

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5451956号
(P5451956)

(45) 発行日 平成26年3月26日(2014.3.26)

(24) 登録日 平成26年1月10日(2014.1.10)

(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 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 5 (全 37 頁)

(21) 出願番号 特願2004-236194 (P2004-236194)
 (22) 出願日 平成16年8月13日(2004.8.13)
 (62) 分割の表示 特願2002-513333 (P2002-513333)
 の分割
 原出願日 平成13年7月13日(2001.7.13)
 (65) 公開番号 特開2005-46634 (P2005-46634A)
 (43) 公開日 平成17年2月24日(2005.2.24)
 審査請求日 平成20年7月11日(2008.7.11)
 (31) 優先権主張番号 09/615,965
 (32) 優先日 平成12年7月14日(2000.7.14)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 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 2585 スイート 306
 (74) 代理人 100076428
 弁理士 大塚 康德
 (74) 代理人 100112508
 弁理士 高柳 司郎
 (74) 代理人 100115071
 弁理士 大塚 康弘
 (74) 代理人 100116894
 弁理士 木村 秀二

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 コンパクトな蛍光内視鏡映像システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

___ 蛍光内視鏡検査映像システムであって、
 白色光、蛍光励起光、または基準反射光を含む蛍光励起光を生成するマルチモード光源と、

組織サンプルを照射して該組織によって生成される該反射光または蛍光を集光するように、該光源から患者に該光を向けるための内視鏡と、

前記内視鏡の挿入部分に形成され、該内視鏡によって集光された光を受け取るように配置されたカメラであって、

カラー画像センサと、

低光画像センサと、

基準画像センサと、

二色性スプリッタおよびフィルタアセンブリと、

該内視鏡から受け取られた光を少なくとも2つのビームに分割し、第1のビームを該カラー画像センサ上に向け、第2のビームを前記二色性スプリッタおよびフィルタアセンブリに向けるためのビームスプリッタとを含む

___カメラと、ここで、前記二色性スプリッタおよびフィルタアセンブリは、前記第2のビームを2つのスペクトル成分に分割し、該2つのスペクトル成分を前記低光画像センサおよび前記基準画像センサに投影し、

所望された波長の光を選択的に伝達するための、前記低光画像センサ、前記基準画像セ

ンサ、および前記カラー画像センサの前面に配置された、1以上のフィルタと、

前記カラー画像センサ、前記基準画像センサ、および前記低光画像センサの上に画像を投影する1以上の光学画像素子と、

該1以上のセンサから受け取られた画像信号を映像信号としてデジタル化、処理、および符号化するための画像プロセッサ/コントローラと、

該映像信号を表示するための映像モニタと

を含む、蛍光内視鏡検査映像システム。

【請求項2】

前記二色性スプリッタおよびフィルタアセンブリは、前記低光画像センサおよび前記基準画像センサによって受け取られる光が実質的に緑色波長または赤色波長の光から構成され、前記第2のビームを緑色帯域および赤色帯域に分割する、請求項1に記載の蛍光内視鏡検査映像システム。

10

【請求項3】

前記二色性スプリッタおよびフィルタアセンブリは、前記低光画像センサおよび前記基準画像センサによって受け取られる光が実質的に青色波長または赤色波長の光から構成され、前記第2のビームを青色帯域および赤色帯域に分割する、請求項1に記載の蛍光内視鏡検査映像システム。

【請求項4】

20

前記二色性スプリッタおよびフィルタアセンブリは、前記低光画像センサおよび前記基準画像センサによって受け取られる光が実質的に赤色波長または近赤外波長の光から構成され、前記第2のビームを赤色帯域および近赤外帯域に分割する、請求項1に記載の蛍光内視鏡検査映像システム。

【請求項5】

前記二色性スプリッタおよびフィルタアセンブリは、前記低光画像センサおよび前記基準画像センサによって受け取られる光が実質的に緑色波長または近赤外波長の光から構成され、前記第2のビームを緑色帯域および近赤外帯域に分割する、請求項1に記載の蛍光内視鏡検査映像システム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の相互参照)

本願は、2000年7月14日に出願された米国特許出願第09/615,965号の一部継続出願であり、米国特許法第120条に基づく主張している出願日の利益がある。

【0002】

(発明の分野)

本発明は、一般に医療用画像診断システムに関し、特に、蛍光内視鏡検査ビデオシステムに関する。

40

【背景技術】

【0003】

(発明の背景)

蛍光内視鏡検査は、正常な組織と初期癌の疑いのある組織との蛍光反応の差を用いて癌などの検出および位置の特定のツールとして利用する。蛍光内視鏡検査中に励起される蛍光発光する化合物または蛍光担体(fluorophore)が、光学活性薬が疑いのある組織に優先的に堆積して外因的に追加され得るか、または、これらは全ての組織に存在する内在的な蛍光担体であり得る。後者の場合、組織からの蛍光は典型的に、自動蛍光または自然発光として呼ばれる。組織の自動蛍光は典型的に、UVおよび可視スペクトルの

50

青色部分の吸収帯域ならびに可視スペクトルの緑色～赤色部分の発光帯を有する蛍光担体によるものである。初期癌の疑いのある組織において、自動蛍光スペクトルの緑色部分は顕著に抑圧される。組織の自動蛍光に基づく蛍光内視鏡検査は、このスペクトルの差を利用して、疑いのある組織と正常な組織とを区別する。

【 0 0 0 4 】

組織内における内在的な蛍光担体の濃度および／または量子効果は比較的低いので、これらの蛍光担体によって発光される蛍光は典型的に、裸眼では見えない。その結果として微光画像センサを用いることによって、蛍光内視鏡検査が行われ、内視鏡を介して発光している組織の画像を得る。これらのセンサによって得られた画像は、ビデオ信号として最も頻繁に符号化され、カラービデオモニタに表示される。組織の自動蛍光を画像処理する代表的な蛍光内視鏡検査のビデオシステムは、P a l c i c らによって出願された米国特許第 5 , 5 0 7 , 2 8 7 号、M a c A u l a y らによって出願された米国特許第 5 , 5 9 0 , 6 6 0 号、P a l c i c らによって出願された米国特許第 5 , 8 2 7 , 1 9 0 号、および Z e n g らによって出願された米国特許第 5 , 6 4 7 , 3 6 8 号に開示される。これらの特許のそれぞれは、本発明の譲渡人である X i l l i x T e c h n o l o g i e s C o r p . (カナダ、ブリティッシュコロンビア州、リッチモンド) に譲渡される。上記参照された特許に開示されるシステムは、初期癌の検出の分野において顕著に進んでいる上に、改良がなされ得る。

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

これらの前述のシステムは典型的に、内視鏡の挿入端に位置されたカメラと共に微光センサが取り付けられるか、または利用される内視鏡と併せて使用される。特に、記載されるカメラのサイズ、コスト、および重さを減少することが、これらシステムに対して望まれる。蛍光内視鏡検査は、一般に従来の白色光内視鏡検査の付属として行われていたもので、同じカメラおよび光源を用いてカラー画像および蛍光画像の両方を得ることができることもまた、システムに対して望まれる。例えば蛍光内視鏡検査などのビデオシステムは、異なる器官の様々な種類の癌を検出するように最適化し、異なる種類の内視鏡の使用を簡単に較正されるような特徴を提供することが望まれる。このようなシステムが、外因的に追加される光活性薬の使用に対して互換性があることもまた望まれる。最後に、通常の細胞と疑いのある細胞とのコントラストが、表示された蛍光画像に強調され得るシステムの必要性がある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 6 】

(発明の要旨)

本発明による蛍光内視鏡ビデオシステムは、

白色光、蛍光励起光、または標準反射光を有する蛍光励起光のいずれか一つを生成するマルチモードにおいて操作可能である内視鏡の光源と、

観察のもとで組織に光を伝搬する光ガイド、および観察のもとで組織からの光を受光するための画像処理ガイドまたは小型カメラのいずれか一方を含む内視鏡と、

内視鏡の画像処理ガイドからの光を受信し、カラー画像またはマルチチャンネル蛍光および反射画像を得るためにマルチ画像モードにおいて操作可能である小型カメラ（得られた画像は、カメラの固定されたビームスプリッターによって一つ以上の画像センサに光学的に分割されて投影され、ビームスプリッターからのビームの一部は、カラー画像を得る画像センサに向けられ、残りのビーム（単数または複数）は、蛍光画像および／または反射画像を得るために単一または第 1 のビームに併せて使用される）と、

カラービデオ信号として画像信号をデジタル化して、処理して、符号化する画像プロセッサおよびシステムコントローラと、

プロセッサ／コントローラにあり得るコントラスト強調機能（この機能は、蛍光／反射（または蛍光／蛍光）画像信号の相対強度に基づいた処理された基準画像信号に単一性の

10

20

30

40

50

ない利得係数を適用する)と、

処理されたビデオ信号を表示するカラービデオモニターと、

システムの応答が異なる内視鏡の光学特性および/または他の画像信号経路の可変量を較正することができるカラー較正機構とを含む。

【0007】

本発明の前述の局面および結果として伴う多くの利点は、添付の図面と共に考慮し、次の詳細な説明を言及することによってより理解されると、より容易に理解される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

10

(好適な実施形態の詳細な説明)

図1Aは、本発明の現在好適な実施形態による蛍光内視鏡ビデオシステム50のブロック図である。システムは、カラー画像を得るための白色光を生成するマルチモード光源52を含む。第2の操作モードにおいて、光源52は、組織の自動蛍光を含む励起光を生成する。第3の操作モードにおいて、光源52は、組織の自動蛍光および基準反射光を含む励起光を生成する。蛍光/蛍光画像モードの励起光および蛍光/反射画像モードの励起光+反射光の使用は、以下にさらに詳細に記載される。光源52からの光は、次に画像化されるべき組織標本58を照射する内視鏡60の照射ガイド54に供給される。

【0009】

図2は、より詳細に光源52の構成要素を示す。光源52は、反射材72によって囲まれるアーク灯70を含む。本発明の好適な実施形態において、アークランプ70は、高圧水銀アークランプ(例えば、Osram VIP R 120 P24)である。代替的に他のアークランプまたは広帯域光源が使用され得るが、高圧水銀ランプは、濃い青色光出力、合理的に均一の白色光スペクトル、および小さいアークサイズの組み合わせが現在好ましい。

20

【0010】

アークランプ70からの光は、適切な光学機器である光収集74、スペクトルフィルタリング76、および集光78を介してそれぞれ内視鏡60の光ガイド54に接続される。アークランプからの光は、システムの操作モードによる所望の波長の光を通すか、または拒否するように操作する、多数の光学フィルタ76A、76B、76C...のうち一つによってスペクトル的にフィルタリングされる。カラー画像に関して、光学フィルタ76Aは、任意のスペクトルピークを除外し、アークランプ70によって生成される光の色温度を変更する。蛍光/反射画像モードおよび蛍光/蛍光画像モードのそれぞれに関して、光源フィルタ76B、76C...の伝搬特性は、カメラフィルタ118、119A、119B...の特性と合わせて以下に記載される。

30

【0011】

光経路に沿って伝搬された光量を調節する強度制御80が、アークランプ70および内視鏡の光ガイド54の間の適切な場所に位置付けされる。さらに、シャッター機構82が、ランプからのいずれの光も光ガイドに届くことを遮断するために同様の光学経路において位置付けされ得る。コントローラ86は、フィルタ76A、76B、または76Cを光路に、および光路の外へ移動するアクチュエータを操作する。コントローラ86はまた、強度制御80の配置およびシャッター機構82の操作を制御する。

40

【0012】

図1Aに示されるように、システムはまた、マルチモードカメラ100を含む。内視鏡60によって組織から収集された光は、画像ガイド56を介して伝搬され、マルチモードカメラ100に投射される。蛍光内視鏡は、一般的に、白色内視鏡の付属物として使用されるので、以下に記載されるカメラの多様な実施形態のそれぞれは、カラーならびに蛍光/反射画像処理および/または蛍光/蛍光画像処理の両方に使用され得る。

【0013】

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。これは、マルチ

50

モードカメラ１００が内視鏡の挿入端に設置される点および内視鏡が画像ガイド５６を含まない点において、図１Ａに示されるビデオシステムと異なる。これらの差異のために、結果として生じる内視鏡６０は、実用的に現在の市場におけるビデオ内視鏡（例えば、Ｏlympus CF-240L）に類似する蛍光ビデオ内視鏡として特徴付けられ得るが、カラーおよび蛍光／反射画像および／または蛍光／蛍光画像の両方で使用することがさらに可能である。

【００１４】

内視鏡の挿入端におけるマルチモードカメラ１００の位置および内視鏡画像ガイド５６の欠落以外は、図１Ｂのシステムと図１Ａに示されるシステムは同一である。以下に記載されるカメラの多様な実施形態により、実施形態自体が、カメラの小型化のため、蛍光ビデオ内視鏡における実施に役立つ。

10

【００１５】

この代替のシステムにおいて、マルチモードカメラ１００は、組織によって放射した光を直接収集する。内視鏡の挿入端にカメラを設置することによって、ビデオ内視鏡の特有の利点が得られる。すなわち、画像を形成するために利用できる光および画像解像度は、画像が内視鏡画像ガイドを介して身体の外へ伝搬される場合に比較して改良される。

【００１６】

図３Ａに示される第１の実施形態では、カメラ１００Ａは、内視鏡６０の画像ガイド５６からの光を受光し、光をカラー画像センサ１０２および低光画像センサ１０４に向ける。従来技術のカメラ設計では、典型的には、光路に選択的に挿入される移動可能なミラーを用いて、光は２つの画像センサ１０２または１０４のいずれかに向けられる。このようなミラーは、狭い許容差内で移動するように注意深く構成される必要がある。このことは、カメラの複雑さおよびコストを大幅に追加される。また、このシステムの寿命にわたってこれらの狭い許容差を維持する必要性が、カメラの信頼性を低減する。

20

【００１７】

本発明の好適な実施形態によるカメラ１００Ａは、移動ミラーを、入射光を２つのビームに分割する固定された光ビームスプリッタ１０６に置き換える。光ビームは、内視鏡６０から受信されたより小さい割合の光がカラー画像センサ１０２に向けられ、より大きい割合の入射光が低光画像センサ１０４に向けられるように分割する。この実施形態では、図４Ａ～図４Ｃに示されるように、標準的な入手可能な単一板８８、シングルキューブ８９、単一の薄膜設計９０であり得る。内視鏡６０と画像センサとの間の光路が、奇数回の反射（例えば、単一素子ビームスプリッタから）を含む場合、センサ上に投影された画像は左右に反転される。このような画像の向きは画像処理によって修正される必要がある。

30

【００１８】

いくつかの例では、スプリッタ１０６による光分割が同一の画像面内に投影されることが望ましい。従って、光ビームスプリッタ１０６は、図４Ｄ～図４Ｅに示されるような簡単な素子またはカスタムプリズム設計の組み合わせであり得る。図４Ｄに示されるキューブアセンブリは、アセンブリに組み合わせられる、標準的な入手可能なガラス素子（ビームスプリッタキューブ８９、直角プリズム９１、および単純なガラスブロック９２）の例である。コリメートされていない光がスプリッタ１０６によって分割される場合、直角プリズム９１を通過する光の光路が、ビームスプリッタキューブ８９を通過する光路よりも長いため、異なる光路長を補償するように、ガラスブロック９２が直角プリズム９１の背後に配置されて、両方のビームが同一の画像平面内にフォーカスされる。

40

【００１９】

図４Ｅに示されるカスタムプリズムは３つのプリズムから構成される。第１のプリズム上の第１の部分的なミラー面９５は、第１のプリズム上の十分な反射面９６に入射光の一部を向ける。面９６から離れて反射された光は、第２のプリズム９９を通過する。部分的なミラー面９５を通過する光は、第３のプリズムの十分な反射面９７および９８から離れて反射される。部分的なミラー面９５によって反射されたビームの光路長は、部分的なミ

