

(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2004-73667

(P2004-73667A)

(43) 公開日 平成16年3月11日(2004.3.11)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/00

G01N 21/17

F I

A61B 1/00

A61B 1/00

G01N 21/17

テーマコード (参考)

2G059

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2002-240826 (P2002-240826)

(22) 出願日 平成14年8月21日 (2002.8.21)

(71) 出願人 000000527

ペンタックス株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(74) 代理人 100078880

弁理士 松岡 修平

(72) 発明者 松下 実

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭

光学工業株式会社内

(72) 発明者 杉山 章

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭

光学工業株式会社内

(72) 発明者 松野 真一

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭

光学工業株式会社内

最終頁に続く

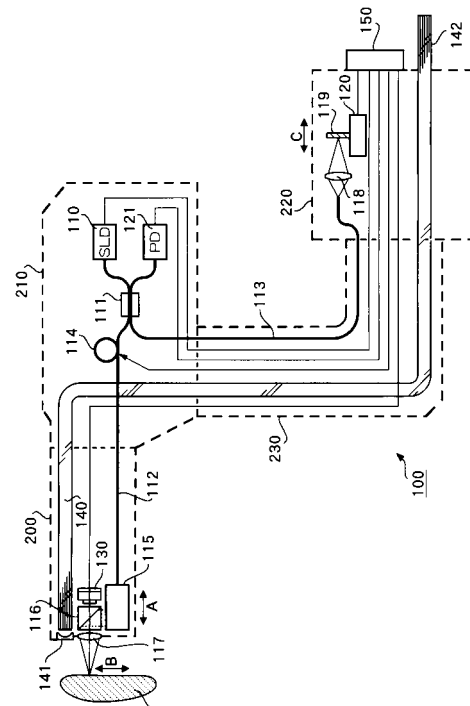
(54) 【発明の名称】 光断層内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡とOCTプロセッサが着脱可能に構成され、かつ内視鏡の操作と光プローブ挿抜の操作を別々に行う必要がないため操作が煩雑にならない光断層内視鏡装置を提供する。

【解決手段】体腔内を観察するために体腔内に挿入される挿入部可撓管を有する内視鏡と、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、干渉光検出部と着脱可能であり、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、干渉光検出部は、挿入部可撓管の先端部から体腔の表面に測定光を照射できるように内視鏡の内部に配置されている。

【選択図】 図2



【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可撓管を有する内視鏡と、
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、
前記干渉光検出部と着脱可能であり、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、
前記干渉光検出部は、前記挿入部可撓管の先端部から前記体腔の表面に前記測定光を照射
できるように前記内視鏡の内部に配置されていること、を特徴とする光断層内視鏡装置。 10

【請求項 2】

前記体腔内を照明するための照明光を生成する光源装置を備え、
前記内視鏡は、前記照明光を前記挿入部可撓管の先端部へ伝送するためのライトガイドと
、
前記ライトガイドを前記光源装置に光学的に接続する接続部と、を有し、
前記干渉光検出部は、前記接続部を介して前記断層像生成部と着脱可能に接続されること
、を特徴とする請求項 1 に記載の光断層内視鏡装置。

【請求項 3】

前記内視鏡は、前記挿入部可撓管の基端に取り付けられており、操作者が内視鏡の操作に
利用する操作部と、 20
前記操作部と前記接続部とを繋ぐ接続部可撓管と、を有し、
前記干渉光検出部は、前記測定光を導光する測定光導光手段と、
前記参照光を導光する参照光導光手段と、を有し、
前記測定光導光手段は、前記挿入部可撓管に沿って配置されており、
前記参照光導光手段は、前記接続部可撓管に沿って配置されていること、を特徴とする請
求項 1 または請求項 2 のいずれかに記載の光断層内視鏡装置。

【請求項 4】

前記挿入部可撓管と前記接続部可撓管は実質的に等しい長さに形成されていること、を特
徴とする請求項 3 に記載の光断層内視鏡装置。

【請求項 5】

前記体腔内を照明するための照明光を生成する光源装置を備え、 30
前記内視鏡は、前記照明光を前記挿入部可撓管の先端部へ伝送するためのライトガイドと
、
前記ライトガイドを前記光源装置に光学的に接続する接続部と、を有し、
前記干渉光検出部は、前記参照光を導光する参照光導光手段から射出される前記参照光を
前記参照光導光手段に再入射するように反射するミラーと、
前記参照光の光路長を調節するように前記ミラーを駆動する駆動部を含む光路長調整手段
を備え、
前記光路長調整手段は、前記接続部の筐体内に配置されていること、を特徴とする請求項
1 ~ 請求項 4 のいずれかに記載の光断層内視鏡。 40

