳孔中心から黄斑までの距離と瞳孔中心から黄斑から離れた位置までの距離とは、 $b$  だけ異なる。この  $b$  は角度  $\theta$  が大きくなればなるほど、大きくなるため、広画角の眼底検査用の OCT 装置では、瞳孔中心から黄斑までの光路長と瞳孔中心から黄斑から離れた周辺の位置までの距離とが大きく異なってしまう。成人の眼軸長  $T$  は個人差が大きく、95% の人が含まれる眼軸長  $T$  の範囲は 21 mm 以上 28 mm 以下である。ここで

【0030】

また、眼底検査用の OCT 装置で観察する眼底組織は、眼底の表面近傍の網膜とその奥にある脈絡膜である。網膜は最厚部分で 0.50 mm、脈絡膜は 0.30 mm 程度であるので、眼底検査用の OCT 装置は少なくとも 0.80 mm の深さまで撮像する必要がある。つまり、眼底の表面と脈絡膜との間では、0.8 mm の距離の差が生じる。

【0031】

よって、黄斑と視神経乳頭とを同一の走査で撮像し、かつ視神経乳頭の表面近傍と黄斑の奥にある脈絡膜との情報を得るためには、 $2 \times (b + 0.80) = 4.0$  mm の距離差が求められる。この距離差は、空気中の光路差で考えると、 $4.0 \text{ mm} \times 1.38 = 5.5$  mm に対応する。つまり、画角 47 度以上としても、断層情報を得ることができる OCT 装置を実現するためには、空気中で 5.5 mm の光路長差が必要である。

【0032】

SS-OCT を含むフーリエドメイン方式の OCT では、取得した干渉信号データを波数空間でフーリエ変換処理を行い、距離情報を出力する。SS-OCT の場合、A/D 変換器を用いて時間領域でデータ取得を行う。ここで、波長可変光源から射出される光周波数が時間に対して正確に線形に変化すれば、等時間間隔のサンプリングで等周波数間隔、つまり等波数間隔のデータが得られる。しかし、図 5 (a) に模式的に示すように、波長可変光源の光周波数は、一般に駆動機構部により共振器長を変化させて波長掃引を行っているため、時間に対して非線形となる。そのため、等時間間隔のサンプリングでフーリエ変換処理を行っても、等波数間隔のデータではないため、距離情報は取得できない。したがって SS-OCT では、等波数間隔のサンプリングクロックである  $k$  クロックを用いてデータ取得を行うのが一般的である。

【0033】

（クロック発生部）

次に、 $k$  クロック発生部について、図 6 を用いて説明する。図 6 中の符号は、図 1 と対応している。 $k$  クロック発生部には、例えば、分岐比 95 : 5 などのカブラ 90 により光源から射出される光の一部を分岐し、分岐された光が入射される。その分岐光は、カブラ 81 によりさらに 2 つの光路に分岐させ、分岐された光路は第一光路と第二光路として構成される。第一光路と第二光路とは、光路長差 82 を設けて再びカブラ 83 で干渉させる。これにより、 $k$  クロック干渉計を構成することができる。さらに、 $k$  クロック干渉計からの干渉信号を受光して電気信号へ変換し、振幅補正を行う補正回路 84 から構成される。ここで、 $k$  クロックの光路長差 82 が、後述するクロックの周波数  $f_s$  に対応する。

【0034】

なお、第一光路に対して光路長差を有する第二光路において、例えば、屈折率を変更可能な物質（ガス等）を設けても良い。また、ファイバーから一度空気中に光を射出してファイバーに戻すような構成で、ファイバー端同士の光学的な距離を変更することで実現することもできる。また、一度ファイバーの外に光を射出する上記構成において、折り返しミラーを複数個用いて、可動ステージに設けた折り返しミラーを光軸方向に移動させるこ

