

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4955790号
(P4955790)

(45) 発行日 平成24年6月20日 (2012. 6. 20)

(24) 登録日 平成24年3月23日 (2012. 3. 23)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 19/00 (2006. 01)

A 6 1 B 19/00 5 0 2

A 6 1 B 17/00 (2006. 01)

A 6 1 B 17/00 3 2 0

請求項の数 8 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2010-96466 (P2010-96466)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2010-201178 (P2010-201178A)	(74) 代理人	100091351
(43) 公開日	平成22年9月16日 (2010. 9. 16)		弁理士 河野 哲
審査請求日	平成22年4月19日 (2010. 4. 19)	(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ーケータ及び外科手術用病変部同定システム

(57) 【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、

10

20

前記管状体の最も基端側に配設された光源マーカ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と、

前記光源マーカ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と、前記光源マーカ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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【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、光源マーカ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。

【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。

【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 24 に示すように、例えば胃 400 などの消化管の内部の病変部 402 を処置する場合、硬性鏡 404 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 402 を処置する手技の一例は次の通りである。軟性内視鏡 406 を経口的に胃 400 の内

10

20

30

40

50

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４０６の光源からの照明光を用いて病変部４０２の位置を確認する。そして、確認した病変部４０２を処置するのに適当な位置に硬性鏡４０４を刺入して処置を行なう。以下、これを第１の手技という。

【０００５】

図２５（Ａ）に示すように、例えば大腸５００の内部の病変部５０２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５０２の周囲にクリップ５０４を固定しておく。病変部５０２を硬性鏡（図示せず）を用いて処置する場合、例えば図２５（Ｂ）に示すＸ線装置５０６を用いて大腸５００にＸ線を放射して図２５（Ｃ）に示すようなＸ線透視画像５０８を得る。こうして病変部５０２の周囲のクリップ５０４の位置を確認して病変部５０２を外科的に処置・摘出する。以下、これを第２の手技という。

10

【０００６】

図２６（Ａ）に示すように、第２の手技と同様に大腸５００の内部の病変部５０２を内視鏡的処置する場合、腹腔鏡下で超音波装置５１０を用いて超音波を発して病変部５０２近傍の超音波像を得る。すなわち、病変部５０２の周囲のクリップ５０４の位置を超音波像を用いて確認して病変部５０２を処置する。以下、これを第３の手技という。

【０００７】

また、図２６（Ｂ）に示すように、第２および第３の手技と同様に大腸５００の内部の病変部５０２を内視鏡的処置する場合、上述したクリップ５０４の代わりに軟性内視鏡を用いて予め病変部５０２に点墨用色素５０５周囲を注入しておく。すると、その色素５０５が大腸５００の漿膜側に染み出るので、硬性鏡５１２を用いて病変部５０２の位置を確認してその病変部５０２を処置する。以下、これを第４の手技という。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【 0 0 1 3 】

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 5 0 2 の位置を同定することは困難である。

【 0 0 1 4 】

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 5 0 5 が拡散して病変部 5 0 2 を判断し難くなることがある。

【 0 0 1 5 】

また、第 3 および第 4 の手技により病変部 5 0 2 の位置を確認しようとする場合、図 2 6 (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 5 0 2 が存在することがある。この場合、第 3 の手技では、大腸 5 0 0 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 5 0 2 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 5 0 2 の周囲に点墨用色素 5 0 5 を注入しても、点墨用色素 5 0 5 は病変部 5 0 2 に対向する大腸 5 0 0 の壁部までは染み出して行かないので、硬性鏡 5 1 2 を用いて病変部 5 0 2 を同定することはできない。

【 0 0 1 6 】

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。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

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。

【発明の効果】

【 0 0 2 0 】

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。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 1 】

【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 1 B 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。

【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 2 C - 2 C 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 8 B 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。

【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ーを示す概略的な部分断面図、(B) はループ状光源マーカーの光源部の概略的な斜視図。

【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ーの光源部の收容ケースの内部の構成を示す概略的なブロック図、(B) は收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ー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ー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ー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ー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。

【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ー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ー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ーごとクリップに係止した状態を示す概略図。

【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) は蛍光体マーカーの概略的な側面図、(B) は内視鏡の挿入部の先端部に蛍光体マーカーのリン

10

20

30

40

50

グを弾性変形させて配置して蛍光体マーカー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ー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20】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。

10

【図21】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22】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23】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24】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25】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。

20

【図26】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】

【0022】

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。

30

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。

【0023】

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12（図1（A）参照）と、光源クリップ12からの光を検出する外科手術用の内視鏡（第2の内視鏡）14（図2（A）参照）とを備えている。

【0024】

図1（A）および図1（B）に示すように、光源クリップ12は、発光する光源部22と、光源クリップ12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）24とを備えている。

