

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5602363号  
(P5602363)

(45) 発行日 平成26年10月8日(2014.10.8)

(24) 登録日 平成26年8月29日(2014.8.29)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10 R
A 6 1 B 3/12 (2006.01)	A 6 1 B 3/12 E
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	G 0 1 N 21/17 6 2 5

請求項の数 18 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2008-334530 (P2008-334530)
(22) 出願日	平成20年12月26日 (2008.12.26)
(65) 公開番号	特開2010-154935 (P2010-154935A)
(43) 公開日	平成22年7月15日 (2010.7.15)
審査請求日	平成23年12月15日 (2011.12.15)

(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	100085006 弁理士 世良 和信
(74) 代理人	100100549 弁理士 川口 嘉之
(74) 代理人	100106622 弁理士 和久田 純一
(74) 代理人	100131532 弁理士 坂井 浩一郎
(74) 代理人	100125357 弁理士 中村 剛
(74) 代理人	100131392 弁理士 丹羽 武司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】光干渉断層撮像装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

信号光を照射した検査対象物からの戻り光と、該信号光に対応する参照光との光干渉信号に基づいて該検査対象物の光干渉断層画像を取得する光干渉断層撮像装置であって、

前記検査対象物における所定の部位に対して前記信号光の照射方向の深部側に位置する深部側領域の光干渉信号に基づいて、前記所定の部位の分光情報を取得する処理手段を有することを特徴とする光干渉断層撮像装置。

## 【請求項 2】

前記検査対象物は、被検眼であり、

前記所定の部位は、前記被検眼における血管であり、

前記深部側領域は、前記血管における前記信号光の減光に基づく影領域である、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の光干渉断層撮像装置。

## 【請求項 3】

前記処理手段は、前記信号光の分光スペクトルにより規格化された前記影領域から得られる光干渉信号の分光スペクトルに基づいて、前記血管の分光情報を取得する、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の光干渉断層撮像装置。

## 【請求項 4】

前記処理手段は、前記血管および前記影領域から得られる光干渉信号の分光スペクトルにより規格化された前記影領域から得られる光干渉信号の分光スペクトルに基づいて、前記血管の分光情報を取得する、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の光干渉断層撮像装置。

**【請求項 5】**

前記検査対象物は眼底である、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の光干渉断層撮像装置。

**【請求項 6】**

前記所定の部位は、前記眼底における血管であり、

前記深部側領域は、前記血管における前記信号光の減光に基づく影領域である、

ことを特徴とする請求項 5 に記載の光干渉断層撮像装置。

**【請求項 7】**

前記所定の部位に関する情報を入力する入力手段と、

前記所定の部位の位置を示す表示形態と、当該所定の部位の分光情報を示す表示形態とを表示手段に表示させる表示制御手段と、

を有することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれかの項に記載の光干渉断層撮像装置。

。

**【請求項 8】**

前記表示制御手段は、

前記光干渉断層画像を前記表示手段に表示させ、

前記所定の部位の位置を示す表示形態と、当該所定の部位の分光情報を示す表示形態とを、前記光干渉断層画像上に重ねて表示させることを特徴とする請求項 7 に記載の光干渉断層撮像装置。

20

**【請求項 9】**

前記深部側領域は、前記所定の部位に接した領域であることを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれかの項に記載の光干渉断層撮像装置。

**【請求項 10】**

前記深部側領域は、前記検査対象物のうち光干渉断層画像として画像化する最深部を含むことを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれかの項に記載の光干渉断層撮像装置。

**【請求項 11】**

光干渉断層画像中のどの部位を前記所定の部位として分光情報を計算するかを判別し、分光解析部位情報として出力する分光解析部位指定手段を有することを特徴とする請求項 1 乃至 10 のいずれかの項に記載の光干渉断層撮像装置。

30

**【請求項 12】**

前記処理手段は、

前記所定の部位に対して前記深部側領域の位置と範囲を特定して深部側領域情報を出力する深部側領域計算手段と、

前記深部側領域に対応する分光情報を計算し、出力する深部側領域分光情報計算手段と、

当該深部側領域の分光情報を当該深部側領域の対応する前記所定の部位の分光情報に変換し、解析部位分光情報として出力する解析部位分光情報計算手段と、

光干渉断層画像上に前記所定の部位の分光情報を画像化して表示するための画像生成処理を行う分光画像生成手段と、

40

を備えている請求項 1 乃至 11 のいずれかの項に記載の光干渉断層撮像装置。

**【請求項 13】**

信号光を照射した検査対象物からの戻り光と、該信号光に対応する参照光との光干渉信号に基づいて得られた該検査対象物の光干渉断層画像を取得する取得手段と、

前記検査対象物における所定の部位に対して前記信号光の照射方向の深部側に位置する深部側領域の光干渉信号に基づいて、前記所定の部位の分光情報を取得する処理手段と、  
を有することを特徴とする情報処理装置。

**【請求項 14】**

前記検査対象物は眼底である、

ことを特徴とする請求項 13 に記載の情報処理装置。

50

## 【請求項 15】

信号光を照射した検査対象物からの戻り光と、該信号光に対応する参照光との光干渉信号に基づいて該検査対象物の光干渉断層画像を取得する工程と、

前記検査対象物における所定の部位に対して前記信号光の照射方向の深部側に位置する深部側領域の光干渉信号に基づいて、前記所定の部位の分光情報を取得する工程と、

を有することを特徴とする光干渉断層撮像装置の制御方法。

## 【請求項 16】

請求項 15 に記載の光干渉断層撮像装置の制御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。

## 【請求項 17】

信号光を照射した検査対象物からの戻り光と、該信号光に対応する参照光との光干渉信号に基づいて得られた該検査対象物の光干渉断層画像を取得する工程と、

前記検査対象物における所定の部位に対して前記信号光の照射方向の深部側に位置する深部側領域の光干渉信号に基づいて、前記所定の部位の分光情報を取得する工程と、

を有することを特徴とする情報処理装置の制御方法。

## 【請求項 18】

請求項 17 に記載の情報処理装置の制御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】

20

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、たとえば眼底・網膜画像を用いた疾病診断装置等に適用される光干渉断層撮像装置に関し、特に、光干渉信号情報より光干渉断層画像と共に断層分光情報を生成する光干渉断層撮像装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

近年、低コヒーレンス干渉計または白色干渉計の技術を応用した光干渉断層撮像装置が実用化されている。しばしばOCT (Optical Coherence Tomography: オプティカルコヒーレンストモグラフィー)と呼ばれるこの装置(以下、OCT装置と称する)は、特に眼科領域において、眼底の断層像を得る目的で用いられている。また、眼科以外でも、皮膚の断層観察や、内視鏡やカテーテルとして構成して消化器、循環器の壁面断層撮影等が試みられている。

## 【0003】

OCT装置においては、光源として低コヒーレンス性を要するため、高コヒーレンスのレーザ光源等に比べて、波長幅が広いスペクトルを有する。OCT装置の分解能は断層方向(縦方向)および断層に垂直な横方向の2つに分けて議論されるが、このうち断層方向の分解能は、光源の波長幅によって決まり、波長幅が広いほど断層方向の分解能は向上する、即ち、縦方向に狭い範囲がより良く描出される。

この縦分解能  $R_z$  は、光源の波長幅、あるいは厳密には光源から入射された後、システムを通じて検出される波長幅  $\lambda$  に反比例し、中心波長の2乗に比例し、

$$\text{式 1) } R_z = k_z \times (\lambda^2 / \lambda_0^2)$$

で表される。ここで  $k_z$  は 0.4 程度の定数である。

## 【0004】

実際のOCT装置における波長幅  $\lambda$  は、典型的には 20 nm ~ 200 nm 程度であり、このうち商用化されているものでは、50 nm ~ 100 nm である。これは共焦点顕微鏡、共焦点検眼鏡 (SLO: Scanning Laser Ophthalmoscope) で用いられるレーザの典型的な波長幅が 5 nm 以下であることを考えれば、かなり広帯域である。

50

## 【0005】

従って、このような広帯域光を被検体に照射して情報を得るOCT装置において、被検体の分光特性、即ち、分光反射率、分光吸収係数、散乱の分光依存性等々を同時に計測できるという期待が持たれている。

## 【0006】

このような期待に対して、所謂分光OCTと呼ばれる研究が行われ、例えば非特許文献1のような短時間フーリエ変換(STFT: Short Time Fourier Transform)を用いた方法が実証され、この種の技法を用いて特許文献1のような構成が提案されている。このような従前 の方法を用いた典型的な形態を、図15から図20を用いて以下説明する。

10

## 【0007】

図15中、光源1401により射出した光が単一モード光ファイバ1402により導光され、ファイバ光結合器1403に入射する。ファイバ光結合器1403により、ファイバ1402からの入射光は2つの出力ファイバに分岐される。一方の出力ファイバは、マッハツエンダー干渉計の信号光路である人眼底撮像光学系に接続され、他方の出力ファイバは干渉計の参照光路に接続される。