10

20

30

40

50

とで光路長差を変更する手法でも良い。ここで、これらの手法を実現する機構を変更部と呼ぶ。このとき、走査する角度に応じて光路長差を変更する変更部を制御する制御部を更に有することが好ましい。例えば、走査する角度が大きくなったときには、光路長差を長くすることにより、深さ範囲における不要な撮像を低減できる。このため、撮像時間を短縮することができる。また、このとき、走査部は、走査する角度が47度以上である第1の角度から47度未満である第2の角度まで変更可能に構成されていることが好ましい。また、クロック発生部は、光路長差が22mm以上である第1の光路長差から22mm未満である第2の光路長差まで変更可能に構成されていることが好ましい。

#### 【0035】

また、本実施形態に係る撮像装置は、走査する角度の異なる複数の撮影モードを選択する選択部を更に有することが好ましい。このとき、制御部は、選択された撮影モードによって、走査する角度と光路長差とを変更するように、走査部と変更部とを制御しても良い。例えば、黄斑と視神経乳頭とを両方含む断層像として撮影する撮影モードの方が、黄斑と視神経乳頭とのいずれかを断層像として撮影する撮影モードよりも、走査する角度が大きいため、光路長差を長くすることが好ましい。また、選択部は、深さ範囲における断層像の距離を選択可能に構成されても良い。また、このとき、選択部は、この距離が眼球内で4.0mm以上である第1の距離から眼球内で4.0mm未満である第2の距離まで選択可能に構成されることが好ましい。このとき、この距離が短くなれば、光路長差も短くするように変更されることが好ましい。ここで、選択部は、眼の硝子体と網膜と脈絡膜とを含むように撮影する撮影モードを含む複数の撮影モードのうちいずれかの撮影モードを選択可能に構成されても良い。このとき、眼の硝子体と網膜と脈絡膜とを含むように撮影する撮影モードが選択されると、例えば、深さ範囲において眼球内で4.0mm以上の距離の眼底の断層像が取得されることが好ましい。これは、眼の硝子体と網膜と脈絡膜とが十分に含まれるように断層撮像するには、深さ範囲において眼球内で4.0mm以上の距離は必要となるためである。なお、クロック発生部は、光路長差を変更する代わりに、後述するサンプリングの数やクロックの周波数を疑似的に変更するように構成されても同等の効果を得ることができる。例えば、深さ範囲における断層像の距離が短くなれば、クロック発生部はサンプリングの数やクロックの周波数を少なくするように構成されることが好ましい。

#### 【0036】

(クロック発生部の干渉計の光路長差)

kクロック干渉信号は、光周波数の時間変化に伴って正弦波となる。光周波数は非線形に時間変化するため、この正弦波の周期も時間変化する。しかし、周波数領域でみれば等間隔である。つまり、kクロック干渉信号のゼロクロス点またはピーク点が等波数間隔になるため、図5(b)のようにゼロクロス点またはピーク点をクロック位置としてサンプリングを行えば、波数空間のOCT干渉信号が取得できる。取得したkクロック干渉信号は、A/D変換器に適応可能な振幅、電圧へ増幅器等を用いて振幅の補正を行い、kクロックを生成する。なお、kクロックは、サンプリングクロックであるため、サンプリング定理に基づかなければならない。例えば、図7(a)のようにOCT干渉信号の周波数が、クロックの周波数 $f_s$ の1/2以下であった場合、元の信号を再生できるが、(b)のように1/2以上となった場合、偽の信号を取得することになる。このため、クロックの周波数 $f_s$ は、OCT干渉信号の周波数の2倍以上としなければならない、というのがサンプリング定理である。

#### 【0037】

ところで、干渉現象は、2つの光路長差が波長の整数 $n$ 倍、 $n$ のときに発生する。したがって、光路長差に比例して干渉縞の間隔が狭くなっていくので信号としての周波数は高くなることになる。つまり、クロックの周波数 $f_s$ をOCT干渉信号の周波数の2倍以上とするためには、光路長差 $\delta$ を深さ方向の限界となる距離の2倍以上とすれば良い。すなわち、サンプリング定理を考慮すると、kクロックの光路長差 $\delta$ は、必要とする断層像の深さ範囲の2倍以上にする必要がある。上述したように、断層像の深さ範囲を空

