

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4444657号
(P4444657)

(45) 発行日 平成22年3月31日 (2010.3.31)

(24) 登録日 平成22年1月22日 (2010.1.22)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/06 (2006.01) A 6 1 B 1/06 B

請求項の数 24 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2003-559330 (P2003-559330)	(73) 特許権者	507278214
(86) (22) 出願日	平成15年1月13日 (2003.1.13)		ノバダック テクノロジーズ インコーポ レイテッド
(65) 公表番号	特表2005-514147 (P2005-514147A)		カナダ国 エル4ダブリュ 4エル5 オ ンタリオ ミンサーガ スカイマーク ア ベニュー 2585 스위트 306
(43) 公表日	平成17年5月19日 (2005.5.19)	(74) 代理人	100076428
(86) 国際出願番号	PCT/IB2003/000806		弁理士 大塚 康德
(87) 国際公開番号	W02003/059159	(74) 代理人	100112508
(87) 国際公開日	平成15年7月24日 (2003.7.24)		弁理士 高柳 司郎
審査請求日	平成17年12月13日 (2005.12.13)	(74) 代理人	100115071
(31) 優先権主張番号	10/050,601		弁理士 大塚 康弘
(32) 優先日	平成14年1月15日 (2002.1.15)	(74) 代理人	100116894
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 木村 秀二

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カメラ内に移動部品を有さない蛍光内視鏡ビデオシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

カラー画像モード、蛍光と反射光の画像モード及び蛍光と蛍光の画像モードの少なくとも2つのモードで動作するように構成された蛍光内視鏡ビデオシステムであって、

蛍光画像化のための紫外線と青の励起光と、赤色成分と緑色成分と青色成分とを含む白色光とを両方生成するための、1つのマルチモード光源と、

画像モード中に前記マルチモード光源と前記内視鏡の間に静止的に夫々配置でき、前記紫外線と青の励起光を全て伝達し、前記赤色成分、前記緑色成分及び前記青色成分のすくなくとも1つ以上の所定の部分を選択的に伝達する、複数の光源フィルターと、

前記光源からの光を患者へと指向させて組織サンプルを照射し、そして前記組織によって生成された反射光または励起光を収集する内視鏡と、

前記内視鏡によって収集された光を受け取るように配置されたカメラとを備え、

前記カメラは、

色出力を有する一体化フィルターを有する、低光画像センサと、

前記紫外線と青の励起光を選択的に遮断し、そして前記紫外線と青の励起光より大きい波長を有する光を伝達し、前記白色光の前記赤色成分、前記緑色成分、前記青色成分は夫々前記光源フィルターの1つによって調整され、前記スペクトルフィルターを介して前記低光画像センサで得られた光は、正確に白色調整されたカラー画像モード、蛍光と反射光の画像モード及び蛍光と蛍光の画像モードの何れかの1つを作り出すための、前記低光画像センサの前面に配置された1つ以上のスペクトルフィルターと、

10

20

画像を前記低光カラー画像センサへと投影する、1つ以上の光学画像構成要素と、を備え、

前記蛍光内視鏡ビデオシステムは、

前記低光カラー画像センサからの画像信号を受け取り、蛍光または反射に対する同じ一体化フィルター特性を有するフィルターを有するピクセルからの画像信号を組み合わせ、補間し、次いで、カラー画像、蛍光と反射光の画像、及び蛍光と蛍光の画像の何れかをビデオ信号としてコード化する、画像プロセッサ及びコントローラと、

前記低光画像センサのピクセルからの正確に白色調整されたカラー画像モード、蛍光と反射光の画像モード及び蛍光と蛍光の画像モード、又はそれらの組合せのビデオ画像を表示するための、カラービデオモニターと、

を更に備える、蛍光内視鏡ビデオシステム。

【請求項 2】

前記カメラが、身体の外側にある前記内視鏡の一部に装着されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記カメラが、前記内視鏡の挿入部分に組み込まれる、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記光源フィルターは、紫外線と青の励起光及び蛍光検出波長帯にはないある量の参照反射光を同時に伝達し、蛍光検出波長帯における波長の前記光源からの光を遮断し、それにより、前記低光カラー画像センサにより受け取られた蛍光が、組織蛍光から生じる光と参照反射光とから実質的に構成され、前記カラービデオモニター上で異常組織を視覚的に検出できる、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記高感度カラー画像センサの前面にある少なくとも1つのスペクトルフィルターによって伝達された蛍光が、緑色光である、請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記高感度カラー画像センサの前面にある少なくとも1つのスペクトルフィルターによって伝達された蛍光が、赤色光である、請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記光源フィルターによって伝達された、前記検出蛍光帯にはない前記参照反射光が、赤色光である、請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記画像プロセッサ及びコントローラーが、蛍光と反射光の複合画像を生成し、前記蛍光と反射光の複合画像は、緑色蛍光から生成された画像、および赤色参照光から生成された画像を含み、前記画像は、カラービデオモニター上で重ね合わせられ、そして異なる色で表示される請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記光源フィルターによって伝達された、前記検出蛍光帯にはない前記参照反射光が、緑色光である、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記画像プロセッサ及びコントローラーが、蛍光と反射光の複合画像を生成し、前記蛍光と反射光の複合画像は、赤色蛍光から生成された画像、および緑色反射光から生成された画像を含み、前記画像は、カラービデオモニター上で重ね合わせられ、そして異なる色で表示される、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記光源フィルターは、前記低光カラー画像センサによって受け取られた光が、組織蛍光から生じた光から実質的に構成され、そして前記光源から発生する光からは最小限に構成される程度にまで、紫外線と青の励起光を伝達し、前記低光カラー画像センサへの紫外線と青の励起光以外の波長の光の到達を遮断する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 12】

10

20

30

40

50

前記画像プロセッサ及びコントローラーが、蛍光と反射光の複合画像を生成し、前記蛍光と反射光の複合画像は、緑色蛍光から生成された画像、および赤色蛍光から生成された画像を含み、前記画像は、カラービデオモニター上で重ね合わせられ、そして異なる色で表示される、請求項 1 1 に記載のシステム。

【請求項 1 3】

前記光源フィルターは 4 8 0 n m 未満の波長の青色光ならびにある量の緑色光および赤色光を同時に伝達し、ここで、前記伝達された赤色光および緑色光の量は、伝達された青色光の分数であるように調整され、それにより、灰色表面から反射された場合、前記低光カラー画像センサへと投影された緑色光および赤色光の強度が、前記生じたカラー画像が正確に白色調整されるような様式で、前記低光カラー画像センサへとまた投影された青色光の強度と適合する、請求項 1 に記載のシステム。

10

【請求項 1 4】

前記画像プロセッサ及びコントローラーが、複合カラー画像を生成し、前記複合カラー画像は、赤色反射光画像、緑色反射光画像、および青色反射光画像を含み、前記画像は、カラービデオモニターの赤色チャンネル、緑色チャンネル、および青色チャンネル上にそれぞれ重ね合わせおよび表示される、請求項 1 3 に記載のシステム。

【請求項 1 5】

前記参照反射光は、前記励起光を前記低光画像センサに到達しないように遮断する、前記 1 つ以上のスペクトルフィルターによって遮断されない波長を持つ青色光である、請求項 4 に記載のシステム。

20

【請求項 1 6】

前記画像プロセッサ及びコントローラーは、蛍光と反射光の複合画像を生成し、前記蛍光と反射光の複合画像は、緑色蛍光から生成された画像及び青反射光から生成された画像を含む、請求項 1 5 に記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記画像プロセッサ及びコントローラーは、蛍光と反射光の複合画像を生成し、前記蛍光と反射光の複合画像は、赤色蛍光から生成された画像及び青反射光から生成された画像を含む、請求項 1 5 に記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記低光画像センサの前面に配置された前記 1 つ以上のスペクトルフィルターは、4 5 0 n m 未満の波長を持つ紫外線と青の励起光を遮断し、4 7 0 n m より長い可視波長の光を伝達する、請求項 1 に記載のシステム。

30

【請求項 1 9】

カラー画像モード、蛍光と反射光の画像モード及び蛍光と蛍光の画像モードの少なくとも 2 つのモードで動作するように構成され、1 つのカラー画像センサと、前記センサに紫外線と青の励起光が到達することを遮断するように配置された 1 つ以上の遮断フィルターを持つ蛍光内視鏡診断システムと共に使用される光源であって、

ランプと、

複数の交換性のフィルターとを含み、

前記複数の交換性のフィルターの夫々のフィルターは、ランプからのほぼ全ての紫外線と青の励起光を選択的に伝達し、ランプからの赤色、緑色及び青色の光の 1 つ以上の光の所定の部分を伝達するために画像モード中に静止的に配置され、

40

前記複数のフィルターのあるフィルターは前記赤色、前記緑色及び前記青色の光の強度を調整することによって改変白色光を生成し、それにより、灰色表面から反射された場合、1 つ以上の遮断フィルターを介して前記カラー画像センサに到達する、赤色光、緑色光、及び青色光の強度は、正確に白色調整された画像を生成する、光源。

【請求項 2 0】

前記光源フィルターは紫外線と青の励起光及びある量の参照反射光を同時に伝達する、請求項 1 9 に記載の光源。

【請求項 2 1】

50

前記紫外線と青の励起光は450nm未満の波長を持つ請求項20に記載の光源。

【請求項22】

前記参照反射光は赤である請求項20に記載の光源。

【請求項23】

前記参照反射光は緑である請求項20に記載の光源。

【請求項24】

前記参照反射光は、前記励起光を前記低光画像センサに到達しないように遮断する、前記1つ以上のスペクトルフィルタによって遮断されない波長を持つ青色光である、請求項20に記載の光源。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

