

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6765786号
(P6765786)

(45) 発行日 令和2年10月7日 (2020.10.7)

(24) 登録日 令和2年9月18日 (2020.9.18)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10 1 0 0
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	A 6 1 B 3/10 Z D M
	G 0 1 N 21/17 6 3 0

請求項の数 20 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2015-93998 (P2015-93998)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成27年5月1日 (2015.5.1)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2016-209182 (P2016-209182A)		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	100094112
審査請求日	平成30年3月27日 (2018.3.27)		弁理士 岡部 譲
		(74) 代理人	100101498
			弁理士 越智 隆夫
		(74) 代理人	100106183
			弁理士 吉澤 弘司
		(74) 代理人	100128668
			弁理士 齋藤 正巳
		(72) 発明者	立川 寛人
			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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 撮像装置、撮像装置の作動方法、情報処理装置、及び情報処理装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

射出する光の波長が掃引される波長掃引光源を含む光源部と、
 前記射出された光を被検眼の眼底へ照射する照射光と参照光とに分割し、前記眼底からの前記照射光の反射光と前記参照光とによる干渉光を発生させる干渉部と、
 前記干渉光を検出する検出部と、
 前記検出された干渉光のアナログ信号を分割して得た少なくとも二つのアナログ信号であって、前記光源部に含まれる同一の波長掃引光源から射出された光に基づく少なくとも二つのアナログ信号をアナログデジタル変換する少なくとも二つの変換部と、
 前記アナログデジタル変換して得た少なくとも二つのデータセット各々のインデックスの関連付けを行う関連付け手段と、
 前記関連付けられたインデックスを用いて前記少なくとも二つのデータセットを統合して等波数間隔のデータセットを生成する生成手段と、
 前記生成された等波数間隔のデータセットを用いて前記眼底の画像を生成する画像生成手段と、
 を備えることを特徴とする撮像装置。

【請求項 2】

前記関連付け手段は、前記少なくとも二つのデータセット各々の位相情報を取得し、前記取得された位相情報を用いて前記少なくとも二つのデータセット各々のインデックスの関連付けを行うことを特徴とする請求項 1 に記載の撮像装置。

10

20

【請求項 3】

前記関連付け手段は、前記少なくとも二つのデータセット各々をヒルベルト変換し、前記ヒルベルト変換された少なくとも二つのデータセット各々から位相情報を取得することを特徴とする請求項 2 に記載の撮像装置。

【請求項 4】

前記関連付け手段は、前記眼底の画像を撮像する処理の前の事前処理において用いられ、

前記事前処理において検出する補正用の干渉光より得られる前記アナログ信号の周波数は、前記データセットを検出する際の検出周波数よりも低い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。

10

【請求項 5】

前記生成手段は、前記統合して得たデータセットをリスケーリングすることにより前記等波数間隔のデータセットを生成す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】

射出する光の波長が掃引される波長掃引光源を含む光源部と、

前記射出された光を被検眼の眼底へ照射する照射光と参照光とに分割し、前記眼底からの前記照射光の反射光と前記参照光とによる干渉光を発生させる干渉部と、

前記干渉光を検出する検出部と、

前記検出された干渉光のアナログ信号を分割して得た少なくとも二つのアナログ信号をアナログデジタル変換する少なくとも二つの変換部と、

20

前記アナログデジタル変換して得た少なくとも二つのデータセットの位相情報を用いて前記少なくとも二つのデータセットを統合して等波数間隔のデータセットを生成する生成手段と、

前記生成された等波数間隔のデータセットを用いて前記眼底の画像を生成する画像生成手段と、

を備えることを特徴とする撮像装置。

【請求項 7】

前記少なくとも二つのデータセット各々の位相情報を用いて前記少なくとも二つのデータセットの関連付けを行う関連付け手段を更に備え、

30

前記生成手段は、前記関連付けられた少なくとも二つのデータセットを用いて前記等波数間隔のデータセットを生成す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】

前記少なくとも二つのアナログ信号の間に位相差を発生させる位相差発生手段を更に備え、

前記位相差は、前記少なくとも二つのデータセット各々の位相情報に相違を与えることを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載の撮像装置。

【請求項 9】

前記統合して得たデータセットをリスケーリングすることにより前記等波数間隔のデータセットに変換するリスケーリング手段を更に備え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。

40

【請求項 10】

前記少なくとも二つのデータセットの内の少なくとも一つのデータセットを検出する際に前記少なくとも一つを等波数間隔のデータセットとするためのクロック信号を発生する k クロック発生部を更に備え、

前記少なくとも二つのデータセットの内の他のデータセットは等時間間隔のデータセットであ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】

前記少なくとも二つの変換部の少なくとも一つの変換部に送る前記アナログ信号を等波数間隔でアナログデジタル変換するためのクロック信号を発生する k クロック発生部を更

50

に備え、

前記少なくとも二つの変換部の他の少なくとも一つの変換部は等時間間隔でアナログデジタル変換を行うアナログデジタル変換部であ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 1 2】

前記少なくとも二つの変換部は等時間間隔でアナログデジタル変換を行う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 1 3】

前記波長掃引光源から射出される光の波長が掃引される速度である A - s c a n レートは、300kHz 以上であることを特徴とする請求項 1 乃至 12 のいずれか 1 項に記載の撮像装置。

10

【請求項 1 4】

前記変換部のサンプリングする周波数は、1.0GHz 以上であることを特徴とする請求項 1 乃至 13 のいずれか 1 項に記載の撮像装置。

【請求項 1 5】

射出する光の波長が掃引される波長掃引光源を含む光源部と、前記射出された光を被検眼の眼底へ照射する照射光と参照光とに分割し、前記眼底からの前記照射光の反射光と前記参照光とによる干渉光を発生させる干渉部と、前記干渉光を検出する検出部と、前記検出された干渉光のアナログ信号を分割して得た少なくとも二つのアナログ信号であって、前記光源部に含まれる同一の波長掃引光源から射出された光に基づく少なくとも二つのアナログ信号をアナログデジタル変換する少なくとも二つの変換部と、を備える撮像装置と通信可能に接続された情報処理装置であって、

