

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5679630号
(P5679630)

(45) 発行日 平成27年3月4日(2015.3.4)

(24) 登録日 平成27年1月16日(2015.1.16)

(51) Int.Cl.

F 1

G 0 1 N 21/17 (2006.01)

G 0 1 N 21/17 6 3 0

A 6 1 B 3/12 (2006.01)

A 6 1 B 3/12 E

A 6 1 B 10/00 (2006.01)

A 6 1 B 10/00 E

請求項の数 15 (全 21 頁)

(21) 出願番号

特願2008-331879 (P2008-331879)

(22) 出願日

平成20年12月26日 (2008.12.26)

(65) 公開番号

特開2010-151713 (P2010-151713A)

(43) 公開日

平成22年7月8日 (2010.7.8)

審査請求日

平成23年12月22日 (2011.12.22)

(73) 特許権者 000001007

キヤノン株式会社

東京都大田区下丸子3丁目30番2号

(74) 代理人 100126240

弁理士 阿部 琢磨

(74) 代理人 100124442

弁理士 黒岩 創吾

(72) 発明者 野里 宏治

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

(72) 発明者 杉田 充朗

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】光断層撮像装置及びその方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

測定光を照射した被検査物からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合波した光に基づいて、前記被検査物の断層画像を取得する光断層撮像装置であって、

前記被検査物の互いに交差する複数の断層画像に基づいて前記複数の断層画像における前記被検査物の所定の部位の深さ方向の位置情報を取得し、前記取得された位置情報から予測される前記所定の部位を含む面の3次元の位置情報を取得する位置情報取得手段と、

前記取得された3次元の位置情報に基づいて、前記測定光と前記参照光との光路長差を変更する制御手段と、

を有することを特徴とする光断層撮像装置。

10

【請求項 2】

前記被検査物が、被検眼であり、

前記所定の部位が、該被検眼における網膜の特定の層であることを特徴とする請求項1に記載の光断層撮像装置。

【請求項 3】

前記網膜の特定の層が、色素上皮層であることを特徴とする請求項2に記載の光断層撮像装置。

【請求項 4】

前記制御手段が、前記参照光の光路長を変更することにより、前記光路長差を変更することを特徴とする請求項1から3のいずれか1項に記載の光断層撮像装置。

20

【請求項 5】

前記制御手段が、前記被検査物における前記測定光の入射位置を変更することにより、前記光路長差を変更することを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像装置。

【請求項 6】

走査光学系を介して前記被検査物に前記測定光を照射する照射手段を有し、

前記制御手段は、前記走査光学系による前記測定光の走査中に前記取得された 3 次元の位置情報に基づいて前記光路長差を変更することにより、前記所定の部位の画像を取得することを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像装置。

【請求項 7】

前記光路長差の変更は、前記参照光の光路長の変更であり、

前記制御手段は、前記取得された 3 次元の位置情報を取得する際に用いられる粗動制御が可能な第 1 の移動手段と、前記所定の部位の画像を取得する際に用いられる微動制御が可能な第 2 の移動手段とを制御することにより、前記光路長差を変更することを特徴とする請求項 6 に記載の光断層撮像装置。

【請求項 8】

測定光を照射した被検査物からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合波した光に基づいて、前記被検査物の断層画像を取得する光断層撮像方法であって、

前記被検査物の互いに交差する複数の断層画像に基づいて前記複数の断層画像における前記被検査物の所定の部位の深さ方向の位置情報を取得し、前記取得された位置情報から予測される前記所定の部位を含む面の 3 次元の位置情報を取得する工程と、

前記取得された 3 次元の位置情報に基づいて、前記測定光と前記参照光との光路長差を変更する工程と、

を有することを特徴とする光断層撮像方法。

【請求項 9】

前記被検査物が、被検眼であり、

前記所定の部位が、該被検眼における網膜の特定の層であることを特徴とする請求項 8 に記載の光断層撮像方法。

【請求項 10】

前記網膜の特定の層が、色素上皮層であることを特徴とする請求項 9 に記載の光断層撮像方法。

【請求項 11】

前記変更する工程において、前記参照光の光路長を変更することにより、前記光路長差を変更することを特徴とする請求項 8 から 10 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像方法。

【請求項 12】

前記変更する工程において、前記被検査物における前記測定光の入射位置を変更することにより、前記光路長差を変更することを特徴とする請求項 8 から 10 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像方法。

【請求項 13】

走査光学系による前記測定光の走査中に前記取得された 3 次元の位置情報を基づいて前記光路長差が変更されることにより、前記所定の部位の画像を取得する工程を更に有することを特徴とする請求項 8 から 12 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像方法。

【請求項 14】

前記光路長差の変更は、前記参照光の光路長の変更であり、

前記変更する工程において、前記取得された 3 次元の位置情報を取得する際に用いられる粗動制御が可能な第 1 の移動手段と、前記所定の部位の画像を取得する際に用いられる微動制御が可能な第 2 の移動手段とを制御することにより、前記光路長差を変更することを特徴とする請求項 13 に記載の光断層撮像方法。

【請求項 15】

請求項 8 乃至 14 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像方法の各工程をコンピュータに実

10

20

30

40

50

行させるプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光断層撮像装置及びその方法に関し、特に眼科診療等における光干渉断層計を用いた光断層撮像装置及びその方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、低コヒーレンス光の干渉を利用したイメージング装置が実用化されている。
中でも、多波長光波干渉を利用した光コヒーレンストモグラフィ (Optical Coherence Tomography: 以下、これをOCTと記す。) による光断層画像撮像装置は、試料の断層像を高分解能に得ることができる。このOCT装置は、特に眼科領域において、眼底あるいはその近傍の断層像を得る上で、必要不可欠な装置になりつつある。

また、OCT装置は眼科以外においても、皮膚の断層像の観察、あるいは内視鏡やカテーテルに組み込むことで消化器や循環器の壁面断層撮影等が試みられている。

【0003】

このようなOCT装置による方法の一つである、TD-OCT装置 (Time Domain OCT装置: タイムドメイン方式) による方法が、特許文献1や特許文献2に開示されている。

10

20

以下に、このTD-OCT装置による方法について説明する。

図2に、上記従来例におけるTD-OCT装置の構成を説明する模式図を示す。

図2に示されるように、光源2101により照射された光は光ファイバー2102を通してコリメータレンズ2103まで導波され、コリメータレンズ2103から平行ビームとして照射される。

照射された平行ビーム2104は、光分割手段2105により、参照光2106と信号光2107に分割される。

参照光2106は、可動参照ミラー2111-2により反射される。

可動参照ミラー2111-2は、ある1次元方向に機械的に動く参照ミラーステージ2112によって駆動され、被検査物2117に入射する信号光2107の光軸方向における被検査物2117内の測定位置を制御する。

30

信号光2107は光走査光学系2108を経て、接眼光学系2109-1および2109-2を通り、被検査物2117に入射する。

入射された光は被検査物2117の各層で反射され、光分割手段2105に戻る。

光走査光学系2108は、被検査物2117に入射する信号光2107を所定方向に走査する。

可動参照ミラー2111-2と被検査物2117からのそれぞれの反射光は、光分割手段2105を通じて互いに干渉し合い、その干渉光がコリメータ2114によって検出手段2115に集光される。

検出手段2115で検出された光の信号は、制御コンピュータ2116によって画像化される。

40

また、制御コンピュータ2116は被検査物2117への入射光のフォーカス調整のために、フォーカス用ステージ2110を駆動して、接眼レンズ2109-2を制御する。

また、制御コンピュータ2116は参照ミラーステージ2112も制御しており、検出した干渉信号と参照ミラーステージ2112の位置から、検出信号の被検査物2117での深さ方向の位置を特定することができる。