50

ラー面 95 を通過する光の光路長と同一である。

【 0 0 2 0 】

図 4 E に示されるカスタムプリズムは、キューブアセンブリよりもよりコンパクトであり、画像センサ（単数または複数）が配置され得る連続的な面を供給する利点を有する。ビームスプリッタのこれらのバージョンの両方では、分割画像の 2 つの経路は、奇数回の反射および長さが光学的に等価である。以下の図 3 C に説明されたように、光学画像構成の場合では、これは、両方の画像が同一の画像面（例えば、両方の画像が単一の画像センサで画像化された場合に要求される）に投影されることを可能にする。

【 0 0 2 1 】

図 3 A では、光コリメート素子 1 1 0 は、内視鏡 6 0 とビームスプリッタ 1 0 6 との間に配置され、画像光学素子 1 1 2 および 1 1 4 は、それぞれカラー画像センサ 1 0 2 および低光画像センサ 1 0 4 より前に配置される。図 3 B に示された代替的な光学構成は、コリメート光学素子 1 1 0 が除去された。このような構成は、図 3 A において、内視鏡 6 0 からの光ビームが既にコリメートされる場合に好ましい。

【 0 0 2 2 】

カメラ 1 0 0 A の現在の好ましい構成は、図 3 C に示される。この実施形態では、コリメート光学素子 1 1 0 が除去され、内視鏡 6 0 とビームスプリッタ 1 0 6 との間に配置された画像光学素子 1 1 3 の単一のセットで置換されている。この構成の利点は、全ての画像化が同一の画像素子 1 1 3 によって実施され、そして制御される。このような構成は、全てのビーム経路が同一の光路長を有することを要求するが、この制限は、ビームスプリッタ 1 0 6 、ならびに、画像センサ 1 0 2 および 1 0 4 への経路において配置される一対のスペクトルフィルタ 1 1 8 および 1 1 9 の設計において考慮される必要がある。スペクトルフィルタ 1 1 9 が取り除かれる場合、ガラスブロック 1 2 1 は光路に挿入される。さらに、これらの光学素子が収束ビーム経路において配置されるという事実がこれらの素子を特定する場合において、および画像光学素子 1 1 3 の設計において考慮される必要がある。上述のコリメート光学素子および画像光学素子のための光学素子の全て、および付随する利益および欠点はまた、図 5 、図 6 、図 8 、および図 1 0 に示されるカメラの実施形態の以後の説明に付与する。

【 0 0 2 3 】

図 3 A ~ 図 3 C に示されるように、スペクトルフィルタ 1 1 8 は、ビームスプリッタ 1 0 6 と低光画像センサ 1 0 4 との間の光路において配置される。あるいは、スペクトルフィルタ 1 1 8 は、ビームスプリッタ 1 0 6 の素子として組み込まれ得る。

【 0 0 2 4 】

第 2 のスペクトルフィルタ 1 1 9 がビームスプリッタ 1 0 6 とカラー画像センサ 1 0 2 との間の光路の内部および外部に移動し得るように配置される。ビーム分割がコリメートされていないビーム経路において生じる場合において、フィルタ 1 1 9 がずれる場合、フィルタ 1 1 9 と同じ光路長を有するガラスブロック 1 2 1 は、一定の光路長を維持するように、ビームスプリッタ 1 0 6 とカラー画像センサ 1 0 2 との間の位置に移動する。あるいはこの挿入可能なスペクトルフィルタ 1 1 9 およびガラスブロック 1 2 1 （必要であれば）は、内視鏡 6 0 とカラー画像センサ 1 0 2 との間の光路長における他の場所で組み込まれ得る。光路の内部および外部に移動することは、ミラーを移動する場合のような厳密な機械的要求および光学的要求がないため、単純なメカニズムで為され得る。

【 0 0 2 5 】

低光画像センサ 1 0 4 は、好ましくは、単色電荷結合素子（CCD）、荷電キャリア増倍を用いる単色電荷結合素子（Texas Instruments TC253 または Marconi Technologies CCD65）、増感電荷結合素子（ICCD）、電荷注入素子（CID）、電荷変調素子（CMD）、相補型金属酸化物画像センサ（CMOS）、または電子ビーム電荷結合素子（EBCCD）型のセンサである。カラー画像センサ 1 0 2 は、好ましくは、カラー CCD、電荷キャリア変調を用いるカラー CCD、電荷キャリア変調を用いる 3 CCD カラー画像センサアセンブリ、3 CCD カラー

10

20

30

40

50

画像センサアセンブリ、カラーＣＭＯＳ画像センサ、または３ＣＭＯＳカラー画像センサアセンブリである。

【００２６】

図１Ａに示されるように、システムはまた、プロセッサ／コントローラ６４および映像モニタ６６を含む。プロセッサ／コントローラ６４は、カメラ１００からの変換された画像信号を受信し、これらの信号をデジタル化および処理する。これらの信号の処理は、以下に説明された所定のコントラスト増強アルゴリズムの適用を含み得る。次いで処理された信号は、映像フォーマットに符号化され、カラー映像モニタ６６上に表示される。

【００２７】

オペレータの入力に基づいて、処理装置／制御装置６４は、さらに、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。これらの制御機能は、以下を行う制御信号を提供することを含む。

【００２８】

- ・全ての画像モードでのカメラのゲイン（gain）を制御する。

【００２９】

- ・カメラおよび光源の画像モードを調整する。

【００３０】

- ・光源のための光レベル制御信号を提供する。

【００３１】

- ・画像データを記録および保管するために用いられ得る任意の画像データ管理システムのための制御信号を提供する。

【００３２】

異なる波長帯域内で２つの異なる画像が、蛍光／反射モードおよび蛍光／蛍光モードの内視鏡ビデオシステムで取得される理由が、本明細書において説明される。一定の波長帯域内の自動蛍光の強度が、組織の異常がますます増大する（すなわち、組織が明白な癌に進行する）につれて変化することが知られている。しかしながら、自動蛍光のこのような波長帯域内に画像を取得するとき、病状に起因する信号強度におけるこれらの変化および画像のジオメトリおよび陰に起因するこれらの変化を区別することは容易ではない。第二の蛍光画像または反射された光画像は、画像信号が組織の病変によって十分に影響されない波長帯域で取得され、第一の蛍光画像が「正規化され」得る信号強度を有する基準信号として利用され得る。

【００３３】

この正規化は、二つの画像信号のそれぞれを異なる表示色に割り当てること、すなわち、画像信号を、カラービデオモニターの異なるカラー入力に提供することによって行われ得る。カラービデオモニタ上に表示されると、二つの画像は、単一の画像を形成するために効果的に結合され、画像の結合された色は、二つの画像色の信号の相対的な強度を表す。結合された画像の色は、分離した画像信号の絶対強度から独立しているので、色は、組織サンプル５８または他の画像ジオメトリ要素に対する内視鏡６０の距離または角度内の変化の結果として変化しない。しかしながら、二つの画像信号の相対的な強度で変化を生じさせる観察された組織の自己蛍光スペクトルの形状に変化がある場合、このような変化は、表示された画像の色の変化として表現される。

【００３４】

正常な組織および初期の癌が疑われる組織が表示された色の混合は、二つの分離した画像信号のそれぞれに付与されたゲインに依存する。初期の癌が疑われる組織が正常の組織よりも明瞭に異なる色として蛍光画像に現れるのための最適のゲイン比がある。このゲイン比は、オペレータに、感度（疑わしい組織を検出する能力）および特異性（正しく識別する能力）の最良の組み合わせを提供するために表される。基準画像信号に付与されたゲインが蛍光画像信号に付与されたゲインと比較して過度に高い場合、疑わしいように見えるが、その病状が正常であることが判明する組織領域の数が増える。逆に、基準信号に付与された相対的なゲインが低すぎる場合、感度が低下し、疑わしい組織が正常な組織のよ

10

20

30

40

50

うに見える。したがって、最適なシステムの性能のために、画像信号に付与されたゲインの比は、全時間で維持される必要がある。

【 0 0 3 5 】

生体内の分光光学が組織の自動蛍光および反射スペクトルにおいてどの相違が病理的な根拠であるかを決定するために用いられる。これらのスペクトルの性質は、蛍光 / 反射画像モードに取得された自動蛍光および反射された光の特定の波長帯域、または蛍光 / 蛍光画像モードに取得された自動蛍光の特定の二つの波長帯域を決定する。スペクトルの性質は組織の種類に依存するので、重要な自動蛍光バンド（単数または複数）の波長は、画像化される組織およびこれらの組織内の位置に依存し得る。以下に記載される最適なフィルタの特異性は、これらのスペクトルの特徴の結果であり、画像化される組織に最適であるように選択される。

10

【 0 0 3 6 】

蛍光内視鏡ビデオシステムの好適な実施形態の動作が、ここで記載される。図 1 に示されるカメラ 1 0 0 は、色画像モード、蛍光 / 反射画像モード、および蛍光 / 蛍光画像モードが可能である。カラー画像モードにおいて、処理装置 / 制御装置 6 4 は、制御信号をマルチモード光源（それは白色光モードであるべきである）5 2 に提供する。光源 5 2 は、適切な光学フィルタ 7 6 A を選択し、アークランプ 7 0 と内視鏡の光ガイド 5 4 との間の光学パスに位置付けする。このフィルタ 7 6 A は、任意のスペクトルピークを取り除き、アークランプ 7 0 によって生成された光の色温度を調整する。光源 5 2 からのフィルターされた光は、内視鏡の光ガイド 5 4 に投影され、組織 5 8 を照明するために内視鏡 6 0 の先端に伝達される。

20

【 0 0 3 7 】

処理装置 / 制御装置 6 4 は、さらに、感度の高い低光画像センサ 1 0 4 への損傷を避けるためにカメラが正しい画像モードにあることを保証する。低光画像センサ 1 0 4 が、例えば、ICCD である場合、光電陰極にわたる電圧は、0 に設定される。組織 5 8 によって反射された光は、内視鏡画像ガイド 5 6 によって集められ、カメラビームスプリッタ 1 0 6 を通してカラー画像センサ 1 0 2 上に投影される。スペクトルフィルタ 1 1 9 は、この画像モードの間の光学パスから取り除かれ、（必要な場合）ガラスブロック 1 2 1 によって置き換えられる。カラー画像は、カラー画像センサ 1 0 2 によって変換され、その結果として生じる画像信号は、処理装置 / 制御装置 6 4 に伝達される。

30

【 0 0 3 8 】

カラー画像の輝度に基づき、処理装置 / 制御装置 6 4 は、制御信号をマルチモード光源 5 2 に提供して、強度制御 8 0 を調整し、これにより、内視鏡 6 0 による光ゲインのレベルを調整する。処理装置 / 制御装置 6 4 は、さらに、カラー画像センサ 1 0 2 のゲインを調整するために、制御信号をカメラ 1 0 0 に送信し得る。処理された後、カラー画像は、ビデオモニタ 6 6 上に表示される。画像動作の全ては、実時間で発生し、すなわち、アナログビデオ表示速度で発生する（NTSC フォーマットについて 3 0 フレーム / 秒、および PAL フォーマットについて 2 5 フレーム / 秒）。

【 0 0 3 9 】

蛍光 / 反射画像モードに切り替えると、処理装置 / 制御装置 6 4 は、蛍光 / 反射モードであるべきことを指示するために、制御信号をマルチモード光源 5 2 に提供する。光源 5 2 は、適切な光学フィルタ 7 6 B を選択し、アークランプ 7 0 と内視鏡光ガイド 5 4 との間の光学パスに位置付ける。このフィルタ 7 6 B は、蛍光検査に基づいて組織 5 8 を誘導するこれらの光の波長を伝達する。フィルタ 7 6 B は、さらに、可視光スペクトルの緑または赤の部分の基準反射光を伝達し、あるいは代替として、青の励起光が参照のために利用され得る。全ての他の波長の光が以下に記載されるように遮断される。フィルタリングされた光は、次いで、内視鏡光ガイド 5 4 に投影され、組織 5 8 を照射するために内視鏡 6 0 の先端に伝達される。

40

【 0 0 4 0 】

処理装置 / 制御装置 6 4 は、さらに、カメラ 1 0 0 が正しい画像モードにあることを、

50

電力を低光画像センサ 104 に提供することによって保証する。反射された励起光と共に、組織 58 によって放射された蛍光および反射された反射光は、内視鏡画像ガイド 56 によって集められ、カメラビームスプリッタ 106 を通して低光画像センサ 104 およびカラー画像センサ 102 上に投影される。スペクトルフィルタ 118 は、低光画像センサ 104 に伝搬された光を緑または赤のいずれかの自動蛍光光のみに制限し、光源フィルタ 76B によって、伝搬された励起および基準波長帯域の光を遮断する。スペクトルフィルタ 119 は、画像モード中のカラー画像センサ 102 の光学経路に挿入され、反射された基準波長帯域の光のみを送達する。フィルタ 119 および光源フィルタ 76B の反射光伝達特性は、カラー画像センサ 102 での反射された光の強度が、結果として、良好な信号対ノイズ特性を有し、顕著な飽和がない、変換された画像信号となると同時に、十分な自動蛍光が画像化のために励起することができるように選択される。(スペクトルフィルタ 119 は、ビームスプリッタ 106 と内視鏡 60 との間に位置される場合、低光画像センサ 104 によって検出された自動蛍光光を伝達しなければならないことに留意のこと。) 自動蛍光画像は、次いで、低光画像センサ 104 によって送信され、基準画像は、カラー画像センサ 102 によって変換され、結果として生じる画像信号は、処理装置 / 制御装置 64 に送信される。

10

【0041】

変換された画像の輝度に基づき、処理装置 / 制御装置 64 は、制御信号をマルチモード光源 52 に提供して、強度制御 80 を調整し、これにより、内視鏡 60 に配送された光のレベルを調整し得る。処理装置 / 制御装置 64 は、さらに、制御信号をカメラ 100 に送信して、以下により詳細に記載されるように一定の相対的ゲインを保持している間の一定の画像輝度を維持するために、低光画像センサ 104 およびカラー画像センサ 102 のゲインを調整し得る。処理された後、二つのセンサからの画像は、単一の画像に結合され、この画像は、ビデオモニタ 66 上に表示される。再度、画像動作の全てが、実時間で発生する。

20

【0042】

結合された画像が最適な臨床的な意義を有するために、組織によって放射され、本システムによって受信された基準光信号に対する蛍光の所与の割合に対する一定の割合が、ビデオモニタ上に表示された処理された画像信号間にさらに存在することが必要である。これは、蛍光内視鏡ビデオシステムの(光)信号応答が較正されることを意味する。

30

【0043】

信号応答の較正は、処理装置 / 制御装置 64 で実行され得る。本システムを較正するために、蛍光画像センサおよび基準画像センサのゲイン応答が特徴付けられ、それらの応答特徴が蛍光および反射画像信号パス間の一定のゲイン比を確立するために用いられる。当然、蛍光内視鏡ビデオシステムの光応答を較正する場合、全体の信号パスが考慮されなければならない。簡単のため、この実施形態では、画像信号パスの残り(すなわち、画像センサを除く)上の画像信号に付与されるゲインが、全体の画像信号ゲインの比率に寄与しないように調整され、固定される。その結果として、一定のシステム画像信号ゲイン比を維持することが、二つの画像センサ間の一定のゲイン比を確立することに低減される。

40

【0044】

蛍光および基準画像センサのゲイン応答を較正する方法が、ここで記載される。較正方法の特色は、利用されるセンサの種類に依存する。本明細書において記載される較正方法は、より好ましいセンサタイプ(低光画像センサ 104 のための ICCD、およびカラー画像センサ 102 のための CCD)用である。

【0045】

ICCD センサのゲイン(K_{ICCD})は、通常、アナログゲイン制御信号(G)を変更することによって制御される(このようなゲイン制御信号は、増強装置のマルチチャンネルプレートでの光信号増幅を制御する加速する電圧上で動作する)。このようなセンサにおいて、ゲインは、約 4 桁の大きさの光強度を介して変更され得る。ゲイン / 制御電圧の関係は、ほぼ指数関数的であり、次の式によって特徴付けられ得る。