## 【0008】

信号光路においては、ファイバ端より射出した光は光サーチュレータ1404aを通過したのち、コリメートレンズ1405aによって平行光に変換され、空間を伝搬し、XYスキャナ1406に入射する。XYスキャナ1406は2次元的な反射角度制御を行う反射型の光走査装置であり、反射された信号光は走査レンズ1407と接眼レンズ1408により導光されて、人眼1409に入射する。XYスキャナ1406、走査レンズ1407、接眼レンズ1408により構成された走査光学系により、平行光である信号光は眼の光学作用を含めて、眼底観察対象部位1410に集光され、かつ、その位置は眼底上の光軸に略垂直な面上を2次元的に走査される。接眼レンズ1408により深さ方向のフォーカス位置が調整される。

20

## 【0009】

走査とフォーカスの制御は、XYスキャナ1406およびフォーカス駆動アクチュエータ1411が接続された制御・信号処理部1501によって、他の制御とあわせて統合的に行われる。眼底観察対象部位1410からの反射光、後方散乱光のうち略同一の光路を通って逆方向に進行する信号光は再びコリメートレンズ1405aを介して光サーチュレータ1404aを通過した後、ファイバ光結合器1414に入射する。

30

## 【0010】

一方、参照光はファイバ光結合器1403より分岐され、光サーチュレータ1404bを通過したのち、コリメートレンズ1405bにより平行光に変換され、光ディレイ駆動装置1413上に設置された参照光ミラー1412にてその光路を逆向きに進行するよう反射される。参照光ミラー1412の位置は光ディレイ駆動装置1413の制御を行うことによって、参照光路のトータルの光路長が信号光路を基準として所定の範囲を往復走査される。

40

## 【0011】

光ディレイ駆動装置1413は制御・信号処理部1501に接続されており、他の制御とあわせて統合的にその制御が行われる。逆向きに進行した参照光は再びコリメートレンズ1405bを介して光サーチュレータ1404bを通過した後、ファイバ光結合器1414に入射する。

## 【0012】

ファイバ光結合器1414に入射した信号光および参照光は、それぞれ50:50に分岐されて2つの光電変換ディテクタ1415へ向かう成分に分かれファイバ内を伝搬する。それぞれのファイバは単一モードファイバで構成されており、ファイバ内では信号光と参照光は同一の伝搬モードを持つため、互いに重ね合わさり、光干渉を生じる。光干渉信

50

号は光電変換ディテクタ 1415 により電気信号に変換され、制御・信号処理部 1501 へ送信される。

【0013】

次に、制御・信号処理部 1501 の構成と作用を、図 16 を用いて説明する。

【0014】

制御・信号処理部 1501 では、XYスキャナ 1406、光ディレイ駆動装置 1413、フォーカス駆動装置 1411、光電変換ディテクタ 1415 の各々を制御し、一方で角度、位置、光信号を検出した信号を受け取るドライバおよび取込部がそれぞれ具備されている。

【0015】

このうち、2つの光電変換ディテクタ 1415 からの電気信号である電圧は増幅器 1502 により差動増幅されるように電気回路が構成されており、所謂ヘテロダイン干渉計におけるバランスド検出器を構成している。これは即ち、光ディレイ駆動装置 1413 により光ディレイ長が変化することで発生する光干渉信号の干渉成分のみを増幅する一方、参照光と信号光のそれぞれの強度ゆらぎを抑圧する検出方式である。

【0016】

差動増幅により抽出された干渉成分はフィルタ・検波部 1503 により所定の周波数領域を抽出した後に、振幅検波を行い、低ノイズの光干渉振幅信号を得る。光干渉信号はデジタルサンプリング部 1504 により所定のサンプリングレートでデジタル化され、中央処理部 1505 に送信される。

10

【0017】

中央処理部 1505 では、時系列で送られてくるデジタル光干渉信号を、XYスキャナドライバ 1506 からのスキャナ位置信号・同期信号、光ディレイ駆動装置ドライバ 1507 からのディレイ位置信号・同期信号、およびフォーカス駆動ドライバ 1508 からのフォーカス位置信号と比較し、これによって、光干渉信号と眼底観察対象部位上の位置とを対応付ける。この後、所定の画素毎に光干渉信号が割り振られ、画像化が行われ、画像表示部 1509 に表示される。

20

【0018】

中央処理部 1505 においてはさらに光干渉信号から断層分光情報を計算する処理が行われる。この様子を図 17 から図 20 を用いて説明する。

30

【0019】

図 17 は、中央処理部 1505 により求められた OCT 断層画像 1601 の中で、分光画像を計算する分光情報計算画素 1602 とその周辺部 1603 について示す概要図である。図 18 には、その拡大図である (a) 図、および、分光情報計算に用いる光干渉信号 1604 との対応である (b) 図をそれぞれ示した。

【0020】

図 18 (b) 中、分光情報計算画素 1602 の z 座標  $z_1$  を含み  $z$  方向に  $z$  の幅を持つ領域をこの画素の分光情報計算に用いる。即ち、光干渉信号 1604 から当該領域に相当する部分を切り出して計算に用いるものである。このような切り出しは、図 19 (a) に示す窓関数を該当  $z$  位置である  $z_1$  に配置して、乗算することで得られる (図 19 (b) 参照)。

40

【0021】

このように切り出したものについて次にフーリエ変換を施す。切り出しを含んで、所謂、短時間フーリエ変換 (STFT) と呼ばれる演算処理である。このようにフーリエ変換された成分は、図 19 (c) に示すように、光源と光干渉信号に各光波長成分がどれだけ含まれるかを表すものである。なぜなら、光ディレイを変化させた時の光干渉信号の振動する周期は、ディレイの光路長差を光波長で規格化したもので決まっているからであり、短い波長では高周波、長い波長では低周波成分の光干渉信号が得られるためである。

【0022】

このようにフーリエ変換により、得られた各光波長成分をもとの光源スペクトルと比較

50

したものが、図19(c)に示したグラフである。この例では長波長側の3と4で減衰が生じていることが分かる。このようにある位置 $z_1$ での光スペクトルが得られるが、図20に示すように、これを画像化するために、光スペクトルの重心 $g$ を求め、单一指標にすることが可能である。この例では画素位置( $x_1, z_1$ )に対応する $g$ が示されており、このようにして他の画素( $x, z$ )についても計算を繰り返すことにより、 $x$ - $z$ 断面である所謂B-scan画像の各画素に光スペクトル重心を割り当てた画像を形成することが可能となる。このような方法によって光断層撮影において、形態画像と分光画像の双方を表示し、診断に用いる例が特許文献1に開示されている。

【特許文献1】特開2002-172117号公報

【非特許文献1】Optics Letters Vol. 25, No. 2 (2000)  
pp. 111-113

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0023】

しかしながら上述した分光OCT装置においては、断層画像中のある位置の断層分光情報を得る場合、その位置精度を上げた場合、分光情報の精度が悪くなるという課題があった。

【0024】

例えば、上述の例において、図19中、深さ位置 $z_1$ の断層分光情報は、 $z$ の幅を持つ光干渉信号を元に形成されている。代表的な分光OCTの仕様としては、光源の波長幅150nm、対応する生体中の深さ分解能、即ち深さ画素の大きさは1μm程度である。従って、本来の分光OCTとしては、 $z_1$ の位置に対して画素程度の幅 $z$ を設定して、断層分光情報を得ることが好ましい。

20

【0025】

しかしながら、一方で、深さ方向の分解能 $z$ と断層分光情報の精度には、その積に上限があることがフーリエ変換に基づく原理的な制限から分かっている。ここで、 $\lambda$ は光周波数であり、 $\lambda = c / \nu$ ( $c$ は光速度)である。

【0026】

この積は、 $z \cdot \lambda = c / 4$ として知られており、これを波長精度 $\Delta\lambda = \lambda / 4$ を用いて表し、生体中で光波長0.8μmについて計算すると、 $z \cdot \lambda$ の積に対して、約70μm·nmが上限となる。即ち、 $z$ が1μmの場合には、分光精度 $\Delta\lambda$ が70nm程度となり、150nmの光源波長幅の半分にまでその不確定性が拡大してしまう。

30

【0027】

一方、代表的な分光OCTの例で用いられているのは、 $z$ が50μmから200μm程度に設定されるものであり、この場合、分光精度 $\Delta\lambda$ は2nmを下回る精度となる。分光精度としては充分となるが、断層画像としては断層分光情報を得たい描出部分の構造、例えば毛細血管は5μmから10μmの構造であり、また細胞の染色を3次元的に見る場合にも位置精度 $z$ が足りない。

40

【0028】

このように、従前の分光OCT装置においては、微細な断層構造に対応した断層分光情報について、高い波長精度で出力可能とする装置を実現することができないという問題があった。

【0029】

本発明は、上述した問題を解決するためになされたもので、その目的とするところは、光干渉断層画像に対応した断層分光情報について高い波長精度で出力可能とする光干渉断層撮像装置を提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【0030】

上記目的を達成するために、本発明に係る光干渉断層撮像装置は、信号光を照射した検

50

査対象物からの戻り光と、該信号光に対応する参照光との光干渉信号に基づいて該検査対象物の光干渉断層画像を取得する光干渉断層撮像装置であって、前記検査対象物における所定の部位に対して前記信号光の照射方向の深部側に位置する深部側領域の光干渉信号に基づいて、前記所定の部位の分光情報を取得する処理手段を有することを特徴とする。