(発明の分野)

本発明は、一般的に医療画像化システム、特に蛍光内視鏡ビデオシステムに関連する。

【背景技術】

【0002】

(発明の背景)

蛍光内視鏡は、初期癌の検出および局在化におけるツールとして、正常組織と初期癌が疑われる組織との蛍光応答における差異を利用する。蛍光内視鏡検査の間に励起される蛍光を発する化合物またはフルオロフォアは、好ましくは疑わしい組織内に優先的に蓄積する外因的に適用される光活性薬物であり得るか、または、これらは全ての組織に存在する内因的なフルオロフォアであり得る。後者の場合、組織からの蛍光は、代表的に自己蛍光または天然蛍光と呼ばれる。組織自己蛍光は、代表的に、UVおよび可視スペクトルの青色部分における吸収帯および可視スペクトルの緑色部分から赤色部分における放出帯を有するフルオロフォアに起因する。初期癌と疑われる組織において、自己蛍光スペクトルの緑色部分が有意に抑制される。組織自己蛍光に基づく蛍光内視鏡は、このスペクトル差異を利用し、正常組織と疑わしい組織を区別する。

20

【0003】

組織における内因性フルオロフォアの濃度および/または定量効率が比較的低いので、これらのフルオロフォアから放出される蛍光は、代表的に肉眼で可視ではない。蛍光内視鏡検査は、結果的に微光画像センサーを利用して行われ、内視鏡によって蛍光を発する組織の画像を得る。これらのセンサーで得られる画像は、ほとんどの場合、ビデオ信号としてコードされ、そしてカラービデオモニター上に示される。組織自己蛍光を画像化する代表的な蛍光内視鏡ビデオシステムは、Palcicらに発行された米国特許5,507,287号; MacAulayらに発行された米国特許5,590,660号; Palcicらに発行された米国特許第5,827,190号、米国特許出願番号09/615,965、および米国特許出願番号09/905,642(これらの全ては、参考として本明細書中に援用される)において開示される。これら各々は、Richmond, British Columbia, CanadaのXillix Technologies Corp.(本出願の譲受人)に譲渡されている。

30

40

【0004】

上記の発明において開示されたシステムは、初期癌検出の分野において有意な進歩ではあるが、改良が成され得る。特に、移動部品を除去することにより、これらのシステムに記載されたカメラのサイズ、費用、重量、および複雑性を減少することが望ましい。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0005】

(発明の要旨)

本発明に従う、蛍光内視鏡ビデオシステムは、マルチモードにおいて作動可能な内視鏡光源を備え、白色光、反射光、蛍光励起光、または参照反射光を伴う蛍光励起光のいずれ

50

かを生じる。内視鏡は、観察下で光を組織に伝えるための光線ガイドを組み込み、そして観察下で組織からの光を受容するための内視鏡の挿入部分に配置される画像化ガイドまたはカメラのいずれかを備える。組織からの光を受容する、少なくとも1つの微光画像化センサーを備える1つのコンパクトカメラは、複数の画像化モードにおいて作動可能であり、カラー画像またはマルチチャネル蛍光および反射画像を得る。このシステムはさらに、処理されたビデオ画像を表示するカラービデオシグナルおよびカラービデオモニターのような画像センサーにより、作られた画像シグナルをデジタル化し、処理し、そしてコードする画像プロセッサおよびシステムコントローラーを備える。

【発明を実施するための最良の形態】

【0006】

(好ましい実施形態の詳細な説明)

本発明の上記の局面および多くの付随の利点は、添付の図面とともに理解された場合、以下の詳細な説明を参照にしてより良く理解されるのでより容易に理解される。

【0007】

図1Aは、本発明の1つの実施形態に従う、蛍光内視鏡ビデオシステム50のブロック図である。このシステムは、カラー画像および蛍光画像を得るための光線を生成するマルチモード光源52を備える。異なる種類の画像を得るための光源の使用は、以下にさらに詳細に記載される。光源52からの光線は、内視鏡60の照明ガイド54に供給され、次いで画像化されるべき組織サンプル58を照射する。

【0008】

図1Aに示されるように、このシステムはまた、マルチモードカメラ100を備える。このマルチモードカメラ100は、内視鏡60の挿入末端に配置される。組織からの光は、マルチカメラ100によって直接捕捉される。内視鏡の挿入末端に配置されたマルチモードカメラ100を備えて、生じる内視鏡60は、有用性において現在市販のビデオ内視鏡(例えば、Olympus CF-240L)と類似するが、従来のカラー画像化に加えて、蛍光/反射画像化および/または蛍光/蛍光画像化に利用される性能を有する、蛍光ビデオ内視鏡として特徴付けられ得る。蛍光/反射画像化および蛍光/蛍光画像化は、以下に詳細に記載される。内視鏡の挿入末端にカメラを配置することにより、ビデオ内視鏡の特有の長所が得られ得る:すなわち、画像が、内視鏡画像化ガイドまたはリレーレンズシステムを介して体外に伝達される場合と比べて、画像を形成するために利用可能な光線および画像分解能が改善される。

【0009】

プロセッサ/コントローラー64は、マルチモードカメラ100および光源52を制御し、そしてビデオモニター66に示されるビデオシグナルを作成する。プロセッサ/コントローラー64は、内視鏡内で経路を決められたワイヤーまたは他のシグナル伝達デバイスにより、マルチモードカメラ100と通じている。あるいは、プロセッサ/コントローラー64とカメラ100との間の通信は、ワイアレス連結で行われ得る。

【0010】

図1Bは、代替の蛍光内視鏡ビデオシステム50のブロック図である。この蛍光内視鏡ビデオシステム50は、内視鏡60がまた、画像ガイド56を内蔵し、そしてマルチモードカメラ100が、体外の内視鏡の外部部分に接続されるという点で、図1Aに示されたものと異なる。内視鏡60により組織から集められた光線は、画像ガイド56を介して伝達され、そしてマルチモードカメラ100に投影される。画像ガイド56を内視鏡100に付加すること、および内視鏡の外部末端にマルチモードカメラ100を配置すること以外、図1Bのシステムは、図1Aに示されるシステムと同一である。

【0011】

図2Aは、光源52の構成要素をより詳細に示す。光源52は、アークランプ70を備え、このアークランプ70は、反射材72により囲まれる。本発明の好ましい実施形態において、アークランプ70は、高圧水銀アークランプ(例えば、Osram VIP R150/P24)である。あるいは、他のアークランプ、固体デバイス(例えば、発光

10

20

30

40

50

ダイオードまたはダイオードレーザー)、または広帯域光源が使用され得るが、高圧水銀ランプが、高い青色光出力、適度にフラットな白色光スペクトルおよび小さなアークサイズの組み合わせのため、現在好ましい。

【 0 0 1 2 】

アークランプ 7 0 からの光線は、それぞれ光の回収、スペクトルフィルタリングおよびに焦点合せに適切なオプティクス 7 4、7 6、および 7 8 を介し、内視鏡 6 0 の光ガイド 5 4 に結合される。アークランプからの光線は、本システムの作動モードに従って所望の光線の波長を通過するか、または拒否するために作動する 1 つ以上の光学フィルター 7 6 A、7 6 B、7 6 C、... によりスペクトル的にフィルター処理される。本明細書で使用される場合、「波長」は、単一波長だけではなく、波長範囲もまた含むように、広く解釈されるべきである。

10

【 0 0 1 3 】

光路に沿って伝達される光線量を調節する強度コントロール 8 0 は、アークランプ 7 0 と内視鏡光ガイド 5 4 との間の適切な位置に配置される。強度コントロール 8 0 は、光ガイド 5 4 と結合した光線の量を調節する。さらに、シャッター機構 8 2 は、ランプからの任意の光線が、光ガイドに達することをブロックするために、同じ光学経路に配置され得る。コントローラー 8 6 は、フィルター 7 6 A、7 6 B または 7 6 C を光線経路の中または外に動かすアクチュエータ 7 7 を操作する。コントローラー 8 6 はまた、強度コントロール 8 0 の位置およびシャッター機構 8 2 の操作を制御する。

20

【 0 0 1 4 】

フィルター 7 6 A、7 6 B、7 6 C、... の伝達特性、アクチュエータ 7 7 機構の特性、ならびに光路内へのおよび光路外へのフィルター 7 6 A、7 6 B、7 6 C、... の動作のために利用可能な時間は、種々のカメラの実施形態で使用するのに必要な操作のモードに依存する。必要物は、2 つの分類に分けられる。図 2 で示される光源が、ただ 1 つのフィルターが、画像化モード毎に利用される分類内にある場合、適切なフィルターが、画像化モードが変わる場合にのみ、光路内または光路外に移動される。この場合、アクチュエータ 7 7 は、およそ 1 . 0 秒の時間でフィルターを変えることのみが必要である。フィルター 7 6 A、7 6 B ... の光学フィルター特性は、各々の画像化モードについて調整される。例えば、カラーの画像化のために用いられる、光学フィルター 7 6 A は、任意のスペクトルのピークを減少させ、アークランプ 7 0 の色温度を改変し、その結果、出力スペクトルは、太陽光をシミュレートする。光学フィルター 7 6 B は、蛍光 / 蛍光画像化モードで用いられるための蛍光励起光のみを伝達し、そして光学フィルター 7 6 C は、蛍光 / 反射画像化モードで用いられるための蛍光励起光および参照反射光の両方を伝達する。