【請求項 6】

前記内視鏡は、前記挿入部可撓管の先端部に前記体腔内を撮影するための固体撮像素子と
、
前記固体撮像素子が出力する画像信号を伝送する画像信号線と、を有し、
前記干渉光検出部は、前記画像信号線を利用して前記検出信号を前記画像生成部へ伝送す
ること、を特徴とする請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれかに記載の光断層内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

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 50

ファイ(Optical Coherence Tomography、以下、OCTとする)の機能を有する光断層内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、体腔内の生体組織を診断する場合、光ファイバによって直接生体組織を観察する内視鏡、または先端部に固体撮像素子が備えられた電子スコープなどを用いて体腔内の表面部分の観察を行い、その組織表面の形態を観察することにより、組織内部の状態を推測して診断が行われていた。

【0003】

そして近年、その組織表面の形態を観察する以外に、その組織内部の形態を観察することができるOCTの機能を備えたOCT光学装置を組み込んだ光断層内視鏡装置が提案されている。OCT光学装置は、マイケルソン干渉計に基づいて作られた、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。

【0004】

一般に光断層内視鏡装置は、次の2つの形態が広く知られている。1つは特開2001-46321に示されるようなOCT光学装置をプロセッサ内に備えるOCTプロセッサを用いた形態である。この形態の光断層内視鏡装置の場合、内視鏡とOCTプロセッサとの2つの装置によって、1つの光学系が形成されている。そのため、内視鏡とOCTプロセッサは一体の構成となっている。もう1つは特開2001-87269に示されるような光プローブを用いる形態である。この形態の光断層内視鏡装置の場合、OCT光学装置を備えない内視鏡装置の内視鏡の鉗子チャンネルに光プローブを挿通させることによってOCTによる観察を行う構成となっている。前者の形態と異なり、別ユニットのOCT光学装置を内視鏡装置に組み込むことになる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述した光断層内視鏡装置の場合、内視鏡がOCTプロセッサから着脱できる構成になっていない。そのため、異なるタイプの内視鏡に交換することができず、汎用性が損なわれている。また、鉗子チャンネルに光プローブを挿通させる光断層内視鏡装置の場合、内視鏡の操作と光プローブ挿抜の操作を別々に行わなければならないため、操作が煩雑になってしまう。

【0006】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、内視鏡とOCTプロセッサが着脱可能に構成され、かつ内視鏡の操作と光プローブ挿抜の操作を別々に行う必要がないため操作が煩雑にならない光断層内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を達成するため、請求項1に記載の光断層内視鏡装置は、体腔内を観察するために体腔内に挿入される挿入部可撓管を有する内視鏡と、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、干渉光検出部と着脱可能であり、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、干渉光検出部は、挿入部可撓管の先端部から体腔の表面に測定光を照射できるように内視鏡の内部に配置されていることを特徴とする。このようにOCTによる断層像を生成するOCT光学装置の中で干渉光の強度を検出するまでの光学的処理を行う干渉光検出部を内視鏡内に配置し、しかも、電気的処理を行う断層像生成部と着脱可能に構成しているので、干渉光検出部を断層像生成部から切り離し、内視鏡と一体に持ち運ぶことが可能である。また、着脱可能なことから、用途に応じて様々な内視鏡に交換して診断を行うことができる。さらに、内視鏡内に光プローブにあたる干渉光検出部が組み込まれているため、OCTによる観察部位と内視鏡像の観察部位との位置関係が固定でき、光プローブを挿入するタイプの光断層像装置と比較して、