50

【 0 0 4 6 】

【 数 1 】

$$K_{ICCD} = K_0 \cdot e^{f_{ICCD}(G)}$$

ここで、 K_0 は、0 に設定しているゲイン制御を有する ICCD の全ゲインであり、 $f_{ICCD}(G) = a_1 \cdot G + a_2 \cdot G^2 + a_3 \cdot G^3$ は、係数 a_i が変化するゲインを有する ICCD の応答の経験的な測定によって決定される多項式によって近似された擬似線形関数である。

10

【 0 0 4 7 】

色 CCD のゲインは、次の二つの方法：1) 約 3 桁の大きさの光強度を超える感度の変化を許容する電子のシャッター時間（通常、別々のステップで）変化させることによって、2) 約 1 桁の大きさの光強度を超える感度の変化を許容するアナログの電子ゲインを変化させることによって制御される。CCD のために、アナログの電子ゲインは、通常、制御電圧（ R ）に伴って指数関数的に変化する。CCD のゲイン応答は、したがって、次の式である。

【 0 0 4 8 】

【 数 2 】

$$K_{CCD} = K_{60} \cdot A_{shutter} \cdot e^{f_{CCD}(R)}$$

20

ここで、 K_{60} は、標準ビデオ領域速度（例えば、NTSC ビデオについて $1/60$ 秒）での電子シャッタを有し、且つ、0 に設定された制御電圧を有する全 CCD ゲインであり、 $A_{shutter}$ は、電子シャッタによって提供される減衰であり、 $f_{CCD}(R) = b_{r1} \cdot R + b_{r2} \cdot R^2 + b_{r3} \cdot R^3$ は、係数 b_i が変化するゲインを有する CCD 応答の経験的な測定によって決定される多項式によって近似された擬似線形関数である。CCD のゲインは、 R （これは、狭い範囲上の連続的な変化を許容する）と結合して、 $A_{shutter}$ （これは、広範囲での順次進行の変化を提供する）を変更することによって光強度での広い範囲に適応されるように調整され得る。

30

【 0 0 4 9 】

画像センサからの一定の相対的な光信号応答を維持するために、以下のゲイン比が一定に維持される：

【 0 0 5 0 】

【 数 3 】

$$\frac{K_{ICCD}}{K_{CCD}} = \frac{K_0 \cdot e^{f_{ICCD}(G)}}{K_{60} \cdot A_{shutter} \cdot e^{f_{CCD}(R)}} = const. \quad (1)$$

40

この一定のゲイン比は、一つの画像センサを「マスター（master）」として設計することによって実行され得る。「マスター」画像センサの所与の設定に関して、 R 、 $A_{shutter}$ （または G ）の適切な値を見出すために、他の画像センサ（「スレイブ（slave）」）のゲイン設定は式 1 を解くことによって決定される。いずれの画像センサもマスターとして利用され得る。どの画像センサがマスターとして利用されるか、およびどれがスレイブかに関する選択は、式を解くための技術であるどの画像信号が画像処理装置のデジタル領域において優勢であるかの要素、および各画像センサがゲインの変化に応答する時間に依存する。

【 0 0 5 1 】

他の種類の画像センサに要求されるゲイン較正方法は、制御可能なパラメータに関して

50

各センサのゲインを記載する式で開始する工程、ゲインの比の等式を計算する工程、ゲイン比が一定であることを仮定する工程、および他のセンサのパラメータおよび定数に関して一つのセンサのパラメータのためのゲイン比の等式を解く工程を包含する、同様の原理を利用し、同様の手法で引き出され得る。

【 0 0 5 2 】

蛍光 / 蛍光モードにおいて、本システムの動作は、蛍光 / 反射モードの動作に類似し、このため、異なる点のみが記載される。最初に、光源 5 2 は、適切な光学フィルタ 7 6 C を選択し、アークランプ 7 0 と内視鏡光ガイド 5 4 との間の光学パスに位置決めされる。このフィルタ 7 6 C は、蛍光検査の中で組織 5 8 を誘導する光波長を実質的に伝搬する。

【 0 0 5 3 】

組織 5 8 によって放射された自動蛍光は、内視鏡画像ガイド 5 6 によって集められ、カメラビームスプリッタ 1 0 6 を通して低光画像センサ 1 0 4 およびカラー画像センサ 1 0 2 上に投影される。スペクトルフィルタ 1 1 8 は、低光画像センサ 1 0 4 に伝搬された光を緑または赤のいずれかの自動蛍光光のみに制限し、励起波長帯域の光を除外する。スペクトルフィルタ 1 1 9 は、この画像モード中にカラー画像センサ 1 0 2 への光学パスに挿入され、低光画像センサ 1 0 4 に伝達されない波長帯域内の自動蛍光光のみを伝搬する。(スペクトルフィルタ 1 0 9 および必要であればガラスブロック 1 2 1 は、このモードの動作ではビームスプリッタ 1 0 6 と内視鏡 6 0 との間に配置されることができないことに留意のこと。) 自動蛍光画像は、次いで、低光画像センサ 1 0 4 およびカラー画像センサ 1 0 2 によって変換され、その結果である画像信号は、処理装置 / 制御装置 6 4 に送信される。処理された後、二つのセンサからの画像は単一の蛍光 / 蛍光画像に結合され、この画像は、ビデオモニタ 6 6 上に表示される。画像センサのゲインは、蛍光 / 反射画像に対するのと同様に較正された様式で制御される。

【 0 0 5 4 】

カラー画像センサ 1 0 2 によって検出された自動蛍光画像は、非常に暗いので、この種のセンサによって得られる画像は、なんらかの型の信号増幅 (例えば、画素ビンニング (pixel binning)、電荷キャリア増幅を有する CCD 等が提供されなければ、実時間に取得され、処理されおよび表示されない可能性がある。現在、カラー画像センサ 1 0 2 からの時間で平均化された画像を、低光画像センサ 1 0 4 からの実時間の画像と結合し、次いで、結果として結合された画像を表示することも可能である。代替として、両

【 0 0 5 5 】

本発明の第二の実施形態が、本明細書中に記載される。第一の実施形態と類似する全ての点は、理解されたと仮定され、異なる点のみが記載される。

【 0 0 5 6 】

この第二の実施の形態において、本システムの全ての局面が、カメラ 1 0 0 A 以外は第一の実施の形態の局面に類似する。蛍光内視鏡ビデオシステムのこの実施形態のためのカメラ 1 0 0 B が、図 5 のように示される。このカメラ 1 0 0 A は、第一の実施形態におけるカメラと全ての画像モードが単一で高感度のカラー画像センサ 1 0 2 A (好ましくは電荷キャリア増幅を有する CCD)、電荷キャリア増幅を有する 3 つの CCD 画像センサアセンブリ、カラー CCD、3 つの 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 つの CMOS カラー画像センサアセンブリを利用している点で異なっている。

【 0 0 5 7 】

この実施の形態では、二つの画像は、センサ 1 2 0 A 上に同時に投影される。画像は、画像処理装置 6 4 によって分離されて処理され、本システムの画像モードにより表示される。カラー画像モードでは、カラー画像は、他の画像から分離され、処理され、ビデオモニタ 6 6 上に表示される。カラー画像モードのために、フィルタ 1 1 9 は、光パスおよびガラスブロック 1 2 1 から移動され、必要であれば、位置に移動される。蛍光 / 反射および蛍光 / 反射画像モードのために、蛍光および反射画像は、最初に、画像処理装置 6 4 に

よって分離され、処理され、次いで、再度、各画像を異なるモニタ色入力に付与することによってビデオモニタ 66 上に重ね合わされる。

【0058】

単一の高感度カラー画像センサを用いる直接の結果は、この実施の形態において記載されたように、センサのゲインが変化されたときに蛍光および反射画像のゲインが自動的に互いにゲインとしてトラッキングすることである。二つの画像信号のゲイン比は、カメラ、および光源内の 76B または 76C 内のフィルタ 118 および 119 の伝達特性によって決定され維持される。画像処理装置 64 は、さらに、処理の間に他に対して一つの画像の輝度を変化させることによって、ゲイン比内の小さい変化を実行するために利用され得る。

10

【0059】

以前に言及したように、カラー画像センサ 102A によって検出された自動蛍光画像は、非常に暗いので、このため、この種のセンサで得られた画像は、何らかのかたちの信号増幅（例えば、画素ピンニング、電荷キャリア増幅を有する色 CCD 等）が提供されなければ、実時間で取得され、処理され、および表示されない可能性がある。代替として、カメラシステムは、自動蛍光を非実時間モードで画像にするために用いられ得る。

【0060】

カメラのこのような構成は、また、さらなる制限を光学サブシステムの設計に追加する。この制限の効果は、いずれかの画像光学構成要素 112 が、画像光学構成要素 114 と、両画像が同一の画像平面上に投影されるのようになるか、または、ビームスプリッタ 106 が、光を内視鏡 60 から分離した後、両ビームに対して実質的に同等の光学パス長を利用し、類似の画像光学構成要素 112 および 114 に関連して、両画像を同じ画像平面上に投影することを必要とする。このようなビームスプリッター 106 は、図 4D-E に示された種類のマルチコンポーネントまたはカスタム (custom) ビームスプリッタ 106 を必要とする。これらの図面に示されたビームスプリッタは、さらに、図 3 の画像光学構成に記載されたように、同等の光学パス長に対する必要性を予想する。

20

【0061】

本発明の第三の実施形態が、ここで、記載される。第一の実施形態に類似する全ての点が理解されていると仮定され、異なる点のみが記載される。

【0062】

この第三の実施形態において、本システムの全ての局面が、カメラ 100A 以外の第一の実施形態の局面に類似している。蛍光内視鏡ビデオシステムのこの実施の形態のカメラ 100C が、図 6 のように示されている。このカメラ 100A は、第一の実施形態におけるカメラ 100A とカラー画像センサ 102 がカラー画像モードのためにのみ利用されている点で異なる。結果として、フィルタ 119 は、カラー画像センサ光学パスから除去され、これは、さらに、フィルタ移動機構の必要性を取り除く。その代わりとして、ビームスプリッタ 106 によって分離された後、カラー画像センサ 102 に投影されない光は、二色性分離およびフィルタリングアセンブリ 120 に投影される。このアセンブリ 120 は、光ビームスプリッタ 106 から二つのスペクトルコンポーネントへの光をさらに分離しフィルタリングする。

40

【0063】

入来する光を、同じスペクトルを有するが、入来した光の断片の強度を有する二つのビームに分離するよりもむしろ、二色性スプリッタ 120 は、入来する光をスペクトルで分割し、その結果、一定の波長が反射される一方で、他の波長が透過される。さらなるフィルタリングが、次いで、このスペクトルによって分割された光ビームに付与され得る。

【0064】

このような二色性分離およびフィルタリングアセンブリ 120 に対するいくつかの可能な構成が図 7 に示されている。図に示されるように、二色性の分離およびフィルタリングアセンブリ 120 は、立方体ダイクロイック 130 または板状ダイクロイック 133 を含み得る。スペクトルフィルタ 118、119 は、二色性ミラーから離れて位置決めされ得

50

るか、または、立方体の場合、立法体上の被覆として形成され得る。さらに、いずれかの実施形態では、反射ミラー 140 が、二色性ミラーから反射された画像を逆にするために用いられ得る。さらに、二色性スプリッタは、図 9 に示されるように、カスタムプリズムアセンブリとして構成され得る。

【0065】

内視鏡 60 と画像センサとの間の光学パスが奇数回の反射（例えば、単一のコンポーネントビームスプリッタまたはダイクロイックから等）を含む場合、センサ上に投影された画像は、左から右に逆転されることに、再度、留意されるべきである。このような画像の配向は、画像処理によって補正されることを必要とする。

【0066】

アセンブリ 120 を出た後、スペクトルコンポーネントの一つは、低光画像センサ 104 上に投影され、第二のコンポーネントが分離した反射センサ 105 上に投影される。反射センサ 105 は、好ましくは、単色 CCD、電荷キャリア増幅を有する単色 CCD、ICCD、CID、CMD、CMOS または EBCCD 型のセンサを含むが、それは、さらに、カラー CCD、3 つの CCD カラー画像センサアセンブリ、電荷キャリア増幅を有するカラー CCD、電荷キャリア増幅を有する 3 色 CCD 画像センサアセンブリ、カラー CMOS 画像センサ、または 3 つの CMOS カラー画像センサアセンブリであり得る。カラー画像センサの場合には、センサの感度に依存して、取得される自動蛍光画像は、なんらかのかたちの信号増幅（例えば、画素ピンニング、電荷キャリア増幅を有する CCD 等）が提供されなければ、実時間で取得され、処理され、および表示される可能性はない。代替として、蛍光 / 蛍光モード動作のために、カメラは、実時間の（低光画像センサ 104 からの）自動蛍光画像を、参照されたセンサ 105 からの時間平均された画像と結合し得、または、全ての自動蛍光画像を非実時間モードで提供し得る。

【0067】

この実施形態のための光信号パスの較正は、画像センサの好ましい選択のための第一の実施の形態の較正に類似する。この画像センサでは、ICCD は、低光画像センサ 104 および CCD は、基準画像センサ 105 である。基準画像センサも ICCD または EBCCD 等の補力されたセンサである場合のために、二つのセンサのためのゲイン比を記載している式がわずかに異なっている。

【0068】

上記に言及したように、ICCD（または EBCCD）画像センサのゲイン / 制御電圧特性は、ほぼ指数関数的であり、下式によって特徴付けられ得る。

【0069】

【数 4】

$$K_{ICCD} = K_0 \cdot e^{f_{ICCD}(G)}$$

ここで、 K_0 は、0 に設定するゲイン制御を有する ICCD の全てのゲインであり、 G は、増強装置のゲイン信号、および $f_{ICCD}(G) = a_1 \cdot G + a_2 \cdot G^2 + a_3 \cdot G^3$ は、係数 a_i が変化するゲインを有する ICCD の応答の経験による測定によって決定された多項式によって近似された擬似関数である。

【0070】

二つの ICCD によって、一定に維持されるべきゲイン比は、下記式（2）である。

【0071】

10

20

30

40

【数 5】

$$\frac{K_{ICCD_{fluor}}}{K_{ICCD_{ref}}} = \frac{K_{0_{fluor}} \cdot e^{f_{ICCD_{fluor}}(G_{fluor})}}{K_{0_{ref}} \cdot e^{f_{ICCD_{ref}}(G_{ref})}} = const. \quad (2)$$

以前の実施形態に記載されたように、一つの画像センサ（マスター）のゲイン設定 G_{fluor} （または G_{ref} ）は、自動のゲイン制御によって決定される。他の画像センサ（「スレイブ」）のゲイン設定は、式 2 を解いて、 G_{ref} （または G_{fluor} ）の適切な値を見出すことによって決定される。以前に議論されたように、いずれかの画像センサが、マスターとして利用され得る。

10

【0072】

次に、本発明の第 4 の実施形態を説明する。第 3 の実施形態と同様のポイントはいずれも理解されたものと仮定して、異なるポイントのみを説明する。

【0073】

この第 4 の実施形態では、システムのいずれの局面も、カメラ 100C を除いて、第 3 の実施形態の局面と同様である。蛍光内視鏡ビデオシステムのこの実施形態のカメラ 100D を図 8 に示す。第 3 の実施形態のカメラ 100C と異なる点は、低光画像センサ 104 を利用して、第 1 の蛍光画像と基準蛍光画像または反射画像との両方を撮像する点である。

20

【0074】

第 2 の実施形態のビームスプリッタ 106 の構成を用いた場合と同様に、（必要に応じて、撮像光学構成要素 114A および 114B を組み合わせた）二色性スプリッタおよびフィルタアセンブリ 120 の構成は、一次蛍光画像と基準画像との両方を同じ画像平面に投影する。