30

【 0 0 1 5 】

第 2 の分類の光源 5 2 A が、図 2 B に例示される ; 図 2 A に示される光源との差のみが、説明される。光源 5 2 A は、各々の画像化モードの間、複数のフィルターを使用する。例えば、ビデオフレームまたはビデオの視野に対応する期間について連続して赤色、緑色、および青色の照射を提供する、光源フィルターは、わずかに異なる時間で各々得られる異なる波長の画像成分でモノクロ画像センサーでカラー画像または複数のスペクトル画像の取得のために用いられ得る。このような迅速なフィルター交換は、図 2 A の光源 5 2 について必要とされるものとかかなり異なるアクチュエーターを必要とする。図 2 B に示されるように、フィルターは、ビデオの視野またはビデオフレーム速度に同期されるモーターによって回転されるフィルターホイール 7 9 上に取り付けられる。フィルターホイール 7 9 におけるそれぞれ青色フィルター 7 9 A、赤色フィルター 7 9 B および緑色フィルター 7 9 C が、図 3 に示される。

40

【 0 0 1 6 】

光源フィルターの伝達特性、フィルターアクチュエーター機構の特性、および 2 つの異なる分類の光源について、光路外へのおよび光路内へのフィルターの動きのために利用可能な時間が、種々のカメラの実施形態の文脈において以下により詳細に記載される。

【 0 0 1 7 】

50

蛍光内視鏡が、一般に白色内視鏡と組み合わせられて使用されるので、以下に記載されるマルチモードのカメラ100の種々の実施形態の各々の実施形態が、カラーおよび蛍光/反射の画像化ならびに/または蛍光/蛍光画像化の両方について用いられ得る。これらのカメラの実施形態は特に、小型に起因する蛍光ビデオ内視鏡における組み込みおよび動く部品なしで実行される能力をそれ自体に与える。

【0018】

図4Aに示される、第一の実施形態において、カメラ100Aは、図1Aに示されるようにカメラが内視鏡の挿入端部に位置する場合には組織から直接的に、または図1Bに示されるように組織からカメラへと光を伝達する、内視鏡画像ガイド56によってかどのいずれかで、組織58からの光を受ける。この光は、モノクロ画像センサ102および低光画像センサ104に、固定された光学光線スプリッタ106によって指向され、この光線スプリッタは、入ってくる光を2つのビームに分離する。この光ビームは、組織58から受けられる光のより小さい割合が、モノクロ画像センサ102の方に指向され、そして入ってくる光のより大きい割合が、低光画像センサ104の方へと指向されるように、分離される。この実施形態において、光線スプリッタは、図5A~5Cに示されるような、標準的な市販の単一プレート88、単一立方体89、または単一薄膜(pellicle)設計90であり得る。組織58と画像センサとの間の光路が不均一な数の反射(例えば、単一の成分光線スプリッタから)を含む場合、センサに投影される画像は、左から右へと反転されることに留意するべきである。このような画像の配行は、画像処理によって修正される必要がある。

【0019】

図4Aにおいて、光視準光学機器110は、光線スプリッタ106の前に配置され、そして画像化光学機器112および114は、それぞれ、モノクロ画像センサ102および低光画像センサ104の直前に配置される。スペクトルフィルタ118は、光線スプリッタ106と低光画像センサ104との間の光路に位置する。あるいは、スペクトルフィルタ118は、光線スプリッタ106の要素として組み込まれ得る。

【0020】

図4Bは、カメラ100の別の実施形態を示す。カメラ100Bは、光視準光学機器110ならびに画像化光学機器112および114が排除されており、そして組織と光線スプリッタ106との間に配置された、単一のセットの画像化光学機器113で置き換えられていることを除いて、上記カメラ100Aと同じである。この構成の利点は、全ての画像化が、同一の画像化光学機器113によって実施され、そして制御されることである。しかし、このような構成は、全てのビーム経路が、同じ光路長を有することを必要とし、そしてこの制限は、光線スプリッタ106およびスペクトルフィルタ118(これは、低光画像センサ104への経路内に位置する)の設計において考慮されなければならない。さらに、これらの光学要素が、収束するビーム経路に位置するという事実は、これらの要素を特定する際、および画像化光学機器113の設計において、考慮されなければならない。

【0021】

低光画像センサ104は、好ましくは、電荷キャリア増幅(Texas Instruments TC253またはMarconi Technologies CCD65と同じ型のもの)を伴う電荷結合デバイス、電子ビーム電荷結合デバイス(EBCCD)、強化電荷結合デバイス(ICCD)、電荷注入デバイス(CID)、電荷調節デバイス(CMD)、相補金属酸化物半導体画像センサ(CMOS)または電荷結合デバイス(CCD)型のセンサを備える。モノクロ画像センサ102は、好ましくは、CCDまたはCMOS画像センサである。

【0022】

カメラ100Bの代替の構成が、図4Cに示される。このカメラ100Cのこの実施形態の全ての局面は、両方の画像センサ102および104をカメラの前面に対して垂直に取り付けることによって、カメラの幅を減少させることから生じる差異を除いて、図4B

10

20

30

40

50

に示されるカメラ100Bと類似している。この代替の構成において、低光画像センサ104およびモノクロ画像センサ102は、それらの画像平面をカメラの入力画像面に対して垂直にして、取り付けられる。組織58から受け取られた光は、画像化光学機器113によって、光線スプリッタ106を通過して画像センサ102および104上に投影される。光線スプリッタ106は、1つのビームとして入ってくる光の一部を、センサ102、104の1つに向ける。第二の光線における、入ってくる光の別の部分は、光線スプリッタ106をまっすぐに通過し、そしてミラー108によって、センサ102、104の他方に向けられる。さらに、第二のセットの画像化光学機器115は、この第二のセンサに対して、より長い光路を考慮するために、利用される。両方のセンサ上に投影される画像は、左から右へと反転しており、そして画像処理によって反転されるべきである。

10

【0023】

図1Aおよび1Bに示されるようなプロセッサ/コントローラ64は、カメラ100から変換された画像信号を受信し、そしてこれらの信号をデジタル化および処理する。次いで、この処理された信号は、ビデオ形式でコード化され、そしてカラービデオモニタ66上に表示される。

【0024】

操作者の入力に基づいて、プロセッサ/コントローラ64はまた、蛍光内視鏡ビデオシステムのための制御機能を提供する。これらの制御機能としては、全ての画像化モードにおいてカメラのゲインを制御する、制御信号を提供すること、カメラの画像化モードと光源とを調和させること、およびこの光源に対する光レベル制御信号を提供することが

20

【0025】

異なる波長帯の2つの別個の画像が、本明細書中に記載される蛍光内視鏡ビデオシステムの蛍光画像化モードで獲得される理由、ならびに蛍光/反射率画像化および蛍光/蛍光画像化の性質が、ここで説明される。特定の波長での自己蛍光の強度は、組織が次第に異常になるにつれて(すなわち、正常から明らかな癌に進行するにつれて)変化することが公知である。しかし、自己蛍光のこのような帯の波長から形成された画像を可視化する場合に、病理に起因する信号強度の変化と、画像化の形状および影に起因する信号強度の変化との間を区別することは、容易ではない。画像信号が組織の病理によって有意に影響を受けない波長の帯で得られる、第二の蛍光画像(蛍光/蛍光画像化のために利用される)、または画像信号が組織の病理によっては有意に影響を受けない波長の帯で獲得される反射光画像(組織内での散乱(拡散反射率として公知)を起こした光からなり、蛍光/反射率画像化のために利用される)は、参照信号として使用され得、これを用いて、第一の蛍光画像の信号強度が「正規化」され得る。このような正規化は、先に本明細書中に参考として援用した2つの特許に記載されている: Palcicらに対して発行された、米国特許第5,507,287号は、蛍光/蛍光画像化を記載し、そしてMacAulayらに対して発行された、米国特許第5,590,660号は、蛍光/反射率画像化を記載する。

30

【0026】

正規化を実施するための1つの技術は、2つの画像信号の各々を異なる表示色に割り当てること(例えば、カラービデオモニタの異なる色入力に画像信号を供給することによって)である。カラービデオモニタ上に表示される場合、2つの画像は、効果的に組み合わせられて単一の画像を形成し、その組み合わせられた色が、これらの2つの画像からの信号の相対強度を表す。組織内の蛍光から発生する光および組織において散乱を起こした拡散反射光は、両方、類似の空間的強度分布で組織から放出されるので、組み合わせられた画像の色は、別個の画像信号の絶対強度とは無関係であり、そして内視鏡60の、組織サンプル58に対する距離または角度の変化、または他の画像化の幾何学的要因の変化の結果としては、変化しない。しかし、観察される組織の自己蛍光スペクトルの形状に、2つの画像信号の相対強度の変化を生じる変化が存在する場合、このような変化は、表示される画像の色の变化として表される。正規化を実施するための別の技術は、2つの画像にお

40

50

ける各位置で、ピクセル強度の比を計算することである。次いで、新たな画像が作成され得、ここで、各ピクセルは、計算された比に関連する強度および色を有する。次いで、この新たな画像は、これをカラービデオモニタに供給することによって、表示され得る。

