

(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2004-113780
(P2004-113780A)

(43) 公開日 平成16年4月15日(2004.4.15)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00 3 O O D	2 F O 6 4
A 6 1 B 1/04	A 6 1 B 1/04 3 7 O	2 G O 5 9
G O 1 B 9/02	G O 1 B 9/02	2 H O 4 O
G O 1 N 21/17	G O 1 N 21/17 6 3 O	4 C O 6 1
G O 2 B 23/26	G O 2 B 23/26 Z	
審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 9 頁)		

(21) 出願番号	特願2003-312135 (P2003-312135)	(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
(22) 出願日	平成15年9月4日(2003.9.4)	(74) 代理人	100078880 弁理士 松岡 修平
(31) 優先権主張番号	特願2002-260715 (P2002-260715)	(72) 発明者	松下 実 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
(32) 優先日	平成14年9月6日(2002.9.6)	(72) 発明者	小幡 佳寛 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	松野 真一 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
		最終頁に続く	

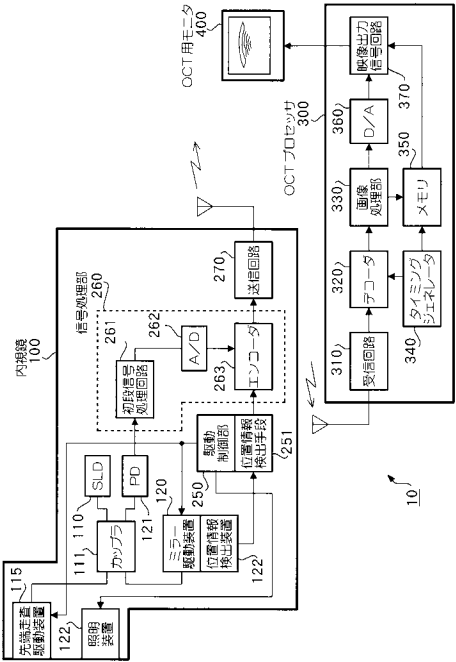
(54) 【発明の名称】 内視鏡、および光断層内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 装置の設置場所が限定されず、かつ移動の融通性が良い内視鏡、および該内視鏡を備えた光断層内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 生体組織を観察する内視鏡において、内視鏡は、光コヒーレンス・トモグラフィにより生体組織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、検出信号を処理し、処理された検出信号を映像信号に変換する外部機器に無線で送信する送信手段とを有する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織を観察する内視鏡において、

前記内視鏡は、光コヒーレンス・トモグラフィにより生体組織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、

前記検出信号を処理し、処理された前記検出信号を映像信号に変換する外部機器に無線で送信する送信手段と、を有すること、を特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記反射光による生体組織の位置を表す位置情報を検出する位置情報検出手段と、

前記送信手段は、前記検出信号と前記位置情報とを共に送信すること、を特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記参照光の光路長を調節する調節手段を有し、

前記位置情報は、前記検出信号が生成された時の前記調節手段の位置を表す情報を含むこと、を特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

光コヒーレンス・トモグラフィにより生体組織の断層像を観察可能にする光断層内視鏡装置において、

前記光断層内視鏡装置は、請求項 1 ～ 請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡と、

前記内視鏡から送信された信号を受信する受信手段、および前記受信手段が受信した信号に基づいて生体組織の断層像を生成する断層像生成部と、を有するプロセッサを備えること、を特徴とする光断層内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

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 とする) により生体の断層像を観察する内視鏡、および該内視鏡を備えた光断層内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

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 (ファイバースコープ)、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 つは特許文献 1 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 つは特許文献 2 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。

10

20

30

40

50

【特許文献１】特開２００１－４６３２１号公報

【特許文献２】特開２００１－８７２６９号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

しかしながら、上述した光断層内視鏡装置の場合、ＯＣＴプロセッサやＯＣＴ光学装置と内視鏡とがコネクタなどの接続部によって接続されているため、装置の設置場所が限定される。また、装置の移動、特に診断時の装置の移動が困難となっている。