【0075】

二色性ミラーを通る光と、同じ平面内で二色性ミラーで反射した光とを投影するために、二色性アセンブリ 120 は、図 9A に示されるように、異なる光路長を補償する直角プリズム 131 およびガラスブロック 132 を含む得る。あるいは、図 9B に示されるように、二色性アセンブリ 120 は、図 4E に示されるビームスプリッタと同様にして構成される、一部反射面と、完全反射面とを有する複数のプリズムを含む得る。ただし、一部反射面 95 は二色性ミラー面と置き換えられている。別の代替例では、撮像光学構成要素 114A は、両方の画像が同じ画像平面に投影されるように、撮像光学構成要素 114B と異なる。

30

【0076】

蛍光 / 反射率撮像用に図 8 に示されるカメラを用いた場合、基準反射画像用に用いられるフィルタ（例えば、114B）、および、図 2 の光源フィルタ 76B の透過率は、可能性のある励起光強度のいずれについても蛍光画像の透過率と同様である。また、第 2 の実施形態で説明したのと同様に、低光画像センサ 104 によって変換された画像は、画像プロセッサ 64 によって分離され、処理される。その後、その画像は、各画像を異なるモニタ色入力に当てはめることによって、ビデオモニタ 66 に再度重ね合わせられる。この実施形態を利用する蛍光内視鏡ビデオシステムは、第 2 の実施形態において説明されたのと同様にして較正され、一定の利得比が維持される。

40

【0077】

次に、本発明の第 5 の実施形態を説明する。第 1 の実施形態と同様のポイントはいずれも理解されたものと仮定して、異なるポイントのみを説明する。

【0078】

この第 5 の実施形態では、システムのいずれの局面も、カメラ 100A を除いて、第 1 の実施形態の局面と同様である。蛍光内視鏡ビデオシステムのこの実施形態のカメラ 10

50

0 Eを図10に示す。第1の実施形態のカメラ100Aと異なる点は、すべての撮像モードが高感度色画像センサ102Aを利用する点である。第2の実施形態のカメラと異なる点は、ビームスプリッタが取り除かれており、スペクトルフィルタ118および119の必要性がない点である。高感度色画像センサ102上の各ピクセル要素は、インテグレイテッドフィルタ（典型的には赤色フィルタ、緑色フィルタまたは青色フィルタ）によって覆われている。これらのフィルタは反射励起光を遮蔽し、蛍光および反射光がピクセル要素に到達し得る。あるいは、色画像センサ上のフィルタによって励起光を十分遮蔽することができない場合には、別の青色遮蔽フィルタ118'が設けられ得る。青色遮蔽フィルタ118'は、青色波長およびそれよりも短い波長の光を遮蔽し、かつ、緑色波長およびそれよりも長い波長の光を透過する長波長パスフィルタである。このような青色遮蔽フィルタ118'が利用されると、反射励起光の強度は、ピクセル要素上のインテグレイテッドフィルタが、光感度色画像センサ102Aに達する蛍光および反射光の波長を規定するにさらに十分なフィルタリング性を提供する点まで低減する。

10

【0079】

この実施形態では、一次蛍光画像および反射画像は、画像センサ102Aの同じ領域上に重ね合わせられるが、個々のフィルタが各ピクセル上に配置されるので、これらの画像は、異なるセンサピクセルによって検出される。次いで、別の一次蛍光画像信号および反射画像信号が、1つのCCD画像信号から画像プロセッサ64によって生成され得る。

【0080】

色撮像モードでは、蛍光撮像に利用される場合、青色遮蔽フィルタ118'は光路から取り除かれ、必要に応じて、ガラスブロック121が所定の位置に移動される。色画像は、画像プロセッサ64によって処理され、ビデオモニタ66上に表示される。蛍光/反射撮像モードおよび蛍光/蛍光撮像モードの場合、蛍光画像および反射画像は、画像プロセッサ64によって処理され、各画像をモニタの異なる色入力に当てはめることによって、ビデオモニタ66上で重ね合わせられる。一定の利得比を維持するためにこの実施形態を較正する方法は、第2の実施形態について説明した方法と同様である。

20

【0081】

光源フィルタ76Bまたは76C、および、画像センサ102Aと一体化された選択カラーフィルタの両方の反射光の基準光の透過仕様は、色画像センサのアクティブな要素における反射光の強度が、良好な信号対ノイズ特性を有し、目立った飽和のない画像信号に変換されるように、選択される。同時に、これらのフィルタは、一次蛍光の励起および撮像に適切な光透過仕様を有する必要がある。フィルタ透過特性は、さらに、画像センサにおいて一次相対蛍光強度対基準光強度の所望の比が提供されるように選択される必要がある。

30

【0082】

上述したように、色画像センサを用いて検出される自己蛍光画像は、非常に不明瞭となり、その結果、信号増幅の何らかの形態（例えば、ピクセルビニング、電荷担体増幅を用いたCCD等）を提供したとしても、この種のセンサを用いて得られる画像をリアルタイムで取得し、処理し、表示することはおそらくできないであろう。あるいは、カメラを用いて、非リアルタイムモードで自己蛍光を撮像することができる。

40

【0083】

理解されるように、上述のカメラの各実施形態は、従来技術に比べて重量が軽い。なぜなら、低光画像センサ104を1個だけ必要とするためである。このようなセンサは重く、かさばり、高価である場合が多いので、カメラのサイズおよびコストは大幅に低減する。さらに、可動ミラーの代わりに固定ビームスプリッタ106を用いているので、カメラはさらにコンパクトとなり、価格を下げることができる。

【0084】

上述したように、光源およびカメラのフィルタは、カメラの撮像モード、検査されるべき組織の種類、および/または、検出されるべき前癌状態の組織の種類向けに最適化される必要がある。以下に説明されるフィルタはいずれも、標準の市販されている構成要素を

50

用いてあつらえて入手することができるが、記載される蛍光内視鏡画像モードの場合、透過の適切な波長範囲、および、所望の透過範囲外を遮蔽する程度がシステムの適切な動作に重要である。このようなフィルタの仕様における他の問題の重要性（フィルタ材料蛍光特性および反射防止膜の適切な使用）については理解されている。

【 0 0 8 5 】

図 1 1 ~ 図 1 4 は、蛍光 / 反射撮像モードで動作する蛍光内視鏡ビデオシステムにおいて使用するための好適なフィルタ特性を示す。ここでは、組織の自己蛍光が励起し、撮像され、かつ、基準反射光が反射され、撮像されている。蛍光内視鏡ビデオシステムの可能な構成がいくつかある。このシステムは、赤色反射または青色反射のいずれかを伴う緑色蛍光、および、緑色反射、青色反射または近赤外反射のいずれかを伴う赤色蛍光を含む蛍光 / 反射撮像モードで動作する。利用される特定の構成は、対象となる臨床器官およびアプリケーションに依存する。次に、これら 4 つの構成のそれぞれについて、フィルタ特性を説明する。

【 0 0 8 6 】

図 1 1 A ~ 図 1 1 D は、緑色蛍光および赤色反射の撮像モードの場合のフィルタによって透過された光の好適な成分を示す。図 1 1 A は、青色励起光および赤色基準光を生成するために用いられる光源フィルタ（例えば、フィルタ 7 6 B）によって透過される光の成分を示す。このフィルタは、370 ~ 460 nm の青色波長範囲の光、または、この波長範囲の任意の集合を透過させる。このフィルタはまた、590 ~ 750 nm の赤色波長範囲の光、または、この波長範囲の任意の集合を透過させる。赤色波長範囲で透過された光（またはその範囲の集合）は、青色波長範囲で透過される光の適切な部分光となるように、システム設計の一部として調整される。この部分光は、十分な蛍光励起状態を維持しつつ、同時に、色画像センサに投影された反射基準光の強度をセンサの要件に一致させるための必要性を満たすように選択される。このフィルタによって透過された光のうち 0 . 0 0 1 % 未満の光が、480 ~ 570 nm の緑色波長範囲である（その他、この範囲の所望の集合はいずれも、以下で説明される緑色蛍光フィルタの透過範囲として特定される）。

【 0 0 8 7 】

図 1 1 B は、緑色蛍光画像を撮像するための、カメラフィルタ（例えば、スペクトルフィルタ 1 1 8）によって透過された光の成分を示す。この構成では、フィルタは、青色励起光および赤色反射光を遮蔽し、480 ~ 570 nm の波長範囲の緑色蛍光またはこの波長範囲の任意の集合を透過させる。蛍光内視鏡ビデオシステムに上述の光源フィルタ 7 6 B および以下に説明する二色性ミラーとともにこのフィルタを用いた場合、フィルタ特性は、480 ~ 570 nm の波長範囲外である任意の光（または、この波長範囲の任意の所望の集合）による、フィルタを透過した光への寄与がわずか 0 . 1 % となるようになる。

【 0 0 8 8 】

図 1 1 C は、赤色反射画像を撮像するための、カメラフィルタ（例えば、スペクトルフィルタ 1 1 9）によって透過された光の成分を示す。この構成では、フィルタは、青色励起光および緑色蛍光を遮蔽し、590 ~ 750 nm の波長範囲の赤色反射光またはこの波長範囲の任意の所望の集合を透過させる。蛍光内視鏡ビデオシステムに上述の光源フィルタ 7 6 B および以下に説明する二色性ミラーとともにこのフィルタを用いた場合、フィルタ特性は、590 ~ 750 nm の波長範囲外である任意の光（または、この波長範囲の任意の所望の集合）による、フィルタを透過した光への寄与がわずか 0 . 1 % となるようになる。基準画像センサが、カラー CCD のような色画像センサである場合、センサと一体化されたカラーフィルタからさらなるフィルタリングを得ることができる。（590 ~ 750 nm の波長範囲、または、この波長範囲の任意の所望の集合における）帯域透過特性は、上述した光源フィルタの特性と組み合わせて、色画像センサに投影される反射基準光の強度をセンサの要件に一致させるための必要性によって決定される。

【 0 0 8 9 】

図 1 1 D は、二色性スプリッタおよびフィルタアセンブリ 1 2 0 に用いられ得る種類の二色性ミラーによって透過された光の成分を示す。二色性ミラーは、好ましくは、570

～590nmの範囲の半波高透過率を有する。その二色性ミラーは、短波長を反射し、長波長を透過し得るか（長パス）、または、短波長を透過し、長波長を反射し得る（短パス）。上述したように、二色性スプリッタおよびフィルタアセンブリは、図11Bおよび図11Cに示されるフィルタを組み込み得る。

【0090】

図12A～図12Dは、緑色蛍光および青色反射光の撮像モードの場合のフィルタによって透過された光の好適な成分を示す。図12Aは、励起光を生成するために用いられる光源フィルタ（例えば、上述のフィルタ76B）によって透過される光の成分を示す。青色反射光を利用する蛍光／反射撮像モードの場合、撮像された反射光の波長は青色励起波長範囲内に含まれる。このフィルタは、370～460nmの波長範囲の光、または、この波長範囲の任意の集合を透過させるが、赤色波長範囲の任意の光を透過させることを要さない。このフィルタによって透過された光のうち0.001%未満の光が、480～570nmの緑色波長範囲である（その他、この範囲の所望の集合はいずれも、以下で説明される緑色蛍光フィルタの透過範囲として特定される）。

10

【0091】

図12Bは、緑色蛍光画像を撮像するための、カメラフィルタ（例えば、スペクトルフィルタ118）によって透過された光の成分を示す。このフィルタによって透過された光の成分は、図11Bで説明された光と同じ特性を有する。

【0092】

図12Cは、青色反射画像を撮像するための、カメラフィルタ（例えば、スペクトルフィルタ119）によって透過された光の成分を示す。この構成では、フィルタは、緑色蛍光を遮蔽し、370～460nmの波長範囲の青色反射光またはこの波長範囲の任意の所望の集合を透過させる。このフィルタの透過は、青色反射画像を変換するために用いられる画像センサの感度に依存して、多量の反射された青色光がセンサを全滅させないように、制限する必要がある。蛍光内視鏡ビデオシステムに上述の光源フィルタ76Bおよび以下に説明する二色性ミラーとともにこのフィルタを用いた場合、フィルタ特性は、370～460nmの波長範囲外である任意の光（または、この波長範囲の任意の所望の集合）による、フィルタを透過した光への寄与がわずかに0.1%となるようになる。基準画像センサが、カラーCCDのような色画像センサである場合、センサと一体化されたカラーフィルタから、反射された青色光のさらなるフィルタリングを得ることができる。

20

30

【0093】

図12Dは、二色性スプリッタおよびフィルタアセンブリ120に用いられ得る種類の二色性ミラーによって透過された光の成分を示す。二色性ミラーは、好ましくは、460～480nmの範囲の半波高透過率を有する。その二色性ミラーは、短波長を反射し、長波長を透過し得るか（長パス）、または、短波長を透過し、長波長を反射し得る（短パス）。上述したように、二色性スプリッタおよびフィルタアセンブリは、図12Bおよび図12Cに示されるフィルタを組み込み得る。

【0094】

図13A～図13Dは、赤色蛍光および青色反射光の撮像モードの場合のフィルタによって透過された光の好適な成分を示す。図13Aは、青色励起光を生成するために用いられる光源フィルタ（例えば、フィルタ76B）によって透過される光の成分を示す。このフィルタは、370nm～460nmの波長範囲の光、または、この範囲である波長の任意の集合を透過させる。このフィルタによって透過された光のうち0.001%未満の光が、590～750nmの赤色蛍光撮像波長範囲である（その他、この範囲の所望の集合はいずれも、以下で説明される赤色蛍光フィルタの透過範囲として特定される）。

40

【0095】

図13Bは、赤色蛍光画像を撮像するための、カメラフィルタ（例えば、スペクトルフィルタ118）によって透過された光の成分を示す。この構成では、フィルタは、青色励起光を遮蔽し、590～750nmの波長範囲の赤色蛍光またはこの波長範囲の任意の集合を透過させる。蛍光内視鏡ビデオシステムに上述の光源フィルタ76Bおよび以下に説

50

明する二色性ミラーとともにこのフィルタを用いた場合、フィルタ特性は、590～750 nmの波長範囲外である任意の光（または、この波長範囲の任意の所望の集合）による、フィルタを透過した光への寄与がわずか0.1%となるようになる。

【0096】

図13Cは、青色蛍光像を撮像するカメラフィルタ（例えば、スペクトルフィルタ119）によって透過された光の成分を示す。このフィルタによって透過された光の成分は、図12Cで説明された光と同じ特徴を有する。

【0097】

図13Dは、赤色蛍光と青色反射光とを分離する二色性スプリッタおよびフィルタアセンブリ120に用いられ得る種類の二色性ミラーによって透過された光の成分を示す。二色性ミラーは、好ましくは、460～590 nmの範囲の半波高透過率を有する。その二色性ミラーは、短波長を反射し、長波長を透過し得るか（長パス）、または、短波長を透過し、長波長を反射し得る（短パス）。上述したように、二色性スプリッタおよびフィルタアセンブリは、図13Bおよび図13Cに示されるフィルタを組み込み得る。

【0098】

図14A～図14Dは、赤色蛍光および緑色反射光の撮像モードの場合のフィルタによって透過された光の好適な成分を示す。図14Aは、励起光を生成するために用いられる光源フィルタ（例えば、上述のフィルタ76B）によって透過される光の成分を示す。このフィルタは、370～460 nmの青色波長範囲の光、または、この波長範囲の任意の集合を透過させる。このフィルタはまた、480～570 nmの緑色波長範囲の光、または、この波長範囲の任意の集合を透過させる。緑色波長範囲で透過された光（またはその範囲の集合）は、青色波長範囲で透過される光の適切な部分光となるように、システム設計の一部として調整される。この部分光は、十分な蛍光励起状態を維持しつつ、同時に、色画像センサに投影された反射基準光の強度をセンサの要件に一致させるための必要性を満たすように選択される。このフィルタによって透過された光のうち0.001%未満の光が、590～750 nmの赤色波長範囲である（その他、この範囲の所望の集合はいずれも、以下で説明される赤色蛍光フィルタの透過範囲として特定される）。