【 0 0 2 7 】

正常組織と、初期癌の疑いのある組織との間の色の混合は、これらの2つの別個の画像信号の各々に適用されるゲインに依存して、表示される。蛍光画像において、初期癌の疑いのある組織が正常組織とははっきりと異なる色で現れる、最適なゲイン比が存在する。このゲイン比は、操作者に、最良の感度の組み合わせ（疑いのある組織を検出する能力）および特異性（正確に区別する能力）を提供するといわれる。参照画像信号に適用されるゲインが、蛍光画像信号に適用されるゲインと比較して高すぎる場合、疑いがありそうであるが、病理が正常であることがわかる組織領域の数は、増加する。対照的に、参照画像信号に適用される相対ゲインが低すぎる場合、感度が低下し、そして疑いのある組織が、正常組織のように見える。従って、最適なシステム性能のために、画像信号に適用されるゲインの比は、全ての時点で維持されなければならない。ゲイン比の制御は、先に本明細書中に参考として援用された2つの米国特許出願（米国特許出願番号09/615,965および米国特許出願番号09/905,642）に記載されている。

【 0 0 2 8 】

インビボ分光学は、組織の自己蛍光スペクトルおよび反射率スペクトルにおける差異のどちらが、病理学的基礎を有するかを決定するために使用されている。これらのスペクトルの特性は、蛍光/反射率画像化モードのために必要とされる、自己蛍光および反射光の特定の波長帯、あるいは蛍光/反射率画像化モードのために必要とされる、自己蛍光の特定の2つの波長帯を決定する。スペクトルの特性は組織型に依存するので、重要な自己蛍光帯の波長は、画像化する組織の型に依存し得る。以下に記載の光学フィルタの仕様は、これらのスペクトル特性の結果であり、画像化される組織にとって最適となるように選択される。

【 0 0 2 9 】

上記のように、光源内のフィルタおよびカメラは、このカメラの画像化モード、試験される組織の型および/または検出される前癌性組織の型について最適化されるべきである。以下に記載の全フィルタは、標準的で市販の構成要素を用いて特別に作製することが可能であるが、伝達の適切な波長範囲および記載の蛍光内視鏡画像についての所望の伝達範囲外を遮断する程度は、このシステムの適切な作動のために重要である。このようなフィルタの仕様における他の組織の重要性（例えば、フィルター材料の蛍光特性および抗反射コーティングの適切な使用）は、理解されるべきであると考えられる。

【 0 0 3 0 】

図6A～6Eは、図4A～4Cに示される型のカメラおよび図2Bに示されるような光源を有する蛍光内視鏡システムにおける使用についての好ましいフィルター特性を示し、このシステムは、蛍光/反射画像化モード、またはカラー画像化モードにおいて操作する。蛍光内視鏡ビデオシステムの幾つかの可能な構成が存在し、これらは、蛍光/反射画像化モード（赤色反射または青色反射のいずれかを有する緑色蛍光、および緑色反射または青色反射のいずれかを有する赤色蛍光を含む）において操作する。利用される特定の構成は、標的の臨床的な器官および適用に依存する。ここで、このフィルター特性を、これらの4つの構成の各々について記載する。

【 0 0 3 1 】

図6Aは、青色フィルター（例えば、フィルター79A）によって伝達された光の成分を示し、このフィルターを使用して、システム光源における励起光を生成する。このフィルターは、370～460nmの波長範囲の光またはこの範囲の波長の任意のサブセットを伝達する。このフィルターによって伝達される光のうちの0.001%未満は、480～750nmの蛍光画像化帯にある（または、この範囲のどのような所望のサブセットも、以下に記載される一次蛍光画像化フィルターおよび参照蛍光画像化フィルターの特定の伝達範囲内である）。

10

20

30

40

50

【0032】

図6Bは、赤色フィルター（例えば、フィルター79B）によって伝達された光の成分を示し、このフィルターを使用して、システム光源における赤色反射光を生成する。このフィルターは、590～750nmの波長範囲の光またはこの範囲の波長の任意のサブセットを伝達する。この範囲から外れて伝達される光は、1%を超えるべきではない。

【0033】

図6Cは、緑色フィルター（例えば、フィルター79C）によって伝達された光の成分を示し、このフィルターを使用して、システム光源における緑色反射光を生成する。このフィルターは、480～570nmの波長範囲の光またはこの範囲の波長の任意のサブセットを伝達する。この範囲から外れて伝達される光は、1%を超えるべきではない。

10

【0034】

図6Dは、緑色スペクトル帯における一次蛍光画像を規定するための、カメラスペクトルフィルター（例えば、フィルター118）によって伝達された光の成分を示す。この構成において、フィルターは、励起光および赤色蛍光を遮断するが、480～570nmの波長範囲の緑色蛍光またはこの範囲の波長の任意のサブセットを伝達する。上記の光源フィルター79Aを有する蛍光内視鏡ビデオシステムにおいて使用される場合、フィルター特性は、480～570nmの波長範囲の外側にある任意の光またはこの範囲の波長の所望のサブセットが、フィルターにより伝達された光に対して0.1%以下まで寄与するようなものである。

【0035】

図6Eは、赤色スペクトル帯における一次蛍光画像を規定するための、カメラフィルター（例えば、フィルター118）によって伝達された光の成分を示す。この構成において、フィルターは、励起光および緑色蛍光を遮断するが、590～750nmの波長範囲の赤色蛍光またはこの範囲の波長の任意のサブセットを伝達する。上記の光源フィルター79Aを有する蛍光内視鏡ビデオシステムにおいて使用される場合、フィルター特性は、590～750nmの波長範囲の外側にある任意の光またはこの範囲の波長の所望のサブセットが、フィルターにより伝達された光に対して0.1%以下まで寄与するようなものである。

20

【0036】

蛍光内視鏡ビデオシステムの好ましい実施形態の操作を、ここで記載する。図4Aに示されるカメラ100Aおよび図4Bに示されるカメラ100Bまたは図4Cに示されるカメラ100Cは、カラー画像化モードおよび蛍光/反射画像化モードにおいて操作し得る。ビデオフレームまたは視野ごとに異なる出力を提供する、図2Bに示される型の光源が、必要である。カラー画像化モードにおいて、プロセッサ/コントローラ64は、マルチモード光源52に制御信号を提供し、このことは、光源は、白色光モードにおいて操作し、そして同期化信号を提供するべきであることを示す。光源52は、画像センサ102および104のビデオ視野またはフレームと同期的に、フィルター処理された赤色光、緑色光、および青色光を連続的に出力する。光源52からのフィルター処理された光は、内視鏡光ガイド54に投影され、そして内視鏡60の先端部に伝達されて、組織58を照射する。

30

40

【0037】

プロセッサ/コントローラ64はまた、センサの増幅段階のゲインを減少させることによって、カラー画像化の間、高感度低光画像センサ104を保護する。組織58によって反射された光は、内視鏡画像ガイド56によって収集され、そしてカメラ（ここで、光が、モノクロ画像センサ102上へ光線スプリッタ106を通過して投影される）へと伝達されるか、または光は、センサが、内視鏡の挿入部分内に位置する場合、カメラ光線スプリッタ106を通過してモノクロ画像センサ102へと直接投影される。赤色照射、緑色照射および青色照射の各々の間に投影された画像は、モノクロ画像センサ102によって変換され、そして得られる画像信号は、プロセッサ/コントローラ64に伝達される。

50

【 0 0 3 8 】

捕捉された画像の輝度に基づいて、プロセッサ／コントローラ 64 は、マルチモード光源 52 に制御信号を提供して、強度コントロール 80 を調整し、それにより、内視鏡光ガイド 54 による光出力のレベルを調整する。プロセッサ／コントローラ 64 はまた、カメラ 100A、100B または 100C に制御信号を送り、モノクロ画像センサ 102 のゲインを調整する。

【 0 0 3 9 】

プロセッサ／コントローラ 64 は、赤色、緑色、および青色照射の連続した期間の間に得られる画像を補間して、全期間の間の完全なカラー画像を生成し、そしてそのカラー画像をビデオ信号として暗号化する。このビデオ信号は、カラー画像の表示のためにカラービデオモニター 66 に接続される。全ての画像化操作は、アナログビデオ表示速度（NTSC 形式については 1 秒あたり 30 フレーム、および PAL 形式については 1 秒あたり 25 フレーム）で生じる。

10

【 0 0 4 0 】

蛍光／反射画像化モードに切り換える場合、プロセッサ／コントローラ 64 は、マルチモード光源 52 に制御信号を提供し、蛍光／反射モードで操作するべきであることを示す。この信号にตอบสนองして、光源フィルターホイール 79 は、回転を止め、そして光源 52 は、アークランプ 70 と内視鏡光ガイド 54 との間の光路への適切な青色光学フィルター 79A を連続的に選択および配置する。連続的に変化するフィルターから静的フィルターへのこの変化は、およそ 1 秒の期間で生じる。フィルター 79A は、試験下で組織 58 が蛍光を誘導する光の波長のみを伝達する。全ての他の光の波長は、上記のように実質的に遮断される。フィルター処理された光は、次いで、内視鏡光ガイド 54 へと投影され、そして内視鏡 60 の先端部に伝達されて、組織 58 を照射する。