20

前記アナログデジタル変換して得た少なくとも二つのデータセット各々のインデックスの関連付けを行う関連付け手段と、

前記関連付けられたインデックスを用いて前記少なくとも二つのデータセットを統合して等波数間隔のデータセットを生成する生成手段と、

前記生成された等波数間隔のデータセットを用いて前記眼底の画像を生成する画像生成手段と、

を備えることを特徴とする情報処理装置。

【請求項 1 6】

30

射出する光の波長が掃引される波長掃引光源を含む光源部と、前記射出された光を被検眼の眼底へ照射する照射光と参照光とに分割し、前記眼底からの前記照射光の反射光と前記参照光とによる干渉光を発生させる干渉部と、前記干渉光を検出する検出部と、前記検出された干渉光のアナログ信号を分割して得た少なくとも二つのアナログ信号をアナログデジタル変換する少なくとも二つの変換部と、を備える撮像装置と通信可能に接続された情報処理装置であって、

前記アナログデジタル変換して得た少なくとも二つのデータセットの位相情報を用いて前記少なくとも二つのデータセットを統合して等波数間隔のデータセットを生成する生成手段と、

前記生成された等波数間隔のデータセットを用いて前記眼底の画像を生成する画像生成手段と、

40

を備えることを特徴とする情報処理装置。

【請求項 1 7】

前記少なくとも二つのデータセット各々の位相情報を用いて前記少なくとも二つのデータセットの関連付けを行う関連付け手段を更に備え、

前記生成手段は、前記関連付けられた少なくとも二つのデータセットを用いて前記等波数間隔のデータセットを生成することを特徴とする請求項 16 に記載の情報処理装置。

【請求項 1 8】

射出する光の波長が掃引される波長掃引光源を含む光源部と、前記射出された光を被検眼の眼底へ照射する照射光と参照光とに分割し、前記眼底からの前記照射光の反射光と前

50

記参照光とによる干渉光を発生させる干渉部と、前記干渉光を検出する検出部と、前記検出された干渉光のアナログ信号を分割して得た少なくとも二つのアナログ信号であって、前記光源部に含まれる同一の波長掃引光源から射出された光に基づく少なくとも二つのアナログ信号をアナログデジタル変換する少なくとも二つの変換部と、を備える撮像装置の作動方法であって、

前記アナログデジタル変換して得た少なくとも二つのデータセット各々のインデックスの関連付けを行う工程と、

前記関連付けられたインデックスを用いて前記少なくとも二つのデータセットを統合して等波数間隔のデータセットを生成する工程と、

前記生成された等波数間隔のデータセットを用いて前記眼底の画像を生成する工程と、を含むことを特徴とする撮像装置の作動方法。

10

【請求項 19】

射出する光の波長が掃引される波長掃引光源を含む光源部と、前記射出された光を被検眼の眼底へ照射する照射光と参照光とに分割し、前記眼底からの前記照射光の反射光と前記参照光とによる干渉光を発生させる干渉部と、前記干渉光を検出する検出部と、前記検出された干渉光のアナログ信号を分割して得た少なくとも二つのアナログ信号をアナログデジタル変換する少なくとも二つの変換部と、を備える撮像装置の作動方法であって、

前記アナログデジタル変換して得た少なくとも二つのデータセットの位相情報を用いて前記少なくとも二つのデータセットを統合して等波数間隔のデータセットを生成する工程と、

20

前記生成された等波数間隔のデータセットを用いて前記眼底の画像を生成する工程と、を含むことを特徴とする撮像装置の作動方法。

【請求項 20】

請求項 18 又は 19 に記載の撮像装置の作動方法の各工程をコンピュータに実行させることを特徴とするプログラム。

【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、該撮像装置の作動方法、該撮像装置と接続される情報処理装置、及び該情報処理装置の作動方法に関する。

30

【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 装置では、物体へ光を照射し、その際に該照射光の波長を変化させ、該照射光が物体の異なる深さから戻ることによって得られる反射光と、該照射光に対応する参照光とを干渉させている。そして、該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に関する情報、具体的には断層像を得ている。このような OCT 装置は、例えば眼底検査に用いられる。

【0003】

40

眼の疾患は、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】

このような期待に応える技術として、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、波長可変光源を用いた 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おり、その波長

50

可変光源として、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】

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情報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。従って、従来の構成のOCT装置では、断層に関する情報を広範囲にわたって精度よく得ることができない場合がある。

10

【0007】

本発明は上述した課題に対するものであって、1回の走査の撮像範囲を大きくしても断層に関する情報を精度よく取得する撮像装置、該撮像装置の作動方法、該撮像装置と接続される情報処理装置、及び該情報処理装置の作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

以上の課題を解決するために、本発明に係る撮像装置の一つは、
射出する光の波長が掃引される波長掃引光源を含む光源部と、
前記射出された光を被検眼の眼底へ照射する照射光と参照光とに分割し、前記眼底からの前記照射光の反射光と前記参照光とによる干渉光を発生させる干渉部と、
前記干渉光を検出する検出部と、
前記検出された干渉光のアナログ信号を分割して得た少なくとも二つのアナログ信号であって、前記光源部に含まれる同一の波長掃引光源から射出された光に基づく少なくとも二つのアナログ信号をアナログデジタル変換する少なくとも二つの変換部と、
前記アナログデジタル変換して得た少なくとも二つのデータセット各々のインデックスの関連付けを行う関連付け手段と、
前記関連付けられたインデックスを用いて前記少なくとも二つのデータセットを統合して等波数間隔のデータセットを生成する生成手段と、
前記生成された等波数間隔のデータセットを用いて前記眼底の画像を生成する画像生成手段と、
を備えることを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、1回の走査の撮像範囲を大きくしても断層に関する情報を精度よく取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

40

【図1】本発明の第一の実施形態に係るOCT装置の概略構成を示す模式図である。

【図2】OCT装置の走査部が行う照射光の走査方法の例を各々示す模式図である。

【図3】眼球の模式図である。

【図4】広画角化の課題を説明するための図である。

【図5】本発明の第一の実施形態に係るデータ取得から画像生成までの全体フローを説明するための図である。

【図6】図5に示すフローにおける事前処理である各A/D変換器のインデックス関連付け処理を説明するためのフロー図である。

【図7】測定対象を測定してから断層画像を取得するまでの処理を説明するためのフロー図である。

50

【図 8】本発明の第二の実施形態に係る OCT 装置の概略構成を示す模式図である。

【図 9】本発明の第二の実施形態に係るデータ取得から画像生成までの全体フローを説明するための図である。

【図 10】本発明の第二の実施形態における等波数変換処理を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

