

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5637834号
(P5637834)

(45) 発行日 平成26年12月10日 (2014.12.10)

(24) 登録日 平成26年10月31日 (2014.10.31)

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

請求項の数 7 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2010-279288 (P2010-279288)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成22年12月15日 (2010.12.15)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2012-125395 (P2012-125395A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成24年7月5日 (2012.7.5)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成25年7月10日 (2013.7.10)		弁理士 渡辺 望穂
		(74) 代理人	100090217
			弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人	100152984
			弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080
			弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	加来 俊彦
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

青色の狭帯域光、緑色の帯域光および赤色の帯域光を照射する照射手段と、前記青色の狭帯域光、緑色の帯域光および赤色の帯域光の少なくとも1つの光量を独立して調整する光量調整手段とを有する光源装置、

前記光源装置が照射した光を伝搬して照射する照射手段と、観察部位の画像を青色、緑色および赤色に分光して測光する撮像素子とを有する内視鏡、

ならびに、前記内視鏡が撮影した画像を処理して、白色光で観察を行なった通常光観察画像、および、特定の狭帯域光で観察を行なった特殊光観察画像の少なくとも一方を生成する処理装置、を有し、

さらに、前記光量調整手段は、前記青色の狭帯域光の光量が緑色の帯域光の光量よりも高く、かつ、前記緑色の帯域光の光量が赤色の帯域光の光量よりも高くなるように、少なくとも1つの光の光量を調整することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

青色の狭帯域光、緑色の帯域光および赤色の帯域光を照射する照射手段と、前記青色の狭帯域光、緑色の帯域光および赤色の帯域光の少なくとも1つの光量を独立して調整する光量調整手段とを有する光源装置、

前記光源装置が照射した光を伝搬して照射する照射手段と、観察部位の画像を青色、緑色および赤色に分光して測光する撮像素子とを有する内視鏡、

ならびに、前記内視鏡が撮影した画像を処理して、白色光で観察を行なった通常光観察

画像、および、特定の狭帯域光で観察を行なった特殊光観察画像の少なくとも一方を生成する処理装置、を有し、

さらに、前記処理装置は、前記特殊光観察画像を生成する際には、前記内視鏡の撮像素子が撮影した青色画像を緑色画像で処理してなる補正青色画像、および、前記内視鏡の撮像素子が撮影した緑色画像を赤色画像で処理してなる補正緑色画像を用いて、前記特殊光観察画像を生成することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 3】

前記補正青色画像を得るための前記青色画像の処理に、さらに、前記赤色画像を用いる請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

青色の狭帯域光、緑色の帯域光および赤色の帯域光を照射する照射手段と、前記青色の狭帯域光、緑色の帯域光および赤色の帯域光の少なくとも 1 つの光量を独立して調整する光量調整手段とを有する光源装置、

前記光源装置が照射した光を伝搬して照射する照射手段と、観察部位の画像を青色、緑色および赤色に分光して測光する撮像素子とを有する内視鏡、

ならびに、前記内視鏡が撮影した画像を処理して、白色光で観察を行なった通常光観察画像、および、特定の狭帯域光で観察を行なった特殊光観察画像の少なくとも一方を生成する処理装置、を有し、

さらに、前記処理装置は、前記通常光観察画像を生成する際には、前記内視鏡の撮像素子が撮影した青色画像、緑色画像および赤色画像を、前記光量調整手段による各光の光量に応じてゲイン調整して、このゲイン調整済の青色画像、緑色画像および赤色画像を用いて、前記通常光観察画像を生成することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 5】

青色の狭帯域光、緑色の帯域光および赤色の帯域光を照射する照射手段と、前記青色の狭帯域光、緑色の帯域光および赤色の帯域光の少なくとも 1 つの光量を独立して調整する光量調整手段とを有する光源装置、

前記光源装置が照射した光を伝搬して照射する照射手段と、観察部位の画像を青色、緑色および赤色に分光して測光する撮像素子とを有する内視鏡、

前記内視鏡が撮影した画像を処理して、白色光で観察を行なった通常光観察画像、および、特定の狭帯域光で観察を行なった特殊光観察画像の少なくとも一方を生成する処理装置、