ＯＣＴによる観察部位が内視鏡像の観察部位から容易に判断でき、診断の精度が向上する。また、光プローブの挿抜の操作を行う必要がなくなり操作性が向上する。

【０００８】

また、請求項２に記載の光断層内視鏡装置は、体腔内を照明するための照明光を生成する光源装置を備え、内視鏡は、照明光を挿入部可撓管の先端部へ伝送するためのライトガイドと、ライトガイドを光源装置に光学的に接続する接続部とを有し、干渉光検出部は、接続部を介して断層像生成部と着脱可能に接続されることを特徴とする。このように光断層内視鏡装置を構成すると、内視鏡が光源装置から切り離された場合、干渉光検出部も同時に断層像生成部から切り離されるため、直ちに内視鏡が持ち運べる状態になる。

【０００９】

また、請求項３に記載の光断層内視鏡装置は、内視鏡は、挿入部可撓管の基端に取り付けられており、操作者が内視鏡の操作に利用する操作部と、操作部と接続部とを繋ぐ接続部可撓管とを有し、干渉光検出部は、測定光を導光する測定光導光手段と、参照光を導光する参照光導光手段とを有し、測定光導光手段は、挿入部可撓管に沿って配置されており、参照光導光手段は、接続部可撓管に沿って配置されていることを特徴とする。

【００１０】

また、請求項４に記載の光断層内視鏡装置は、挿入部可撓管と接続部可撓管は実質的に等しい長さに形成されていることを特徴とする。このように内視鏡を構成することによって、測定光導光手段と参照光導光手段を内視鏡内部において等しい長さに配設できるため、各導光手段を弛ませて配設しなくてもよい。その結果、内視鏡の細径化、小型化、軽量化を図ることができる。

【００１１】

また、請求項５に記載の光断層内視鏡装置は、体腔内を照明するための照明光を生成する光源装置を備え、内視鏡は、照明光を挿入部可撓管の先端部へ伝送するためのライトガイドと、ライトガイドを光源装置に光学的に接続する接続部とを有し、干渉光検出部は、参照光を導光する参照光導光手段から射出される参照光を参照光導光手段に再入射するように反射するミラーと、参照光の光路長を調節するようにミラーを駆動する駆動部を含む光路長調整手段を備え、光路長調整手段は、接続部の筐体内に配置されていることを特徴とする。このように光路長調整手段を光源装置などの外部機器と接続される接続部の筐体内に配設することによって、ミラーは振動などの影響を受けにくくなり、参照光の光路長の調節を精度良く行うことができる。

【００１２】

また、請求項６に記載の光断層内視鏡装置は、内視鏡は、挿入部可撓管の先端部に体腔内を撮影するための固体撮像素子と、固体撮像素子が出力する画像信号を伝送する画像信号線とを有し、干渉光検出部は、画像信号線を利用して検出信号を画像生成部へ伝送することを特徴とする。このように内視鏡を構成すると、ケーブルの本数が削減できるため、内視鏡の細径化を図ることができる。

【００１３】

【発明の実施の形態】

図１は、本発明の実施形態の光断層内視鏡装置１０のブロック図を示す図である。光断層内視鏡装置１０は、電子スコープ１００と、ＯＣＴプロセッサ３００と、内視鏡用モニタ４００と、ＯＣＴ用モニタ５００から概略構成される。内視鏡用モニタ４００には、電子スコープ１００から得られる内視鏡観察画像が表示され、ＯＣＴ用モニタ５００には、同じく電子スコープ１００から得られるＯＣＴによる観察画像が表示される。

【００１４】

以下に、内視鏡用モニタ４００に内視鏡観察画像が表示されるプロセスを示す。電子スコープ１００が備えるライトガイド１４０は、ＯＣＴプロセッサ３００の光源３３０から照射された照明光を電子スコープ１００の先端に導く。電子スコープ１００の先端には、図２に示すように照射窓１４１が設けられており、この照射光は照射窓１４１を介して、被観察部位に照射される。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 5 】

図 1 は光断層内視鏡装置 1 0 の内視鏡装置が、面順次方式電子内視鏡である実施例を示しており、光源 3 3 0 の照射光路中に R G B 回転フィルタ 3 3 2 を備える。R G B 回転フィルタ 3 3 2 は、R、G、B の三色のフィルタを備える。R G B 回転フィルタ 3 3 2 が回転することで、光源 3 3 0 の照射光は、各色のフィルタを透過し、集光レンズ 3 3 3 を介して、ライトガイド 1 4 0 により被観察部位に導かれ、被観察部位を各色の照射光で照射する。各色の照射光で照射された被観察部位を C C D 1 3 0 により順次撮像して、各色の画像信号を O C T プロセッサ 3 0 0 で処理し、1つの画像にすることで、カラー画像を得ることができる。