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。以下の説明では本発明として撮像装置の態様を例示しているが、当該撮像装置を作動させる方法の例示としても把握可能である。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。

10

【0012】

[第一の実施形態]

図 1 は、本発明の第一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）の構成例の概略を示す模式図である。該 OCT 装置は、光源部 10、干渉部 20、検出部 30、情報取得部 40、測定アーム 50 及び参照アーム 60 を有する。光源部 10 から射出される光は、その周波数が掃引される。干渉部 20 では、後述する反射光と参照光とより干渉光を生成する。検出部 30 では、この干渉光を検出する。情報取得部 40 は、検出された干渉光に基づいて、被検眼 100 の眼底の情報を取得する。

20

【0013】

干渉部 20 及び測定アーム 50 について説明する。干渉部 20 は、カブラ 21 及びカブラ 22 を有している。光源部 10、カブラ 21 及び測定アーム 50 は光ファイバーにより接続される。測定アーム 50 は、カブラ 21 側より順に配置されたコリメータレンズ 52、X 軸スキャナー 53、Y 軸スキャナー 54、及びフォーカスレンズ 55 を有する。

【0014】

まず、カブラ 21 は、光源部 10 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 を経由して被検眼 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、コリメータレンズ 52 から空間光として射出される。その後、照射光は、X 軸スキャナー 53、Y 軸スキャナー 54、及びフォーカスレンズ 55 を介して被検体 100 の眼底に照射される。なお、X 軸スキャナー 53 及び Y 軸スキャナー 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。該走査部によって、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 軸スキャナー 54、X 軸スキャナー 53、及びコリメータレンズ 52 を経由して測定アーム 50 から射出される。射出された反射光は、カブラ 21 を経由してカブラ 22 に入射する。

30

40

【0015】

参照アーム 60 について説明する。参照アーム 60 は光ファイバーを介してカブラ 21 と接続される。参照アーム 60 は、該カブラ 21 側より順に配置されたコリメータレンズ 62、分散補償ガラス 63、光路調整光学系 64、分散調整プリズムペア 65 及びコリメータレンズ 66 を有する。

【0016】

参照光は光ファイバーを通じて参照アーム 60 に至り、参照アーム 60 を経由してカブラ 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 を経て光路長調整光学系 64 に至る。光路調整光学系 6

50

4 は、図中矢印方向に移動することにより参照光の光路長を調整する。光路調整光学系 6 4 を経た参照光は分散調整プリズムペア 6 5 を通り、コリメータレンズ 6 6 を介して光ファイバーに入射される。該光ファイバーはカブラ 2 2 に接続されており、参照アーム 6 0 から射出された参照光はカブラ 2 2 に入射する。

【 0 0 1 7 】

カブラ 2 2 で測定アーム 5 0 を経由した被検体 1 0 0 の反射光と参照アーム 6 0 を通った光とが合波され干渉光が生成される。そして、その干渉光を検出部 3 0 で検出する。検出部 3 0 は、差動検出器 3 1、位相差発生部 3 3、及びアナログデジタル変換部である A / D 変換器 3 2 a 及び A / D 変換器 3 2 b を有している。

【 0 0 1 8 】

検出部 3 0 では、カブラ 2 2 で干渉光を発生させた後すぐに分波された干渉光の各々を差動検出器 3 1 で検出する。そして、差動検出器 3 1 で為される光電変換により電気信号に変換されたアナログ信号である干渉信号を再度分岐させ、A / D 変換器 3 2 a 及び A / D 変換器 3 2 b で各々デジタル信号に変換している。A / D 変換器 3 2 a 及び 3 2 b によるサンプリングは、内部クロックを用いて等時間間隔に行われる。内部クロックは、A / D 変換器 3 2 a 及び 3 2 b の各々に備えられている。

【 0 0 1 9 】

差動検出器 3 1 と A / D 変換器 3 2 b との間には、A / D 変換器 3 2 a 及び 3 2 b の各々が取得する干渉信号に対して位相差を与えるための位相差発生部 3 3 が配置されている。該位相差発生部 3 3 は同軸ケーブルであり、これが配置されることによって A / D 変換器 3 2 a と A / D 変換器 3 2 b とは異なる時刻でアナログ信号である干渉信号のアナログデジタル変換を行うこととなる。各々の変換器より得られたデジタル信号は、情報取得部 4 0 に送られる。情報取得部 4 0 においてこれら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 7 0 によって断層像として表示される。

【 0 0 2 0 】

なお、以上は、被検眼 1 0 0 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、このように被検眼 1 0 0 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眼 1 0 0 の断層に関する情報、即ち被検眼 1 0 0 の奥行き方向の 2 次元画像を取得することを B - s c a n と呼ぶ。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で情報を取得することを C - s c a n と呼ぶ。換言すれば、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 であり、更に 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 とする。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 及び C - s c a n は、上述した X 軸スキャナ 5 3 及び Y 軸スキャナ 5 4 に照射光の照射位置を走査することにより行われる。

【 0 0 2 1 】

なお、X 軸スキャナ 5 3 及び Y 軸スキャナ 5 4 は、それぞれ回転軸が互いに直交するように配置された偏向ミラーで構成されている。X 軸スキャナ 5 3 は X 軸方向の走査を行い、Y 軸スキャナ 5 4 は Y 軸方向の走査を行う。ここで X 軸方向及び Y 軸方向の各方向は、被検眼 1 0 0 の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 及び C - s c a n のようなライン走査方向と、X 軸方向又は 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 及び 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。

【 0 0 2 2 】

また、本実施形態では、X 軸スキャナ 5 3 と Y 軸スキャナ 5 4 とをともに駆動させ、偏向ミラーの角度を変えることでさまざまな照射光の走査が可能である。例えば、図 2

10

20

30

40

50

(a) 及び (b) に示すようなラスタ走査でもよいし、図 2 (c) に示すような眼球の一点 (例えば黄斑) を複数回通過する方法でもよい。また、図 2 (d) に示すような眼球の一点 (例えば黄斑) を中心としてらせん状に照射光の走査を行ってもよい。

【0023】

ところで、眼底検査においては、黄斑と視神経乳頭とを同一の、つまりは一回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。

10

【0024】

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 mm である。照射光は被検眼 100 の瞳孔より内部に照射され、眼球の瞳孔中心を中心に旋回されて眼底を走査する。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一度に撮像する場合、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 14 mm 程度必要である。

