

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2012-110632
(P2012-110632A)

(43) 公開日 平成24年6月14日 (2012.6.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	G 0 1 N 21/17 6 2 0	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2010-264524 (P2010-264524)	(71) 出願人	000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(22) 出願日	平成22年11月29日 (2010.11.29)	(74) 代理人	100078880 弁理士 松岡 修平
		(74) 代理人	100148895 弁理士 荒木 佳幸
		(72) 発明者	高松 健 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O Y A 株式会社内
		(72) 発明者	池谷 浩平 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O Y A 株式会社内

最終頁に続く

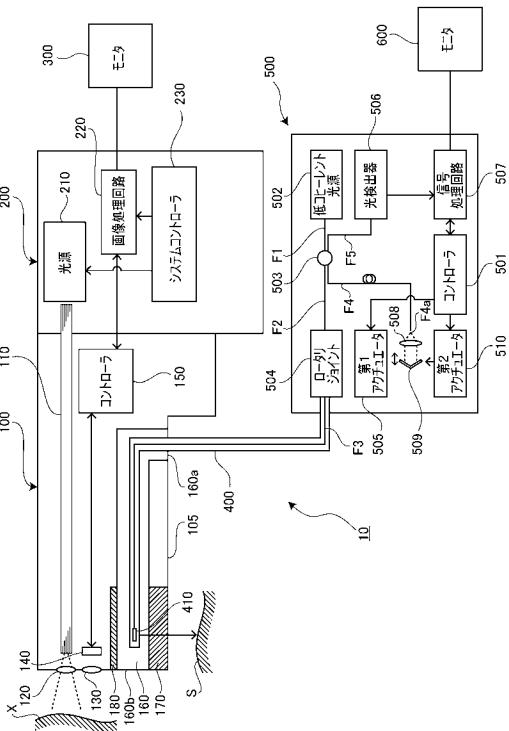
(54) 【発明の名称】 光干渉断層内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】観察に必要なフレームレートを維持しつつ、断層像の解像度を上げることが可能な光干渉断層内視鏡装置を提供する。

【解決手段】内視鏡と、干渉光検出部と、断層像生成部とを備えた光干渉断層内視鏡装置が、測定光を先端部で偏向して回転走査するように出射すると共に測定光の反射光を該先端部から干渉光検出部に導光する光プローブと、先端部に測定光を透過させる透明部材と、測定光を反射させる反射部材とを有し、光プローブの先端部が透明部材及び反射部材に対向するように光プローブを挿入部に沿って案内するチャンネルと、測定光の反射光の強度を検出することにより、測定光が透明部材又は反射部材のいずれを走査しているかを検出する走査位置検出部と、走査位置検出部の検出結果に基づいて光プローブから出射される測定光の走査速度を制御する走査速度制御手段とを備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内を観察するために前記体腔内に挿入される挿入部を有する内視鏡と、
光コヒーレンス・トモグラフィにより生体の断層像を得るための測定光および、参照光を生成し、前記生体に照射された前記測定光の反射光を前記参照光と干渉させ、得られた干渉光の強度に応じた検出信号を生成する干渉光検出部と、

前記干渉光検出部が生成した検出信号に基づいて前記生体の断層像を生成する断層像生成部と、

を備えた光干渉断層内視鏡装置であって、

前記測定光を前記干渉光検出部から先端部に導光し、前記測定光を該先端部で偏向して回転走査するように出射すると共に、前記測定光の反射光を該先端部から前記干渉光検出部に導光する光プローブと、

先端部に前記測定光を透過させる透明部材と、前記測定光を反射させる反射部材とを有し、前記光プローブの先端部が前記透明部材及び前記反射部材に対向するように前記光プローブを前記挿入部に沿って案内するチャンネルと、

前記測定光の反射光の強度を検出することにより、前記測定光が前記透明部材又は前記反射部材のいずれを走査しているかを検出する走査位置検出部と、

前記走査位置検出部の検出結果に基づいて前記光プローブから出射される前記測定光の走査速度を制御する走査速度制御手段と、

を備えることを特徴とする光干渉断層内視鏡装置。

【請求項 2】

前記走査速度制御手段は、前記走査位置検出部によって前記測定光が前記透明部材を走査していることを検出した場合、前記測定光の走査速度を第 1 の走査速度に設定し、前記測定光が前記反射部材を走査していることを検出した場合、前記測定光の走査速度を前記第 1 の走査速度よりも速い第 2 の走査速度に設定することを特徴とする請求項 1 に記載の光干渉断層内視鏡装置。

【請求項 3】

前記透明部材は、前記チャンネルの前記生体に近位となる側に配置され、前記反射部材は、前記チャンネルの前記生体に遠位となる側に配置されることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の光干渉断層内視鏡装置。

【請求項 4】

前記透明部材は、前記チャンネルの円周の 10% 以上 50% 以下の範囲を占めるように設けられていることを特徴とする請求項 3 に記載の光干渉断層内視鏡装置。

【請求項 5】

前記透明部材は、前記チャンネルの円周の 50% 以上の範囲を占めるように設けられており、前記反射部材は、前記チャンネルの同心円上の少なくとも 2 ヶ所以上であって、前記チャンネルの中心軸に対して平行に延びるマーカーであることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の光干渉断層内視鏡装置。

【請求項 6】

前記マーカーは、前記透明部材に埋設されていることを特徴とする請求項 5 に記載の光干渉断層内視鏡装置。

【請求項 7】

前記マーカーは、前記チャンネルの内周面に配設されていることを特徴とする請求項 5 に記載の光干渉断層内視鏡装置。

【請求項 8】

前記チャンネルが、前記内視鏡の鉗子チャンネルであることを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の光干渉断層内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

