

(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2010-201178

(P2010-201178A)

(43) 公開日 平成22年9月16日(2010.9.16)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 Z	
	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z	

審査請求 有 請求項の数 8 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2010-96466 (P2010-96466)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成22年4月19日 (2010.4.19)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願2004-30509 (P2004-30509)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
	の分割	(74) 代理人	100108855
原出願日	平成16年2月6日 (2004.2.6)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100095441
			弁理士 白根 俊郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光源マーカー、光源マーカーアプリケーションタ及び外科手術用病変部同定システム

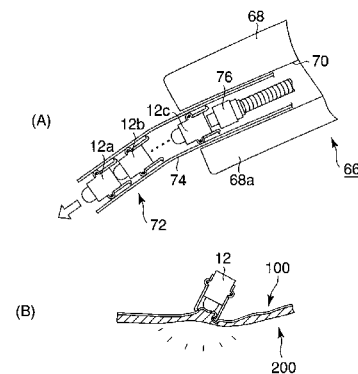
(57) 【要約】

【課題】内視鏡の観察画像を確認するだけでリアルタイムに病変部を同定可能な安価かつ簡易的な光源マーカーを提供する。

【解決手段】光源マーカー12は、ケース26と、先端に係止部を有し基端が前記ケースに連結された1対のアーム44と、前記ケースに設けられ、前記1対のアームの間に配設された光源部の発光部34とを備えている。

【選択図】 図6

図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体内で発光可能な光源部と、前記光源部を生体内に留置・固定する固定手段とを有する光源マーカ-

体内に挿入される挿入部を有する内視鏡と、

前記内視鏡の観察像から前記光源部で発光した光を少なくとも生体の壁部を通して検出し、前記光源マーカ-

を具備することを特徴とする外科手術用病変部同定システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

10

【0001】

この発明は、病変部を示す標識を同定するための光源マーカ-及び外科手術用病変部同定システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

例えば特許文献 1 には、手術用マーカ-が開示されている。この手術用マーカ-は、マーカ-針の後端にリード線が固着されている。そして、例えば胸腔鏡による肺手術、腹腔鏡による肝臓手術等の際に術前にマーカ-針を患者の体内の病変部に留置すると、リード線が体外に露出された状態で保持される。このため、リード線を標識として手術を行なうことができる。

20

【0003】

例えば特許文献 2 には、磁石付き生体用チューブが開示されている。これは、生体内に挿入するチューブの先端に磁石を取り付け、その磁石が発生する磁力を生体外から検出する。そうすると、非侵襲的に生体内のチューブの先端の位置を生体外で検出することができる。

【0004】

また、図 2 4 に示すように、例えば胃 4 0 0 などの消化管の内部の病変部 4 0 2 を処置する場合、硬性鏡 4 0 4 を用いて内視鏡的処置を行なうことがある。この場合の病変部 4 0 2 を処置する手技の一例は次の通りである。軟性内視鏡 4 0 6 を経口的に胃 4 0 0 の内部に導入して例えば手術室の照明を落とす。このとき、内視鏡 4 0 6 の光源からの照明光を用いて病変部 4 0 2 の位置を確認する。そして、確認した病変部 4 0 2 を処置するのに適当な位置に硬性鏡 4 0 4 を刺入して処置を行なう。以下、これを第 1 の手技という。

30

【0005】

図 2 5 (A) に示すように、例えば大腸 5 0 0 の内部の病変部 5 0 2 を内視鏡的処置する場合、軟性内視鏡 (図示せず) を用いて予め病変部 5 0 2 の周囲にクリップ 5 0 4 を固定しておく。病変部 5 0 2 を硬性鏡 (図示せず) を用いて処置する場合、例えば図 2 5 (B) に示す X 線装置 5 0 6 を用いて大腸 5 0 0 に X 線を放射して図 2 5 (C) に示すような X 線透視画像 5 0 8 を得る。こうして病変部 5 0 2 の周囲のクリップ 5 0 4 の位置を確認して病変部 5 0 2 を外科的に処置・摘出する。以下、これを第 2 の手技という。

【0006】

40

図 2 6 (A) に示すように、第 2 の手技と同様に大腸 5 0 0 の内部の病変部 5 0 2 を内視鏡的処置する場合、腹腔鏡下で超音波装置 5 1 0 を用いて超音波を発して病変部 5 0 2 近傍の超音波像を得る。すなわち、病変部 5 0 2 の周囲のクリップ 5 0 4 の位置を超音波像を用いて確認して病変部 5 0 2 を処置する。以下、これを第 3 の手技という。

【0007】

また、図 2 6 (B) に示すように、第 2 および第 3 の手技と同様に大腸 5 0 0 の内部の病変部 5 0 2 を内視鏡的処置する場合、上述したクリップ 5 0 4 の代わりに軟性内視鏡を用いて予め病変部 5 0 2 に点墨用色素 5 0 5 周囲を注入しておく。すると、その色素 5 0 5 が大腸 5 0 0 の漿膜側に染み出るので、硬性鏡 5 1 2 を用いて病変部 5 0 2 の位置を確認してその病変部 5 0 2 を処置する。以下、これを第 4 の手技という。

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特許第2794162号公報

【特許文献2】特開平3-78号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

特許文献1に開示された手術用マーカーは、留置の際、例えば経皮的に正常部位を貫通してマーカー針が病変部に刺入されることがあるため、病変細胞が飛び散って播種を起こすことがある。このため、このような播種を起こすことを防止することができる病変部同定システムが望まれている。

10

【0010】

特許文献2に開示された磁石付き生体用チューブは、生体に内視鏡的処置をする場合、磁石の位置を検出しても、内視鏡の観察画像との対応を取ることが困難である。このため、内視鏡の観察画像との対応を取り易い病変部同定システムが望まれている。

【0011】

上記第1の手技を行なう場合、図24に示す外科的処置自体には不要な軟性内視鏡406を病変部（術部）402の位置確認のためだけに準備することが必要であり、さらに軟性内視鏡406を操作することができる術者を確保しなければならない。さらには、その術後には、術部の位置確認に使用した内視鏡406の洗滌・消毒など、片付けも必要である。このため、外科処置中に行なわれる位置確認のためだけに内視鏡406を使用することは、準備・片付けの手間や、手技の煩雑さ、術者の確保等、コストがかかる面から不利である。

20

【0012】

上記第2の手技を行なう場合、図25（A）に示す病変部502の位置を確認するのに図25（B）に示すX線装置506を用いているので、被爆の問題がある。また、図25（C）に示すようなX線透視画像508は、内視鏡の観察像とは全く異なるものであり、X線透視画像508と内視鏡の観察像とを対応させて病変部502の位置を同定することや、処置と同時にリアルタイムで位置を確認することは困難である。

30

【0013】

上記第3の手技を行なう場合、超音波像は、内視鏡の観察像とは全く異なるものであり、超音波像と内視鏡の観察像とを対応させて病変部502の位置を同定することは困難である。

【0014】

上記第4の手技を行なう場合、部位によっては後述のように点墨方法に工夫を要する場合があったり、ある程度の時間が経過してしまうと、点墨用色素505が拡散して病変部502を判断し難くなることがある。

【0015】

また、第3および第4の手技により病変部502の位置を確認しようとする場合、図26（C）に示すように、例えば腹腔側を硬性鏡で観察可能な領域 α に対して反対側の背側の領域 β に病変部502が存在することがある。この場合、第3の手技では、大腸500の管の内部の空気層によって超音波が伝達しないため、病変部502を同定するための超音波像を得ることができない。第4の手技では、病変部502の周囲に点墨用色素505を注入しても、点墨用色素505は病変部502に対向する大腸500の壁部までは染み出して行かないので、硬性鏡512を用いて病変部502を同定することはできない。

40

【0016】

この発明は、このような課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、内視鏡の観察画像を確認するだけでリアルタイムに病変部を同定可能な安価かつ簡易的な光源マーカー及び外科手術用病変部同定システムを提供することにある。

50

【課題を解決するための手段】

【0017】

上記課題を解決するために、この発明の外科手術用病変部同定システムは、生体内で発光可能な光源部と、前記光源部を生体内に留置・固定する固定手段とを有する光源マーカ―と、体内に挿入される挿入部を有する内視鏡と、前記内視鏡の観察像から前記光源部で発光した光を少なくとも生体の壁部を通して検出し、前記光源マーカ―の留置位置を認識可能な認識手段とを備えている。

このような構成を有するので、病変部の近傍に光源マーカ―を固定手段により固定し、光源部から発光する発光光（可視光や蛍光等の光）を生体の壁部を通して内視鏡で観察する（認識手段で認識する）ことによって、病変部が存在する臓器の外側でその臓器内の病変部を同定することができる。

10

【0018】

また、好ましくは、前記光源部は、780nmないし1300nmの少なくとも一部の波長の光を発光する発光手段を備えている。

このような発光手段により発光する光の波長は、それ以下の波長に比べて生体を透過し易いので、それらの波長の一部を使うことによって、より内視鏡で観察し易くなり、病変部を同定し易くなる。

また、好ましくは、前記光源部は、所定の波長の励起光が照射されると蛍光を発光する蛍光体を有する蛍光体マーカ―を備えている。

このような構成を有するので、病変部の近傍に蛍光体マーカ―を固定手段により固定し、蛍光体マーカ―の蛍光体に励起光が照射されることによる蛍光を内視鏡で観察することによって、病変部が存在する臓器の外側で臓器内の病変部を同定することができる。

20

【0019】

また、好ましくは、前記蛍光体の励起光は、前記内視鏡の光源による光である。

このため、新たに光源を必要とすることなく、簡単な構成で病変部を同定することができる。

また、好ましくは、前記蛍光体は、前記励起光により、780nmないし1300nmの少なくとも一部の波長を有する光を発光する物質である。

このような波長の蛍光は、それ以下の波長に比べて生体を透過し易いので、それらの波長の一部を使うことによって、より内視鏡で観察し易くなり、病変部を同定し易くなる。

30

【発明の効果】

【0020】

この発明によれば、内視鏡の観察画像を確認するだけでリアルタイムに病変部を同定可能な安価かつ簡易的な光源マーカ―及び外科手術用病変部同定システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】第1の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、(A)は、光源クリップの概略的な側面図、(B)は(A)中の矢印1B方向から光源クリップを観察した状態を示す概略図、(C)は(A)中の収容ケースの内部の構成を示す概略的なブロック図。

40

【図2】第1の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、(A)は、硬性鏡の概略図、(B)は硬性鏡のカメラヘッドの概略的な部分断面図、(C)は(B)中の2C-2C線で切断した状態を示す可変フィルター部の概略図。