前記処理装置が生成した画像を表示する表示装置、

ならびに、前記表示装置における画像の表示モードの選択手段、を有し、

さらに、前記処理装置は、前記表示装置における画像表示を制御する制御手段を有し、

かつ、前記処理装置には、通常光観察画像のみを前記表示装置に表示する表示モード、特殊光観察画像のみを前記表示装置に表示する表示モード、通常光観察画像および特殊光観察画像の両者の全面を前記表示装置に表示する表示モード、通常光観察画像および特殊光観察画像の両者を表示して表示範囲を切り替え可能にする表示モード、ならびに、通常光観察画像および特殊光観察画像を切り替え表示する表示モードの少なくとも 2 つが設定されていることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 6】

前記緑色の帯域光が、狭帯域光である請求項 1 ～ 5 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記照射手段が、白色光を照射する光源と、前記光源が照射した白色光を第 1 ～ 第 3 の光に分離する分波器と、前記第 1 の光を青色の狭帯域光にする青色フィルタ、前記第 2 の光を緑色の帯域光にする緑色フィルタ、および、前記第 3 の光を赤色の帯域光にする赤色フィルタとを有する請求項 1 ～ 6 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

20

30

40

50

本発明は、白色光による通常光観察と特定の狭帯域光による特殊光観察との、両方を行なうことができる内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、特定の狭い波長帯域光（狭帯域光）を観察光として生体の粘膜組織に照射し、生体組織の所望の深さの組織情報を得る、いわゆる特殊光観察を行うことができる内視鏡装置が活用されている。

この特殊光観察によれば、粘膜層或いは粘膜下層に発生する新生血管の表層微細構造、病変部の強調等、通常の観察像では得られない生体情報を簡単に可視化できる。例えば、観察対象が癌病変部である場合、表層組織の観察に適した青色（B）の狭帯域光と中層組織及び表層組織の観察に適した緑色（G）の狭帯域光とを粘膜組織に照射することにより、組織表層の微細血管や微細構造の状態がより詳細に観察できるため、病変部をより正確に診断することができる。

【0003】

通常光観察および特殊光観察の機能を有する内視鏡装置として、特許文献1や特許文献2に示されるような、白色光を照射する光源と、白色光を赤（R）光にするRフィルタ、同G光にするGフィルタ、および、同B光にするBフィルタを有する回転フィルタとを有する光源装置、ならびに、入射光を分光せずに測定する撮像素子で画像を撮影する内視鏡を用いる、いわゆる面順次で画像を撮影する内視鏡装置が知られている。

【0004】

この内視鏡装置では、光源装置において、回転フィルタを回転することにより、各色のフィルタを、順次、光路に挿入することで、R光、G光およびB光を生成して、各色の光を観察光として、順次、内視鏡に供給する。

内視鏡では、光源装置から供給された観察光（R光、G光およびB光）を伝搬して、先端部（スコープ部）から観察部位に照射し、観察部位のR画像、G画像およびB画像を、順次、撮像素子で撮影（R、GおよびBの光を面順次で測光（撮影））する。これにより、内視鏡によって、観察部位をR、GおよびBの各色成分に分解して、カラー画像を得ることができる。

【0005】

ここで、この内視鏡装置では、光源装置の回転フィルタが、回転軸に対して内周側と外周側の二重構造になっている。

外周側は、隣接する各色の波長領域が互いに重なる（オーバーラップする）、自然な色再現が可能な分光特性を有する、一般的な帯域の光を生成するRフィルタ、Gフィルタ、およびBフィルタが、回転方向に配列されている、第1のフィルタ組となっている。

他方、内周側は、各色の波長領域が互いに離間する、離散的な狭帯域の分光特性を有する、狭帯域の光を生成するRフィルタ、Gフィルタ、およびBフィルタが、回転方向に配列されている、第2のフィルタ組となっている。

【0006】

従って、この内視鏡装置では、通常光観察を行なう場合には、回転フィルタの第1のフィルタ組を光路に作用させて、R、GおよびB光の色順次による白色光での撮影を行う。

また、特殊光観察を行なう場合には、回転フィルタの回転軸を移動して、回転フィルタの第2のフィルタ組を光路に作用させて、狭帯域光での撮影を行なう。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特許第3559755号公報