【0004】

以上のように、TD-OCT装置による方法では、可動参照ミラー2111-2を制御する一方、光走査光学系2108を走査することにより、逐次取得される干渉光の強度データをベースにして、画像データを構築することができる。

50

例えば、Aスキャン（被検査物への入射光の軸方向もしくは被検査物内の深さ方向の走査）において、光走査光学系2108を、被検査物2117に入射する信号光を該被検査物の面内の一方向（例えばx方向）に走査する。

これにより、Aスキャンによる1次元データを連続的に取得することができる。

また、連続的に取得される画像を用いて、Bスキャン（2次元断層）画像を得ることができ。

また、参照ミラーステージ2112を駆動せずに、前記信号光を前記面内の二方向（例えばx方向とy方向）に走査することで、Cスキャン（2次元平面）画像を得ることができる。

さらに、参照ミラーステージ2112を制御しながら、前記信号光を前記面内の二方向（例えばx方向とy方向）に走査することで、3次元断層画像を得ることができる。 10

【0005】

ここで、上記したAスキャン、Bスキャン、Cスキャンについて、図3を用いて説明する。

信号光3207を、図3で示すように被検査物3217に入射させる。

信号光3207は図中Zで示す軸方向に入射され、Aスキャンで取得される情報は、被検査物3217の軸3218で示される構造の情報である。

ここで図中Zで示す軸方向に走査しつつ、図中Xで示す軸方向に信号光3207を走査することによって、面3219が取得される。

面3219は断層像になっており、この走査方式をBスキャンと呼ぶ。 20

さらに、図中Zで示す軸方向には走査せずに、図中XおよびYで示される軸方向に走査することによって、面3220の情報が取得される。

面3220は被検査物3217のある層の平面像となっており、この走査方式をCスキャンと呼ぶ。

【0006】

また、OCT装置による他の方法の一つである、SD-OCT装置（Spectral Domain OCT：スペクトラルドメイン方式）による方法が、非特許文献1に開示されている。

以下に、このSD-OCT装置による方法について説明する。

図4に、上記従来例におけるSD-OCT装置の構成を説明する模式図を示す。図4に示されるSD-OCT装置において、上記した図2に示されるTD-OCT装置と異なる構成は、以下の点である。 30

すなわち、可動参照ミラーが固定参照ミラー4323である点と、回折格子等の分光器4321-1および4321-2を用いている点と、検出手段がラインセンサなどの分光検出手段4322である点である。

【0007】

SD-OCT装置では、分光器4321-1および4321-2により分光したスペクトルを分光検出手段4322により検出する。

SD-OCT装置では、この検出した分光スペクトルを、波長軸に関する干渉光強度情報を断層位置軸に関する情報へフーリエ変換することにより、時間的に一括して画像データを取得する。 40

また、このSD-OCT装置では、被検査物4307内の深さ方向の画像データを一括して得られるため、深さ方向に時間的に逐次走査するTD-OCTに比べて、測定速度を上げることができる。

SD-OCT装置はTD-OCT装置と比較して、Bスキャン断層像および3次元画像は高速で取得できていることが知られているが、その横分解能をあげることが難しいことが指摘されている。

これは、SD-OCT装置での被検査物の深さ方向の測定範囲が横方向の分解能と反比例する関係にあるからであり、一定範囲の縦方向情報を取得するためには横方向分解能を落とす必要があるためである。 50

【特許文献1】米国特許第5,321,501号明細書

【特許文献2】特表2002-515593号公報（第9から19頁、第1図、第2図）

【非特許文献1】Hand book of Optical Coherence Tomography (2006) (第145、149頁、第2、3図、および、第338頁、第1図)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

近年において、OCT装置の分野においては、画像の高分解能化が求められている。
また、被検査物における任意の層を重点的に検査する要望が強く、高分解能、高速にCスキャナ撮像できる装置が求められている。
10

【0009】

しかしながら、上記した従来例におけるTD-OCT装置やSD-OCT装置においては、このような近年における求めに対して、つぎのような課題を有している。
例えば、上記した従来のTD-OCT装置では、前述したように参照ミラーステージ2112を駆動せずに、前記信号光を前記面内の二方向（例えばx方向とy方向）に走査するCスキャンによって、2次元平面画像を得ることが可能である。

その際、TD-OCTにおいては、参照ミラーで規定される特定の深さ位置からの信号のみ取得するため、その位置に信号光の焦点を合わせることにより、非常に高分解能な平面画像が取得可能である。
20

しかし、参照ミラーを固定したまま入射光線を走査するので、ある一定の深さ位置の2次元平面画像（平面像）のみ取得可能である。

そのため、例えば網膜の内部構造のように、所望の検査対象が曲がった層から形成されている場合には、所望の層の断片的な平面画像しか得られない。

連続して取得したBスキャン画像から3次元情報を構築し、その中から任意の層を抽出する方法も考えられるが、3次元情報の取得に非常に時間がかかり、その間に被検査物体が動いてしまうと、画像がズれて鮮明な情報が得られない。

また、3次元の画像情報を構築するには、非常に負荷の高い処理を行わなければならず、処理時間が非常に長くなるという課題がある。

【0010】

また、SD-OCT装置においては、広範囲の深さ方向の情報を一括で取得できる代わりに、横分解能を向上させることが難しい。

SD-OCT装置において横分解能を向上させると、一括取得できる縦方向の範囲が狭くなり、取得速度がTD-OCT装置と同等かそれ以下まで低下してしまう。

また、任意の平面を取得する場合にはTD-OCT装置と同様に、取得した複数のBスキャン画像から3次元情報を構築して、所望の平面画像を抽出する必要がある。

この場合にも、高分解能な3次元情報は取得に非常に時間がかかり、被検査物体の動きによって画像が不鮮明になってしまうこととなる。

また、処理時間についても、TD-OCT装置と同様に長時間かかる。

【0011】

本発明は、上記課題に鑑み、被検査物における任意の層の平面画像を取得することができ、また湾曲した層の平面像であっても短時間で取得することが可能となる光断層撮像装置及びその方法の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明は、次のように構成した光断層撮像装置及びその方法を提供するものである。

本発明の光断層撮像装置は、

測定光を照射した被検査物からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合波した光に基づいて、前記被検査物の断層画像を取得する光断層撮像装置であって、

前記被検査物の互いに交差する複数の断層画像に基づいて前記複数の断層画像における

10

20

30

40

50

前記被検査物の所定の部位の深さ方向の位置情報を取得し、前記取得された位置情報から予測される前記所定の部位を含む面の3次元の位置情報を取得する位置情報取得手段と、前記取得された3次元の位置情報に基づいて、前記測定光と前記参照光との光路長差を変更する制御手段と、

を有することを特徴とする。

また、本発明の光断層撮像装置は、前記被検査物が被検眼であり、前記所定の部位が該被検眼における網膜の特定の層であることを特徴とする。

また、本発明の光断層撮像装置は、前記網膜の特定の層が、色素上皮層であることを特徴とする。

また、本発明の光断層撮像装置は、前記制御手段が、前記参照光の光路長を変更することにより、前記光路長差を変更することを特徴とする。 10

また、本発明の光断層撮像装置は、前記制御手段が、前記被検査物における前記測定光の入射位置を変更することにより、前記光路長差を変更することを特徴とする。

また、本発明の光断層撮像装置は、走査光学系を介して前記被検査物に前記測定光を照射する照射手段を有し、

前記制御手段は、前記走査光学系による前記測定光の走査中に前記取得された3次元の位置情報に基づいて前記光路長差を変更することにより、前記所定の部位の画像を取得することを特徴とする。