【図3】第1の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、光のピーク波長が異なる各LEDを発光させたときの波長に対する相対光強度を示すグラフ。

【図4】生体に対する光の透過度を示すグラフ。

【図5】第1の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、(A)ないし(C)は、可変フィルター部に配設された光学フィルターの特性を示すグラフ。

【図6】第1の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、(A)は、光源

50

クリップを留置するときに用いられる軟性内視鏡の概略的な断面図、(B)は、光源クリップを臓器の粘膜に係止した状態でLEDを発光させた状態を示す概略図。

【図7】第1の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、肺の外部を観察したときに得られる観察像とともに、肺の内部に留置された光源クリップを発光させたときにその発光光を観察像に重ね合わせて表示させた硬性鏡のモニター画面。

【図8】第1の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、(A)は、光源クリップの概略的な側面図、(B)は(A)中の矢印8B方向から光源クリップを観察した状態を示す概略図、(C)は病変部を内部に有する大腸の断面図、(D)は大腸の腹腔側を照明するように、(C)中の病変部の近傍に光源クリップを留置した状態を示す概略図。

10

【図9】第2の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、(A)は光源クリップの概略的な側面図、(B)は(A)に示す光源クリップを病変部の上に載置し、内視鏡を用いて接着剤を散布した状態を示す概略図、(C)は(B)中の光源クリップおよび病変部を適当な方向に切断した状態を示す概略的な断面図。

【図10】第2の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、(A)は光源部から発する光が直進するように形成された光源部を示す概略図、(B)は光源部から発する光が拡散するように形成された光源部を示す概略図。

【図11】第3の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、(A)はループ状光源マーカを示す概略的な部分断面図、(B)はループ状光源マーカの光源部の概略的な斜視図。

20

【図12】第3の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、(A)は、ループ状光源マーカの光源部の収容ケースの内部の構成を示す概略的なブロック図、(B)は収容ケースの内部の構成を示す概略図。

【図13】第3の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、(A)は2つの処置具挿通チャンネルを有する内視鏡の挿入部の先端部を示す概略図、(B)は一方の処置具挿通チャンネルに把持鉗子でループ状光源マーカの保持部を把持した状態で配置し、他方の処置具挿通チャンネルにクリップ装置を配置した状態を示す概略図、(C)は処置具挿通チャンネルに把持鉗子でループ状光源マーカの保持部を把持した状態を示す内視鏡の挿入部の概略的な側面図。

【図14】第3の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、(A)はループ状光源マーカをクリップを用いて生体に留置した状態を示す概略図、(B)は硬性鏡でループ状光源マーカに対して壁部を挟んで反対側から観察した状態を示す硬性鏡のモニター画面。

30

【図15】第4の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、(A)は蛍光体を含む蛍光体マーカを示す概略的な断面図、(B)は蛍光体の励起光に対する蛍光の特性を示すグラフ。

【図16】第4の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、(A)は内視鏡の光源の特性を示すグラフ、(B)は硬性鏡の可変フィルター部に配設された2つのフィルターの特性を重ね合わせた状態を示すグラフ。

【図17】第4の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、(A)は内視鏡用クリップに蛍光体マーカを引っ掛けた状態を示す概略的な斜視図、(B)は生体の粘膜に対して蛍光体マーカごとクリップに係止した状態を示す概略図。

40

【図18】第5の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、(A)は蛍光体マーカの概略的な側面図、(B)は内視鏡の挿入部の先端部に蛍光体マーカのリングを弾性変形させて配置して蛍光体マーカを内視鏡フードに装着した状態を示す概略的な正面図、(C)は(B)に示す18C-18C線に沿う部分断面図。

【図19】第5の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、(A)は内視鏡の吸引機能を用いて生体をフードの内部に吸引した状態を示す概略図、(B)は生体を吸引した状態でリングを解放するとともにリングを弾性変形させて生体をリングで縛って蛍光体マーカを生体に留置した状態を示す概略図、(C)は(B)に示す互いに異なる

50

波長の光を発する蛍光体が含有された蛍光体マーカーを病変部の周囲に複数留置した状態を示す概略図。

【図 2 0】第 6 の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、基部に蛍光体を塗布したクリップの概略図。

【図 2 1】第 7 の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、基部に蛍光体を配したクリップの概略図。

【図 2 2】第 8 の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、局注針を用いて粘性を有する蛍光体を生体の粘膜に注入する状態を示す概略図。

【図 2 3】第 9 の実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムに係り、(A) は蛍光体が内部に詰め込まれた蛍光玉のアプリータを示す概略的な断面図、(B) は生体の粘膜を一部切開して粘膜の内部に蛍光玉を注入した状態を示す概略図。

【図 2 4】従来の技術に係り、軟性内視鏡を胃の内部に経口的に導入して病変部を照明して硬性鏡でその光を元にして病変部を特定する手技を示す概略図。

【図 2 5】従来の技術に係り、(A) は大腸の内壁側の病変部近傍にクリップを装着した状態を示す概略図、(B) は大腸に X 線を放射して病変部の近傍のクリップを撮影する X 線装置を示す概略図、(C) は X 線装置により得られた X 線透視画像。

【図 2 6】従来の技術に係り、(A) は大腸の内壁側の病変部近傍にクリップを装着した状態で超音波装置を用いてクリップの位置を同定する手技を示す概略図、(B) は大腸の内壁側の病変部近傍に点墨用色素を注入し、大腸の外壁側に染み出した点墨用色素に基づいて病変部を硬性鏡を用いて同定する手技を示す概略図、(C) は、大腸の内壁側の病変部が腹腔側から離れた背側に存在することを示す概略図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 2 】

以下、図面を参照しながらこの発明を実施するための形態について説明する。

まず、第 1 の実施の形態について図 1 ないし図 8 を用いて説明する。

【 0 0 2 3 】

この実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムは、発光機能とクリップ機能とを有するマーカー（標識）としての光源クリップ 1 2（図 1（A）参照）と、光源クリップ 1 2 からの光を検出する外科手術用の内視鏡（第 2 の内視鏡）1 4（図 2（A）参照）とを備えている。

【 0 0 2 4 】

図 1（A）および図 1（B）に示すように、光源クリップ 1 2 は、発光する光源部 2 2 と、光源クリップ 1 2 を生体に係止して固定するための 1 対の係止部（クリップ部）2 4 とを備えている。

光源部 2 2 は、電力供給手段と、電力供給手段による電力の供給により発光する発光手段と、これら電力供給手段および発光手段を収容する有底円筒状の収容ケース 2 6 とを備えている。図 1（C）に示すように、電力供給手段は、それぞれ収容ケース 2 6 に収容された電池 2 8 と、スイッチ回路 3 0 と、センサー 3 2 とを備えている。発光手段は、スイッチ回路 3 0 に電氣的に接続された LED 3 4 を備えている。LED 3 4 は、収容ケース 2 6 から突出するように収容ケース 2 6 に装着されている。センサー 3 2 は、所定の閾値を超えたラジオ波や、磁場の変化、あるいは光を検出し、その信号をスイッチ回路 3 0 に伝達する。スイッチ回路 3 0 は、センサー 3 2 からの信号に基づいて電池 2 8 から電力の供給を受け、その電力を LED 3 4 に選択的に供給する。

【 0 0 2 5 】

光源クリップ 1 2 の係止部 2 4 は、後述する発光手段を体内に留置・固定する固定手段である。係止部 2 4 は、収容ケース 2 6 に配設されている。収容ケース 2 6 の外周面には、それぞれ孔を有する 1 対の突出部 3 8 が形成されている。突出部 3 8 の孔には、ピン 4 0 が配設されている。このピン 4 0 には、バネ 4 2 が配設されている。バネ 4 2 には、超弾性合金材製のアーム 4 4 が一体的に形成されている。このため、アーム 4 4 は、バネ 4 2 により所定の方向に付勢されている。この場合、アーム 4 4 は、LED 3 4 の方向に向

10

20

30

40

50

けられている。アーム 44 の先端部には、爪部 46 が形成されている。爪部 46 は、互いに対向するように向けられている。このように形成された係止部 24 は、ピン 40 を支点として 180 度回転可能である。

【0026】

光源部 22 の LED 34 は、種類によって図 3 に重ね合わせた状態で例示する特性を備えている。図 3 中の縦軸は相対光強度であり、横軸は波長 λ (nm) である。複数の光源クリップ 12 が使用される場合、それぞれ図 3 に示す特性を有するなど、異なる種類の LED 34 が使用されることがある。ここでは、特性がそれぞれ異なる第 1 ないし第 3 の LED 34a, 34b, 34c について説明する。

【0027】

図 3 に示すように、第 1 の LED 34a は、800nm の波長のときにピーク値を有する光を発光する。第 2 の LED 34b は、1000nm の波長のときにピーク値を有する光を発光する。第 3 の LED 34c は、1200nm の波長のときにピーク値を有する光を発光する。このような特性を有する第 1 ないし第 3 の LED 34a, 34b, 34c が収容ケース 26 の開口部側にそれぞれ装着されて第 1 ないし第 3 の光源クリップ 12a, 12b, 12c が形成されている。

【0028】

上述した内視鏡 14 は、例えばトロッカー（図示せず）などを介して体外から体腔内に導入される硬性のものが用いられる。このため、以下、この内視鏡 14 を硬性鏡（光学視管）という。図 2（A）に示すように、硬性鏡 14 は、細長い硬質の挿入部 50 と、挿入部 50 の基端部に着脱可能に配設されたカメラヘッド 52 とを備えている。挿入部 50 には、被検体を照明する照明光学系（図示せず）や照明した部位を観察する対物光学系（図示せず）とが配設されている。対物光学系は、対物レンズ（図示せず）に入射された光学像を挿入部 50 の基端部側にリレーするリレーレンズ（図示せず）を備えている。照明光学系は、カメラヘッド 52 側から挿入部 50 の先端部の照明レンズ（図示せず）に向けて照明光を導くライトガイド（図示せず）を備えている。硬性鏡 14 の挿入部 50 の基端部には、照明光学系に光を導くライトガイドケーブル 600 と、後述する CCD 素子 58 で撮像した像を伝送するユニバーサルケーブル 53 が配設されたカメラヘッド 52 とが接続されている。

【0029】

図 2（B）に示すように、カメラヘッド 52 は、挿入部 50 の基端部に接続される接続ジョイント部 54 と、光学素子収容部 56 とを備えている。光学素子収容部 56 は、対物レンズに入射され、リレーレンズによりリレーされた光学像を撮像する CCD 素子 58 と、リレーレンズを通した光学像の光の波長に基づいて CCD 素子 58 に入射する光を選択する可変フィルター部 60 とを備えている。