40

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。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26に収容された電池28と、スイッチ回路30と、センサー32とを備えている。発光手段は、スイッチ回路30に電氣的に接続されたLED34を備えている。LED34は、収容ケース26から突出するように収容ケース26に装着されている。センサー32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30に伝達する。スイッチ回路30は、センサー32からの信号に基づいて電池28から電力の供給を受け、その電力をLED34に選択的に供給する。

【0025】

50

光源クリップ１２の係止部２４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２４は、収容ケース２６に配設されている。収容ケース２６の外周面には、それぞれ孔を有する１対の突出部３８が形成されている。突出部３８の孔には、ピン４０が配設されている。このピン４０には、バネ４２が配設されている。バネ４２には、超弾性合金材製のアーム４４が一体的に形成されている。このため、アーム４４は、バネ４２により所定の方向に付勢されている。この場合、アーム４４は、ＬＥＤ３４の方向に向けられている。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】

10

光源部２２のＬＥＤ３４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ＬＥＤ３４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ＬＥＤ３４a, 34b, 34cについて説明する。

【００２７】

図３に示すように、第１のＬＥＤ３４a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ＬＥＤ３４b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ＬＥＤ３４c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ＬＥＤ３４a, 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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

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】

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。

10

【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具合(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具合によって適宜に変化させて設定しても良い。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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、バネ 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 LED 34 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、バネ 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 3 の LED 34 a, 34 b, 34 c が配設された第 1 ないし第 3 の光源クリップ 12 a, 12 b, 12 c 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】

10

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 68 a 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ーケータ 72 を挿入する。クリップアプリーケータ 72 の管状体 74 の先端部を、内視鏡 66 の挿入部 68 の先端部 68 a 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 12 a が放出されて係止される。

20

【0041】

このとき、クリップアプリーケータ 72 から放出された第 1 の光源クリップ 12 a 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 12 b および第 3 の光源クリップ 12 c 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 12 a, 12 b, 12 c を取り付ける。

【0042】

30

第 1 ないし第 3 の光源クリップ 12 a, 12 b, 12 c 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 LED 34 a, 34 b, 34 c 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 12 a, 12 b, 12 c のそれぞれ第 1 ないし第 3 の LED 34 a, 34 b, 34 c 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 12 a, 12 b, 12 c 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 60 a が選択されているとする。第 1 の光源クリップ 12 a の第 1 の LED 34 a の発光光 (ピーク波長 800 nm) 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 12 a, 12 b, 12 c 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。

40

【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 60 b が選択されていると

50

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)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)することができるとともに、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。

【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LED34a, 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。

【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。

【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LED34とは反対側に付勢されている。

【0050】

そして、クリップアプリアータ72の管状体74の先端部側には、LED34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】

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】

10

20

30

40

50

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ＬＥＤ３４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。ＬＥＤ３４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３００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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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部 100 にメッシュ状部材 112 を有する光源マーカー 12' 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 66 の処置具挿通チャンネル 70 の先端部から生体適合性接着剤散布カテーテル 120 を導出し、例えば消化管壁 124 の病変部 100 の近傍に配置した光源マーカー 12' のメッシュ状部材 112 に向けて生体適合性接着剤 120a を散布する。すると、光源マーカー 12' は、メッシュ状部材 112 とともに生体の粘膜に接着される。このとき、接着剤 120a をメッシュ状部材 112 の外周縁部のみに散布しても良く、メッシュ状部材 112 の全体に散布しても良い。

【0061】

この状態で光源マーカー 12' の LED 34 を発光させると、第 1 の実施の形態の図 8 (C) に示す大腸 300 に病変部 100 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。

【0062】

なお、図示しないが、消化管壁 (病変部 100) に LED 34 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 12 と観察手段 (硬性鏡 14) との位置関係で病変部 100 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 100 の近傍に光源クリップ 12 を留置するようにしたが、ここでは、病変部 100 の上側に光源マーカー 12' を留置することができる。このため、硬性鏡 14 を用いて観察したとき、光源マーカー 12' の LED 34 からの光の位置を病変部 100 として同定することができる。

【0063】

また、この実施の形態では、メッシュ状部材 112 を用いることを説明したが、メッシュ状部材 112 でなく、接着剤 120a が浸透するようなシート状部材を用いることができる。

【0064】

なお、この実施の形態では、LED 34 が発光したときの光の方向 (光路) は、半球状の LED の径方向であるが、図 10 (A) に示すように、光路が直進するように LED 34 を構成しても良い。すなわち、直進性を有する LED 34 を使用しても良い。また、その他、図 10 (B) に示すように、凹凸により光が拡散するように LED 34 の外表面を砂地に構成しても良い。LED 34 の光の拡散度合や、光の直進性は、病変部 100 と硬性鏡 14 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。