また、本発明の光断層撮像装置は、前記光路長差の変更は、前記参照光の光路長の変更であり、 20

前記制御手段は、前記取得された3次元の位置情報を取得する際に用いられる粗動制御が可能な第1の移動手段と、前記所定の部位の画像を取得する際に用いられる微動制御が可能な第2の移動手段とを制御することにより、前記光路長差を変更することを特徴とする。

また、本発明の光断層撮像方法は、

測定光を照射した被検査物からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合波した光に基づいて、前記被検査物の断層画像を取得する光断層撮像方法であって、

前記被検査物の互いに交差する複数の断層画像に基づいて前記複数の断層画像における前記被検査物の所定の部位の深さ方向の位置情報を取得し、前記取得された位置情報から予測される前記所定の部位を含む面の3次元の位置情報を取得する工程と、 30

前記取得された3次元の位置情報に基づいて、前記測定光と前記参照光との光路長差を変更する工程と、

を有することを特徴とする。

また、本発明のプログラムは、上記した光断層撮像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。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、被検査物における任意の層の平面画像を取得することができ、また湾曲した層の平面像であっても短時間で取得することができる光断層撮像装置及びその方法を実現することができる。 40

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、本発明の実施形態における光断層撮像装置及びその方法（以下、これを光断層画像撮像装置及び光断層画像の撮像方法と記す。）について説明する。

なお、本発明が好適に利用される分野としては、眼球の網膜断層像の撮像分野であるが、これに限定されるものではない。

例えば、内視鏡や皮膚検査等の生体医療機器、さらには工業分野の品質管理や、各種の診断装置、検査装置等にも適用することが可能である。

【0015】

（第1の実施形態） 50

まず、本発明の第1の実施形態として、TD-OCT装置による光断層画像の撮像方法及びその装置について説明する。

光断層画像の撮像方法は、少なくとも以下の(1)の第一の工程から(4)の第四の工程を備えている。

すなわち、

(1) 被検査物に光を入射する方向である光軸方向に関する2次元像を取得する第一の予備画像取得工程と、

(2) 前記光軸方向に関して、前記第一の工程で取得した2次元像と略直行する2次元像を取得する第二の予備画像取得工程と、

(3) 前記第一の予備画像取得工程の画像と、前記第二の予備画像取得工程の画像から、
所望の層の深さ方向の位置情報を算出する工程と、
10

(4) 前記深さ方向の位置情報を元に、参照ミラーを制御しながら、入射光線を走査して前記所望の層の平面画像を取得する工程と、を備えている。

これらの各工程の詳細については、後述する。

【0016】

つぎに、本実施形態において用いられる光断層画像撮像装置と、上記工程の詳細について説明する。

図1に、本実施形態において用いられるTD-OCT装置と、断層画像の撮像方法を実施するための工程について説明する模式図を示す。

図1において、101は光源、102は光ファイバー、103はコリメータ、104は平行ビーム、105は光分割手段、106は参照光、107は信号光、108は光走査光学系、109は接眼光学系、110はフォーカス用ステージである。
20

111は参照ミラー、112は参照ミラーステージ、113は干渉光、114はコリメータ、115は光検出器、116はOCT処理装置、124は被検査物(眼)である。

【0017】

本実施形態のTD-OCT装置においては、光源からの光を測定光と参照光とに分割し、前記測定光を走査光学系の走査を経て被検査物に導くと共に、前記参照光を参照ミラーに導く。

そして、前記被検査物によって反射あるいは散乱された前記測定光による戻り光と、前記参照ミラーによって反射された前記参照光とを用い、前記被検査物の断層画像を撮像するように構成されている。
30

その際、光源101には、例えば低コヒーレント光源、SLDなどが用いられる。

その波長は、特に制限されるものではないが、400nmから2μmの範囲である。特に、眼底撮影用としては800～1500nm程度が好適に用いられる。

そして、OCTを実現するための波長幅としては、例えば1pm以上、好ましくは10pm以上、更に好ましくは30pm以上の波長幅であることがよい。

また、チタンサファイアレーザなどの超短パルスレーザを光源に用いることもできる。

光源101から照射された光は、光ファイバー102を通って、コリメータ103により、平行ビーム104として照射される。

照射された平行ビーム104は、105の光分割手段によって、信号光107(被検査物に入射する光)と参照光106(反射板111に向かう光)とに分割される。
40

信号光107は、走査光学系108によって、1次元もしくは2次元に走査される。

走査光学系108はガルバノスキャナーが好適に用いられ、眼底のBスキャンを行う場合には1次元走査を、Cスキャンもしくは3次元画像を取得する場合には2次元走査が行われる。

走査された信号光107は、接眼光学系である109-1、109-2によって、眼の屈折に合わせて光線を調整した上で、被検査物に照射される。

例えば、接眼光学系109-2を光軸に沿って移動させることによって、屈折に対応することが可能となる。

眼に照射された信号光は、網膜中の各層によって反射、散乱され、略元の経路を通って光
50

分割手段 105 に戻る。

【0018】

一方、参照光 106 はミラー 111-1 及び 111-2 によって反射され、光分割手段 105 に戻る。

ミラー 111-2 は参照ミラーステージ 112 によって制御可能に構成されており、これにより光軸方向に移動され、参照光の光路長が増減される。

なお、本実施形態における TD-OCT 装置では、光走査光学系 108 の走査、フォーカス用ステージ 110、参照ミラーステージ 112 等の制御を含め、該装置全般の制御はコンピュータシステムによって構成される OCT 处理装置 116 によって行われる。

光分割手段 105 に戻った信号光 107 と参照光 106 は互いに干渉し、コリメータ 114 によって光検出器 115 で電気信号に変換される。 10

なお、本実施形態における TD-OCT 装置では、参照ミラー 111-2 の位置で規定される参照光経路と同じ長さを経た信号光のみ干渉させるようにすることによって、被検査物 124 の中に特定の深さ位置の信号のみを検出することが可能である。

【0019】

つぎに、眼での信号光の状態について説明する。

図 5 に、本実施形態における TD-OCT 装置を眼球測定に用いた場合の光線経路を説明する模式図を示す。

図 5 (a) は、眼 524 球内での光線の光路を示している。

信号光 507 は角膜 525 を通して、眼 524 内部に照射される。 20

概平行光線である信号光 507 は、角膜 525 等の屈折によって、網膜位置で焦点を結ぶ。

信号光は、眼 524 の網膜 526 の層で反射および散乱され、元の経路を戻って干渉信号として検出される。

ある参照ミラーの位置においては特定の層からの信号光のみ干渉するので、各層からの信号がそれぞれ別の信号として検出できる。

【0020】

図 5 (b) は、走査光学系 508 によって走査された場合の、眼 524 球内での光線の経路を示している。

走査光学系 508 を走査することによって、角膜 525 に入射する角度が変化し、網膜で焦点を結ぶ位置が変化する。 30

参照ミラーと走査光学系 508 を走査しながら干渉光を検出することによって、網膜の B スキャンによる画像を取得することができる。

また、参照ミラーを特定位置に固定し、走査光学系 508 を走査しながら干渉光を検出することによって、信号光の経路が一定距離にある平面像の C スキャンによる画像が取得される。