【特許文献2】特許第3607857号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

10

20

30

40

50

上述の内視鏡装置によれば、1つの内視鏡装置によって、通常光観察と特殊光観察との、両方を行なうことができる。

【0009】

ここで、内視鏡を用いる診断では、内視鏡先端部を生体内に深く挿入した後、内視鏡を引き抜きながら、通常光による観察を行い（通常光によるスクリーニングを行ないつつ）、病変部と疑われる部位が見つかった時点で、通常光観察から特殊光観察に切り換えて、より詳細な観察を行なう事が、多々、行なわれている。

ところが、前述のような、回転型のフィルタに限らず、フィルタの切り替えによって通常光観察と特殊光観察との切り替えを行なう装置では、フィルタを切り替えるための時間が必要である（フィルタ切り替えのためのタイムラグが生じる）。そのため、観察の切り替え時には、その間、医師は、状態を維持して待機している必要がある。

10

【0010】

また、通常光観察による画像と特殊光観察による画像との、比較観察を行いたい場合もあるが、フィルタの切り替えを行なう装置では、通常光観察画像と特殊光観察画像とを、同時に取得することはできない。

内視鏡を固定した状態でフィルタを切り換えることによって、同じ観察部位の通常光観察画像と特殊光観察画像とを取得することも、可能ではある。しかしながら、内視鏡を固定していても、前記タイムラグの間に被検者が動いてしまう場合も有り、この際には、観察対象が内視鏡の撮影領域外に移動（フレームアウト）してしまったり、ピントが外れてしまう場合も有る。

20

【0011】

このような不都合を避けるために、一連の画像を保存して、後に再生して見比べることも可能であるが、診断に時間および手間がかかってしまう。

【0012】

本発明の目的は、前記従来技術の問題点を解決することにより、一般的な内視鏡装置の構成を基本として、通常光観察と特殊光観察との切り替えのタイムラグを生じることなく、同時に、通常光観察画像と特殊光観察画像とを取得することができる内視鏡装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

30

前記目的を達成するために、本発明の内視鏡装置は、青色の狭帯域光、緑色の帯域光および赤色の帯域光を照射する照射手段と、前記青色の狭帯域光、緑色の帯域光および赤色の帯域光の少なくとも1つの光量を独立して調整する光量調整手段とを有する光源装置、前記光源装置が照射した光を伝搬して照射する照射手段と、観察部位の画像を青色、緑色および赤色に分光して測光する撮像素子とを有する内視鏡、ならびに、前記内視鏡が撮影した画像を処理して、白色光で観察を行なった通常光観察画像、および、特定の狭帯域光で観察を行なった特殊光観察画像の少なくとも一方を生成する処理装置、を有することを特徴とする内視鏡装置を提供する。

ここで、前記緑色の帯域光が、狭帯域光であるのが好ましい。

また、前記照射手段が、白色光を照射する光源と、前記光源が照射した白色光を第1～第3の光に分離する分波器と、前記第1の光を青色の狭帯域光にする青色フィルタ、前記第2の光を緑色の帯域光にする緑色フィルタ、および、前記第3の光を赤色の帯域光にする赤色フィルタとを有するのが好ましい。

40

【0014】

このような本発明の内視鏡装置において、前記光量調整手段は、前記青色の狭帯域光の光量が緑色の帯域光の光量よりも高く、かつ、前記緑色の帯域光の光量が赤色の帯域光の光量よりも高くなるように、少なくとも1つの光の光量を調整するのが好ましい。

【0015】

また、前記処理装置は、前記内視鏡の撮像素子が撮影した青色画像および緑色画像から、前記特殊光観察画像を生成するのが好ましく、この際において、前記処理装置は、前記

50

青色画像を緑色画像で処理してなる補正青色画像、および、前記緑色画像を赤色画像で処理してなる補正緑色画像を用いて、前記特殊光観察画像を生成するのが好ましく、また、前記補正青色画像を得るための前記青色画像の処理に、さらに、前記赤色画像を用いてもよい。

また、前記処理装置は、前記内視鏡の撮像素子が撮影した青色画像、緑色画像および赤色画像から、前記通常光観察画像を生成するのが好ましく、この際において、前記処理装置は、前記内視鏡の撮像素子が撮影した青色画像、緑色画像および赤色画像を、前記光量調整手段による各光の光量に応じてゲイン調整して、このゲイン調整済の青色画像、緑色画像および赤色画像を用いて、前記通常光観察画像を生成するのが好ましい。