10

20

30

40

50

気中で 5.5 mm 以上（眼球内で 4.0 mm 以上）としたい場合には、k クロックの光路長差 82 は空気中で 11 mm 以上とする必要がある。

#### 【0038】

また、OCT 干渉計のサンプル光路は、通常、照射光が眼底に照射する光路と反射光が眼底から戻る光路とから成るダブルパスで構成される。これに対して、k クロック干渉計の光路は、図 6 に示すように、光を分岐させた後、反射させることなく光路長差を設けて再び合波させるというシングルパスで構成されるものが一般的である。したがって、k クロック干渉計がシングルパスで構成される場合、k クロックの光路長差 82 は上述した 11 mm 以上を更に 2 倍し、空気中で 22 mm 以上とする必要がある。すなわち、k クロック干渉計がシングルパスで構成される場合、k クロックの光路長差 82 は、必要とする断層像の深さ範囲の 4 倍以上とする必要がある。これにより、眼球内で断層像の深さ範囲を 4.0 mm 以上とすることができる。なお、k クロック干渉計は、図 8 のように、ダブルパス干渉計で構成することもできる。図 8 中の符号は、図 1 および図 6 と対応している。このように、k クロック干渉計がダブルパスで構成される場合には、k クロックの光路長差 82 は、サンプリング定理を考慮して、必要とする断層像の深さ範囲の 2 倍以上とすれば良い。

#### 【0039】

一般に、k クロック干渉計の光路長差は、眼底を走査する角度が空気中で換算して 40 度程度で脈絡膜 強膜境界まで測定するため、眼球内で 2.6 mm 程度の深さ範囲（断層像の深さ方向の距離）が求められる。したがって、空気中で換算して 3.6 mm 程度の深さ範囲となる。このため、シングルパスの k クロック干渉計の光路長差は、空気中で換算して  $3.6 \text{ mm} \times 4 = 14.4 \text{ mm}$  となることから、15 mm 程度に設計されている。しかし、k クロック干渉計の光路長差が、空気中で換算して 15 mm 程度の場合、広画角化すると眼底周辺部では画像の折り返しが発生するという問題が生じる。つまり、画角 47 度以上で断層情報を得ることができる、空気中で 5.5 mm 以上の深さ範囲とするためには、k クロック干渉計の光路長差は 22 mm 以上が必要である。なお、図 6 の例では、k クロック発生部は、光源の外部にあるが、光源の内部にあってもよい。k クロック発生部を光源の内部とすることで、撮像装置の構成を簡素にすることができる。また、k クロックの光路長差 22 mm を実現するには、コヒーレント長 14 mm 以上が好ましい。以上説明したように、クロック発生部の干渉計の光路長差を 22 mm 以上とすることにより、眼底の広範囲で 1 回の走査を行った際に、眼底の所望の深さ範囲の断層像を網羅的に取得することができる。

#### 【0040】

ここで、断層像の深さ範囲（計測距離） $z$ 、中心波長  $c$ 、掃引波長幅  $\Delta c$  とすると、断層像の深さ範囲全体を 1 度にサンプリングする数であるサンプル数  $N$  は、 $(4 \times z \times \Delta c) / c^2$  から導出される。一方、波長掃引の周波数  $f_A$  と duty 比（1 掃引中の OCT として有効な発光している期間） $d$  とすると、クロックの周波数  $f_s$  は、 $(N \times f_A) / d$  から導出される。また、本実施形態に係る光源において、例えば、 $c = 1040 \text{ nm}$ 、 $\Delta c = 110 \text{ nm}$ 、 $f_A = 100 \text{ kHz}$ 、 $d = 0.446$  とする。このとき、本実施形態に係る断層像の深さ範囲が空気中で 5.5 mm（眼球内で 4.0 mm）である場合を考えると、サンプル数  $N$  は、 $(4 \times 5.5 \times 10^6 \times 110) / 1040^2 = 2237$  と導出される。また、この場合、クロックの周波数  $f_s$  は、 $(2237 \times 100 \times 10^3) / 0.446 = 501.57 \text{ MHz}$  と導出される。なお、従来の深さ範囲が空気中で 3.6 mm（眼球内で 2.6 mm）である場合を考えると、サンプル数は、 $(4 \times 3.6 \times 10^6 \times 110) / 1040^2 = 1464$  と導出される。また、この場合、クロックの周波数  $f_s$  は、 $(1464 \times 100 \times 10^3) / 0.446 = 328.25 \text{ MHz}$  と導出される。以上より、眼底の広範囲で 1 回の走査を行った際に、眼底の所望の深さ範囲の断層像を網羅的に取得するためには、クロック発生部は、断層像の深さ範囲（全体）を 1 度にサンプリングする数が約 2200 回以上となるように構成されることが好ましい。また、眼底の広範囲で 1 回の走査を行った際に、眼底の所望の深さ範囲の断層像を網羅的に