【 0 0 1 6 】

C C D 1 3 0 によって得られた被観察部位の画像信号は、O C T プロセッサ 3 0 0 内部のプリプロセス処理回路 3 1 0 に送信される。プリプロセス処理回路 3 1 0 は、この画像信号を増幅させ、サンプリング・ホールド処理を行う。そして、この画像信号は A / D 変換器 3 1 1 に出力される。A / D 変換器 3 1 1 は、この画像信号をデジタル信号に変換して、内視鏡画像信号処理回路 3 1 2 に出力する。このデジタル信号は、内視鏡画像信号処理回路 3 1 2 によって R G B 回転フィルタ 3 3 2 の駆動と同期して切り替えられ、R、G、B の各色の画像信号に分離されて、R G B メモリ 3 1 3 に出力される。

【 0 0 1 7 】

R G B メモリ 3 1 3 は、各色に対応した 3 つのフレームメモリを備えており、分離された各色画像信号は対応するフレームメモリに格納される。格納された各色画像信号は、同時に読み出しされて、D / A 変換器 3 1 4 によってアナログ信号に変換されて、内視鏡映像出力信号回路 3 1 5 に出力される。内視鏡映像出力信号回路 3 1 5 は、このアナログ信号を内視鏡用モニタ 4 0 0 に表示させるため、R G B ビデオ信号出力、あるいはコンポジットビデオ信号や S ビデオ信号に変換して出力する。そして、これらのビデオ信号が内視鏡用モニタ 4 0 0 に出力されると、モニタ上に内視鏡観察画像が表示される。なお、図 1 では内視鏡装置が面順次方式電子内視鏡である実施例を示したが、C C D の前面に R G B モザイクフィルタを備えて白色光源で撮像する、カラー同時方式電子内視鏡であっても良い。

【 0 0 1 8 】

また、光断層内視鏡装置 1 0 は、内視鏡観察画像以外に O C T による観察画像も観察可能な装置である。以下に、O C T 用モニタ 5 0 0 に O C T 観察画像が表示されるプロセスを示す。

【 0 0 1 9 】

操作者は、O C T プロセッサ 3 0 0 が備える操作パネル 3 4 0 を操作することによって、所望の O C T による観察画像を観察することができる。操作者によって操作パネル 3 4 0 に入力された情報は C P U 3 5 0 に送信される。C P U 3 5 0 は、送信された情報に基づき、タイミングジェネレータ 3 5 1 を制御する。タイミングジェネレータ 3 5 1 は、C P U 3 5 0 の制御によって、電子スコープ 1 0 0 が備える先端走査駆動装置 1 1 5 とミラー駆動装置 1 2 0 を駆動させる。先端走査駆動装置 1 1 5 が駆動すると、O C T による観察画像の 2 次元的（平面）な観察領域が変化し、ミラー駆動装置 1 2 0 が駆動すると、O C T による観察画像の 3 次元的（深さ）な観察領域がそれぞれ変化する。

【 0 0 2 0 】

電子スコープ 1 0 0 は、S L D (S u p e r L u m i n e s c e n c e D i o d e) 1 1 0 を備える。この S L D 1 1 0 から射出される光は、後述するカップラ 1 1 1、P D (P h o t o D i o d e) 1 2 1 などの干渉光検出部によって、後述する検出信号に変換され、O C T プロセッサ 3 0 0 が備える初段信号処理回路 3 2 0 に出力される。

【 0 0 2 1 】

初段信号処理回路 3 2 0 は、検出信号を増幅し、さらにこの検出信号の干渉した光の信号部分のみを抽出する復調処理を行い、その抽出された信号を A / D 変換器 3 2 1 に出力させる。A / D 変換器 3 2 1 は、この検出信号をデジタル信号に変換させて、O C T 画像信

