

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6606846号
(P6606846)

(45) 発行日 令和1年11月20日 (2019. 11. 20)

(24) 登録日 令和1年11月1日 (2019. 11. 1)

(51) Int. Cl.	F I
G O 1 N 21/17 (2006.01)	G O 1 N 21/17 6 3 0
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10 1 0 0
A 6 1 F 9/008 (2006.01)	A 6 1 F 9/008 1 3 0
	A 6 1 F 9/008 1 2 0 E

請求項の数 3 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2015-74640 (P2015-74640)	(73) 特許権者	000135184
(22) 出願日	平成27年3月31日 (2015. 3. 31)		株式会社ニデック
(65) 公開番号	特開2016-194459 (P2016-194459A)		愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4
(43) 公開日	平成28年11月17日 (2016. 11. 17)	(72) 発明者	古内 康寛
審査請求日	平成30年3月29日 (2018. 3. 29)		愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株 式会社ニデック拾石工場内
		審査官	越柴 洋哉

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 OCT 信号処理装置、および OCT 信号処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光コヒーレンストモグラフィによって検出された OCT 信号に基づく OCT データが走査方向に並べられた二次元 OCT データを、被検物の深さ方向に演算することによって得られた一次元 OCT データを取得する OCT データ取得手段であって、前記 OCT 信号の検出タイミングが異なる複数の前記一次元 OCT データを前記被検物の同一位置に関して取得する OCT データ取得手段と、

前記 OCT データ取得手段によって取得された前記複数の一次元 OCT データを時系列に処理する信号処理手段と、

を備えることを特徴とする OCT 信号処理装置。

10

【請求項 2】

前記 OCT データ取得手段は、前記被検物にレーザ光を照射するレーザ照射手段によって前記被検物にレーザ光が照射された際の前記一次元 OCT データを取得することを特徴とする請求項 1 の OCT 信号処理装置。

【請求項 3】

OCT 信号処理装置において実行される OCT 信号処理プログラムであって、前記 OCT 信号処理装置のプロセッサによって実行されることで、

光コヒーレンストモグラフィによって検出された OCT 信号に基づく OCT データが走査方向に並べられた二次元 OCT データを、被検物の深さ方向に演算することによって得られた一次元 OCT データを取得するステップであって、前記 OCT 信号の検出タイミン

20

グが異なる複数の前記一次元 OCT データを前記被検物の同一位置に関して取得する OCT データ取得ステップと、

前記 OCT データ取得ステップによって取得された前記複数の一次元 OCT データを時系列に処理する信号処理ステップと、

を前記 OCT 信号処理装置に実行させることを特徴とする OCT 信号処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、光コヒーレンストモグラフィデバイスによって取得された OCT 信号を処理するための OCT 信号処理装置、および OCT 信号処理プログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

光源からの光を測定光と参照光に分割し、被検物に照射された測定光と参照光の干渉信号に基づいて、被検物の断層画像を取得する光コヒーレンストモグラフィデバイスが知られている。例えば、特許文献 1 に開示される光コヒーレンストモグラフィデバイスは、眼の治療を行う治療用レーザ装置において用いられ、治療用レーザを患者眼に照射するための照射位置情報を取得する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

20

【特許文献 1】特開 2012 - 135550 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、従来の光コヒーレンストモグラフィデバイスは、被検物の一部に生じた変化の範囲を確認することが難しかった。

【0005】

本開示は、上記の問題点に鑑み、被検物の変化情報を良好に取得できる OCT 信号処理装置、および OCT 信号処理プログラム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】

30

【0006】

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

【0007】

(1) 光コヒーレンストモグラフィによって検出された OCT 信号に基づく OCT データが走査方向に並べられた二次元 OCT データを、被検物の深さ方向に演算することによって得られた一次元 OCT データを取得する OCT データ取得手段であって、前記 OCT 信号の検出タイミングが異なる複数の前記一次元 OCT データを前記被検物の同一位置に関して取得する OCT データ取得手段と、前記 OCT データ取得手段によって取得された前記複数の一次元 OCT データを時系列に処理する信号処理手段と、を備えることを特徴とする。

40

(2) OCT 信号処理装置において実行される OCT 信号処理プログラムであって、前記 OCT 信号処理装置のプロセッサによって実行されることで、光コヒーレンストモグラフィによって検出された OCT 信号に基づく OCT データが走査方向に並べられた二次元 OCT データを、被検物の深さ方向に演算することによって得られた一次元 OCT データを取得するステップであって、前記 OCT 信号の検出タイミングが異なる複数の前記一次元 OCT データを前記被検物の同一位置に関して取得する OCT データ取得ステップと、前記 OCT データ取得ステップによって取得された前記複数の一次元 OCT データを時系列に処理する信号処理ステップと、を前記 OCT 信号処理装置に実行させることを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 0 8 】

【図 1】本実施例の概略構成を示す図である。

【図 2】OCT 信号の取得について説明するための図である。

【図 3】モーションコントラスト画像について説明するための図である。

【図 4】一次元化した OCT 信号から時系列画像データの生成について説明するための図である。

【図 5】三次元の時系列画像データについて説明するための図である。

【図 6】OCT 信号処理装置とレーザ照射デバイスとの併用を説明するための図である。

【図 7】被検眼にレーザ照射したときの時系列画像データを示す図である。

【発明を実施するための形態】

10

【 0 0 0 9 】

以下、本実施形態の OCT 信号処理装置について説明する。OCT 信号処理装置（例えば、OCT 信号処理装置 1）は、例えば、光コヒーレンストモグラフィデバイス（以下、OCT デバイスと略す）によって取得された OCT 信号を処理する装置である（図 1 参照）。本実施形態において、OCT 信号は、OCT デバイスによって検出されたスペクトル干渉信号をフーリエ変換した信号（例えば、深さプロファイル）であってもよい。また、OCT 信号は、A スキャン（被検物の深さ方向の走査）によって取得された A スキャン信号であってもよい。

【 0 0 1 0 】

OCT 信号は、OCT デバイスによって検出されてもよい。OCT データは、OCT 信号に基づいて取得されてよい。ここで、OCT データとしては、同一位置に関して時間的に異なる複数の OCT 信号に基づいて取得される OCT モーションコントラストデータであってもよい。モーションコントラストデータを取得する方法としては、例えば、Doppler, Speckle Variance, Correlation Mapping等の方法が用いられてもよい。OCT データは、単一の OCT 信号に基づいて取得される OCT データ（例えば、OCT 強度データ、OCT 位相データ等）であってもよい。

