

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2008-539827

(P2008-539827A)

(43) 公表日 平成20年11月20日 (2008. 11. 20)

(51) Int.Cl.		F I		テーマコード (参考)
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04
			3 0 0 D	4 C 0 6 1
			3 7 2	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2008-509275 (P2008-509275)
 (86) (22) 出願日 平成18年4月27日 (2006. 4. 27)
 (85) 翻訳文提出日 平成19年12月18日 (2007. 12. 18)
 (86) 国際出願番号 PCT/CA2006/000669
 (87) 国際公開番号 W02006/116847
 (87) 国際公開日 平成18年11月9日 (2006. 11. 9)
 (31) 優先権主張番号 11/122, 267
 (32) 優先日 平成17年5月4日 (2005. 5. 4)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 507278214
 ノバダック テクノロジーズ インコーポ
 レイテッド
 カナダ国 エル4 ダブリュ 4エル5 オ
 ンタリオ ミシサーガ スカイマーク ア
 ベニュー 2 5 8 5 スイート 3 0 6
 (74) 代理人 100076428
 弁理士 大塚 康徳
 (74) 代理人 100146293
 弁理士 西川 恵雄
 (74) 代理人 100112508
 弁理士 高柳 司郎
 (74) 代理人 100115071
 弁理士 大塚 康弘

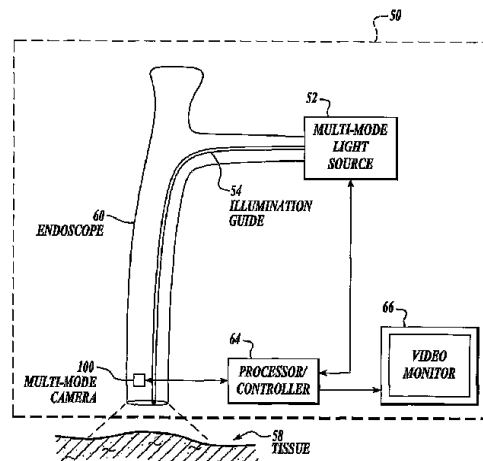
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像化内視鏡と共に使用するフィルター

(57) 【要約】

蛍光内視鏡検査ビデオシステムは白色光および蛍光画像化モードのための光を生成するマルチモード光源を含む。内視鏡が組織サンプルの蛍光および白色光画像を生成できるようにフィルターは画像化内視鏡の先端に設けられる。

【選択図】 図 1 A



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

画像化内視鏡と共に使用するフィルターアセンブリであって、

前記画像化内視鏡の画像化レンズの前に配置されており、前記画像化内視鏡の画像センサーが蛍光画像を生成できるように励起光が前記画像化内視鏡の画像センサーに到達することをブロックし、組織の白色光画像を画像センサーが生成できるように青色光を一定量通過させるフィルターを備えることを特徴とするフィルターアセンブリ。

【請求項 2】

前記フィルターは、370～460nmの範囲内の波長を有する励起光をブロックすることを特徴とする請求項 1 に記載のフィルターアセンブリ。

10

【請求項 3】

前記フィルターは、460nmより大きい波長を有する光を通過させることを特徴とする請求項 2 に記載のフィルターアセンブリ。

【請求項 4】

前記フィルターを前記画像化内視鏡の先端部に取り付ける手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載のフィルターアセンブリ。

【請求項 5】

前記フィルターを取り付ける手段は、前記画像化内視鏡に取り付けるタブを 1 つ以上含むことを特徴とする請求項 4 に記載のフィルターアセンブリ。

【請求項 6】

前記フィルターを取り付ける手段は、接着剤を含むことを特徴とする請求項 4 に記載のフィルターアセンブリ。

20

【請求項 7】

前記フィルターを取り付ける手段は、磁石を含むことを特徴とする請求項 4 に記載のフィルターアセンブリ。

【請求項 8】

前記フィルターを取り付ける手段に前記画像化内視鏡の先端部にフィットする袖が含まれることを特徴とする請求項 4 に記載のフィルターアセンブリ。

【請求項 9】

前記フィルターは、染料が浸透したポリカーボネート膜からなることを特徴とする請求項 1 に記載のフィルター。

30

【請求項 10】

前記フィルターは、光学的に透明な接着剤によって内視鏡の画像化レンズに結合していることを特徴とする請求項 9 に記載のフィルター。

【請求項 11】

前記染料は、ソルベントイエロー 33であることを特徴とする請求項 9 に記載のフィルター。

【請求項 12】

前記染料は、0.8%の濃度であることを特徴とする請求項 11 に記載のフィルター。

【請求項 13】

前記フィルターは、460nmより大きい波長を通過させることを特徴とする請求項 12 に記載のフィルター。

40

【請求項 14】

画像センサーを含む画像化内視鏡によって蛍光画像及び白色光画像を生成するシステムであって、

励起光の前記画像センサーへの到達をブロックし、青色光を一定量通す、前記画像化内視鏡の画像化レンズの前に配置されるフィルターと、

前記画像センサーから受信する画像信号から画像を生成する画像プロセッサと、

蛍光画像化モードに用いるための励起光及び白色画像化モードに用いるための照明光を生成する光源と、

50

を備え、

前記光源によって生成された照明光は、前記画像センサーによって生成された前記画像信号を白色調整できるように補正されることを特徴とするシステム。

【請求項 15】

前記光源によって生成された照明光は、実質的に同等比率の、前記フィルターを通過する波長域内の青色光、緑色光及び赤色光からなり、前記画像センサーで受光した赤色光、緑色光、及び青色光は、白い表面を観察する際、実質的に同等の光度 (m a g n i t u d e) を有することを特徴とする請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 16】

前記光源は、蛍光画像化モードで動作する場合、一定量の反射光を生成することを特徴とする請求項 14 に記載のシステム。

10

【請求項 17】

前記反射光は、赤色光であることを特徴とする請求項 16 に記載のシステム。

【請求項 18】

前記反射光は、緑色光であることを特徴とする請求項 16 に記載のシステム。

【請求項 19】

前記反射光は、前記フィルターを通過する波長を有する青色光であることを特徴とする請求項 16 に記載のシステム。

【請求項 20】

前記画像センサーは、カラー画像センサーであり、前記照明光は、赤、緑、及び青のスペクトル成分を含むことを特徴とする請求項 14 に記載のシステム。

20

【請求項 21】

前記画像センサーは、モノクロセンサであり、前記照明光は、逐次的に生成された赤、緑、及び青のスペクトル成分を含むことを特徴とする請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 22】

白色光画像化を行う内視鏡を白色光及び蛍光画像化を行う内視鏡に変換するために用いられるキットであって、

画像化レンズの前に配置されており、組織に蛍光を発光させる励起光をブロックし、前記内視鏡が集めた光によって生成された白色画像を白色光調整できるように、一定量の青色光並びに緑色光及び赤色光を通過させることができるフィルターと、

30

前記フィルターを前記内視鏡の画像化レンズに接着させるに足りる量の接着剤と、
を備えることを特徴とするキット。

【請求項 23】

前記フィルターは、染料が浸透したポリカーボネートにより製造されていることを特徴とする請求項 22 に記載のキット。

【請求項 24】

前記染料は、ソルベントイエロー 33 であることを特徴とする請求項 23 に記載のキット。

【請求項 25】

前記染料は、0.8%の濃度であることを特徴とする請求項 24 に記載のキット。

40

【請求項 26】

前記フィルターは、460nmより大きい波長を有する光を通過させることを特徴とする請求項 22 に記載のキット。

【請求項 27】

組織の画像信号を生成する画像センサーと、反射された励起光が画像センサーに到達することを阻止するブロッキングフィルターとを備える内視鏡と共に使用される、励起光及び照明光を生成するための光源であって、

自己蛍光及び白色光画像化を行うための赤、緑、及び青の照明光を生成するように組織を励起する波長の光を生成するランプと、

前記ブロッキングフィルターを通過し、前記画像センサーに到達する反射照明光が、前

50

記画像センサーによって生成された画像信号が白色光調整されるように、実質的に等しい赤、緑、及び青色成分を有するように前記照明光の強度を調整するカラー補正フィルターと、

を備えることを特徴とする光源。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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

【背景技術】

10

【0002】

蛍光内視鏡検査は、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、一般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、一般的に、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検査は、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定量効率の少なくともいずれか一方が比較的低いので、これらのフルオロフォアから放出される蛍光は、一般的に肉眼で可視ではない。蛍光内視鏡検査は、結果的に低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化され、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らに発行された特許文献1、MacAulayらに発行された特許文献2、Palcicらに発行された特許文献3、特許文献4、および特許文献5（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

【特許文献1】米国特許5,507,287号公報

【特許文献2】米国特許5,590,660号公報

【特許文献3】米国特許第5,827,190号公報

【特許文献4】米国特許出願番号09/615,965号公報

【特許文献5】米国特許出願番号09/905,642号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0004】