10

20

30

40

50

号処理回路３２２に出力させる。ＯＣＴ画像信号処理回路３２２は、このデジタル信号に所定の処理を施し、メモリ３２３に出力させる。

【００２２】

メモリ３２３は、このデジタル信号を格納する。そして、格納された信号は、所定のタイミングで読み出しされて、Ｄ／Ａ変換器３２４によってアナログ信号に変換されて、ＯＣＴ映像出力信号回路３２５に出力される。ＯＣＴ映像出力信号回路３２５は、このアナログ信号をＯＣＴ用モニタ５００に表示させるためのコンポジットビデオ信号や、Ｓビデオ信号に変換する。そして、これらのビデオ信号がＯＣＴ用モニタ５００に出力されると、モニタ上にＯＣＴ観察画像が表示される。

【００２３】

図２は、本発明の実施形態の電子スコープ１００の構成を示す図である。電子スコープ１００は、体腔内に挿入される挿入部可撓管２００と、操作者が電子スコープ１００やＯＣＴ光学装置の操作を行う操作部２１０と、ＯＣＴプロセッサ３００と接続される接続部２２０と、操作部２１０と接続部２２０とを接続する接続部可撓管２３０から構成される。

【００２４】

電子スコープ１００は、接続部２２０に備えられるライトガイド差込口１４２と、コネクタ１５０とによって、ＯＣＴプロセッサ３００と着脱可能に接続されている。光源３３０から照射された光は、上述したようにライトガイド１４０に導光されて、被観察部位１を照射し、反射されて、対物レンズ１１７に入射される。対物レンズ１１７と同光軸上に配設されたダイクロックプリズム１１６は、白色光である光源３３０の可視波長領域を透過させる特性を有している。そのため、入射された反射光は、ダイクロックプリズム１１６を透過して、ＣＣＤ１３０に受光される。受光された反射光は、ＣＣＤ１３０によって光電変換処理され、画像信号となり、ＯＣＴプロセッサ３００に送信される。そして、この画像信号は前述の映像信号生成の処理が施され、内視鏡用モニタ４００に内視鏡観察画像として表示される。

【００２５】

次に、電子スコープ１００内部に配設された干渉光検出部について説明する。ＳＬＤ１１０は、低干渉性の光を射出する光源である。このＳＬＤ１１０から射出される光の可干渉距離は極めて短く、その距離は数十～数百μｍ程度となっている。

【００２６】

ＳＬＤ１１０から射出された光は、シングルモードの光ファイバである測定光用ファイバ１１２を伝送される。この測定光用ファイバ１１２の光路中には、カップラ１１１が設けられている。カップラ１１１によって測定光用ファイバ１１２は、別のシングルモードの光ファイバである参照光用ファイバ１１３と光学的に結像されている。そのためＳＬＤ１１０から射出された光は、カップラ１１１によって２つに分割される。１つは、測定光として測定光用ファイバ１１２を伝送し、もう１つは、参照光として参照光用ファイバ１１３を伝送する。

【００２７】

カップラ１１１と測定光用ファイバ１１２先端部との間には、ピエゾ変調素子１１４が回巻されている。ピエゾ変調素子１１４は、図示しない発振器から駆動信号が印加されると形状を高速で伸縮させ、振動を発生させる素子である。このピエゾ変調素子１１４が高速振動しているときに、この素子に回巻される測定光用ファイバ１１２内を伝送する測定光は、振動の影響によって周波数および位相が変調される。

【００２８】

先端走査駆動装置１１５は、図示しない積層型圧電モータ１１５ａと直角プリズム１１５ｂから構成される。積層型圧電モータ１１５ａは、板状の圧電素子を複数枚積層して構成されている。積層型圧電モータ１１５ａは、印加される電圧に応じて、挿入部可撓管２００の長手方向と平行な方向（矢印方向Ａ）に伸縮する。積層型圧電モータ１１５ａの伸縮に伴い、直角プリズム１１５ｂも挿入部可撓管２００の長手方向と平行な方向（矢印方向Ａ）に移動する。

10

20

30

40

50

【0029】

測定光用ファイバ112に伝送された測定光は、直角プリズム115bによって、90度折り曲げられて、ダイクロックプリズム116に導かれる。ダイクロックプリズム116は、測定光用ファイバ112に伝送された測定光を全反射させる特性を有している。そのため、測定光はダイクロックプリズム116によって、90度折り曲げられて、対物レンズ117に入射される。