【0016】

10

さらに、前記処理装置が生成した画像を表示する表示装置を有するのが好ましい。

この際において、複数の前記表示装置を有し、少なくとも1つの前記表示装置に前記特殊光観察画像を表示し、他の少なくとも1つの前記表示装置に前記通常光観察画像を表示するのが好ましい。

また、前記処理装置は、前記表示装置における画像表示を制御する制御手段を有し、かつ、前記処理装置には、通常光観察画像のみを前記表示装置に表示する表示モード、特殊光観察画像のみを前記表示装置に表示する表示モード、通常光観察画像および特殊光観察画像の両者の全面を前記表示装置に表示する表示モード、通常光観察画像および特殊光観察画像の両者を表示して表示範囲を切り替え可能にする表示モード、ならびに、通常光観察画像および特殊光観察画像を切り替え表示する表示モードの少なくとも2つが設定されており、さらに、前記表示モードの選択手段を有するのが好ましい。

20

【発明の効果】

【0017】

本発明の内視鏡装置は、青色（B）の狭帯域光、緑色（G）の（狭）帯域光、および、赤色（R）の帯域光を観察光として用い、また、入射した光をB、GおよびRに分光して測光する撮像素子によって、撮影を行なう。

そのため、本発明によれば、撮像素子によるB光、G光およびR光の測定結果を用いることにより、擬似的な白色光による撮影を行なった場合の観察画像を得ることができ、すなわち、通常光観察画像を取得できる。また、撮像素子によるB光、G光およびR光の測定結果から、B光およびG光の測定結果を用いることにより、BおよびGの狭帯域光を用いた、特殊光撮影を行なった場合の観察画像を得ることができ、すなわち、特殊光観察画像を取得できる。

30

【0018】

従って、本発明の内視鏡装置によれば、1つの撮影画像から、切り替えのタイムラグを生じることなく、同時に、通常光観察画像と特殊光観察画像とを取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の内視鏡装置の一例を概念的に示す図である。

【図2】図1に示す内視鏡装置の構成を概念的に示す図である。

【図3】内視鏡の撮像素子のカラーフィルタ特性の一例を概念的に示す図である。

40

【図4】図1に示す内視鏡装置における信号処理系を概念的に示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、本発明の内視鏡装置について、添付の図面に示される好適実施例に基づいて詳細に説明する。

【0021】

図1に、本発明の内視鏡装置の一例の概略斜視図を示し、図2に、図1に示す内視鏡装置の構成を概念的に示す。

図示例の内視鏡装置10は、一例として、内視鏡12と、内視鏡12が撮影した画像の処理等を行なうプロセッサ装置14と、内視鏡12での観察（撮影）を行なうための観察

50

光（照明光）を供給する光源装置１６とを有して構成される。また、プロセッサ装置１４は、内視鏡が撮影した画像を表示する表示装置１８と、各種の指示等を入力するための入力装置２０とを有する（表示装置１８と入力装置２０とが接続される）。

なお、本発明の内視鏡装置１０は、さらに、内視鏡が撮影した画像をハードコピーとして出力するプリンタ（記録装置）を有してもよい。

【００２２】

図１に示すように、内視鏡１２は、ＣＣＤセンサ４８等の撮像素子を用いて、画像を光電的に撮影する、電子内視鏡である。この内視鏡１２は、通常の内視鏡と同様、挿入部２６と、操作部２８と、ユニバーサルコード３０と、コネクタ３２と、ビデオコネクタ３６とを有する。

10

内視鏡１２は、通常の観察時（診断時）には、ビデオコネクタ３６をプロセッサ装置１４の接続部１４ａに、コネクタ３２を光源装置１６の接続部１６ａに、それぞれ接続される。なお、コネクタ３２には、通常の内視鏡と同様、観察部位の吸引や送気を行なう吸引手段や送気手段、観察部位に水を噴射するための吸水手段等が接続される。