【0065】

次に、第 3 の実施の形態について図 11 ないし図 14 を用いて説明する。

図 11 (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、ループ状光源マーカー 130 を用いる。ループ状光源マーカー 130 は、筒状のホルダー 132 と、このホルダー 132 の内部に装着された光源部 22 と、ホルダー 132 に装着され、光源部 22 からの光をホルダー 132 の外部に導出するループ状光源導出部 134 とを備えている。

【0066】

ループ状光源導出部 134 は、ホルダー 132 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 136 と、この口金 136 の内孔に両端部が配設された状態で装着され、口金 136 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 138 とを備えている。すなわち、口金 136 は、ホルダー 132 の先端部側では、第 1 のカシメ部 140a によりホルダー 132 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 には、第 3 のカシメ部 1 4 0 c が形成されている。このため、第 3 のカシメ部 1 4 0 c により、光源部 2 2 とライトガイド 1 3 8 の両端部との間の距離が規定されている。光源部 2 2 で発光した光は、この規制距離で端部 1 3 8 a 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 1 3 8 の端部 1 3 8 a から強い光が効率的にライトガイド 1 3 8 に導入される。導入された光の一部はライトガイド 1 3 8 から漏れ出すように、ライトガイド 1 3 8 のファイバーの一端面が剥き出しにされている。

10

【 0 0 6 9 】

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。収容ケース 2 6 の L E D 3 4 に対して離隔した位置（有底部）には、鉗子 1 4 4（図 1 3（C）参照）により保持される例えば平板状の保持部 1 4 6 が収容ケース 2 6 に一体的に設けられている。

【 0 0 7 0 】

図 1 2（A）に示すように、収容ケース 2 6 の内部構造は、概略的には、受信手段と、変換回路 1 4 8 と、発光素子（L E D）3 4 とを備えている。図 1 2（B）に示すように、受信手段は、受信用コイル 1 5 0 を備えている。受信用コイル 1 5 0 には、体外の送信手段（送信用コイル）1 5 2 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 1 5 0 には、交流電流が生じる。この受信用コイル 1 5 0 から変換回路 1 4 8 に交流電流が流れ、変換回路 1 4 8 によって受信用コイル 1 5 0 で生じた交流電流が直流電流に変換される。このため、L E D 3 4 が直流電流により発光する。

20

【 0 0 7 1 】

図 1 3（A）および図 1 3（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 6 8 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 6 8 の先端部 6 8 a のレイアウトを図 1 3（A）に示す。先端部 6 8 a には、対物レンズ 1 5 4 と、1 対の照明レンズ 1 5 6 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 1 5 8 a , 1 5 8 b とが形成されている。図 1 3（B）に示すように、第 1 の鉗子出口 1 5 8 a が連通された第 1 のチャンネルには、鉗子 1 4 4 が配設される。第 2 の鉗子出口 1 5 8 b 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 1 6 0 が配設される。

30

【 0 0 7 2 】

次に、図 1 4 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 1 0 0 にループ状光源マーカー 1 3 0 を留置する作用について説明する。

図 1 3（C）に示すように、予め体外で鉗子 1 4 4 で光源部 2 2 の保持部 1 4 6 を保持した状態で体内に挿入し、図 1 4（A）に示すように、病変部 1 0 0 の周囲を取り囲むようにループ状光源マーカー 1 3 0 を配置する。もちろん、ループ状光源マーカー 1 3 0 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 1 3 0 を保持しつつ挿入しても良い。

40

【 0 0 7 3 】

この状態を保持しつつ図 1 3（B）に示す内視鏡用クリップ装置 1 6 0 を用い、図 1 4（A）に示すように、クリップ 1 6 0 a でライトガイド 1 3 8 を挟み込むとともにそのクリップ 1 6 0 a を粘膜に係止する。そして、ライトガイド 1 3 8 を複数のクリップ 1 6 0 a で挟み込むとともに各クリップ 1 6 0 a を粘膜に係止することにより、ループ状光源マーカー 1 3 0 が病変部 1 0 0 を取り囲むように固定される。

【 0 0 7 4 】

50

そして、送信用コイル 1 5 2 を用いて光源部 2 2 の受信用コイル 1 5 0 に例えば磁場の変化を与えることにより、L E D 3 4 が発光する。L E D 3 4 の光は、ライトガイド 1 3 8 の端部からライトガイド 1 3 8 の内部に導入される。ライトガイド 1 3 8 に導入された光の漏れ光により、ライトガイド 1 3 8 が発光する。