【0030】

CCD 素子 58 は、可視域（波長 380nm ~ 780nm）だけでなく、近赤外域（波長 780nm ~ 1300nm）の光を撮像可能な特性を備えている。図 2（C）に示すように、可変フィルター部 60 は、軸部 62 を支点として回転可能で、それぞれ特性が異なる第 1 ないし第 3 の光学フィルター 60a, 60b, 60c を備えている。このため、CCD 素子 58 には、第 1 ないし第 3 の光学フィルター 60a, 60b, 60c を可変フィルター部 60 の軸部 62 を支点として回転させて選択することにより、異なる波長の光学像が入射される。

【0031】

図 5（A）には、第 1 の光学フィルター 60a の特性を示す。図 5（B）には、第 2 の光学フィルター 60b の特性を示す。図 5（C）には、第 3 の光学フィルター 60c の特性を示す。図 5（A）ないし図 5（C）中の縦軸は光透過度（%）であり、横軸は波長 λ (nm) である。なお、図 5（A）ないし図 5（C）中の光透過度は、全て 100% としているが、実際には例えば 90% や 80% など、適宜に変化させて使用される。

【0032】

10

20

30

40

50

図5(A)に示すように、第1の光学フィルター60aは、例えば380nm~850nmの波長を有する光を透過させる特性(領域I)を有する。これは、ほぼ可視域の波長の光をカバーするものである。さらに、近赤外域内で可視域側の一部の波長を有する光を透過させる。

【0033】

図5(B)に示すように、第2の光学フィルター60bは、例えば380nm~780nmの波長を有する光を透過させる特性(領域II)を有するとともに、900nm~1100nmの波長を有する光を透過させる特性(領域III)を有する。これは、ほぼ可視域の波長の光をカバーするものである。さらに、近赤外域の一部の波長を有する光を透過させる。なお、領域II, IIIの光透過率は、両者で異なっても良く、赤外域の波長を有する光の検出割合(処置部位の壁の厚さや光透過性)によって適宜に変化させても良い。

【0034】

図5(C)に示すように、第3の光学フィルター60cは、第2の光学フィルター60bの領域IIと同じ特性(領域II)を有するとともに、1100nm~1300nmの波長を有する光を透過させる特性(領域IV)を有する。これは、ほぼ可視域の波長の光をカバーするものである。さらに、近赤外域の一部(可視域に対して遠位側)の波長を有する光を透過させる。なお、領域II, IVの光透過率は、両者で異なっても良く、赤外域の波長を有する光の検出割合によって適宜に変化させて設定しても良い。

【0035】

このため、第1ないし第3の光学フィルター60a, 60b, 60cを選択することにより、可視域の観察像と、近赤外域の観察像とをCCD素子58で撮像することができる。近赤外域の観察像(光)は、可視域にないので通常視覚的に観察することができないが、CCD素子58に接続された図示しない画像処理装置(認識手段)により、画像処理を施して視認(視覚)可能にする。画像処理装置は、近赤外域の波長を有する光を視認可能とするとともに、コントラストの変調や輪郭強調などの機能を有する。そして、近赤外域の像(検出光)を可視域の観察像に重ね合わせて画像処理装置に接続されたモニター(図示せず)に表示可能である。

【0036】

外科手術用病変部同定システムは、図6(A)に示すように、光源クリップ12を病変部の近傍に留置したり、処置したりするために経鼻的、経口的または経肛門的に臓器の内部に挿入される軟性の内視鏡(第1の内視鏡)66をさらに備えている。すなわち、内視鏡66は、細長い挿入部68と、この挿入部68の基端部に設けられた図示しない操作部とを備えている。挿入部68は、可撓性を有し操作部に接続された可撓管(図示せず)と、可撓管の先端部に設けられた湾曲部(図示せず)とを備えている。操作部は、挿入部68の湾曲部を湾曲操作可能である。

【0037】

この内視鏡66の挿入部68には、被検体を照明する照明光学系(図示せず)や照明した部位を観察する対物光学系(図示せず)とともに処置具挿通チャンネル(鉗子チャンネル)70が設けられている。この処置具挿通チャンネル70には、光源クリップ12を例えば病変部の近傍に導くクリップアプリケーション72を挿通可能である。

【0038】

クリップアプリケーション72は、複数の光源クリップ12が縦列に並べられた状態で内部に配設される管状体74と、管状体74の最も基端部側に配設された光源クリップ12を押圧するプッシャー76とを備えている。図1(A)中の破線で示すように、光源クリップ12の係止部24は、パネ42の付勢力に抗して爪部46が外側を向くように配設されている。このとき、管状体74の先端部側にLED34が近接するように並べられている。このため、プッシャー76を管状体74に対して移動させると、管状体74の先端部から光源クリップ12を順次放出するとともに、パネ42の付勢力によって係止部24を生体の粘膜に係止することができる。このとき、例えばそれぞれ特性が異なる第1ないし第

10

20

30

40

50

3のLED34a, 34b, 34cが配設された第1ないし第3の光源クリップ12a, 12b, 12cが順に放出されるように光源クリップ12が管状体74の内部に配設されていることが好ましい。

【0039】

次に、図6ないし図8を参照しながらこの実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムを用いて硬性鏡14で例えば肺200や大腸300にある病変部100を同定する作用について説明する。まず、図6および図7を用いて肺200に病変部100が存在する場合について説明する。

【0040】

内視鏡66の挿入部68を経気管支的に肺200の内部に挿入し、挿入部68の先端部68aをその病変部100の近傍に導入する。図6(A)に示すように、処置具挿通チャンネル70に複数の光源クリップ12を縦列的に配設したクリップアプリケータ72を挿入する。クリップアプリケータ72の管状体74の先端部を、内視鏡66の挿入部68の先端部68aに対して突出させ、係止させる部位に押し当てた状態でプッシャー76を移動させる。すると、図6(B)に示すように、肺200の内側の壁部の病変部100の近傍の粘膜に第1の光源クリップ12aが放出されて係止される。

【0041】

このとき、クリップアプリケータ72から放出された第1の光源クリップ12aは、バネ42の付勢力によりアーム44がピン40を支点として180度回転して爪部46で粘膜に係止される。その後、病変部100を取り囲むように、第2の光源クリップ12bおよび第3の光源クリップ12cも同様に放出して肺200の粘膜に係止させる(図6(B)参照)。すなわち、図7に示すように、病変部100を取り囲むように第1ないし第3の光源クリップ12a, 12b, 12cを取り付ける。

【0042】

第1ないし第3の光源クリップ12a, 12b, 12cのセンサー32に所定の閾値を超えるように例えばラジオ波などを検知させてスイッチ回路30を作動させて電池28から第1ないし第3のLED34a, 34b, 34cに電力を供給する。そして、第1ないし第3の光源クリップ12a, 12b, 12cのそれぞれ第1ないし第3のLED34a, 34b, 34cを発光させる。このようにして第1ないし第3の光源クリップ12a, 12b, 12cの作動状態を硬性鏡14で確認した後、内視鏡66の挿入部68を肺200の内部から抜き取る。

【0043】

ところで、図4中の縦軸は生体に対する光透過度であり、横軸は波長 λ (nm)である。近赤外域の波長の光は、図4に示すように、可視域の波長の光よりも生体に対する透過度が高い。硬性鏡14のカメラヘッド52の可変フィルター部60で第1の光学フィルター60aが選択されているとする。第1の光源クリップ12aの第1のLED34aの発光光(ピーク波長800nm)は、肺200の壁部を透過して硬性鏡14のCCD素子58により撮像される(図5(A)参照)。図7に示すように、第1ないし第3の光源クリップ12a, 12b, 12cの光は、画像処理により可視化(視覚化)されて硬性鏡14の可視域の光学像とともに画像処理装置を介してモニター(認識手段)80に表示される。可視域の光学像は、肺200の壁部の光源クリップ12を留置した側に対して反対側の実像である。

【0044】

硬性鏡14の可変フィルター部60で第2の光学フィルター60bが選択されているとする。第2の光源クリップ12bの第2のLED34bの発光光(ピーク波長1000nm)は、肺200の壁部を透過して硬性鏡14のCCD素子58に撮像される。硬性鏡14の可視域の光学像とともに図7に示すモニター80に表示される(図5(B)参照)。

【0045】

硬性鏡14の可変フィルター部60で第3の光学フィルター60cが選択されているとする。第3の光源クリップ12cの第3のLED34cの発光光(ピーク波長1200nm)

10

20

30

40

50

m) は、肺 200 の壁部を透過して硬性鏡 14 の CCD 素子 58 に撮像される。硬性鏡 14 の可視域の光学像とともに図 7 に示すモニター 80 に表示される (図 5 (C) 参照)。

【0046】

すなわち、可変フィルター部 60 を軸部 62 を支点として適宜に回転させて第 1 ないし第 3 の光学フィルター 60a, 60b, 60c を選択することによって、病変部 100 の近傍の第 1 ないし第 3 の光源クリップ 12a, 12b, 12c の位置が硬性鏡 14 を用いて観察される。このため、第 1 ないし第 3 の光源クリップ 12a, 12b, 12c の位置関係を同定することができる。病変部 100 の位置は、第 1 ないし第 3 の光源クリップ 12a, 12b, 12c の内側にあるので、その病変部 100 の位置を肺 200 の外側から硬性鏡 14 を用いて同定することができる。したがって、肺 200 の内側の病変部 100 を硬性鏡 14 に接続されたモニター 80 を用いて認識 (同定) できるとともに、肺 200 の外側の観察像を重ね合わせた状態で観察することができる。

10

【0047】

そして、硬性鏡 14 の観察下で外科的に病変部 100 および光源クリップ 12 を一括的に切除する。すなわち、病変部 100 は、光源クリップ 12 が装着された状態で一括的に切除される。このとき、病変部 100 が一括的に切除されるため、病変部 100 が生体中存在していたときの形状を切除後であっても容易に認識することができる。この状態でそれぞれ特性が異なる第 1 ないし第 3 の光源クリップ 12a, 12b, 12c の LED 34a, 34b, 34c を発光させてその光を CCD 素子 58 で撮像する。すると、病変部 100 が生体中存在していたときの状態と比較することにより、病変部 100 が生体中存在していたときの方向を容易に特定することができる。すなわち、切除された光源クリップ 12 付きの病変部 100 を確認することにより、病変部 100 が生体中存在していたときの形状はもとより、病変部 100 が存在していた方向を容易に認識することができるため、切除・摘出した組織を確認し、病変の取り残しがあった場合でも速やかに追加切除する部位 (方向) を把握することが可能になる。また、光源クリップ 12 は、病変部 100 とともに一括的に切除されるので、生体に害を及ぼすことが防止される。