また、本発明に係る光干渉断層撮像装置の制御方法は、信号光を照射した検査対象物からの戻り光と、該信号光に対応する参照光との光干渉信号に基づいて該検査対象物の光干渉断層画像を取得する工程と、前記検査対象物における所定の部位に対して前記信号光の照射方向の深部側に位置する深部側領域の光干渉信号に基づいて、前記所定の部位の分光情報を取得する工程と、を有することを特徴とする。

また、本発明に係る情報処理装置は、信号光を照射した検査対象物からの戻り光と、該信号光に対応する参照光との光干渉信号に基づいて得られた該検査対象物の光干渉断層画像を取得する取得手段と、前記検査対象物における所定の部位に対して前記信号光の照射方向の深部側に位置する深部側領域の光干渉信号に基づいて、前記所定の部位の分光情報を取得する処理手段と、を有することを特徴とする。10

また、本発明に係る情報処理装置の制御方法は、信号光を照射した検査対象物からの戻り光と、該信号光に対応する参照光との光干渉信号に基づいて得られた該検査対象物の光干渉断層画像を取得する取得する工程と、前記検査対象物における所定の部位に対して前記信号光の照射方向の深部側に位置する深部側領域の光干渉信号に基づいて、前記所定の部位の分光情報を取得する工程と、を有することを特徴とする。

20

### 【発明の効果】

#### 【0031】

本発明により、光干渉断層画像に対応した断層分光情報について、高い波長精度で出力可能とする光干渉断層撮像装置が実現される。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0032】

以下に本発明を図示の実施例に基づいて詳細に説明する。

#### 【実施例1】

#### 【0033】

図1は、本発明の実施の形態に係る光干渉断層撮像装置を模式的に示す機能ブロック図である。30

#### 【0034】

この光干渉断層撮像装置は、光干渉信号を計測するOCT光干渉計測部101と、これらの情報を元に光干渉断層画像を生成する形態画像生成部102と、を有している。

#### 【0035】

OCT光学干渉計測部101は、光干渉信号情報とその付帯情報である計測位置情報（断層深さ方向およびその直交方向）が取得・生成され、出力される。すなわち、光源からの照射光を参照光と信号光に分岐し、参照光と検査対象物内に入射された各層で反射した信号光とを重ねて光干渉信号情報を得るものである。

#### 【0036】

光干渉断層撮像装置は、さらに、光干渉断層画像中の分光解析部位の位置と範囲を指定する分光解析部位指定部103と、指定された分光解析部位の断層分光情報を生成する分光情報処理部104を備えている。

分光解析部位指定部103により、その形態の中のどの部位について断層分光情報を計算するかが判別され、分光解析部位情報として出力される一方、情報記憶部111へ情報保存のため送信される。

分光情報処理部104では、分光解析部位の光照射方向深部側に位置する深部側領域である影領域の光干渉信号により分光情報計算を行い、分光解析部位の断層分光情報を生成する。

#### 【0037】

40

50

分光情報処理部 104 は、深部側領域計算手段としての影領域計算部 105 と、深部側領域分光情報計算手段としての影領域分光情報計算部 106 とを備えている。さらに、解析部位分光情報計算手段としての解析部位分光情報計算部 107 と、分光画像生成手段としての分光画像生成部 108 と、を備えている。

【0038】

分光解析部位指定部 103 から送信される分光解析部位情報、即ち、形態画像内での分光解析部位の位置と範囲を指定する情報は、先ず、影領域計算部 105 により、分光解析部位に対して深部側領域となる影領域の位置と範囲を特定して深部側領域情報としての影領域情報が出力される。

【0039】

次に、影領域分光情報計算部 106 により、影領域に対応する断層分光情報が計算され、出力される。当該影領域の断層分光情報は解析部位分光情報計算部 107 により、影の対応する元の部位の断層分光情報に適宜変換され、解析部位の断層分光情報として出力される。

【0040】

分光情報処理部 104 は、分光解析部位が複数与えられた場合には、前記処理を分光解析部位に対して繰り返し行い、部位毎の断層分光情報、即ち複数の断層分光情報を出力する。

【0041】

断層分光情報は、情報記憶部 111 に情報保存のため送信される一方、分光画像生成部 108 に送信され、光干渉断層画像上に断層分光情報を画像化して表示するための画像生成処理が行われる。THROUGH 信号である断層分光情報と、それを元に生成された分光画像情報の両者は、分光情報・分光画像合成部 109 により適宜合成された後、画像表示部 110 に送信され、ユーザの指定などに応じて適宜表示される。この分光画像情報については、画像保存として情報記憶部 111 に送信され保存される。

【0042】

以下、それぞれの手段について、より詳細に説明する。

先ず、OCT 光干渉計測部 101 について、その構成を、図 2、図 3 を用いて、より詳細に説明する。

OCT 光干渉計測部 101 は、低コヒーレント光を射出する光源 201 と、射出光を参照光と信号光に分岐するファイバ光結合器 203 と、光源 201 とファイバ光結合器 203 間を接続する光ファイバ 202 とを有している（図 2 参照）。

【0043】

図 2 中、光源 201 により射出した光は、单一モードの光ファイバ 202 により導光され、ファイバ光結合器 203 に入射する。ファイバ光結合器 203 により、ファイバ 202 からの入射光は 2 つの出力ファイバに分岐される。一方の出力ファイバは、マッハツェンダー干渉計の信号光路である人眼底撮像光学系に接続され、他方の出力ファイバは干渉計の参照光路に接続される。

【0044】

信号光路においては、光サーチュレータ 204a と、信号光を平行光とするコリメートレンズ 205a と、信号光を走査する光走査装置を構成する XY スキャナ 206、走査レンズ 207 及び接眼レンズ 208 とを備えている。

【0045】

光ファイバ 202 のファイバ端より射出した信号光は、光サーチュレータ 204a を通過したのち、コリメートレンズ 205a によって平行光に変換され、空間を伝搬し、XY スキャナ 206 に入射する。XY スキャナ 206 は 2 次元的な反射角度制御を行う反射型の光走査装置であり、反射された信号光は走査レンズ 207 と接眼レンズ 208 により、導光されて、人眼 209 に入射する。

【0046】

XY スキャナ 206、走査レンズ 207 及び接眼レンズ 208 により構成された走査光

10

20

30

40

50

学系により、平行光である信号光は眼の光学作用を含めて、眼底観察対象部位 210 に集光される。かつ、その位置は眼底上の光軸に略垂直な面上を 2 次元的に走査され、接眼レンズ 208 により深さ方向のフォーカス位置が調整される。

【0047】

走査とフォーカスの制御は、XYスキャナ 206 およびフォーカス駆動アクチュエータ 211 が接続された制御・信号処理手段 301 によって、他の制御とあわせて統合的に行われる。眼底観察対象部位 210 からの反射光、後方散乱光のうち略同一の光路を通って逆方向に進行する信号光は再びコリメートレンズ 205a を介して光サーチュレータ 204a を通過した後、ファイバ光結合器 214 に入射する。

【0048】

一方、ファイバ光結合器 203 より分岐された参照光の光路には、光サーチュレータ 204b と、参照光を平行光とするコリメートレンズ 205b と、参照光の光路を逆向きに進行するように反射する参照光ミラー 212 が設けられている。参照光ミラー 212 は光ディレイ駆動装置 213 上に設定され、光ディレイ駆動装置 213 を制御することにより、参照光路のトータルの光路長が制御可能となっている。

【0049】

参照光は、光サーチュレータ 204b を通過したのち、コリメートレンズ 205b により平行光に変換され、光ディレイ駆動装置 213 上に設置された参照光ミラー 212 にてその光路を逆向きに進行するように反射される。参照光ミラー 212 の位置は、光ディレイ駆動装置 213 の制御を行うことによって、参照光路のトータルの光路長が信号光路を基準として所定範囲を往復走査される。

【0050】

光ディレイ駆動装置 213 は、制御・信号処理手段 301 に接続されており、他の制御とあわせて統合的に行われる。逆向きに進行した参照光は、再びコリメートレンズ 205b を介して光サーチュレータ 204b を通過した後、ファイバ光結合器 214 に入射する。

【0051】

ファイバ光結合器 214 に入射した信号光および参照光は、それぞれ 50 : 50 に分岐されて 2 つの光電変換ディテクタ 215 へ向かう成分に分かれファイバ内を伝搬する。それぞれのファイバは単一モードファイバで構成されており、ファイバ内では信号光と参照光は同一の伝搬モードを持つため、互いに重ね合わざり、光干渉を生じる。光干渉信号は光電変換ディテクタ 215 により電気信号に変換され、制御・信号処理手段 301 へ送信される。

【0052】

次に、制御・信号処理部 301 の構成と作用を、図 3 を用いて説明する。

制御・信号処理部 301 では、XYスキャナ 206、光ディレイ駆動装置 213、フォーカス駆動装置 211、光電変換ディテクタ 215 の各々を制御し、一方で角度、位置、光信号を検出した信号を受け取る、ドライバおよび取込部 306、307、308 がそれぞれ具備されている。