20

【 0 0 4 1 】

蛍光／反射モードにおけるシステムを設定する段として、プロセッサ／コントローラ 64 はまた、低光画像センサ 104 の増幅段階のゲインを増加させる。放射された蛍光および組織 58 によって反射された励起光は、内視鏡画像ガイド 56 によって収集され、カメラ光線スプリッタ 106 を通って低光画像センサ 104 および画像センサ 102 へと投影されるか、またはそれらの光は、収集され、カメラ光線スプリッタ 106 と通して、内視鏡 60 の挿入先端部において、低光画像センサ 104 および画像センサ 102 へ直接投影されるかのいずれかとなる。スペクトルフィルター 118 は、低光画像センサ 104 に伝達される光を緑色自己蛍光のみか、または赤色自己蛍光のみかのいずれかに制限し、励起波長帯の光を実質的に遮断する。自己蛍光画像は、低光画像センサ 104 によって変換される。参照反射励起光画像は、モノクロ画像センサ 102 によって変換され、そして得られる画像信号は、プロセッサ／コントローラ 64 に伝達される。

30

【 0 0 4 2 】

伝達された画像の輝度に基づいて、プロセッサ／コントローラ 64 は、マルチモード光源 52 に制御信号を提供して、強度制御 80 を調節し、それによって内視鏡 60 へ送達される光のレベルを調節し得る。プロセッサ／コントローラ 64 はまた、制御信号をカメラ 100A、100B または 100C に送って、低光画像センサ 104 およびモノクロ画像センサ 102 のゲインを調節して、相対ゲインを一定に維持しながら、一定の画像の輝度を維持し得る。

40

【 0 0 4 3 】

処理の後、2つのセンサからの画像は、プロセッサ／コントローラ 64 によってビデオ信号としてコード化される。蛍光／反射画像は、ビデオ信号を、カラービデオモニター 66 上の異なるカラー入力に適用することによって表示される。

【 0 0 4 4 】

組み合わせられた画像が最適な臨床的意味を有するように、組織によって放射されそしてシステムによって受容される参照光信号に対する蛍光の所定の割合のために、ビデオモニターに表示される処理された画像信号の間に、一定の比率がまた、存在しなければならな

50

い。これは、蛍光内視鏡ビデオシステムの（光）信号応答が、校正されることを意味する。校正技術は、先に、本明細書中において参考として援用された2つの特許出願（米国特許出願番号09/615,965、および米国特許出願番号09/905,642号に記載される。

【0045】

カメラ100A、100B、100Cが、赤色照射、緑色照射および青色照射を用いて蛍光画像および反射画像を同時に得るために、あるパリエーションの蛍光/反射モードで操作され得る。システムの操作は、カラー画像化について先に記載された操作と類似であり、カラー画像化モードからの差異の点のみが記載される。

【0046】

蛍光/反射モードのこのパリエーションにおいて、カラー画像化から蛍光/反射画像化に切り換えるときに、連続的な赤色照射、緑色照射および青色照射から静的な青色照射に変更する代わりに、マルチモード光源52は、全ての画像化モードについてカラー画像化モードで利用される同じ連続的照射を提供する。組織によって反射される光の捕捉および表示は、カラー画像化モードについて先に記載されたものと類似する。しかし、そのモードで捕捉される反射画像に加えて、低光画像センサ104の増幅段階のゲインは、青色照射の間、自己蛍光画像を捕捉することを可能にする値に調節される。赤色照射および緑色照射の間、低光画像センサの増幅段階のゲインは、センサを保護するために減少され、画像センサ102が、反射画像を捕捉する。

【0047】

この蛍光/反射モードにおいて、カメラは、赤色照射および緑色照射の間の反射光画像に加えて、青色照射の間に反射画像および蛍光画像の両方を捕捉する。カラー画像化モードについて、反射画像は、補間され、カラー画像を作成するために、カラービデオモニターの対応する赤色チャンネル、緑色チャンネルおよび青色チャンネルに表示される。先に記載された蛍光/反射モードと同様に、蛍光/反射画像は、蛍光画像および1つ以上の反射画像を重ねることによって作成され、カラービデオモニター上で異なる色で示される。

【0048】

個々の反射画像および蛍光画像が同時に捕捉されるので、カラー画像および蛍光/反射画像の両方が、カラービデオモニター上に同時に示され得る。この場合、別々のカラー画像化モードを利用する必要はない。あるいは、蛍光/反射操作の先のバージョンについて記載されるように、蛍光/反射画像のみが、蛍光/反射画像化の間に表示され得、カラー画像は、カラー画像化モードでのみ表示され得る。

【0049】

本発明のなお別の実施形態は、ここで記載される。第1の実施形態との全ての点の類似性は、理解されるとみなされ、異なる点のみが、記載される。

【0050】

この第2の実施形態において、蛍光内視鏡ビデオシステムの全ての局面は、カメラおよび光源を除いて第1の実施形態と類似する。システムのこの実施形態についてのカメラ100Dは、図7Aに示される。これは、上記カメラ100A、100B、または100Cとは、全ての画像化モードが単一の低光カラー画像センサ103（好ましくは、Texas Instruments TC252のような電荷キャリア増幅を備えるカラーCD）を利用すること、および光線スプリッターが必要とされないことにおいて異なる。あるいは、カラー画像センサ103は、電荷キャリア増幅カラー画像センサアセンブリを備える3-CCD、カラーCCD、3-CCDカラー画像センサアセンブリ、カラーCMOS画像センサ、または3-CMOS画像センサ、または3-CMOSカラー画像センサアセンブリであり得る。

【0051】

低光カラーセンサ103上のピクセル素子の各々は、集積化フィルター（代表的には、赤色、緑色または青色）によってカバーされる。これらのフィルターは、個々のピクセル素子に達する蛍光および反射光の波長帯を規定する。このようなモザイクフィルターは、

10

20

30

40

50

代表的に、赤色通過帯と、緑色通過帯と、青色通過帯との間でかなりの重複を有し、これは、強力な反射励起光の存在下で、薄い自己蛍光を画像化する場合、かなりのクロストークを引き起こし得る。従って、反射励起光の強度を、自己蛍光のレベルと同じレベルまで減少させ、同時に自己蛍光を伝達させるために、別のフィルター 118 が提供される。

【0052】

この実施形態において、一次蛍光および参照画像は、同じ画像センサ 103 上に投影されるが、各ピクセル上に配置される個々のフィルターに起因して、これらの異なる画像は、別のセンサピクセルによって検出される。結果として、個々の一次蛍光および参照画像信号は、単一の CCD 画像信号から、プロセッサ/コントローラ 64 によって作成され得る。

10

【0053】

図 7 A において、光視準化光学機器 110 は、組織 58 とフィルター 118 との間に配置され、そして画像化光学機器 112 は、カラー画像センサ 103 の直前に配置される。代替の光学構成において、カメラ 100 E (図 7 B に示される) は、視準光学機器 110 および画像化光学機器 112 を排除し、それらを、組織 58 とフィルター 118 との間に配置された単一の画像化光学機器 113 に置き換える。この構成の利点は、全ての画像化が実施され、そして同じ画像化光学機器 113 によって制御されることである。フィルター 118 が収束光線経路に配置されるという事実は、その素子を特定する際、および画像化光学機器の設計の際に考慮されなければならない。

【0054】

20

図 7 A のカメラ 100 D または図 7 B の 100 E に基づくシステムの操作がここで記載される。カメラ 100 D および 100 E は、カラー画像化モード、蛍光/蛍光画像化モード、および蛍光/反射画像化モードで操作可能である。カメラ 100 D または 100 E に基づくシステムについて、図 2 A に示される型の光源は、各画像化モードにおける安定状態出力を提供する。下記のように、光源フィルター 76 A、76 B、および 76 C、フィルター 118、および画像センサ 103 と集積化されたモザイクカラーフィルターの光伝達の仕様は、カラー画像センサの活性素子における反射光および蛍光の強度が、良好な信号対雑音特性を有し、有意な飽和を有さない伝達される画像信号を生じるように、選択される。同時に、これらのフィルターは、一次蛍光の励起および画像化のため、およびカラー画像化のために適切な光伝達の仕様を有する。フィルター伝達特性は、画像センサにおいて相対的な一次蛍光強度 対 参照光強度の所望の比を提供するように選択される。

30

【0055】

カラー画像化モードにおいて、プロセッサ/コントローラ 64 は、マルチモード光源 52 (白色光モードであるべきである) に制御信号を提供する。光源は、適切な光学ファイバー 76 A を、アークランプ 70 と内視鏡光ガイド 54 との間の光路内に選択しそして位置付ける。カメラ 100 D、100 E のフィルター 118 (これは、青色波長の励起光の伝達を減少している) を考慮すると、光源フィルター 76 A は、赤色成分、緑色成分、および青色成分の適切な割合を有する、バランスのとれたカラー画像を画像センサ 103 において得るために、赤色および緑色の波長での減少した伝達を組み込むべきである。

【0056】

40

カラー低光センサ 103 からの画像信号は、プロセッサ/コントローラ 64 によって処理される。標準的な技術を使用して、単一のカラーセンサからのカラー画像を作成する：同じフィルター特性を有するピクセルからの画像信号は、プロセッサ/コントローラ 64 によって補間されて、モザイクフィルター (例えば、赤色、緑色、および青色) の各素子の通過帯に関連する画像信号を、各ピクセル位置において作成する。得られた複数の画像 (これは、組み合わせた場合、カラー画像を作成する) は、ビデオ信号として、プロセッサ/コントローラ 64 によってコード化される。カラー画像は、ビデオ信号をカラービデオモニター 66 の適切な入力に接続することによって表示される。