20

【 0 0 1 1 】

二次元 OCT データは、OCT データが走査方向に並べられることによって形成されてもよい。例えば、二次元 OCT データは、B スキャン方向（A スキャンとは交差する走査方向）に並べた B スキャン OCT データであってもよい。つまり、二次元 OCT データは、B スキャン OCT データであってもよい。二次元 OCT データは、深さ方向の軸と走査方向の軸からなる画像データを有してもよい。

30

【 0 0 1 2 】

二次元 OCT データは、OCT モーションコントラストデータが走査方向に並べられた二次元 OCT モーションコントラストデータであってもよい。二次元 OCT データは、単一の OCT 信号に基づいて取得される OCT データが、走査方向に並べられた二次元 OCT データであってもよい。

【 0 0 1 3 】

なお、本実施形態においては、被検者眼（眼 E）の軸方向を Z 方向、水平方向を X 方向、鉛直方向を Y 方向として説明する。眼底の表面方向を X Y 方向として考えても良い。

40

【 0 0 1 4 】

本実施形態の OCT 信号処理装置は、例えば、OCT 信号取得部（例えば、制御部 70）と、信号処理部（例えば、制御部 70）を主に備える。

【 0 0 1 5 】

OCT 信号取得部は、前述の二次元 OCT データを、被検物の深さ方向に演算することによって得られた一次元 OCT データを取得する OCT データ取得部であってもよい。OCT 信号取得部は、光コヒーレンストモグラフィでの OCT 信号の検出タイミングが異なる複数の一次元 OCT データを被検物の同一位置に関して取得してもよい。

【 0 0 1 6 】

OCT 信号取得部は、前述の二次元 OCT モーションコントラストデータを、被検物の

50

深さ方向に演算することによって得られた一次元OCTモーションコントラストデータを取得してもよい。OCT信号取得部は、光コヒーレンストモグラフィでのOCT信号の検出タイミングが異なる複数の一次元OCTモーションコントラストデータを取得してもよい。

【0017】

OCT信号取得部は、二次元OCTデータを、被検物の深さ方向に演算することによって得られた一次元OCTデータを取得してもよい。OCT信号取得部は、光コヒーレンストモグラフィでのOCT信号の検出タイミングが異なる複数の一次元OCTデータを取得してもよい。

【0018】

深さ方向の演算する手法は、例えば、以下の手法であってもよい。OCT信号取得部は、例えば、前述の各OCTデータを深さ方向に関して加算処理し、加算処理によって得られたデータが走査方向に並んだ一次元OCTデータを取得してもよい。ここで、加算処理とは、例えば、加算処理、加算平均処理等を含む。

【0019】

OCT信号取得部は、例えば、各OCTデータを深さ方向に関して抽出処理し、抽出処理によって得られたデータが走査方向に並んだ一次元OCTデータを取得してもよい。抽出の例としては、例えば、OCTデータの深さ方向における最大値、最小値、最頻値等を抽出してもよい。

【0020】

OCT信号取得部は、各OCTデータでの深さ方向に分離（例えば、セグメンテーション）された領域に関して深さ方向に演算することによって得られた一次元OCTデータを取得してもよい。より詳細には、OCT信号取得部は、例えば、OCTセグメンテーションによって分離された層別に、深さ方向に関する演算を行ってもよい。

【0021】

OCT信号取得部は、層別に一次元化処理して得られたOCTデータを走査方向に並べることによって一次元OCTデータを取得してもよい。ここで、OCTセグメンテーションとは、例えば、OCT信号を画像化したOCT画像の画像解析によって被検物の層を検出することである。もちろん、画像化することなく、信号の立ち上がりから被検物の層を検出してもよい。

【0022】

なお、OCT信号取得部は、被検物にレーザ光を照射するレーザ照射光学系によって被検物にレーザ光が照射された際の一次元OCTデータを取得してもよい。

【0023】

信号処理部は、OCT信号取得部によって取得された複数の一次元OCTデータを時系列に処理してもよい。より詳細には、信号処理部は、OCTデータ取得手段によって取得された複数の一次元OCTデータを時系列に並べた画像データを生成してもよい。得られた画像データは、モニタに表示されてもよい。画像データは、記憶部に記憶されてもよい。

【0024】

信号処理部は、例えば、一次元OCTデータの経時変化を取得し、一次元OCTデータが経時変化する領域を走査方向において検出してもよい。信号処理部は、例えば、一次元OCTデータの経時変化を取得し、一次元OCTデータの経時変化が収束するまでの時間を検出してもよい。

【0025】

なお、上記処理において、二次元OCTデータ間のずれが画像処理等によって検出されてもよい。信号処理部は、検出されたずれに基づいて、複数の一次元OCTデータを時系列に処理する際に、一次元OCTデータ間のずれを補正してもよい。

【0026】

なお、本実施形態のOCT信号処理装置と、OCT光学系と、レーザ照射光学系と、を

10

20

30

40

50

備える眼科用レーザ手術装置が構成されてもよい。ＯＣＴ光学系は、患者眼に照射された測定光と、参照光とによって得られるＯＣＴ信号を取得してもよい。照射光学系は、治療用レーザ光源から発せられたレーザ光を患者眼に照射してもよい。

【００２７】

本実施形態に関して、より詳細には、ＯＣＴデバイスは、例えば、被検物上を走査された測定光と、測定光に対応する参照光とによって得られるＯＣＴ信号を検出する。例えば、ＯＣＴデバイスは、被検物の同一部位に関して時間の異なる複数のＯＣＴ信号を取得できる。より詳細には、ＯＣＴデバイスは、例えば、測定光を被検物上に走査する走査部を備える。そして、ＯＣＴデバイスは、例えば、被検物の同一部位上に異なるタイミングで複数回測定光を走査させてもよい。

10

【００２８】

ＯＣＴ信号取得部は、ＯＣＴデバイスと電氣的に接続され、ＯＣＴデバイスから直接ＯＣＴ信号を取得してもよいし、他の媒体（例えば、コンピュータ、記憶媒体など）から間接的にＯＣＴ信号を取得してもよい。