【0099】

図14Bは、赤色蛍光画像を撮像するための、カメラフィルタ（例えば、スペクトルフィルタ118）によって透過された光の成分を示す。この構成では、フィルタは、青色励起光および緑色反射光を遮蔽し、590～750 nmの波長範囲の赤色蛍光またはこの波長範囲の任意の集合を透過させる。蛍光内視鏡ビデオシステムに上述の光源フィルタ76Bおよび以下に説明する二色性ミラーとともにこのフィルタを用いた場合、フィルタ特性は、590～750 nmの波長範囲外である任意の光（または、この波長範囲の任意の所望の集合）による、フィルタを透過した光への寄与がわずか0.1%となるようになる。

【0100】

図14Cは、緑色反射画像を撮像するための、カメラフィルタ（例えば、スペクトルフィルタ119）によって透過された光の成分を示す。この構成では、フィルタは、青色励起光および赤色蛍光を遮蔽し、480～570 nmの波長範囲の緑色反射光またはこの波長範囲の任意の所望の集合を透過させる。（480～570 nmの波長範囲、または、この波長範囲の任意の所望の集合における）帯域透過特性は、上述した光源フィルタの特性と組み合わせて、色画像センサに投影される反射基準光の強度をセンサの要件に一致させるための必要性によって決定される。蛍光内視鏡ビデオシステムに上述の光源フィルタ76Bおよび以下に説明する二色性ミラーとともにこのフィルタを用いた場合、フィルタ特性は、480～570 nmの波長範囲外である任意の光（または、この波長範囲の任意の所望の集合）による、フィルタを透過した光への寄与がわずか0.1%となるようになる。

【0101】

図14Dは、赤色蛍光と緑色反射光とを分離する二色性スプリッタおよびフィルタアセンブリ120に用いられ得る種類の二色性ミラーによって透過された光の成分を示す。こ

のフィルタによって透過された光の成分は、図 1 1 D で説明された光と同じ特徴を有する。

【 0 1 0 2 】

図 1 5 A ~ 図 1 5 D は、赤色蛍光および近赤外線反射撮像モードの場合のフィルタによって透過された光の好適な成分を示す。図 1 5 A は、励起光を生成するために用いられる光源フィルタ（例えば、上述のフィルタ 7 6 B ）によって透過される光の成分を示す。このフィルタは、370 ~ 460 nm の青色波長範囲の光、または、この波長範囲の任意の集合を透過させる。このフィルタはまた、700 ~ 850 nm の近赤外線波長範囲の光、または、この波長範囲の任意の集合を透過させる。近赤外線波長範囲で透過された光（またはその範囲の集合）は、青色波長範囲で透過される光の適切な部分光となり、十分な蛍光励起状態を維持しつつ、同時に、色画像センサに投影された反射基準光の強度をセンサの要件に一致させるための必要性を満たすように、システム設計の一部として調整される。このフィルタによって透過された光のうち 0 . 0 0 1 % 未満の光が、590 ~ 700 nm の赤色波長範囲である（その他、この範囲の所望の集合はいずれも、以下で説明される赤色蛍光フィルタの透過範囲として特定される）。

10

【 0 1 0 3 】

図 1 5 B は、赤色蛍光画像を撮像するための、カメラフィルタ（例えば、スペクトルフィルタ 1 1 8 ）によって透過された光の成分を示す。この構成では、フィルタは、青色励起光および近赤外線反射光を遮蔽し、590 ~ 700 nm の波長範囲の赤色蛍光またはこの波長範囲の任意の集合を透過させる。蛍光内視鏡ビデオシステムに上述の光源フィルタ 7 6 B および以下に説明する二色性ミラーとともにこのフィルタを用いた場合、フィルタ特性は、590 ~ 700 nm の波長範囲外である任意の光（または、この波長範囲の任意の所望の集合）による、フィルタを透過した光への寄与がわずか 0 . 1 % となるようになる。

20

【 0 1 0 4 】

図 1 5 C は、近赤外線反射画像を撮像するための、カメラフィルタ（例えば、スペクトルフィルタ 1 1 9 ）によって透過された光の成分を示す。この構成では、フィルタは、青色励起光および赤色蛍光を遮蔽し、700 ~ 850 nm の波長範囲の近赤外線反射光またはこの波長範囲の任意の所望の集合を透過させる。（700 ~ 850 nm の波長範囲、または、この波長範囲の任意の所望の集合における）帯域透過特性は、上述した光源フィルタの特性と組み合わせて、色画像センサに投影される反射基準光の強度をセンサの要件に一致させるための必要性によって決定される。蛍光内視鏡ビデオシステムに上述の光源フィルタ 7 6 B および以下に説明する二色性ミラーとともにこのフィルタを用いた場合、フィルタ特性は、700 ~ 850 nm の波長範囲外である任意の光（または、この波長範囲の任意の所望の集合）による、フィルタを透過した光への寄与がわずか 0 . 1 % となるようになる。

30

【 0 1 0 5 】

図 1 5 D は、赤色蛍光と近赤外線反射光とを分離する二色性スプリッタおよびフィルタアセンブリ 1 2 0 に用いられ得る種類の二色性ミラーによって透過された光の成分を示す。二色性ミラーは、好ましくは、690 ~ 710 nm の範囲の半波高透過率を有する。その二色性ミラーは、短波長を反射し、長波長を透過し得るか（長パス）、または、短波長を透過し、長波長を反射し得る（短パス）。上述したように、二色性スプリッタおよびフィルタアセンブリは、図 1 5 B および図 1 5 C に示されるフィルタを組み込み得る。

40

【 0 1 0 6 】

図 1 6 A ~ 1 6 D は、緑色蛍光および近赤外反射画像化モード（reflectance imaging mode）用のフィルタにより透過される光の好適な組成を図示する。図 1 6 A は、励起光を生成するために用いられる、上述のフィルタ 7 6 B 等の光源フィルタにより透過される光の組成を図示する。このフィルタは、370 ~ 460 nm の範囲の青色波長、または、この範囲の波長の任意のサブセットの光を透過する。このフィルタは、さらに、700 ~ 850 nm の範囲の近赤外波長、または、この範囲の波長の任意

50

のサブセットの光を透過する。近赤外波長範囲（または、この範囲のサブセット）で透過される光は、システム設計の部分として、青色波長範囲で透過される光の適切なフラクションになるように調整され、十分な蛍光励起（fluorescence excitation）を維持すること同時に、カラー画像センサ上に投影された反射基準光の強度をセンサの要求に適合させることが必要であり、これを満たす。このフィルタによって透過される光の0.001%未満が、480～570nmの範囲の緑色蛍光映像波長（またはこの範囲の所望のサブセットのいずれも、後述される赤色蛍光フィルタの透過範囲として規定される）である。

【0107】

図16Bは、特殊フィルタ118等のカメラフィルタにより透過される光の組成を示す。この構成において、フィルタは、青色励起光および近赤外反射光を阻止し、他方、480～570nmの波長範囲、または、この範囲の波長の任意のサブセットの緑色蛍光光を透過する。上述の光源フィルタ76Bおよび後述の2色性ミラーを有する蛍光内視鏡映像システムにおいて用いられる場合、フィルタ特性は、480～570nmの範囲外の波長の任意の光、または、この範囲の波長の任意の所望のサブセットが、フィルタによって透過される光の0.1%未満にすぎないというものである。

【0108】

図16Cは、近赤外反射画像を画像化するための、フィルタ119等のカメラフィルタによって透過される光の組成を示す。この構成において、フィルタは、青色励起光および緑色蛍光光を阻止し、他方、700～850nmの波長範囲、または、この範囲の波長の任意の所望のサブセットの近赤外反射光を透過する。（700～850nmの波長範囲、または、この範囲の波長の任意の所望のサブセットの）帯域内透過特性は、上述の光源フィルタの特性と組合せて、カラー画像センサ上に投影された反射基準光の強度をセンサの要求に適合させることが必要か否かによって決定される。上述の光源フィルタ76Bおよび後述の2色性ミラーを有する蛍光内視鏡映像システムにおいて用いられる場合、フィルタ特性は、700～800nmの波長範囲外の任意の光、またはこの範囲の波長の任意の所望のサブセットが、フィルタによって透過される光の0.1%未満にすぎないというものである。

【0109】

図16Dは、緑色蛍光および近赤外反射率を分割する2色性スプリッタおよびフィルタアセンブリ120において用いられ得るような2色性ミラーによって透過される光の組成を示す。2色ミラーは、好適には、590～660nmの範囲の半最大（half-maximum）の透過率を有する。これは、より短い波長を反射し、より長い波長を透過し得るか（ロングパス）、またはより短い波長を透過し、より長い波長を反射し得る（ショートパス）。上述のように、2色スプリッタおよびフィルタアセンブリは、図16Bおよび図16Cに示されるフィルタを組み込み得る。

【0110】

図17A～17Dは、励起および画像化される組織自己蛍光が2つのスペクトル帯域に分割される、蛍光/蛍光画像モードにて動作する蛍光内視鏡映像システムにおいて用いるフィルタによって透過される光の好適な組成を図示する。

【0111】

図17Aは、システム光源において励起を生成するために用いられる、フィルタ76C等のフィルタによって透過される光の組成を図示する。このフィルタは、370～460nmの波長範囲、または、この範囲の任意の波長の任意のサブセットの光を透過する。このフィルタによって透過される光の0.001%未満が、480～750nm（または、この範囲の所望のサブセットのいずれも、後述の1次フィルタおよび基準蛍光画像フィルタの規定透過率の範囲内である）の蛍光画像帯域内にある。

【0112】

図17Bは、1次蛍光画像を画像化するための、フィルタ118等のカメラフィルタによって透過される光の組成を示す。この構成において、フィルタは、励起光および赤色蛍

10

20

30

40

50

光を阻止し、他方、480～570 nmの波長範囲にて緑色蛍光光、または、この範囲の波長の任意のサブセットを透過する。上述の光源フィルタ76Cおよび後述の2色性ミラーを有する蛍光内視鏡映像システムにおいて用いられる場合、フィルタ特性は、480～570 nmの波長範囲外の任意の光、または、この範囲の波長の任意の所望のサブセットが、フィルタによって透過される光の0.1%未満にすぎないというものである。

【0113】

図17Cは、フィルタ119等の基準蛍光画像を画像化するカメラフィルタによって透過される光の組成を示す。この構成において、フィルタは、励起光および緑色蛍光光を阻止し、他方、590～750 nmの波長範囲の赤色蛍光光、または、この範囲の波長の任意のサブセットを透過する。上述の光源フィルタ76Cおよび後述の2色性ミラーを有する蛍光内視鏡映像システムにおいて用いられる場合、フィルタ特性は、590～750 nmの波長範囲外の任意の光、または、この範囲の任意の所望のサブセットが、フィルタによって透過される光の0.1%未満にすぎないというものである。

10

【0114】

図17Dは、2色性スプリッタおよびフィルタアセンブリ120において用いられ得るような2色性ミラーによって透過される光の組成を示す。2色性ミラーは、好適には、570～590 nmの範囲の半最大の透過率を有する。これは、より短い波長を反射し、より長い波長を透過し得るか（ロングパス）、または、より短い波長を透過し、より長い波長を反射し得る（ショートパス）。

【0115】

20

図18に、第5の実施形態に記載され、図10に示すようなカメラにおいて、青色光を遮蔽するために用いられるフィルタ118'によって伝送される光の組成を示す。フィルタは、480～750 nmの範囲内、または、この範囲内の光の波長の任意のサブセットで、光を伝送する。このフィルタによって伝送される光のうち、0.001%未満が、370～460 nmの蛍光励起帯内に含まれる（あるいは、所望のこの範囲内のサブセットが何であっても、上記の光源フィルタの特定の伝送範囲内に含まれる）。

【0116】

上記の実施形態に記載の蛍光内視鏡検査ビデオシステムは、内生組織蛍光の撮像に対して最適化されてきた。しかし、システムは、この用途に限定されず、光線力学的診断（PDD）用途にも用いられ得る。上述したように、PDD用途は、早期ガンの疑いがある組織に優先的に蓄積する光反応性薬物を利用する。このような薬物の有効なバージョンは、現在、開発段階にあるので、本発明は、このような薬物に対して最適化されたフィルタ特性を特定していない。しかし、光源およびカメラフィルタの適切な組合せを用いることによって、本明細書中に記載の蛍光/蛍光または蛍光/反射撮像モードのいずれかで動作している蛍光内視鏡検査ビデオシステムが、このような薬物からの蛍光を撮像するように用いられ得る。

30

【0117】

次に、一貫した撮像性能を維持する機能を含む蛍光内視鏡検査ビデオシステムのある局面を説明する。上述したように、蛍光内視鏡検査ビデオシステムの光信号応答は、較正を必要とする。この較正を確認し、維持する機能は、臨床上有効な性能にとって重要である。

40

【0118】

図19は、自己較正プロセスに関係する、関連システム部品のブロック図である。光源52からの光は、内視鏡60の照明ガイド54に供給され、既知の蛍光および反射特性を有する蛍光/反射ターゲット59に向けられる。撮像モードに依存して、ターゲット59からの蛍光および反射光は、カメラ100への内視鏡の画像ガイド56を通じて収集され、伝送される。カメラ100は、蛍光/反射または蛍光/蛍光モードで動作しているが、画像を、別々の電気信号に、スペクトル的に分割し、変換する。その後、電気信号は、画像プロセッサ/コントローラ64において、デジタル化される。画像プロセッサ/コントローラ64は、これらのデジタル化された画像信号の大きさを、画像グレーレベルで、定

50

量化する。空間的平均化および時間的平均化を用いることによって、信号応答の定量化された値における誤差は、1%未満に低減され得る。その後、画像プロセッサ/コントローラ64は、ターゲットの既知の特性を、定量化された信号応答と比較して、以前に記述したゲイン比を所望の定数値に調節する。この調節は、システムとともに用いられている異なる内視鏡の伝送特性におけるばらつき、およびシステムの信号応答の時間の経過とともに起きる変化などの要素に依存して、ターゲット59と画像プロセッサ/コントローラ64との間の信号経路における変形に関して補償する。このような自己較正は、ゲイン比が、蛍光画像において、早期ガンの疑いがある組織が、通常の組織とははっきり異なる色で見えるような値に設定されることを確実にする。この自己較正は、全ての内視鏡検査の前に実行され得る。

10

【0119】

この方法は、標準的なカメラシステムの色応答を調節するために用いられる現行の方法に類似するが、このような技術は、以前は、マルチスペクトル蛍光または蛍光/反射内視鏡には適用されていなかった。この方法は、光源からの光に対する、適切な既知の蛍光および反射応答を提供する基準ターゲット59を用いる。

【0120】

適切な蛍光および反射特性を有する任意の適切な物体が、基準ターゲットとして用いられ得る。例えば、このような基準ターゲット59は、蛍光染料および光散乱材料を液体に混合することによって作成され得る。用いられる液体は、光学窓を有する容器に封入された溶質（例えば、メタノール）であってもよいし、あるいは、硬化して固体を形成する液体（例えば、エポキシ）であってもよい。用いられる染料は、利用される液体に適切に溶解する必要がある。ターゲット59の蛍光スペクトルおよび輝度は、ターゲットに含まれる蛍光染料（単数または複数）の選択および濃度によって制御される。蛍光染料は、光源52によって放出される光が、特定の撮像モードに対応する、上記のカメラフィルタによって規定される、緑および/または赤の周波数帯の蛍光の光を励起するように選択される必要がある。蛍光染料は、経時的に安定し、著しい光退色を受けない必要がある。このような蛍光染料の1つとして、C o u m a r i n # 5 4 0 Aがある。ターゲットにおける蛍光染料の濃度は、放出された蛍光の光が、特定の臨床的に用いられるゲイン設定値で、または、その近傍で、中域信号振幅を生成するように選択される。