上記の参考特許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、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。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明に従う、蛍光内視鏡検査ビデオシステムは、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光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

50

またはコンパクトカメラのいずれかを備える。組織からの光を受光する、少なくとも１つの低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信号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、作られた画像信号をデジタル化し、処理し、そしてエン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。

【０００６】

本発明の一実施形態において、自己蛍光および白色光画像を両方とも画像センサーより生成するために、内視鏡の遠心端にフィルターが配置される。フィルターは、励起光が画像センサーに到達することをブロックするが、蛍光画像およびカラー／白色画像の両方を生成することを可能にするために、いくらかの青色光を通すものである。本発明の一実施形態によると、励起光を生成する光源は、組織のカラー画像が白色調整され得るように、カラー補正された照明光も生成する。

【発明を実施するための最良の形態】

【０００７】

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。

【０００８】

図１Ａは、本発明の１つの実施形態に従う、蛍光内視鏡検査ビデオシステム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。

【０００９】

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、マルチモードカメラ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-Q180AL/IまたはCF-240L）と類似するが、従来のカラー画像化に加えて、蛍光／反射画像化および蛍光／蛍光画像化の少なくともいずれか一方に利用できるという性能を有し、蛍光ビデオ内視鏡として特徴付けることができる。蛍光／反射画像化および蛍光／蛍光画像化について以下に詳細に記載する。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について改善される。

【００１０】

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に示されるビデオ信号を作成する。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信号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。

【００１１】

図１Ｂは、代替の蛍光内視鏡検査ビデオシステム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。

【 0 0 1 2 】

図 2 A は、光源 5 2 の構成要素をより詳細に示す。光源 5 2 は、アークランプ 7 0 を備え、このアークランプ 7 0 は、反射材 7 2 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 7 0 は、高圧水銀アークランプ（例えば、Osram VIP R 150 / P 2 4 または H X P R 2 0 0 W / 4 5 ）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 3 】

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ーリングおよびに焦点合せに適切なオブティクス 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。

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

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 A で示される光源がただ 1 つのフィルターのみ画像化モード毎に利用される分類となる場合、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、フィルターを変えるのにおよそ 1 . 0 秒の時間でのみが必要である。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。

【 0 0 1 6 】

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を用いて、モノクロ画像センサーを用いてカラー画像または複数のスペクトル画像を取得する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はかなり異なるアクチュエータを必要とする。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。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

光源フィルターの伝達特性、フィルターアクチュエータ機構の特性、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、以下の種々のカメラの実施形態の文脈により詳細に記載される。

【 0 0 1 8 】

蛍光内視鏡検査は、一般に白色内視鏡検査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が、カラー（白色光）と蛍光／反射の画像化および蛍光／蛍光画像化の少なくともいずれか一方との両方について用いられ得る。（本発明において、組織の白色光画像化およびカラー画像化という用語は実質的に同じものを指すと理解される。）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へ組み込むことおよび動く部品なしで実行される能力をそれ自体に備える。

【 0 0 1 9 】

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ー102および低光画像センサー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から受光されるより小さい割合の光が、モノクロ画像センサー102の方に指向され、そして入ってくるより大きい割合の光が、低光画像センサー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5(a)～5(c)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と画像センサー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、センサーに投影される画像は、左右に反転されることに留意するべきである。このような画像の方向は、画像処理によって修正される必要がある。

【 0 0 2 0 】

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ー102および低光画像センサー104の直前に配置される。スペクトルフィルター118は、光線スプリッタ106と低光画像センサー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ー118は、光線スプリッタ106の要素として組み込まれ得る。

【 0 0 2 1 】

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ー118（これは、低光画像センサー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。

【 0 0 2 2 】

低光画像センサー104は、好ましくは、電荷キャリア増幅器（Texas Instruments TC253またはMarconi Technologies CCD 65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

10

20

30

40

50

イス（ＣＭＤ）、相補性金属酸化膜半導体画像センサー（ＣＭＯＳ）または電荷結合デバイス（ＣＣＤ）型のセンサーを備える。モノクロ画像センサー１０２は、好ましくは、ＣＣＤまたはＣＭＯＳ画像センサーである。

【００２３】

カメラ１００Ｂの代替の構成が、図４Ｃに示される。このカメラ１００Ｃの実施形態の全ての特徴は、両方の画像センサー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、低光画像センサー１０４およびモノクロ画像センサー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を通して画像センサー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、センサー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、センサー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、この第二のセンサーまでの光路をより長くするために利用される。両方のセンサー上に投影される画像は、左右反転しており、画像処理によって反転されるべきである。

10

【００２４】

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。

20

【００２５】

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、蛍光内視鏡検査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挙げられる。

【００２６】

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検査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。Pa l c i c らに対して発行された特許文献１は、蛍光／蛍光画像化を記載し、そしてMa c A u l a y らに対して発行された特許文献２は、蛍光／反射率画像化を記載する。

30

40

【００２７】

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ー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ー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

50

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、あるい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ーに供給することによって、表示され得る。

10

【0028】

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、病理の疑いがあるが正常であるという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、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特許文献 4 及び特許文献 5 に記載されている。

20

【0029】

インビボ分光法は、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ーの仕様は、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。

30

【0030】

上記のように、光源内のフィルターおよびカメラは、このカメラの画像化モード、試験される組織の型および検出される前癌性組織の型の少なくともいずれか一方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ーは、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ーの仕様における他の課題の重要性（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。

40

【0031】

図 6 (a) ~ 6 (e) は、図 4 A ~ 4 C に示される型のカメラおよび図 2 B に示されるような光源を有する蛍光内視鏡検査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。蛍光内視鏡検査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。

【0032】

50

図 6 (a) は、青色フィルター（例えば、フィルター 7 9 A）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 ~ 460 nm の波長範囲の光またはこの範囲の波長の任意の一部を伝達する。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 ~ 750 nm 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一部も、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）。

【 0 0 3 3 】

図 6 (b) は、赤色フィルター（例えば、フィルター 7 9 B）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 ~ 750 nm の波長範囲の光またはこの範囲の波長の任意の一部を伝達する。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。

【 0 0 3 4 】

図 6 (c) は、緑色フィルター（例えば、フィルター 7 9 C）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 ~ 570 nm の波長範囲の光またはこの範囲の波長の任意の一部を伝達する。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。

【 0 0 3 5 】

図 6 (d) 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 1 1 8）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 ~ 570 nm の波長範囲の緑色蛍光またはこの範囲の波長の任意の一部を伝達する。上記の光源フィルター 7 9 A を有する蛍光内視鏡検査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 ~ 570 nm 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一部が、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。

【 0 0 3 6 】

図 6 (e) 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 1 1 8）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 ~ 750 nm の波長範囲の赤色蛍光またはこの範囲の波長の任意の一部を伝達する。上記の光源フィルター 7 9 A を有する蛍光内視鏡検査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 ~ 750 nm 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一部が、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。

【 0 0 3 7 】

蛍光内視鏡検査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 4 A に示されるカメラ 1 0 0 A および図 4 B に示されるカメラ 1 0 0 B または図 4 C に示されるカメラ 1 0 0 C 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 2 B 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 / コントローラー 6 4 は、マルチモード光源 5 2 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するべきであることを示す）、そして同期化信号を提供する。光源 5 2 は、画像センサー 1 0 2 および 1 0 4 のビデオ視野またはフレームと同期して、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 5 2 からのフィルター処理された光は、内視鏡光ガイド 5 4 に投影され、そして内視鏡 6 0 の先端部に伝達されて、組織 5 8 を照射する。

【 0 0 3 8 】

プロセッサ / コントローラー 6 4 はまた、センサー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ー 1 0 4 を保護する。組織 5 8

10

20

30

40

50

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ー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、またはその光は、センサー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ー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ー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／コントローラー６４に伝達される。

【００３９】

捕捉された画像の輝度に基づいて、プロセッサ／コントローラー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／コントローラー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ー１０２のゲインを調整する。

【００４０】

プロセッサ／コントローラー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コード化する。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。

【００４１】

蛍光／反射画像化モードに切り換える場合、プロセッサ／コントローラー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。この信号に応答して、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。

【００４２】

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／コントローラー６４はまた、低光画像センサー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を通過して低光画像センサー１０４および画像センサー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を通して、内視鏡６０の挿入先端部において、低光画像センサー１０４および画像センサー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、低光画像センサー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、低光画像センサー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ー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／コントローラー６４に伝達される。

【００４３】

伝達された画像の輝度に基づいて、プロセッサ／コントローラー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／コントローラー６４はまた、制御信号をカメラ１００Ａ、１００Ｂまたは１００Ｃに送って、低光画像センサー１０４およびモノクロ画像センサー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。