【0025】

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照射光 (測定光) の振れ角を θ とする。成人の眼球の直径の平均は 24 mm 程度なので、撮像範囲 L を 14 mm 以上にするためには、振れ角 θ は 33 . 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 . 38 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で表すと、 $\arcsin(1.38 \times \sin(33.4^\circ / 2)) \times 2$ 47 度となる。

20

【0026】

つまり、黄斑を中心に配置させた状態で、黄斑と視神経乳頭とを同時に撮像するために眼底を照射光で線状に走査する場合には、眼底を走査する角度範囲が空気中で換算して 47 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 θ を画角とする。

【0027】

次に、上記の振れ角 θ 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、照射光の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 及び b は眼軸長の長さ T と眼球内の振れ角 θ を用いると、各々以下の式で表される。

30

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

$$a + b = T \quad \dots \text{式 2}$$

【0028】

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、距離 b だけ異なる。この b は角度 θ が大きくなればなるほど、大きくなる。従って、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。ここでは、眼軸長 T の値として、その範囲の最大値である 28 mm を用い、眼球内の振れ角 θ が 33 . 4 度の場合、式 1、2 から b は約 1 . 2 mm となる。

40

【0029】

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 . 80 mm の距離の差が生じる。

50

【 0 0 3 0 】

よって、黄班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班の奥にある脈絡膜との情報を得るためには、次のような条件のデータサンプリングが求められる。すなわち、 $2 \times (b + 0.80) \times 4.0 \text{ mm}$ の距離差が生じて、折り返しのない断層像を得ることが求められる。この距離差は、空気中の光路差で考えると、 $4.0 \text{ mm} \times 1.38 \times 5.5 \text{ mm}$ に対応する。つまり、画角47度以上としても、精度よく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の光路長差があるときにも折り返しのない断層像を得るような高速なデータサンプリングを等波数間隔で行うことが求められる。

【 0 0 3 1 】

10

広画角に眼底を撮像する場合、画角が広がるので断層像の撮像点数も多くする必要がある。この撮像点数を多くするためには、A-scanを高速に行う必要がある。A-scanレート f_a とA/D変換器のサンプリングレート f_s の関係は、1 A-scanあたりのサンプリングデータ数 N_a 、光源の1 A-scanにおける波長掃引時間の割合 d 、光源中心波長 c 、光源掃引波長帯域 $\Delta\lambda$ 、断層像の撮像深さ範囲 Δz を用いると、下記式で表される。

【 数 1 】

$$f_s = \frac{N \times f_a}{d} = \frac{4 \Delta z \times \Delta \lambda}{\lambda_c^2} \times \frac{f_a}{d} \quad \dots \text{式 3}$$

20

【 0 0 3 2 】

例えば、掃引周波数100 kHz、波長掃引時間率50%、中心波長1060 nm、掃引波長帯域110 nm、の波長掃引光源を用いて、撮像深さ5.5 mmの断層像を実現するためには、波長掃引の歪量 $\pm 20\%$ の場合、サンプリングの周波数は約500 MHzと導出される。このため、A/D変換器は、約500 MHz以上の周波数でA/D変換（サンプリング）可能であることが求められる。また、さらに眼底撮像の広画角化とA-scanの高速化のためには、A-scanレートの増加に比例して、サンプリングレートを高速化しなければならない。そして、高速サンプリングができる高価なA/D変換器を使う必要が生じる。また、単純に複数のA/D変換器を用いてもサンプリングデータが等波数間隔とはならず、良好な断層像を得ることが難しい。本実施形態はこのことを勘案し、複数のA/D変換器を用いて干渉信号のデータサンプリングを行い、各A/D変換器のサンプリングデータを等波数間隔のデータとして統合して、周波数解析を行う事によって良好な眼底の断層像を得ている。

30

ここで、上述した中心波長、波長幅、撮像深さ等と略同じ値で、波長掃引光源のA-scanレートが約300 kHz以上の場合、サンプリングの周波数は約1.0 GHz以上と導出される。このとき、A/D変換器がA/D変換（サンプリング）可能な周波数との差分が顕著になり、本実施形態の適用がより好ましい状況となる。すなわち、本実施形態は、光源部が射出する光の周波数の掃引する速度である波長掃引光源のA-scanレートが約300 kHz以上の場合に適用されることが好ましい。また、換言すると、本実施形態は、A/D変換器がサンプリングする必要のある周波数が約1.0 GHz以上である場合に適用されることが好ましい。

40

【 0 0 3 3 】

以下、本発明の第一の実施形態において実行される処理内容について説明する。図5は、被検眼の断層像を生成するまで処理の全体フローを示している。本実施形態では、断層画像の生成において、事前処理である処理210と本測定処理である処理220とを有している。

【 0 0 3 4 】

より詳細には、処理210には、補正用干渉光の検出の処理211、データ関連付けの処理212、そしてリスケーリングマップを作成する処理213が含まれる。まず、処理211において、情報取得部40が、検出部30から送られた補正用干渉光のデジタル信

50

号を受け取る。補正用干渉光には、例えばミラーを用いて得られる干渉光が用いられる。次に、処理 2 1 2 において、A / D 変換器 3 2 a 及び 3 2 b が取得した各々のデジタル信号のデータ配列を統合するために、情報取得部 4 0 が各データ配列のインデックスを関連付ける処理を行う。処理 2 1 2 については、図 6 を用いて後述する。

【 0 0 3 5 】

最後に、処理 2 1 3 において、情報取得部 4 0 が、デジタル信号を等波数間隔のデータセットに変換するために用いるリスケーリングマップを作成する。なお、このリスケーリングマップの作成等の事前処理 2 1 0 は O C T 装置の起動時に行う、或いは例えば一定期間経過後に行われる O C T 装置のメンテナンス時に行うこととし、通常は不図示の記憶部に記憶しておけば良い。本測定時には、当該リスケーリングマップを適宜読み出してこれを用いれば良い。

10

【 0 0 3 6 】

本測定である処理 2 2 0 では、被検眼 1 0 0 の断層像の生成を行う。まず、処理 2 2 1 において、検出部 3 0 が被検眼 1 0 0 を撮像対象とした干渉信号を検出する。次に、処理 2 2 2 において、情報取得部 4 0 が、データ配列の統合、等波数間隔データ配列への変換、そしてフーリエ変換などの周波数分析を用いて被検眼 1 0 0 の断層像を生成する。