【0053】

このうち、2 つの光電変換ディテクタ 215 からの電気信号である電圧は、増幅器 302 により差動増幅されるように電気回路が構成されており、所謂ヘテロダイン干渉計におけるバランスド検出器を構成している。これは、光ディレイ駆動装置 213 により光ディレイ長が変化することで発生する光干渉信号の干渉成分のみを増幅する一方、参照光と信号光のそれぞれの強度ゆらぎを抑圧する検出方式である。差動増幅により抽出された干渉成分は、フィルタ・検波部 303 により所定の周波数領域を抽出した後に、振幅検波を行い、低ノイズの光干渉振幅信号を得る。光干渉信号は、デジタルサンプリング部 304 により所定のサンプリングレートでデジタル化され、中央処理部 305 に送信される。

【0054】

中央処理部 305 では、時系列で送られてくるデジタル光干渉信号を XYスキャナ ドラ

10

20

30

40

50

イバ306からのスキャナ位置信号・同期信号、光ディレイ駆動装置ドライバ307からのディレイ位置信号・同期信号、および、フォーカス駆動ドライバ308からのフォーカス位置信号と比較し、これによって、光干渉信号と眼底観察対象部位上の位置とを対応付ける。

【0055】

この後、所定の画素毎に、光干渉信号が割り振られる。その結果、干渉信号情報と、その対応付けのされた付帯情報が出力される。付帯情報には、例えばXYスキャナ走査位置情報、および光ディレイ位置情報やそれを元に座標化した画素位置情報等が含まれる。

【0056】

図1の形態画像生成部102では、上記干渉信号情報と付帯情報を元に断層面の形態画像が光干渉断層画像として生成され、この形態画像情報が情報記憶部111及び分光情報・分光画像合成部109に送られる。光干渉断層画像の生成は、所定のサンプリング間隔でデジタルサンプリングされた干渉信号が、ヒルベルト変換により各サンプリング点において複素干渉信号化される。その後、振幅成分が取り出され、対数変換された後、付帯情報である位置情報と合わせて画像化される。

10

【0057】

本実施例では、光源201の波長幅は150nmであり、深さ分解能は1μm程度であるため、これを鑑みて深さ方向画素サイズは1μmである。また、走査光学系と眼の作用による眼底での光スポットサイズは5μm程度であり、走査方向の画素サイズも同様の5μmとする。当該1画素領域内に対応する複数サンプリング点の振幅値は、平均化処理されて、1画素に対応した一つの振幅値となり、これが画像となる。

20

【0058】

次に、図1の分光解析部位指定部103について、図4、図5を用いて具体的に説明する。

図4において、画像表示部110の具体的な構成であるモニタ401中の画面402内に、形態画像である光干渉断層画像403が表示され、当該画像中には網膜断層像404が描出されている。画面402には、ポインタカーソル405が表示され、ユーザがマウスあるいはタッチパッド等によりその位置を指示入力することができる。本実施例では、画像中に描出された高輝度部分である毛細血管部位406が分光解析部位であり、この毛細血管部位406について、ポインタカーソル405によりこの領域を囲うように作図し指定する。

30

【0059】

なお、高輝度部分である毛細血管部位406の下部には、深部領域である影407が低輝度部分として現れている。同様に、ユーザにより別の毛細血管部位408についても解析部位指定がなされる。

【0060】

なお、このような指定入力は、自動あるいは半自動により行うことも可能であり、さらに、手動モード、自動モード、半自動モードを切り替えることが可能である。自動モードの場合には、光干渉断層画像403の高輝度部分を自動判別したり、あるいは、単純な輝度だけでなく、その形や特徴量を元に、所謂セグメントーション技術を用いて判別して自動指定入力とすることが可能である。半自動入力モードでは、一度表示した上でユーザが確認、修正等を指定する入力が可能である。

40

【0061】

入力された解析部位指定情報は、さらに図5(b)に示すように、画素との対応付けがなされる。即ち、描画指定された領域は一般に曲線で囲まれた領域であるため、これに含まれる画素単位の領域501を、境界領域の判別を含めて、計算処理する。境界判別は単純に境界線内外での面積比を元に閾値判別するが、その他にも周囲の画素の包含関係も含めた判別を行っても良い。必要に応じてユーザが判断する半自動モードを備えても良い。

【0062】

本実施例では、図5(b)中、X方向に2画素(1画素5μm × 2画素 = 10μm)、

50

$z$  方向に 10 画素 (1 画素  $1 \mu\text{m} \times 10$  画素 =  $10 \mu\text{m}$ ) の  $10 \mu\text{m}$  四方の領域が分光解析部位 501 として判別される。

【0063】

図 1 の影領域計算部 105 では、分光解析部位 501 に対応した影領域 502 を判別し指定する。本実施例では分光解析部位 501 の直下の画素から光干渉断層画像が存在する最深部である画像領域の最下端画素までを影領域 502 として指定する。影領域の深さ範囲を図中 503 に示した。

【0064】

次に、影領域分光情報計算部 106 について、図 6 を用いてその具体的な構成を説明する。図中、窓関数乗算部 601 によりデジタルサンプリングされた干渉信号に対して、影領域深さ範囲 503 に対応した窓関数を設定し、乗算する。本実施例としては、窓関数として矩形関数を用いる、即ち、影領域深さ範囲内で値が 1、範囲外で 0 となる関数である。

【0065】

窓関数乗算後の干渉信号は、次にフーリエ変換部 602 により時間軸と光波数軸の間で変換が行われ、光波数に対する干渉振幅の複素関数が得られる。次に絶対値自乗演算部 603 により当該複素関数の絶対値の自乗が計算される。さらに、光波数と光波長の逆数関係を補正する波長情報対応付け部 604 により、光波長の関数となった分光スペクトル情報が得られる。

【0066】

図 7 (a) に、この結果である影領域分光スペクトル信号 702 を光源の分光スペクトル 701 と合わせて示した。図 5 (a) の OCT 画像中に高輝度で示される毛細血管部位 406 では、血管および血流の成分について、ある特定のピーク波長  $a$  近傍に分光反射率が高い性質を持ち、従って、影部分では反射によって失われた  $a$  近傍の光波長での強度が低くなることを示している。

【0067】

続いて、規格化部 605 により、不図示の記憶手段から光源の分光スペクトル 701 である  $S(\cdot)$  と影領域分光スペクトル 702 である  $G(\cdot)$  を入力として、 $H(\cdot) = G(\cdot) / S(\cdot)$  で定義される規格化分光スペクトル  $H(\cdot)$  が出力として得られる。これを、図中、703 として図 7 (b) に示した。

【0068】

次に、解析部位分光情報計算部 107 により、影領域分光情報から解析部位の分光スペクトルが、分光情報として計算処理により算出される。解析部位の分光スペクトル  $U(\cdot)$  は、 $U(\cdot) = 1 - H(\cdot)$  で定義され、この演算により得られる解析部位分光スペクトル 704 を、図 7 (c) に示した。

【0069】

図 7 に示した分光スペクトルでは、特徴となる波長  $a$  近傍の変化を示す波長精度は、解析部位の領域の深さ範囲では決まらず、より深さ方向に広い、影領域全体の深さ範囲で決まるため、特に網膜表面の毛細血管や細胞構造の断層分光情報を得る場合に、その精度が高まり、有用である。

【0070】

次に、図 8 により、本実施例の分光情報・分光画像合成部 109 および画像表示部 110 による合成画像の表示の例を説明する。

図 8 中、光干渉断層画像 403 中に、解析部位サイン 801 が示されている。サインは数字により判別されるものであるが、この近傍に対応する分光解析部位である毛細血管部位 406 を、ハイライトで示してある。

【0071】

当該ハイライト部近傍にポインタカーソル 405 をユーザの操作により移動すると、吹き出し 802 が新たにオーバーラップして表示される。この吹き出し 802 中に、図 7 (c) に示した断層分光情報としての解析部位分光スペクトル 704 のグラフが表示される

10

20

30

40

50

。図中には、ポインタカーソル 405 を第二の解析部位 803 近傍に移動させた異なる時のイメージも模式的に示している。その場合には、吹き出し 802 は消えており、吹き出し 804 が新たに表示され、その中に第二の解析部位 803 に対応した解析部位分光スペクトルのグラフが表示される。

【0072】

上記毛細血管部位 406 のハイライト表示、解析部位サイン 801、吹き出し 802、804 が分光画像情報で、分光画像作成部 108 にて作成される。これらの分光画像情報と断層分光情報である解析部位分光スペクトル 704 が分光情報・分光画像合成部 109 によって合成され、合成画像情報として、画像表示部 110 の光干渉断層画像の上に重ねて表示される。

10

【0073】

本発明について、例えば、眼底造影剤として、金 (Au) のナノ構造をもつ微粒子にターゲッティング機能を持たせた OCT プローブを用いることができる。金の微粒子により特定の部位の反射率を高め、OCT として当該部位が高輝度化されるようにするものである。同時にナノ構造のサイズ、形状を調製し、金属としての表面プラズモンの共振波長を予め制御することで、特定の波長近傍にピークを持つ分光反射率を得ることができる。