【 0 0 0 1 】

この発明は、低干渉性の光を利用して体腔内の断層像を得る、光コヒーレンス・トモグラフィ (Optical Coherence Tomography、以下、OCT という) の機能を有する光干渉断層内視鏡装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

近年、体腔内の生体組織を診断する場合、その生体組織内部の形態を観察することができ OCT 光学装置を組み込んだ光干渉断層内視鏡装置が提案されている。OCT 光学装置は、光の干渉を利用することによって、組織内部の断層像を観察することができる観察装置である。

10

【 0 0 0 3 】

OCT 光学装置は、体腔内に挿入するための光プローブを備え、当該光プローブを電子内視鏡の鉗子チャンネルから体腔内に導入して OCT による観察を行う構成となっている。光プローブは、チューブ状シースと、チューブ状シースの内側に収容された光ファイバ及び光学素子とによって構成される。光プローブ内の光ファイバ及び光学素子は、OCT 光学装置に設けられた低干渉性光源からの低干渉光を光プローブの先端部に導光し、一定の速度で回転しながら光プローブの側方 (光ファイバと直交する方向) に低干渉光を照射する。そして、光プローブが電子内視鏡の先端部から突出して、被検体としての生体組織に密着するように配置されることにより、生体組織が低干渉光によって走査される。生体組織が低干渉光によって走査されると、生体組織の表面或いは内部で散乱された反射光の一部が光プローブに取り込まれ、逆の光路を経て OCT 光学装置に戻される。OCT 光学装置は、この戻り光を検出し、映像化して組織内部の断層像を表示する (特許文献 1)。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 1 - 8 7 2 6 9 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

特許文献 1 の光プローブの構成においては、光プローブ内の光ファイバ及び光学素子が一定の回転速度で回転して低干渉光を走査する構成であるため、光プローブで得られる断層像の解像度とフレームレートは、光プローブの回転速度によって決定され、両者はトレードオフの関係にある。すなわち、光プローブの回転速度を遅くして断層像の解像度を上げようとするともフレームレートが落ちることとなり、また逆に光プローブの回転速度を速くして断層像のフレームレートを上げようとするとも解像度が低下するという問題がある。

30

【 0 0 0 6 】

そこで、本発明は上記の問題に鑑み、観察に必要なフレームレートを維持しつつ、断層像の解像度を上げることが可能な光干渉断層内視鏡装置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 】

【 0 0 0 7 】

40

上記の課題を達成するため、本発明の光干渉断層内視鏡装置は、体腔内を観察するために体腔内に挿入される挿入部を有する内視鏡と、光コヒーレンス・トモグラフィにより生体の断層像を得るための測定光および、参照光を生成し、生体に照射された測定光の反射光を参照光と干渉させ、得られた干渉光の強度に応じた検出信号を生成する干渉光検出部と、干渉光検出部が生成した検出信号に基づいて生体の断層像を生成する断層像生成部とを備えた光干渉断層内視鏡装置であって、測定光を干渉光検出部から先端部に導光し、測定光を該先端部で偏向して回転走査するように出射すると共に、測定光の反射光を該先端部から干渉光検出部に導光する光プローブと、先端部に測定光を透過させる透明部材と、測定光を反射させる反射部材とを有し、光プローブの先端部が透明部材及び反射部材に対向するように光プローブを挿入部に沿って案内するチャンネルと、測定光の反射光の強度

50

を検出することにより、測定光が透明部材又は反射部材のいずれを走査しているかを検出する走査位置検出部と、走査位置検出部の検出結果に基づいて光プローブから出射される測定光の走査速度を制御する走査速度制御手段とを備えることを特徴とする。

【0008】

上記の構成により、測定光が、生体に照射される期間と生体に照射されない期間とでは測定光の走査速度を切り換えることが可能となる。そして、これによって、従来よりもフレームレートを下げずに解像度の高い光干渉断層像を取得することが可能となる。

【0009】

また、走査速度制御手段は、走査位置検出部によって測定光が透明部材を走査していることを検出した場合、測定光の走査速度を第1の走査速度に設定し、測定光が反射部材を走査していることを検出した場合、測定光の走査速度を第1の走査速度よりも速い第2の走査速度に設定するように構成するのが好ましい。このような構成とすることにより、測定光が生体に照射される期間は、ゆっくりと走査して解像度を上げ、測定光が生体に照射されない期間は、高速で走査してフレームレートを下げないように構成することが可能となる。

10

【0010】

また、透明部材は、チャンネルの生体に近位となる側に配置され、反射部材は、チャンネルの生体に遠位となる側に配置されるのが好ましい。この場合、透明部材は、チャンネルの円周の10%以上50%以下の範囲を占めるように設けられていることが好ましい。

【0011】

また、透明部材は、チャンネルの円周の50%以上の範囲を占めるように設けられており、反射部材は、チャンネルの同心円上の少なくとも2ヶ所以上であって、チャンネルの中心軸に対して平行に延びるマーカーであってもよい。この場合、マーカーは、透明部材に埋設されているか、或いは、チャンネルの内周面に配設されていることが好ましい。

20

【0012】

また、チャンネルが、内視鏡の鉗子チャンネルであることが好ましい。

【発明の効果】

【0013】

以上のように、本発明によれば、観察に必要なフレームレートを維持しつつ、断層像の解像度を上げることが可能な光干渉断層内視鏡装置が実現される。

30

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】図1は、本発明の第1の実施の形態に係る光干渉断層内視鏡装置の構成図である。