【 0 0 7 5 】

例えば大腸 3 0 0 は、薄い組織で形成されているので、硬性鏡 1 4 の C C D 素子 5 8 で大腸 3 0 0 の外表面の実像とともにライトガイド 1 3 8 からの発光光を撮像可能である。そうすると、図 1 4 (B) に示すように、ループ状のライトガイド 1 3 8 の発光位置とともに大腸 3 0 0 の外表面の実像が硬性鏡 1 4 に接続された画像処理装置を介してモニター 8 0 に表示される。

10

【 0 0 7 6 】

なお、近赤外域の波長を有する光を発光する L E D 3 4 を使用すれば、例えば大腸 3 0 0 などの薄い組織だけでなく、大腸 3 0 0 の組織よりも厚い組織に存在する病変部 1 0 0 を同じようにして同定することができる。

【 0 0 7 7 】

次に、第 4 の実施の形態について図 1 5 ないし図 1 7 を用いて説明する。

図 1 5 (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、蛍光体マーカー 2 1 2 を用いる。蛍光体マーカー 2 1 2 は、蛍光物質 (蛍光体) 2 1 4 が封入された透明なカプセル部材 2 1 6 と、カプセル部材 2 1 6 に蓋をするためのキャップ 2 1 8 と、キャップ 2 1 8 に接続されたリング 2 2 0 とを備えている。

20

蛍光物質 2 1 4 としては、例えばリボフラビン (ビタミン B 2) 、チアミン (ビタミン B 1) 、N A D H 、F M N 、I C G などを使用される。

【 0 0 7 8 】

ここで、図 1 5 (B) には、蛍光物質 2 1 4 の 1 つである I C G 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 I C G の蛍光との特性を重ね合わせて示す。図 1 5 (B) 中の縦軸は光量であり、横軸は波長である。波長が 7 6 5 n m 程度の励起光 (可視域の波長を有する光) を I C G に照射すると、波長 8 3 0 n m 程度の蛍光が発光される。

【 0 0 7 9 】

図 1 6 (A) には、硬性鏡 1 4 から導出される照明光の特性を示す。図 1 6 (A) に示すように、硬性鏡 1 4 の照明光は、I C G を励起するのに必要な波長 7 6 5 n m を有する光を含む。このため、通常用いられる硬性鏡 1 4 の光源を蛍光物質 2 1 4 である I C G の励起光とすることができる。

30

【 0 0 8 0 】

図 1 6 (B) には硬性鏡 1 4 の可変フィルター部 6 0 (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 3 8 0 n m ~ 7 3 0 n m 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 7 8 0 n m 以上の波長を有する光を透過させる特性 (領域 V I) 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 6 0 が形成されている。

40

【 0 0 8 1 】

次に、図 1 7 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 1 0 0 にクリップ 1 6 0 a に引っ掛けられた蛍光体マーカー 2 1 2 を留置する作用について説明する。図 1 7 (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 2 2 および図 2 3 (B) でも同様である。

【 0 0 8 2 】

図 1 7 (A) に示すように、内視鏡用のクリップ 1 6 0 a に蛍光体マーカー 2 1 2 のリング 2 2 0 を引っ掛けた状態でクリップ装置 1 6 0 を用いてクリップ 1 6 0 a を処置具挿

50

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、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 160

10

20

30

40

50

aにマーカ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。

図21に示すように、内視鏡用クリップ160aの基部160bの外周面には、例えば複数の溝160cが形成されている。これら溝160cには、蛍光物質214が配設されている。この状態の基部160bは、透明な熱収縮チューブ232でカバーされている。熱収縮チューブ232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、

10

蛍光物質214は、熱収縮チューブ232により溝160cに封じ込められている。蛍光体マーカとしてのクリップ160a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160a自体に蛍光物質214が配設されているので、クリップ160a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。

【0091】

次に、第8の実施の形態について図22を用いて説明する。

図22に示すように、軟性内視鏡68の観察下で局注針240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214を混入してその液体を病変部100の近傍の粘膜下302に注入する。この状態で硬性鏡14の光源を用いて蛍光物質214を励起させるとともに、蛍光物質214から発せられた蛍光を硬性鏡14のCCD素子58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。

20

【0092】

次に、第9の実施の形態について図23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214を混入したものを局注針240を用いて粘膜302に注入する代わりに、ビーズ状の蛍光物質214が封入された蛍光玉250を生体の粘膜302を一部切開して粘膜下に蛍光玉アプリケータ252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。

30

【0093】

蛍光玉250を生体の粘膜下に導入する蛍光玉アプリケータ252は、管状体254と、プッシャー256とを備えている。管状体254は、内視鏡66の処置具挿通チャンネル70に挿通可能な外径を有する可撓管258と、可撓管258の基端部に配設されたグリップ260とを備えている。可撓管258の先端部の内周面は、蛍光玉250の勝手な脱落を防止するため、蛍光玉250の大きさに合わせた波形を有する。プッシャー256は、先端部に蛍光玉押圧部261が配設され、可撓性を有する可撓ワイヤ262と、可撓ワイヤ262の基端部に接続された回転体264とを備えている。