【００２３】

また、通常の内視鏡と同様、内視鏡１２の挿入部２６は、基端側の長尺な軟性部３８と、ＣＣＤセンサ４８等が配置される先端のスコープ部（内視鏡先端部）４２と、軟性部３８とスコープ部４２との間の湾曲部（アングル部）４０とを有し、さらに、操作部２８には、湾曲部４０を湾曲させる、操作ノブ２８ａ等が設けられる。

【００２４】

20

図２に概念的に示すように、スコープ部４２には、撮影レンズ４６、ＣＣＤセンサ（撮像素子）４８、照明用レンズ５０、および、光ファイバ５２や、レンズ等を保護するためカバーガラス（図示省略）等が配置される。

【００２５】

なお、図示は省略するが、内視鏡１２には、鉗子等の各種の処置具を挿通するための鉗子チャンネルおよび鉗子口、吸引、送気、送水等を行うための送気／送水チャンネルおよび送気／送水口等も設けられる。

鉗子チャンネルは、湾曲部４０および軟性部３８を通して操作部２８に設けられる鉗子挿入口に連通し、送気／送水チャンネルは、湾曲部４０、軟性部３８、操作部２８、およびユニバーサルコード３０を通して、コネクタ３２の吸引手段、送気手段、送水手段との接続部に連通する。

30

【００２６】

光ファイバ５２は、湾曲部４０、軟性部３８、操作部２８、およびユニバーサルコード３０を通して、光源装置１６に接続されるコネクタ３２まで挿通されている。

後述する光源装置１６が照射する観察光は、コネクタ３２から光ファイバ５２に入射して、光ファイバ５２で伝搬されて、スコープ部４２において、光ファイバ５２の先端部から照明用レンズ５０に入射して、照明用レンズ５０によって観察部位に照射される。

【００２７】

また、観察光が照射された観察部位の画像は、撮影レンズ４６によってＣＣＤセンサ４８の受光面に結像される。

40

ここで、本発明において、内視鏡１２に用いられるＣＣＤセンサ４８は、各画素に、Ｂ（青）フィルタ、Ｇ（緑）フィルタ、および、Ｒ（赤）フィルタの何れかが設けられた、入射した光を、Ｂ光、Ｇ光、および、Ｒ光に分光して測光する、カラーのＣＣＤセンサである。言い換えれば、本発明の内視鏡装置１０における内視鏡１２で用いるＣＣＤセンサ４８は、入射した光を分光しないで、Ｂ光、Ｇ光およびＲ光を、順次、測定する、いわゆる面順次式のモノクロセンサではなく、入射した光をＢ光、Ｇ光およびＲ光に分光して同時に測光する、同時式のカラーセンサである。

【００２８】

なお、本発明において、撮像素子はＣＣＤセンサ４８に限定はされず、ＣＭＯＳイメージセンサ等、Ｂ光、Ｇ光およびＲ光を分光して同時に測光するカラーセンサであれば、各

50

種の撮像素子が利用可能である。

【0029】

C C Dセンサ48の出力信号は、信号線によって、スコープ部42から湾曲部40、軟性部38、操作部28、ユニバーサルコード30、およびコネクタ32を通してビデオコネクタ36に送られる。

【0030】

図示例においては、ビデオコネクタ36に、A F E (Analog Front End) 基板56が配置される。

A F E基板56には、一例として、相関二重サンプリング回路、アンプ（自動利得制御回路）、A/D変換器が配置される。C C Dセンサ48の出力信号は、A F E基板56において、相関二重サンプリングによるノイズ除去、アンプによる増幅を行なわれ。さらに、A/D変換器によってアナログ信号からデジタル信号に変換されて、デジタルの画像信号として、プロセッサ装置14（後述するD S P 76）に、出力される。

なお、本発明の内視鏡装置において、これらの処理は、ビデオコネクタ36ではなく、コネクタ32で行なってもよく、あるいは、プロセッサ装置14で行なってもよい。

【0031】

前述のように、内視鏡装置10において、内視鏡12のコネクタ32は、光源装置16の接続部16aに接続される。

光源装置16は、生体内での観察を行なうための観察光を内視鏡12に供給するものである。前述のように、光源装置16から内視鏡12に供給された観察光は、コネクタ32から光ファイバ52に入射して伝搬されて、スコープ部42において、光ファイバ52の先端部から照明用レンズ50によって観察部位に照射される。