【0021】

つぎに、本実施形態における TD-OCT 装置を用いて、画像を取得する各工程について説明する。

まず、上記した第一の工程において、被検査物に光を入射する方向である光軸方向に関する 2 次元像を、つぎのように取得する。 40

すなわち、参照ミラー 111-2 を制御しつつ、走査光学系 108 を 1 次元走査し、眼底の B スキャンにより被検査物の断層像を取得する。

この B スキャンによる断層像が第一の予備画像であり、例えば図 5 (b) の x で示す方向の B スキャンによる画像である。

【0022】

次に、上記した第二の工程において、前記第一の工程で取得した 2 次元像と略直交する 2 次元像を、つぎのように取得する。

すなわち、参照ミラー 111-2 を、第一の工程と同様に制御しつつ、走査光学系 108 を第一の工程と略直交する方向に 1 次元走査し、前記第一の予備画像と直交する B スキヤ 50

ンによる画像を第二の予備画像として取得する。

第二の予備画像は、図5 (b) のyで示す方向のBスキャによるン画像である。

【0023】

次に、上記した第三の工程において、前記取得された断層情報である前記第一の予備画像取得工程の画像と、前記第二の予備画像取得工程の画像から、所望の層の深さ方向位置情報を、つぎのように算出する。

上記した二つの予備画像から、所望の層の3次元位置情報を算出する。

例えば、図6 (a) に所望の層が含まれる領域626が示されている。

第一の予備画像としてX断層像627が取得され、その層構造の中に所望の層629が含まれる。

10

そして、第二の予備画像として、Y断層画像628が取得され、第一の予備画像と同様に、その層構造の中に所望の層630が含まれる。

第一の予備画像627から、画像処理によって層629の位置情報を抽出し、第二の予備画像628から同様に、画像処理によって層630の位置情報を抽出する。

得られた位置情報から、図6 (c) で示すような層629および層630を含むような3次元平面631を予測して算出する。

【0024】

以下に、上記3次元平面の算出の方法の具体的な一例について説明する。

第一の予備画像627から層629の位置情報を抽出し、関数にフィッティングする。

一例として、X方向の中央を原点として、 $Z = X^2$ という関数としてフィッティングする。

20

同様に、第二の予備画像628から層630の位置情報を抽出し、 $Z = Y^2$ という関数にフィッティングする。フィッティングして得られた両関数を組み合わせて、 $Z = X^2 + Y^2$ という関数として平面の位置情報を表すことが可能となる。

そして、上記した第四の工程において、前記深さ方向の位置情報を元にして、参照ミラーを制御しながら、入射光線を走査して前記所望の層の平面画像を、つぎのように3次元平面画像を取得する。

上記算出した深さ方向の位置情報である3次元平面の位置情報を元に、参照ミラーおよび走査光学系を制御して、3次元平面631を含むCスキャンによる平面画像を取得する。

【0025】

30

本実施形態におけるTD-OCT装置を用いて、上記各により画像を取得する際のフローチャートを図6 (d) に示す。

参照ミラーの制御においては、図1のように可動ステージ112によって、Bスキャンによる画像取得の参照光路走査と、平面631への追従制御を両方行ってもよい。

また、前記光路長調整手段を、前記位置情報を取得する際に用いられる粗動制御が可能なステージと、前記3次元平面画像を取得する際に用いられる微動制御が可能なステージとで構成するのが望ましい。

例えば、図7に一例が示されているように、参照経路の制御手段として、Bスキャンによる画像取得用の大きい動作範囲を持つステージ712の上に、さらに微細高速な制御が可能なステージ732を設置し、その上に参照ミラー711-2を設置するのが望ましい。その際、通常ステージ712をリニアモータステージ等で構築する一方、微細高速ステージ732をボイスコイルモータのような高速動作が可能なステージで構築することが望ましい。

40

【0026】

また、本実施形態において、前記参照ミラーにおける光路長の制御に代えて、前記被検査物に導かれる測定光の該被検査物への入射位置を制御し、該3次元平面画像を取得することも可能である。

例えば、参照ミラー制御による取得平面の制御以外の方法として、入射瞳の位置制御による方法も可能である。この方法を図8を用いて説明する。

眼に入射する光線が角膜の中心を通る833のような場合には、走査光学系の走査によっ

50

て、網膜に平行な図中 a - a' を含む画像が取得される。

一方で、上記光線と平行であるが、角膜中心ではない光線を走査することによって、図中 b - b' を含むような画像が取得される。

このように、信号光線の瞳位置を変えることによって、取得する平面の傾きが制御可能である。

前記 3 次元平面 631 にあわせて瞳位置を制御することによって、取得する平面を連続的に変化させることができとなり、3 次元平面 631 を含む C スキャン画像を取得することが可能となる。

なお、瞳位置の制御は、被検査物の位置を制御することによって可能であるが、被検査物の瞳と光学的に共役な位置における制御や、検出用のコリメータの位置を制御することによっても実現可能である。 10

なお、上記実施形態では、TD-OCT 装置について記述したが、これに限定されるものではない。

例えば、機械的検査を必要としない FD-OCT (Frequency Domain-OCT) 装置を利用して断層画像を取得する形態も可能である。

【0027】

(第 2 の実施形態)

つぎに、本発明の第 2 の実施形態における TD-OCT 装置による光断層画像の撮像方法について説明する。

本実施形態における光断層画像の撮像方法は、少なくとも以下の(1)の第一の工程から(4)の第四の工程を備えている。 20

すなわち、

(1) 被検査物に光を入射する方向である光軸方向に関する 2 次元像を取得する第一の予備画像取得工程と、

(2) 前記光軸方向に関して、前記取得 2 次元像と略平行な複数の 2 次元像を取得する第二の予備画像取得工程と、

(3) 前記第一の予備画像取得工程の画像と、前記第二の予備画像取得工程の画像から、所望の層の深さ方向位置情報を算出する工程と、

(4) 前記深さ方向位置情報を元に、参照ミラーを制御しながら、入射光線を走査して前記所望の層の平面画像を取得する工程と、を備えている。 30

【0028】

本実施形態においては、上記第二の工程において、第一の予備画像と略平行な断層画像を第二の予備画像として取得する以外は、第 1 の実施形態と同様である。

上記第二の工程では、なるべく多くの断層像を取得することが、上記第三の工程での 3 次元平面の予測精度向上のためには有効であるが、取得枚数が多くなると撮影時間がかかるので、取得速度を考慮して決める必要がある。

つぎに、本実施形態での平面算出の方法の一例を以下に示す。

第 1 の実施の形態と同様に第一の予備画像から、層の位置情報を関数にフィッティングし、 $Z = X^2$ という関数を得る。

前記予備画像と平行する第二の予備画像から $Z = X^2 + 1$ (ただし $Y = 1$) という関数を得る。 40

同様に、第三の予備画像から $Z = X^2 + 2$ (ただし $Y = 2$) 、第四の予備画像から $Z = X^2 + 3$ (ただし $Y = 3$) を得る。

これらから、層の平面位置情報は、 $Z = X^2 + Y$ で示せることが分かる。

さらに、第一の予備画像と略直交する画像と略平行する画像を組み合わせて第二の予備画像とすることによって、さらに 3 次元位置情報の精度を向上させることができる。

【0029】

(第 3 の実施形態)