【0094】

グリップ260の内周面には、雌ネジ部266が形成されている。回転体264の外周面には、雄ネジ部268が形成されている。このため、回転体264を回転させると、グリップ260に対して回転体264が挿脱される。そうすると、可撓ワイヤ262の蛍光玉押圧部261が可撓管258に対して挿脱されて蛍光玉250が可撓管258の先端部から脱落される。

40

【0095】

このようにして例えば生体の粘膜302の一部を切開し、粘膜下に蛍光玉250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。

なお、接着剤を用いて蛍光玉250を病変部100に接着しても同様の作用・効果が得られる。

【0096】

50

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 】

[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。

10

【 0 0 9 8 】

(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。

【 0 0 9 9 】

(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。

【 0 1 0 0 】

(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。

20

【 0 1 0 1 】

(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。

【 0 1 0 2 】

(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。

30

【 0 1 0 3 】

(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。

【 0 1 0 4 】

(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。

【 0 1 0 5 】

(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

【 0 1 0 6 】

(付 記 項 1 0) 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

50

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】

(付記項11) 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10に記載の外科手術用病変部同定システム。

【0108】

10

(付記項12) 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。

【0109】

20

(付記項13) 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。

【0110】

(付記項14) 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13に記載の方法。

【0111】

(付記項15) 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14に記載の方法。

30

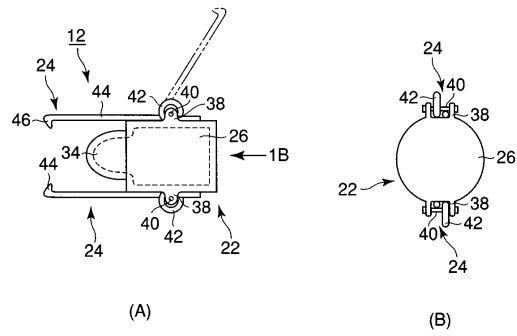
【符号の説明】

【0112】

12...光源クリップ、12a...第1の光源クリップ、12b...第2の光源クリップ、12c...第3の光源クリップ、14...硬性鏡(内視鏡)、34...LED、34a...第1のLED、34b...第2のLED、34c...第3のLED、80...硬性鏡用モニター、100...病変部、200...肺