20

【0048】

なお、図示しないが、可視域と近赤外域の波長を有する光を透過させるような特性を備えた光学フィルターを可変フィルター部 60 に備えていてもよい。そうすると、可視域の観察像を得ることができるとともに、第 1 ないし第 3 の光源クリップ 12a, 12b, 12c の位置を一緒に認識することができる。

30

【0049】

また、光源クリップ 12 の構成は、図 8 (A) および図 8 (B) に示すようなものでも良い。図 8 (A) に示すように、光源クリップ 12 の係止部 24 は、図 1 (A) に示す光源クリップ 12 とは反対側に形成されている。この場合、係止部 24 は、収容ケース 26 の LED 34 とは反対側に付勢されている。

【0050】

そして、クリップアプリータ 72 の管状体 74 の先端部側には、LED 34 よりも収容ケース 26 が近接するように複数の光源クリップ 12 が並べられている (図示せず)。

【0051】

40

次に、図 8 (C) に示す大腸 300 に病変部 100 が存在する場合の作用について説明する。例えば体の前面側 (腹腔側) の領域 α に病変部 100 が存在せず、背側の領域 β に病変部 100 が存在するものであるとする。

【0052】

光源クリップ 12 は、図 8 (D) に示すように、大腸 300 の内部の粘膜に経肛門的に挿入された内視鏡 66 の処置具挿通チャンネル 70 に配設されたクリップアプリータ 72 を用いて係止されて留置される。この光源クリップ 12 の LED 34 を発光させると、病変部 100 に対して対向する領域 α 側の壁部が照明される。その照明された壁部を透過した波長の光を硬性鏡 14 の CCD 素子 58 で撮像する。LED 34 の光をモニター上に可視化することによって、病変部 100 が同定される。このため、病変部 100 が大腸 3

50

00内の硬性鏡14の挿入部50の先端部に近接する側に存在している場合だけでなく、離隔する側に存在している場合であっても、大腸300の壁部を透過する光を撮像し、その光を実像とともに表示することによって、容易に病変部100の位置を大腸300の外部から視認することができる。すなわち、病変部100の位置を硬性鏡14を用いて容易に同定することができる。

【0053】

なお、この実施の形態では、異なる種類のLED34を備えた複数の光源クリップ12を用いて処置を行なうことを説明したが、用いる光源クリップ12は1つであったり、同一種類のLED34を備えた光源クリップ12を用いても良い。

【0054】

以上説明したように、この実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムによれば、以下の効果が得られる。

臓器の病変部100の近傍に挿入部68の先端部68aを導入した内視鏡66の処置具挿通チャンネル70にクリップアプリータ72を挿入した状態で、クリップアプリータ72を用いて光源クリップ12を容易に臓器の病変部100の周囲に留置することができる。

【0055】

可視域に比べて臓器の壁部を透過し易い近赤外域の波長を有する光源クリップ12のLED34を臓器の内部で発光させ、その光を臓器の外部で硬性鏡14のCCD素子58を用いて撮像することができる。このため、近赤外域の光を画像処理装置によって画像処理して、可視域の実像と重ね合わせて表示することで、病変部100の位置を臓器の外側から容易かつリアルタイムに認識することができる。すなわち、病変部100の位置を容易に同定することができる。また、元々、内視鏡下外科手術で使用する硬性鏡14およびカメラヘッド52にこのような撮像機能を持たせているため、病変部100を同定するための他の装置を必要としないので、手術室のスペースを有効に使うことができる。このため、安価な構成で病変部100を同定することができる。

【0056】

そうすると、硬性鏡14の観察画像を確認するだけでリアルタイムで病変部100を同定可能な安価かつ簡易的な外科手術用病変部同定システムを提供することができる。

【0057】

次に、第2の実施の形態について図9および図10を用いて説明する。この実施の形態は第1の実施の形態の変形例であるので、第1の実施の形態で説明した部材と同一の部材については同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。以下、第3ないし第9の実施の形態でも同様である。

【0058】

図9(A)に示すように、この実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムの光源マーカー(光源クリップ)12'は、第1の実施の形態で説明した光源クリップ12とは、係止部24および収容ケース26の形状が異なる。収容ケース26の内部の構成は、第1の実施の形態で説明した構成と同じである。

【0059】

光源マーカー12'のLED34は、半球状に形成されている。LED34の中心と収容ケース26の中心とは同一軸上に配置され、LED34の直径は、収容ケース26の直径よりも大きく形成されている。

また、係止部24は、以下のように構成されている。LED34と収容ケース26との間の段差には、メッシュ状部材112が配設されている。収容ケース26の外周面には、ネジ部114が形成されている。メッシュ状部材112は、収容ケース26の外周に配設され、円盤状のフランジ部116を有するナット118によってネジ部114にネジ留めされている。

【0060】

次に、図9を用いてこの実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムを用いて病変

10

20

30

40

50

部 1 0 0 にメッシュ状部材 1 1 2 を有する光源マーカー 1 2 ' を留置する作用について説明する。

図 9 (B) に示すように、内視鏡 6 6 の処置具挿通チャンネル 7 0 の先端部から生体適合性接着剤散布カテーテル 1 2 0 を導出し、例えば消化管壁 1 2 4 の病変部 1 0 0 の近傍に配置した光源マーカー 1 2 ' のメッシュ状部材 1 1 2 に向けて生体適合性接着剤 1 2 0 a を散布する。すると、光源マーカー 1 2 ' は、メッシュ状部材 1 1 2 とともに生体の粘膜に接着される。このとき、接着剤 1 2 0 a をメッシュ状部材 1 1 2 の外周縁部のみに散布しても良く、メッシュ状部材 1 1 2 の全体に散布しても良い。

【 0 0 6 1 】

この状態で光源マーカー 1 2 ' の L E D 3 4 を発光させると、第 1 の実施の形態の図 8 (C) に示す大腸 3 0 0 に病変部 1 0 0 が存在する場合について説明した作用と同様な作用が得られる。

【 0 0 6 2 】

なお、図示しないが、消化管壁 (病変部 1 0 0) に L E D 3 4 を当接させた場合、第 1 の実施の形態の図 6 (B) および図 7 に示すような光源クリップ 1 2 と観察手段 (硬性鏡 1 4) との位置関係で病変部 1 0 0 が存在する場合について説明した作用と同様な作用が得られる。第 1 の実施の形態では病変部 1 0 0 の近傍に光源クリップ 1 2 を留置するようにしたが、ここでは、病変部 1 0 0 の上側に光源マーカー 1 2 ' を留置することができる。このため、硬性鏡 1 4 を用いて観察したとき、光源マーカー 1 2 ' の L E D 3 4 からの光の位置を病変部 1 0 0 として同定することができる。

【 0 0 6 3 】

また、この実施の形態では、メッシュ状部材 1 1 2 を用いることを説明したが、メッシュ状部材 1 1 2 でなく、接着剤 1 2 0 a が浸透するようなシート状部材を用いることができる。

【 0 0 6 4 】

なお、この実施の形態では、L E D 3 4 が発光したときの光の方向 (光路) は、半球状の L E D の径方向であるが、図 1 0 (A) に示すように、光路が直進するように L E D 3 4 を構成しても良い。すなわち、直進性を有する L E D 3 4 を使用しても良い。また、その他、図 1 0 (B) に示すように、凹凸により光が拡散するように L E D 3 4 の外表面を砂地に構成しても良い。L E D 3 4 の光の拡散度合や、光の直進性は、病変部 1 0 0 と硬性鏡 1 4 との位置関係や病変位置の検出精度によって適宜に設定することができる。

【 0 0 6 5 】

次に、第 3 の実施の形態について図 1 1 ないし図 1 4 を用いて説明する。

図 1 1 (A) に示すように、第 1 の実施の形態で説明したマーカーとしての光源クリップ 1 2 の代わりに、ループ状光源マーカー 1 3 0 を用いる。ループ状光源マーカー 1 3 0 は、筒状のホルダー 1 3 2 と、このホルダー 1 3 2 の内部に装着された光源部 2 2 と、ホルダー 1 3 2 に装着され、光源部 2 2 からの光をホルダー 1 3 2 の外部に導出するループ状光源導出部 1 3 4 とを備えている。

【 0 0 6 6 】

ループ状光源導出部 1 3 4 は、ホルダー 1 3 2 の先端部でカシメられて保持される筒状のライトガイド口金 1 3 6 と、この口金 1 3 6 の内孔に両端部が配設された状態で装着され、口金 1 3 6 からループ状に延出されたループ状光源としてライトガイド 1 3 8 とを備えている。すなわち、口金 1 3 6 は、ホルダー 1 3 2 の先端部側では、第 1 のカシメ部 1 4 0 a によりホルダー 1 3 2 に固定されている。

【 0 0 6 7 】

光源部 2 2 は、ホルダー 1 3 2 の基端部側では、第 2 のカシメ部 1 4 0 b によりホルダー 1 3 2 に固定されている。具体的には、光源部 2 2 の収容ケース 2 6 の外周が第 2 のカシメ部 1 4 0 b により固定されている。

【 0 0 6 8 】

光源部 2 2 と、ループ状光源導出部 1 3 4 とが配置された中間位置のホルダー 1 3 2 に

10

20

30

40

50

は、第3のカシメ部140cが形成されている。このため、第3のカシメ部140cにより、光源部22とライトガイド138の両端部との間の距離が規定されている。光源部22で発光した光は、この規制距離で端部138aに集光するように設計されている。したがって、常にライトガイド138の端部138aから強い光が効率的にライトガイド138に導入される。導入された光の一部はライトガイド138から漏れ出すように、ライトガイド138のファイバーの一端面が剥き出しにされている。

【0069】

光源部22は、電力供給手段と、電力供給手段による電力の供給により発光する発光手段と、これら電力供給手段および発光手段を収容する有底円筒状の収容ケース26とを備えている。収容ケース26のLED34に対して離隔した位置（有底部）には、鉗子144（図13（C）参照）により保持される例えば平板状の保持部146が収容ケース26に一体的に設けられている。

【0070】

図12（A）に示すように、収容ケース26の内部構造は、概略的には、受信手段と、変換回路148と、発光素子（LED）34とを備えている。図12（B）に示すように、受信手段は、受信用コイル150を備えている。受信用コイル150には、体外の送信手段（送信用コイル）152により磁場の変化が与えられる。そうすると、受信用コイル150には、交流電流が生じる。この受信用コイル150から変換回路148に交流電流が流れ、変換回路148によって受信用コイル150で生じた交流電流が直流電流に変換される。このため、LED34が直流電流により発光する。