つぎに、本発明の第 3 の実施形態における複数の 1 次元情報による TD-OCT 装置を用いた光断層画像の撮像方法について説明する。 50

本実施形態における光断層画像の撮像方法は、少なくとも以下の(1)の第一の工程から(3)の第三の工程を備えている。

すなわち、

(1) 被検査物に光を入射する方向である光軸方向に関する複数の1次元像を取得する第一の予備画像取得工程と、

(2) 前記第一の予備画像取得工程の複数の画像から、所望の層の深さ方向位置情報を算出する工程と、

(3) 前記深さ方向位置情報を元に、参照ミラーを制御しながら、入射光線を走査して前記所望の層の平面画像を取得する工程と、を備えている。

【0030】

10

上記第一の工程において複数のAスキャン(1次元情報)を取得し、上記第二の工程において複数のAスキャン画像から所望の層の位置情報を算出する。

本実施形態では、上記第一の工程でAスキャンを取得するため、機械的検査を必要せず、Aスキャンが高速に取得可能なFD-OCT(Frequency Domain-OCT)を用いることが望ましい。

上記第二の工程および上記第三の工程は第1の実施形態と同様である。

【実施例】

【0031】

以下に、本発明における実施例について説明する。

【実施例1】

20

実施例1として、本発明のTD-OCT装置を眼底観察に適応する一例として、特に網膜中の色素上皮層の平面画像を取得する例について説明する。但し、本発明はこのような眼底観察に限定されるものではない。

図9に、本実施例に用いられるTD-OCT装置と、断層画像の撮像方法を実施するための工程について説明する模式図を示す。

本実施例において、まず、光源901により出射した光が、単一モード光ファイバ902により導光され、ファイバ端より出射した光はコリメートレンズ903によって平行光に変換され、分割光学系905により参照光906と信号光907に分割される。

光源はSLD(Super Luminescent Diode)であり、中心波長が840nmであり、波長幅は約50nmである。

30

参照光906は、周波数シフター937によって、その光周波数がfだけシフトされた後、参照ミラー911-1および911-2により反射され、反射ミラー911-3によって合成光学系938に導かれる。

【0032】

ここで、参照ミラー911-1および911-2の位置は光路長が所定の長さとなるように、位置駆動装置912および932によって制御される。

912が25mmストロークのリニアモータステージであり、932はストローク1mmのボイスコイルモータである。

信号光907は、導光分割光学系940へ入射された後、被検査物である眼924に対する被検光学系に導かれる。

40

この被検光学系は、導光分割光学系940、光走査光学系908、走査レンズ909-1、眼用レンズ909-2により形成されている。

【0033】

また、眼用レンズ909-2はフォーカス位置駆動装置910により、入射光の光軸方向に駆動される。光走査光学系908は、光軸に対して2直交方向の傾斜角を持たせるように信号光の主光線を傾斜させる作用を持つ。

これにより、走査レンズ909-1、眼用レンズ909-2を通過した光束が眼の瞳(虹彩)上で角度走査される。

この結果、眼の光学作用によって、眼底観察対象部位941に眼底上の光軸方向(深さ方向)に対して垂直面(x-y面)内を走査するように構成した。

50

眼底観察対象部位 941 からの反射光や後方散乱光のうち、眼底観察対象部位 941 に入射したときと略同一の光路を通って入射光と逆方向に進行する光は、導光分割光学系 940 によって、その一部が合成光学系 938 へ導かれる。

【0034】

次に、合成光学系 938 により参照光と信号光とが合成され、複素振幅として加算された合成振幅を持つ干渉光 939-1 および 939-2 の一部は、集光光学系 914-1 および 914-2 に入射する。

そして、単一モード光ファイバに光結合され、ファイバのモードと一致した成分が選択され、ファイバ内を伝播し、光電変換検出器 915 に入射する。

さらに、電気信号に変換されて、OCT 处理装置 916 へと伝えられる。 10

ここで、ファイバのモードと一致した成分とは、眼底観察部位 941 上の点からの発散光と共に役な共焦点成分である。

参照光と信号光との干渉光の複素振幅として加算された合成振幅は、周波数シフター 937 によって生じた周波数差 f を搬送波周波数として持つヘテロダイン干渉の振幅をもつ。

ここで、ヘテロダイン干渉による波は、周波数 f で振幅絶対値が時間的に振動するものである。

さらに、この合成振幅の振幅絶対値の時間的振動は逆位相となることが知られている。こうして、いわゆる T D - O C T 法により検知対象物の深さ方向に関して、個々の焦点位置における C スキャン像（深さ方向を z 軸方向とした場合それに交差する x y 面内方向の画像）を取得することができる。 20

【0035】

つぎに、本実施例における光断層画像の撮像方法による平面画像を取得するフローについて説明する。

図 10 に、本実施例における 3 次元平面を予測して算出する工程を説明する模式図を示す。

まず、所望の層が含まれる領域 1026 の B スキャン画像を取得する。

参照経路の位置駆動装置 912 を走査させつつ、光走査光学系 908 を図中 x 方向に走査するように制御し、第一の B スキャン画像 1027 を取得する。 30

次に、参照経路の位置駆動装置 912 を走査させつつ、光走査光学系 908 を図中 y 方向に走査するように制御し、第一の B スキャン画像 1027 と直交する断面を表す、第二の B スキャン画像 1028 を取得する。

第一の B スキャン画像 1027 は網膜断層を表しており、その中に所望の層である色素上皮層 1029 が存在している。

同様に第二の B スキャン画像 1028 にも所望の層である色素上皮層 1030 が存在している。

【0036】

第一の B スキャン画像 1027 から、画像処理によって色素上皮層 1029 の 2 次元配置を算出する。

一般的に色素上皮層は網膜中で一番反射率が高いので、例えば、 z 方向で輝度の高い領域を抽出することによって色素上皮層の配置は算出可能である。 40

同様に第二の B スキャン画像 1028 から色素上皮層 1030 の 2 次元配置を算出する。得られた直交する色素上皮の 2 次元配置から、色素上皮の 3 次元位置情報を予測し、色素上皮層を示す平面 1031 を得る。

この平面 1031 に干渉位置が来るよう、微動ステージ 932 を制御しつつ、光走査光学系 908 を走査して、平面 1031 の C スキャン画像を取得する。得られた画像は、画像全体が色素上皮層の平面を表している。

【0037】

[実施例 2]

実施例 2 として、本発明の T D - O C T 装置を眼底観察に適応する実施例 1 とは異なる 50

例として、被検眼である網膜組織中の色素上皮層の平面画像を取得する例について説明する。

なお、本実施例において、色素上皮層の3次元情報を算出する際に取得するBスキャン画像が、略平行している以外は、実施例1と同様の構成である。

本実施例では、実施例1と同様に図9のような装置を用いて、網膜の断層像を取得する。

【0038】

以下に、上記網膜の断層像を取得する際のフローについて説明する。

図11に、本実施例における3次元平面を予測して算出する工程を説明する模式図を示す。本実施例においては、まず、所望の層が含まれる領域1126のBスキャン画像を取得する。

10

参照経路の位置駆動装置912を走査させつつ、光走査光学系908を図中x方向に走査するように制御し、第一のBスキャン画像1127を取得する。

次に、光走査光学系908を図中y方向に走査して固定し、参照経路の位置駆動装置912を走査させつつ、光走査光学系908を図中x方向に走査するように制御し、第一のBスキャン画像1127と平行する第二のBスキャン画像1142を取得する。

同様に、光走査光学系908を図中y方向に先程と逆方向に走査して固定し、位置駆動装置912を走査させつつ、光走査光学系908を図中x方向に走査して、第一のBスキャン画像1127と平行する第二のBスキャン画像1143を取得する。