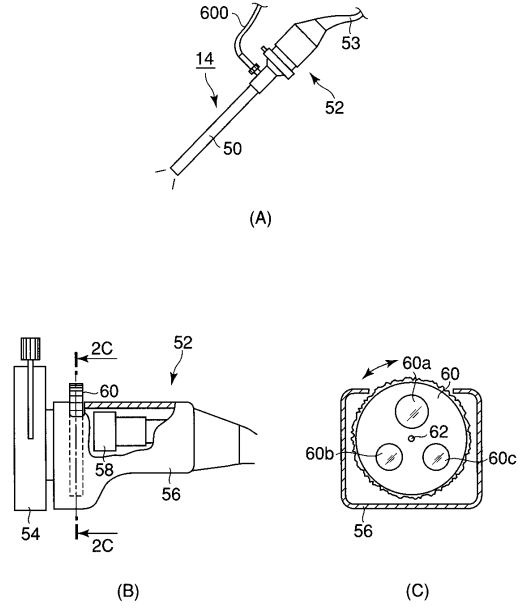
【図 1】

図 1



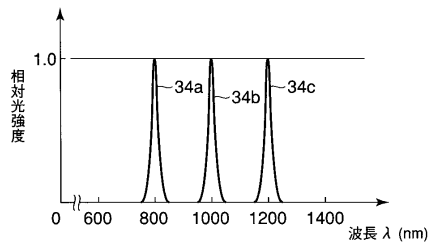
【図 2】

図 2



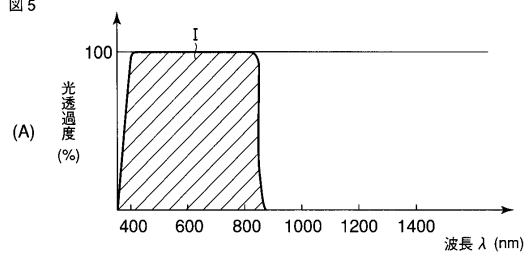
【図 3】

図 3



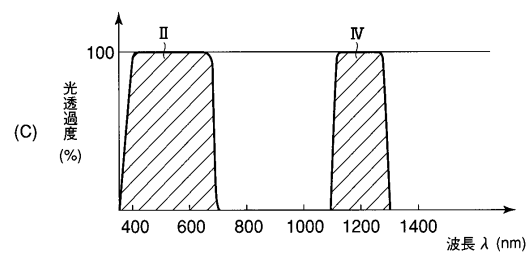
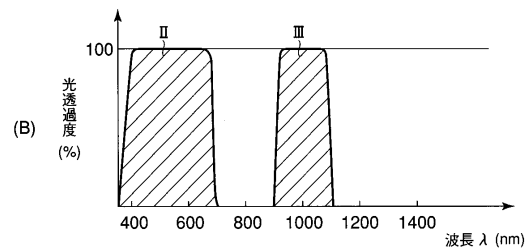
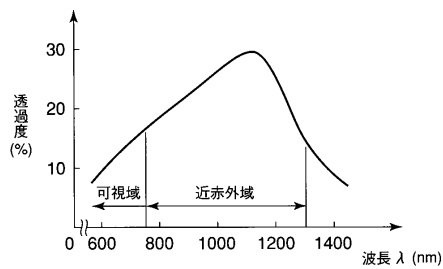
【図 5】

図 5



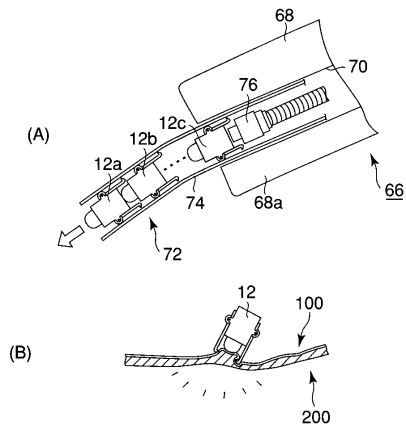
【図 4】

図 4



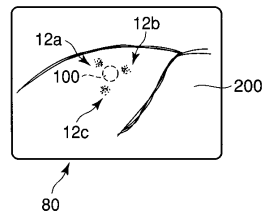
【図 6】

図 6



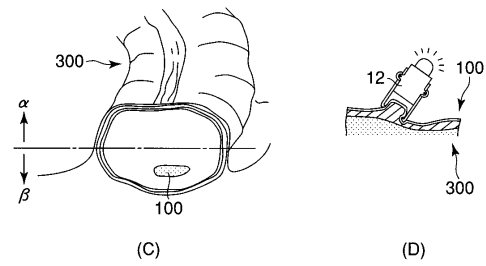
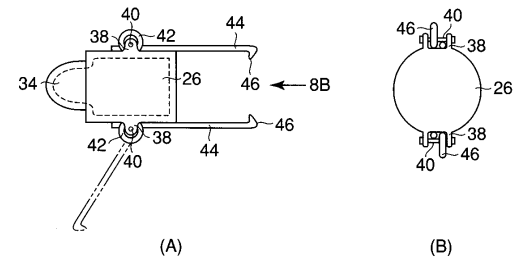
【図 7】

図 7



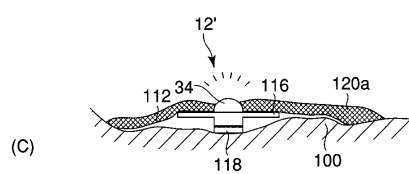
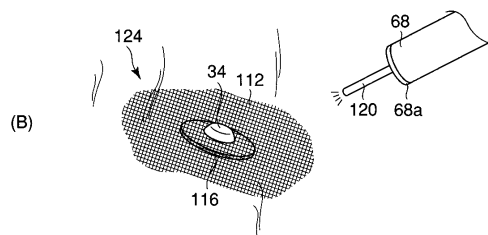
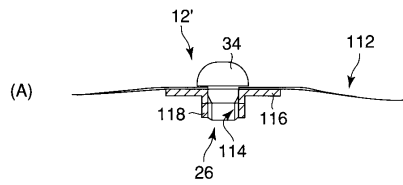
【図 8】

図 8



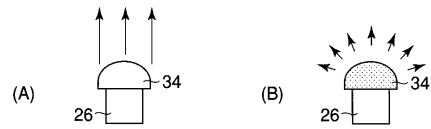
【図 9】

図 9



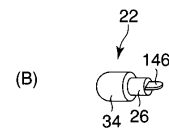
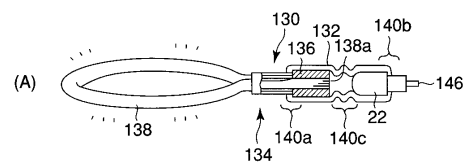
【図 10】