【0071】

図13（A）および図13（B）に示すように、この実施の形態で使用される内視鏡6の挿入部68には、第1および第2の処置具挿通チャンネル（図示せず）が形成されている。この挿入部68の先端部68aのレイアウトを図13（A）に示す。先端部68aには、対物レンズ154と、1対の照明レンズ156と、第1および第2のチャンネルにそれぞれ連通された第1および第2の鉗子出口158a、158bとが形成されている。図13（B）に示すように、第1の鉗子出口158aが連通された第1のチャンネルには、鉗子144が配設される。第2の鉗子出口158bが連通された第2のチャンネルには、例えば内視鏡用クリップ装置160が配設される。

【0072】

次に、図14を用いてこの実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムを用いて病変部100にループ状光源マーカー130を留置する作用について説明する。

図13（C）に示すように、予め体外で鉗子144で光源部22の保持部146を保持した状態で体内に挿入し、図14（A）に示すように、病変部100の周囲を取り囲むようにループ状光源マーカー130を配置する。もちろん、ループ状光源マーカー130の外径が処置具挿通チャンネルの径よりも小さく挿通可能な場合は、手元側の鉗子口（図示せず）よりループ状光源マーカー130を保持しつつ挿入しても良い。

【0073】

この状態を保持しつつ図13（B）に示す内視鏡用クリップ装置160を用い、図14（A）に示すように、クリップ160aでライトガイド138を挟み込むとともにそのクリップ160aを粘膜に係止する。そして、ライトガイド138を複数のクリップ160aで挟み込むとともに各クリップ160aを粘膜に係止することにより、ループ状光源マーカー130が病変部100を取り囲むように固定される。

【0074】

そして、送信用コイル152を用いて光源部22の受信用コイル150に例えば磁場の変化を与えることにより、LED34が発光する。LED34の光は、ライトガイド138の端部からライトガイド138の内部に導入される。ライトガイド138に導入された光の漏れ光により、ライトガイド138が発光する。

【0075】

例えば大腸300は、薄い組織で形成されているので、硬性鏡14のCCD素子58で

10

20

30

40

50

大腸 300 の外表面の実像とともにライトガイド 138 からの発光光を撮像可能である。そうすると、図 14 (B) に示すように、ループ状のライトガイド 138 の発光位置とともに大腸 300 の外表面の実像が硬性鏡 14 に接続された画像処理装置を介してモニター 80 に表示される。

【0076】

なお、近赤外域の波長を有する光を発光する LED 34 を使用すれば、例えば大腸 300 などの薄い組織だけでなく、大腸 300 の組織よりも厚い組織に存在する病変部 100 を同じようにして同定することができる。

【0077】

次に、第 4 の実施の形態について図 15 ないし図 17 を用いて説明する。

図 15 (A) に示すように、第 1 の実施の形態で説明したマーカーとしての光源クリップ 12 の代わりに、蛍光体マーカー 212 を用いる。蛍光体マーカー 212 は、蛍光物質 (蛍光体) 214 が封入された透明なカプセル部材 216 と、カプセル部材 216 に蓋をするためのキャップ 218 と、キャップ 218 に接続されたリング 220 とを備えている。蛍光物質 214 としては、例えばリボフラビン (ビタミン B2)、チアミン (ビタミン B1)、NADH、FMN、ICG などが使用される。

【0078】

ここで、図 15 (B) には、蛍光物質 214 の 1 つである ICG を励起させるのに必要な励起光と、励起光により励起された ICG の蛍光との特性を重ね合わせて示す。図 15 (B) 中の縦軸は光量であり、横軸は波長である。波長が 765 nm 程度の励起光 (可視域の波長を有する光) を ICG に照射すると、波長 830 nm 程度の蛍光が発光される。

【0079】

図 16 (A) には、硬性鏡 14 から導出される照明光の特性を示す。図 16 (A) に示すように、硬性鏡 14 の照明光は、ICG を励起するのに必要な波長 765 nm を有する光を含む。このため、通常用いられる硬性鏡 14 の光源を蛍光物質 214 である ICG の励起光とすることができる。

【0080】

図 16 (B) には硬性鏡 14 の可変フィルター部 60 (図 2 (C) 参照) の第 1 および第 2 の光学フィルター (図示せず) の特性を重ね合わせた状態で示す。第 1 の光学フィルターは、例えば 380 nm ~ 730 nm の波長を有する光を透過させる特性 (領域 V) を有する。このため、第 1 の光学フィルターは、ほぼ可視域の波長の光を透過可能である。

第 2 の光学フィルターは、例えば 780 nm 以上の波長を有する光を透過させる特性 (領域 VI) を有する。このため、第 2 の光学フィルターは、近赤外域の波長の光を透過可能である。このとき、第 1 の光学フィルターの透過度に比べて、第 2 の光学フィルターの透過度が大きくなるように可変フィルター部 60 が形成されている。

【0081】

次に、図 17 を用いてこの実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムを用いて病変部 100 にクリップ 160a に引っ掛けられた蛍光体マーカー 212 を留置する作用について説明する。図 17 (B) 中の領域 X は、大腸の内部側であり、領域 Y は腹腔側である。これは、図 22 および図 23 (B) でも同様である。

【0082】

図 17 (A) に示すように、内視鏡用のクリップ 160a に蛍光体マーカー 212 のリング 220 を引っ掛けた状態でクリップ装置 160 を用いてクリップ 160a を処置具挿通チャンネル 70 を通し、図 17 (B) に示すように、病変部 100 の近傍でクリップ 160a を生体の粘膜に係止して留置する。そうすると、蛍光体マーカー 212 が生体に留置された状態となる。

【0083】

蛍光体マーカー 212 に硬性鏡 14 の光源 (照明光学系) から励起光を含む照明光 (図 16 (A) 参照) を照射すると、蛍光物質 214 が励起されて蛍光が発光する。このため

10

20

30

40

50

、硬性鏡 14 の光源により例えば ICG などの蛍光物質 214 が励起されると、ピーク波長が 830 nm の蛍光が放出されて大腸 300 の外部の硬性鏡 14 の可変フィルター部 60 を通して CCD 素子 58 に選択的に撮像される。

【0084】

次に、第 5 の実施の形態について図 18 および図 19 を用いて説明する。この実施の形態は、第 4 の実施の形態の変形例であって、第 4 の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

図 18 (A) に示す蛍光体マーカー 212 のリング 220 は、径方向に伸縮可能（弾性変形可能）なゴム材で形成されている。

【0085】

一方、図 18 (B) および図 18 (C) に示すように、蛍光体マーカー 212 を病変部 100 の近傍に留置するための内視鏡 66 の挿入部 68 の先端部 68a には、フード 224 が装着されている。このフード 224 の先端部の一部には、切欠部 226 が形成されている。

【0086】

フード 224 のさらに外周には、フード 224 に対して摺動可能な管状体 228 が配設されている。この管状体 228 がゴム材製のリング 220 をフード 224 から脱落するように押圧すると、リング 220 がフード 224 の外周面から外されるとともに縮径される。

【0087】

次に、図 19 を用いてこの実施の形態に係る外科手術用病変部同定システムを用いて病変部 100 に蛍光体マーカー 212 を留置する作用について説明する。

図 19 (A) に示すように、内視鏡 66 の挿入部 68 の先端部 68a で生体の粘膜 302 を吸引する。すると、粘膜 302 が挿入部 68 の先端部 68a に向かって変形されながらフード 224 の内部に吸引される。この状態で管状体 228 を移動させてリング 220 をフード 224 の外周面から取り外すと、図 19 (B) に示すように、弾性変形によりゴムリング 220 が縮径されて病変部 100 の近傍の粘膜 302 を縛った状態となる。同様にして、図 19 (C) に示すように、異なる特性を有する蛍光物質 214 を含有した蛍光体マーカー 212 を病変部 100 の周囲に取り付ける。このため、蛍光体マーカー 212 の蛍光物質 214 を励起させて各蛍光体マーカー 212 からそれぞれ異なる波長 λ_1 , λ_2 , λ_3 , λ_4 を有する蛍光を放出させると、硬性鏡 14 により病変部 100 の位置が認識（同定）される。

【0088】

次に、第 6 の実施の形態について図 20 を用いて説明する。

図 20 に示すように、第 1 の実施の形態で説明した内視鏡用のクリップ 160a の基部 160b の外周面には、蛍光物質 214 が樹脂に混入されて塗布されている。すなわち、クリップ 160a は、蛍光体マーカーとしての機能を有する。樹脂としては、例えばポリプロピレン、ポリエチレン、ポリサルホン等が使用される。蛍光物質 214 は、第 4 の実施の形態で使用した蛍光物質 214 と同様のものが用いられる。蛍光物質 214 は、第 4 の実施の形態で説明したように、例えば硬性鏡 14 の光源により励起されて所定の波長を有する蛍光を発する。

【0089】

クリップ 160a の作用は、第 4 の実施の形態の作用と同じである。クリップ 160a 自体に蛍光物質 214 が塗布してあるので、図 17 (A) に示すように、クリップ 160a にマーカーを引っ掛けるなどの準備も必要なく、極めて容易に用いることが可能である。

【0090】

次に、第 7 の実施の形態について図 21 を用いて説明する。この実施の形態は、第 6 の実施の形態の変形例であって、第 6 の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

10

20

30

40

50

図 2 1 に示すように、内視鏡用クリップ 1 6 0 a の基部 1 6 0 b の外周面には、例えば複数の溝 1 6 0 c が形成されている。これら溝 1 6 0 c には、蛍光物質 2 1 4 が配設されている。この状態の基部 1 6 0 b は、透明な熱収縮チューブ 2 3 2 でカバーされている。熱収縮チューブ 2 3 2 は、所定の温度の熱を加えると収縮するチューブである。このため、蛍光物質 2 1 4 は、熱収縮チューブ 2 3 2 により溝 1 6 0 c に封じ込められている。

蛍光体マーカーとしてのクリップ 1 6 0 a の作用は、第 6 の実施の形態の作用と同じである。クリップ 1 6 0 a 自体に蛍光物質 2 1 4 が配設されているので、クリップ 1 6 0 a に引っ掛けるなどの準備も必要なく、極めて容易に用いることが可能である。