【図2】図2は、本発明の第1の実施の形態に係る光干渉断層内視鏡装置の電子内視鏡先端部を示す図である。

【図3】図3は、本発明の第1の実施の形態に係る光干渉断層内視鏡装置のOCTプローブの回転動作を説明するタイミングチャートである。

【図4】図4は、本発明の第2の実施の形態に係る光干渉断層内視鏡装置の電子内視鏡先端部を示す図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0015】

図1は、本発明の第1の実施の形態に係る光干渉断層内視鏡装置の構成図である。光干渉断層内視鏡装置10は、電子内視鏡100と、電子内視鏡用プロセッサ200と、電子内視鏡用モニタ300と、OCTプローブ400と、OCTプロセッサ500と、OCT用モニタ600から構成される。電子内視鏡用モニタ300には、電子内視鏡100から得られる内視鏡観察画像が表示され、OCT用モニタ600には、OCTプローブ400から得られるOCTによる観察画像が表示される。

【0016】

電子内視鏡100が備えるライトガイド110は、電子内視鏡用プロセッサ200の光

50

源 2 1 0 から照射された照明光を電子内視鏡 1 0 0 の先端に導く。電子内視鏡 1 0 0 の先端には、配光レンズ 1 2 0 が設けられており、ライトガイド 1 1 0 によって電子内視鏡 1 0 0 の先端に導かれた照明光は、配光レンズ 1 2 0 を介して、電子内視鏡 1 0 0 の挿入部 1 0 5 の先端部前方の被観察部位 X に照射される。そして、被観察部位 X によって反射された照明光の一部は、電子内視鏡 1 0 0 の先端に設けた集光レンズ 1 3 0 を介して撮像素子 1 4 0 の撮像面に結像する。

【 0 0 1 7 】

撮像素子 1 4 0 は、例えば、C C D であり、内視鏡用コントローラ 1 5 0 から入力されるタイミング信号で駆動され、結像面に結像した被観察部位 X の像を画像信号として内視鏡用コントローラ 1 5 0 に出力する。内視鏡用コントローラ 1 5 0 は、撮像素子 1 4 0 から入力される画像信号を増幅して A / D 変換し、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 の画像処理回路 2 2 0 に送信する。

10

【 0 0 1 8 】

画像処理回路 2 2 0 は、システムコントローラ 2 3 0 からの指示に基づいて、内視鏡用コントローラ 1 5 0 から受信した画像信号に輪郭強調等の画像処理を施した上で D / A 変換し、アナログのコンポジットビデオ信号（例えば、N T S C 信号）を電子内視鏡用モニター 3 0 0 に出力する。そして、コンポジットビデオ信号が電子内視鏡用モニター 3 0 0 に出力されることにより、電子内視鏡用モニター 3 0 0 上に内視鏡観察画像（被観察部位 X の画像）が表示される。

20

【 0 0 1 9 】

システムコントローラ 2 3 0 は、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 の各構成要素を統括的に制御しており、上述のように画像処理回路 2 2 0 を制御すると共に、電子内視鏡用モニター 3 0 0 上に表示される内視鏡観察画像が一定の明るさとなるように光源 2 1 0 から照射される照明光の光量を制御する。かくして、一定の明るさの内視鏡観察画像が電子内視鏡用モニター 3 0 0 上に表示される。

【 0 0 2 0 】

また、電子内視鏡 1 0 0 は、その基端部から先端部にわたって、処置具等を挿通可能な円筒状の鉗子チャンネル 1 6 0 を有しており、本実施形態においては、鉗子チャンネル 1 6 0 の鉗子口 1 6 0 a から円柱状の O C T プローブ 4 0 0 が挿入され、鉗子チャンネル 1 6 0 の先端は、電子内視鏡 1 0 0 の先端部に位置している。O C T プローブ 4 0 0 は、後述するように光ファイバ F 3 及び光偏向部 4 1 0 を有し、O C T プローブ 4 0 0 の先端からは、鉗子チャンネル 1 6 0 の延びる方向に対して略直角となる方向に光が出射される。鉗子チャンネル 1 6 0 の先端開口部 1 6 0 b は、透明部材 1 7 0 と反射部材 1 8 0 で構成され、O C T プローブ 4 0 0 の先端から出射される光が鉗子チャンネル 1 6 0 から外側（図 1 中下側）に出射されるように透明部材 1 7 0 が配置され、O C T プローブ 4 0 0 の先端から出射される光が正反射して O C T プローブ 4 0 0 の先端に戻るように反射部材 1 8 0 が配置される（後述）。

30

【 0 0 2 1 】

O C T プロセッサ 5 0 0 は、コントローラ 5 0 1、低コヒーレント光源 5 0 2、光カプラ 5 0 3、ロータリジョイント 5 0 4、第 1 アクチュエータ 5 0 5、光検出器 5 0 6、信号処理回路 5 0 7、レンズ 5 0 8、ダハミラー 5 0 9、第 2 アクチュエータ 5 1 0、光ファイバ F 1 ~ F 5 を有する。O C T プロセッサ 5 0 0 には、O C T プローブ 4 0 0 が接続されており、光ファイバ F 3 が、O C T プローブ 4 0 0 内に挿通されている。なお、本実施形態の光ファイバはいずれもシングルモード光ファイバを想定する。

40

【 0 0 2 2 】

コントローラ 5 0 1 は、O C T プロセッサ 5 0 0 全体を統括して制御する。低コヒーレント光源 5 0 2 は、例えば、赤外の低コヒーレント光を出力することができる光源であって、本実施形態では S L D（Super Luminescent Diode）を想定する。