【０００６】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、装置の設置場所が限定されず、かつ移動の融通性
10 が良い内視鏡、および該内視鏡を備えた光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】

【０００７】

上記の課題を達成するため、請求項１に記載の内視鏡は、生体組織を観察する内視鏡において、内視鏡は、光コヒーレンス・トモグラフィにより生体組織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、検出信号を処理し、処理された検出信号を映像信号に変換する外部機器に無線で送信する送信手段とを有す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、
20 外部機器と電気信号によるワイヤレス通信が可能なように構成されているため、診断時においても操作者は内視鏡を携帯して自由に移動し、診断を行うことができる。

【０００８】

また、請求項２に記載の内視鏡は、反射光による生体組織の位置を表す位置情報を検出する位置情報検出手段と、送信手段は、検出信号と位置情報とを共に送信することを特徴とする。

【０００９】

また、請求項３に記載の内視鏡は、参照光の光路長を調節する調節手段を有し、位置情報は、検出信号が生成された時の調節手段の位置を表す情報を含むことを特徴とする。

【００１０】

また、請求項４に記載の光断層内視鏡装置は、光コヒーレンス・トモグラフィにより生体組織の断層像を観察可能にする光断層内視鏡装置において、光断層内視鏡装置は、請求項１～請求項３のいずれかに記載の内視鏡と、内視鏡から送信された信号を受信する受信手段、および前記受信手段が受信した信号に基づいて生体組織の断層像を生成する断層像生成部とを有するプロセッサを備えることを特徴とする。このようにＯＣＴによる生体の断層像を生成する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、電氣的処理を行う断層像生成部をプロセッサに、それぞれ独立させて備えているので、内視鏡とプロセッサとの間でワイヤレス通信が可能となっている。そのため、プロセッサは電波の届く範囲に任意に設置可能となる。

【発明の効果】

【００１１】

以上のように本発明の内視鏡、および該内視鏡を備えた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し、しかも、外部機器と電気信号によるワイヤレス通信が可能なように構成されているため、診断時においても操作者は内視鏡を携帯して自由に移動し、診断を行うことができる。また、外部機器は電波の届く範囲に任意に設置可能となり、設置場所の制約が緩和される。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１２】

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
50

層内視鏡装置 10 は、内視鏡 100 と、OCT プロセッサ 300 と、OCT 用モニタ 400 から概略構成される。OCT 用モニタ 400 には、内視鏡 100 から得られる OCT による体腔内の断層像が表示される。

【0013】

内視鏡 100 は、可撓性を有するコヒーレントファイバを用いて体腔内の表面像を観察する機能と、OCT により生成される体腔内の断層像を観察可能にする信号を外部機器に無線で送信する機能を有している。OCT プロセッサ 300 は、内視鏡 100 から無線送信されるこの信号を受信し、受信したこの信号に所定の処理を施し、OCT 用モニタ 400 に OCT による体腔内の断層像を表示させる。以下に、OCT 用モニタ 400 に OCT による体腔内の断層像が表示されるプロセスを示す。

10

【0014】

内視鏡 100 は、SLD (Super Luminescence Diode) 110 を備える。この SLD 110 から射出される光は、後述するカップラ 111、PD (Photo Diode) 121 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、信号処理部 260 に出力される。

【0015】

駆動制御部 250 は、内視鏡 100 先端部に備えられる先端走査駆動装置 115 とミラー駆動装置 120 を駆動させる。先端走査駆動装置 115 が駆動すると、OCT による観察画像の 2 次元的 (平面方向) な観察領域が変化し、ミラー駆動装置 120 が駆動すると、OCT による観察画像の 3 次元的 (平面方向及び深さ方向) な観察領域の深さ方向がそれぞれ変化する。

20

【0016】

また、駆動制御部 250 は、先端走査駆動装置 115 によって断層像を走査して反射してきた測定光の生体組織上における位置情報を検出する位置情報検出手段 251 を備えている。位置情報検出手段 251 は、先端走査駆動装置 115 の駆動電圧と駆動距離との関係を予めキャリブレーションをとることにより取得しており、駆動制御部 250 から供給される駆動電圧に基づいて先端走査駆動装置 115 の移動距離を算出することができる。