【００２９】

ＯＣＴ信号取得部は、例えば、複数の一次元ＯＣＴデータとして、複数の一次元信号を取得してもよい。ＯＣＴ信号取得部は、例えば、被検物の同一部位における時間の異なる複数のＯＣＴ信号の各々を走査方向に一次元化することによって一次元信号を取得する。

【００３０】

ここで、走査方向とは、例えば、ＯＣＴデバイスが測定光を走査するときの方向であり、いわゆる「Ｂスキャン」の方向である。一次元信号とは、例えば、輝度、位相差、モーションコントラスト等の数値が一行に並んだ情報であり、一次元ＯＣＴデータのの一つとして規定されてもよい。この場合、取得したモーションコントラスト信号を走査方向に一次元化することによって一次元信号が取得されてもよい。また、取得したＯＣＴ信号を、走査方向に一次元化することによって一次元信号を取得してもよい。

20

【００３１】

例えば、ＯＣＴ信号処理装置は、レーザ照射部と併用されてもよい。この場合、例えば、ＯＣＴ信号取得部は、レーザ照射位置における時間の異なる複数のＯＣＴ信号を取得する。例えば、ＯＣＴ信号取得部は、レーザの照射前・照射中・照射後のＯＣＴ信号を取得する。そして、一次元信号取得部は、例えば、レーザの照射位置を少なくとも横断するＢスキャンによって得られた時間の異なる複数のＯＣＴ信号の各々を走査方向に一次元化してもよい。信号処理部は、例えば、一次元信号取得部によって取得された一次元信号を、時系列に並べて二次元画像データを生成してもよい。これによって、ＯＣＴ信号処理装置は、例えば、光凝固レーザ光の照射によって網膜が凝固したときの変化を時系列で確認できる。さらに、凝固によって網膜が変化する時間を確認することができる。従って、レーザ光の照射パターンの間隔、照射時間の間隔等を設定するための情報が容易に得られる。

30

【００３２】

<実施例>

以下、本実施例のＯＣＴ信号処理装置１について図面を用いて説明する。図１に示すＯＣＴ信号処理装置１は、例えば、ＯＣＴデバイス１０によって取得されたＯＣＴ信号を処理する。

40

【００３３】

例えば、ＯＣＴ信号処理装置１は、制御部７０を備える。例えば、制御部７０は、一般的なＣＰＵ（Central Processing Unit）、ＲＡＭ、ＲＯＭ等で実現される。ＲＡＭは、各種情報を一時的に記憶する。制御部７０のＲＯＭには、ＯＣＴ信号を処理するためのＯＣＴ信号処理プログラム、ＯＣＴ信号処理装置と接続されたデバイス（例えば、ＯＣＴデバイス１０など）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ている。なお、制御部７０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。

50

【 0 0 3 4 】

制御部 7 0 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）7 2、操作部 7 6、および表示部 7 5 等が電氣的に接続されている。記憶部 7 2 は、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 R O M、着脱可能な U S B メモリ等を記憶部 7 2 として使用することができる。

【 0 0 3 5 】

操作部 7 6 には、検者による各種操作指示が入力される。操作部 7 6 は、入力された操作指示に応じた信号を制御部 7 0 に出力する。操作部 7 6 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を用いればよい。

10

【 0 0 3 6 】

表示部 7 5 は、装置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。パーソナルコンピュータ（以下、「P C」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 7 5 は、タッチパネルであってもよい。表示部 7 5 がタッチパネルである場合、表示部 7 5 が操作部 7 6 として機能する。表示部 7 5 は、例えば、O C T デバイス 1 0 によって取得された O C T 信号を処理した画像データ等を表示する。

【 0 0 3 7 】

< O C T デバイス >

以下、O C T デバイス 1 0 の概略を説明する。本実施例では、例えば、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 O C T 信号を取得する O C T デバイス 1 0 を一例として説明する。例えば、O C T デバイス 1 0 は、O C T 信号を取得することによって、被検眼 E の断層像を撮影する。O C T デバイス 1 0 は、例えば、O C T 光学系 1 0 0 と、正面観察光学系 2 0 0 と、固視標投影ユニット 3 0 0 と、を主に備える。

20

【 0 0 3 8 】

O C T 光学系 1 0 0 は、被検眼 E に測定光を照射する。O C T 光学系 1 0 0 は、被検眼 E 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って検出する。O C T 光学系 1 0 0 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。制御部 7 0 は、設定された走査位置情報に基づいて走査部の動作を制御し、検出器からの受光信号に基づいて O C T 信号を取得する。

30

【 0 0 3 9 】

< O C T 光学系 >

O C T 光学系 1 0 0 は、いわゆる光断層干渉計（O C T : Optical coherence tomography）の光学系である。O C T 光学系 1 0 0 は、測定光源 1 0 2 から出射された光をカップラー（光分割器）1 0 4 によって測定光（試料光）と参照光に分割する。そして、O C T 光学系 1 0 0 は、測定光学系 1 0 6 によって測定光を眼 E の眼底 E f に導き、また、参照光を参照光学系 1 1 0 に導く。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 4 0 】

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 の場合では、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。例えば、Spectral-domain OCT（S D - O C T）、Swept-source OCT（S S - O C T）が挙げられる。また、Time-domain OCT（T D - O C T）であってもよい。

40

【 0 0 4 1 】

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

50

らなる。

【 0 0 4 2 】

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。

【 0 0 4 3 】

光源１０２から出射された光は、カップラー１０４によって測定光束と参照光束に分割される。そして、測定光束は、光ファイバーを通過した後、空气中へ出射される。その光束は、光スキャナ１０８、及び測定光学系１０６の他の光学部材を介して眼底Ｅｆに集光される。そして、眼底Ｅｆで反射された光は、同様の光路を経て光ファイバーに戻される。

10

【 0 0 4 4 】

光スキャナ１０８は、眼底上でＸＹ方向（横断方向）に測定光を走査させる。光スキャナ１０８は、瞳孔と略共役な位置に配置される。光スキャナ１０８は、例えば、２つのガルバノミラーであり、その反射角度が駆動機構５０によって任意に調整される。

【 0 0 4 5 】

これによって、光源１０２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Ｅｆ上における「Ｂスキャン」が行われる。なお、光スキャナ１０８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（ＡＯＭ）等が用いられる。