10

20

30

40

50

取得するためには、クロック発生部は、クロックの周波数が約 500 MHz 以上となるように構成されることが好ましい。

#### 【0041】

以上までは、k クロック干渉計の光路長差に対応する k クロック干渉計の周波数  $f_k$  = クロックの周波数  $f_s$  である場合を考えた。次に、k クロック干渉計の周波数  $f_k$  に対してクロックの周波数  $f_s$  が n 倍 (n は 1 以上の整数) である場合を考える。すなわち、k クロック干渉計の周波数  $f_k \cdot n$  = クロックの周波数  $f_s$  である場合を考える。なお、n が 2 以上の整数である場合には、後述するように、電氣的に周波数を増やす手法を用いることで、 $f_s = f_k \cdot n$  を実現することができる。まず、断層像の深さ範囲が空气中で 5 . 5 mm 以上 (眼球内で 4 . 0 mm 以上) である場合、クロック発生部は、k クロック干渉計の光路長差が空气中で  $22 / n$  mm 以上となるように構成される。このとき、クロック発生部はシングルパスで構成されていることが好ましい。クロック発生部がダブルパスで構成されている場合には、k クロック干渉計の光路長差は  $11 / n$  mm 以上となるように構成される。ここで、サンプル数 N 及びクロックの周波数  $f_s$  は、上記 n の値に関係なく、上記で導出されたように、 $N = 2237$ 、 $f_s = 501.57$  MHz となる。

#### 【0042】

また、断層像の深さ範囲が空气中で 6 . 9 mm 以上 (眼球内 5 . 0 mm 以上) である場合、k クロック干渉計の光路長差はシングルパスにおいて空气中で  $27.6 / n$  mm 以上であることが好ましい。また、クロック発生部がダブルパスで構成されている場合には、k クロック干渉計の光路長差は  $13.8 / n$  mm 以上であることが好ましい。このとき、サンプル数 N は、 $(4 \times 6.9 \times 10^6 \times 110) / 1040^2 = 2807$  と導出される。このため、クロック発生部は、断層像の深さ範囲を 1 度にサンプリングする数が 2800 回以上となるように構成されることが好ましい。また、クロックの周波数  $f_s$  は、 $(2807 \times 100 \times 10^3) / 0.446 = 629.37$  MHz と導出される。このため、クロック発生部は、クロックの周波数  $f_s$  が 620 MHz 以上となるように構成されることが好ましい。

#### 【0043】

また、断層像の深さ範囲が空气中で 8 . 0 mm 以上 (眼球内 5 . 8 mm 以上) である場合、k クロック干渉計の光路長差はシングルパスにおいて空气中で  $32 / n$  mm 以上であることが好ましい。また、クロック発生部がダブルパスで構成されている場合には、k クロック干渉計の光路長差は  $16 / n$  mm 以上であることが好ましい。このとき、サンプル数 N は、 $(4 \times 8.0 \times 10^6 \times 110) / 1040^2 = 3254$  と導出される。このため、クロック発生部は、断層像の深さ範囲を 1 度にサンプリングする数が 3200 回以上となるように構成されることが好ましい。また、クロックの周波数  $f_s$  は、 $(2807 \times 100 \times 10^3) / 0.446 = 729.60$  MHz と導出される。このため、クロック発生部は、クロックの周波数  $f_s$  が 720 MHz 以上となるように構成されることが好ましい。なお、上述した断層像の深さ範囲 (眼球内と空气中)、サンプル数 N、クロックの周波数  $f_s$ 、k クロック干渉計の光路長差の関係は、表として図 9 に示す。