【0017】

また、ミラー駆動装置 120 近傍には、ミラー駆動装置 120 に連動して機能する位置情報検出装置 122 が設けられている。位置情報検出装置 122 は、ミラー駆動装置 120 による参照ミラー 119 の駆動制御に関連した駆動検出信号を取得し、該駆動検出信号を位置情報検出手段 251 に出力する。位置情報検出手段 251 は、この駆動検出信号に基づいて参照ミラー 119 の移動距離を算出することができる。

30

【0018】

上述した各位置情報は、デジタルコード化され、エンコーダ 263 に出力される。なお、先端走査駆動装置 115 とミラー駆動装置 120 は、パルス駆動装置であってもよい。この場合、駆動パルス数をカウントすることにより先端走査駆動装置 115 と参照ミラー 119 の移動距離は算出される。

【0019】

干渉光検出部によって生成された検出信号は、信号処理部 260 の初段信号処理回路 261 に入力される。初段信号処理回路 261 は、この検出信号を増幅し、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 262 に出力させる。A/D 変換器 262 は、この検出信号をデジタル信号に変換させて、エンコーダ 263 に出力させる。この検出信号は、エンコーダ 263 によって所定の信号処理が施され、送信回路 270 に出力される。そして、この信号は送信回路 270 によって FM 変調され、OCT プロセッサ 300 に無線で送信される。

40

【0020】

エンコーダ 263 による所定の信号処理とは、A/D 変換器 262 から入力されるデジタルコード化された検出信号と、位置情報検出手段 251 から入力されるデジタルコード化された位置情報と、各コードを識別する識別コードとを時分割シリアル信号に合成する信号処理である。本実施形態において、内視鏡 100 から OCT プロセッサ 300 に送信

50

される信号は、ワイヤレスで、かつシリアルで伝送されるため、パケット伝送方式を採用している。ここでいう識別コードとは、そのパケットデータのスタートとエンドを識別するコードである。

【0021】

ＯＣＴプロセッサ３００は、送信されたシリアル信号を受信回路３１０によって受信する。そして、受信されたこのＦＭ変調された信号は、デコーダ３２０によって復調される。復調された信号は、識別コードに基づいて、タイミングジェネレータ３４０によってＯＣＴ検出信号と位置情報の信号にデコードされ、画像処理部３３０に出力される。画像処理部３３０は、この信号に所定の処理を施し、メモリ３５０に出力する。

【0022】

メモリ３５０は、この画像処理部３３０からの出力信号を格納する。そして、格納された信号は、タイミングジェネレータ３４０によって所定のタイミングで読み出しされて、Ｄ／Ａ変換器３６０に出力される。そして、この信号は、Ｄ／Ａ変換器３６０によってアナログ信号に変換されて、映像出力信号回路３７０に出力される。映像出力信号回路３７０は、このアナログ信号をＯＣＴ用モニタ４００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４００に出力されると、モニタ上にＯＣＴによる体腔内の断層像が表示される。

【0023】

図２は、本発明の実施形態の内視鏡１００の構成を示す図である。内視鏡１００は、体腔内に挿入される挿入部可撓管２００と、操作者が内視鏡１００や干渉光検出部の操作を行う操作部２１０と、外部機器に体腔内の断層像を観察可能にする信号を無線送信する送信部２２０と、操作部２１０と送信部２２０とを接続する接続部２３０から構成される。

【0024】

内視鏡１００は、携帯可能な内視鏡であり、後述する照明装置１２２、干渉光検出部、信号処理部２６０、送信回路２７０などを駆動させるためのバッテリー２４０を備える。

【0025】

内視鏡１００は、挿入部可撓管２００先端に被観察部位１を照明するための照明装置１２２を備える。照明装置１２２が被観察部位１を照明すると、その反射光は、同じく挿入部可撓管２００先端に備えられた対物レンズ１１７に入射される。対物レンズ１１７の光軸上に配設されたダイクロックプリズム１１６は、可視光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、コヒーレントファイバ１２４によって接眼レンズ１２３に導光される。そのため、操作者は接眼レンズ１２３を覗くことによって被観察部位１表面の内視鏡像を観察することができる。