20

【0121】

ターゲットの反射特性は、ターゲットに加えられる散乱材料のタイプおよび濃度によって、制御される。散乱材料のタイプは、特定の蛍光/反射撮像モードに対応する、上記のカメラフィルタによって規定される周波数帯の反射光の反射率が良好になるように選択される。ターゲット内の散乱材料の濃度は、反射された基準光が、特定の臨床的に用いられるゲイン設定値で、または、その近傍で、中域信号振幅を生成するように選択される。

30

【0122】

適切な蛍光および反射特性を有する基準ターゲットが作成された後、これらの特性は、蛍光分光法および反射分光法を用いて、検証され、確認される。

【0123】

次に、通常の組織と早期ガンの疑いがある組織との間の、知覚された色における対照が、画像プロセッサ/コントローラ64においてデジタル化された画像信号に適用される対照強調アルゴリズムによって強調される、蛍光内視鏡検査ビデオシステムの他の局面を説明する。

40

【0124】

蛍光内視鏡検査ビデオ画像において、通常の組織と早期ガンの疑いがある組織との間の対照は、典型的には、対応する基準信号の低減に一致しない、疾病に関連する蛍光信号の低減の結果である。従って、このような画像領域は、画像の輝度の低減と色の変更との組合せによって特徴付けられる。このような比較的暗い画像領域において、障害の疑いがある部分と周りの通常の組織との色の差は、識別が困難であり得る。医師がこれらの微妙な色の変化を検出するときに役立つため、本発明は、通常の組織と早期ガンの疑いがある組

50

織との対照を強調する方法をも含む。この方法は、画像プロセッサ/コントローラ 64 によって、デジタル化された蛍光/反射（または蛍光/蛍光）画像信号に適用され、上記の蛍光内視鏡検査ビデオシステムの全ての実施形態において利用され得るソフトウェアアルゴリズムを含む。

【0125】

コントラスト増強方法は、ピクセル特性の関数として（おそらく、近傍のピクセル特性の関数として）、表示される蛍光ビデオ画像におけるピクセルの色および輝度を変化させる。アルゴリズムは、多数の要素からなる。第 1 に、アルゴリズムは、基準画像の輝度と蛍光画像の輝度との割合などの特性を判断することによって、ピクセルごとに画像を特徴付ける。アルゴリズムは、さらに、対象となるピクセルを含む領域内の色と関連する空間的な質感（*spatial texture*）などの他の特性によって、画像を特徴付け得る。第 2 のステップにおいて、アルゴリズムは、ピクセル特性値のテストを行う。このテストは、ピクセル特性値が特定の指定された範囲内にあるかどうかを判断する。最終的には、関数（その値はテストの結果による）が適用されて、ピクセル表示特性が変化させられる。この関数は、ピクセル（その特徴付けられた特性値は特定の範囲内にある）の特性を変化させる。これらのピクセルは、表示されるビデオ画像において、指定された範囲内にある特徴付けられた特性値を有さないピクセルからより簡単に区別されるように、その特性を変化させられる。早期癌に対応するピクセル特性値を選択するテストを選択することによって、通常組織と早期癌を示唆する組織との間のコントラストが増強され得る。

【0126】

全体のアルゴリズムについて、より詳細に説明する。第 1 のステップは、ピクセル特性を数量化することである。早期癌を有する組織領域からの蛍光において、典型的に、輝度が減少し、かつ、色が変化する場合、輝度および色は、このような領域を識別するために用いられ得るピクセル特性である。上記の実施形態において説明されたような二重画像感知システムにおいて、アルゴリズムは、蛍光画像の輝度、基準画像の輝度（反射率または蛍光）、またはこれらのいくつかの組み合わせを測定し得る。基準および蛍光画像が、蛍光スペクトルの異なる部分（波長バンド）において獲得されるため、ピクセルの色は、基準画像の輝度と蛍光画像の輝度との割合によって特徴付けられ得る。

【0127】

さらに、他のピクセル特性も、早期癌の疑いのある組織を特徴付けるために有用であり得る。色の空間的な質感は、このような特性であり得る。色の質感を特徴付ける 1 つの手段は、対象となるピクセルを含む規定の大きさの領域内のピクセルに関して、基準画像の輝度と蛍光画像の輝度との割合の平均および標準偏差を計算することである。この割合の標準偏差は、対象となるピクセルと関連し得る色の質感の尺度を提供する。色の質感を特徴付ける別の方法は、対象となるピクセルを含む規定の大きさの領域内の色の割合の二次元フーリエ変換を計算することである。他のピクセルまたは早期癌の疑いのある組織をユニークに特徴付けるピクセル近傍特性は、同様の技術を用いて数量化され得る。

【0128】

アルゴリズムにおける次のステップは、ピクセル特性の値のテストを行うことである。このようなテストは、一次元または多次元であり得る。例えば、このようなテストは、1 つのピクセル特性（例えば、基準画像輝度と蛍光画像輝度との割合が所定の範囲内にあるかどうか）の値のみに基づき得る、あるいは、いくつかのピクセル特性（例えば、この割合が所定の範囲内にあるかどうか、基準輝度が規定の範囲内にあるかどうか、および、色の質感が所定の範囲内にあるかどうか）の値の組み合わせに基づき得る。

【0129】

テストの後、テストの結果による関数が、ピクセルの特性に適用される。このような関数は、テストの結果に基づいて、1 つ以上のピクセル特性を変化させる。この関数は、表示されるビデオ画像の蛍光および基準の両方の画像構成要素に作用し得る、または、その一方にのみ作用し得る。この関数は、線形または非線形であり得る。

【0130】

上記のタイプの蛍光内視鏡検査システムのコントラスト増強アルゴリズムの3つの実施形態について説明する。

【0131】

蛍光内視鏡検査システムのコントラスト増強アルゴリズムの第1の実施形態は、図20によって最適に説明される。この図は、それぞれのピクセルの特性に適用されるテストおよび対応の関数を示す。この図の縦軸は、関数302（デジタル化された画像信号に適用されるべき相対利得）を表す。一次蛍光画像信号および基準（反射率または蛍光）信号に個別の利得が適用される。横軸は、ピクセル特性304の値を表す。この実施形態において、ピクセル特性304は、基準（反射率または蛍光）画像信号（輝度）と一次蛍光画像信号との割合である。

10

【0132】

図20に示す例において、一次蛍光画像信号に適用される利得は1つである。基準（反射率または蛍光）画像信号に適用される利得は、この割合が区切点306および308によって規定される範囲にある場合、増加する。図に示すように、基準（反射率または蛍光）画像信号に適用される利得関数は、区切点306まで一定値を有する。この利得は、次いで、区切点310まで線形に増加し、別の区切点312まで線形に続き、区切点308まで線形に減少し、その後一定であり続ける。横軸上の区切点の位置および全ての区切点における利得関数値は、蛍光内視鏡検査ビデオシステムのオペレータによって調整され得る。

【0133】

20

蛍光内視鏡検査ビデオシステムが上記のように適切に較正される場合、早期癌の疑いのある組織からの蛍光および反射率画像信号によって、特定の範囲内の割合値が一貫してかつユニークに生成されることが明らかである。オペレータは、この範囲の両極端に配置されるように、利得区切点306および308を選択し得、従って、早期癌の疑いのある組織に対応する割合値の全体の範囲にわたって、基準反射率（または蛍光）信号に利得を適用し得る。

【0134】

上述のとおり、処理された一次蛍光画像信号、および処理された基準（反射率または蛍光）信号は、単一の多重画像（single superimposed image）の異なる色成分としてカラービデオモニタ66に入力される。説明されたような基準（反射率または蛍光）信号に対して利得関数を選択的に適用することにより、基準信号は多重画像の色に対して大きく寄与し、通常組織の画素と早期癌の疑いがある組織の画素との間の色のコントラストが高まる。

30

【0135】

なお、図20に示す区分的線形関数が任意の類似した関数（必ずしも線形である必要はない）と置き換えられても、コントラストが比較できる程度に強調され得る。

【0136】

次に、コントラスト強調アルゴリズムの第2の実施形態を説明する。第1の実施形態との類似点は全て理解されるものと想定し、異なる点のみを説明する。

【0137】

40

蛍光内視鏡システム用のコントラスト強調アルゴリズムの第2の実施形態では、第1の実施形態で説明されたピクセル特性に影響を及ぼす、テストおよび関数に加えて、第2のさらなるテストおよび関数が適用される。さらなるテスト要素および関数を図21を用いて示す。図中の縦軸は、デジタル化された画像信号に適用される関数（相対利得322）を表わす。個別の利得関数が、一次蛍光画像信号、および基準（反射率または蛍光）信号に適用される。横軸は、一次蛍光画像信号の強度、または基準（反射率または蛍光）信号の強度、もしくはこれらの二次元的な組合せのいずれかである、ピクセル特性324の値を表わす。

【0138】

蛍光画像信号に適用される利得関数は1である。基準画像信号に適用される利得は、区

50

切り点 3 2 6 の上側から区切り点 3 3 0 へと線形に減少する。次いで、区切り点 3 3 0 を越えて、区切り点 3 2 8 へと線形に減少する。区切り点 3 2 8 を越えると、利得関数は一定である。本実施形態では、図 2 0 および図 2 1 の両方によって示される、テストおよび関数が順次適用され、その結果、2 つ以上の利得率のセットが適用される。最終的な結果として、2 つ以上の個別のテストに続いて適用される 2 つ以上の乗法因子によって、当該ピクセルの輝度値が修正される。本実施形態は、前述した多重パラメータテストの一例である。第 1 の実施形態と同様に、オペレータが、図 2 0 に示す利得率区切り点を選択し得る。オペレータはまた、利得率区切り点 3 2 6、3 2 8、および 3 3 0 を、それらに関連づけられた利得値とともに選択し得る。また、第 1 の実施形態で説明されたように、図 2 0 および図 2 1 に示す区分的線形関数が、任意の類似した関数（必ずしも線形である必要はない）により置き換えられる場合、比較できる程度にコントラストが強調され得る。

10

【 0 1 3 9 】

次に、コントラスト強調アルゴリズムの第 3 の実施形態を説明する。第 1 の実施形態との類似点は全て理解されるものと想定し、異なる点のみを説明する。

【 0 1 4 0 】

蛍光内視鏡システム用のコントラスト強調アルゴリズムの第 3 の実施形態は、第 1 の実施形態で用いられた線形利得関数が非線形関数と置き換えられることを除いて、第 1 の実施形態と同様である。図 2 2 は、各ピクセルの特性に適用されるテストを示す。この図は、縦軸が利得を表わす代わりに、中間パラメータ Q 3 4 0 を表わすことを除いて、図 2 0 と同様である。横軸は、ピクセル特性 3 0 4 の値を表わす。本実施形態では、ピクセル特性 3 0 4 は、所与の画素に関する、基準（反射率または蛍光）画像信号値と一次蛍光画像信号値の比率である。パラメータ Q は、各ピクセルに適用される利得を式 3 によって計算するために用いられる。

20

【 0 1 4 1 】

【 数 6 】

$$F(r_{in}) = \left(\frac{r_{in}}{r_{max}} \right)^{\frac{1}{Q}-1} \quad (3)$$

30

ここで、 $F(y_{in})$ は利得であり、 y_{in} は画像信号値であり、 y_{max} は最大可能画像信号値である。

【 0 1 4 2 】

本実施形態では、一次蛍光画像信号の Q の値は、全ての（基準画像信号値と蛍光画像信号の）比率の値に関して 1 である。結果として、上記の式から算出され、一次蛍光画像信号に適用される利得もまた 1 である。

【 0 1 4 3 】

基準画像信号の Q の値は、（基準画像信号値と蛍光画像信号の）比率が区切り点 3 0 6 および 3 0 8 によって規定される範囲内にあるときに増加する。図示するように、 Q の値は、区切り点 3 1 0 へと線形に増加し、続いて、別の区切り点 3 1 2 へと線形に増加し、区切り点 3 0 8 へと線形に減少し、それを超えると一定となるが、それ以前に、区切り点 3 0 2 までに一定の値を有する。横軸上の区切り点の位置、および全ての区切り点の利得率は、蛍光内視鏡ビデオシステムのオペレータにより調節され得る。

40

【 0 1 4 4 】

Q の値を用いて、利得関数が基準画像信号の各ピクセルごとに算出される。 Q の値が 1 よりも大きい場合、利得が適用されている基準画像信号の値は、 Q の値の増加とともに非線形に増加する。基準画像信号に適用される利得は、より小さな基準画像信号値に対してより大きくなる。このテストおよび関数の最終的な結果として、結果的に得られるコントラストの強調が、基準画像信号値と一次蛍光画像信号値の比率、および基準画像信号値の

50

両方に依存する。

【0145】

図22に示す区分的線形関数が任意の類似した関数(必ずしも線形である必要はない)と置き換えられる場合、比較できる程度にコントラストが強調され得る。

【0146】

本発明の好適な実施形態を示し説明したが、種々の変更が本発明の範囲から逸脱することなくなされ得ることが理解される。よって、本発明の範囲は、特許請求の範囲およびその等価物により判断されることを企図する。

【図面の簡単な説明】

【0147】

10

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

【図1B】図1Bは、本発明の実施形態による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は、本発明の別の局面によるマルチモードの光源のブロック図である。

【図3A】図3Aは、コリメーションおよび画像光学機器の適切な配置と共に、本発明によるカラー、蛍光/反射画像、および/または蛍光/蛍光画像を得ることができるカメラの好適な実施形態を示す。

【図3B】図3Bは、コリメーションおよび画像光学機器の適切な配置と共に、本発明によるカラー、蛍光/反射画像、および/または蛍光/蛍光画像を得ることができるカメラの好適な実施形態を示す。

20

【図3C】図3Cは、コリメーションおよび画像光学機器の適切な配置と共に、本発明によるカラー、蛍光/反射画像、および/または蛍光/蛍光画像を得ることができるカメラの好適な実施形態を示す。

【図4A】図4Aは、カメラの多くのビームスプリッターの配置を示す。

【図4B】図4Bは、カメラの多くのビームスプリッターの配置を示す。

【図4C】図4Cは、カメラの多くのビームスプリッターの配置を示す。

【図4D】図4Dは、カメラの多くのビームスプリッターの配置を示す。

【図4E】図4Eは、カメラの多くのビームスプリッターの配置を示す。

【図5】図5は、本発明によるカメラの第2の実施形態を示す。

30

【図6】図6は、本発明によるカメラの第3の実施形態を示す。

【図7A】図7Aは、スペクトルのスプリッターおよびフィルタアセンブリの配置を示す。

【図7B】図7Bは、スペクトルのスプリッターおよびフィルタアセンブリの配置を示す。

【図7C】図7Cは、スペクトルのスプリッターおよびフィルタアセンブリの配置を示す。

【図7D】図7Dは、スペクトルのスプリッターおよびフィルタアセンブリの配置を示す。

【図8】図8は、本発明によるカメラの第4の実施形態を示す。

40

【図9A】図9Aは、同じ画像プレートに画像を伝搬し得るスペクトルのスプリッターおよびフィルタリングの例を示す。

【図9B】図9Bは、同じ画像プレートに画像を伝搬し得るスペクトルのスプリッターおよびフィルタリングの例を示す。

【図10】図10は、本発明によるカメラの第5の実施形態を示す。

【図11A】図11Aは、緑色蛍光および赤色反射光を用いる蛍光/反射画像のフィルタおよび二色性スプリッタの現在好適な伝搬特性を示すグラフである。

【図11B】図11Bは、緑色蛍光および赤色反射光を用いる蛍光/反射画像のフィルタおよび二色性スプリッタの現在好適な伝搬特性を示すグラフである。

【図11C】図11Cは、緑色蛍光および赤色反射光を用いる蛍光/反射画像のフィルタ

50

【図 17 D】図 17 D は、蛍光 / 蛍光画像で使用するフィルタおよび二色性スプリッタの

50

現在好適な伝搬特性を示すグラフである。

【図 1 8】図 1 8 は、内蔵選択的フィルタでカラー画像センサを使用する蛍光 / 反射画像または蛍光 / 蛍光画像の青色遮断フィルタの現在好適な伝搬特性を示すグラフである。