【 0 0 3 7 】

ここで前述した処理 2 1 2 に関して、図 6 を用いて詳細に説明する。この処理では、A / D 変換器 3 2 a 及び 3 2 b がサンプリングした干渉信号について、各データ配列のインデックス i 及び j を関連付けるための関連付けテーブル $i' (j)$ を作成する。まず、情報取得部 4 0 が、処理 3 1 1 において、A / D 変換器 3 2 a 及び A / D 変換器 3 2 b 各々がサンプリングしたデジタル信号データ配列 $I_{pre1}(i)$ 及び $I_{pre2}(j)$ を取得する。

20

【 0 0 3 8 】

次に、処理 3 1 2 において、干渉信号のデータ配列 $I_{pre1}(i)$ 及び $I_{pre2}(j)$ から各データの位相情報 $pre1(i)$ 及び $pre2(j)$ を抽出する。具体的には、ヒルベルト変換を用いて位相抽出してから位相接続を行うことで、 $pre1(i)$ 及び $pre2(j)$ を単調増加する単一の位相データ配列として得る。

【 0 0 3 9 】

このとき、正確な位相接続をするために、連続する 2 つのサンプリングデータ (i) 及び $(i + 1)$ の位相差が 2π 未満であることが望ましい。そのためには、検出部 3 0 のサンプリング周波数 f_s が干渉信号の周波数 f よりも高い必要がある。即ち、事前処理において検出部 3 9 が検出する補正用干渉信号の周波数は、検出部 3 0 が実際に検出する際の検出周波数よりも低く設定されなければならない。

30

【 0 0 4 0 】

なお、ここで干渉信号の周波数 f とは、A / D 変換器 3 2 a 及び 3 2 b がそれぞれ検出する干渉スペクトルの時間変化のことである。そのため、測定アーム 5 0 と参照アーム 6 0 との光路長差 Z が以下の式を満たす位置に被検眼 1 0 0 の代わりにミラーを配置して所望の周波数の干渉信号を生成する。

【 数 2 】

40

$$\Delta Z < \frac{f_s \times \lambda_c^2 \times d}{4 \Delta \lambda \times f_a} \dots \text{式 4}$$

【 0 0 4 1 】

そして、処理 3 1 3 において抽出した位相データ配列 $pre1(i)$ を用いてフィッティング関数 $pre'1(i)$ を作成する。最後に、処理 3 1 4 において、A / D 変換器 3 2 b の j 番目のサンプリングデータの位相 $pre2(j)$ が $pre2(j) = pre'1(i')$ となるフィッティング関数上のデータ番号 i' を算出する。そして、算出結果を、インデックス i とインデックス j との関連付けテーブル $i' (j)$ として情報取得部 4 0 に記憶する。以上で、A / D 変換器 3 2 a 及び 3 2 b がサンプリングしたデ

50

ータ配列のインデックスの関連付けテーブルの作成を終了する。

【 0 0 4 2 】

次に、図 5 に示す処理 2 1 3 について説明する。処理 2 1 3 では、リスケーリングマップの作成を行う。リスケーリングマップとは、等波数間隔のデータ配列 $I_{pre1}(i'')$ となるようなデータ配列 $i''(k)$ であり、A / D 変換器 3 2 a が取得した干渉信号のデータ配列 $I_{pre1}(i)$ をもとに $i''(k)$ を算出する。まず、処理 3 1 2 において取得した A / D 変換器 3 2 a のデジタル信号の位相情報 $pre1(i)$ を読み出す。次に、下記式で表される $i''(k)$ をリスケーリングマップとして取得する。

【 数 3 】

$$i''(k) = \Phi_{pre1}^{-1} \left(\frac{\Delta \Phi \times (k-1) \times (N3-1)}{\Phi_{max}} \right) \dots \text{式 5}$$

10

【 0 0 4 3 】

ただし、 Φ_{pre1} は干渉信号を等波数間隔でリサンプリングする際の連続するデータ間の位相差、 Φ_{max} は位相データ配列の最大値、 $k = 0 \sim N3 - 1$ であり、 $N3$ はリサンプリングするデータ点数である。以上でリスケーリングマップの取得が終了する。

【 0 0 4 4 】

以上が事前処理 2 1 0 の内容になる。次に、実際に断層像を生成する本測定処理である処理 2 2 0 の詳細について説明する。

【 0 0 4 5 】

20

図 7 は、処理 2 2 0 における断層画像の生成処理である処理 2 2 2 の内容を示している。まず、処理 5 1 0 において、情報取得部 4 0 が、処理 2 2 1 で検出部 3 0 が各々の A / D 変換器を通じて検出したデジタル干渉信号 $I_1(i)$ 及び $I_2(j)$ を取得する。ただし、 $i = 0 \sim N1 - 1$ 、 $j = 0 \sim N2 - 1$ である。このとき、測定アーム 5 0 の射出先には実際に断層像を撮像する被検眼 1 0 0 が配置されている。次に、処理 5 1 1 において、A / D 変換器 3 2 b が取得したデジタル信号 $I_2(j)$ のデータ番号の振り直しを行う。処理 2 1 2 において作成したインデックスの関連付けテーブル $i'(j)$ を用いて、 $I'_2(i'(j)) = I_2(j)$ となるデータ配列を作成する。

【 0 0 4 6 】

次に、処理 5 1 2 において、A / D 変換器 3 2 a が取得した干渉信号データ $I_1(i)$ とデータ番号を振り直した A / D 変換器 3 2 b の取得データ $I'_2(i'(j))$ とを統合したデータ配列 $I(t)$ を作成する。

30

【 0 0 4 7 】

そして、処理 5 1 3 において、FPN (Fixed pattern noise) 除去を行う。FPN 除去では、例えば、被検眼 1 0 0 からの戻り光がない状態で取得したスペクトルデータを、干渉信号 $I(t)$ から減算して $I'(t)$ を得る ($t = 0, N1 + N2 - 1$)。該スペクトルデータは、具体的には、フォーカスレンズ 5 5 と被検眼 1 0 0 との間に障害物を配置するなどして、被検眼 1 0 0 への測定光の射出を遮った状態で得る。