【0026】

次に、内視鏡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。

【0027】

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。

【0028】

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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 2 9 】

先端走査駆動装置 1 1 5 は、積層型圧電モータ 1 1 5 a と直角プリズム 1 1 5 b から構成される。積層型圧電モータ 1 1 5 a 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 1 1 5 a は、印加される電圧に応じて、挿入部可撓管 2 0 0 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 1 1 5 a の伸縮に伴い、直角プリズム 1 1 5 b も挿入部可撓管 2 0 0 の長手方向と平行な方向（矢印方向 A）に移動する。

【 0 0 3 0 】

測定光用ファイバ 1 1 2 に伝送された測定光は、直角プリズム 1 1 5 b によって、90 度折り曲げられて、ダイクロックプリズム 1 1 6 に導かれる。ダイクロックプリズム 1 1 6 は、測定光用ファイバ 1 1 2 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 1 1 6 によって、90 度折り曲げられて、対物レンズ 1 1 7 に入射される。

【 0 0 3 1 】

対物レンズ 1 1 7 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 1 1 5 が矢印方向 A の内視鏡 1 0 0 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 における上方方向に走査される。逆に、先端走査駆動装置 1 1 5 が矢印方向 A の内視鏡 1 0 0 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 における下方方向に走査される。

【 0 0 3 2 】

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 1 1 7 に入射され、ダイクロックプリズム 1 1 6、直角プリズム 1 1 5 b を介して、測定光用ファイバ 1 1 2 に入射され、このファイバ内をカップラ 1 1 1 に向かう方向に伝送される。

【 0 0 3 3 】

また、カップラ 1 1 1 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 1 1 3 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 1 1 3 先端には、レンズ 1 1 8 が設けられている。

【 0 0 3 4 】

レンズ 1 1 8 を介した参照光の光路中には、参照ミラー 1 1 9 が配設されている。参照ミラー 1 1 9 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 1 1 9 はミラー駆動装置 1 2 0 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 1 2 0 は、積層型圧電モータ 1 1 5 a 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 1 1 9 がミラー駆動装置 1 2 0 によって、移動されると、カップラ 1 1 1 から参照ミラー 1 1 9 までの参照光の光路長が調整される。

【 0 0 3 5 】

参照光は、参照光用ファイバ 1 1 3 を伝送し、レンズ 1 1 8 を介してこのファイバから射出されると、参照ミラー 1 1 9 によって反射される。反射された参照光は、レンズ 1 1 8 に入射され、このファイバ内をカップラ 1 1 1 に向かう方向に伝送される。

【 0 0 3 6 】

被観察部位 1 に反射されて測定光用ファイバ 1 1 2 内を伝送する測定光と、参照ミラー 1 1 9 に反射されて参照光用ファイバ 1 1 3 内を伝送する参照光は、カップラ 1 1 1 において干渉する。ただし、SLD 1 1 0 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 1 1 1 までの測定光の光路長と、参照ミラー 1 1 9 からカップラ 1 1 1 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、SLD 1 1 0 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。

【００３７】

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。そして、この変換された信号は、初段信号処理回路２６１内の図示しないロックインアンプに、ピエゾ変調素子１１４を駆動する発振器の駆動信号またはこれと同一位相の信号を参照用信号として共に入力される。ＰＤ１２１からの信号は前記ピエゾ変調素子１１４によって光変調されたビート信号であり、該ビート信号から前記参照用信号と同一周波数の信号成分を参照信号としてヘテロダイン検波することにより前記ビート信号から高精度に干渉信号成分のみを抽出し、増幅される。そして、この信号は、前述したようにＡ／Ｄ変換器２６２でデジタル信号に変換され、エンコーダ２６３でシリアル伝送用の識別コードを付加するなどしてエンコードした後、送信回路２７０によってＦＭ送信信号に変調し、ＯＣＴプロセッサ３００に送信される。送信された信号は、ＯＣＴプロセッサ３００に受信され、前述の映像信号処理が行われ、ＯＣＴ用モニタ４００上に被観察部位１の所定の断層像が表示される。