【0032】

図2に概念的に示すように、内視鏡装置10において、光源装置16は、光源60と、分波器62と、Bファイバ64b、Gファイバ64gおよびRファイバ64rと、Bフィルタ68b、Gフィルタ68gおよびRフィルタ68rと、B光量調節器70b、G光量調節器70gおよびR光量調節器70rと、光量制御手段72と、合波器74と、光ファイバ75と、前述の接続部16aとを有する。

【0033】

光源60は、観察光となる光を照射する光源である。

本発明において、光源60は、キセノンランプや自然光L E D等、内視鏡装置等で利用されている白色光を照射可能な光源が、各種、利用可能である。

【0034】

光源60が照射した光は、分波器62によって3本に分波され、それぞれ、光ファイバであるBファイバ64b、Gファイバ64gおよびRファイバ64rに入射され、合波器74に向けて伝搬される。

分波器62は、公知の光分波器（光カプラ）である。

【0035】

分波器62から合波器74に至るBファイバ64bの途中には、Bフィルタ68bおよびB光量調節器70bが設けられる。また、分波器62から合波器74に至るGファイバ64gの途中には、Gフィルタ68gおよびG光量調節器70gが設けられる。さらに、分波器62から合波器74に至るRファイバ64rの途中には、Rフィルタ68rおよびR光量調節器70rが設けられる。

なお、各光ファイバと、各フィルタおよび光量調節器との間における光の入／出射は、公知の方法で行なえばよい。

【0036】

Bフィルタ68bは、光源60が照射し分波器62が分波して、Bファイバ64bによって伝搬される白色光を、Bの狭帯域光にするフィルタである。

Bの狭帯域光とは、波長範囲が狭いB光であって、例えば、波長が380～480nmの範囲に入る、帯域幅が75nm以下の光である。具体的には、内視鏡における、いわゆる

10

20

30

40

50

る特殊光観察で利用される各種のBの狭帯域光が例示され、より具体的には、波長が390～445nmの範囲に入る光、特に、波長が400±10nmで中心波長が405nmの光等が例示される。

【0037】

Gフィルタ68gは、光源60が照射し分波器62が分波して、Gファイバ64bによって伝搬される白色光を、Gの狭帯域光にするフィルタである。

Gの狭帯域光とは、波長範囲が狭いG光であって、例えば、波長が480～580nmの範囲に入る、帯域幅が75nm以下の光である。具体的には、内視鏡における、いわゆる特殊光観察で利用される各種のGの狭帯域光が例示され、より具体的には、波長が530～550nmの範囲に入る光等が例示される。

10

【0038】

Rフィルタ68rは、光源60が照射し分波器62が分波して、Rファイバ64rによって伝搬される白色光を、Rの帯域光にするフィルタである。

Rの帯域光とは、いわゆる赤色の光であって、例えば、波長が580～680nmの範囲に入る光である。具体的には、カラー内視鏡の撮影で分光される一般的なRの光である。

【0039】

なお、本発明においては、G光は図示例のような狭帯域光であるのが好ましいが、狭帯域光に限定はされず、Gの帯域光でもよい。また、R光も、前記B光やG光と同様のRの狭帯域光（波長範囲が75nm以下の光）であってもよい。

20

さらに、各光の分光分布は、B光、G光およびR光の各色の帯域間に間が有っても良く（各色が離散的でもよく）、あるいは、重なりが有っても良い。

【0040】

B光量調節器70b、G光量調節器70gおよびR光量調節器70rは、それぞれ、対応する光ファイバで伝搬されるBの狭帯域光、Gの狭帯域光、および、Rの帯域光の光量（光強度）を調整するものである。

B光量調節器70b、G光量調節器70gおよびR光量調節器70rには特に限定はなく、可変絞り、連続的もしくは断続的に濃度が変化する無彩色フィルタ等、公知の光量調節手段が、各種、利用可能である。

すなわち、本発明においては、Bの狭帯域光、Gの狭帯域光およびRの帯域光の光量を、少なくとも1つ、好ましくは全部、独立に調整可能であれば、各種の光量調整手段が利用可能である。