【0030】

対物レンズ117に入射された測定光は、被観察部位1に集光される。この時、先端走査駆動装置115が矢印方向Aの電子スコープ100先端側に近づく方向に移動すると、この測定光は、被観察部位1を測定光の光軸と直交する方向（矢印方向B）の図2における上方向に走査される。逆に、先端走査駆動装置115が矢印方向Aの電子スコープ100先端側から遠ざかる方向に移動すると、この測定光は、被観察部位1を測定光の光軸と直交する方向（矢印方向B）の図2における下方向に走査される。

10

【0031】

測定光は、被観察部位1の表面および表面近傍の組織の各層において反射される。反射された測定光は、対物レンズ117に入射され、ダイクロックプリズム116、直角プリズム115bを介して、測定光用ファイバ112に入射され、このファイバ内をカップラ111に向かう方向に伝送される。

【0032】

また、カップラ111によって分割されたもう一方の光は、参照光として参照光用ファイバ113に入射し、このファイバの先端に伝送される。参照光用ファイバ113先端には、レンズ118が設けられている。

20

【0033】

レンズ118を介した参照光の光路中には、参照ミラー119が配設されている。参照ミラー119は、参照光の光軸に対して垂直な反射面を有している。また、参照ミラー119はミラー駆動装置120によって、参照光の光軸と平行な方向（矢印方向C）に移動可能となっている。ミラー駆動装置120は、積層型圧電モータ115aと同様に、板状の圧電素子を複数枚積層して構成されるアクチュエータである。参照ミラー119がミラー駆動装置120によって、移動されると、カップラ111から参照ミラー119までの参照光の光路長が調整される。

30

【0034】

参照光は、参照光用ファイバ113を伝送し、レンズ118を介してこのファイバから射出されると、参照ミラー119によって反射される。反射された参照光は、レンズ118に入射され、このファイバ内をカップラ111に向かう方向に伝送される。

【0035】

被観察部位1に反射されて測定光用ファイバ112内を伝送する測定光と、参照ミラー119に反射されて参照光用ファイバ113内を伝送する参照光は、カップラ111において干渉する。ただし、SLD110から射出される光は、低干渉性の光であり、この光の可干渉距離は数十～数百 μm 程度となっている。そのため、被観察部位1の所定の断層からカップラ111までの測定光の光路長と、参照ミラー119からカップラ111までの参照光の光路長との差が、例えばミリオーダーの可干渉距離以上ある場合には、この2つの光は干渉しない。つまり、この測定光と参照光の光路長の差が、SLD110から射出される光の可干渉距離以内の場合に限り、この2つの光は干渉する。参照ミラー119が駆動されると、参照光の光路長が調整されるため、干渉する測定光の光路長も変化する。測定光の光路長の変化は、測定光を反射させる被観察部位1の断層の深さの変化を意味する。

40

【0036】

被観察部位1の所定の断層から反射された測定光と参照光がカップラ111において干渉され、PD121に受光されると、この干渉光はPD121によって光電変換され、検出信号に変換される。

50

【0037】

そして、PD121は、干渉光を信号として出力し、干渉しなかった光を低レベルのノイズとして出力するが、この信号とノイズとのS/N比が低いと高精度の信号抽出ができない。そこで、このS/N比を高めるために、光ヘテロダイン検出法が利用されている。即ち、測定光用ファイバ112を通る光は、ピエゾ変調素子114によってその周波数及び位相が変調されると、測定光と参照光の周波数及び位相がわずかにずれるので、干渉光にはうなり(ビート)が発生する。従って、PD121がこの状態の干渉光を受光すると、該PD121からはビート信号が出力されることになる。

【0038】

そして、OCTプロセッサ300のOCT初段信号処理回路320は、PD121から出力されたビート信号を図示しないロックインアンプにピエゾ変調素子114の駆動信号またはこれと同一位相の信号を参照信号として入力し復調することにより、前記ビート信号から高精度に信号成分を抽出することができる。

なお、このOCT初段信号処理回路320は、復調された信号をさらにA/D変換し、OCT画像信号処理回路332において画像信号処理が行われ、OCTメモリ323へ格納したあと、D/A変換し、OCT映像出力信号回路325で映像信号処理が行われ、OCT用モニタ500上に被観察部位1の所定の断層のOCT観察画像が表示される。