【0074】

サイズ、形状を変え、複数の OCT プローブを用いることにより、分光反射率の違いを通して、複数の部位を分別して描出することが可能となる。例えば、本実施例において、2 種類のプローブを用いることで異なる疾患となる部位を毛細血管近傍で見つけ、識別するために用いることが可能である。第一のプローブでは波長 a 近傍に分光反射率を高めた金ナノ構造微粒子を、第二のプローブでは波長 b 近傍に分光反射率を高めた金ナノ構造微粒子を用い、それぞれ異なるターゲッティング機能を持つ分子を所謂チオール結合により合成している。

20

【0075】

このような 2 種類のプローブを持たせた場合、例えば、図 8 に示した 2 つの部位でこのような異なるプローブによる差を検出・表示する場合には、吹き出しに現れる解析部位分光スペクトルのグラフに加えて、自動判別により推定したプローブの種類を文字により表示するとなお良い。

【0076】

30

また、図 9、図 10 に、本実施例の他の表示モードを示した。

図 9 の表示モードでは、複数の解析部位に対応した断層分光情報が画面右部にまとめて同時に示されている。即ち、第一の分光解析部位である毛細血管部位 406、第二の解析部位である毛細血管部位 408 に対応する断層分光情報 901、902 がまとめて表示される。そして、表示用カーソル 903 により、その表示位置をユーザ指定により変えることが可能となっている。このような表示モードは、特に多数の解析部位を扱う場合に有用である。

【0077】

図 10 に示した表示モードでは、断層分光情報の特徴となるピーク波長 a、b について、カラーコード表示を形態画像中の対応する解析部位に対して行っている。画面右部には、カラーコードが波長と対応付けられて表示されている。この表示モードでは、さらにピーク波長の他に重心波長を元に表示するよう、GUI 上のスイッチ 1002 により切り替えることも可能である。このような表示モードに合わせた画像が、画分光画像生成部 108 において作成される。

40

【0078】

以上述べた本実施形態の構成により、毛細血管のような微細な分光解析部位について、精度の高い断層分光情報を求め、表示することが可能な光干渉断層撮像装置が実現される。

【実施例 2】

【0079】

50

以下、本発明の実施例2を、図11および図12を用いて説明する。

本実施例2では、分光解析部位における分光スペクトルの精度をさらに高めることを目的として、前記実施例1の規格化手段による分光スペクトルの規格化を変形した例である。

【0080】

本実施例2では、分光情報処理部104において、図11中に示すように、深部側領域としての影領域502の領域判別時に、さらに加えて拡張領域1101を設定する。拡張領域1101は、影領域502に分光解析部位501を加えた範囲である。そして、次の工程である分光情報計算においては、影領域502に対する窓関数に加えて、拡張領域1101に対応する窓関数に対しても別途干渉信号に乗算処理の後、フーリエ変換および絶対値自乗処理を施し、分光スペクトル情報を得る。10

【0081】

図12中に示すように、影領域分光スペクトル情報702に加えて、拡張領域分光スペクトル情報1201が得られる。拡張領域分光スペクトル情報1201には、対象となる解析部位の高反射による成分が加算されてフーリエ分光解析されたものとなっている。解析部位の高反射と影領域の低反射は互いに相殺する成分を持つが、トータルでは高反射成分が上回るため、拡張領域分光スペクトル1201分光反射率ではピーク波長であるa近傍で他の波長よりも正側の成分が得られる。

【0082】

次に、影領域の分光スペクトル702であるG( )を、拡張領域分光スペクトル1201であるQ( )により、20

$$H( ) = G( ) / Q( )$$

で定義される規格化分光スペクトルH( )を演算により得る。

【0083】

続いて、解析部位断層分光情報である分光スペクトルU( )を、

$$U( ) = 1 - H( )$$

の演算により出力する。

【0084】

その結果は、それぞれ図12(b)、(c)に示されている。光源の分光スペクトルによる規格化に比べれば、より分光特性が強調されたスペクトルが得られる。加えて、光源からシステムを経て、解析部位までの分光特性の影響を低減することが可能となる。30

【0085】

以上、本実施例によりシステムの処理負荷は増えるものの、断層分光情報をより正確に求め、表示することが可能となる。

【他の実施例】

【0086】

本発明は、以上述べた実施例各々に記載した具体的構成に限定されるものではなく、それぞれの構成要件の一部は本発明を逸脱しない範囲で変形して用いることができるとは言うまでもない。

【0087】

例えば、実施例2において、毛細血管よりも太い血管であり、形態画像で血管壁が血流をまたいで分離して高い反射層として描出される程度の構造を分光解析部位とする場合は、図13に示すように拡張領域を設定することが好ましい。40

【0088】

これは、形態画像で分離して描出される血管1301、1302の下部を、前記実施例の高反射領域として選択し、拡張領域1101を設定するものである。このように拡張領域を設定すれば、血流による分光吸収の影響が血管壁下部の高反射領域の分光反射情報として集約的に計算に取り込まれることになる。その結果、血管壁の上部まで含めた血管全体を拡張領域に含める場合に比して、血流の持つ分光特性がより精密に得られる。

【0089】

10

20

30

40

50

このような太い血管 1301、1302 の領域指定は、手動で実施してもよいが、形態画像からの血管のセグメンテーションと、血管の太さに応じての領域指定は、自動アルゴリズムとして予め登録し、半自動又は自動処理を行うことが望ましい。

【0090】

また、前記実施例では高輝度部分を分光解析部位として選択しているが、これは低輝度部分であってもよい。この場合には、分光反射ではなく、分光吸収により、当該部分が低輝度化され、対応する影部分が形成されるため、深さ方向に広がる影部分から精度良く分光吸収スペクトルを検出する。その場合には、特定の波長近傍に強い吸収を持つ分子プローブ色素などを用いて特定の組織や細胞等をターゲティングしてもよい。

【0091】

また、前記実施例で用いる光干渉計の構成は、マッハツエンダー干渉計を用いたが、干渉計の構成としてはマイケルソン干渉計でも別の干渉計でもよい。

さらに、前記各実施例ではタイムドメイン OCT の構成を用いたが、フーリエドメイン OCT でも良い。この場合には、広く知られるように干渉信号を逆フーリエ変換等により得ることで、タイムドメイン OCT と同様の分光情報処理が可能となる。

【0092】

また、前記実施例では、ディレイラインの走査による所謂 A-scan 優先走査のタイムドメイン OCT で構成したが、外部変調器を入れた横スキャン優先タイムドメイン OCT でも良い。

【0093】

また、前記実施例では、窓関数を矩形関数として設定したが、窓関数としてはこの他、ウエーブレット窓関数、ハミング窓関数など既知のバリエーションを用いることができる。さらに、影領域に対応した窓関数を設定する場合に、影領域の干渉信号の強弱などに応じて、窓関数に深さ方向の重み付けを行ってもよく、その極限としては、窓関数で指定される影領域の深さ範囲の上端下端を可変に処理することも可能である。この場合、例えば、図 14 に示したように、影領域重み付け部 2001 を分光情報処理部 104 内に加えた構成とすればよい。

【産業上の利用可能性】

【0094】

本発明のように、微細構造に対しても高精度な断層分光情報を得る光干渉断層撮像装置は、眼科領域の診断、特に、血流とその酸素飽和度や、あるいは細胞レベルの診断、分子プローブ・造影剤を用いた診断に有用である。さらに、本発明の光干渉断層撮像装置は、皮膚、内視鏡などの生体観察並びに産業上の品質管理等を含む各種の診断装置、検査装置に広く利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0095】

【図 1】本発明の実施例 1 に係る光干渉断層撮像装置の機能ブロックを示す模式図である。

【図 2】本発明の実施例 1 に係る光干渉断層撮像装置の光学計測系構成を示す模式図である。

【図 3】図 2 の制御・信号処理部の機能ブロックを示す模式図である。

【図 4】本発明の実施例 1 に係る光干渉断層撮像装置の分光解析領域指定の様態を示す模式図である。

【図 5】本発明の実施例 1 に係る分光解析領域指定および影領域指定の様態を示す模式図である。

【図 6】本発明の実施例 1 に係る分光情報処理部の機能ブロック図を示す模式図である。

【図 7】本発明の実施例 1 に係る分光スペクトル情報の概要を示す模式図である。

【図 8】本発明の実施例 1 に係る光干渉断層撮像装置の画像表示例を示す模式図である。

【図 9】本発明の実施例 1 に係る光干渉断層撮像装置の画像表示の別の例を示す模式図である。

10

20

30

40

50

【図10】本発明の実施例1に係る光干渉断層撮像装置の画像表示のその他の例を示す模式図である。

【図11】本発明の実施例2に係る光干渉断層撮像装置の影領域、拡張領域指定を示す模式図である。

【図12】本発明の実施例2に係る分光スペクトル情報の概要を示す模式図である。

【図13】本発明の実施例2に係る血管に対する影領域、拡張領域指定の別の例を示す模式図である。

【図14】本発明の実施形態の変形例の機能ブロック図を示す模式図である。

【図15】先行技術における光干渉断層撮像装置の光学計測系の構成を示す模式図である。

【図16】先行技術における制御・信号処理部の機能ブロックを示す模式図である。

【図17】先行技術における分光解析領域指定の様態を示す模式図である。

【図18】先行技術における領域指定および対応する光干渉信号について示す模式図である。

【図19】先行技術におけるフーリエ変換と分光情報処理について概要を示す模式図である。

【符号の説明】

【0096】

101 OCT光干渉計測部

10

102 形態画像生成部

103 分光解析部位指定部

104 分光情報処理部

105 影領域計算部(深部側領域計算手段)