【 0 0 2 3 】

また、O C T プローブ 4 0 0 は、ロータリジョイント 5 0 4 に結合される光ファイバ F

50

3 および光偏向部 4 1 0 を有する。なお、本実施形態の OCT プロブ 4 0 0 の内部においては、少なくとも光偏向部 4 1 0 の周囲に、屈折率差による無用な光量損失を抑えるためのシリコンオイルが充填されている。

【0024】

OCT プロブ 4 0 0、OCT プロセッサ 5 0 0 及び OCT 用モニタ 6 0 0 によって、以下のようにして断層像が取得される。

【0025】

まず、低コヒーレント光源 5 0 2 から低コヒーレント光が出力される。その低コヒーレント光は、光ファイバ F 1 内を通り、光カプラ 5 0 3 に入射する。光カプラ 5 0 3 は、2 対 2 の双方向 4 チャンネルタイプのもので構成され、光カプラ 5 0 3 は、入射された低コ 10
ヒーレント光を、光ファイバ F 2 を通る光と、光ファイバ F 4 を通る光とに分割する。

【0026】

光カプラ 5 0 3 で分割されて光ファイバ F 2 を光路上先端側へ進む低コヒーレント光（以降、本明細書中では物体光と称するものとする）は、次いでロータリジョイント 5 0 4 に導かれる。そして、ロータリジョイント 5 0 4 において結合される光ファイバ F 3 に入射する。ロータリジョイント 5 0 4 は、コントローラ 5 0 1 の制御下、第 1 アクチュエータ 5 0 5 によって回転駆動され、光ファイバ F 3 をその中心軸回りに回転させる。

【0027】

光ファイバ F 3 内を進む物体光は、光ファイバ F 3 に軸合わせされた状態で接合している光偏向部 4 1 0 に入射する。光偏向部 4 1 0 の構成は後に詳述するが、入射する物体光 20
を略直角に偏向する機能を有し、偏向された物体光は、OCT プロブ 4 0 0 の側面から射出される。そして、OCT プロブ 4 0 0 の側面から射出される物体光は、透明部材 1 7 0 が存在する領域では透明部材 1 7 0 を透過してプロブ外部に存在する体腔内の生体組織 S に照射され、反射部材 1 8 0 が存在する領域では反射部材 1 8 0 に照射されプロブ外部には出射されないように構成されている。

【0028】

光偏向部 4 1 0 は、光ファイバ F 3 と共に、OCT プロブ 4 0 0 内部で回転する。従って、光偏向部 4 1 0 で偏向された物体光は、光偏向部 4 1 0 の回転軸に直交する面内において回転走査される。当該面内の生体組織 S からの反射光（以降、本明細書中では、物体反射光と称するものとする）及び反射部材 1 8 0 からの反射光（以降、本明細書中では 30
、チャンネル反射光と称するものとする）は、入射時の光路と同一の光路を戻り、光カプラ 5 0 3 に導かれる。

【0029】

光カプラ 5 0 3 で分割されて光ファイバ F 4 を進む低コヒーレント光（以降、本明細書中では、参照光と称するものとする）は、レンズ 5 0 8 を介して、平行光束に変換された後、ダハミラー 5 0 9 で反射される。ダハミラー 5 0 9 からの反射光（以降、本明細書中では、参照反射光と称するものとする）は、光ファイバ F 4 を通って戻り、光カプラ 5 0 3 に導かれる。

【0030】

ダハミラー 5 0 9 は、コントローラ 5 0 1 の制御下、第 2 アクチュエータ 5 1 0 によって、レンズ 5 0 8 の光軸に沿って平行移動自在に構成されている。この構成により、光ファイバ F 4 の先端側端面 F 4 a からダハミラー 5 0 9 までの光路長は可変となっている。換言すれば、光カプラ 5 0 3 からダハミラー 5 0 9 までの光路長が可変となっている。 40

【0031】

OCT プロブ 4 0 0 の側面から射出される物体光が透明部材 1 7 0 から出射される場合、物体反射光および参照反射光は共に光カプラ 5 0 3 と光ファイバ F 5 を経て光検出器 5 0 6 に入射する。ここで、ダハミラー 5 0 9 を平行移動させ、光カプラ 5 0 3 からダハミラー 5 0 9 までの光路長と光カプラ 5 0 3 から生体組織 S の表面又は所望の深さまでの光路長に一致させる。これにより、生体組織 S からの物体反射光があれば、二種類の反射光は干渉し、光検出器 5 0 6 において検出される。 50

【 0 0 3 2 】

ＯＣＴプローブ４００の側面から射出される物体光が反射部材１８０を照射する場合、チャンネル反射光および参照反射光が共に光ファイバ５０３と光ファイバ５０５を経て光検出器５０６に入射する。ここで、反射部材１８０は、物体光を正反射するように構成されているため、チャンネル反射光の強度は、物体反射光の強度に比較して大きいものとなる。従って、反射部材１８０からのチャンネル反射光があれば、所定の振幅の信号として、光検出器５０６において検出される。