図 10



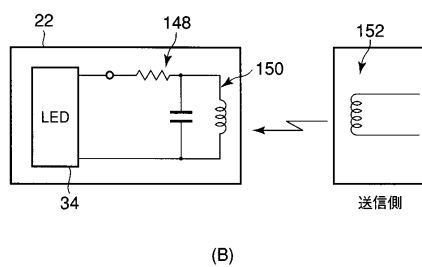
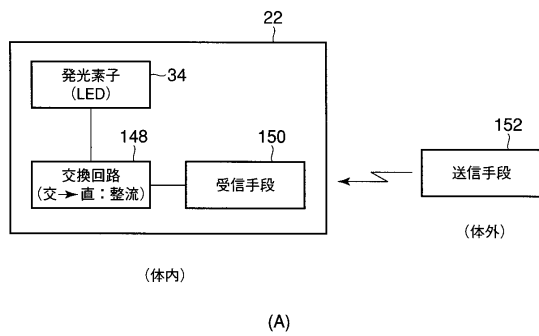
【図 11】

図 11



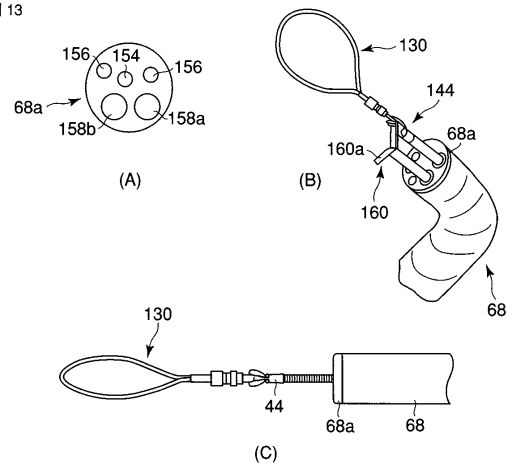
【図 12】

図 12



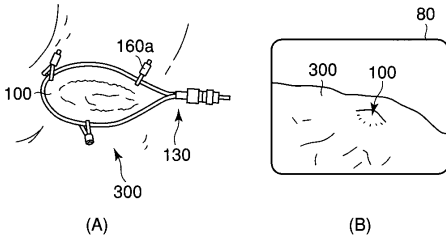
【図 13】

図 13



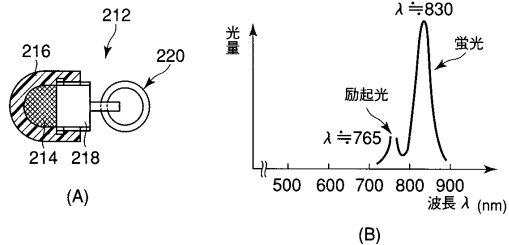
【図 14】

図 14



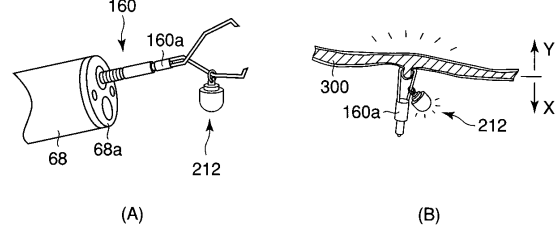
【図 15】

図 15



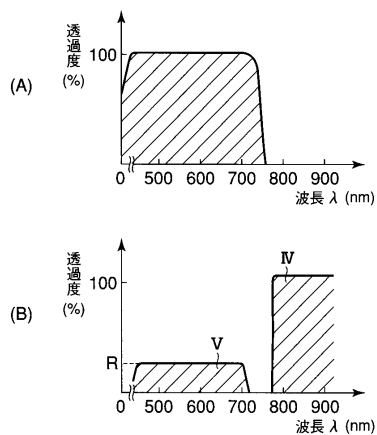
【図 17】

図 17



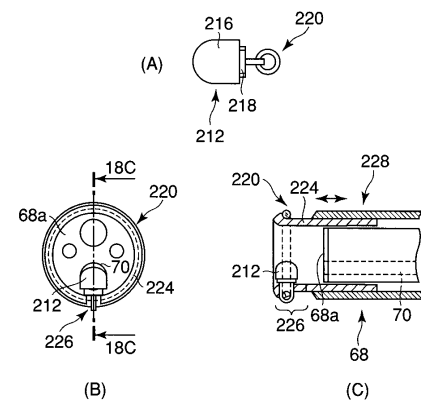
【図 16】

図 16



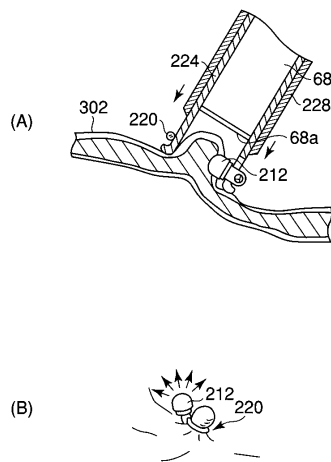
【図 18】

図 18



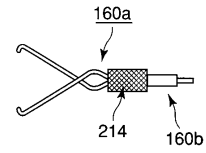
【図 19】

図 19



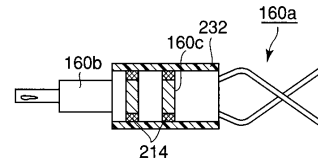
【図 20】

図 20



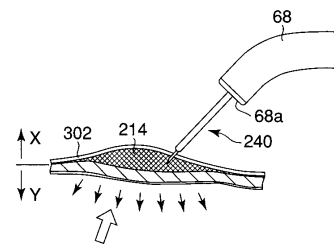
【図 21】

図 21



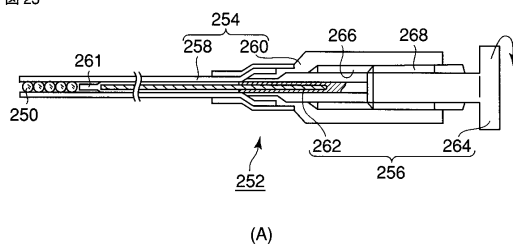
【図 22】

図 22



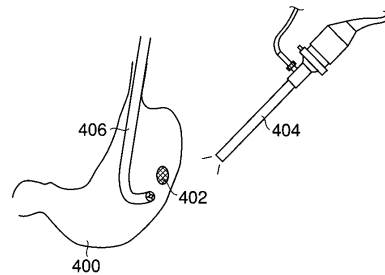
【図 23】

図 23



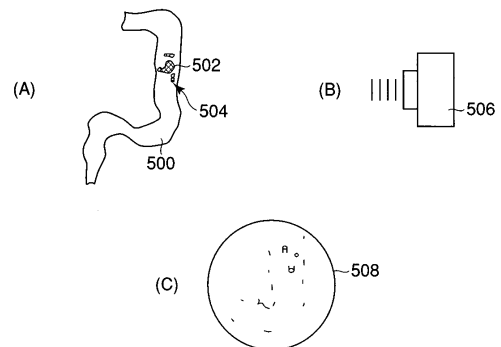
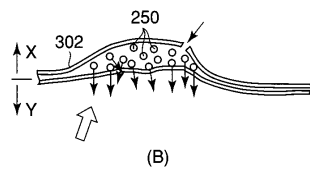
【図 24】

図 24



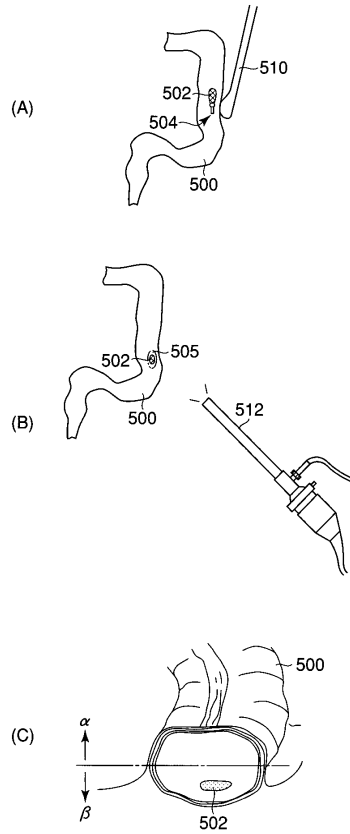
【図 25】

図 25



【図 26】

図 26



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番2号 オリジナル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番2号 オリジナル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番2号 オリジナル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番2号 オリジナル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番2号 オリジナル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番2号 オリジナル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番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

審査官 菅家 裕輔

- (56)参考文献 特許第3027808(JP, B1)
特開2002-113018(JP, A)
特開平3-78(JP, A)
特開2003-164458(JP, A)
国際公開第99/02098(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 7 / 0 0 - 1 7 / 1 2
A 6 1 B 1 9 / 0 0

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	JP4955790B2	公开(公告)日	2012-06-20
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		
当前申请(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 A61B17/00		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B17/00.320 A61B1/00.320.Z A61B1/00.334.Z A61B1/00.650 A61B1/01 A61B1/018 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		
审查员(译)	菅谷佑介		
其他公开文献	JP2010201178A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供廉价且简单的光源标记，仅通过确认内窥镜的观察图像来实时识别病变。
 ŽSOLUTION：光源标记器12包括壳体26，在远端具有锁定部分并在近端连接到壳体的一对臂44，以及设置在壳体上并设置的光源的发光部分34在这对武器之间。
 Ž

图 3