20

106 影領域分光情報計算部(深部側領域分光情報計算手段)

601 窓関数乗算部、602 フーリエ変換部、603 絶対値自乗演算部、

604 波長情報対応付け部、605 規格化部

107 解析部位分光情報計算部

108 分光画像生成部

109 分光情報・分光画像合成部

30

110 画像表示部

111 情報記憶部

201 光源

401 モニタ

402 画面

403 光干渉断層画像

404 網膜断層画像

405 ポインタカーソル

406, 408 毛細血管部位(分光解析部位)

407, 409 影

40

501 解析対象領域

502 影領域(深部側領域)

503 影領域深さ範囲

701 光源分光スペクトル

702 影領域分光スペクトル

703 影領域比分光スペクトル

704 分光解析部位分光スペクトル(断層分光情報)

801, 803 分光解析部位表示サイン(分光画像情報)

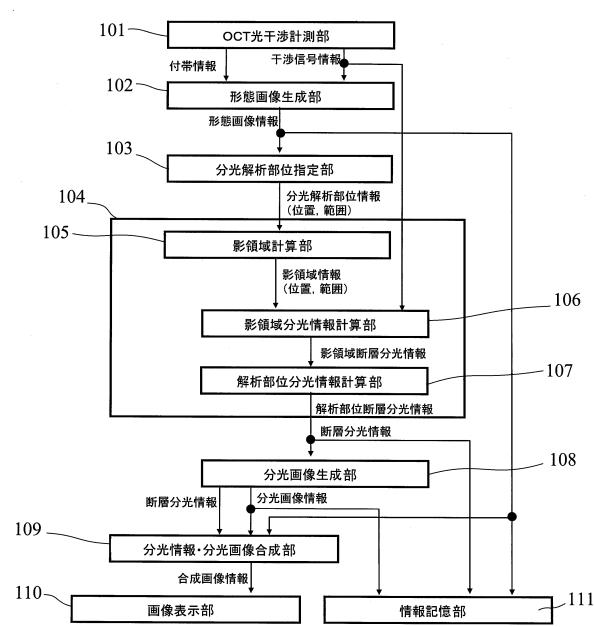
802, 804 吹き出し(分光画像情報)

901, 902 断層分光情報

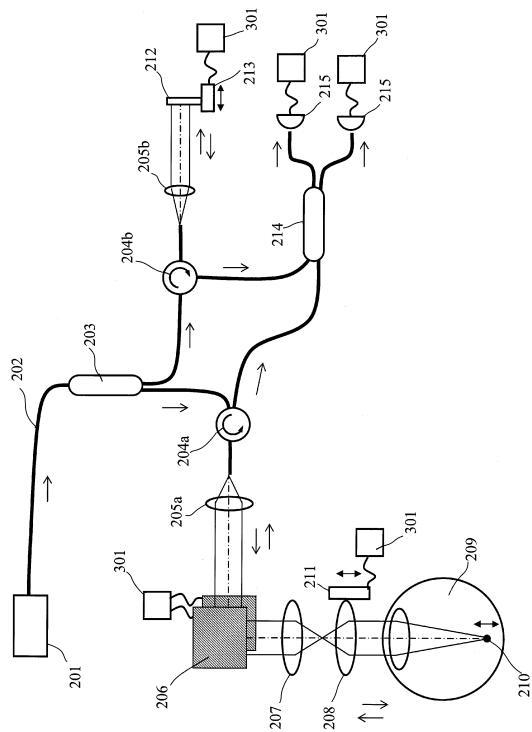
50

- 9 0 3 スライドバー  
 1 0 0 1 カラーコード表示バー  
 1 0 0 2 表示切替 G U I スイッチ  
 1 1 0 1 拡張領域  
 1 2 0 1 拡張領域分光スペクトル  
 1 2 0 2 影領域分光スペクトル  
 1 2 0 3 解析部位分光スペクトル ( 解析部位の断層分光情報 )  
 1 3 0 1 、 1 3 0 2 血管