【 0 0 3 3 】

光検出器５０６は、三種類の反射光（物体反射光、チャンネル反射光、参照反射光）を受光することにより検出した干渉パターン及びチャンネル反射光の信号を信号処理回路５０７に送信する。信号処理回路５０７は、干渉パターンの信号を受信した場合、この信号に所定の処理を施して、生体組織Ｓに関する画像信号を生成し、チャンネル反射光の信号を受信した場合、この信号をコントローラ５０１に出力する。干渉パターンの信号から生成された画像信号は、ＯＣＴ用モニタ６００に出力される。ＯＣＴ用モニタ６００は、入力される画像信号に対応する画像を表示する。なお、上述したように、光偏向部４１０により偏向された物体光は、その回転軸に直交する面内において走査され、生体組織Ｓに照射される。また、ダハミラー５０９の平行移動により、生体組織Ｓの深さ方向（物体光の回転走査の半径方向）の各位置における物体反射光の干渉を検出することができる。よって、生成される画像信号に対応してＯＣＴ用モニタ６００上に表示される画像は、生体組織Ｓの断層像として表れる。

【 0 0 3 4 】

信号処理回路５０７からコントローラ５０１にチャンネル反射光の信号が入力された場合、コントローラ５０１は、第１アクチュエータ５０５を制御し、光ファイバ５０３の回転速度を速め、チャンネル反射光の信号がなくなるまでその回転速度を維持するように構成される。すなわち、本実施形態においては、物体反射光が得られる時とチャンネル反射光が得られる時とで光ファイバ５０３の回転速度を変更している。以降、本明細書中では、物体反射光が得られる時（すなわち、生体組織Ｓを走査する時）の光ファイバ５０３の回転速度を第１の回転速度と称し、チャンネル反射光が得られる時の光ファイバ５０３の回転速度を第２の回転速度と称するものとする。なお、上述のように第２の回転速度は、第１の回転速度よりも速く、例えば、従来の回転速度の２倍となるように構成される。

【 0 0 3 5 】

図２は、本発明の第１の実施の形態に係る光干渉断層内視鏡装置１０の電子内視鏡１００の先端部を示す図である。図２（ａ）は、電子内視鏡１００の先端部の正面図であり、図２（ｂ）は、電子内視鏡１００の先端部の断面図である。なお、図２において、図１と共通する構成要素には同一の符号を付している。

【 0 0 3 6 】

図２（ａ）に示されるように、本実施形態においては、鉗子チャンネル１６０の先端開口部１６０ｂは、正面から見たときに、下側半分が物体光を透過可能な透明部材１７０によって構成され、上側半分が物体光を正反射可能な反射部材１８０で構成される。

【 0 0 3 7 】

図２（ｂ）に示すように、ＯＣＴプローブ４００は、シース４０１内に、光ファイバ５０３、光偏向部４１０を有する。光偏向部４１０は、基端側から順に、コアレスガラス４１１、ＧＲＩＮレンズ４１２、直角プリズム４１３をそれぞれ接合した部材である。シース４０１は、先端が閉塞された、可撓性を有するチューブ管状の部材である。また、シース４０１は、光透過性を有している。なお、説明の便宜上、光ファイバ５０３の中心軸に沿う方向をＺ軸方向とした直交座標系を定義する。

【 0 0 3 8 】

光ファイバ５０３から射出された物体光は、コアレスガラス４１１を透過する間に幾分拡散した後、ＧＲＩＮレンズ４１２に入射する。ＧＲＩＮレンズ４１２は、光を集光させるパワー（正のパワー）を有するレンズであり、物体光を収束させつつ射出する。その後、

10

20

30

40

50

物体光は直角プリズム４１３に入射する。直角プリズム４１３の偏向面４１３aは、低コヒーレント光の波長域の光（赤外光）は反射させるようにコーティングが施されており、物体光は偏向面４１３aにおいて略直角に偏向される。物体光は、光ファイバF３と共に回転する直角プリズム４１３（Z軸まわりに回転）により、XY面内で回転走査される。直角プリズム４１３から射出された物体光は、シース４０１の側壁を透過後、透明部材１７０が存在する領域では透明部材１７０を透過してプローブ外部に存在する体腔内の生体組織Sに照射され光路上の所定の位置で焦点を結ぶ。また、物体光は反射部材１８０が存在する領域では正反射される。

【００３９】

そして、上述したように、コントローラ５０１は、物体光が透明部材１７０を透過してプローブ外部に存在する体腔内の生体組織Sに照射される間は、光ファイバF３を第１の回転速度で回転させ、物体光が反射部材１８０で反射される間は、光ファイバF３を第１の回転速度よりも速い第２の回転速度で回転させる。

【００４０】

図３は、本発明の第１の実施の形態に係る光干渉断層内視鏡装置１０のOCTプローブ４００の回転動作を説明するタイミングチャートである。図３の横軸は時間であり、縦軸は、図２（a）の方向からOCTプローブ４００を見たときにOCTプローブ４００の直角プリズム４１３の偏向面４１３aによって偏向されて出射される物体光の位置を示しており、図２の矢印Oの方向に偏向される時を０°とした時の位相角度で示している。なお、本実施形態においては、OCTプローブ４００の光ファイバF３と直角プリズム４１３は、図２（a）の方向からOCTプローブ４００を見たときに時計回りに回転する。すなわち、物体光は、位相角が０°から２７０°、１８０°、９０°、０°と変化する。また、図３の実線は、本実施形態のOCTプローブ４００の物体光の位置を示しており、点線は、従来のOCTプローブのように一定速度で物体光を回転走査させた場合の物体光の位置を示している。また、図３の矢印O、P、Q、Rで示されるタイミングは、図２（a）の矢印O、P、Q、Rで示される位置に相当している。