【 0 0 4 4 】

処理の後、2つのセンサーからの画像は、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 5 】

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信される参照光信号に対して蛍光を所定の割合とするために、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い。これは、蛍光内視鏡検査ビデオシステムの(光)信号応答が、校正されることを意味する。適切な校正技術の1つとして、先に、本明細書中において参考として援用された2つの特許出願特許文献4及び特許文献5に記載されている。

10

【 0 0 4 6 】

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、あるバ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るため、カラー画像化モードからの差異の点のみ記載する。

【 0 0 4 7 】

蛍光/反射モードのこのバ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、低光画像センサー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、低光画像センサーの増幅段階のゲインは、センサーを保護するために減少され、画像センサー102が、反射画像を捕捉する。

20

【 0 0 4 8 】

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ネル、緑色チャネルおよび青色チャネルに表示される。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。

30

【 0 0 4 9 】

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。

【 0 0 5 0 】

本発明のさらに別の実施形態について記載する。第1の実施形態との類似する全ての点は、理解されるとみなされるので、異なる点のみについて記載する。

40

【 0 0 5 1 】

この第2の実施形態において、蛍光内視鏡検査ビデオシステムの全ての特徴は、カメラおよび光源を除いて第1の実施形態と類似する。この実施形態のシステムについてのカメラ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ー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、カラー画像センサー103は、電荷キャリア増幅カラー画像センサーアセンブ

50

りを備える 3 - C C D、カラー C C D、3 - C C D カラー画像センサーアセンブリ、カラー C M O S 画像センサー、または 3 - C M O S 画像センサー、または 3 - C M O S カラー画像センサーアセンブリであり得る。

【 0 0 5 2 】

低光カラーセンサー 1 0 3 上のピクセル素子の各々は、集積化フィルター（一般的には、赤色・緑色・青色（R G B））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。あるいは、モザイクフィルターは、シアン・マゼンタ・黄色・緑色（C M Y G）でも良い。全てのモザイクフィルターは、一般的に、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 1 1 8 が提供される。さらに、C M Y G フィルターレスポンスを R G B 空間内のレスポンスへ変換するために、多少の変換処理および画像処理が適用され得る。C M Y G モザイクフィルターを有するカラー画像センサーからの信号は、C M Y G モザイクパターンおよび画像センサー読み出し構造の特定のレイアウトに基づくマトリックス変換によって R B G 信号に変換される。このような変換は、カラービデオシステムで定期的に行われ、当業者には理解され得ることである。

10

【 0 0 5 3 】

この実施形態において、一次蛍光および参照画像は、同じ画像センサー 1 0 3 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、別のセンサー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、単一の画像信号から、プロセッサ / コントローラ 6 4 によって作成され得る。

20

【 0 0 5 4 】

図 7 A において、光視準化光学機器 1 1 0 は、組織 5 8 とフィルター 1 1 8 との間に配置され、そして画像化光学機器 1 1 2 は、カラー画像センサー 1 0 3 の直前に配置される。代替の光学構成において、カメラ 1 0 0 E（図 7 B に示される）は、視準光学機器 1 1 0 および画像化光学機器 1 1 2 を排除し、それらを、組織 5 8 とフィルター 1 1 8 との間に配置された単一の画像化光学機器 1 1 3 に置き換える。この構成の利点は、全ての画像化の実施と制御が同じ画像化光学機器 1 1 3 によってされることである。フィルター 1 1 8 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。

30

【 0 0 5 5 】

図 7 A のカメラ 1 0 0 D または図 7 B の 1 0 0 E に基づくシステムの操作をここで記載する。カメラ 1 0 0 D および 1 0 0 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 1 0 0 D または 1 0 0 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 7 6 A、7 6 B、および 7 6 C、フィルター 1 1 8、および画像センサー 1 0 3 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、カラー画像センサー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、画像センサー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。

40

【 0 0 5 6 】

カラー画像化モードにおいて、プロセッサ / コントローラ 6 4 は、マルチモード光源 5 2（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 7 6 A を、アークランプ 7 0 と内視鏡光ガイド 5 4 との間の光路内に選択しそし

50

て位置付ける。カメラ１００Ｄ、１００Ｅ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７６Ａ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ー１０３において得るために、赤色および緑色の波長または青色の僅かなピーク（例えば４６０～４８０nm）での減少した伝達を組み込むべきである。

【００５７】

カラー低光センサー１０３からの画像信号は、プロセッサ／コントローラー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ー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／コントローラー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／コントローラー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の適切な入力部に接続することによって表示される。

10

【００５８】

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

【００５９】

蛍光／蛍光画像化モードに切り換える場合、プロセッサ／コントローラー６４は、蛍光／蛍光モードにするべきことを示すために、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。カラーセンサー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、カラーセンサーにおける青色光の強度が、センサー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ー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／コントローラー６４によって処理されて、モザイクフィルター（例えば、RGBまたはCMYG）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／コントローラー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。あるいは、複合画像は赤色及び緑色画像信号の相対強度に基づいて画像プロセッサ／コントローラー６４で生成されうる。

20

30

【００６０】

蛍光／反射画像化モードに切り換える場合、プロセッサ／コントローラー６４は、蛍光／反射モードにするべきことを示すために、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、カラーセンサー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、カラーセンサーにおける反射励起光の強度が、センサー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ー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／コントローラー６４によって処理されて、モザイクフィルター（例えば、RGBまたはCMYG）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／コントローラー６４によってビデオ信号としてコード化さ

40

50

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または受信した画像信号の相対的な強度に基づいて画像プロセッサ／コントローラーで複合画像を生成することによって、カラービデオモニター 66 に表示される。

【0061】

上記されるように、光源およびカメラのフィルターは、インビ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検出される前癌組織の型の少なくともいずれか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。

【0062】

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 7 A および 7 B に示される型のカメラとともに蛍光内視鏡検査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 8 (a) ~ 8 (f) に示される。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する。

【0063】

図 8 (a) ~ 8 (b) 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 8 (a) は、光源フィルター（例えば、フィルター 76 A）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生成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、適所に位置したままである。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ー 103 によって受光される光が、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 76 A の伝達が改変されることが必要である。平らな出力スペクトルを有するランプ（例えば、キセノンランプ）の場合、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 76 A の伝達が、青色における伝達よりも低くなければならず、そして青色におけるフィルター 76 A 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 76 A は、370 ~ 480 nm またはこの範囲内の任意の一部の波長の青色波長範囲の光を、最大限可能な限り伝達させる。平らなランプスペクトルを用いる 500 ~ 750 nm またはこの範囲内の任意の一部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 76 A 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ー 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。以下で説明するように、水銀ランプを用いた場合、出力スペクトルの平面性はより低く、画像センサーでバランスのとれたカラー画像を達成するために、若干異なるカラー補正が通常必要になる。

【0064】

図 8 (b) 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 ~ 450 nm において青色励起光を遮断し、一方で、470 ~ 750 nm の波長範囲またはこの範囲内の任意の一部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 76 A とともに、蛍光内視鏡検査ビデオシステムにおいて使用される場合、フィルターの特性は、センサー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ー 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検査ビデオシステムにおいて使用される場合、フィルターの特性は、470 ~ 750 nm の波長範囲（またはこの範囲内の波長の任意の所望の一部）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。

【0065】

図 8 (c) 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生成するために使用される。このフィルターは、370 ~ 450 nm の波長範囲またはこの範囲内の波長の任意の所望の一部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 ~ 750 nm の蛍光画像化帯にある（または、この範囲のどんな所望の一部も、高感度カラーセンサー 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）。

10

【0066】

図 8 (d) 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成分を示し、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 ~ 450 nm の範囲の青色波長の光、またはこの範囲の任意の一部の波長の光を伝達する。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一部の波長の光を伝達する。赤色波長範囲（またはその範囲の一部）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 (fraction) 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、センサーの要件に対してカラー画像センサー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（または、この一次蛍光波長帯の伝達範囲として特定された所望の一部の範囲）。

20

【0067】

図 8 (e) は、光源フィルターによって伝達された光の成分を示し、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一部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一部の波長の光を伝達する。緑色波長範囲（またはその範囲の一部）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 (fraction) 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、センサーの要件に対してカラー画像センサー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（または、この一次蛍光波長帯の伝達範囲として指定された所望の一部の範囲）。

30

40

【0068】

図 8 (f) は、光源フィルターによって伝達された光の成分を示し、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一部の波長の光を伝達する。450 ~ 470 nm の波長範囲（またはその範囲の一部）において伝達される光は、センサーの要件に対してカラー画像センサー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 ~