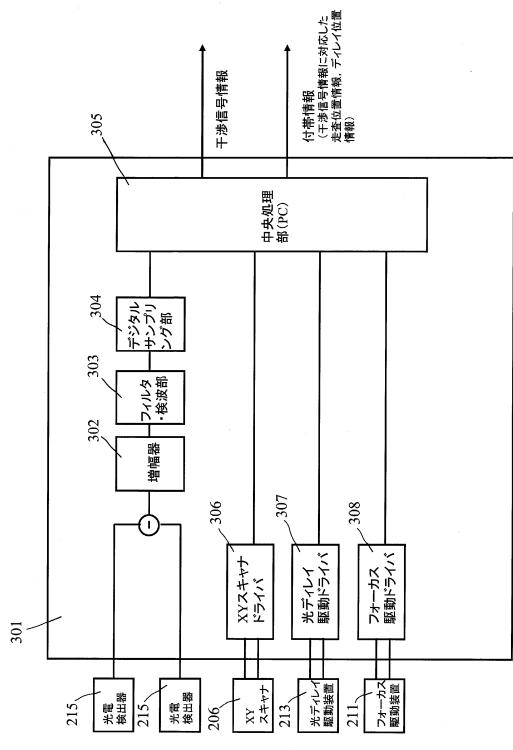
【図1】



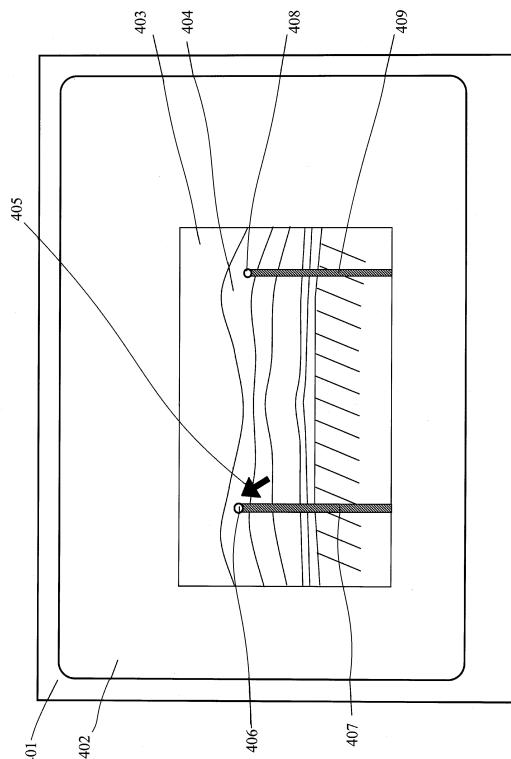
【図2】



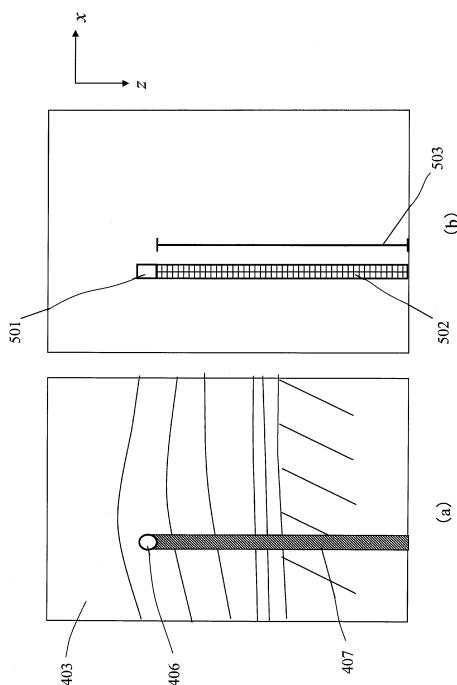
【図3】



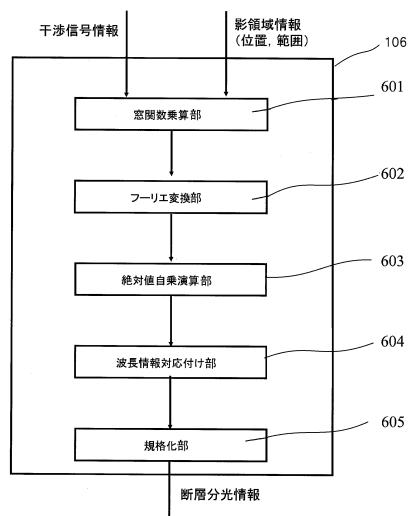
【図4】



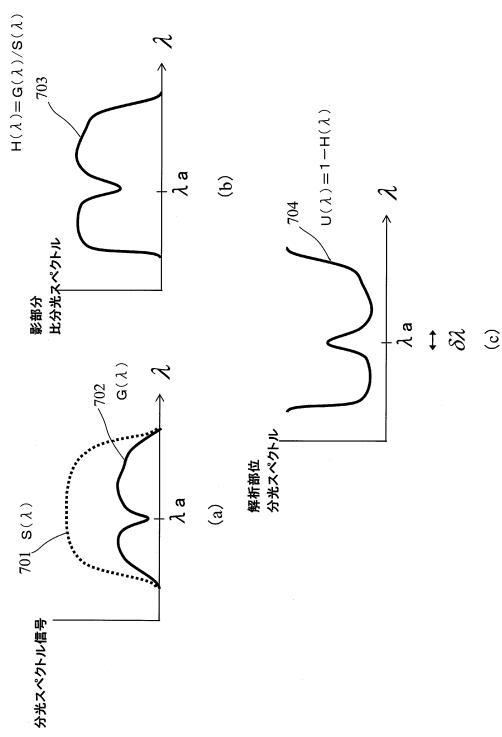
【図5】



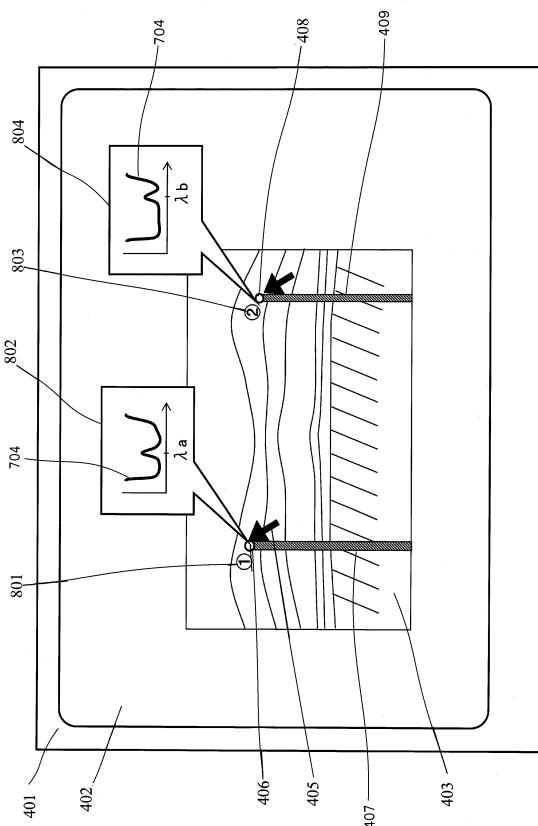
【図6】



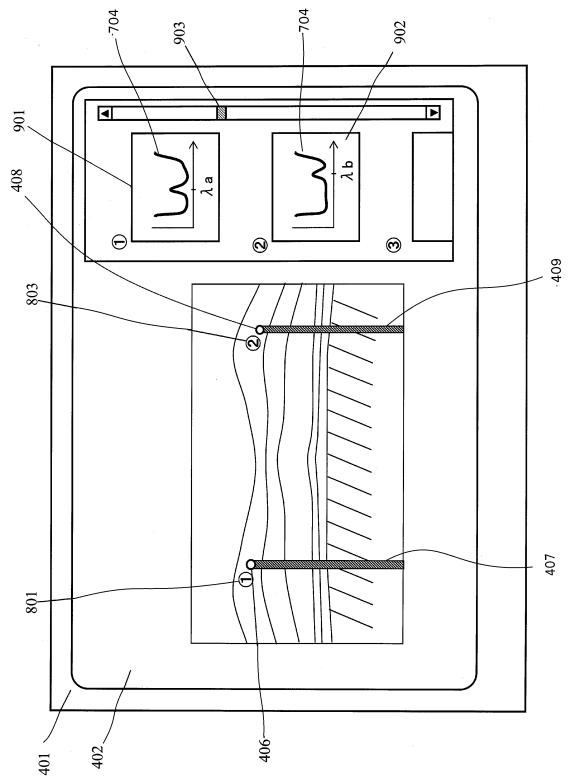
【図7】



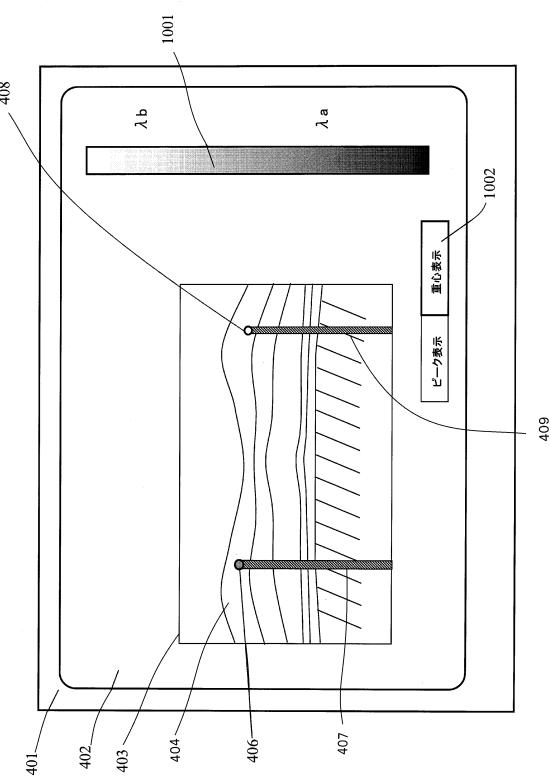
【図8】



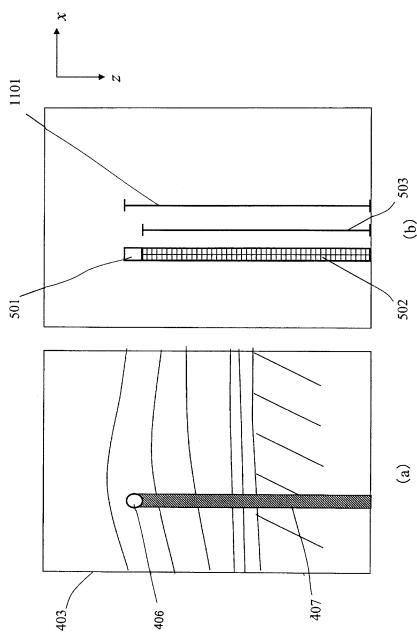
【図9】



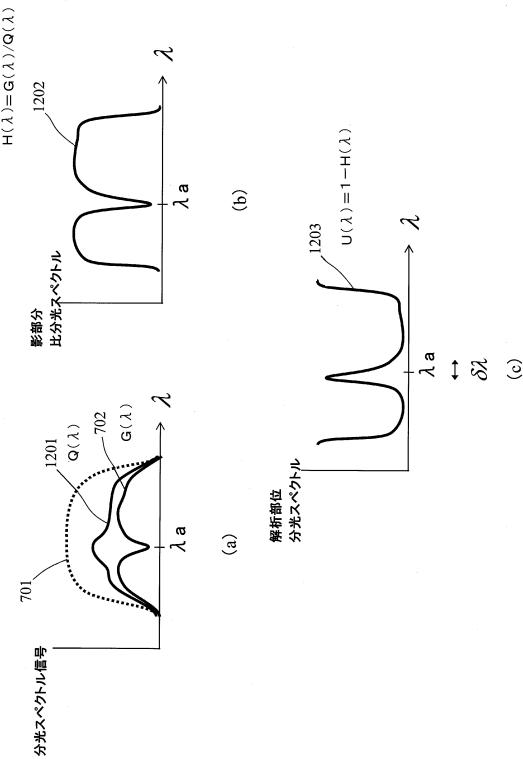
【図10】



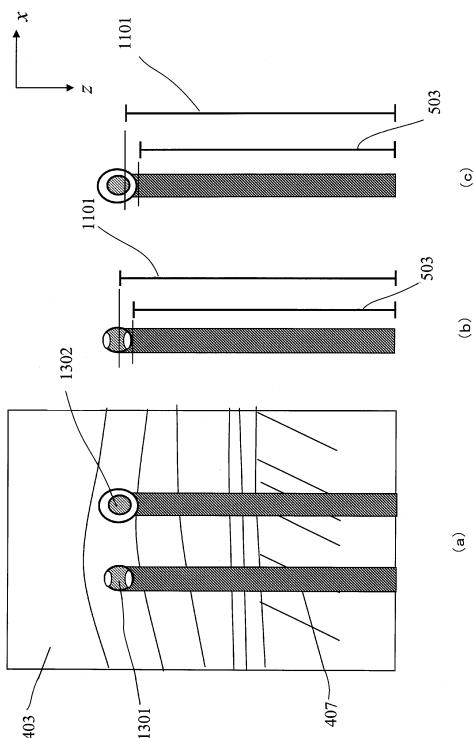
【図 1 1】



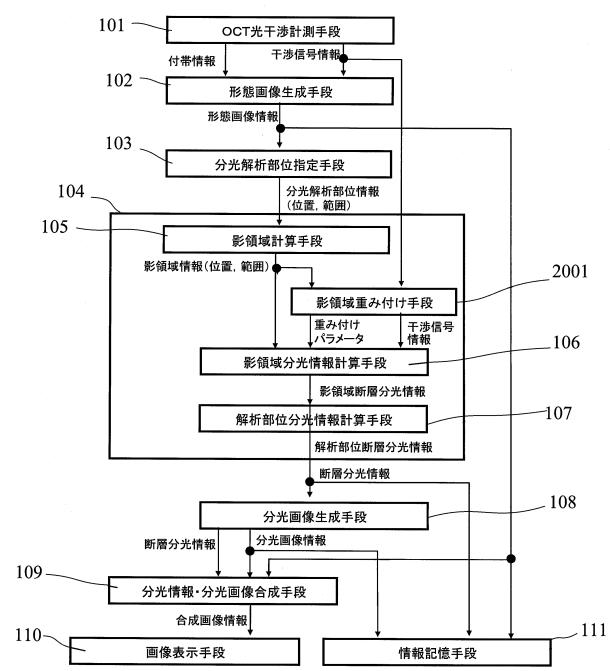
【図 1 2】



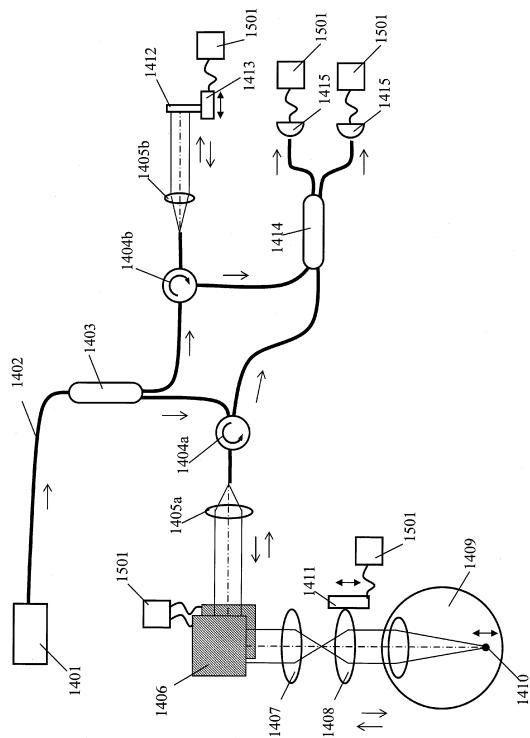
【図 1 3】



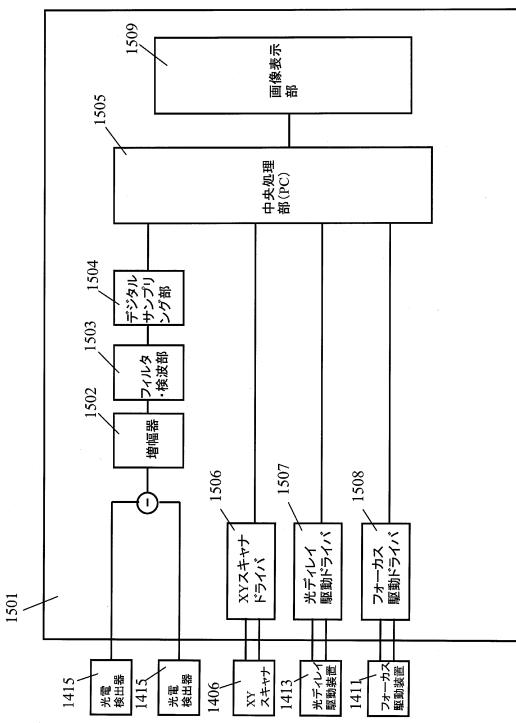
【図 1 4】