20

【 0 0 4 6 】

参照光学系１１０は、眼底Ｅｆ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１１０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１１０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１０４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１０４に戻し、検出器１２０に導く。他の例としては、参照光学系１１０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１０４からの光を戻さず透過させることにより検出器１２０へと導く。

30

【 0 0 4 7 】

参照光学系１１０は、参照光路中の光学部材を移動させることにより、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。光路長差を変更するための構成は、測定光学系１０６の測定光路中に配置されてもよい。

< 正面観察光学系 >

正面観察光学系２００は、眼底Ｅｆの正面画像を得るために設けられている。観察光学系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光スキャナと、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、いわゆる眼科用走査型レーザ検眼鏡（ＳＬＯ）の装置構成を持つ。

40

【 0 0 4 8 】

なお、観察光学系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。また、ＯＣＴ光学系１００は、観察光学系２００を兼用してもよい。すなわち、正面画像は、二次元的に得られた断層画像を形成するデータを用いて取得されるようにしてもよい（例えば、三次元断層画像の深さ方向への積算画像、ＸＹ各位置でのスペクトルデータの積算値等）。

【 0 0 4 9 】

< 固視標投影ユニット >

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。投影

50

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。

【００５０】

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。

【００５１】

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、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。

【００５２】

<制御動作>

以上のような構成を備えるＯＣＴ信号処理装置において、ＯＣＴデバイス１０によって取得されたＯＣＴ信号を処理するときの制御動作を説明する。以下の説明では、ＯＣＴデバイス１０によって被検眼Ｅを測定し、取得されたＯＣＴ信号を処理する場合について説明する。なお、ＯＣＴデバイス１０によって被検眼Ｅを測定するものとするが、これに限らず、生体の他の部位であってもよいし、物質であってもよい。

【００５３】

なお、同一部位に対して複数回のＢスキャンを行う場合、被検眼の眼底Ｅｆに対してトラッキングを行ってもよい。例えば、観察光学系によって所定間隔ごとに撮影された眼底の正面画像のずれ情報に基づいて、Ｂスキャンの位置を補正してもよい。

【００５４】

<ＯＣＴ信号の取得>

まず、ＯＣＴデバイス１０によってＯＣＴ信号が検出される。ＯＣＴデバイス１０は、例えば、固視標投影ユニット３００によって被検者に固視標を投影する。そして、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。

【００５５】

アライメント完了すると、ＯＣＴデバイス１０は、被検眼Ｅの測定を行う。ＯＣＴデバイス１０は、例えば、被検眼上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、制御部７０は、光スキャナ１０８の駆動を制御し、眼底上で測定光を走査させる。このとき、例えば、図２に示す走査ラインＳ１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。そして、１回のＢスキャンによって得られたＯＣＴ信号を１フレームのＯＣＴ信号として説明する。

【００５６】

制御部７０は、測定光を走査する間、検出器１２０によって検出されるＯＣＴ信号を取得する。例えば、図２において、走査ラインＳ１を時間Ｔ１で走査した時に取得されたＯＣＴ信号に基づく画像を画像Ｆ１、時間Ｔ２で取得されたＯＣＴ信号に基づく画像を画像Ｆ２、時間ＴＮで取得されたＯＣＴ信号に基づく画像を画像ＦＮと表している。なお、図２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。

【００５７】

時間Ｔ１における１回目の走査が完了すると、制御部７０は、１回目と同じ走査位置で、時間Ｔ１から所定時間経過した時間Ｔ２における２回目の走査を行う。例えば、制御部７０は、図２に示す走査ラインＳ１に沿って測定光を走査させた後、再び走査ラインＳ１

10

20

30

40

50

に沿って測定光を走査させる。制御部 70 は、測定光の走査中に検出器 120 によって検出された OCT 信号を取得する。これによって、制御部 70 は、同じ走査位置における時間の異なる 2 フレームの OCT 信号を取得することができる。なお、本実施例においては、同じ位置での走査を N (2 以上の自然数) 回繰り返し、時間の異なる連続する N フレームの OCT 信号を取得する。制御部 70 は、例えば、走査ライン S1 での走査を N 回繰り返し、N フレームの OCT 信号を取得する。このように、制御部 70 は、時間の異なる 2 フレーム以上の OCT 信号を取得する。

【0058】

なお、1 回の走査で、時間の異なる同じ位置の信号を 2 つ以上取得することができる場合は、2 回目の走査を行わなくてもよい。例えば、所定間隔だけ光軸のずれた 2 つの測定光を 1 度に走査させる場合、複数回走査する必要はない。被検体内の同じ位置における時間の異なる OCT 信号を取得することができればよい (特開 2013-7601 参照)。

【0059】

< OCT 信号の処理 >

以下、図 2、図 3 に基づいて OCT 信号の処理について説明する。制御部 70 は、上記のようにして OCT デバイス 10 から取得された OCT 信号を、記憶部 72 に記憶する。そして制御部 70 は、記憶部 72 に記憶された複数の OCT 信号を処理し、例えば、複素 OCT 信号を取得する。例えば、制御部 70 は 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 $A_n(x, z)$ で表すと、制御部 70 は、フーリエ変換によって複素 OCT 信号 $A_n(x, z)$ を得る。複素 OCT 信号 $A_n(x, z)$ は、実数成分と虚数成分とを含む。

【0060】

なお、例えば制御部 70 は、取得された複素 OCT 信号を処理し、モーションコントラストデータを取得してもよい。複素 OCT 信号を処理する方法としては、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) を用いる方法などが考えられる。本実施例では、位相差を算出する方法を例に説明する。

【0061】

まず、制御部 70 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 $A(x, z)$ に対して位相差を算出する。制御部 70 は、例えば、下記の式 (1) を用いて、位相の変化を算出する。本実施例では、例えば、N 回にわたって異なる時間の測定を行った場合、 T_1 と T_2 , T_2 と T_3 , \dots , $T(N-1)$ と T_N の計 (N-1) 回の計算が行われ、(N-1) 個のデータが算出される (例えば、図 3 参照)。もちろん、時間の組み合わせは上記に限らず、異なる時間であれば組み合わせを変更してもよい。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。