【 0 0 4 8 】

FPN 除去後、処理 5 1 4 において、リスケーリング処理を行い、等波数間隔のデータ配列 $I'(k)$ を取得する。より具体的には、まず、処理 5 1 3 で求めた FPN 除去後のデジタル信号 $I'(t)$ における $i''(k)$ 番目の数値を、既知の数値から 1 D もしくはスプライン補間等を用いて算出する。リスケーリング処理の補間精度を向上のために、補間計算の前に、干渉信号データ $I(t)$ に対して、FFT、ゼロパディング、そして逆 FFT を順に行うことも可能である。

40

【 0 0 4 9 】

最後に、処理 5 1 5 として、 $I'(k)$ に FFT をかけて断層像を取得する。処理 5 1 5 の前後に、数学的な補償処理や画像補正が行われてもよい。以上の処理を経ることにより、二つの A / D 変換器を用いて被検眼 1 0 0 より得た二つのデータ配列を合成して、単一のデータ配列 $I(t)$ を得ることができる。これにより、単一の A / D 変換器を用いた

50

場合に比べて多くの撮像点数を有した A - s c a n を行うことが可能となる。

【 0 0 5 0 】

即ち、以上の実施形態によれば、複数の A / D 変換器を用いることでより高速サンプリングが可能となる。また、干渉信号の位相情報を用いて、各 A / D 変換器のサンプリングデータのインデックス関連付けとリスケーリング処理を行うことによって等波数間隔のデータセットを生成することが可能となる。結果、高い A - s c a n レートで良好な断層像を得ることができ、1 回の走査の撮像範囲を大きくしても断層に関する情報を精度よく取得することが可能となる。

【 0 0 5 1 】

なお、以上に述べた処理 2 1 2 は、情報取得部 4 0 内に包含される、少なくとも二つのデータセット各々のインデックスの関連付けを行うデータ関連付け手段により実行される。このインデックスの関連付けに際しては、該データ関連付け手段によってデータセット各々の位相情報を取得し、この位相情報に基づいて該インデックスの関連付けが行われる。なお、本実施形態において、この位相情報はデータセット各々をヒルベルト変換し、この変換後のデータセットより求めている。処理 2 2 2、より詳細には処理 5 1 2 は、情報取得部 4 0 内に包含される、関連付けられたインデックスに基づいて、或いは取得された位相情報に基づいて少なくとも二つのデータセットを統合する統合手段により実行される。処理 5 1 4 におけるリスケーリング処理は、情報取得部 4 0 内に包含される、統合されたデータセットを等波数間隔のデータセットに変換するリスケーリング手段により実行される。更に、処理 2 2 2 における画像の生成は、情報取得部 4 0 内に包含される、統合されたデータセットに基づいて被検眼の断層像を生成する画像生成手段により実行される。

【 0 0 5 2 】

[第二の実施形態]

図 8 は、本発明の第二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 (O C T 装置) の構成例の概略を示す模式図である。なお、第一の実施形態と同一の構成要素については、例えば光源部 7 1 0、干渉部 7 2 0、検出部 7 3 0、情報取得部 7 4 0、測定アーム 7 5 0、及び参照アーム 7 6 0 のように同一の名称を用いることによりここでの詳細に説明を省略する。

【 0 0 5 3 】

本第二の実施形態は、第一の実施形態に対して、k クロック発生部 7 8 0 を備える点において異なっている。該 k クロック発生部 7 8 0 を配することによって、A / D 変換器 7 3 2 a が等波数間隔でのサンプリングを行うこととなる。本実施形態では、A / D 変換器 7 3 2 a が等波数間隔サンプリングを行うため、サンプリングデータにおいて線形に位相が増加するデータセットとなる。そのため、後述する位相情報を用いたフィッティング処理において、高次のフィッティングをする必要がなく、リスケーリングマップを作成する必要がなくなることから、計算負荷を低減することができる。

【 0 0 5 4 】

本実施形態に係る O C T 装置は、光源部 7 1 0、干渉部 7 2 0、検出部 7 3 0、情報取得部 7 4 0、測定アーム 7 5 0 及び参照アーム 7 6 0 を有する。射出される光周波数が掃引される光源部 7 1 0 と、干渉光を生成する干渉部 7 2 0 と、干渉光を検出する検出部 7 3 0 と、干渉光に基づいて、被検体 1 0 0 の眼底の情報を取得する情報取得部 7 4 0 と、を有している。さらに、O C T 装置は、測定アーム 7 5 0 と参照アーム 7 6 0 を有している。

【 0 0 5 5 】

カブラ 7 2 2 で測定アーム 7 5 0 を経由した被検体 1 0 0 の反射光と参照アーム 7 6 0 を通った光とが合成された干渉光が生成される。そして、その干渉光を検出部 7 3 0 で検出する。検出部 7 3 0 は、差動検出器 7 3 1 とアナログデジタル変換部である A / D 変換器 7 3 2 a 及び A / D 変換器 7 3 2 b を有している。検出部 7 3 0 では、カブラ 7 2 2 で干渉光を発生させた後すぐに分波された干渉光の各々を差動検出器 7 3 1 で検出する。そして、差動検出器 7 3 1 で電気信号に変換された干渉信号を再度分岐させ、A / D 変換器

732a及びA/D変換器732bで各々デジタル信号に変換している。

【0056】

図8のOCT装置において、A/D変換器732aの干渉信号のサンプリングタイミングは、光源部710の外に設けられるkクロック発生部780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。一方、A/D変換器732bのサンプリングタイミングは、A/D変換器に備えられた内部クロックによって等時間間隔で行われる。光源部710から射出された光の一部をkクロック発生部780に分岐するために、カプラ790が設けられている。なお、kクロック発生部780、及びカプラ790は光源部710に組み込まれていてもよい。

【0057】

A/D変換器各々によりサンプリングされたデジタル信号は、情報取得部740に送られる。情報取得部740においてこれら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770によって断層像として表示される。

【0058】

以下、本発明の第二の実施形態において実行される処理内容について説明する。図9は、被検眼の断層像を生成までの処理の全体フローを示している。本実施形態では、断層画像の生成において、事前処理である処理810と本測定処理である処理820とを有している。

【0059】

より詳細には、処理810には、補正用干渉光の検出の処理811、及び各A/D変換器がサンプリングしたデータ配列のインデックスを関連付ける処理812が含まれる。まず、処理811において、検出部730が処理812で用いる補正用干渉信号を検出する。該補正用干渉信号を得るための補正用干渉光には、例えばミラーを用いて得られる干渉光が用いられる。次に、処理812において、A/D変換器732a及び732b各々がサンプリングした離散的な干渉信号のデータ配列を統合するために、情報取得部740が各々のデータ配列のインデックスを関連付ける処理を行う。