50

750nmの赤色蛍光画像化波長範囲にある（または、この一次蛍光波長帯の伝達範囲として指定された所望の一部の範囲）。

【0069】

多くの蛍光ビデオ内視鏡検査システムの制限として、専用の内視鏡を使用する点がある。専用の蛍光ビデオ内視鏡を用いた蛍光画像化は、これらのシステムによって画像化されるべき組織の蛍光を励起するために用いられる強い励起光をブロックする励起バリアフィルターを用いることによって可能になる。上述の実施形態で説明し、対応する図に示したように、このようなバリアフィルターは、内視鏡の先端部（通常、対物レンズと低光画像センサーの間）に内蔵され、このこれらの内視鏡に内蔵されたフィルターは、従来のビデオ内視鏡検査で用いられるものから差別化される。

10

【0070】

本発明の別の実施形態において、蛍光およびカラー／白色光画像は、バリアまたはブロッキングフィルターを、従来のビデオ内視鏡の先端部に配置することによって得ることができる。この別の実施形態において、外部に取り付けられたフィルターが、組織の蛍光を撮影するために十分な感度を有する画像センサーを備えたビデオ内視鏡とともに用いられる。従来のビデオ内視鏡と外部から取り付けられたバリアフィルターとの組合せは、適切な内視鏡光源とともに、カラーおよび蛍光モードの両方のモードで撮影するために用いることができる。

【0071】

図9は、従来の白色光画像化内視鏡の先端部の上に先端部フィルター202を配置し、こうすることによって内視鏡が、患者に対して、蛍光および白色光を用いた検査を行うことを可能にする一実施形態を示す図である。上述の実施形態および以下に示すように、フィルター202は、過度な励起光が撮像センサー103に到達することをブロックするが、白色光画像を取得できるように多少の青色光を通過させる。

20

【0072】

図10(a)および10(b)は、先端部フィルター202の操作をさらに詳細に説明するものである。内視鏡250は、興味のある領域へ照明光を供給する照明ポート252、254を備える。ポート256は、生検標本の採取、染料を用いての組織へのマーキング、診断や治療手法などの希望するタスクを行うための内視鏡ツールが通過するワーキングチャンネルへの先端部の入口である。組織350から反射される光線は、カラー画像センサー262上の光線を画像化するレンズ258によって捕らえられる。本実施形態において、このセンサーは、CCD、CMOSまたは同等の画像センサー262の前に配置されるモザイクフィルター260を含む。画像センサー262によって生成される画像信号は、ビデオモニターに表示されるビデオ信号に変換するプロセッサ／コントローラ（図示しない）へ伝達される。さらに、ビデオ信号は、後で見直しや比較ができるように、ビデオテープ、DVD、または他の記憶媒体に記録され得る。

30

【0073】

内視鏡が組織350の蛍光画像および白色光画像を取得できるように、内視鏡250は、フィルター202の先端部に取り付けられ得る。図示する実施形態では、フィルター202は、検査している組織に照明光が到達することを可能にするために、照明ポート252、254が隠れないように構成されているフィルターアセンブリ300に含まれる。さらに、フィルターアセンブリ300は、ツールが内視鏡を通して送られることができるように、水／空気ノズル、電極、共焦点像ポート、またはワーキングチャンネル256を含むがこれらに限定されない他の先端部チップ構造に干渉しない。フィルターアセンブリは、プラスチック、ガラスまたはステンレス・スチールなどの、適切な、不活性および非導電性の物質によって構成されている。こうすることによって、アルゴンイオンプラズマ凝固（APC）、電気焼灼、凍結療法、または光線力学療法（PDT）内視鏡治療法とともに必要とされ得る内視鏡チップの特定の物質または電氣的構造と干渉しないようにすることができる。

40

【0074】

50

フィルター 202 は、撮像レンズ 258 の前に配置され、励起光が画像センサーに到達することを防ぐ。下記のとおり、一実施形態では、フィルターは、370 - 460 nm の範囲内の波長、またはこの範囲内の一部の波長を有する励起光を取り除くが、例えば 460 nm より大きい波長を有する青色光、前記実施形態で述べられたような白色光画像化用の緑色及び赤色の光を通過させる。ほとんどの内視鏡が、広視野の対物レンズを有するため、フィルターは、対応する広視野および内視鏡対物レンズが収集した入射角の励起光をブロックするはずである。フィルターは、光学収差や内視鏡チップの機械的性質および機動性に干渉しない程度の薄さであるべきである。従って、所望の範囲の励起光をブロックし、広視野で作動する染料ベースの吸収フィルターの方が適している場合がある。このようなフィルターの具体例として、Kodak Wratten ゲルフィルター、染色されたポリカーボネート、または別の光学的に透明なプラスチックまたはガラス材料がある。耐久力を向上させるために、フィルターは、レーザーゴーグルなどの光学的保護アイウェアと同じように作られることが好ましい。図 10 (a) に示すように、先端部フィルター 202 は、蛍光画像が少なくとも 2 つのモードで取得可能にする。第 1 のモードでは、通常、青色波長のスペクトルバンド内にある励起光は、前記実施形態で述べられたような光源から提供され、照明ポート 252、254 を通過して組織 350 に当たる。励起光の一部は、組織によって吸収され、励起光の一部が組織 350 の表面から反射される間、組織が蛍光を発するようにする。組織 350 の表面から反射される励起光は、蛍光および他のスペクトルバンド内の光がフィルター 202 を通過する間、フィルターセンブリ 300 内のフィルター 202 にブロックされる。

10

20

【0075】

1 つ目の蛍光モードでは、蛍光のみが組織のビデオ画像を生成するために使用される。もう 1 つのモードでは、組織が励起光と少ない量の反射光によって照明される。図 10 (a) に示すように、反射光は、赤色スペクトルバンド内にある。反射光は、画像センサー 262 の前のフィルター 202 およびフィルター 260 を通過する。組織の画像は、例えば、緑色スペクトルバンドでの蛍光画像を取得できるように画像センサー 262 からの緑色素子および赤色スペクトルバンドでの蛍光画像を取得できるように画像センサー 262 からの赤色素子を組み合わせることによって得ることができる。あるいは、反射光は、緑色スペクトルバンドで提供され、赤色蛍光画像が取得され得る。又、別の実施形態において、フィルター 202 によってフィルターされない波長を有する青色反射光が、反射画像を作り出すために用いられることができる。蛍光および反射画像が、観察者に表示されるために組み合わせられることができる。前記実施形態において、反射画像が蛍光画像を圧倒することを防ぐために、光源から供給される反射光の量は、画像センサー 262 によって受けられる蛍光の量に相当するように選択される。

30

40

【0076】

図 10 (b) に示すように、内視鏡 250 は、赤、緑、および青のスペクトル成分で組織を照らすことによって組織 350 の白色光画像を取得するためにも使用することができる。照明光は、組織サンプル 350 によって反射され、フィルター 202 を通過し、内視鏡の画像レンズ 258 によってカラー画像センサー 262 のモザイクフィルター 260 上に結像される。フィルター 202 は、ほとんどの青色反射光を取り除くため、画像センサー 262 によって受けた光は、過度の赤および緑色の光を含む。画像センサーでの減らされた青色光を補うために、照明光は、画像センサー信号から結果として作り出された画像が白色調整され得るように、フィルター 202 を通過するバンドに過度の青色光、または減らされた緑および赤色光を含むはずである。さらに、画像センサー 262 によって作り出された画像の白色調整の微調整は、プロセッサ/コントローラ (図示されない) 内の画像処理ソフトによって達成され得る。

【0077】

図 11 に、内視鏡の先端部に設けられるフィルターセンブリ 200 の一実施形態を示す。フィルター 202 は、内視鏡の先端部面にスナップフィットされるフレームに実装され得る。フィルターおよびフレームの少なくともいずれか一方は、機械的な力、接着、また

50

は磁力によって内視鏡に取り付けられ得る。一実施形態によると、フレームは、近位にある、内視鏡チップの外周に装着されている延長タブ 204、206 を含む。

【0078】

フィルター 202 は、内視鏡の画像レンズの前に設置されている。上述のとおり、フィルター 202 は、蛍光画像モードの間に用いられる反射される青色励起光の多くの部分を取り除くように作用する。図 11 に示す実施形態によると、フレームは、内視鏡のワーキングチャンネルの上に配置される、生検用の鉗子、スネアー、細胞学ブラシ等の道具をワーキングチャンネルに通すことができるようにする穴 210 も含む。照明ガイドからの光がフレームを通ることを許可する穴 212、214 は、フレームのいずれかの側に配置されている。

10

【0079】

図 12 は、従来の内視鏡が白色光および蛍光画像化の両方を行うことができるように、画像レンズ 258 の前に取り付けられているフィルター 202 のさらなる詳細を示している。この実施形態において、フィルター 202 は、染色されたポリカーボネート押し出しフィルムから形成されており、光学的に透明なレンズ 258 に光学的に透明な接着剤で結合されている。