【0062】

【数 1】

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

【0063】

以上のように、制御部 70 は複素 OCT 信号の位相差に関する深さ方向 (A スキャン方向) の位相差プロファイルを取得する。制御部 70 は、例えば、この位相差プロファイルの大きさに応じて輝度の大きさが決定された輝度プロファイルを取得し、これを B スキャン方向に並べた二次元のモーションコントラスト画像データ (二次元 OCT モーションコントラストデータ) を取得してもよい。この場合、制御部 70 は、時間の異なる同一位置の複数の複素 OCT 信号の位相差に基づいて取得された複数の二次元モーションコントラスト画像データを記憶部 72 に記憶させる。

【 0 0 6 4 】

< 一次元化 >

次いで、例えば、制御部 7 0 は、上記のモーションコントラスト画像データのような二次元 OCT データ（例えば、二次元データ、二次元画像データなど）を深さ方向に演算して走査方向に一次元化する。例えば、制御部 7 0 は、二次元画像データを深さ方向に加算平均処理することによって、二次元画像データを一次元化して一次元 OCT データ（例えば、一次元データ、一次元画像データなど）にしてもよい。例えば、図 4（a）に示すように、制御部 7 0 は、各 A スキャン位置における画像データの輝度プロファイルを深さ方向に加算平均処理し、各 A スキャンによって得られた輝度プロファイルを 1 つの輝度値に変換する。これによって、制御部 7 0 は、各 A スキャン位置に 1 つの輝度値を持つ B スキャン方向の一次元画像データを取得できる。図 4 の例では、時間 T 1 から時間 T 2 に取得された OCT 信号から取得されたモーションコントラスト画像データを一次元化した様子が示される。このように、制御部 7 0 は、例えば各 A スキャン位置において演算を行うことによって、B スキャン方向に一次元化された一次元データを取得できる。なお、深さ方向への処理は、すべての A スキャン位置において深さ方向の演算を行う必要はなく、一部の A スキャン位置において深さ方向の演算を行ってもよい。これによって一部の領域において B スキャン方向に一次元化された一次元データを取得してもよい。

10

【 0 0 6 5 】

< 二次元画像生成（時系列処理） >

例えば、制御部 7 0 は、B スキャン方向に一次元化された一次元データを、B スキャンを行った順に時間軸方向に並べる、すなわち時系列に並べることによって、二次元の時系列画像データを生成する。例えば、制御部 7 0 は、図 4（b）に示すように、縦軸を時間軸、横軸を A スキャン位置として、B スキャン方向に一次元化した一次元データを上から順に並べた一つの画像データを生成する。このようにして得られた画像データ（図 4（c）参照）は、各 A スキャン位置に対する被検物の経時変化を容易に確認できる。さらにこの画像データは、横軸が A スキャン位置であるため、被検物に経時変化が生じた B スキャン方向の範囲を検出することにも利用可能である。

20

【 0 0 6 6 】

< 画像処理による範囲検出 >

例えば、制御部 7 0 は、取得された二次元画像データの輝度値のエッジを検出することによって、経時変化が生じた範囲を取得してもよい。例えば、B スキャン方向に一次元化された一次元データにおいて、隣り合う各 A スキャン位置の輝度値の変化を検出することで、各走査時間における被検物の変化が生じた A スキャン位置を取得する。そして、例えば、制御部 7 0 は、変化が生じた複数の A スキャン位置から、被検物に変化が生じた範囲 W 1 を取得してもよい（図 4 参照）。例えば、血流によって生じるモーションコントラスト画像データに基づいて時系列画像データを生成した場合、拍動による血管の伸縮状態を検出できる。これによって、動脈硬化等の診断に利用可能な情報が得られる。

30

【 0 0 6 7 】

< 画像データの出力 >

なお、制御部 7 0 は、上記のように取得された二次元の時系列画像データを出力してもよい。例えば、制御部 7 0 は、時系列画像データを表示部 7 5 に表示してもよい。これによって、検者は表示部に表示された時系列画像データを確認することによって各 A スキャン位置における被検物の経時変化を容易に確認することができる。もちろん、表示部 7 5 への表示に限らず、プリンタ等によって画像を印刷してもよい。なお、制御部 7 0 は、輝度の大きさによって色分けして表示してもよい。これによって、被検物に生じた変化の大きさが分かりやすくなる。

40

【 0 0 6 8 】

< セグメンテーション >

なお、以上の説明において、制御部 7 0 は、二次元画像の深さ方向の全領域における加算処理によって、二次元画像を一次元化するものとしたが、これに限らない。例えば、制

50

御部 70 は、被検物の深さ方向の一部の領域において一次元化を行ってもよいし、分離された複数の領域ごとに一次元化を行い、領域ごとに二次元の時系列画像データを生成してもよい。

【0069】

例えば、制御部 70 は、OCT 信号に基づいて被検眼 E の網膜層の境界を検出してもよい。この場合、例えば制御部 70 は、複素 OCT 信号の強度に応じて輝度値が決定された強度画像のエッジ検出によって被検眼 E の網膜層の境界を検出してもよい。そして検出された境界によって網膜層を分離し、網膜層ごとに一次元化を行ってもよい。例えば、制御部 70 は、被検眼 E の強度画像に基づいて分離された神経線維層 (nerve fiber layer: NFL)、神経節細胞層 (ganglion cell layer: GCL)、網膜色素上皮 (retinal pigment epithelium: RPE) 等の各層ごとに深さ方向の演算を行い、時系列画像データを生成してもよい。もちろん、複数の層をまとめて深さ方向の演算を行い、時系列画像データを生成してもよい。この場合、複数の層は隣り合う層でなくともよく、離れた位置にある層であってもよい。

【0070】

上記のように、分類された層ごとに二次元画像を一次元化することによって、ノイズ成分が除去され、より実際の変化に近い情報を取得できる。また、層ごとの変化の仕方を比較することができる。

【0071】

<抽出>

なお、以上の実施例において、二次元画像を深さ方向に関して加算平均処理したが、演算方法はこれに限らない。例えば、制御部 70 は、深さ方向に関して少なくとも一つの輝度値を抽出してもよい。より詳細には、制御部 70 は、深さ方向に関して、例えば輝度プロファイルの最大値、最小値、または最頻値等を検索し、該当する輝度値をその A スキャン位置の代表輝度値として抽出し、その A スキャン位置における輝度値として設定してもよい。最頻値を探索する場合は、例えば、制御部 70 は輝度値のヒストグラムを作成し、その分布を利用してよい。制御部 70 は、各 A スキャン位置において輝度値を抽出し、それらを B スキャン方向に並べることによって、二次元画像を一次元化した一次元データを取得してもよい。