【0057】

プロセッサ/コントローラ 64 はまた、各ピクセルにおける画像信号の輝度をモニ

50

タリングし、そして光源出力の強度およびカメラ増幅器ゲインをプログラムされたアルゴリズムに従って、調節することによって、全体的な画像の輝度を設定レベルに維持する。

【0058】

蛍光/蛍光画像化モードに切り換える場合、プロセッサ/コントローラ64は、蛍光/蛍光モードにあるべきであることを示すために、マルチモード光源52に、制御シグナルを提供する。光源52は、光源フィルター76Bを、光線の位置に移動させる。フィルター76Bは、以下に記載されるように、励起光を伝達し、そして緑色および赤色の蛍光検出波長の光の伝達を遮断する。カラーセンサ103におけるモザイクフィルター素子とともに、光源蛍光フィルター76Bおよび励起フィルター118の特性は、カラーセンサにおける青色光の強度が、センサにおける赤色および緑色の自己蛍光の強度未満であるような特性であり、そしてカラーセンサ103における赤色自己蛍光の強度対緑色自己蛍光強度の比が、正常組織と異常組織との間の最適な差異のために適切な値を有するような特性である。蛍光画像が、カラー画像化について先に記載されたように、プロセッサ/コントローラ64によって処理されて、モザイクフィルター（例えば、赤色、緑色、および青色）の通過帯の各々に対応する別々の画像を作成する。これらの別々の画像は、プロセッサ/コントローラ64によってビデオ信号としてコード化される。複合蛍光/蛍光画像は、モザイクフィルターの赤色および緑色通過帯からのビデオ信号を、モニターの異なるカラー入力へ適用することによって、カラービデオモニター66に表示される。

10

【0059】

蛍光/反射画像化モードに切り換える場合、プロセッサ/コントローラ64は、蛍光/反射モードにあるべきであることを示すために、マルチモード光源52に制御信号を提供する。光源52は、光源フィルター76Cを光線の位置に移動させる。フィルター76Cは、以下に記載されるように、励起光および反射光の両方を伝達し、そして蛍光検出波長の光の伝達を遮断する。以下に記載されるように、カラーセンサ103におけるモザイクフィルターとともに、蛍光励起および反射照射についての光源フィルター76C、ならびにカメラフィルター118の特性は、カラーセンサにおける反射励起光の強度が、センサにおける自己蛍光の強度に匹敵するような特性であり、そしてカラーセンサ103における自己蛍光の強度対反射参照光の強度の比が、適切な値を有するような特性であるべきである。蛍光画像および反射画像は、カラー画像化について先に記載されたように、プロセッサ/コントローラ64によって処理されて、モザイクフィルター（例えば、赤色、緑色、および青色）の通過帯の各々に対応する別々の画像を作成する。これらの別々の画像は、プロセッサ/コントローラ64によってビデオ信号としてコード化される。複合蛍光/反射画像は、適切なモザイクフィルターの通過帯（以下に考察される）からのビデオ信号を、モニターの異なるカラー入力へ適用することによって、カラービデオモニター66に表示される。

20

30

【0060】

上に示されるように、光源およびカメラのフィルターは、カメラの画像化モード、試験される組織の型、および/または検出される前癌組織の型について最適化されるべきである。以下に記載される全てのフィルターが、標準的な市販の成分を使用して注文するように作製され得るが、適切な波長範囲の伝達および記載される蛍光内視鏡画像モードについての所望の伝達範囲の外側の遮断の程度が、システムの適切な操作に重要である。このようなフィルター仕様における他の問題（例えば、フィルター材料の蛍光特性および反射防止コーティングの適切な使用）の重要性は、理解される。

40

【0061】

上で考察されるように、光源およびカメラのフィルターは、インピボ分光測定に基づいて、カメラの画像化モード、試験される組織の型、および/または検査される前癌組織の型について最適化されるべきである。蛍光/反射画像化モード、または蛍光/蛍光画像化モードにおいて作動する、図7Aおよび7Bに示される型のカメラとともに蛍光内視鏡ビデオシステムにおいて使用するための好ましいフィルター特性は、図8A~8Fに示され

50

る。赤色反射を伴う緑色蛍光、および緑色反射を伴う赤色蛍光、ならびに青色反射を伴う赤色蛍光または緑色蛍光を含む、蛍光/反射画像化モードにおいて作動する、蛍光内視鏡ビデオシステムのいくつかの可能な構成が存在する。利用される特定の構成は、標的の臨床器官および適用に依存する。フィルターの特徴は、ここで、これら4つの構成のそれぞれについて記載される。

【0062】

図8A～8Bは、カラー画像化モードのためのフィルターによって伝達される光の好ましい成分を図示する。図8Aは、光源フィルター（例えば、フィルター76A）によって伝達される光の成分を図示し、これは、カラー画像化に対する光を作製するために使用される。スペクトルフィルター118は、カラー画像化の間、適所のままである。なぜなら、本カメラの実施形態において、移動する部品がないからである。従って、カラー画像化の間の正確なカラー描写を達成するために、高い感度のカラーセンサ103によって受信される光が、白色反射標準がカメラで見られた場合に白色であるように、カラー画像化のための通常の白色光伝達と比較して、光源フィルター76Aの伝達が改変されることが必要である。従って、スペクトルフィルター118の影響のバランスをとるために、赤色および緑色のスペクトル帯におけるフィルター76Aの伝達が、青色における伝達よりも低くしなければならず、そして青色におけるフィルター76Aの伝達は、フィルター118の認知可能な伝達の短い波長領域と重なりがある十分な長い波長まで拡張されなければならない。フィルター76Aは、370～480nmまたはこの範囲内の任意のサブセットの波長の青色波長範囲の光を、最大の可能な伝達で伝達させる。500～750nmまたはこの範囲内の任意のサブセットの波長の緑色および赤色の波長範囲におけるフィルター76Aの伝達は、好ましくは、フィルター118の影響を考慮した後に、高い感度のカラーセンサ103においてバランスのとれたカラー画像を達成するために、青色の伝達と比較して、少なくとも10分の1に減少される。

【0063】

図8Bは、スペクトルフィルター118によって伝達される光の成分を示し、これは、全ての画像化モードにおいて使用される。この構成において、フィルターは、範囲370～450nmにおいて青色励起光を遮断し、一方で、470～750nmの波長範囲またはこの範囲内の任意のサブセットの波長の赤色光および緑色光を伝達する。上記光源フィルター76Aとともに、蛍光内視鏡ビデオシステムにおいて使用される場合、フィルターの特徴は、センサのモザイクフィルターの異なる領域によって伝達される波長帯における高感度のカラーセンサ103によって捕捉される光の強度が、白色反射標準が画像化される場合に匹敵するような特性である。以下に記載の光源フィルター76Bとともに蛍光/蛍光画像化のための蛍光内視鏡ビデオシステムにおいて使用される場合、フィルターの特徴は、470～750nmの波長範囲（またはこの範囲内の波長の任意の所望のサブセット）の外側の任意の光が、フィルターによって伝達される光に対して0.1%以下で寄与するような特性である。

【0064】

図8Cは、フィルター（例えば、フィルター76B）によって伝達される光の成分を図示し、これは、システム光源において励起光を作製するために使用される。このフィルターは、370～450nmの波長範囲またはこの範囲内の波長の任意の所望のサブセットにおいて光を伝達する。このフィルターによって伝達される光のうち、好ましくは、0.001%未満が、470～750nmの蛍光画像化帯にある（または、この範囲のどんな所望のサブセットも、高感度カラーセンサ103に組み込まれるモザイクフィルターの伝達によって規定される一次蛍光および参照蛍光の波長帯の伝達範囲内にある）。

【0065】

図8Dは、光源フィルター（例えば、フィルター76C）によって伝達された光の組成を示し、このフィルターを使用して、緑色蛍光画像化モードおよび赤色反射画像化モードについての青色励起光および赤色参照光を生成する。このフィルターは、370～450nmの範囲の青色波長の光、またはこの範囲の任意のサブセットの波長の光を伝達する。

10

20

30

40

50

フィルターはまた、590～750 nmの範囲の赤色波長の光、またはこの範囲の任意のサブセットの波長の光を伝達する。赤色波長範囲（またはその範囲のサブセット）において伝達される光は、青色波長範囲において伝達される光の適切な断片であるように、システム設計の一部として調整される。この断片は、センサの要件に対してカラー画像センサ上に投影された反射参照光の強度が、十分な蛍光励起を維持しながら同時に適合するという必要性を満たすように選択される。このフィルターによって伝達される光のうちの0.001%未満は、470～570 nmの緑色波長範囲にある（すなわち、この範囲の所望のセットが、一次蛍光波長帯の伝達範囲として特定される場合はいつでも）。

【0066】

図8Eは、光源フィルターによって伝達された光の組成を示し、このフィルター（例えば、上記のフィルター76C）を使用して、赤色蛍光画像化モードおよび緑色反射画像化モードについての励起光を生成する。このフィルターは、370～450 nmの範囲の青色波長の光、またはこの範囲の任意のサブセットの波長の光を伝達する。フィルターはまた、470～570 nmの範囲の緑色波長範囲の光、またはこの範囲の任意のサブセットの波長の光を伝達する。緑色波長範囲（またはその範囲のサブセット）において伝達される光は、青色波長範囲において伝達される光の適切な断片であるように、システム設計の一部として調整される。この断片は、センサの要件に対してカラー画像センサ上に投影された反射参照光の強度が、十分な蛍光励起を維持しながら同時に適合するという必要性を満たすように選択される。このフィルターによって伝達される光のうちの0.001%未満は、590～750 nmの赤色蛍光画像化波長範囲にある（すなわち、この範囲の所望のセットが、一次蛍光波長帯の伝達範囲として特定される場合はいつでも）。