30

【0041】

B光量調節器70b、G光量調節器70gおよびR光量調節器70rにおける各光の光量調整は、光量制御手段72によって制御される。

光量制御手段72による光量調整には、特に限定はなく、各色フィルタの特性、光源60の特性、CCDセンサ（撮像素子）48の分光感度特性等に応じて、適宜、設定すればよい。例えば、Bの狭帯域光、Gの狭帯域光およびRの帯域光の光量が、全て同じになるように各光量調整機による光量調整を制御してもよい。

ここで、本発明においては、好ましくは、光量制御手段72は、Bの狭帯域光の光量がGの狭帯域光の光量よりも高く（B光>G光）、かつ、Gの狭帯域光の光量がRの帯域光の光量よりも高く（G光>R光）となるように、各光量調整手段による光量調整を制御する。

40

【0042】

前述のように、本発明の内視鏡装置10は、観察光として、Bの狭帯域光、Gの狭帯域光、および、Rの帯域光を用い、この3種の光を同時に観察部位に照射し、かつ、観察部位の画像を、入射光をB光、G光およびR光に分光して測光するCCDセンサ48によって、観察部位の画像を撮影する。

また、後に詳述するが、内視鏡装置10（プロセッサ装置14）は、内視鏡12のCCDセンサ48が撮影したB画像、G画像およびR画像を用いて、通常光観察画像を生成し

50

、さらに、CCDセンサ48が撮影したB画像およびG画像を用いて、特殊光観察画像を生成する。

【0043】

図3に概念的に示すように、CCDセンサ48は、多くの場合、B、GおよびRの各色のフィルタ特性（カラーフィルタ特性）により、B、GおよびRの各色の画素は、隣接する色の領域まで感度を有する。

すなわち、G画素には、Gの狭帯域光に加えてRの帯域光（もしくは、その一部）も入射して、測光される。また、B画素には、Bの狭帯域光に加えてGの狭帯域光（もしくは、その一部）も入射して、測光される。

【0044】

これに対して、Bの狭帯域光の光量をGの狭帯域光の光量よりも高くすることにより、CCDセンサ48のB画素に入射するBの狭帯域光およびGの狭帯域光において、Bの狭帯域光を支配的にすることができる。同様に、Gの狭帯域光の光量をRの帯域光の光量よりも高くすることにより、CCDセンサ48のG画素に入射するGの狭帯域光およびRの帯域光において、Gの狭帯域光を支配的にすることができる。

そのため、このような構成（B光>G光およびG光>R光）を有することにより、CCDセンサ48が読み取った画像から、適正に、通常光観察画像および特殊光観察画像を生成することが、可能になる。また、後述するプロセッサ装置14における演算に誤差が有る場合にも、その影響を軽減できる。

【0045】

なお、本発明において、Bの狭帯域光とGの狭帯域光との光量比、および、Gの狭帯域光とRの帯域光との光量比には、特に、限定はない。

すなわち、各色の光量比は、CCDセンサ48のカラーフィルタ特性（CCDセンサ48の分光感度特性）、光源装置16のB、GおよびRの各色フィルタの分光特性、光源60の分光特性等に応じて、前記目的を達成できるように、適宜、設定すればよい。

また、本発明において、光量調整手段は、Bの狭帯域光、Gの狭帯域光（帯域光）およびRの帯域光の全ての光の光量を調整可能であるのが好ましいが、少なくとも1つの光量を調整可能であれば、上記効果を得ることができる。

【0046】

本発明の内視鏡装置において、Bの狭帯域光、Gの狭帯域光、および、Rの帯域光を照射する照射手段は、図示例のような白色光を照射する光源60、分波器62、および、フィルタとからなるものに限定はされず、所望のBの狭帯域光、Gの（狭）帯域光およびRの帯域光を照射可能なものであれば、各種の構成の照射手段が利用可能である。

例えば、LED、LD、各種のレーザ光源等、Bの狭帯域光、Gの（狭）帯域光、および、Rの帯域光を照射可能（分光されている光を照射可能）な各種の光源を用いて、照射手段を構成してもよい。

この際において、各光の光量を、前述のようにB光>G光およびG光>R光とするのは、各光源の出力調整によって行なってもよく、図2に示すような光量調整手段を用いて行なってもよく、両者を併用してもよい。