【0072】

<画像の位置合わせ>

なお、制御部 70 は、画像データの位置合わせを行ってもよい。画像の位置合わせは、例えば、同じ位置の複数の画像を揃えて配置するプロセスである。画像の位置がずれる原因として、例えば、撮影中の被検眼 E の動き等が考えられる。画像の位置合わせ方法は、例えば、位相限定相関法、各種相関関数を用いる方法、フーリエ変換を利用する方法、特徴点のマッチングに基づく方法など様々な方法が用いられてもよい。例えば、制御部 70 は、複数の OCT 信号から得られた複数の二次元画像の各々において、画像が何画素分ずれているかを取得してもよい。制御部 70 は、B スキャン方向に一次元化したプロファイルの時系列に並べる際に、取得されたずれ量の分だけ画素をずらして時系列に並べてもよい。これによって、時間の異なる画像間の A スキャン位置が揃い、検者は、被検物の経時変化をより正確に確認できる。

【0073】

なお、制御部 70 は、上記のようにモーションコントラストを取得する際、位相補正を行ってもよい。位相補正は、例えば、画像間で A スキャン間の位相ずれを補正する処理である。

【0074】

<三次元時系列画像>

なお、以上の実施例において、同一部位における OCT 信号に基づく二次元画像データを一次元化してから時系列に並べて二次元の時系列画像データを取得したが、これに限らない。例えば、図 5 に示すように、OCT 信号に基づく二次元画像データを一次元化せず

10

20

30

40

50

に時系列に並べることによって三次元の時系列画像データ（ボリュームデータ）を取得し、メモリ 72 に保存してもよい。制御部 70 は、この三次元の時系列画像データに基づいて、被検物の経時変化を検出してもよい。上記のような三次元の時系列画像データは、二次元の場合と異なり、深さ方向の情報を持っているため、制御部 70 は、各深さ方向について被検物の経時変化を検出することができる。

【0075】

<レーザ>

なお、OCT 信号処理装置 1 は、例えば、被検体に治療レーザ光を照射するレーザ照射デバイスと併用されてもよい。例えば、OCT 信号処理装置 1 は、レーザ照射デバイスによってレーザ光が照射されるときに被検体の変化を OCT デバイス 10 によって撮影し、そのときの OCT 信号を処理するために用いられてもよい。以下、被検体として、被検者の眼 E に治療レーザ光を照射し、網膜の一部を凝固させる光凝固デバイス 400 を一例として OCT 信号処理装置 1 とレーザ照射デバイスの併用について説明する。

10

【0076】

<光凝固デバイス>

まず、光凝固デバイス 400 について図 6 を用いて説明する。図 6 に示すように、例えば、光凝固デバイス 400 は、レーザ光源を有し、治療用レーザ光（例えば、532nm の波長）を発振する。光凝固デバイス 400 の光源から出射された光は駆動ミラー 408、およびダイクロイックミラー 30 で反射され、測定光学系 106 の一部の光学部材を介して眼底 E f に集光される。駆動ミラー 408 は、駆動機構 450 によって反射面の角度を変更でき、レーザ光源から発せられたレーザ光を眼 E に対して偏向させる。この場合、測定光学系 106 の少なくとも一部は、レーザ光を眼の治療部位に照射する照射光学系として用いられる。

20

【0077】

これにより、光凝固レーザ装置 400 から出射されたレーザ光は、光スキャナ 408 によってその反射（進行）方向が変化され、眼底上で二次元的に走査される。これにより、眼底 E f 上におけるレーザ光の照射位置が変更される。

【0078】

なお、光凝固レーザ装置 400 は、治療用レーザ光源に加えて、エイミング光を発するエイミング光源を備える構成であってもよい。

30

【0079】

<レーザ併用時の制御動作>

以下、OCT 信号処理装置を光凝固レーザ装置と併用する場合の制御動作について説明する。まず、制御部 70 は、例えば観察光学系 200 を制御し、被検眼 E の眼底像を取得する。次に、制御部 70 は、レーザの照射位置を取得する。例えば、制御部 70 は観察光学系 200 によって取得された被検眼 E の眼底像を表示部 75 に表示してもよい。検者は、表示部 75 に表示された被検眼 E の眼底像を確認し、操作部 76 を操作することによってレーザの照射位置を設定してもよい。

【0080】

<OCT 撮影、レーザ照射>

40

検者によって、操作部 76 の照射開始キーが操作されると、制御部 70 は、設定されたレーザ照射位置へのレーザ照射が可能となる。なお、制御部 70 は、被検眼 E にレーザの照射を行う前に、OCT デバイス 10 を制御し、被検眼 E によって反射された測定光と参照光との OCT 信号を取得する。このとき、例えば制御部 70 は、前述のように設定されたレーザの照射位置を測定光が横断するように光スキャン 108 を制御し、同じ走査位置において B スキャンを繰り返し行う。このようにして、制御部 70 は、被検眼 E にレーザ照射を行う前の OCT 信号を取得する。

【0081】

制御部 70 は、例えば OCT デバイス 10 によって B スキャンが繰り返し行われている状態で、光凝固レーザ装置 400 を制御して被検眼 E にレーザを照射する。光凝固レーザ

50

装置 400 は、例えば、治療用レーザ光（例えば、532nm の波長）を発振する。このレーザ光は、光スキャナ 408、及びダイクロイックミラー 30 によって反射され、測定光学系 106 の一部の光学部材を介して眼底 Ef に照射される。

【0082】

制御部 70 は、光スキャナ 408 を制御し、光凝固レーザ装置からのレーザ光を照射位置に向けて照射する。OCT デバイス 10 は、レーザ光が照射される前、照射中、照射後において OCT 信号を取得し、取得された OCT 信号は OCT 信号処理装置 1 によって前述と同様の処理がなされ、二次元の時系列画像データが生成される。図 7 は、例えば、被検眼 E にレーザ光を照射した場合に OCT デバイス 10 で OCT 信号を処理したときの二次元の時系列画像データである。図 7 (a) は、被検眼 E にレーザ光を照射する前に取得されたモーションコントラスト画像を示す。同様に、(b) はレーザ光の照射中、(c) はレーザ光の照射直後、(d) はレーザ光の照射後に取得されたモーションコントラスト画像を示す。図 7 (e) は、各時間に取得されたモーションコントラスト画像データを一次元化した一次元画像データを時系列に並べた図である。図 7 のように、レーザの照射開始時に OCT 信号の位相変化が生じ、レーザ照射が終了してからしばらくの間 OCT 信号の位相差の変化が検出される。