【 0 0 9 1 】

次に、第 8 の実施の形態について図 2 2 を用いて説明する。

10

図 2 2 に示すように、軟性内視鏡 6 8 の観察下で局注針 2 4 0 を用いて粘性物質であるヒアルロン酸ナトリウムに蛍光物質 2 1 4 を混入してその液体を病変部 1 0 0 の近傍の粘膜下 3 0 2 に注入する。この状態で硬性鏡 1 4 の光源を用いて蛍光物質 2 1 4 を励起させるとともに、蛍光物質 2 1 4 から発せられた蛍光を硬性鏡 1 4 の CCD 素子 5 8 で撮像する。以下の作用は第 4 の実施の形態と同じである。

【 0 0 9 2 】

次に、第 9 の実施の形態について図 2 3 を用いて説明する。この実施の形態は、第 8 の実施の形態の変形例であって、第 8 の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

この実施の形態では、第 8 の実施の形態で説明したヒアルロン酸ナトリウムに蛍光物質 2 1 4 を混入したものを局注針 2 4 0 を用いて粘膜 3 0 2 に注入する代わりに、ビーズ状の蛍光物質 2 1 4 が封入された蛍光玉 2 5 0 を生体の粘膜 3 0 2 を一部切開して粘膜下に蛍光玉アプリータ 2 5 2 を用いて導入する。この状態で第 8 の実施の形態で説明したように、蛍光を励起させる。

20

【 0 0 9 3 】

蛍光玉 2 5 0 を生体の粘膜下に導入する蛍光玉アプリータ 2 5 2 は、管状体 2 5 4 と、プッシャー 2 5 6 とを備えている。管状体 2 5 4 は、内視鏡 6 6 の処置具挿通チャンネル 7 0 に挿通可能な外径を有する可撓管 2 5 8 と、可撓管 2 5 8 の基端部に配設されたグリップ 2 6 0 とを備えている。可撓管 2 5 8 の先端部の内周面は、蛍光玉 2 5 0 の勝手な脱落を防止するため、蛍光玉 2 5 0 の大きさに合わせた波形を有する。プッシャー 2 5 6 は、先端部に蛍光玉押圧部 2 6 1 が配設され、可撓性を有する可撓ワイヤ 2 6 2 と、可撓ワイヤ 2 6 2 の基端部に接続された回転体 2 6 4 とを備えている。

30

【 0 0 9 4 】

グリップ 2 6 0 の内周面には、雌ネジ部 2 6 6 が形成されている。回転体 2 6 4 の外周面には、雄ネジ部 2 6 8 が形成されている。このため、回転体 2 6 4 を回転させると、グリップ 2 6 0 に対して回転体 2 6 4 が挿脱される。そうすると、可撓ワイヤ 2 6 2 の蛍光玉押圧部 2 6 1 が可撓管 2 5 8 に対して挿脱されて蛍光玉 2 5 0 が可撓管 2 5 8 の先端部から脱落される。

【 0 0 9 5 】

このようにして例えば生体の粘膜 3 0 2 の一部を切開し、粘膜下に蛍光玉 2 5 0 を入れる。そうすると、第 8 の実施の形態で説明した作用と同じ作用が得られる。

40

なお、接着剤を用いて蛍光玉 2 5 0 を病変部 1 0 0 に接着しても同様の作用・効果が得られる。

【 0 0 9 6 】

これまで、いくつかの実施の形態について図面を参照しながら具体的に説明したが、この発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で行なわれるすべての実施を含む。

上記説明によれば、下記の事項の発明が得られる。また、各項の組み合わせも可能である。

【 0 0 9 7 】

50

〔付記〕

(付記項 1) 電力供給手段と、
前記電力供給手段による電力の供給により発光する発光手段と、
前記発光手段を体内に留置・固定する固定手段と、
前記発光手段の光を検出する外科手術用の内視鏡と
を具備することを特徴とする外科手術用病変部同定システム。

【0098】

(付記項 2) 前記発光手段により発光する光の波長は、780nmないし1300nmの少なくとも一部を有することを特徴とする付記項 1 に記載の外科手術用病変部同定システム。

10

【0099】

(付記項 3) 前記発光手段は、LEDを有することを特徴とする付記項 2 に記載の外科手術用病変部同定システム。

【0100】

(付記項 4) 前記発光手段は、それぞれ所定の複数の色に発光可能に複数設けられていることを特徴とする付記項 1 ないし付記項 3 のいずれか 1 に記載の外科手術用病変部同定システム。

【0101】

(付記項 5) 前記内視鏡は、前記発光手段により発光する光の波長に合わせて切り替え可能なバンドパスフィルターを有することを特徴とする付記項 1 ないし付記項 4 のいずれか 1 に記載の外科手術用病変部同定システム。

20

【0102】

(付記項 6) 前記電力供給手段は、前記発光手段と一体的に形成された小型バッテリーを有することを特徴とする付記項 1 ないし付記項 5 のいずれか 1 に記載の外科手術用病変部同定システム。

【0103】

(付記項 7) 前記発光手段は、前記発光手段の外部から磁界の変化を加えると発電する発電素子を内部に有することを特徴とする付記項 1 ないし付記項 6 のいずれか 1 に記載の外科手術用病変部同定システム。

【0104】

(付記項 8) 前記発光手段は、生体適合性を有する接着剤により固定される固定部を有することを特徴とする付記項 1 ないし付記項 7 のいずれか 1 に記載の外科手術用病変部同定システム。

30

【0105】

(付記項 9) 経鼻的、経口的または経肛門的に第 1 の内視鏡を挿入し、
前記第 1 の内視鏡を用いて前記発光手段を病変部近傍に導き、
前記発光手段を生体の粘膜に固定し、
第 2 の内視鏡を用いて前記病変部を有する臓器を外側から観察し、
前記発光手段に電力を供給して光を発光させ、
前記第 2 の内視鏡で前記臓器の組織を透過した発光手段の光を検出し、
前記発光手段の光を確認しながら手術を進める、
病変位置を検出する方法。

40

【0106】

(付記項 10) 所定の波長の励起光が照射されると所定の波長の光を発光する蛍光体を有する蛍光体マーカーと、
前記蛍光体マーカーを体内に留置・固定する固定手段と、
前記蛍光体マーカーの蛍光体を励起させる光源を有し、前記蛍光体から発光する光を検出する内視鏡と
を具備することを特徴とする外科手術用病変部同定システム。

【0107】

50

(付記項 1 1) 前記蛍光体は、リボフラビン、チアミン、NADH、FMN、ICGの少なくとも1つを有することを特徴とする付記項 1 0 に記載の外科手術用病変部同定システム。

【0 1 0 8】

(付記項 1 2) 経鼻的、経口的または経肛門的に第 1 の内視鏡を挿入し、
前記第 1 の内視鏡を用いて前記蛍光体マーカーを病変部近傍に導き、
前記蛍光体マーカーを生体の粘膜に固定し、
第 2 の内視鏡を用いて前記病変部を有する臓器を外側から観察し、
前記蛍光体マーカーの蛍光体に励起光を照射して所定の波長を有する光を発光させ、
前記第 2 の内視鏡で前記臓器の組織を透過した前記蛍光体から発して所定の波長を有する光を検出し、
前記所定の波長を有する光を確認しながら手術を進める、
病変位置を検出する方法。

10

【0 1 0 9】

(付記項 1 3) 内視鏡の処置具挿通チャンネルを経由して局注針により蛍光体を生体の粘膜下に注入し、
臓器の外部から前記蛍光体に励起光を照射し、
前記励起光により発光し、臓器を透過した光を検出する
病変位置を検出する方法。

20

【0 1 1 0】

(付記項 1 4) 前記蛍光体に、粘性を有する流体を混ぜることを特徴とする付記項 1 3 に記載の方法。

【0 1 1 1】

(付記項 1 5) 前記粘性を有する流体は、ヒアルロン酸ナトリウムであることを特徴とする付記項 1 4 に記載の方法。

【符号の説明】

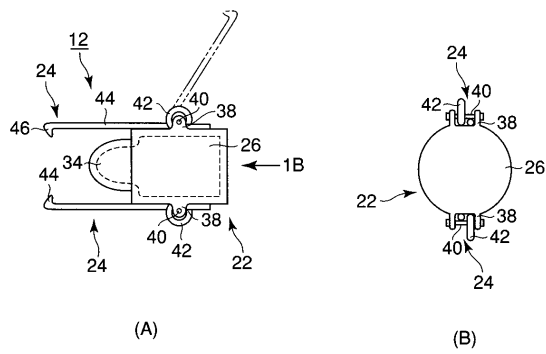
【0 1 1 2】

1 2 ... 光源クリップ、1 2 a ... 第 1 の光源クリップ、1 2 b ... 第 2 の光源クリップ、1 2 c ... 第 3 の光源クリップ、1 4 ... 硬性鏡(内視鏡)、3 4 ... LED、3 4 a ... 第 1 の LED、3 4 b ... 第 2 の LED、3 4 c ... 第 3 の LED、8 0 ... 硬性鏡用モニター、1 0 0 ... 病変部、2 0 0 ... 肺

30

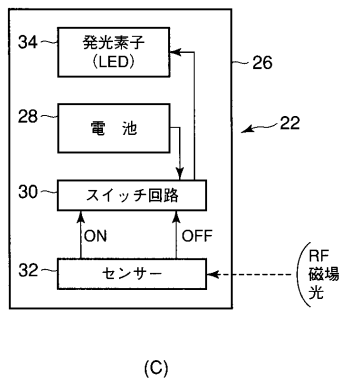
【 図 1 】

図 1



(A)

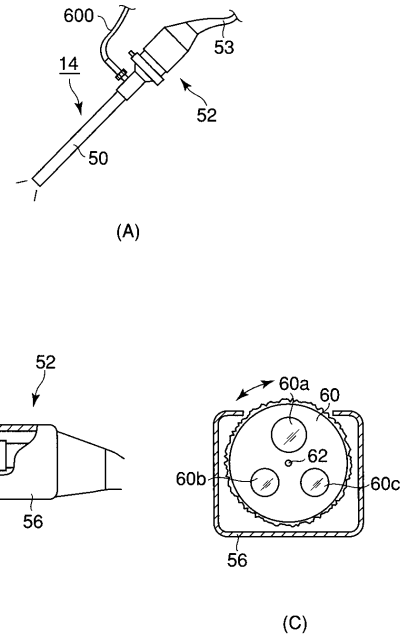
(B)



(C)

【 図 2 】

図 2

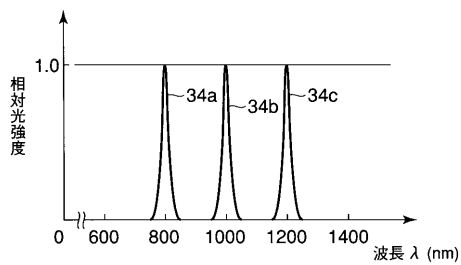


(B)