【0067】

図8Fは、光源フィルターによって伝達された光の組成を示し、このフィルター（例えば、上記のフィルター76C）を使用して、赤色蛍光画像化モードまたは緑色蛍光画像化モードおよび青色反射画像化モードについての励起光を生成する。このフィルターは、370～470 nmの範囲の青色波長の光、またはこの範囲の任意のサブセットの波長の光を伝達する。450～470 nmの波長範囲（またはその範囲のサブセット）において伝達される光は、センサの要件に対してカラー画像センサ上に投影された反射参照光の強度に適合し、かつ、蛍光に対する参照反射光の適切な比率を提供するように、十分な蛍光励起を維持しながら同時に適合するという必要性を満たすように、システム設計の一部として調節される。このフィルターによって伝達される光のうちの0.001%未満は、490～750 nmの赤色蛍光画像化波長範囲にある（すなわち、この範囲の所望のセットが、一次蛍光波長帯の伝達範囲として特定される場合はいつでも）。

【0068】

上記実施形態において記載される蛍光内視鏡ビデオシステムは、内因性組織蛍光を画像化するために最適化される。それらは、この適用に限定されず、しかし、光動的診断（PDD）適用にもまた、使用され得る。上記のように、PDD適用は、光活性薬剤を利用し、この薬剤は、初期の癌であると疑われる組織に優先的に集積する。このような薬物の効果的なバージョンは、現在開発段階にあるので、本発明は、このような薬物について最適化されるフィルター特性を特定しない。しかし、適切な光源とカメラフィルターとの組み合わせにより、本明細書に記載されるように、蛍光/蛍光画像化モードまたは蛍光/反射画像化モードのいずれかにおいて作動する蛍光内視鏡ビデオシステムを使用して、このような薬物から蛍光を画像化し得る。

【0069】

理解されるように、上記の蛍光内視鏡ビデオシステムについてのカメラの各々の実施形態は、それらの簡素性に起因して、蛍光ビデオ内視鏡において、当然、小型化および現実化に適しており、そして、カメラは、内視鏡の挿入部分に組み込まれる。このカメラは、色画像化および蛍光画像化の両方のために利用され得、それらの最も小型の形態では、可動部分を含まない。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 7 0 】

【図 1 A】図 1 A は、本発明の 1 つの実施形態に従う、蛍光内視鏡ビデオシステムのブロック図である。

【図 1 B】図 1 B は、本発明の 1 つの実施形態に従う、蛍光内視鏡ビデオシステムのブロック図である。

【図 2】図 2 A ~ 2 B は、本発明の異なる実施形態に従う、マルチモード光源のブロック図である。

【図 3】図 3 は、マルチモード光源のためのフィルターホイールおよび光学的フィルターを示す。

【図 4 A】図 4 A は、視準および画像化オプティクスのための任意の配置を有する、本発明の 1 つの実施形態に従うカラー画像および / または蛍光 / 反射画像を得ることが可能なカメラの多くの代替の実施形態を図示する。

10

【図 4 B】図 4 B は、視準および画像化オプティクスのための任意の配置を有する、本発明の 1 つの実施形態に従うカラー画像および / または蛍光 / 反射画像を得ることが可能なカメラの多くの代替の実施形態を図示する。

【図 4 C】図 4 C は、視準および画像化オプティクスのための任意の配置を有する、本発明の 1 つの実施形態に従うカラー画像および / または蛍光 / 反射画像を得ることが可能なカメラの多くの代替の実施形態を図示する。

【図 5】図 5 A ~ 5 C は、多くのカメラビームスプリッタ構造を図示する。

【図 6】図 6 A ~ 6 E は、図 4 A ~ 4 C に示されるカメラの実施形態を用いた、カラー画像化および蛍光 / 反射画像化に利用されるフィルターの現在好ましい伝達性質を図示するグラフである。

20

【図 7】図 7 A ~ 7 B は、視準および画像化オプティクスのための任意の配置を有する、本発明の 1 つの実施形態に従うカラー画像、蛍光 / 反射画像および / または蛍光 / 蛍光画像を得ることが可能な、本発明に従うカメラのさらなる実施形態を図示する。

【図 8】図 8 A ~ 8 F は、図 7 A ~ 7 B に示されるカメラ実施形態を用いるカラー画像化、蛍光 / 蛍光画像化および蛍光 / 反射画像化のためのフィルターの現在好ましい伝達性質を図示するグラフである。

【図1A】

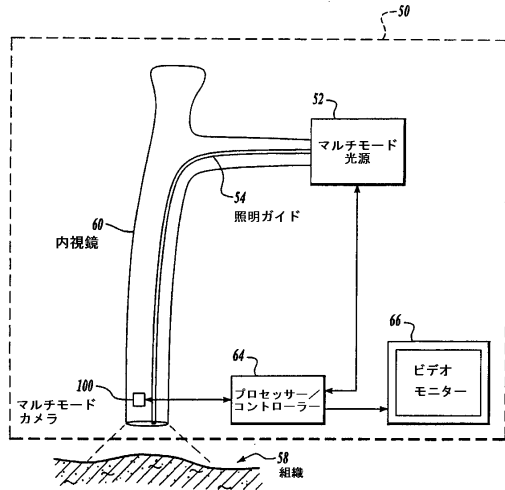


Fig. 1A.

【図1B】

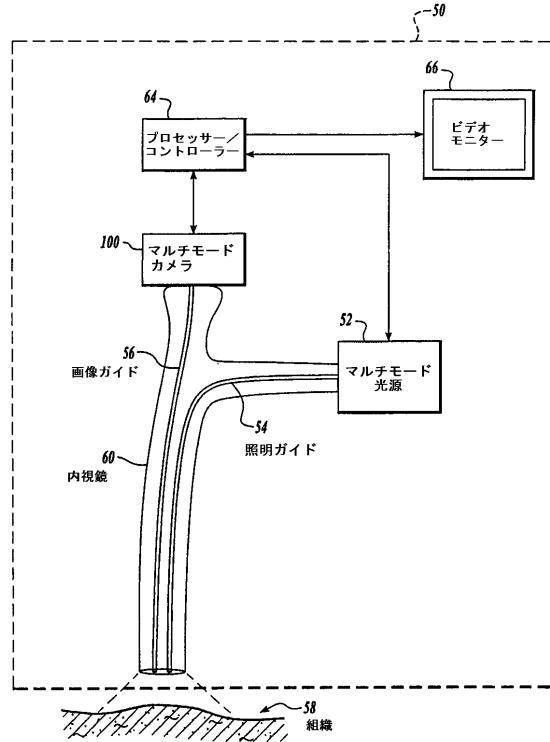


Fig. 1B.

【図2】

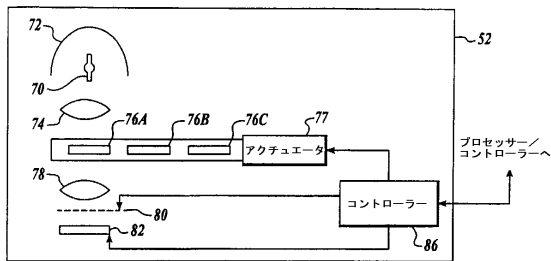


Fig. 2A.

【図3】

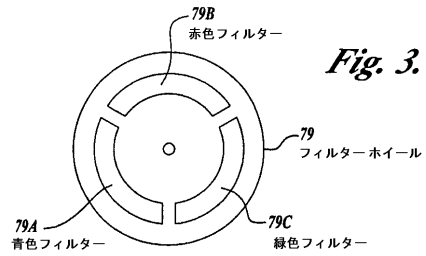


Fig. 3.

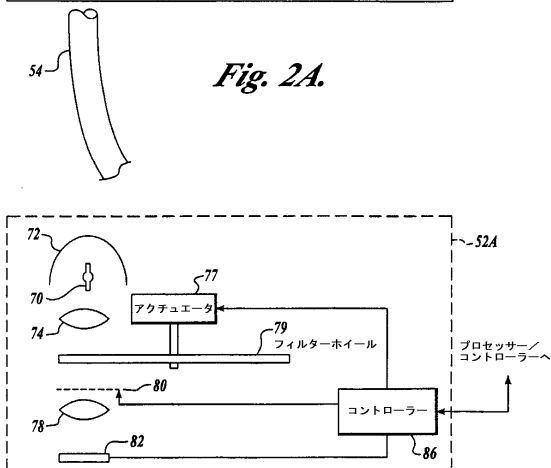


Fig. 2B.