10

【0083】

制御部 70 は、例えば、取得された二次元時系列画像データを解析し、レーザ光によって網膜が変化した変化範囲 W2 を前述のようなエッジ検出によって演算してもよい。例えば、制御部 70 は、演算された変化範囲 W2 に基づいて、レーザの照射位置、照射パターンの各ドット間の距離等を決定してもよい。なお、制御部 70 は、例えば二次元の時系列画像データに基づいて被検眼に生じた変化が収まる時間を検出し、この時間に基づいて照射時間間隔などを決定してもよい。

20

【0084】

なお、時系列画像データの生成は、OCT 信号が取得されるごとに随時処理が行われてもよいし、レーザ光の照射が終了するまで OCT 信号を記憶部に記憶しておき、レーザ光の照射が終了した後にまとめて処理してもよい。例えば、レーザ光の照射中に時系列画像が生成され、リアルタイムで表示部 75 に表示されてもよいし、レーザ光の照射後に表示されてもよい。もちろん、上記のような変化範囲 W2 の解析なども、リアルタイムで行われてもよいし、レーザ光照射後に行われてもよい。例えば、術者の操作部 76 への操作に基づいて解析が行われてもよい。

30

【0085】

レーザ照射時において、制御部 70 は、照射位置の設定に用いた眼底像を基準画像として設定し、随時取得される眼底像との相対位置を検出する。そして、制御部 70 は、レーザ光源及び光スキャナ 408 の動作を制御することにより、設定された照射位置情報に基づいて眼にレーザ光を照射する。すなわち、眼の移動があっても眼底 Ef 上の設定された領域を照射できるように、検出結果に基づいて光スキャナ 408 による走査位置を補正する（レーザ光のトラッキング）。これによって、レーザ照射位置を補正する。例えば、制御部 70 は、関連付けされた眼底正面像と、随時取得される眼底像との間の眼底の表面方向（XY 方向）に関するずれを検出し、検出されたずれが補正されるように光スキャナ 408 の走査位置を補正してもよい。

40

【0086】

なお、上記トラッキングにおいて、2つの画像間の位置ずれを検出する手法としては、種々の画像処理手法（各種相関関数を用いる方法、フーリエ変換を利用する方法、特徴点のマッチングに基づく方法）を用いることが可能である。

【0087】

例えば、基準画像又は観察画像（現在の眼底画像）を 1 画素ずつ位置ずれさせ、基準画像と対象画像を比較し、両データが最も一致したとき（相関が最も高くなるとき）の両データ間の位置ずれ方向及び位置ずれ量を検出する手法が考えられる。また、所定の基準画像及び対象画像から共通する特徴点を抽出し、抽出された特徴点の位置ずれ方向及び位置

50

ずれ量を検出する手法が考えられる。

【 0 0 8 8 】

なお、テンプレートマッチングにおける評価関数は、類似度を示す S S D (Sum of Squared Difference) や相違度を示す S A D (Sum of Absolute Difference) などを経験関数として用いてもよい。

【 0 0 8 9 】

なお、上記構成においては、O C T 光学系 1 0 0 とレーザ照射デバイスについて、光スキャナを別々に設ける構成としたが、共通の光スキャナを用いる構成としてもよい。例えば、光スキャナ 1 0 8 の光源側にダイクロイックミラー 3 0 を設け、その反射方向にレーザ光を導光する光ファイバーを設けてもよい。この場合、例えば、O C T デバイス 1 0 の測定光を光スキャナ 1 0 8 によって走査する際に、光スキャナ 1 0 8 の反射光軸が、レーザ光の照射位置に合致したときにレーザ照射デバイスによってレーザ光が照射されるようにしてもよい。

10

【 0 0 9 0 】

なお、O C T 信号処理装置 1 と、O C T デバイス 1 0 と、光凝固レーザ装置 4 0 0 は、異なる筐体にそれぞれ配置された構成であってもよい。この場合、O C T デバイス 1 0 によって取得された O C T 信号を、通信手段を介して O C T 信号処理装置 1 に受信できればよい。

【 0 0 9 1 】

なお、光凝固レーザ装置 4 0 0 に配置される観察光学系 2 0 0 としては、術者によって直視が可能なスリットランプが配置されてもよい。また、接眼レンズを覗く術者のために視野内表示部を設けるようにしてもよい。この場合、スリットランプの接眼レンズと患者眼との間にビームコンバイナが設けられる。そして、視野内表示部で表示された表示画像は、ビームコンバイナで反射され、接眼レンズに向かう。これにより、術者は、スリットランプの観察画像と表示画像を視認できる。