10

【００３８】

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２３０の長さなどが略等しく構成されている。

20

【００３９】

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、送信部２２０内部に配設されている。

【００４０】

ＳＬＤ１１０は操作部２１０内部に、参照ミラー１１９は送信部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と送信部２２０を繋ぐ接続部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２３０の長さを略等しく構成すると、内視鏡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。このように内視鏡１００を構成すると、内視鏡１００の細径化、小型化、軽量化を図ることができる。

30

【００４１】

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。

40

【００４２】

例えば、上記実施形態において、内視鏡１００から送信される信号を受信し、モニタ表示可能に画像処理を行う外部機器は、この信号の画像処理を専用で行うＯＣＴプロセッサ３００であるが、他の実施形態においては、受信機能を備え、この信号の画像処理を行うソフトがインストールされているパソコンなどでもよい。

【００４３】

また、上記実施形態では生体組織の観察を光ファイバで行うファイバスコープについて述べてきたが、内視鏡の挿入先端部に固体撮像素子を設けた電子内視鏡に適用することも可能である。この場合は、固体撮像素子から得られた撮像信号を増幅、サンプリングホー

50

ルドなどの前処理をおこなった後、A/D変換してデジタル信号にしてから一旦FIFOメモリに格納し、前記エンコーダ263でシリアルデータの中に時分割で観察画像信号として埋め込むなどの方法で、OCT信号と観察画像信号を重畳してワイヤレス送信をする。そしてOCTプロセッサ300のデコーダ320でOCT信号と観察画像信号を分離し、各々の画像処理を行って各々モニタに表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0044】