【0039】

また、本発明の実施形態においては、挿入部可撓管200の長さ、接続部可撓管230の長さとが略等しく構成されている。

【0040】

図2に示すようにSLD110、カップラ111、PD121は、操作部210内部に配設されている。また、参照ミラー119、ミラー駆動装置120は、接続部220内部に配設されている。

【0041】

SLD110は操作部210内部に、参照ミラー119は接続部220内部にそれぞれ配設されているため、参照光を伝送する参照光用ファイバ113は、操作部210と接続部220を繋ぐ接続部可撓管230に配設される。本発明の実施形態において、SLD110からカップラ111、ダイクロックプリズム116、対物レンズ117を介した被観察部位1の所定の断層までの光路が測定光の光路長となる。また、SLD110からカップラ111、対物レンズ118を介した参照ミラー119までの光路が参照光の光路長となる。すなわち、挿入部可撓管200の長さは、測定光の光路長と略等しく、また、操作部210から接続部可撓管230の長さは、参照光の光路長と略等しくなる。そのため、挿入部可撓管200の長さと接続部可撓管230の長さを略等しく構成すると、電子スコープ100内部の測定光用ファイバ112、参照光用ファイバ113の両ファイバを略弛ませることなく配設することができる。このように電子スコープ100を構成すると、電子スコープ100の細径化、小型化、軽量化を図ることができる。

【0042】

以上が本発明の実施形態である。本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく様々な範囲で変形が可能である。

【0043】

例えば、上記実施形態においてCCD130の画像信号をOCTプロセッサ300に送信する信号線と、PD121のOCT画像信号をOCTプロセッサ300に送信する信号線は、各々別の信号線を用いているが、他の実施形態においては、これらの信号線を複数の芯線を有する一本の複合信号線にしてもよい。このように一本の信号線で、これらの画像信号を送信するよう構成すると、電子スコープ100の細径化を図ることができる。

【0044】

【発明の効果】

以上のように本発明の光断層内視鏡装置は、OCTによる断層像を生成するOCT光学装置の中で干渉光の強度を検出するまでの光学的処理を行う干渉光検出部を内視鏡内に配置

10

20

30

40

50

し、しかも、電氣的処理を行う断層像生成部と着脱可能に構成しているので、干渉光検出部を断層像生成部から切り離し、内視鏡と一体に持ち運ぶことが可能である。また、着脱可能なことから、用途に応じて様々な内視鏡に交換して診断を行うことができる。さらに、内視鏡内に光プローブにあたる干渉光検出部が組み込まれているため、OCTによる観察部位と内視鏡像の観察部位との位置関係が固定されており、光プローブを挿入するタイプの光断層像装置と比較して、OCTによる観察部位が内視鏡像の観察部位から容易に判断でき、診断の精度が向上する。また、光プローブの挿抜の操作を行う必要がなくなり操作性が向上する。

【0045】

また、OCT検出ユニットの各光学素子を測定光用ファイバと参照光用ファイバの長さが等しくなるよう配設することができるため、各ファイバを光路長調整のために内視鏡内部で巻き取ったり、大きく弛ませたりすることなく配設することができる。そのため、内視鏡の細径化、小型化、軽量化を図ることができる。