20

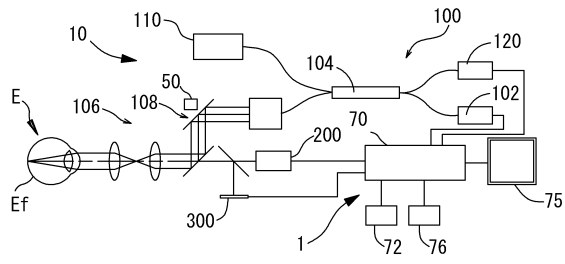
【 符号の説明 】

【 0 0 9 2 】

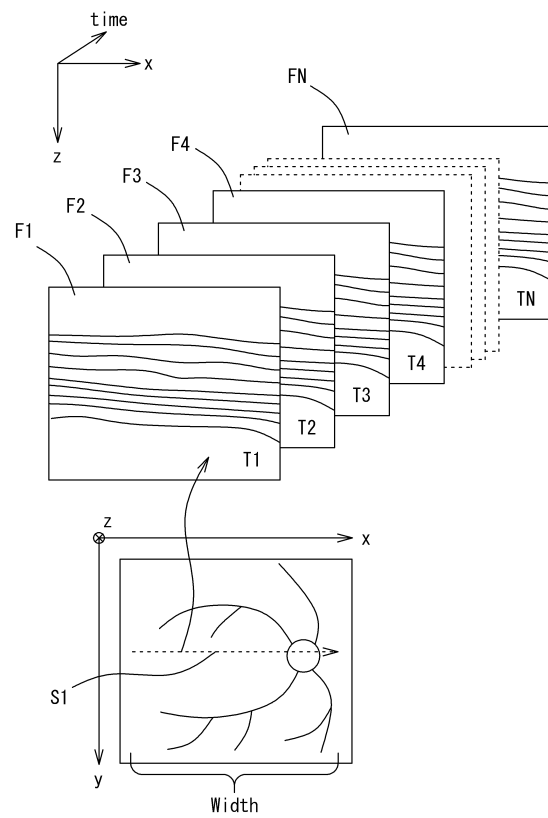
- 1 0 O C T デバイス
- 7 0 制御部
- 7 2 メモリ
- 7 5 モニタ
- 7 6 操作部
- 1 0 0 O C T 光学系
- 1 0 8 光スキャナ
- 2 0 0 正面観察光学系
- 3 0 0 固視標投影ユニット
- 4 0 0 光凝固デバイス

30

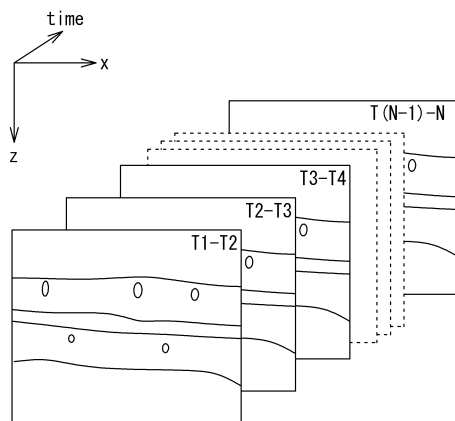
【図 1】



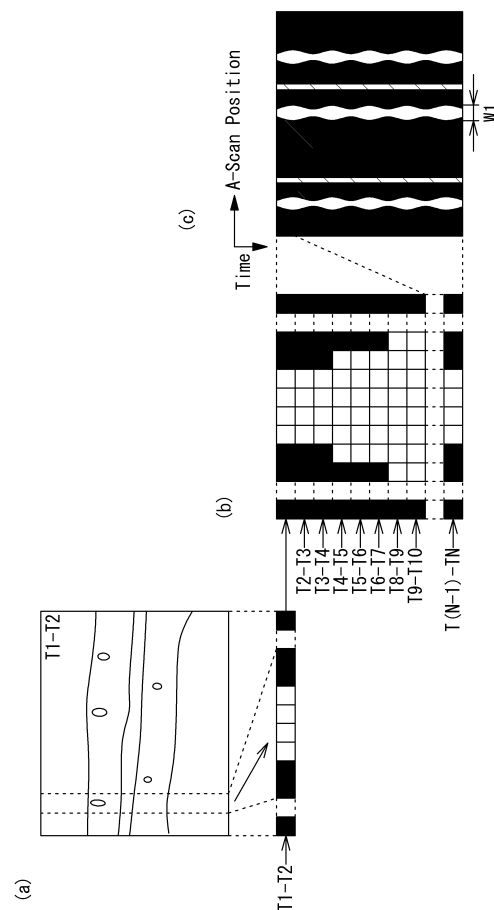
【図 2】



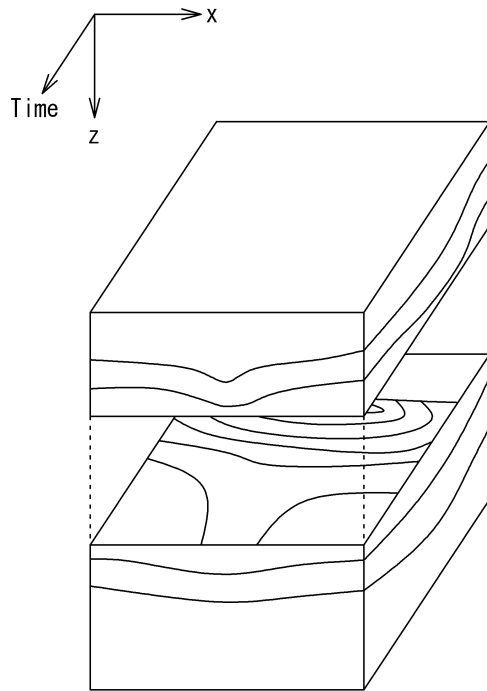
【図 3】



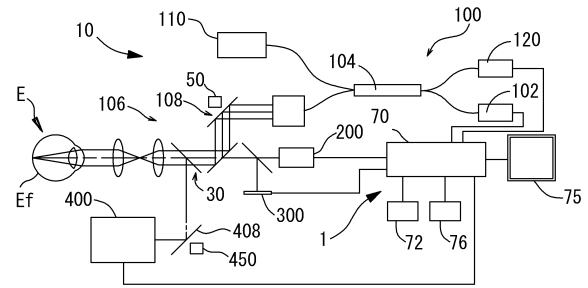
【図 4】



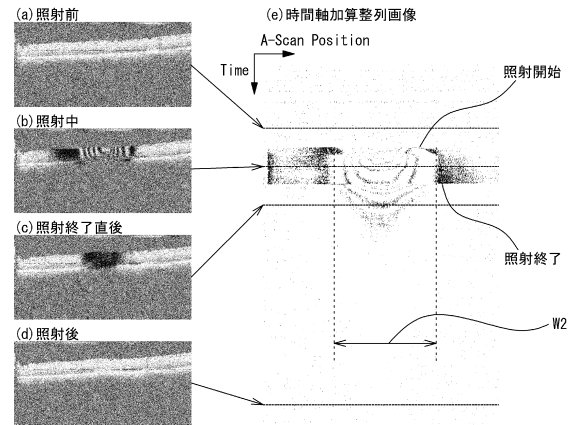
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2014/207904(WO, A1)

特開平03-170137(JP, A)

特開2010-110556(JP, A)

特開2013-027442(JP, A)

特開2015-029558(JP, A)

特開2007-252692(JP, A)

特開2011-120657(JP, A)

米国特許出願公開第2015/0002813(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01N 21/17-21/61

A61B 3/00-3/16

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)