【0080】

一実施形態によると、フィルター 202 は、 $65\text{ }\mu\text{m}$ の厚さを有する、 0.8% の濃度のソルベントイエロー 33 によって染色された光学グレードポリカーボネートフィルムである。このフィルムは、 $50\text{ }\mu\text{m}$ の厚さの光学的接着層によって内視鏡のレンズに取り付けられている。照明および励起光を提供するために用いられる光源のスペクトル特徴、撮像装置のレスポンス、および観察したい蛍光バンドによって、他の染料、厚さおよび濃度の少なくともいずれかを使用しても良い。

20

【0081】

押し出しフィルムは、白色光画像化内視鏡の所有者が、蛍光画像化のために励起光を生成する光源とフィルター 202 の存在を相殺するカラー補正照明光とがともに使用された場合、その内視鏡が白色光画像化および蛍光画像化の両方をできるような装置に変換できるように、打抜きされ、ある量の接着剤とともにキットとしてパッケージされることができる。

【0082】

図 13A - 13E は、本発明の実施形態における光源、先端部ブロッキングフィルターおよびカラー補正フィルターによって生成された光スペクトルを示すスペクトルグラフである。上記の例において、光源は、Osram HXP R 200W / 45 アークランプを含む。図 13A は、フィルターされていないアークランプによって生成された光の強度のスペクトル 300 を示す図である。図示されるとおり、光は、 450 nm より低い青い範囲、および、 $540\sim 580\text{ nm}$ の範囲内の緑 / 黄色の範囲で顕著なピークがある。スペクトル 302 は、アークランプからの光が通常の紫外線 (UV) および赤外線 (IR) によってフィルターされた結果を示す。

30

【0083】

図 13B は、内視鏡の先端部に配置されたフィルター 202 の帯域特徴 304 を示すものである。図示された例によると、 $65\text{ }\mu\text{m}$ の厚さを有する、 0.8 重量 % の濃度でソルベントイエロー 33 によって染色された光学グレードポリカーボネートフィルムである。図示するように、フィルター 202 は、 460 nm 未満の波長を有する光をブロックし、 460 nm より高い波長を有する光を通過させる。

40

【0084】

UV、IR および先端ブロッキングフィルター 202 にフィルターされた光のスペクトルを図 13C に示す。光は、白色光画像の青色成分を生成するために用いられる約 480 nm の青色のスパイクを含む。しかしながら、光は、約 550 nm の緑色および約 580 nm の黄色の波長のスパイクも含む。カラーバランスされた白色光画像を生成するために、画像センサーに到達する青、緑、および赤い光の量は、ほぼ同じであるべきである。従

50

って、白色光画像化の際、光源からの光をフィルターするために、カラー補正フィルターを配置することができる。

【0085】

図13Dは、適切なカラー補正フィルターの1つの帯域特徴310を示す。画像センサーに到達する赤、緑、青の光が、組織の白色調整されたカラー画像の生成を可能にするように、カラー補正フィルターは、約470nmの青色光は通すが、540-580nmの緑色/黄色光は抑える。適切なカラー補正フィルターは、Barr Associates, Inc. (Westford, Massachusetts)から商業的に得ることができる。上記の内容からわかるように、カラー補正フィルターが必要とする特定の特徴は、光源のスペクトル特徴、内視鏡のオプティックス、内視鏡内の画像センサーなど

10

【0086】

UV、IRブロッキングフィルター、およびカラー補正フィルターによってフィルターされた照明光のスペクトル312を図13Eに示す。図に示すように、カラーバランス白色画像を生成するために、スペクトルは、減らされた緑および黄色の成分を含む。

【0087】

本発明の他の実施形態では、ビデオ内視鏡の先端部上のフィルターも用いられる。いくつかのビデオ内視鏡システムは、カラー画像センサーを用いるものではなく、各種スペクトルバンド(例えば、青、緑、赤)での連続照明を代わりに用いて、モノクローム画像を組み合わせてフルカラー画像を生成する。外部バリアフィルター202は、図9に示す高感度カラーセンサー103がモノクローム画像センサーに取り替えられた、図2Bに関連して示す連続照明を持つタイプの内視鏡に用いることができる。

20

【0088】

簡潔には、本発明の一実施形態によると、自己蛍光画像は、励起光で照らすことによって取得することができる。カラー画像は、赤、緑、および青色光によって連続照明することによって取得することができる。ここで、青色光は、フィルター202によってブロックされない波長を含む、またはこれらの波長に限定されない。

【0089】

上記実施形態において記載される蛍光内視鏡検査ビデオシステムは、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検査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。

30

【0090】

理解されるように、上記の蛍光内視鏡検査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。

40

【図面の簡単な説明】

【0091】

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

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

50

【図 2 A】本発明の実施形態に従う、マルチモード光源のブロック図である。

【図 2 B】本発明の実施形態に従う、マルチモード光源のブロック図である。

【図 3】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である。

【図 4 A】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蛍光 / 反射画像の少なくともいずれか一方を得ることが可能なカメラの代替の実施形態を示す図である。

【図 4 B】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蛍光 / 反射画像の少なくともいずれか一方を得ることが可能なカメラの代替の実施形態を示す図である。

10

【図 4 C】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蛍光 / 反射画像の少なくともいずれか一方を得ることが可能なカメラの代替の実施形態を示す図である。

【図 5】カメラビームスプリッタ構造を示す図である。

【図 6】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伝達性質を図示するグラフである。

【図 7 A】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、本発明の実施形態に従うカラー画像、蛍光 / 反射画像および蛍光 / 蛍光画像の少なくともいずれかを得ることが可能な、本発明に従うカメラの実施形態を示す図である。

【図 7 B】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、本発明の実施形態に従うカラー画像、蛍光 / 反射画像および蛍光 / 蛍光画像の少なくともいずれかを得ることが可能な、本発明に従うカメラの実施形態を示す図である。

20

【図 8】図 7 A ~ 7 B に示されるカメラの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伝達性質を図示するグラフである。

【図 9】本発明の他の実施形態に従う、蛍光画像化および白色光画像化の両方を従来の内視鏡が行うことを可能にする先端部フィルターを示す図である。

【図 10】本発明の一実施形態に従う、先端部フィルターが、内視鏡が蛍光および白色光画像化を行うことをどう可能にするかを示す図である。

【図 11】本発明の一実施形態に従う、従来の内視鏡に取り付けられることができる先端部フィルターを示す図である。

30

【図 12】本発明の別の実施形態に従う、内視鏡に取り付けられる先端部フィルターを示す図である。

【図 13 A】本発明の一実施形態に従う、光源の中および画像センサーの前のフィルターの動作を示すスペクトルグラフである。

【図 13 B】本発明の一実施形態に従う、光源の中および画像センサーの前のフィルターの動作を示すスペクトルグラフである。

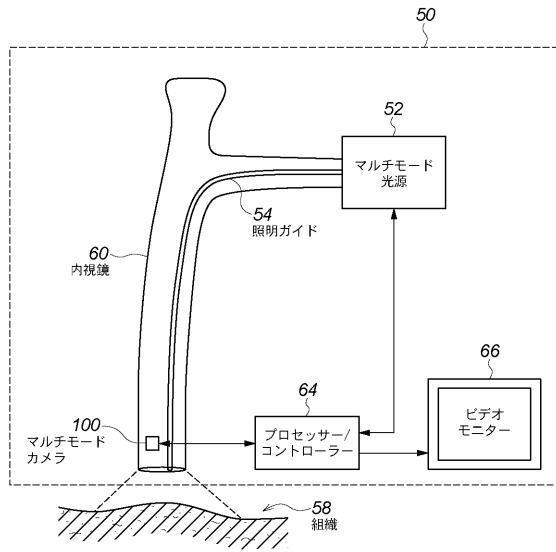
【図 13 C】本発明の一実施形態に従う、光源の中および画像センサーの前のフィルターの動作を示すスペクトルグラフである。