【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。

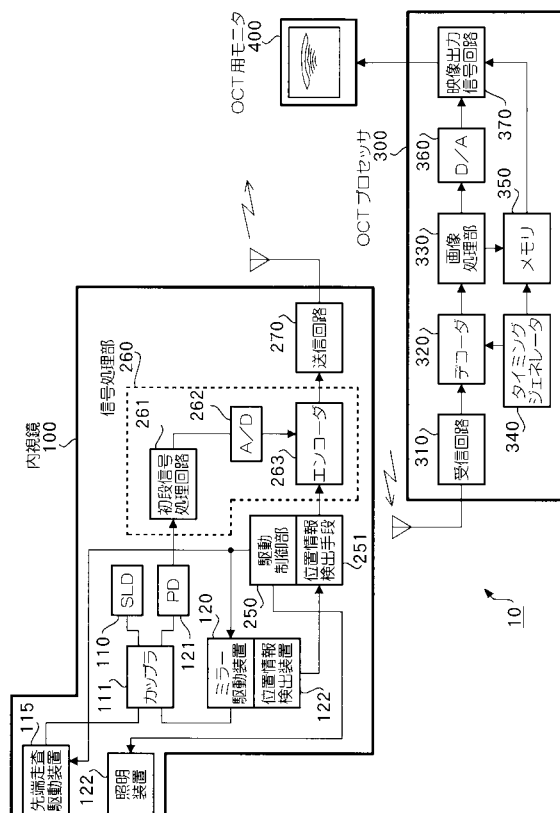
【図2】本発明の実施形態の内視鏡の構成を示す図である。

【符号の説明】

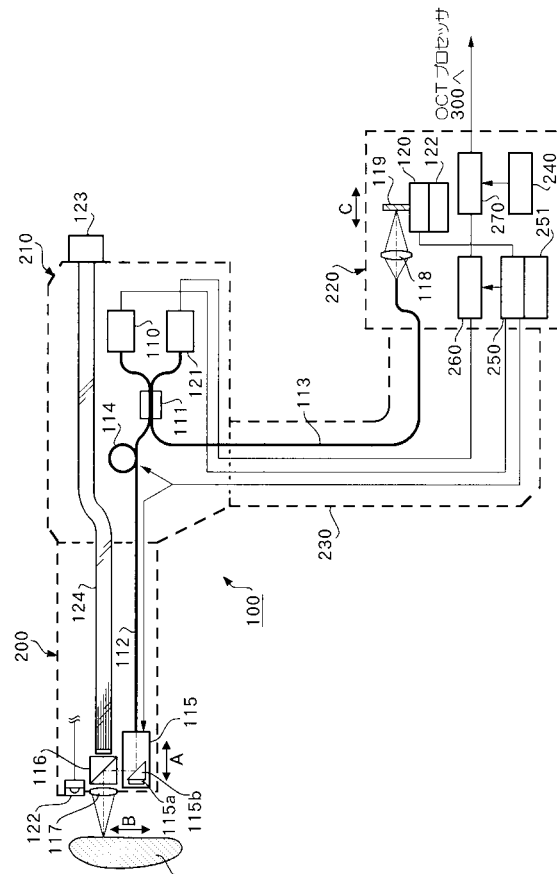
【0045】

- 10 光断層内視鏡装置
- 100 内視鏡
- 112 測定光用ファイバ
- 113 参照光用ファイバ
- 270 送信回路
- 300 OCTプロセッサ
- 310 受信回路
- 400 OCT用モニタ

【図1】



【図2】



フロントページの続き

(72)発明者 中村 哲也

東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペンタックス株式会社内

F ターム(参考) 2F064 AA09 EE10 FF03 GG02 GG12 GG24 GG52 HH01 HH05 JJ05
KK04
2G059 AA05 AA06 BB12 CC16 EE02 EE09 FF02 FF09 GG01 GG10
JJ06 JJ11 JJ12 JJ15 JJ17 JJ18 JJ22 KK01 LL01 MM09
MM10 PP04 PP06
2H040 BA00 CA00 CA02 CA03 CA11 CA27 DA12 DA51
4C061 AA00 BB00 CC07 DD00 FF35 FF46 FF47 HH51 JJ19 MM09
NN01 NN03 NN05 QQ10 UU06 WW11

专利名称(译)	内窥镜和光学断层摄影内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2004113780A	公开(公告)日	2004-04-15
申请号	JP2003312135	申请日	2003-09-04
[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 小幡 佳寛 松野 真一 中村 哲也		
发明人	松下 実 小幡 佳寛 松野 真一 中村 哲也		
IPC分类号	G01B9/02 A61B1/00 A61B1/04 G01N21/17 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G01B9/02 G01N21/17.630 G02B23/26.Z A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.682 A61B1/04		
F-TERM分类号	2F064/AA09 2F064/EE10 2F064/FF03 2F064/GG02 2F064/GG12 2F064/GG24 2F064/GG52 2F064/HH01 2F064/HH05 2F064/JJ05 2F064/KK04 2G059/AA05 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/FF02 2G059/FF09 2G059/GG01 2G059/GG10 2G059/JJ06 2G059/JJ11 2G059/JJ12 2G059/JJ15 2G059/JJ17 2G059/JJ18 2G059/JJ22 2G059/KK01 2G059/LL01 2G059/MM09 2G059/MM10 2G059/PP04 2G059/PP06 2H040/BA00 2H040/CA00 2H040/CA02 2H040/CA03 2H040/CA11 2H040/CA27 2H040/DA12 2H040/DA51 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC07 4C061/DD00 4C061/FF35 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/JJ19 4C061/MM09 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/QQ10 4C061/UU06 4C061/WW11 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC07 4C161/DD00 4C161/FF35 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/JJ19 4C161/MM09 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/QQ10 4C161/UU06 4C161/WW11		
优先权	2002260715 2002-09-06 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种不限制装置的安装位置并且具有良好的移动灵活性的内窥镜以及具有该内窥镜的光学断层摄影内窥镜装置。 在用于观察活体组织的内窥镜中，内窥镜产生用于通过光学相干断层摄影和参考光获得活体组织的断层图像的测量光，并用该测量光照射活体。 干涉光检测单元，其将光的反射光与参考光进行干涉，并根据所获得的干涉光的强度生成检测信号；以及外部设备，其处理该检测信号并将所处理的检测信号转换为视频信号 以及发送单元，其以无线方式发送至设备。

[选型图]图1