【図 1 9】図 1 9 は、本発明の別の局面による蛍光内視鏡ビデオシステムのカラー較正を実行するためのシステムのブロック図である。

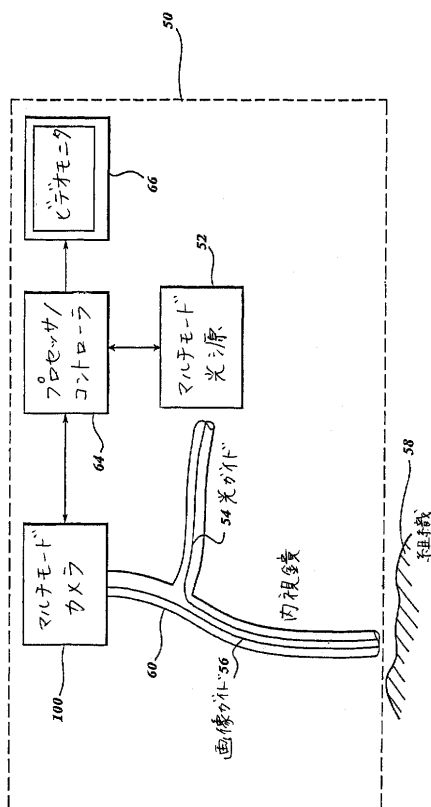
【図 2 0】図 2 0 は、本発明の別の局面による癌の可能性のある組織を強調するように使用され得るコントラスト増強テストおよび機能を示すグラフである。

【図 2 1】図 2 1 は、本発明の別の局面による癌の可能性のある組織を強調するように使用され得るコントラスト増強テストおよび機能を示すグラフである。

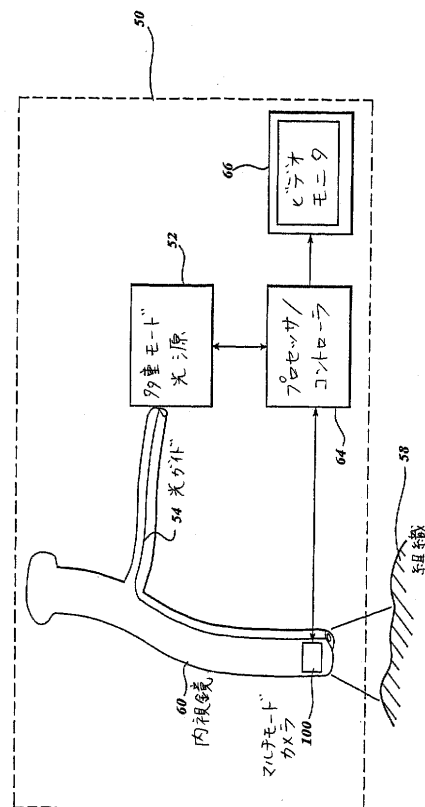
【図 2 2】図 2 2 は、本発明の別の局面による癌の可能性のある組織を強調するように使用され得るコントラスト増強テストおよび機能を示すグラフである。