【0039】

これらにより、略平行する3枚のBスキャンによる画像が取得できる。

20

3枚のBスキャン画像1127、1142、1143には色素上皮層1130、1144、1145が描画されている。

これら色素上皮層の位置情報を画像解析によって、抽出する。

得られた位置情報から、1131のような色素上皮層の3次元位置情報を予測算出する。

この位置情報を元に、実施例1と同様に平面1131のCスキャン画像を取得する。

【0040】

【実施例3】

実施例3として、本発明のTD-OCT装置を眼底観察に適応する上記各実施例とは異なる例として、被検眼である網膜組織中の色素上皮層の平面画像を取得する例について説明する。

30

本実施例においては、色素上皮層の3次元情報を算出する際に複数のAスキャンから算出する。

その手法は実施例1と同様でも可能であるが、Aスキャンの取得速度が速いFD-OCTで構成しても良い。

本実施例では、実施例1と同様に図9のようなTD-OCT装置を用いて、網膜の断層像を取得する。

【0041】

以下に、上記網膜の断層像を取得する際のフローについて説明する。

図12に、本実施例における3次元平面を予測して算出する工程を説明する模式図を示す。本実施例においては、まず、所望の層が含まれる領域1226に対して、複数のサンプリング点を指定する。

40

サンプリング点の位置は任意であるが、例えば図の1246-1~9までで示している、XおよびY方向に均等な9箇所を指定すればよい。

上記のように指定したサンプリング点のうちの一点に信号光が入射するように、光走査光学系908を制御する。例えば1246-1の位置に制御する。

この位置で光走査光学系908を固定し、参照経路の位置駆動装置912を走査させて1246-1の位置のAスキャン画像を取得する。

本実施例では参照経路の位置駆動装置912を走査させてAスキャンを取得したが、FD-OCTで構成する場合には、参照経路の制御は必要なく、Aスキャンの情報が一括で取得可能である。

50

【0042】

次に、例えば1246-2の位置に光走査光学系908を固定し、参照経路の位置駆動装置912を走査させて1246-2の位置のAスキャン画像を取得する。

同様にして1246-1から1246-9の位置におけるAスキャン画像を取得する。取得したAスキャン画像の例を図12(b)に示す。

各Aスキャン画像には、色素上皮層1230の信号が含まれているので、画像処理によって、色素上皮層の位置情報を抽出する。

各サンプリング点における色素上皮層の位置から、1231のような色素上皮層の3次元位置情報を予測算出する。この位置情報を元に、実施例1と同様に平面1231のCスキャン画像を取得する。

10

【0043】

[実施例4]

実施例4として、本発明のTD-OCT装置を眼底観察に適応する上記各実施例とは異なる例として、被検眼である網膜組織中の色素上皮層の平面画像を取得する例について説明する。

本実施例においては、取得する平面を制御する方法が、入射瞳の位置制御によって行う以外は、実施例1と同様である。

図13に、本実施例において用いられるTD-OCT装置(タイムドメイン方式)による光断層画像撮像装置と、断層画像の撮像方法を実施するための工程について説明する模式図を示す。

20

【0044】

本実施例では、図13に示される装置を用いて、つぎのように網膜の断層像を取得する。

まず、光源1301により出射した光が、単一モード光ファイバ1302-1により導光され、

ファイバーカプラー1348によって信号光と参照光に分割される。光源はSLD(Super Luminescent Diode)であり、中心波長が840nmであり、波長幅は約50nmである。ファイバーカプラー1348によって分割された信号光は、単一モード光ファイバ1302-2によりファイバーカプラー1349に導光される。

さらに、ファイバーカプラー1349を通してコリメートレンズ1314によって平行光に変換される。

参照光は、単一モード光ファイバ1302-3により導光され、コリメータレンズ1351を通して平行光となって出射される。

参照光1306は、周波数シフター1337によって、その光周波数がfだけシフトされた後、参照ミラー1311-1および1311-2により反射され、反射ミラー1311-3によってコリメータ1314-2に導かれる。

ここで、参照ミラー1311-1および1311-2の位置は光路長が所定の長さとなるように、位置駆動装置1312によって制御される。

30

【0045】

信号光1307は、被検査物である眼1324に対する被検光学系に導かれる。ここで、被検光学系とは、導光分割光学系、光走査光学系1308、走査レンズ1309-1、眼用レンズ1309-2により形成されている。

また、眼用レンズ1309-2はフォーカス位置駆動装置1310により、入射光の光軸方向に駆動される。

光走査光学系1308は、光軸に対して2直交方向の傾斜角を持たせるように信号光の主光線を傾斜させる作用を持つ。

これにより、走査レンズ1309-1、眼用レンズ1309-2を通過した光束が眼の瞳(虹彩)上で角度走査される。

この結果、眼の光学作用によって、眼底観察対象部位1341に眼底上の光軸方向(深さ方向)に対して垂直面(x-y面)内を走査するように構成した。

40

50

眼底観察対象部位 1341 からの反射光や後方散乱光のうち、眼底観察対象部位 1341 に入射したときと略同一の光路を通って入射光と逆方向に進行する光は、導光分割光学系によって、その一部がコリメータ 1314-1 へと導かれる。第 1 の実施例と違う点として、コリメータ 1314-1 の瞳位置を制御する瞳位置制御手段 1347 を具備している。

1347 はリニアモータステージのようなものでも良いし、より高速に動作するボイスコイルモータで構成してもよい。

瞳位置制御手段 1347 を左右に移動させることによって、図 8 で示したように、眼底上で走査される平面の傾きが制御できる。

コリメータ 1314-1 によって集光された信号光と、コリメータ 1314-2 によって集光された参照光は、ファイバーカプラー 1350 によって合波されて、光電変換検出器 1315 によって干渉光が電気信号に変換される。

電気信号は OCT 处理装置 1316 へと伝えられる。

【0046】

参照光と信号光との干渉光の複素振幅として加算された合成振幅は、周波数シフタ 1337 によって生じた周波数差 f を搬送波周波数として持つヘテロダイン干渉の振幅をもつ。

ここで、ヘテロダイン干渉による波は、周波数 f で振幅絶対値が時間的に振動するものである。

さらに、この合成振幅の振幅絶対値の時間的振動は逆位相となることが知られている。

こうして、いわゆる TD-OCT 法により検知対象物の深さ方向に関して、個々の焦点位置における C スキャン像（深さ方向を z 軸方向とした場合それに交差する x y 面内方向の画像）を取得することができる。

処理のフローは実施例 1 と同様である。

実施例 1 と同様の処理で第一の B スキャン画像と第二の B スキャン画像を取得し、そこから、色素上皮層の 3 次元平面情報を予測算出する。

算出した 3 次元平面情報を元に、検出瞳制御手段 1347 を制御しつつ光走査光学系 1308 を走査して、図 10 (c) における平面 1031 の C スキャン画像を取得する。

平面 1031 における各測定位置における傾きに合わせて、瞳制御手段 1347 によって測定面を制御し、湾曲した平面 1031 を連続して撮影する。

また、同時に位置駆動装置 1312 を制御することによって、より正確に所望平面を測定することが可能となる。

【0047】

[実施例 5]