#### 【0044】

ここで、クロック発生部は、干渉計の周波数が 2 以上の整数倍の周波数にクロックの周波数として変換されるように構成されることが好ましい。以下のように、電氣的に周波数を増やす手法がある。例えば、非特許文献 “Depth - encoded all - fiber swept source polarization sensitive OCT” (1 September 2014 \_\_ Vol. 5, No. 9 BIOMEDICAL OPTICS EXPRESS) に記載されているように、DAQ に信号を入力する前段に周波数ダブラーを設ける手法により実現することができる。また、2 つの DAQ を用いることにより、OCT 干渉光を検出して得たアナログ信号をサンプリングする変換部としての機能ブロックの前段において、k クロック干渉計の周波数を 2 倍の周波数に変換することができる。

#### 【0045】

また、断層像取得部は、深さ範囲において眼球内で4.0mm以上となる距離の眼底の断層データを取得し、取得された断層像から深さ範囲の一部が除去された新たな断層像を生成するように構成されることが好ましい。例えば、深さ範囲が空気中で8.0mm（眼球内5.8mm）である断層データを取得し、取得されたデータから深さ範囲のノイズを含む上下部分が除去された深さ範囲が空気中で6.9mm（眼球内5.0mm）に相当する断層像を生成する。より具体的には、まず、OCT干渉信号をFFTすることにより、1つのAスキャンについて4096個のデータを作成する。これは、上述したサンプル数 $N = 3254$ に近い2の $n$ 乗が2の12乗であるためである。4096個のデータにはコヒーレンスゲートを境界に実像と虚像とが含まれるため、半分の2048個が縦方向のデータ数となる。また、横方向のデータ数は、Aスキャン本数1024個となる。ここで、上述したように、中心波長  $c = 1040\text{ nm}$ 、掃引波長幅  $\Delta\lambda = 110\text{ nm}$ を考えると、光学的な深さ方向の分解能である縦分解能は約 $8\text{ }\mu\text{m}$ となる。このとき、縦分解能 $8\text{ }\mu\text{m}$ を再現するためには、この半分以下のピクセル分解能が必要である。そこで、ここでは1ピクセルに対して $4\text{ }\mu\text{m}$ を当てはめることを考える。このとき、縦のピクセル数は、深さ範囲が眼球内で5.8mmであるため、 $5800 \div 4 = 1450$ 個となる。ここで、深さ範囲が眼球内5.0mm相当の断層像を生成する場合、例えば、 $1450 - 5000 \div 4 = 200$ 個のピクセル数を除去する。低周波側は、断層像のコヒーレンスゲート付近に存在するDC成分を示す領域であるため、例えば、断層像の上部15個のピクセルを除去する。また、残りの $200 - 15 = 185$ 個のピクセルについては、断層像の下部185個のピクセルを除去する。このように、200個のピクセルを除去して得た1250個のピクセルを用いて、深さ範囲が眼球内で5.0mm相当の断層像を生成することができる。生成された断層像は、DC成分等のノイズ成分が除去されているため、上述したサンプル数 $N = 2807$ で取得した深さ範囲が眼球内で5.0mmの断層像よりも画質が良い。