【図 13 D】本発明の一実施形態に従う、光源の中および画像センサーの前のフィルターの動作を示すスペクトルグラフである。

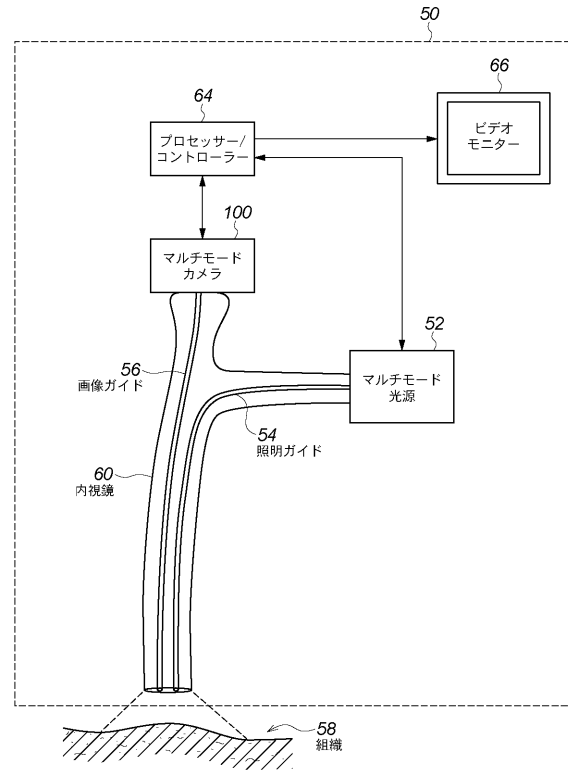
40

【図 13 E】本発明の一実施形態に従う、光源の中および画像センサーの前のフィルターの動作を示すスペクトルグラフである。

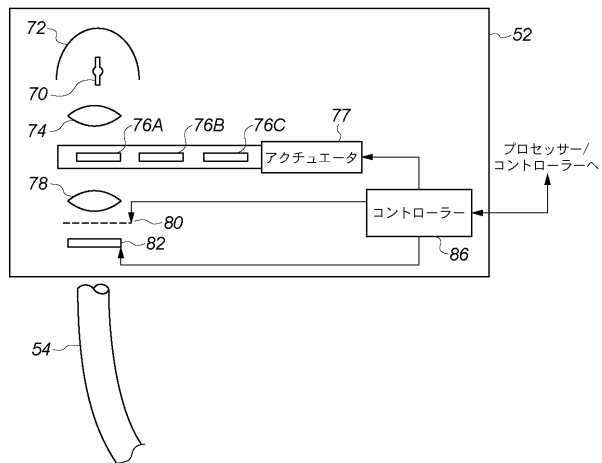
【図 1 A】



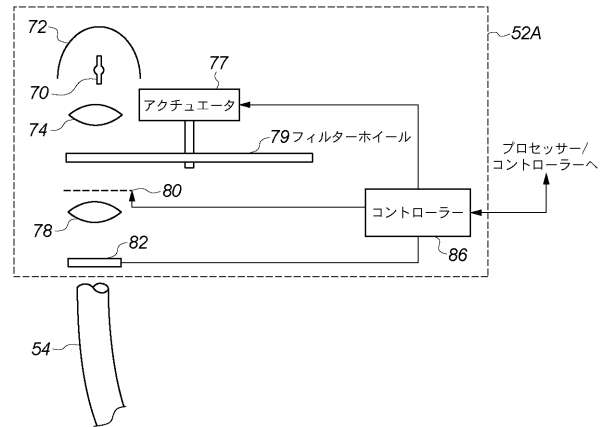
【図 1 B】



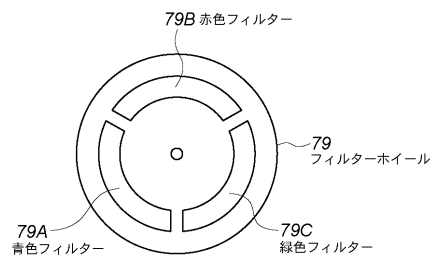
【図 2 A】



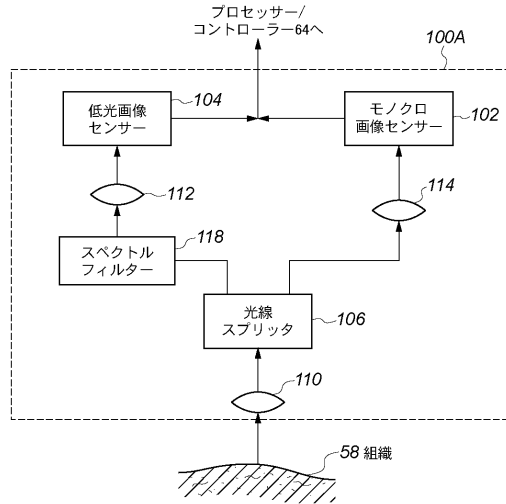
【図 2 B】



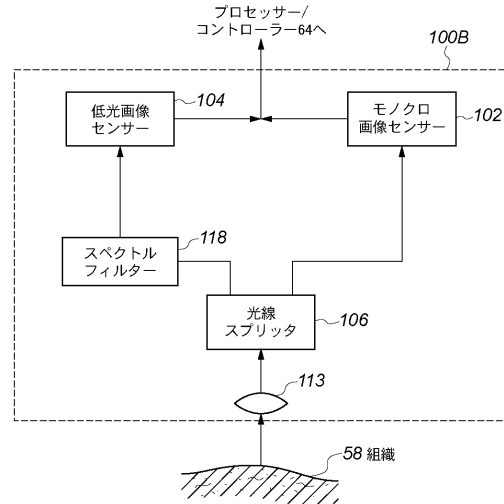
【図 3】



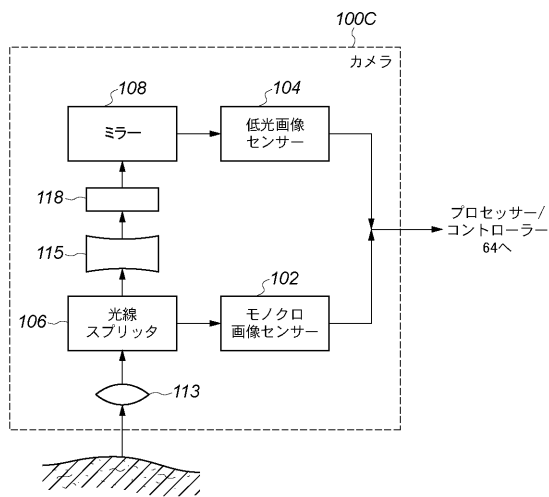
【図 4 A】



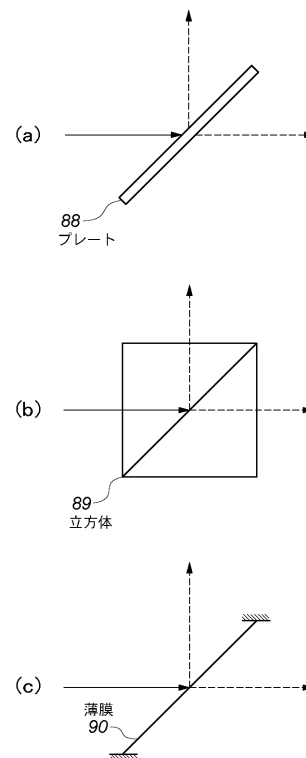
【図 4 B】



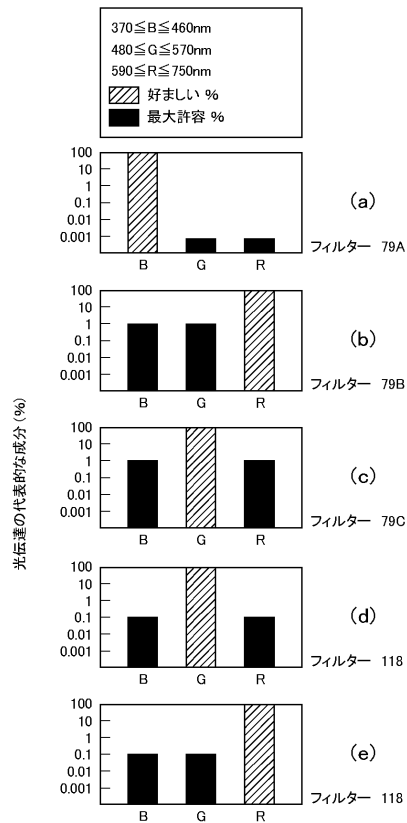
【図 4 C】



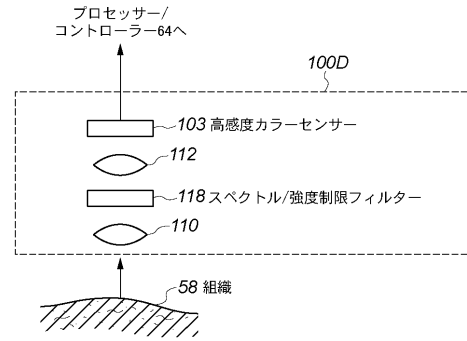
【図 5】



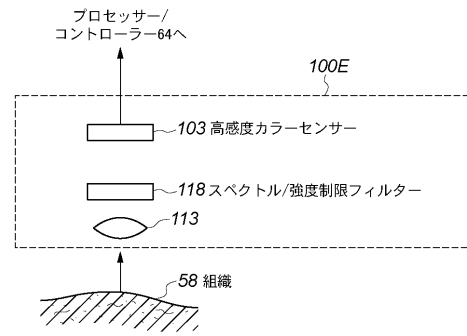
【図 6】



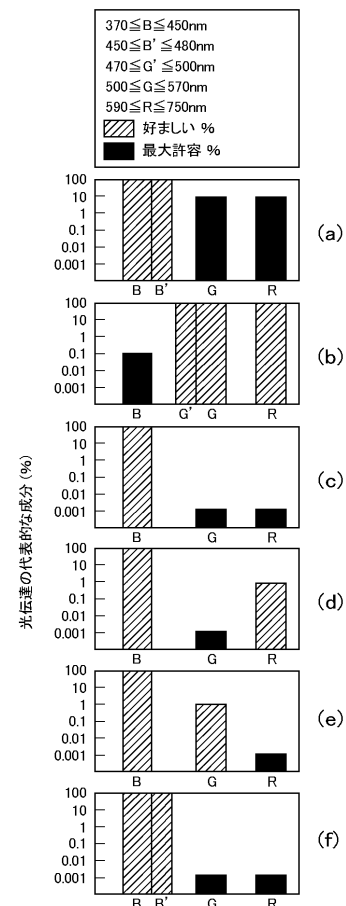
【図 7 A】



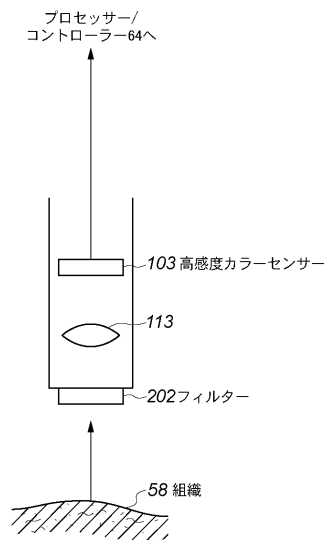
【図 7 B】