【００４１】

OCTプローブ４００から出射される物体光が、第１の回転速度で矢印Oの位置（すなわち、位相角０°の時）から時計回りに回転すると、矢印Oから矢印Qまでの期間（すなわち、図３の期間）、物体光が透明部材１７０を透過してプローブ外部に存在する体腔内の生体組織Sに照射される。そして、上述したように、期間の間、光検出器５０６は、物体反射光と参照反射光を受光することにより干渉パターンを検出し、OCT用モニター６００上には生体組織Sの断層像が表示される。

【００４２】

OCTプローブ４００から出射される物体光が、矢印Qの位置（すなわち、位相角１８０°の時）にくると、物体光が反射部材１８０によって反射されるため、光検出器５０６は、チャンネル反射光を検出する。上述したように、光検出器５０６がチャンネル反射光を検出すると、コントローラ５０１は、第１アクチュエータ５０５を制御し、光ファイバF３の回転速度を第２の回転速度に切り換える。そして、チャンネル反射光が検出されなくなるまで第２の回転速度を維持する。従って、矢印Qから矢印Oまでの期間、光ファイバF３の回転速度は、第１の回転速度より速い第２の回転速度となる。本実施形態においては、第２の回転速度は、従来のOCTプローブの回転速度の２倍の速度に設定される。そして、矢印Oから矢印Qまでの期間は、従来（期間）の１．５倍の時間を掛けてゆっくり回転走査するように構成している。従って、従来よりもフレームレートを下げずに１．５倍解像度の高い断層像を取得することができるようになっている。

【００４３】

以上のように、本実施形態によれば、OCTプローブ４００から出射される物体光が、生体組織Sに照射される期間は光の走査速度を下げ、生体組織Sに照射されない期間は光の走査速度を上げることが可能となる。そして、これによって、従来よりもフレームレートを下げずに解像度の高い断層像を取得することが可能となる。

【 0 0 4 4 】

以上が本実施形態の光干渉断層内視鏡装置 1 0 の説明であるが、本発明は、この実施形態に限定されるものではなく、発明の技術的思想の範囲内において、様々な変形が可能である。例えば、本実施形態においては、反射部材 1 8 0 は位相角 $0^{\circ} \sim 180^{\circ}$ の範囲に配設されているが、この構成に限定されるものではない。光ファイバ F 3 の回転速度を切り替えるためのタイミングを得られれば良く、例えば、反射部材 1 8 0 は位相角 $315^{\circ} \sim 225^{\circ}$ の範囲に配設されてもよい。また、透明部材 1 7 0 が、鉗子チャンネル 1 6 0 の円周の 1 0 % 以上 5 0 % 以下の範囲を占めるように設けられるのが好ましい。

【 0 0 4 5 】

また、本実施形態においては、物体光を反射部材 1 8 0 で反射させてチャンネル反射光を生成させる構成としたが、反射部材 1 8 0 に代えて遮光部材を用いる構成とすることも可能である。この場合、チャンネル反射光が殆ど発生しない場合にコントローラ 5 0 1 が、光ファイバ F 3 の回転速度を第 2 の回転速度に切り換える。

【 0 0 4 6 】

本実施形態においては、鉗子チャンネル 1 6 0 の先端開口部 1 6 0 b は、正面から見たときに、下側半分が物体光を透過可能な透明部材 1 7 0 によって構成され、上側半分が物体光を正反射可能な反射部材 1 8 0 で構成されるとしたが、この構成に限定されるものではなく、例えば、反射部材 1 8 0 を無くし、鉗子チャンネル 1 6 0 の先端開口部 1 6 0 b の周辺全体を、物体光を透過可能な透明部材によって構成してもよい。

【 0 0 4 7 】

図 4 は、本発明の第 2 の実施の形態に係る電子内視鏡 1 0 0 M の先端部を示す図である。図 4 (a) は、電子内視鏡 1 0 0 M の先端部の正面図であり、図 4 (b) は、電子内視鏡 1 0 0 M の先端部の断面図である。なお、図 4 において、図 1 及び図 2 と共通する構成要素には同一の符号を付している。

【 0 0 4 8 】

図 4 (a) に示されるように、本実施形態の構成は、第 1 の実施形態に係る電子内視鏡装置 1 0 0 の構成から反射部材 1 8 0 を無くし、鉗子チャンネル 1 6 0 の先端開口部 1 6 0 b の周辺全体を、物体光を透過可能な透明部材 1 7 0 M によって構成している。そして、鉗子チャンネル 1 6 0 の同心円上の位置であって、矢印 O の位置（位相角 0° の位置）及び矢印 Q の位置（位相角 180° の位置）にそれぞれ右側マーカー 1 9 0 a 及び左側マーカー 1 9 0 b が配置されている。右側マーカー 1 9 0 a 及び左側マーカー 1 9 0 b は、位相角 0° の位置及び位相角 180° の位置を示す細長い円筒状のマーカーであり、物体光を反射するアルミ等で形成され、鉗子チャンネル 1 6 0 の中心軸と略平行となるように透明部材 1 7 0 M 中を Z 軸方向に延びるように埋設される。

【 0 0 4 9 】

本実施形態においては、OCTプローブ 4 0 0 から出射される物体光が、矢印 O の位置（すなわち、位相角 0° の時）及び矢印 Q の位置（すなわち、位相角 180° の時）にくと、物体光が右側マーカー 1 9 0 a 及び左側マーカー 1 9 0 b によって反射されるため、光検出器 5 0 6 は、チャンネル反射光を検出する。そして、コントローラ 5 0 1 は、第 1 アクチュエータ 5 0 5 を制御し、右側マーカー 1 9 0 a を検出した時に光ファイバ F 3 の回転速度を第 2 の回転速度から第 1 の回転速度に切り換え、左側マーカー 1 9 0 b を検出した時に第 1 の回転速度から第 2 の回転速度に切り換える。