#### 【0046】

なお、本発明は、眼底の広範囲で1回の走査を行った際に限定されない。すなわち、走査部が、眼底において照射光を走査する角度が空気中で換算して47度以上となるように構成されている場合に限定されない。走査する角度に関係なく、深さ範囲において眼球内で4.0mm以上となる距離の眼底の断層像を取得したい場合に、クロック発生部は、眼球内で4.0mm以上となる距離に対応する光路長差となるように構成されていれば良い。このとき、上述したように、クロック発生部は、第二光路がシングルパスで構成されていれば、光路長差が空気中で22mm以上となるように構成されることが好ましい。また、クロック発生部は、第二光路がダブルパスで構成されていれば、光路長差が空気中で11mm以上となるように構成されることが好ましい。また、クロック発生部は、光路長差をこれらの長さにする代わりに、サンプリングの数やクロックの周波数を疑似的に変更するように構成されても同等の効果を得ることができる。

#### 【0047】

（その他の実施形態）

また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア（プログラム）を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ（またはCPUやMPU等）がプログラムを読み出して実行する処理である。

#### 【符号の説明】

#### 【0048】

- 10 光源部
- 20 OCT干渉部
- 30 検出部
- 40 情報取得部
- 53 X軸スキャナー
- 54 Y軸スキャナー
- 80 kクロック発生部

10

20

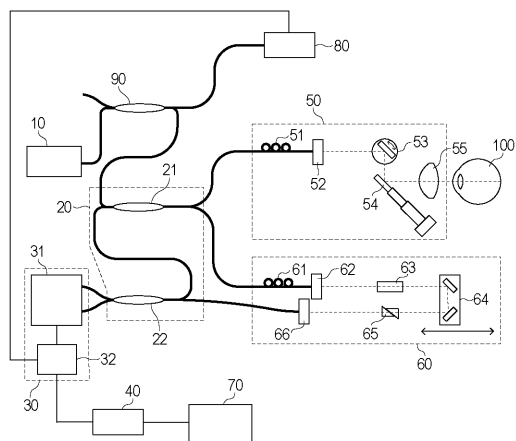
30

40

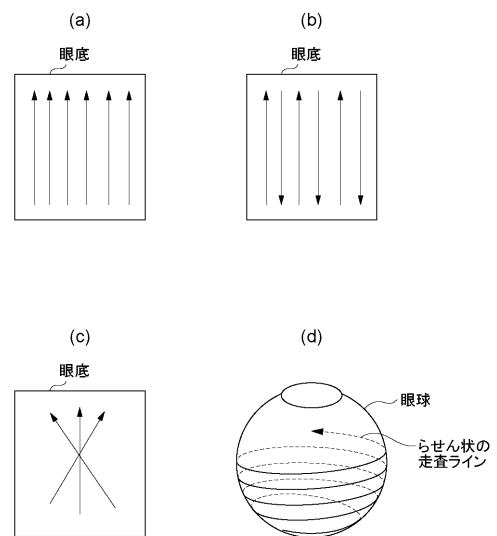
50

## 8 2 k クロック光路長差

【図 1】

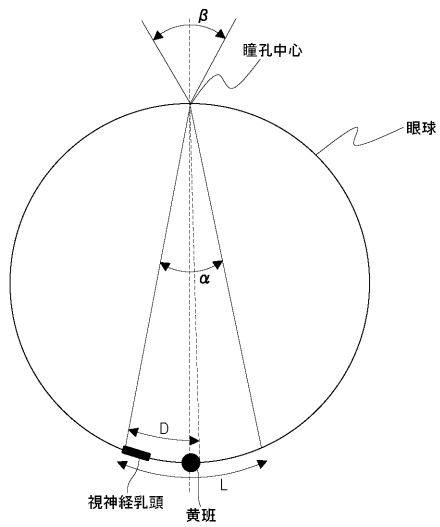


【図 2】

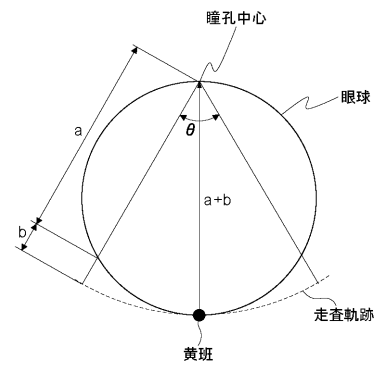




