

(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.<sup>7</sup>

**A61B 1/00**  
**A61B 1/04**  
**GO1B 9/02**  
**GO1N 21/17**  
**GO2B 23/26**

F 1

A 61 B 1/00 300 D  
A 61 B 1/04 370  
GO 1 B 9/02  
GO 1 N 21/17 630  
GO 2 B 23/26 Z

テーマコード(参考)

2 F 064  
2 G 059  
2 H 040  
4 C 061

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)  
(22) 出願日 平成15年9月4日 (2003.9.4)  
(31) 優先権主張番号 特願2002-260715 (P2002-260715)  
(32) 優先日 平成14年9月6日 (2002.9.6)  
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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 ペンタックス株式会社内  
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  
(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

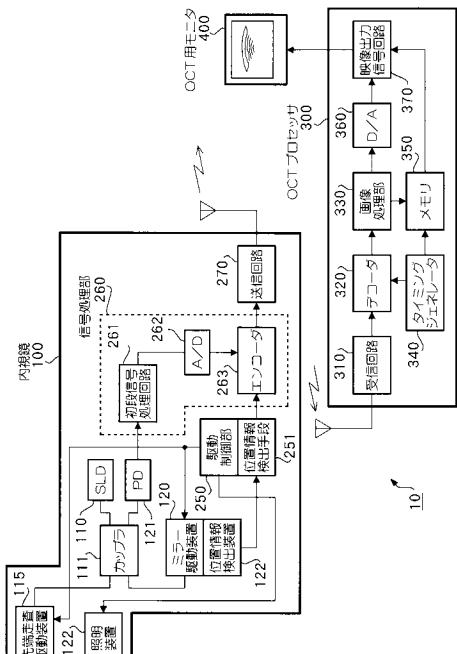
(54) 【発明の名称】内視鏡、および光断層内視鏡装置

## (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、 10

前記送信手段は、前記検出信号と前記位置情報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、 20

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。 30

**【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、光の干渉を利用して、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。 40

**【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。

【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、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 20 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、電気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

10

20

30

40

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、S LD (Super Luminescence Diode) 110 を備える。この S LD 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 变調され、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。

20

【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、コピーレントファイバ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。

30

【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。

40

【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

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。

【0029】

先端走査駆動装置115は、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。

【0030】

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。

【0031】

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の内視鏡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の内視鏡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。

【0032】

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。

【0033】

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。

【0034】

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。

【0035】

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。

【0036】

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

10

20

30

40

50

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、P D 1 2 1に受光されると、この干渉光はP D 1 2 1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。P D 1 2 1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附加するなどしてエンコードした後、送信回路270によってF M送信信号に変調し、O C Tプロセッサ300に送信される。送信された信号は、O C Tプロセッサ300に受信され、前述の映像信号処理が行われ、O C T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。

【0038】

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

【0039】

図2に示すようにS L D 1 1 0、カップラ111、P D 1 2 1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】

S L D 1 1 0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、S L D 1 1 0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、S L D 1 1 0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め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。

【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。

【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O C T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

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】

100 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

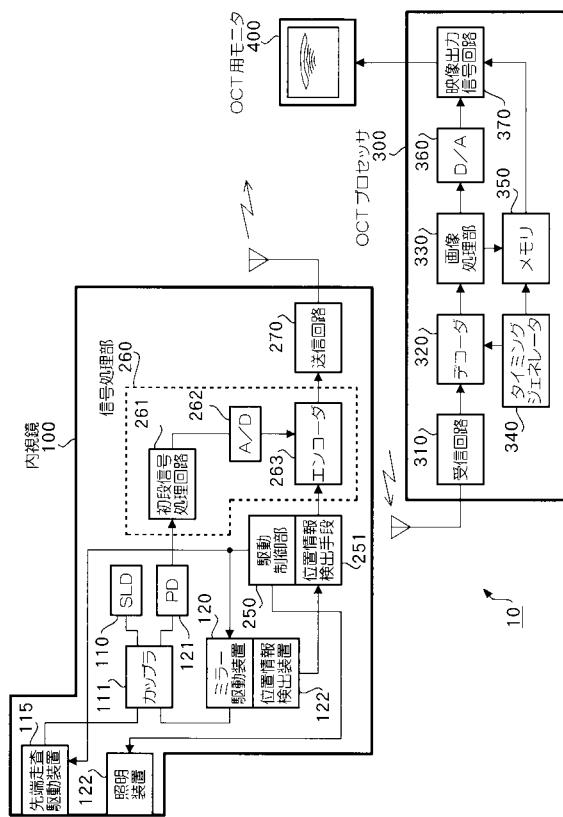
300 OCTプロセッサ

310 受信回路

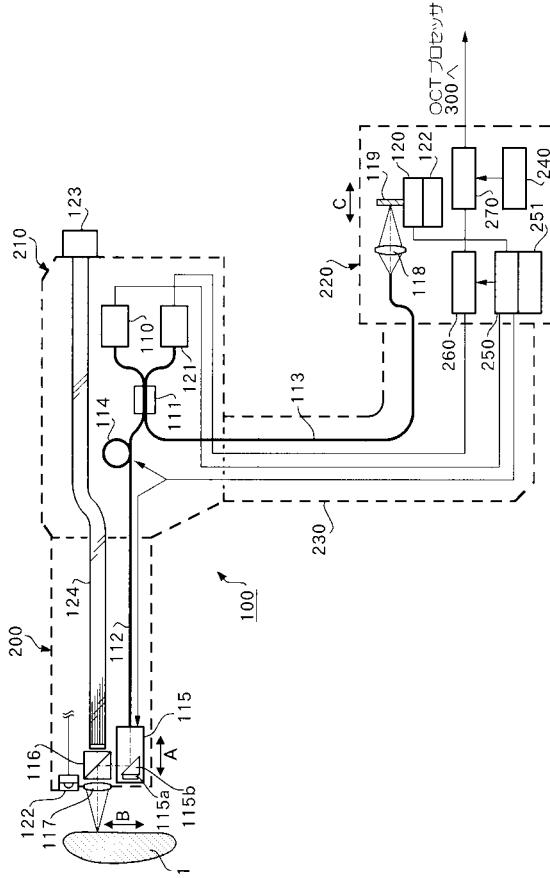
400 OCT用モニタ

10

【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36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	<a href="#">JP2004113780A</a>	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	<a href="#">Espacenet</a>		

### 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