(C)

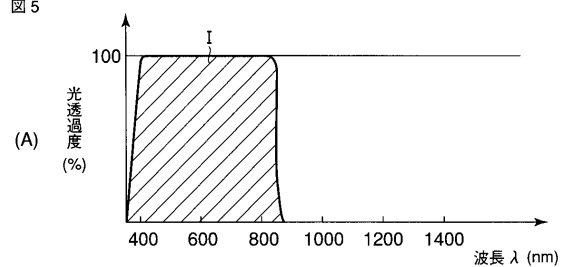
【 図 3 】

図 3



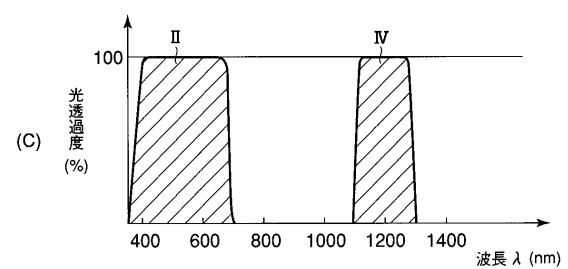
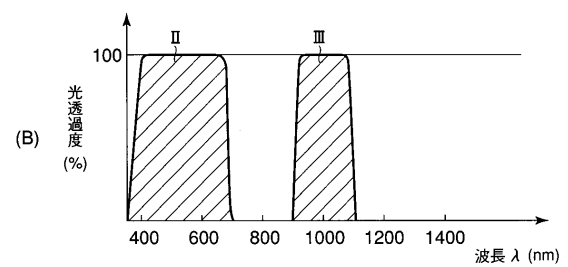
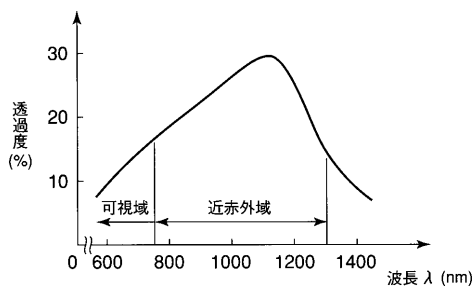
【 図 5 】

図 5



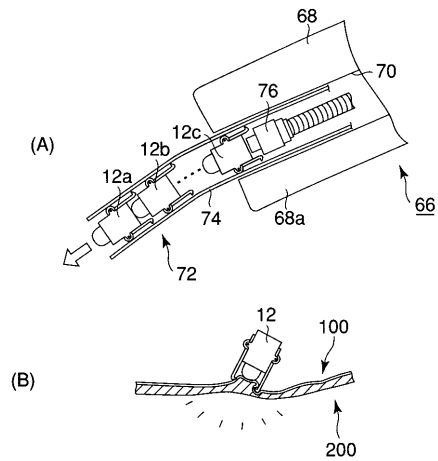
【 図 4 】

図 4



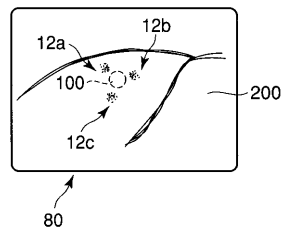
【 図 6 】

図 6



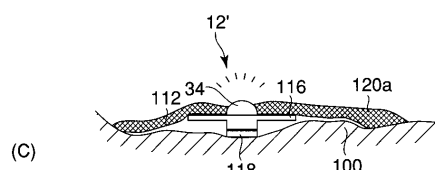
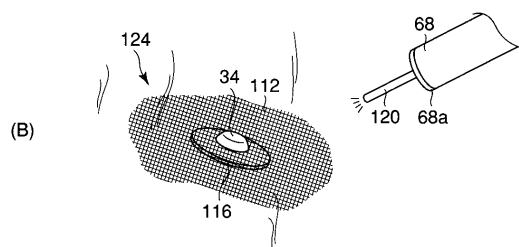
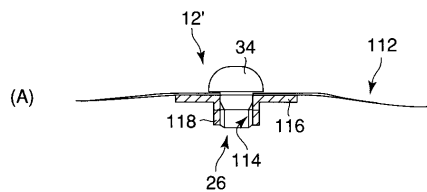
【 図 7 】

図 7



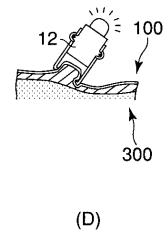
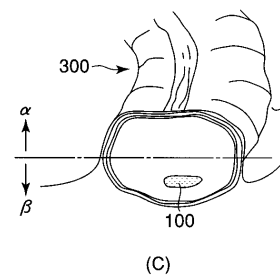
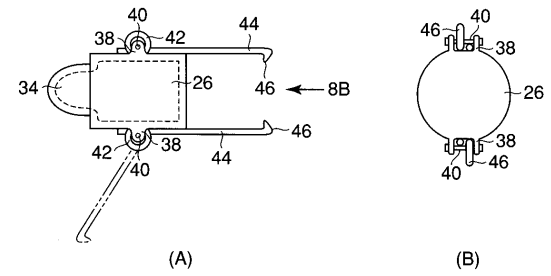
【 図 9 】

図 9



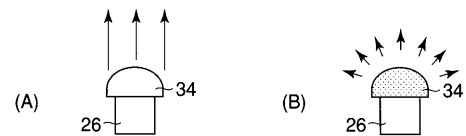
【 図 8 】

図 8



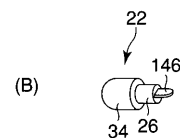
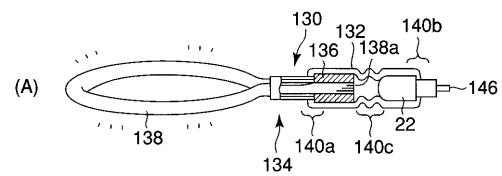
【 図 10 】

図 10



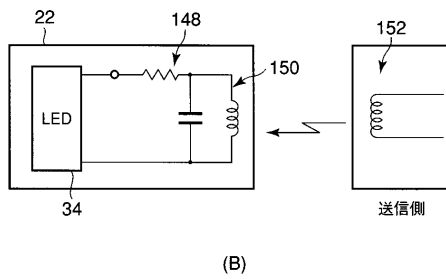
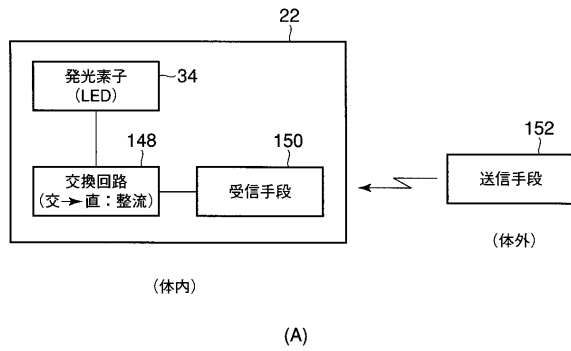
【 図 11 】