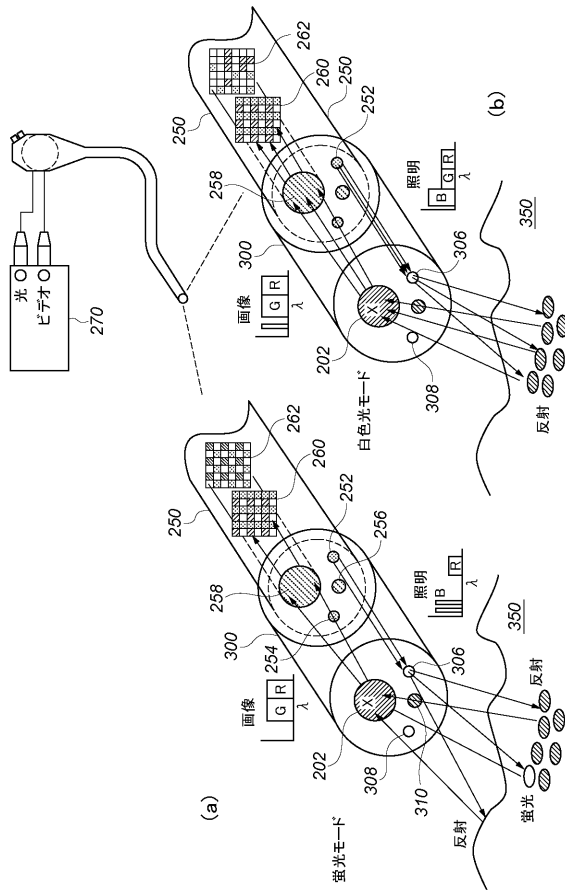
【図 8】



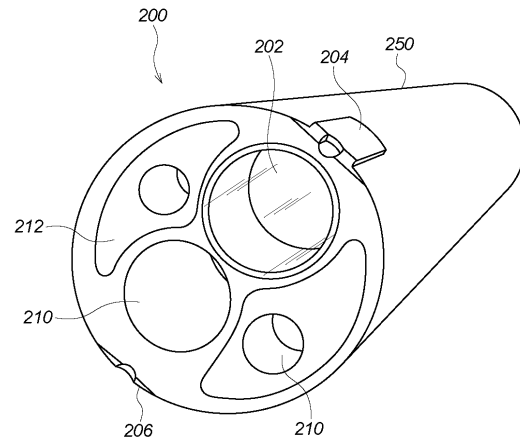
【図 9】



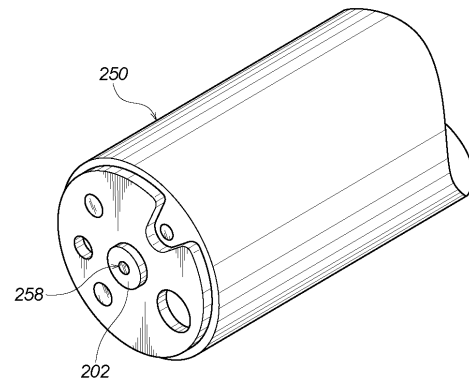
【図 10】



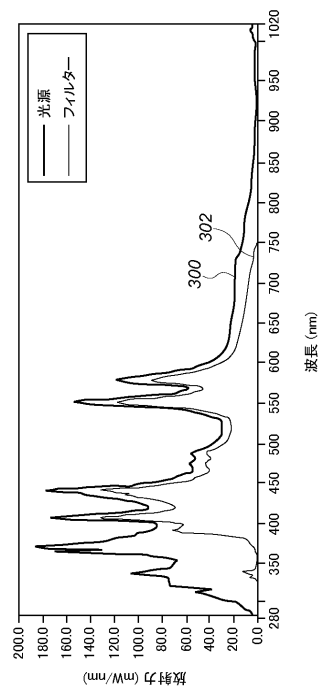
【図 11】



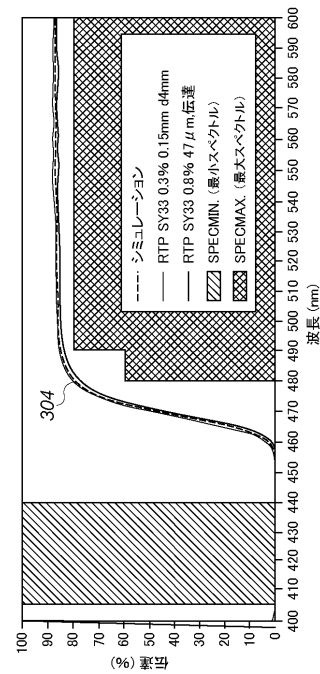
【図 12】



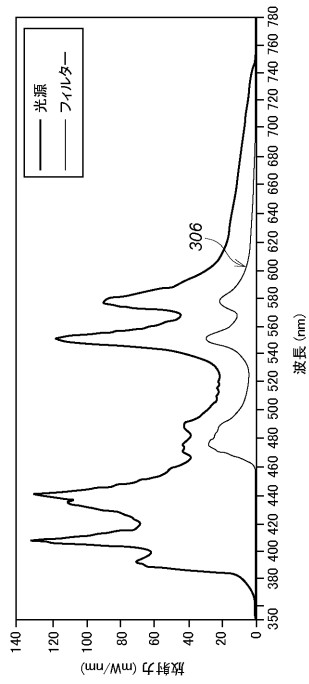
【図 13 A】



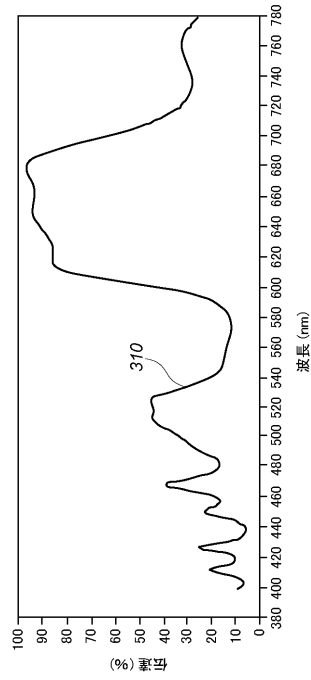
【図 13 B】



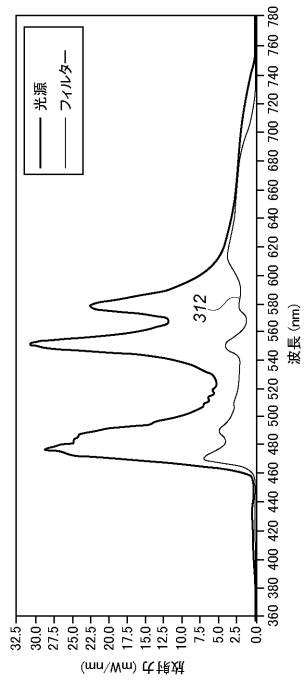
【図 1 3 C】



【図 1 3 D】



【図 1 3 E】



【手続補正書】

【提出日】平成20年1月7日(2008.1.7)

【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】

白色光画像化内視鏡を白色光と蛍光とを組み合わせた内視鏡に変換するためのフィルターアセンブリであって、

前記内視鏡の先端部の画像化ポートに取り付けられるように構成され、得られる画像に光学収差が生じないように十分に薄く前記内視鏡の画像センサーに励起光が到達することをブロックするよう構成された染料が浸透したポリカーボネート層で作成され、さらに蛍光画像化のための一定量の蛍光光と組織の白色光画像を画像センサーが生成できるように青色、緑色および赤色スペクトルの範囲の光とを通過させるように構成されるフィルターを備えることを特徴とするフィルターアセンブリ。