【0060】

画像生成処理である本測定処理820は、干渉信号の検出の処理821と断層像の生成のための処理822とを有する。該処理820では、被検眼100を撮像対象として干渉信号の取得からOCT画像の生成までを行う。まず、処理821において、検出部730が被検眼100を撮像対象とした場合の干渉信号を検出する。次に、処理822において、情報取得部740が、事前処理により得たインデックスの関連付けの結果を用いたデータ配列の統合、等波数間隔データ配列への変換、そしてフーリエ変換などの周波数分析を用いて被検眼100のOCT画像を生成する。

【0061】

なお、前述した処理812は、第一の実施例形態における処理212と同様であり、図6で示される。この処理では、A/D変換器732a及び732bがサンプリングした干渉信号について、各データ配列のインデックスi及びjを関連付けるための関連付けテーブル $i'(j)$ を作成する。まず、情報取得部740が、処理811において、A/D変換器732aがサンプリングした離散的な干渉信号データ配列 $I_{pre1}(i)$ を取得する。一方、処理311において、A/D変換器732bは、kクロック信号に対応するA/D変換器732aとは異なる時刻にサンプリングした干渉信号のデータ配列 $I_{pre2}(j)$ を取得する。

【0062】

次に、処理312において干渉信号のデータ配列 $I_{pre1}(i)$ 及び $I_{pre2}(j)$ から各データの位相情報 $pre1(i)$ 及び $pre2(j)$ を抽出する。具体的には、ヒルベルト変換を用いて位相抽出してから位相接続を行うことで、 $pre1(i)$ 及び $pre2(j)$ を単調増加する単一の位相データ配列として得る。

【0063】

そして、処理 313 において抽出した位相データ配列 $pre1(i)$ を用いてフィッティング関数 $'pre1(i)$ を作成する。このとき、A/D変換器 732a は k クロック発生部 780 から発せられた k クロック信号を用いて等波数間隔で行われるため、フィッティング関数 $'pre1(i)$ は略線形になる。

【0064】

最後に、処理 314 において、A/D変換器 732b の j 番目のサンプリングデータの位相 $pre2(j)$ が $pre2(j) = 'pre1(i')$ となるフィッティング関数上のデータ番号 i' を算出する。そして、算出結果を、インデックス i とインデックス j との関連付けテーブル $i'(j)$ として、情報取得部 740 に記憶する。以上で、A/D変換器 732a 及び 732b がサンプリングした干渉信号に関するデータ配列のインデックス関連付けテーブルの作成を終了する。

10

【0065】

本測定のための処理 820 は、第一の実施形態における処理 220 と同様であり、断層像の生成のための処理 822 の詳細は図 7 で示される。詳細については第一の実施形態の場合と同様であるため、ここでの説明は省略する。

【0066】

なお、図 10 は、第二の実施形態における処理 514 の内容を説明するための概念図である。図 10(a) は処理 512 において統合された干渉信号 $I(t)$ ($t = 0, N1 + N2 - 1$)、図 10(b) は処理 514 のリスケーリング処理後の干渉信号 $I'(k)$ を示している。横軸は第 1 の A/D変換器 732a のデータ番号、縦軸は干渉信号強度、黒丸は第 1 の A/D変換器 732a のサンプリング点、白丸は第 2 の A/D変換器 732b のサンプリング点、波線は説明のために簡素化した単一周期の干渉信号を表す余弦波である。

20

【0067】

実際の処理においては、まず、リスケーリング処理後のデータ数 $N3$ を決める。一例として、図 10(b) では、データ数 $N3 = 2 \times N1$ であり、サンプリング間隔は $t = 0.5$ である。次に、図 10(b) 中の白丸の数値を算出する。より具体的には、(a) 中の白丸および黒丸の既存点から 1D もしくはスプライン補間等を用いて算出する。リスケーリング処理の補間精度を向上のために、補間計算の前に、干渉信号データ $I(t)$ に対して、FFT、ゼロパディング、そして逆 FFT を順に行うことも可能である。

30

【0068】

以上の処理を行うことによって、リスケーリングマップを作成することなく、別々の A/D変換器より得たデータ配列を統合することが可能となる。これにより、高速サンプリングが可能となり、高い A-scan レートで良好な断層像を得ることができ、1 回の走査の撮像範囲を大きくしても断層に関する情報を精度よく取得することが可能となる。

【0069】

なお、以上の実施形態では、A/D変換器（アナログデジタル変換器）は二つ用いることとしているが、これ以上であっても良い。また、A/D変換器の数を増やした場合、各々の位相をずらすように複数の位相差発生手段を配することが好ましい。検出部に含まれる位相差発生手段は、データセットの各々に対して位相差を与え、該位相差はデータセット各々におけるインデックスの相違を与える。或いは第二の実施形態の場合、少なくとも二つの A/D変換器の内の少なくとも一つの A/D変換器より得られるデータセットを等波数間隔とするように k クロック発生部を配すると良い。またこの場合、少なくとも二つの A/D変換器の内の他の A/D変換器は等時間間隔のデータセットを供給することが好ましい。

40

【0070】

（その他の実施例）

なお、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲内において、種々の変形、変更を行って実施することができる。例えば、上記実施形態では、本発明の適用対象として撮像装置及び該撮像装置を作動させる方法を例示して

50

いる。しかし、光学系、干渉部、A/D変換器等からなる撮像装置と通信可能に接続されて、データセットの生成や統合を行って画像生成を為す情報処理装置或いはその作動方法の態様とすることも可能である。更に、上記実施形態では、被検査物が被検眼眼底の場合について述べているが、眼以外の皮膚や臓器等の被測定物に本発明を適用することも可能である。この場合、本発明は眼科装置以外の、例えば内視鏡等の医療機器としての態様を有する。従って、本発明は眼科装置に例示される検査装置を対象とした撮像装置として把握され、被検眼は被検査物の一態様として把握されることが望ましい。