図 11



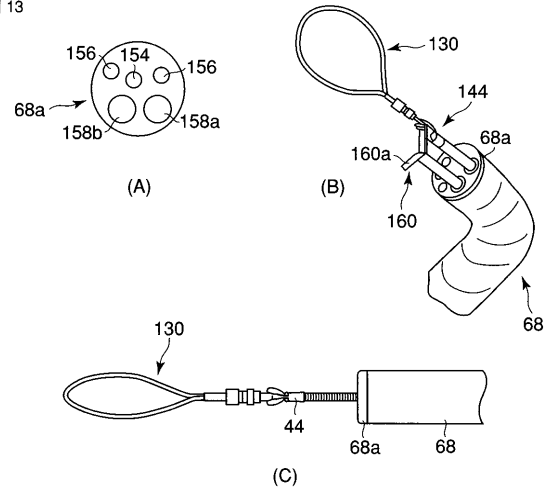
【図 1 2】

図 12



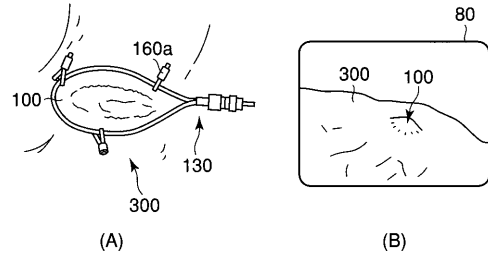
【図 1 3】

図 13



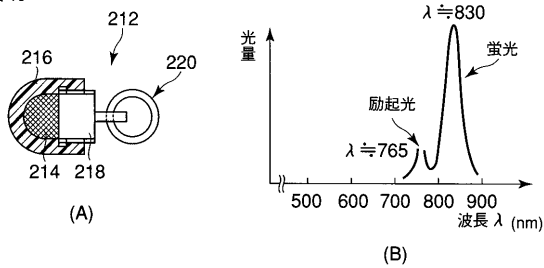
【図 1 4】

図 14



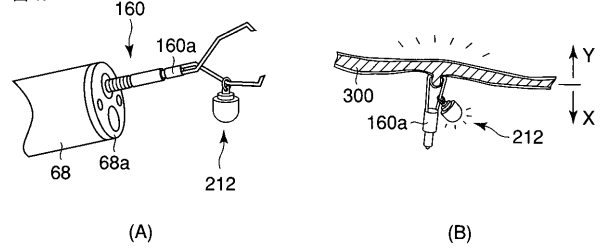
【図 1 5】

図 15



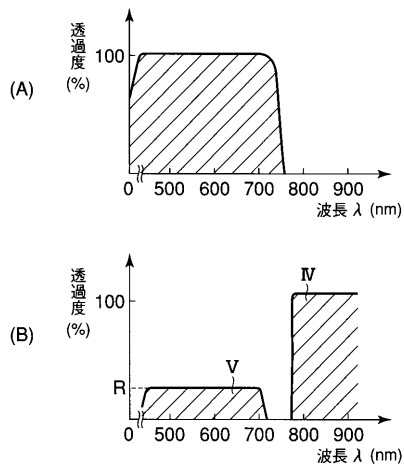
【図 1 7】

図 17



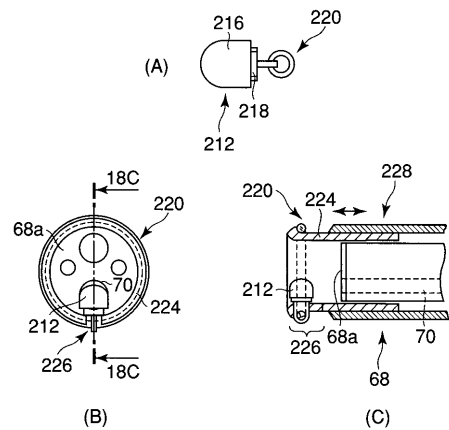
【図 1 6】

図 16



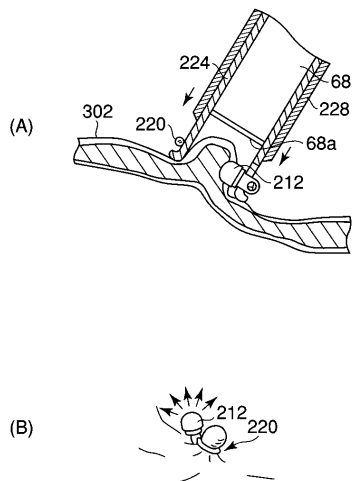
【図 1 8】

図 18



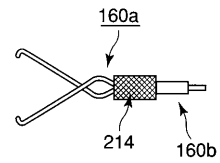
【図 19】

図 19



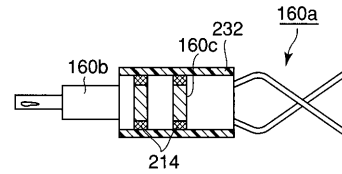
【図 20】

図 20



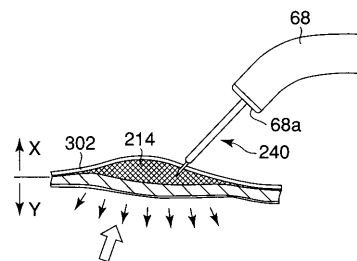
【図 21】

図 21



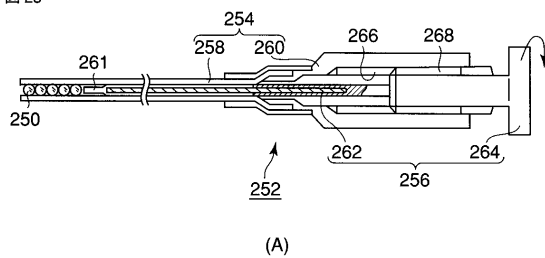
【図 22】

図 22



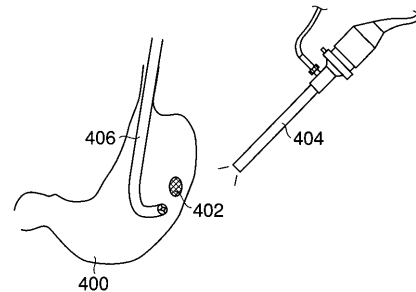
【図 23】

図 23



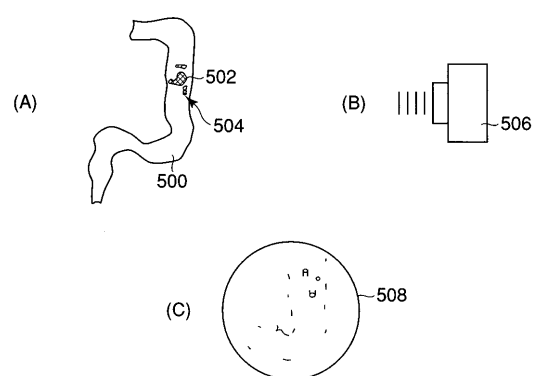
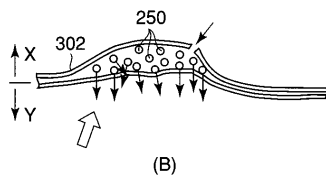
【図 24】

図 24



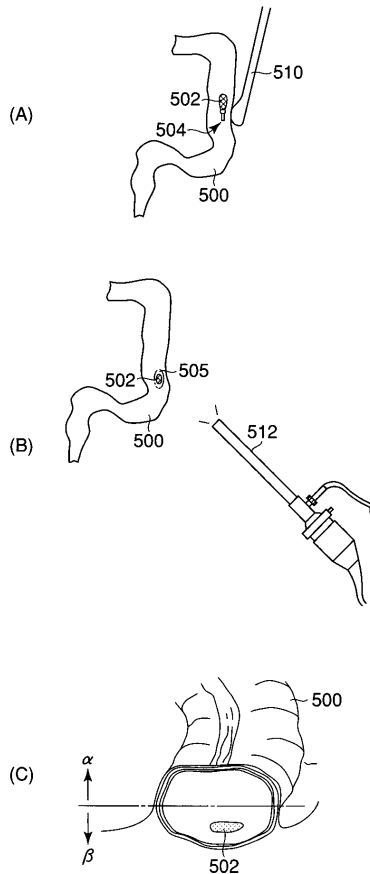
【図 25】

図 25



【図 26】

図 26



【手続補正書】

【提出日】平成22年5月18日(2010.5.18)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

発光部を有する光源部と、前記光源部が配設されたケースと、先端に生体組織に対して係止する爪部を有し、基端が前記ケースに連結された 1 対の係止部とを具備し、前記発光部は前記ケースから突出し、前記爪部で生体組織に係止したときに、前記発光部が前記 1 対の係止部の間に配設されていることを特徴とする光源マーカー。

【請求項 2】

前記爪部は、前記爪部が生体組織に係止されているときに、互いに向かい合う状態に配設され、前記 1 対の係止部は、前記ケースに対して回動可能であり、前記爪部が互いに向かい合う状態に付勢されていることを特徴とする請求項 1 に記載の光源マーカー。

【請求項 3】

前記 1 対の係止部の回動範囲は、前記爪部が互いに反対方向を向く状態と、向かい合う状態との間であることを特徴とする請求項 2 に記載の光源マーカー。

【請求項 4】

請求項 1 ないし請求項 3 のいずれか 1 に記載の光源マーカーを縦列に並べた状態で配設する管状体と、

前記管状体の最も基端側に配設された光源マーカーを押圧するプッシャと
を具備することを特徴とする光源マーカーアプリケーション。

【請求項 5】

前記管状体は、前記光源マーカーの前記 1 対の係止部の前記爪部を互いに反対方向を向く状態に配置し、

前記プッシャにより最も先端側に配設された光源マーカーを前記管状体の先端から放出するとともに、前記係止部を互いに向かい合う状態に前記係止部を回動させるようにしたことを特徴とする請求項 4 に記載の光源マーカーアプリケーション。

【請求項 6】

前記管状体の先端に対して前記光源マーカーの発光部を突出させて前記発光部を生体組織に当接させることが可能であり、

前記プッシャは、前記発光部を生体組織に当接させた状態で前記 1 対の係止部の爪部を互いに向かい合う状態に配設するようにしたことを特徴とする請求項 4 もしくは請求項 5 に記載の光源マーカーアプリケーション。

【請求項 7】

請求項 4 ないし請求項 6 のいずれか 1 に記載の光源マーカーアプリケーションによって生体組織に係止された光源マーカーと、

前記光源マーカーの発光部で発光させた光を少なくとも生体組織の壁部を通して検出して撮像する撮像手段と、

前記撮像手段により撮像した像に基づいて前記光源マーカーの留置位置を認識可能な認識手段と

を具備することを特徴とする外科手術用病変部同定システム。

【請求項 8】

請求項 1 ないし請求項 3 のいずれか 1 に記載の光源マーカーと、

前記光源マーカーの発光部で発光させた光を少なくとも生体組織の壁部を通して検出して撮像する撮像手段と、

前記撮像手段により撮像した像に基づいて前記光源マーカーの留置位置を認識可能な認識手段と

を具備することを特徴とする外科手術用病変部同定システム。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0001

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0001】

この発明は、病変部を示す標識を同定するための光源マーカー、光源マーカーアプリケーション及び外科手術用病変部同定システムに関する。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0016

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0016】

この発明は、このような課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、内視鏡の観察画像を確認するだけでリアルタイムに病変部を同定可能な安価かつ簡易的な光源マーカー、光源マーカーアプリケーション及び外科手術用病変部同定システムを提供することにある。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0017

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0017】

上記課題を解決するために、この発明の光源マーカーは、発光部を有する光源部と、前記光源部が配設されたケースと、先端に生体組織に対して係止する爪部を有し、基端が前記ケースに連結された1対の係止部とを具備し、前記発光部は前記ケースから突出し、前記爪部で生体組織に係止したときに、前記発光部が前記1対の係止部の間に配設されている。

【手続補正6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0018

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0018】

また、好ましくは、前記爪部は、前記爪部が生体組織に係止されているときに、互いに向かい合う状態に配設され、前記1対の係止部は、前記ケースに対して回動可能であり、前記爪部が互いに向かい合う状態に付勢されている。

【手続補正7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0019

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0019】

また、好ましくは、前記1対の係止部の回動範囲は、前記爪部が互いに反対方向を向く状態と、向かい合う状態との間である。

【手続補正8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0020

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0020】

この発明によれば、内視鏡の観察画像を確認するだけでリアルタイムに病変部を同定可能な安価かつ簡易的な光源マーカー、光源マーカーアプリケーション及び外科手術用病変部同定システムを提供することができる。

フロントページの続き

- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 梶 国英
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 鈴木 啓太
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 森實 祐一
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 滝川 岳志
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 斉藤 達也
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 八田 信二
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 竇 敏幸
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- F ターム(参考) 4C061 AA00 BB00 CC00 DD01 GG15

专利名称(译)	光源标记，光源标记涂敷器和手术病变识别系统		
公开(公告)号	JP2010201178A	公开(公告)日	2010-09-16
申请号	JP2010096466	申请日	2010-04-19
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	梶国英 鈴木啓太 森實祐一 滝川岳志 斉藤達也 八田信二 寶敏幸		
发明人	梶 国英 鈴木 啓太 森實 祐一 滝川 岳志 斉藤 達也 八田 信二 寶 敏幸		
IPC分类号	A61B19/00 A61B1/00		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B1/00.334.Z A61B1/00.320.Z A61B1/00.650 A61B1/01 A61B1/018 A61B17/00.320 A61B34/20 A61B90/00		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC00 4C061/DD01 4C061/GG15 4C160/GG22 4C160/MM32 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC00 4C161/DD01 4C161/GG15		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
其他公开文献	JP4955790B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种廉价且简单的光源标记，仅通过确认内窥镜的观察图像就能够实时识别病变部位。光源标记器（12）包括：壳体（26）；一对臂（44），所述一对臂（44）在尖端处具有锁定部，并且基端连接至所述壳体，并且在所述一对臂（44）之间设置有空间。并且，在其内部配置有光源部的发光部34。[选择图]图6