【 0 0 5 0 】

従って、本実施形態によっても第 1 の実施形態と同様、OCTプローブ 4 0 0 から出射される物体光が、生体組織 S に照射される期間は光の走査速度を下げ、生体組織 S に照射されない期間は光の走査速度を上げることが可能となる。そして、これによって、従来よりもフレームレートを下げずに解像度の高い断層像を取得することが可能となる。

【 0 0 5 1 】

また、本実施形態においては、右側マーカー 1 9 0 a 及び左側マーカー 1 9 0 b を同一のマーカーとして構成しているが、この構成に限定されるものではない。例えば、一方の

10

20

30

40

50

マーカの反射率を他方と変えたり、一方の大きさ又は形状を他方と変えたりすることも可能である。このような構成とすることにより、コントローラ 501 において、右側マーカ 190a 及び左側マーカ 190b の区別が容易になる。

【0052】

また、本実施形態においては、右側マーカ 190a と左側マーカ 190b の 2 つのマーカで構成しているが、位相角 180° 以下の範囲においてさらにマーカを追加してもよい。

【0053】

また、本実施形態においては、鉗子チャンネル 160 の先端開口部 160b の周辺全体を、物体光を透過可能な透明部材 170M によって構成しているが、この構成に限定されるものではなく、鉗子チャンネル 160 の円周の 50% 以上の範囲を占めるように設けられていればよい。

10

【0054】

また、本実施形態においては、右側マーカ 190a 及び左側マーカ 190b は、それぞれ位相角 0° の位置及び位相角 180° の位置に配設されているが、光ファイバ F3 の回転速度を切り替えるタイミングを得られれば良く、この構成に限定されるものではない。右側マーカ 190a 及び左側マーカ 190b は、他の位置（例えば、位相角 225° 及び位相角 315° の位置）にあってもよい。

【0055】

また、本実施形態においては、右側マーカ 190a 及び左側マーカ 190b は、鉗子チャンネル 160 の中心軸と略平行となるように透明部材 170M 中を Z 軸方向に延びるように埋設されて構成されているが、この構成に限定されるものではなく、例えば、鉗子チャンネル 160 の内周面に配設されてもよい。

20

【0056】

また、第 1 及び第 2 の実施形態においては、OCT プロブ 400 を鉗子チャンネル 160 に挿入する構成としたが、この構成に限定されるものではなく、例えば、電子内視鏡 100、100M が、OCT プロブ 400 が挿通される専用のチャンネルを有する構成であってもよい。

【符号の説明】

【0057】

30

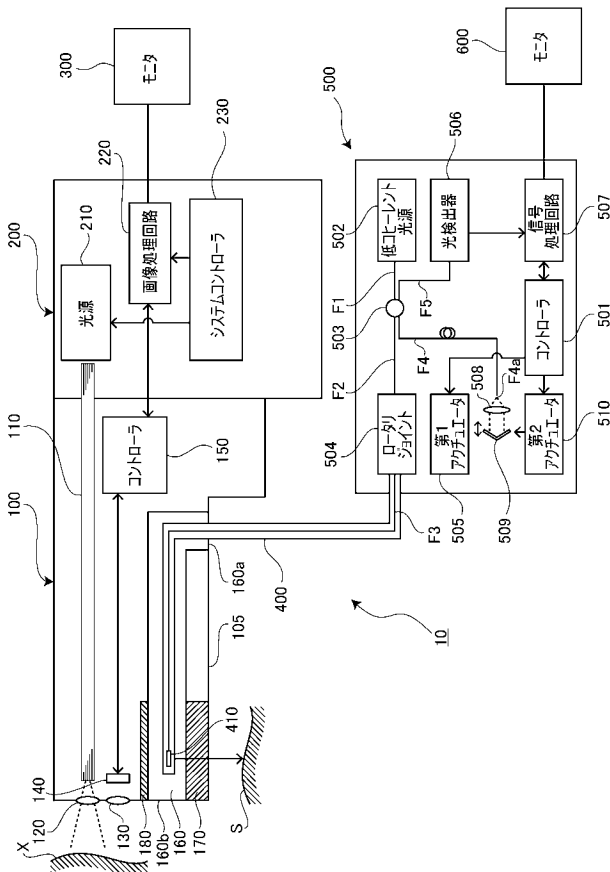
- 10 光干渉断層内視鏡装置
- 100、100M 電子内視鏡
- 105 挿入部
- 110 ライトガイド
- 120 配光レンズ
- 130 集光レンズ
- 140 撮像素子
- 150 内視鏡用コントローラ
- 160 鉗子チャンネル
- 160a 鉗子口
- 170、170M 透明部材
- 180 反射部材
- 190a 右側マーカ
- 190b 左側マーカ
- 200 電子内視鏡用プロセッサ
- 210 光源
- 220 画像処理回路
- 230 システムコントローラ
- 300 電子内視鏡用モニタ
- 400 OCT プロブ