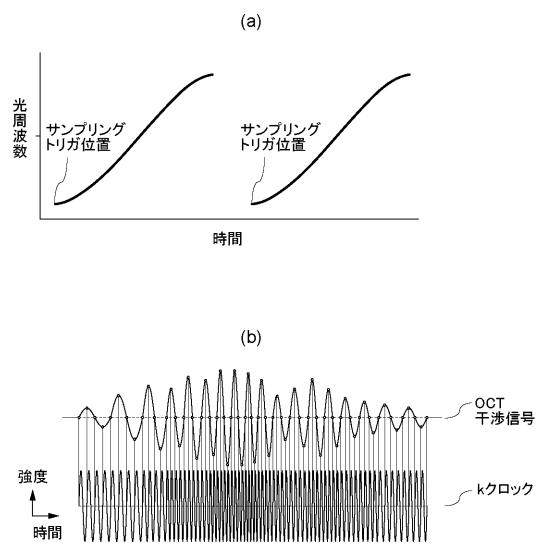
【図 3】



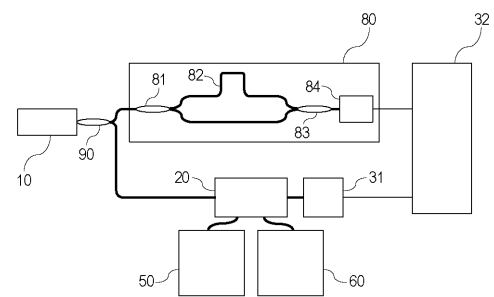
【図 4】



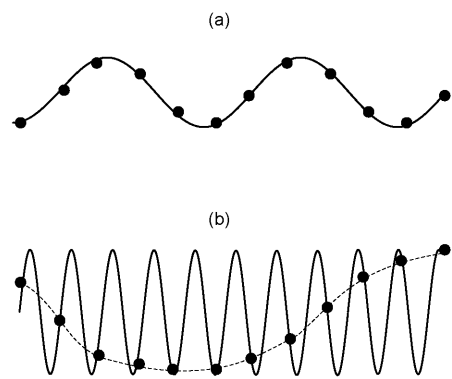
【図 5】



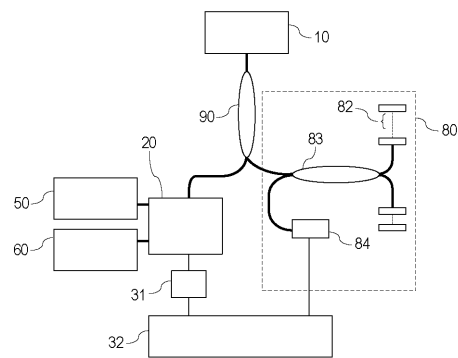
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【図 9】

	断層像の深さ範囲 (mm)		サンプル数 N (回)	クロックの周波数 fs (MHz)	kクロック干涉計 (nlは1以上の整数)		
	眼球内	空気中			シングルバス or ダブルバス	光路長さ (mm)	周波数 数 (MHz)
従来	2.6	3.6	1464	328.25	シングルバス ダブルバス	14.4n 7.2n	328.25/n
	4.0	5.5	2237	501.57	シングルバス ダブルバス	22n 11n	501.57/n
本実施形態	5.0	6.9	2807	629.37	シングルバス ダブルバス	27.6n 13.8n	629.37/n
	5.8	8	3254	729.6	シングルバス ダブルバス	32n 16n	729.6/n

---

フロントページの続き

(56)参考文献 米国特許出願公開第2014/0160488 (US, A1)

特開2013-181790 (JP, A)

Treneusz Grulkowski, et.al., "Retinal, anterior segment and full eye imaging using ultrahigh speed swept source OCT with vertical-cavity surface emitting lasers", Biomedical Optics EXPRESS, 2012年10月 3日, Vol.3, No.11, pp.2733-2751

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/00 - 3/18