次に、実施例 5 について説明する。

本実施例においては、例えば、パイプのような単純な 3 次元形状の物体を測定する際に、単一の B スキャンで所望の層の位置情報を予測可能な例について説明する。

実施例 1 と同様に図 9 のような装置を用いて、網膜の断層像を取得する。

【0048】

以下に、上記網膜の断層像を取得する際のフローについて説明する。

図 14 に、本実施例における 3 次元平面を予測して算出する工程を説明する模式図を示す。

まず、所望の層が含まれる領域 1426 の B スキャン画像を取得する。

参照経路の位置駆動装置 912 を走査させつつ、光走査光学系 908 を図中 x 方向に走査するように制御し、第一の B スキャン画像 1427 を取得する。

この B スキャン画像 1427 には所望の層 1430 が描画されている。この所望の層の位置情報を画像解析によって抽出する。

【0049】

本実施例においては、深さ方向の位置が Y の位置によって変化しないので、層 1430 の位置情報をのみで、1431 のような 3 次元位置情報を算出可能である。

10

20

30

40

50

一例としては、層 1 4 3 0 を関数にフィッティングして $Z = X^2$ を得た場合には、取得する平面も $Z = X^2$ で示すことが出来る。

この位置情報を元に、実施例 1 と同様に平面 1 4 3 1 の C スキャン画像を取得する。

【図面の簡単な説明】

【0 0 5 0】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態において用いられる TD - OCT 装置と、断層画像の撮像方法を実施するための工程について説明する模式図。

【図 2】従来例における TD - OCT 装置の構成を説明する模式図。

【図 3】従来例の TD - OCT 装置における A スキャン、B スキャン、C スキャンについて説明する模式図。 10

【図 4】従来例における SD - OCT 装置の構成を説明する模式図。

【図 5】本発明の第 1 の実施形態における TD - OCT 装置を眼球測定に用いた場合の光線経路を示す模式図。

【図 6】本発明の第 1 の実施形態における 3 次元平面を予測して算出する工程を説明する模式図。

【図 7】本発明の第 1 の実施形態における TD - OCT 装置の参照経路の制御手段の一例を示す模式図。

【図 8】本発明の第 1 の実施形態における参照ミラー制御による取得平面の制御以外の方法として、入射瞳の位置制御による方法について説明する模式図。

【図 9】本発明の実施例 1 において用いられる TD - OCT 装置と、断層画像の撮像方法を実施するための工程について説明する模式図。 20

【図 10】本発明の実施例 1 における 3 次元平面を予測して算出する工程を説明する模式図。

【図 11】本発明の実施例 2 における 3 次元平面を予測して算出する工程を説明する模式図。

【図 12】本発明の実施例 3 における 3 次元平面を予測して算出する工程を説明する模式図。

【図 13】本発明の実施例 4 において用いられる TD - OCT 装置と、断層画像の撮像方法を実施するための工程について説明する模式図。

【図 14】本発明の実施例 5 における 3 次元平面を予測して算出する工程を説明する模式図。 30

【符号の説明】

【0 0 5 1】

1 0 1、9 0 1、1 3 0 1：光源

1 0 2、9 0 2、1 3 0 2：光ファイバー

1 0 3、9 0 3：コリメータ

1 0 4、9 0 4：平行ビーム

1 0 5、9 0 5：光分割手段

1 0 6、7 0 6、9 0 6、1 3 0 6：参照光

1 0 7、5 0 7、9 0 7、1 3 0 7：信号光

1 0 8、5 0 8、9 0 8、1 3 0 8：光走査光学系

1 0 9、5 0 9、9 0 9、1 3 0 9：接眼光学系

1 1 0、5 1 0、9 1 0、1 3 1 0：フォーカス用ステージ

1 1 1、7 1 1、9 1 1、1 3 1 1：参照ミラー

1 1 2、9 1 2、1 3 1 2：参照ミラーステージ

1 1 3：干渉光

1 1 4、9 1 4、1 3 1 4：コリメータ

1 1 5、9 1 5、1 3 1 5：光検出器

1 1 6、9 1 6、1 3 1 6：OCT 处理装置

1 2 4、5 2 4、8 2 4、9 2 4、1 3 2 4：被検査物（眼）

525: 角膜

526、626、1026、1126、1226、1426: 検査領域(網膜)

627、1027、1127、1427: 断層像

628、1028: 断層像

629、1029: 層(色素上皮層)

630、1030、1130、1430: 層(色素上皮層)