【0071】

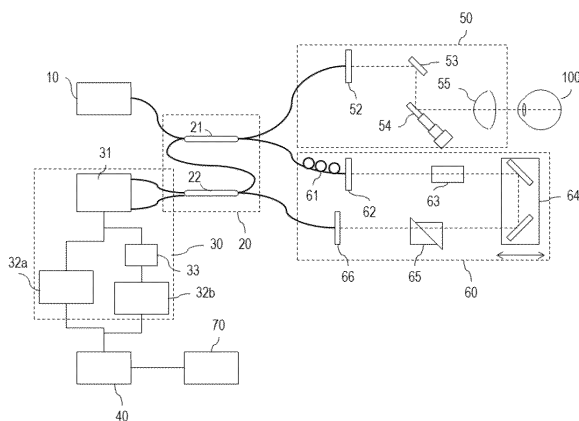
また、本発明は、上述した実施形態の機能（例えば、上記の各部の処理を各工程に対応させたフローチャートにより示される処理）を実現するソフトウェアのプログラムコードを記録した記憶媒体を、システム或いは装置に供給することによっても実現できる。この場合、そのシステム或いは装置のコンピュータ（又はCPUやMPU）が、コンピュータが読み取り可能に記憶媒体に格納されたプログラムコードを読み出し実行することにより、上述した実施形態の機能を実現する。

【符号の説明】

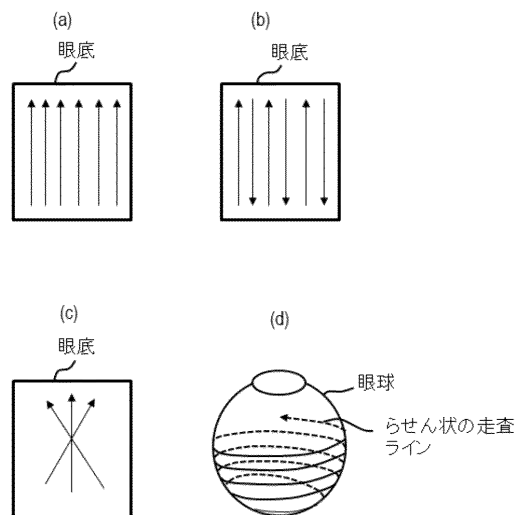
【0072】

- 10、710：光源部
- 20、720：干渉部
- 30、730：検出部
- 40、740：情報取得部
- 50、750：測定アーム
- 60、760：参照アーム
- 780：kクロック発生部

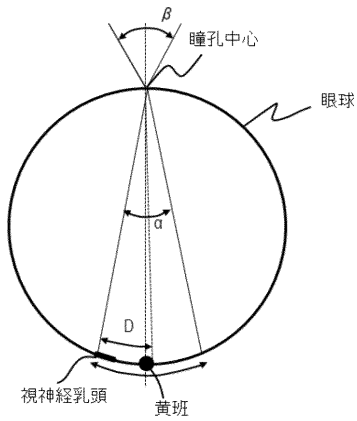
【図1】



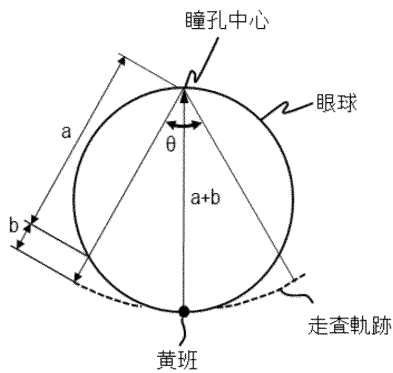
【図2】



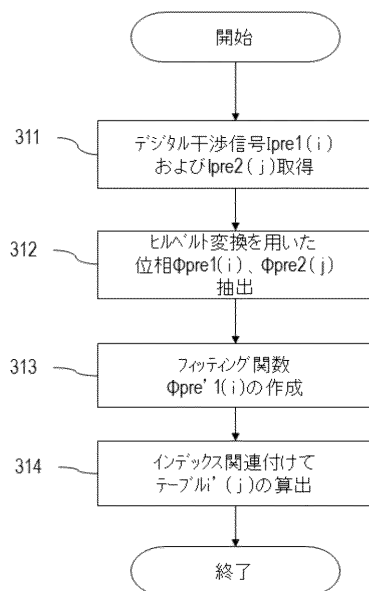
【図 3】



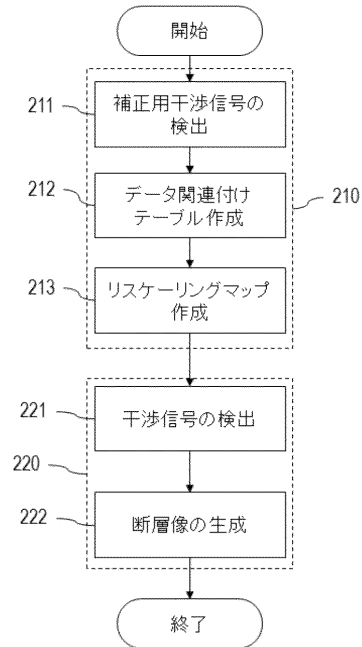
【図 4】



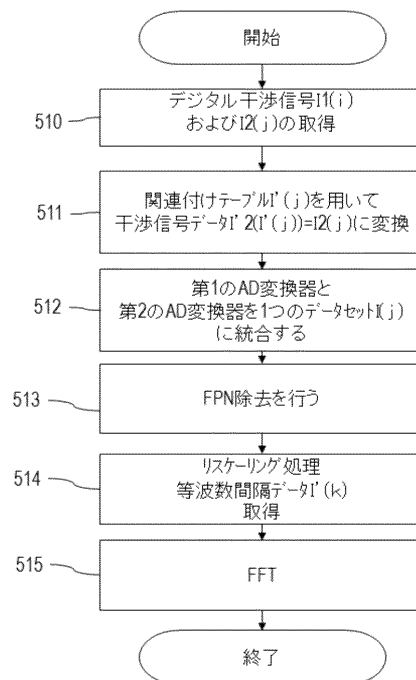
【図 6】



【図 5】



【図 7】



フロントページの続き

審査官 牧尾 尚能

(56)参考文献 特開 2013 - 208395 (JP, A)
特開 2010 - 249584 (JP, A)
米国特許出願公開第 2015 / 0092195 (US, A1)
特開 2008 - 145188 (JP, A)
特開 2009 - 270879 (JP, A)
特開 2013 - 181790 (JP, A)
特開 2014 - 016181 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32
G01N 21/00 - 21/01