10

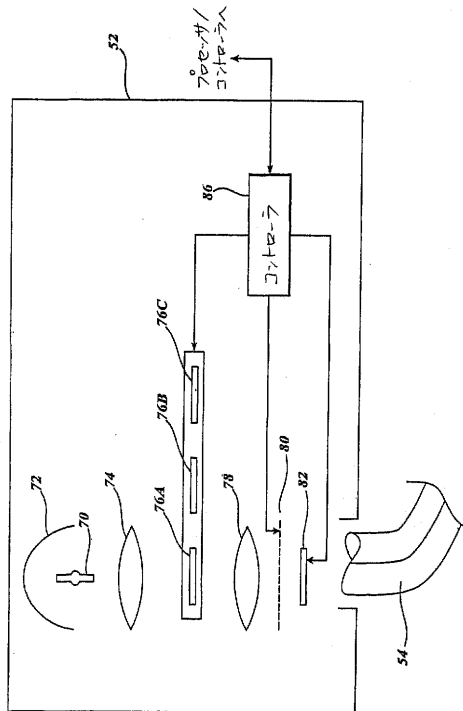
【図 1 A】



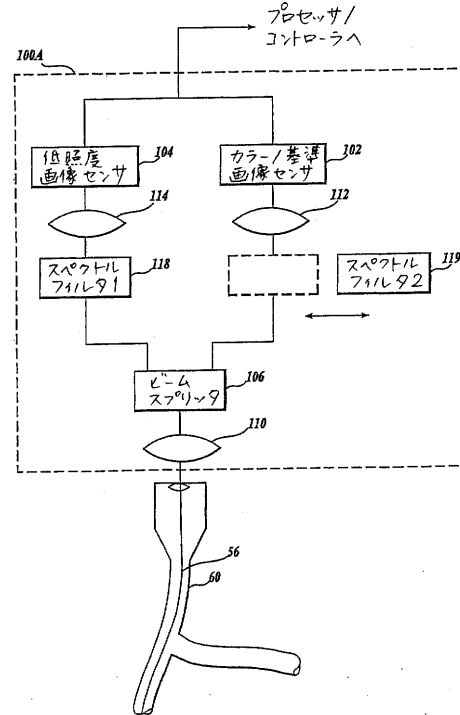
【図 1 B】



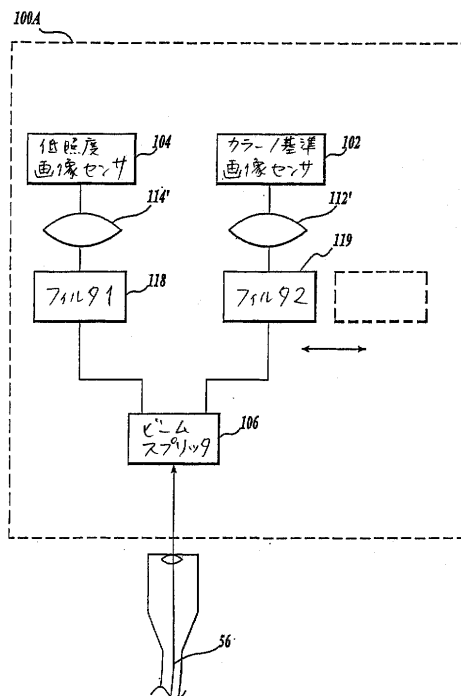
【図 2】



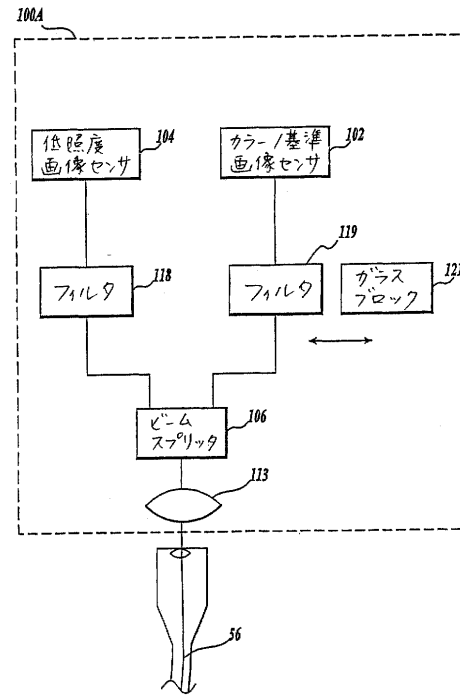
【図 3 A】



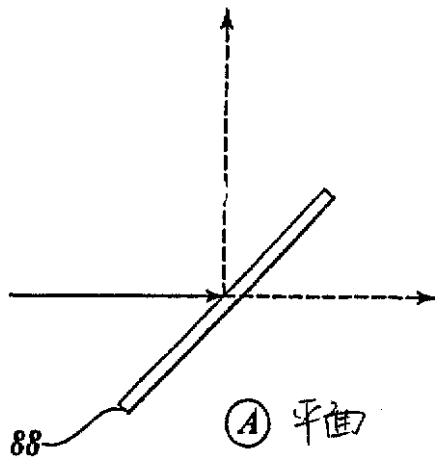
【図 3 B】



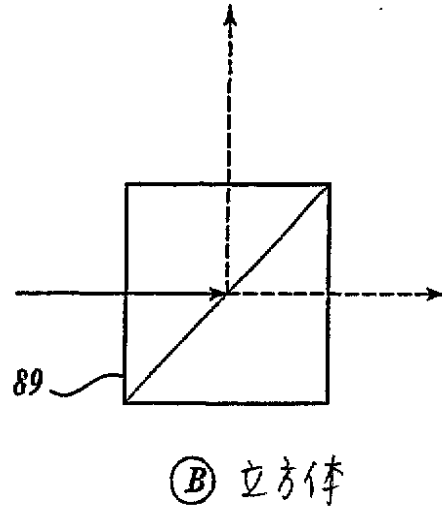
【図 3 C】



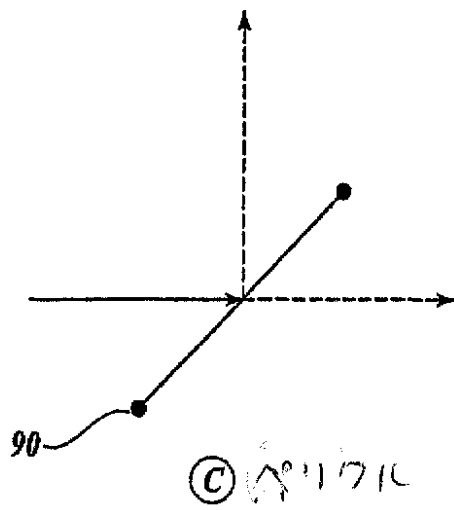
【図 4 A】



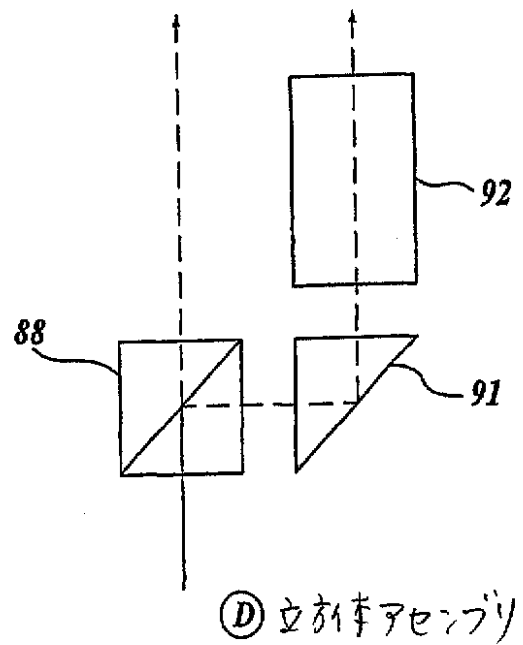
【図 4 B】



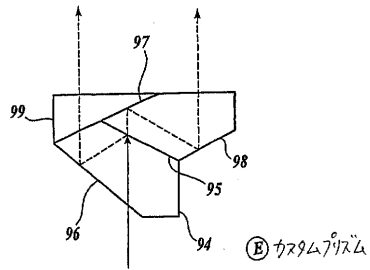
【図 4 C】



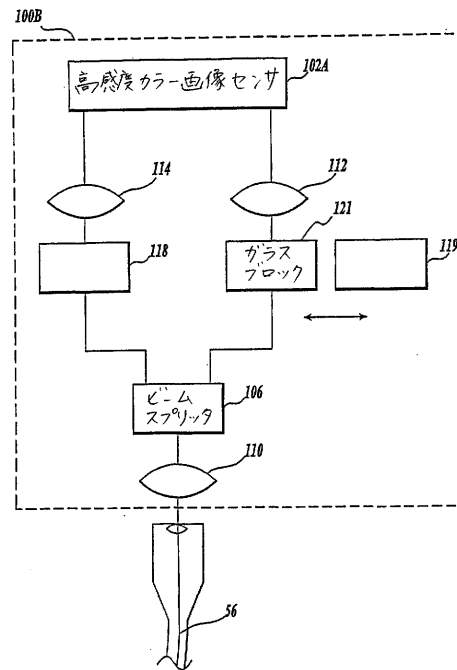
【図 4 D】



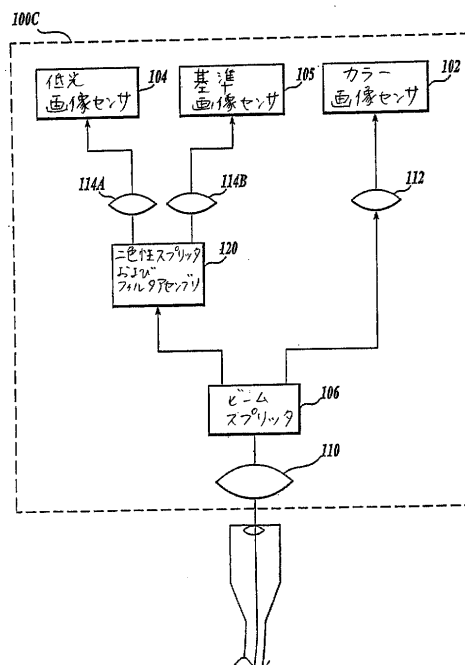
【図 4 E】



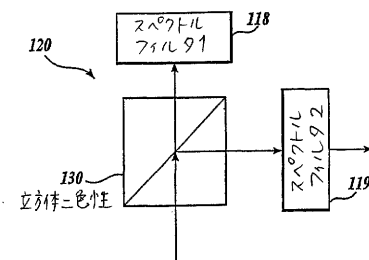
【図 5】



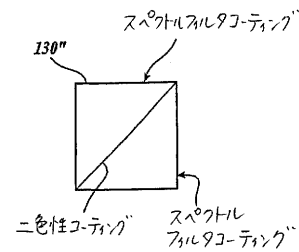
【図 6】



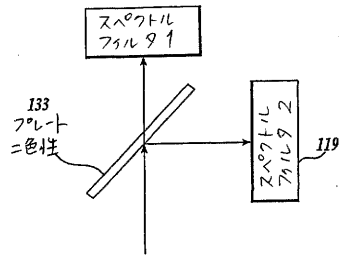
【図 7 A】



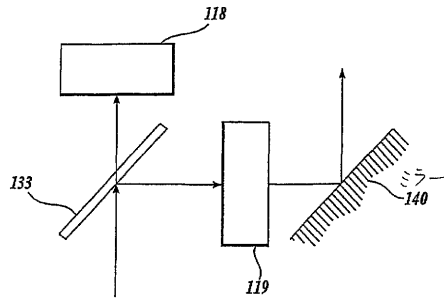
【図 7 B】



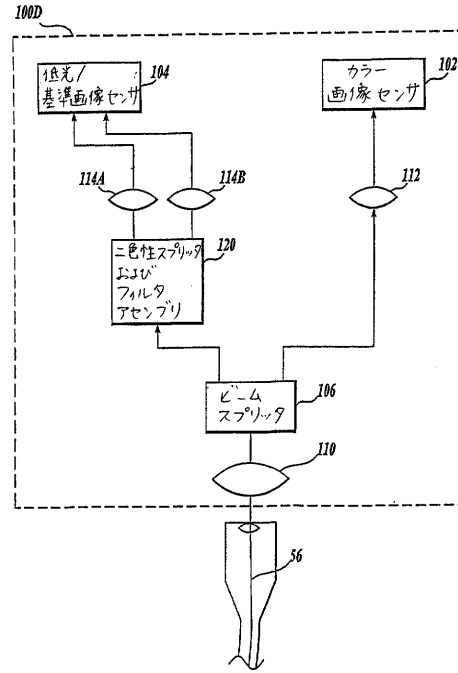
【図 7 C】



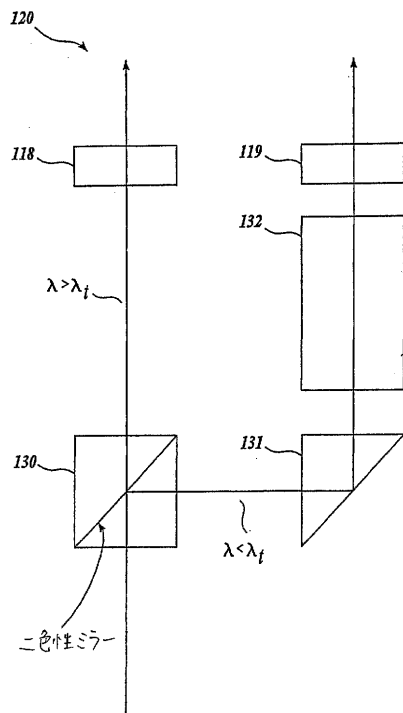
【図 7 D】



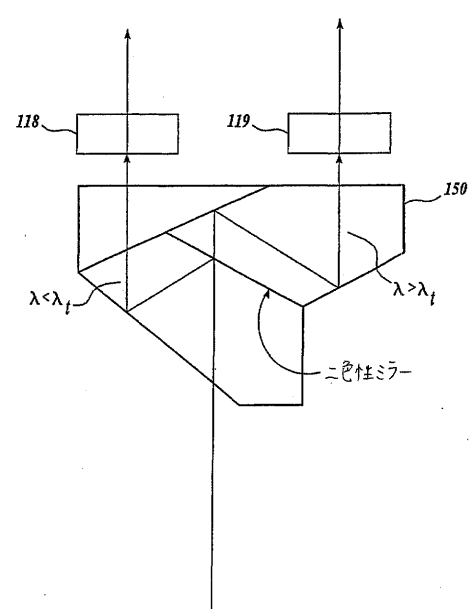
【図 8】



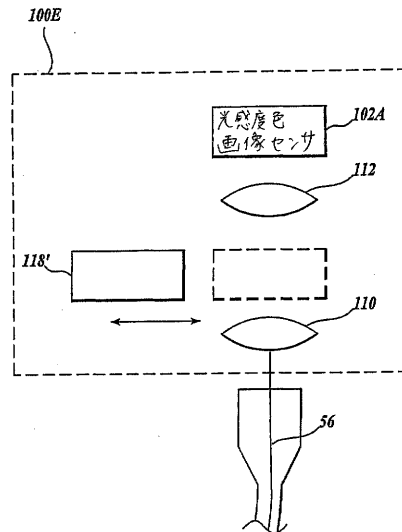
【図 9 A】



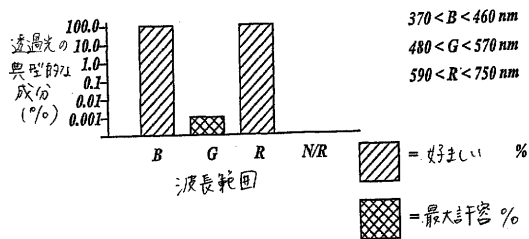
【図 9 B】



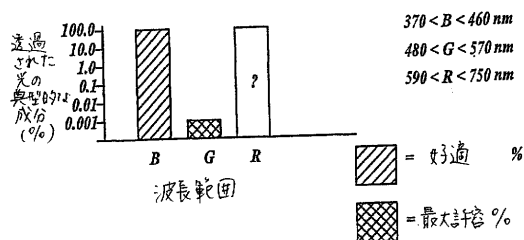
【図10】



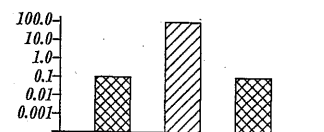
【図11A】



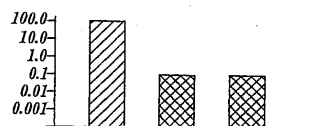
【図12A】



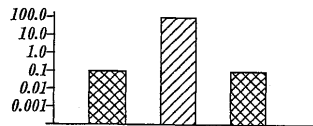
【図12B】



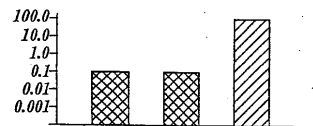
【図12C】



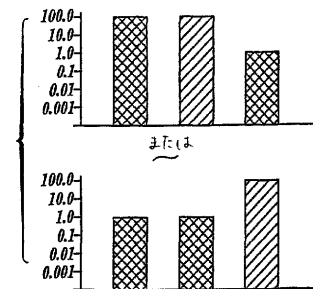
【図11B】



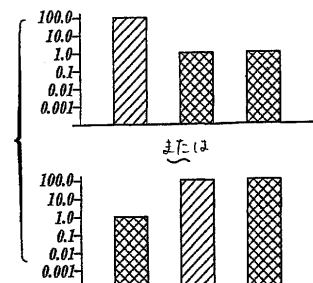
【図11C】



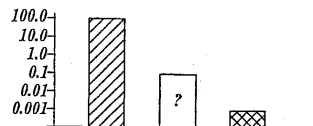
【図11D】



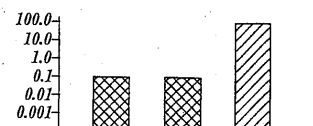
【図12D】



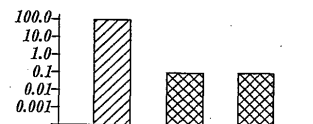
【図13A】



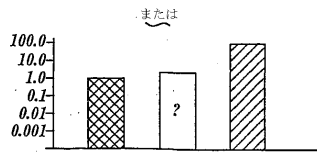
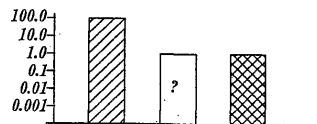
【図13B】



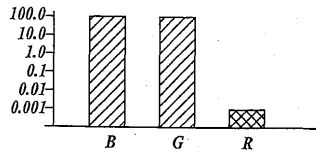
【図13C】



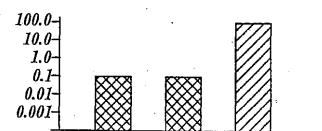
【図 13 D】



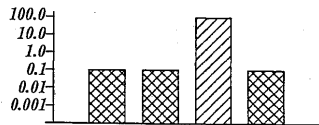
【図 14 A】



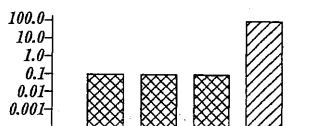
【図 14 B】



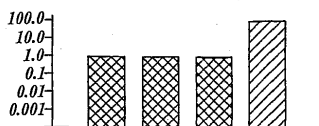
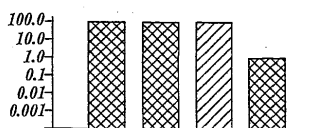
【図 15 B】



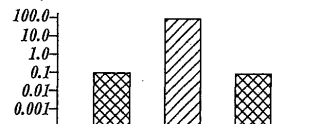
【図 15 C】



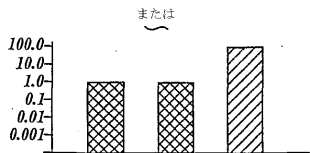
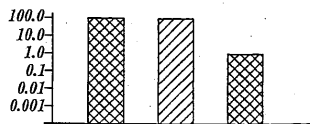
【図 15 D】



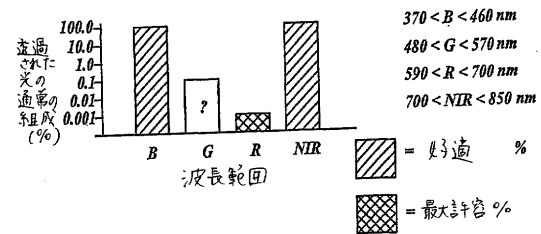
【図 14 C】



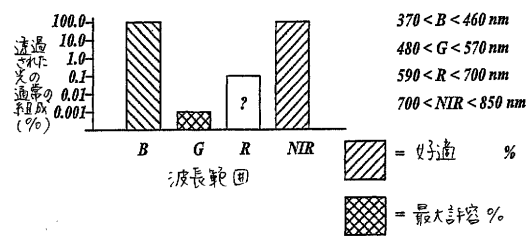
【図 14 D】



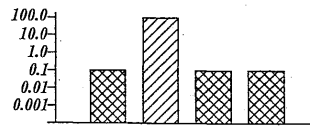
【図 15 A】



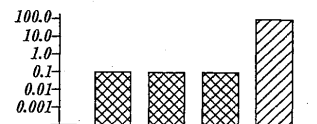
【図 16 A】



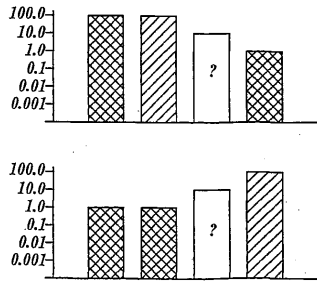
【図 16 B】



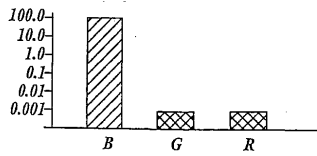
【図 16 C】



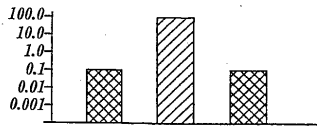
【図 16 D】



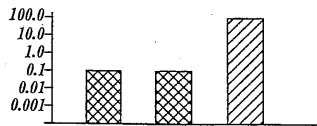
【図 17 A】



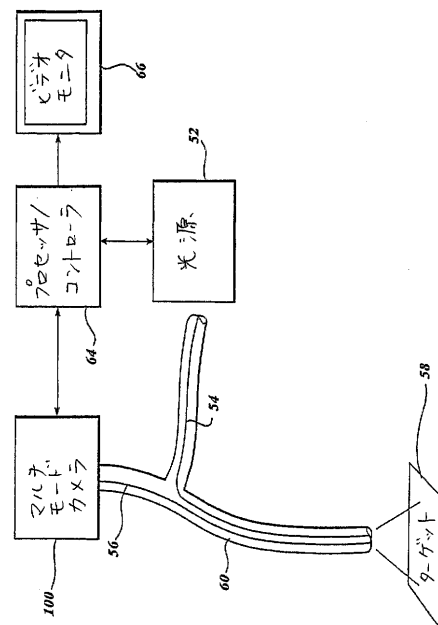
【図 17 B】



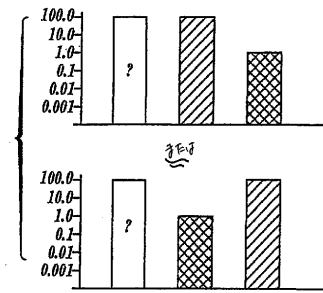
【図 17 C】



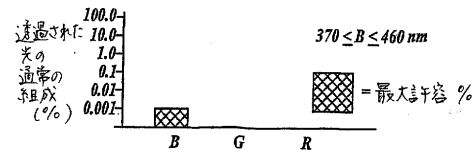
【図 19】



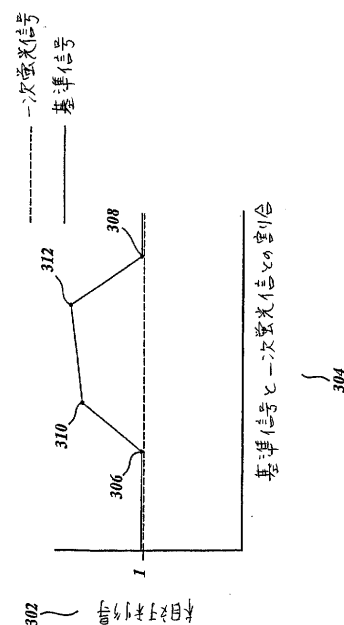
【図 17 D】



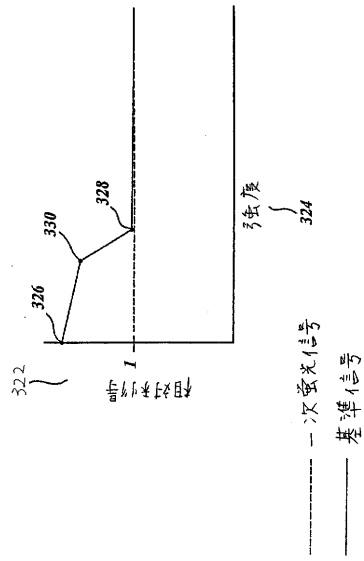
【図 18】



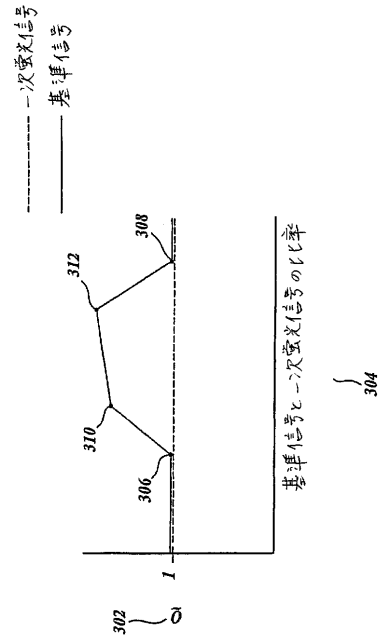
【図 20】



【図 2 1】



【図 2 2】



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 リチャード ダブリュー . クライン

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 ジョン ジェイ . フェングラー

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

(72)発明者 ヨアヒム ダブリュー . ボエム

カナダ国 ブイ7ジー 2エイチ3 ブリティッシュ コロンビア , ノース バンクーバー ,
ロックハイブン プレイス 4635

審査官 原 俊文

(56)参考文献 米国特許第05986271(US,A)

特開平10-014869(JP,A)

特開平10-165365(JP,A)

特開平11-332820(JP,A)

特表平10-500588(JP,A)

特開平09-294706(JP,A)

特表2002-512067(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 1/04

专利名称(译)	紧凑型荧光内窥镜成像系统		
公开(公告)号	JP5451956B2	公开(公告)日	2014-03-26
申请号	JP2004236194	申请日	2004-08-13
[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	リチャードダブリュークライン ジョンジェイフェングラー ヨアヒムダブリューボエム		
发明人	リチャード ダブリュー. クライン ジョン ジェイ. フェングラー ヨアヒム ダブリュー. ボエム		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 A61B1/06 A61B5/00 H04N7/18 H04N9/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00057 A61B1/00186 A61B1/041 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/051 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/2676 A61B5/0071 A61B5/0084 G16Z99/00 A61B1/06 A61B1/063 G01N21/6458		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.630 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.622 A61B1/045.630 A61B1/07.731 A61B1/07.735 H04N7/18.M		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/HH54 4C061/LL08 4C061/QQ04 4C061/RR14 4C061/WW08 4C061/WW17 4C161 /CC06 4C161/HH54 4C161/LL08 4C161/QQ04 4C161/RR14 4C161/SS06 4C161/WW08 4C161/WW17 5C054/CA01 5C054/CA04 5C054/CC07 5C054/HA12		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治		
优先权	09/615965 2000-07-14 US		
其他公开文献	JP2005046634A JP2005046634A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供使用与白色内窥镜相同的相机和光源获得彩色图像和荧光图像的设备。ZSOLUTION：荧光内窥镜视频系统包括一个多模光源，可为彩色和荧光成像模式产生光。来自光源的光通过内窥镜传输到观察下的组织。该系统还包括用于彩色和荧光成像的紧凑型相机。通过内窥镜获得的图像被光学分割并通过相机中的固定分束器投影到一个或多个图像传感器上。来自控制器的图像信号在系统处理器/控制器中处理，其中可以应用对比度增强功能。对比度增强功能增加了可疑早期癌症的正常组织和组织之间的颜色对比度。最后，该系统还包括校准特征，从而当与不同的内窥镜一起使用时可以保持系统性能。Z

$$\frac{K_{ICCD}}{K_{CCD}} = \frac{K_0 \cdot e^{-f_{ICCD}(G)}}{K_{60} \cdot A_{shutter} \cdot e^{-f_{CCD}(R)}} = const.$$