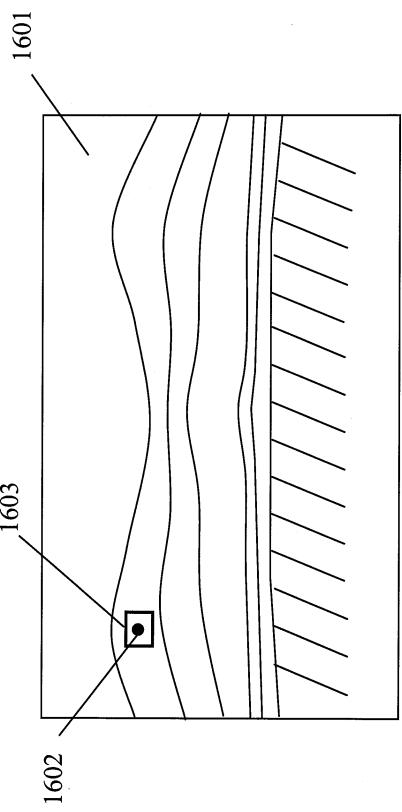
【図 15】



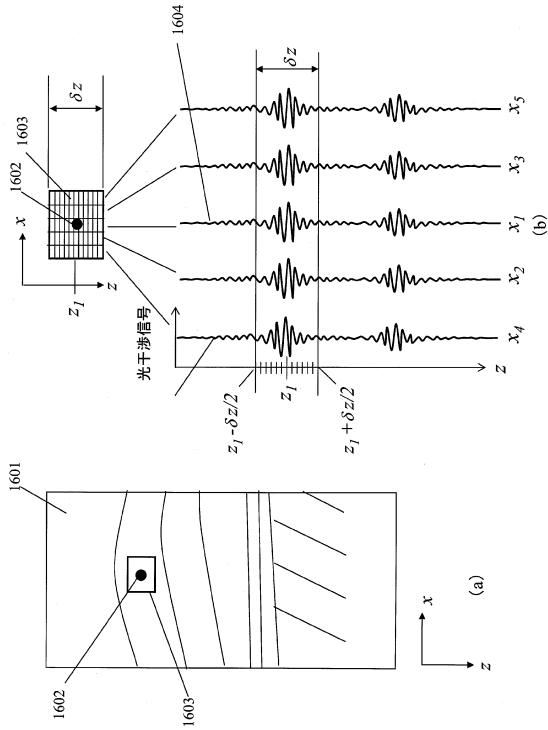
【図 16】



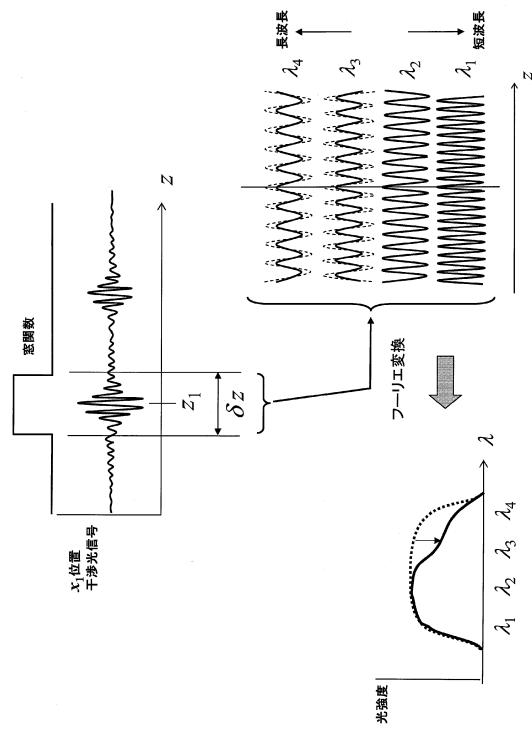
【図 17】



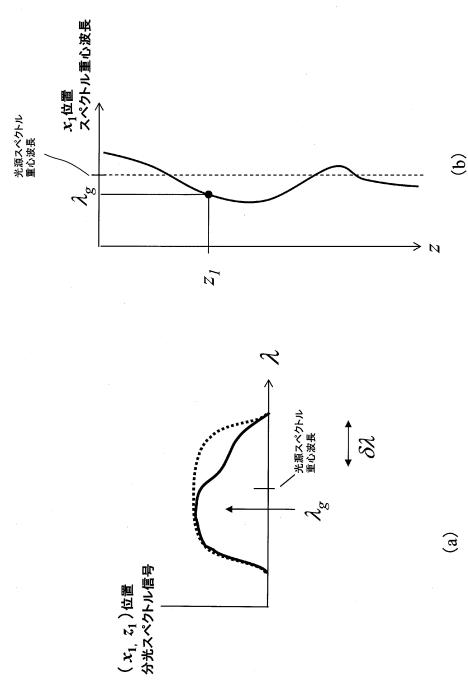
【図 18】



【図19】



【図20】



---

フロントページの続き

(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

審査官 島田 保

(56)参考文献 特開2007-325831(JP, A)  
特開2003-121347(JP, A)  
特開2008-039651(JP, A)  
米国特許出願公開第2006/0119858(US, A1)  
Trude storen, et al., "Functional imaging of dye concentration in tissue phantoms by spectroscopic optical coherence tomography", Journal of Biomedical Optics, 2005年4月, Vol.10 No.2, P24037-1 - P24037-13

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 3 / 10

A 61 B 3 / 12

G 01 N 21 / 17