【請求項 2】

前記励起光は、370～460nmの範囲内の波長であることを特徴とする請求項 1 に記載のフィルターアセンブリ。

【請求項 3】

前記フィルターは、460nmより大きい波長を有する光を通過させることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載のフィルターアセンブリ。

【請求項 4】

前記フィルターは、前記画像化ポートの光学面とフィルター表面との間に配置された接着剤で前記先端部に取り付けられていることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載のフィルターアセンブリ。

【請求項 5】

前記染料は、ソルベントイエロー 33 であることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載のフィルターアセンブリ。

【請求項 6】

前記フィルターを前記内視鏡の先端部に取り付けるためのフレームをさらに備えることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載のフィルターアセンブリ。

【請求項 7】

前記フレームは、前記先端部の外周部に配置された収納部にはめ込むタブを 1 つ以上含むことを特徴とする請求項 6 に記載のフィルターアセンブリ。

【請求項 8】

前記フレームは、磁力によって前記先端部に取り付けられていることを特徴とする請求項 6 に記載のフィルターアセンブリ。

【請求項 9】

元は白色光画像化のみのために構成された画像化内視鏡を用いて蛍光画像及び白色光画像の両方を生成するシステムであって、

蛍光画像化モードに用いるための励起光及び白色画像化モードに用いるための照明光を生成する光源と、

前記内視鏡の先端部に配置された画像センサーと、

請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項のフィルターアセンブリと、

前記画像センサーから受信する画像信号から画像を生成する画像プロセッサと、

を備え、

前記光源によって生成された照明光は、前記画像センサーによって生成された前記画像信号を白色調整できるように、実質的に等しい割合の緑色光、赤色光および前記フィルタ

ーを通過する波長帯の青色光からなることを特徴とするシステム。

【請求項 1 0】

前記光源は、蛍光画像化モードで動作する場合、一定量の反射光を生成することを特徴とする請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 1 1】

前記反射光は、赤色光であることを特徴とする請求項 1 0 に記載のシステム。

【請求項 1 2】

前記反射光は、緑色光であることを特徴とする請求項 1 0 に記載のシステム。

【請求項 1 3】

前記反射光は、前記フィルターを通過する波長を有する青色光であることを特徴とする請求項 1 0 に記載のシステム。

【請求項 1 4】

前記画像センサーは、カラー画像センサーであることを特徴とする請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 1 5】

前記画像センサーは、モノクロセンサであり、前記照明光は、逐次的に生成された赤、緑、及び青のスペクトル成分を含むことを特徴とする請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 1 6】

前記光源は、励起光と白色光画像化のための赤、緑および青色の照明光とが照射された組織の自己蛍光を励起することができる波長を有する光を生成し、

ブロッキングフィルターを通過し前記画像センサーに到達する反射された照明光が、前記画像センサーによって生成された前記画像信号を白色光調整できるように、実質的に等しい強度の赤、緑および青色成分を有するように前記照明光の強度を調整するカラー補正フィルターをさらに備えることを特徴とする請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記光源は、固体デバイスを備えることを特徴とする請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記光源は、1 つ以上の発光ダイオードを備えることを特徴とする請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 1 9】

前記光源は、レーザーを備えることを特徴とする請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 2 0】

白色光画像化のために構成された内視鏡を白色光画像化及び蛍光画像化を行う内視鏡に変換するために用いられ、前記光源は蛍光画像化モードに用いるための励起光及び白色画像化モードに用いるための照明光を生成するキットであって、

請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項のフィルターアセンブリと、

前記フィルターアセンブリを前記内視鏡の画像化レンズに接着させるに足りる量の接着剤と、

を備えることを特徴とするキット。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/CA2006/000669
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC: A61B 1/04 (2006.01) , A61B 1/06 (2006.01) , H04N 5/30 (2006.01) According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC: A61B 1/-, H04N 5/30, F21K 2/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic database(s) consulted during the international search (name of database(s) and, where practicable, search terms used) WEST, esp@cenet, Delphion, Canadian Patent Database. Search terms used: endoscope, filter, fluorescence, fluoroscopy, sensor, camera, white balance, color correction, color compensation.		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2003/0153811 A1 (Muckner) 14 August 2003 (14-08-2003), whole document.	1-13 and 22-26
Y		14-21 and 27
X	US 5,891,016 (Utsui et al.) 6 April 1999 (06-04-1999), abstract, col. 3, line 64 to col. 4, line 4.	1-13 and 22-26
Y		14-21 and 27
Y	US 4,355,325 (Nakamura et al.) 19 October 1982 (19-10-1982), abstract, col. 2, lines 22-27.	14-21 and 27
Y	US 4,974,936 (Ams et al.) 4 December 1990 (04-12-1990), whole document.	14
A	US 5,852,498 (Youvan et al.) 22 December 1998 (22-12-1998), whole document.	1-27
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 8 June 2006 (08-06-2006)		Date of mailing of the international search report 3 August 2006 (03-08-2006)
Name and mailing address of the ISA/CA Canadian Intellectual Property Office Place du Portage I, C114 - 1st Floor, Box PCT 50 Victoria Street Gatineau, Quebec K1A 0C9 Facsimile No.: 001(819)953-2476		Authorized officer Raouf Ali Ahmed (819) 934-7572

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CA2006/000669

Patent Document Cited in Search Report	Publication Date	Patent Family Member(s)	Publication Date
US2003153811	14-08-2003	DE20202078U U1	06-06-2002
US5891016	06-04-1999	DE19646176 A1 JP3435268B2 B2	15-05-1997 11-08-2003
US4355325	19-10-1982	AT137381 A AT382055B B AU543537 B2 AU6765781 A CA1147849 A1 DE3109258 A1 FR2478918 A1 GB2072456 A JP1040553B B NL190682B B	15-05-1986 12-01-1987 26-04-1985 01-10-1981 07-06-1983 18-03-1982 25-09-1981 30-09-1981 29-08-1989 17-01-1994
US4974936	04-12-1990	DE3908366 A1 DE58907242D D1 EP0387423 A2	20-09-1990 21-04-1994 19-09-1990
US5852498	22-12-1998	CA2286009 A1 EP0990136 A1 JP2000513102T T WO9845687 A1	15-10-1998 05-04-2000 03-10-2000 15-10-1998

INTERNATIONAL SEARCH REPORTInternational application No.
PCT/CA2006/000669**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of the first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons :

1. ☐ Claim Nos. :
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely :

2. ☐ Claim Nos. :
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically :

3. ☐ Claim Nos. :
because they are dependant claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows :

The claims are directed to a plurality of alleged inventions as follows:

Group A - Claims 1-13 and 22-26 are directed to a filter assembly for using a white light imaging endoscope as a fluorescence imaging endoscope, comprising a blocking filter which filters out fluorescence excitation light; and
Group B - Claims 14-21 and 27 are directed to an endoscopic system comprising an illumination source, which includes a color compensation filter.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☒ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claim Nos. :
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claim Nos. :

Remark on Protest ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74)代理人 100116894

弁理士 木村 秀二

(74)代理人 100130409

弁理士 下山 治

(72)発明者 フェングラー, ジョン, ピー.

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

(72)発明者 レガメ, フランシス

カナダ国 ブリティッシュコロンビア州 ブイ6ケイ 1ジェイ4, バンクーバー, ウェスト
セカンド アヴェニュー 2 3 2 3

Fターム(参考) 4C061 BB01 BB08 CC06 FF40 GG01 LL02 MM01 MM03 MM05 NN01

PP11 QQ02 QQ04

专利名称(译)	用于成像内窥镜的过滤器		
公开(公告)号	JP2008539827A	公开(公告)日	2008-11-20
申请号	JP2008509275	申请日	2006-04-27
[标]申请(专利权)人(译)	诺瓦达克技术公司		
申请(专利权)人(译)	Nobadaku Technologies公司		
[标]发明人	フェングラージョンピー レガメフランス		
发明人	フェングラー, ジョン, ピー. レガメ, フランス		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00101 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 G02B23/2423 H04N5/2254 H04N5/2256 H04N2005/2255 A61B1/00006 A61B1/00045 A61B1/05 A61B1/0661		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372		
F-TERM分类号	4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/MM01 4C061/MM03 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/PP11 4C061/QQ02 4C061/QQ04		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治		
优先权	11/122267 2005-05-04 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

荧光内窥镜视频系统包括多模光源，其产生用于白光和荧光成像模式的光。过滤器位于成像内窥镜的远端，使得内窥镜可以产生组织样本的荧光和白光图像。