【図面の簡単な説明】

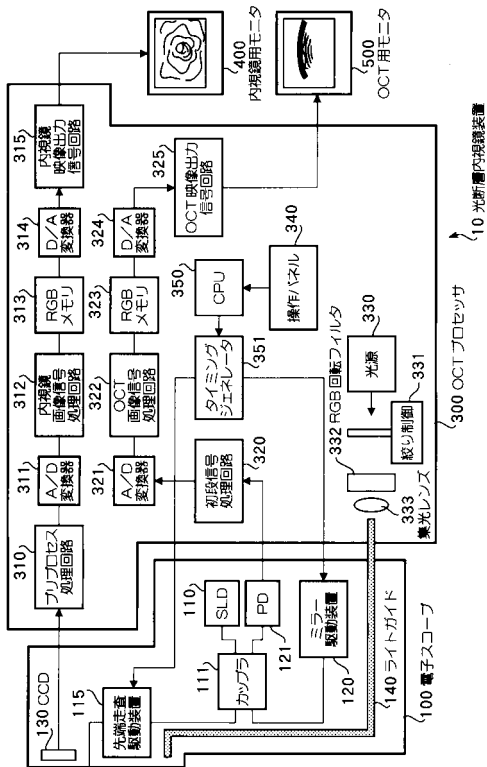
【図1】本発明の実施形態の光断層内視鏡装置のブロック図を示す図である。

【図2】本発明の実施形態の電子スコープの構成を示す図である。

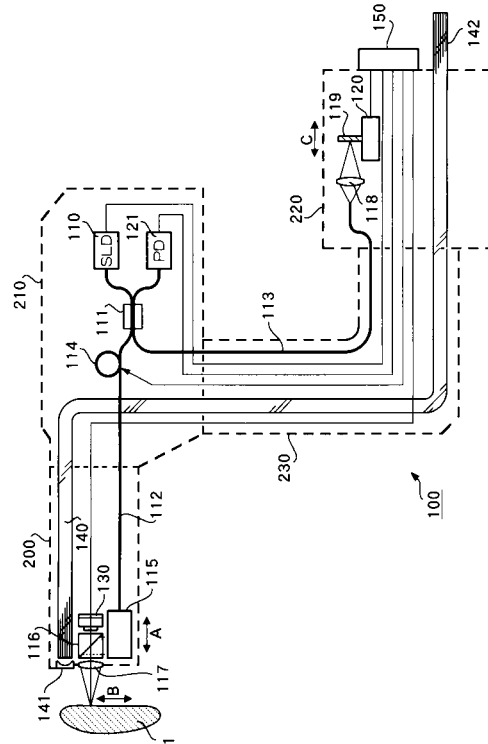
【符号の説明】

10	光断層内視鏡装置	
100	電子スコープ	
110	SLD	20
111	カップラ	
112	測定光用ファイバ	
113	参照光用ファイバ	
119	ミラー	
121	PD	
200	操作部	
210	挿入部可撓管	
220	接続部可撓管	
230	接続部	
300	OCTプロセッサ	30
400	内視鏡用モニタ	
500	OCT用モニタ	

【 図 1 】



【 図 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 橋山 俊之

東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 旭光学工業株式会社内

F ターム(参考) 2G059 AA05 AA06 BB12 EE02 EE09 EE11 FF02 GG10 HH02 JJ02
JJ07 JJ11 JJ13 JJ17 JJ18 KK04 LL01 MM01 MM09 MM10
MM11 PP04 PP06
4C061 BB08 FF50 PP20

专利名称(译)	光学断层摄影内窥镜装置		
公开(公告)号	JP2004073667A	公开(公告)日	2004-03-11
申请号	JP2002240826	申请日	2002-08-21
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	松下 実 杉山 章 松野 真一 橋山 俊之		
发明人	松下 実 杉山 章 松野 真一 橋山 俊之		
IPC分类号	G01N21/17 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.Z A61B1/00.300.D G01N21/17.630 A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/04.520 A61B1/05 A61B1/06.520		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/EE11 2G059/FF02 2G059/GG10 2G059/HH02 2G059/JJ02 2G059/JJ07 2G059/JJ11 2G059/JJ13 2G059/JJ17 2G059/JJ18 2G059/KK04 2G059/LL01 2G059/MM01 2G059/MM09 2G059/MM10 2G059/MM11 2G059/PP04 2G059/PP06 4C061/BB08 4C061/FF50 4C061/PP20 4C161/BB08 4C161/FF50 4C161/PP20		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种光学断层摄影内窥镜装置，其中，内窥镜和OCT处理器可拆卸地配置，并且不必分别执行内窥镜的操作和插入/移除光学探针的操作，这不会使操作复杂化。。提供一种内窥镜，该内窥镜具有插入到体腔内以观察体腔内部的插入部挠性管，用于通过光学相干断层摄影获得活体的断层图像的测量光以及参考光。干涉光检测器，该干涉光检测器产生并引起照射到生物体上的测量光的反射光与基准光干涉，并根据所获得的干涉光的强度产生检测信号，并且该干涉光检测器是可移除的。断层图像生成单元基于由干涉光检测单元产生的检测信号来生成生物体的断层图像，并且干涉光检测单元从插入部挠性管的远端向体腔的表面施加测量光。将其放置在内窥镜中，以便可以对其进行照明。[选择图]图2