40

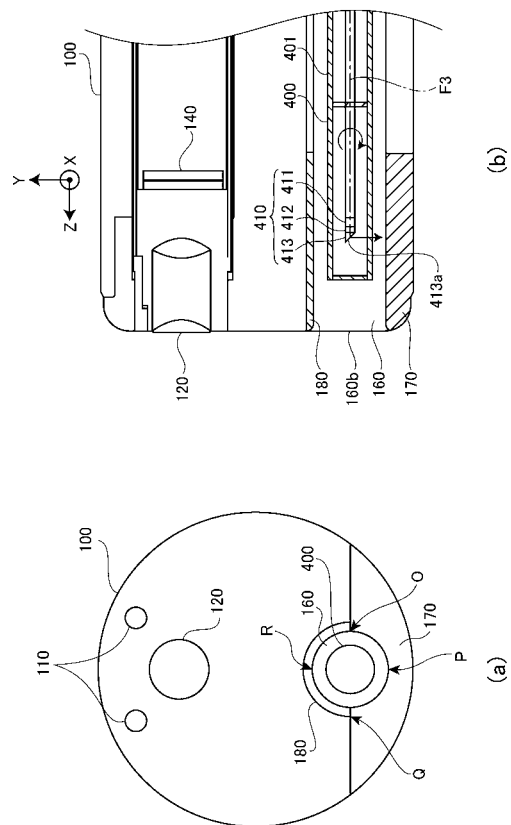
50

4 0 1	シース
4 1 0	光偏向部
4 1 1	コアレスガラス
4 1 2	G R I Nレンズ
4 1 3	直角プリズム
5 0 0	O C Tプロセッサ
5 0 1	コントローラ
5 0 2	低コヒーレント光源
5 0 3	光カプラ
5 0 4	ロータリジョイント
5 0 5	第1アクチュエータ
5 0 6	光検出器
5 0 7	信号処理回路
5 0 8	レンズ
5 0 9	ダハミラー
5 1 0	第2アクチュエータ
6 0 0	O C T用モニタ
F 1、F 2、F 3、F 4、F 5	光ファイバ

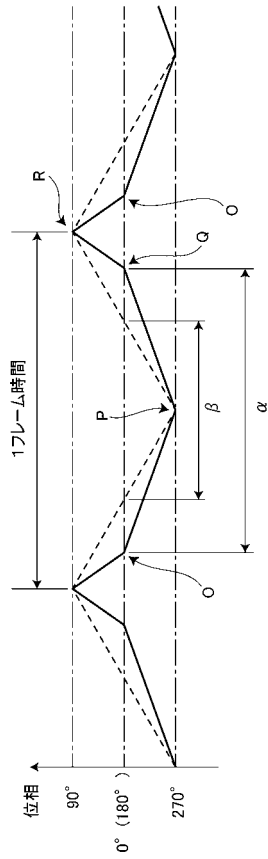
【図 1】



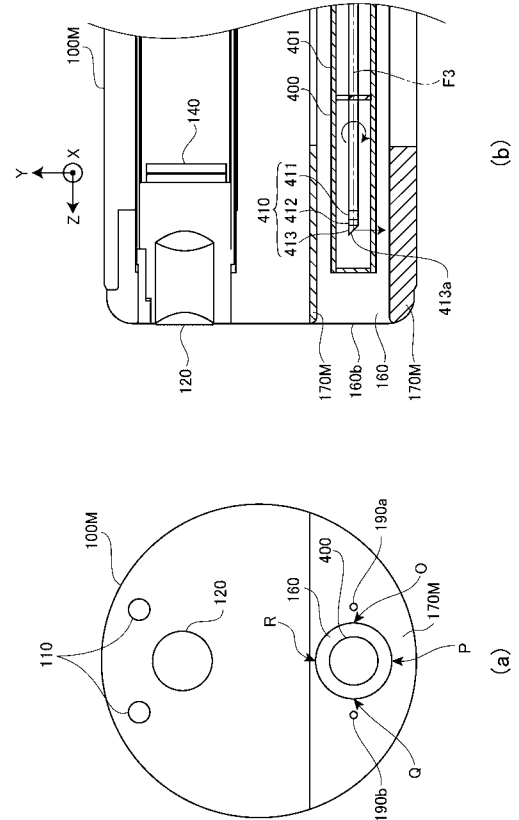
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 柴原 祥孝

東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 H O Y A 株式会社内

F ターム(参考) 2G059 AA05 BB08 BB12 EE02 EE09 FF01 JJ13 JJ17 JJ22 KK01

4C061 FF35 FF43 HH51 MM10 NN10

专利名称(译)	光学相干断层扫描内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2012110632A	公开(公告)日	2012-06-14
申请号	JP2010264524	申请日	2010-11-29
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	高松健 池谷浩平 柴原祥孝		
发明人	高松 健 池谷 浩平 柴原 祥孝		
IPC分类号	A61B1/00 G01N21/17		
FI分类号	A61B1/00.300.D G01N21/17.620 A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/018.511		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/BB08 2G059/BB12 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/FF01 2G059/JJ13 2G059/JJ17 2G059/JJ22 2G059/KK01 4C061/FF35 4C061/FF43 4C061/HH51 4C061/MM10 4C061/NN10 4C161/FF35 4C161/FF43 4C161/HH51 4C161/MM10 4C161/NN10		
代理人(译)	荒木义行		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种光学相干断层摄影内窥镜设备，该设备能够在保持观察所需的帧频的同时提高断层摄影图像的分辨率。包括内窥镜，干涉光检测单元和断层图像生成单元的光学相干断层摄影内窥镜设备发射测量光，从而使测量光偏转并旋转地扫描和测量。提供了将来自尖端的反射光引导至干涉光检测器的光学探头，将测量光透射至尖端的透明构件，以及反射测量光的反射构件。通过检测测量光的反射光的强度和沿着插入部引导光学探针的通道，使得测量光面对透明构件和反射构件，测量光扫描透明构件或反射构件。扫描速度控制单元基于扫描位置检测单元的检测结果来控制从光学探针发射的测量光的扫描速度。[选型图]

图1