631、1031、1431: 平面

732、932: 微動高速ステージ

833: 光線

834: 光線

835: 測定面

836: 測定面

937、1337: 周波数シフター

938: 合成光学系

939: 干渉光

941: 眼底観察部位

1142、1143: Bスキャン画像

1144、1145: 色素上皮層

1246: Aスキャン

1347: 検出瞳制御手段

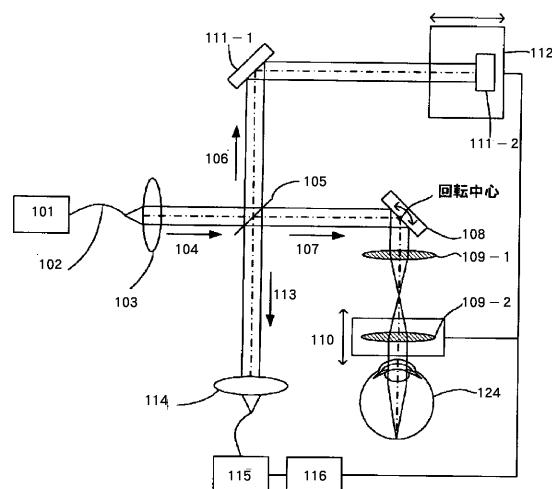
1348、1349、1350: ファイバーカラー

1351: コリメータ

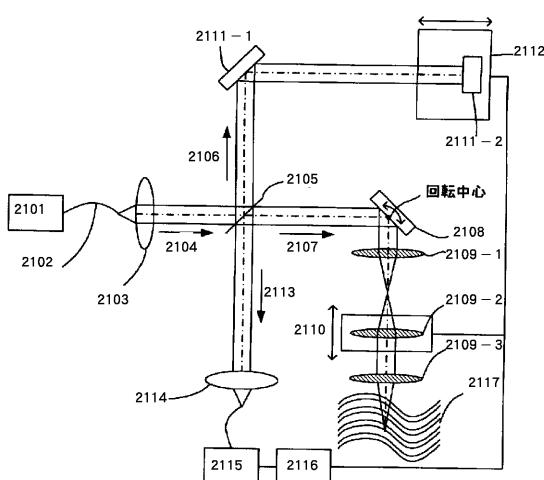
10

20

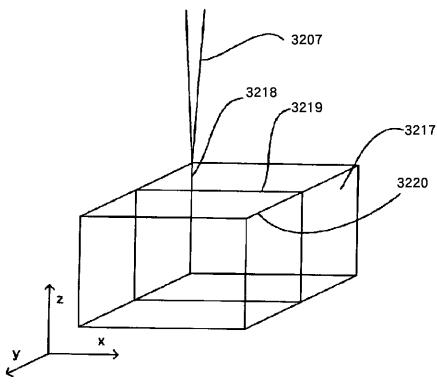
【図1】



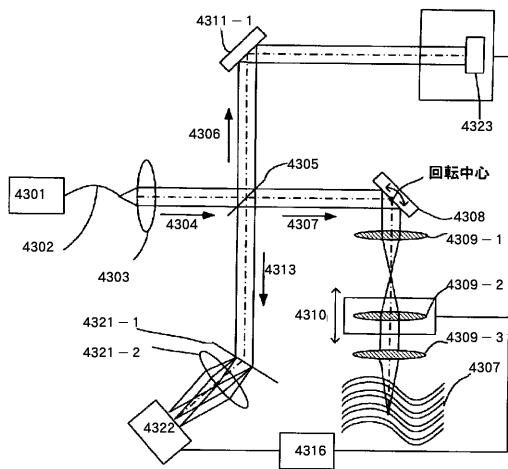
【図2】



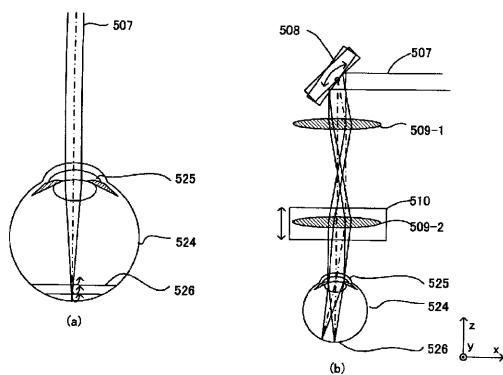
【図3】



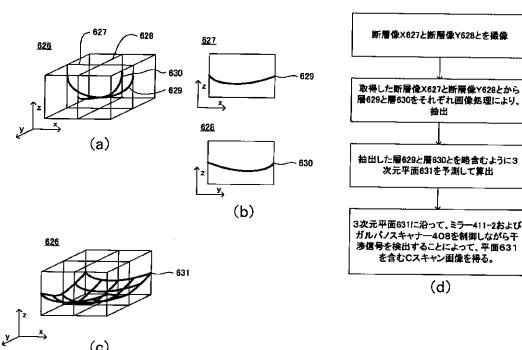
【図4】



【図5】

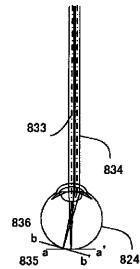
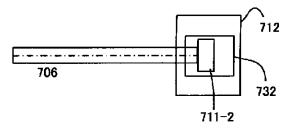


【図6】



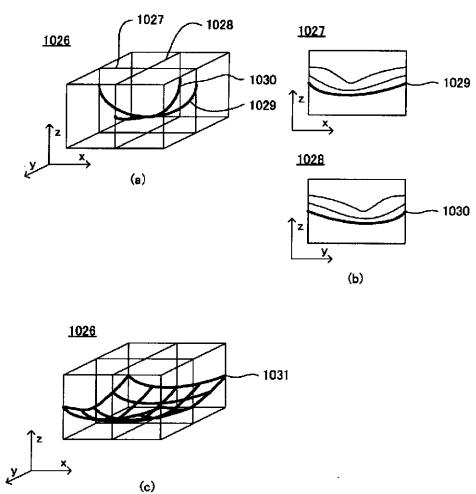
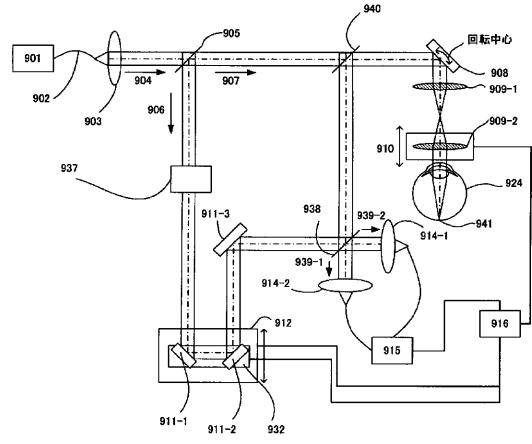
【图7】

【 义 8 】

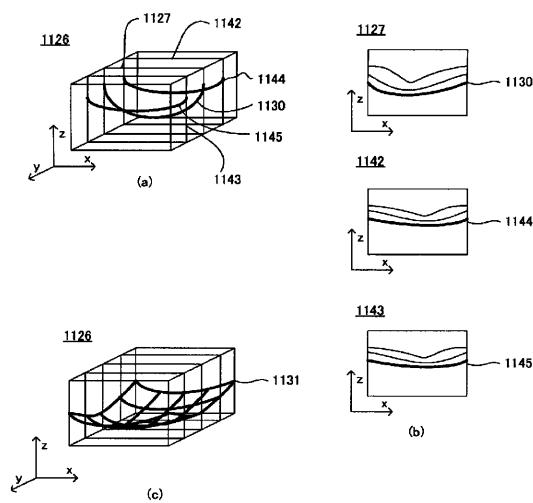


【 四 9 】

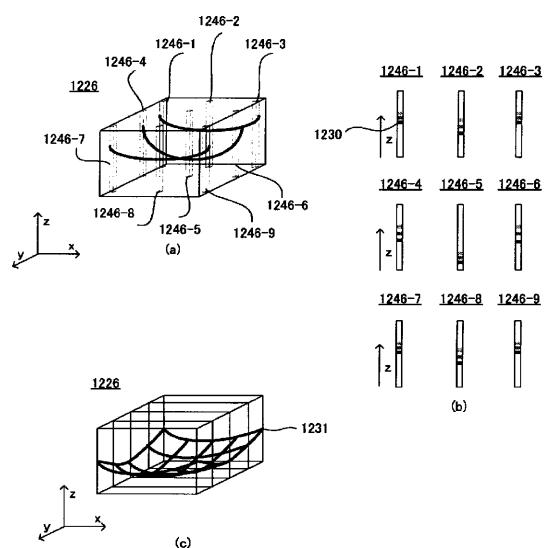
【図10】



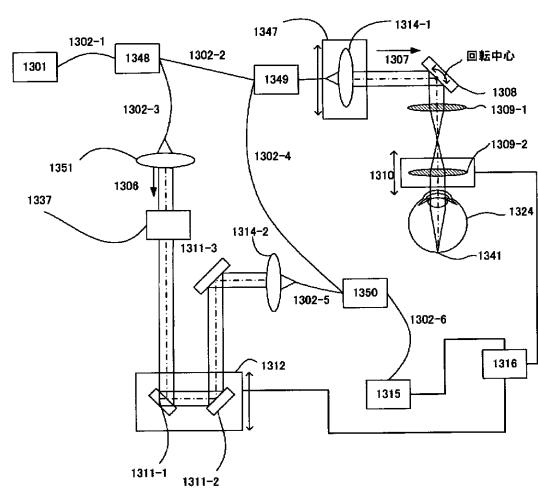
【図11】



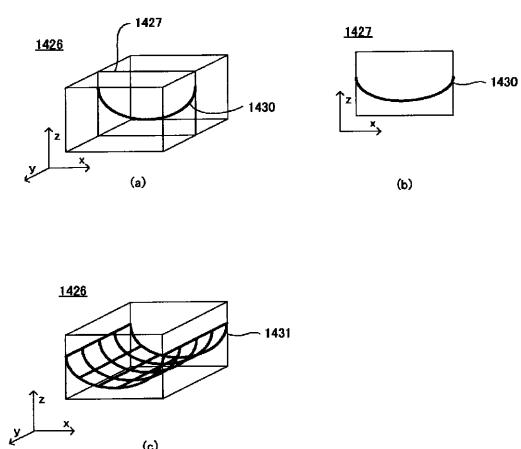
【 図 1 2 】



【図13】



【図14】



フロントページの続き

(72)発明者 廣瀬 太

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 片山 昭宏

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 波多江 進

(56)参考文献 特開2008-154939(JP, A)

特開平10-267631(JP, A)

国際公開第2007/084748(WO, A2)

特開2007-130403(JP, A)

特開2008-209166(JP, A)

特許第5483873(JP, B2)

特開2008-86414(JP, A)

特表2008-509403(JP, A)

田中 優 他, 放射状断面画像からの眼底ボリュームデータの高精度再構成手法, MIRU 2007 第10

回 画像の認識・理解シンポジウム 論文集, 2007年 7月30日, pp.487-492

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 01 N 21/17 - 21/61

A 61 B 3/10 - 3/16

A 61 B 10/00

J S T P l u s / J M E D P l u s / J S T 7 5 8 0 (J D r e a m I I I)