【図4A】

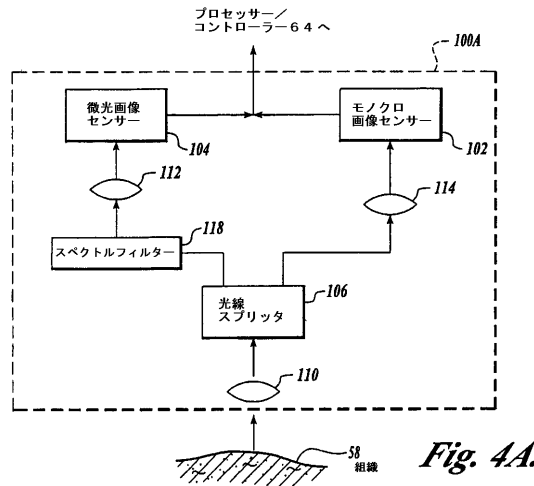
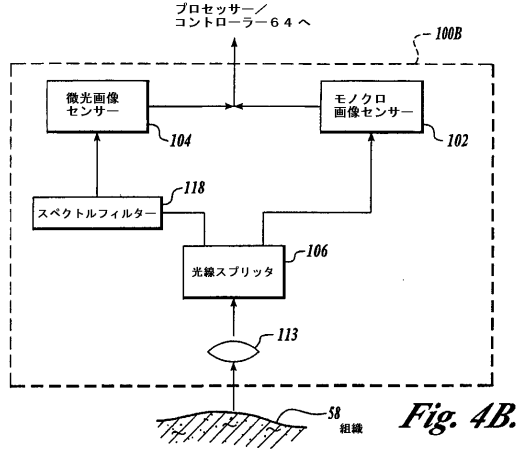
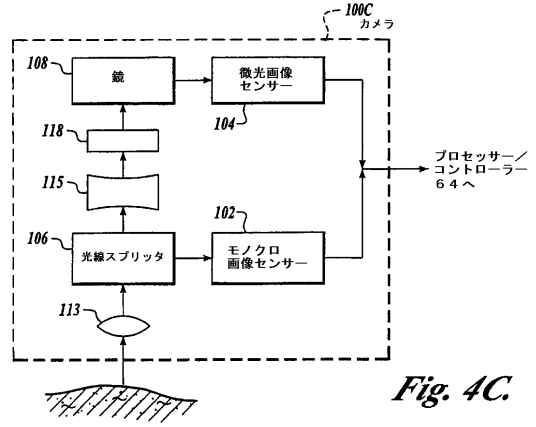


Fig. 4A.

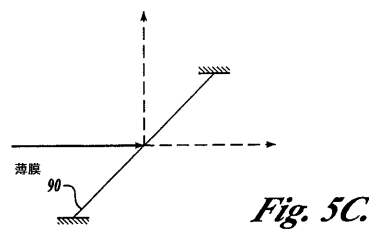
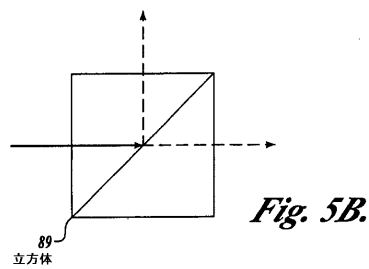
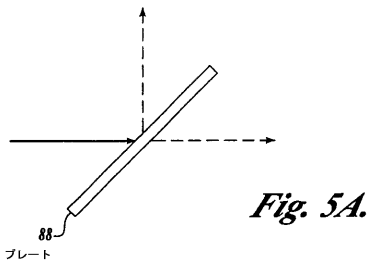
【図4B】



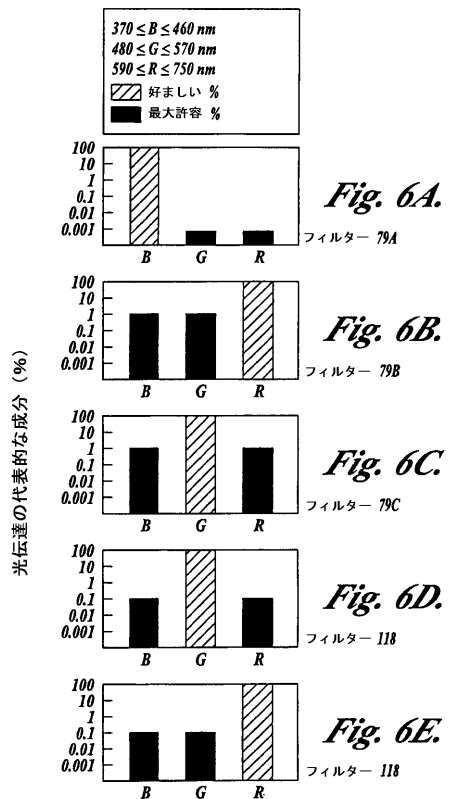
【図4C】



【図5】



【図6】



【 図 7 】

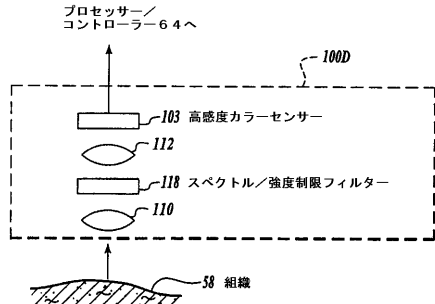


Fig. 7A.

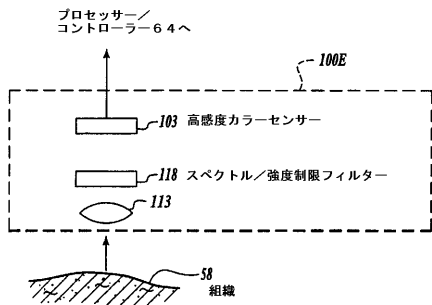


Fig. 7B.

【 図 8 】

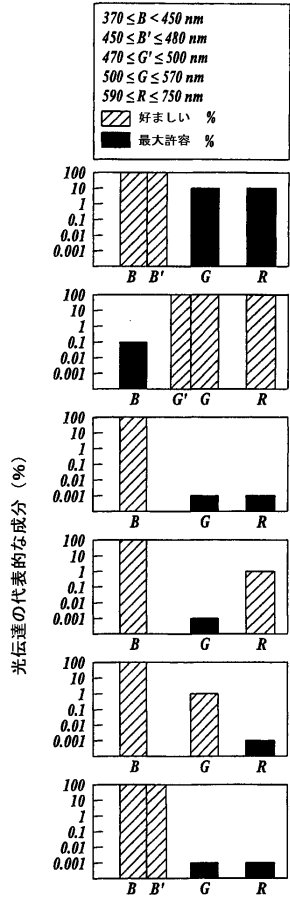


Fig. 8A.

Fig. 8B.

Fig. 8C.

Fig. 8D.

Fig. 8E.

Fig. 8F.

フロントページの続き

(74)代理人 100130409

弁理士 下山 治

(72)発明者 クライン, リチャード ダブリュー.

カナダ国 ブイ6アール 1エヌ2 ブリティッシュ コロンビア, バンクーバー, ウェスト
3アールディー アベニュー 4540

(72)発明者 フェングラー, ジョン ジェイ. ピー.

カナダ国 ブイ7ジー 2エル8 ブリティッシュ コロンビア, ノース バンクーバー, ラ
ッセル アベニュー 1181

審査官 谷垣 圭二

(56)参考文献 特開平09-070384(JP,A)

特開平11-104059(JP,A)

特開平06-125911(JP,A)

特開平10-309282(JP,A)

特開2000-270265(JP,A)

特開平10-295633(JP,A)

特開平03-097439(JP,A)

特開2000-097859(JP,A)

特開平10-309281(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 1/06

专利名称(译)	荧光内窥镜视频系统，无相机移动部件		
公开(公告)号	JP4444657B2	公开(公告)日	2010-03-31
申请号	JP2003559330	申请日	2003-01-13
[标]申请(专利权)人(译)	迪螺旋技术伊豆公司		
申请(专利权)人(译)	Jirikkusu技术是公司		
当前申请(专利权)人(译)	Nobadaku Technologies公司		
[标]发明人	クラインリチャードダブリュー フェングラー ジョン ジェイ ピー		
发明人	クライン, リチャード ダブリュー. フェングラー, ジョン ジェイ. ピー.		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/04 A61B5/00 A61B6/00		
CPC分类号	A61B1/0646 A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/0638 A61B5/0071 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.B		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治		
优先权	10/050601 2002-01-15 US		
其他公开文献	JP2005514147A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

荧光内窥镜视频系统包括多模光源，其产生用于白光成像模式和荧光成像模式的光。来自光源的光通过内窥镜传输到观察下的组织。该系统还包括用于白光成像模式和荧光成像模式的小型相机，其可以放置在内窥镜的插入部分中或者放置在身体外部的内窥镜部分上它可能附加。该相机可用于白光成像模式和荧光成像模式，并且以其最小的形式不包括移动部件。

【 图 1 B 】

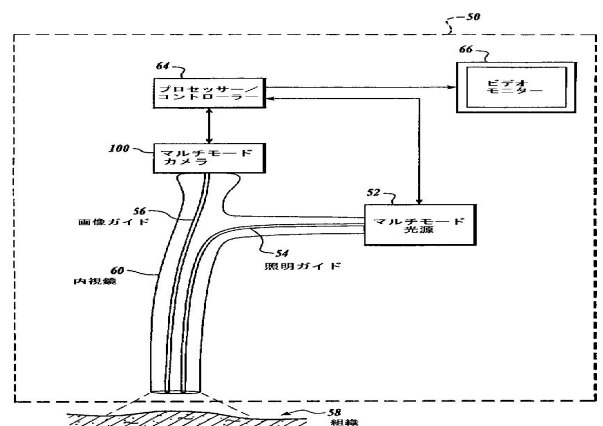


Fig. 1B.