【0047】

B光量調節器70b、G光量調節器70gおよびR光量調節器70rによって光量調整されたBの狭帯域光、Gの狭帯域光およびRの帯域光は、合波器74によって1本の光に合波され、光ファイバ75によって伝搬され、接続部16aに送られる。

光源装置16の接続部16aに供給された光は、内視鏡12のコネクタ32に供給され、コネクタ32から光ファイバ52に入射し、伝搬され、観察光として、内視鏡12のスコープ部42から観察部位に照射される。

合波器74は、複数本の光を1本に合波する公知の光合波器である。

【0048】

観察光が照射された観察部位の画像は、CCDセンサ48によって撮影される。CCDセンサ48が撮影した画像（CCDセンサ48の出力信号）は、前述のように、AFE基

10

20

30

40

50

板 5 6 によって A / D 変換等の処理を行なわれて、デジタルの画像信号（画像データ／画像情報）として、プロセッサ装置 1 6 に供給される。

プロセッサ装置 1 6 は、内視鏡装置 1 0 の全体的な制御を行なうと共に、内視鏡 1 2 から供給（出力）された画像信号に所定の処理を施して、内視鏡 1 2 が撮影した画像として表示装置 1 8 に表示するもので、画像信号の処理部 1 4 a、ならびに、プロセッサ装置 1 6 および内視鏡装置 1 0 の全体を制御する制御部 1 4 b を有する。

【0049】

図 4 に、プロセッサ装置 1 6 における画像信号の処理部 1 4 a を、ブロック図によって概念的に示す。

図 4 に示すように、処理部 1 4 a は、DSP 7 6 と、記憶部 7 8 と、通常光画像生成部 8 0 と、特殊光画像生成部 8 2 と、表示信号生成部 8 4 とを有する。

10

【0050】

プロセッサ装置 1 6 では、CCD センサ 4 8 によって撮影され、AFE 5 4 において処理された画像信号（B 画像信号、G 画像信号および R 画像信号）に、まず、DSP (Digital Signal Processor) 7 6 において、ガンマ補正、色補正処理等の所定の処理を施した後、記憶部（メモリ）7 8 に記憶する。

【0051】

画像信号が記憶部 7 8 に記憶されると、通常光画像生成部 8 0 が記憶部 7 8 から B、G および R の画像信号を読み出して、通常光観察画像を生成し、また、特殊光画像生成部 8 2 が、記憶部 7 8 から B および G の画像信号を読み出して、特殊光観察画像を生成する。

20

なお、予め入力装置 2 0 等によって、通常光観察画像のみの生成（表示）、あるいは、特殊光観察画像のみの生成を、指示されている場合には、生成を指示された画像生成部のみが、記憶部 7 8 から画像信号を読み出し、後述する処理を行なえばよい。

【0052】

前述のように、内視鏡装置 1 0 においては、光源装置 1 6 から供給された B の狭帯域光、G の狭帯域光および R の帯域光を、観察光として同時に観察部位に照射する。また、入射光を B 光、G 光および R 光に分光して測光する CCD センサ 4 8 によって、観察部位の画像を撮影する。

すなわち、本発明の内視鏡装置 1 0 においては、狭帯域の B 光、狭帯域の G 光および R の帯域光を混合してなる、擬似的な白色光を観察光として用い、入射光の B 光、G 光および R 光（各色の光成分）を同時に測光するカラーの CCD センサ 4 8 によって、観察部位の撮影を行なっている。

30

【0053】

従って、CCD センサ 4 8 が測光した B 画像信号、G 画像信号および R 画像信号を用いて、表示用画像を生成することにより、白色光すなわち通常光を観察光として用いた、通常光観察の画像を生成することができる。

また、観察光の B 光および G 光は、共に、その色の狭帯域光である。従って、CCD センサ 4 8 が測光した B 画像信号および G 画像信号を用いて、表示用画像を生成することにより、B の狭帯域光および G の狭帯域光を観察光として用いた、特殊光観察（狭帯域光観察）の画像を生成することができる。なお、前述のように、G 光は、狭帯域光に限定はされず、G の帯域光でも、特殊光観察画像の生成は、可能である。

40

すなわち、本発明の内視鏡装置によれば、一般的な内視鏡装置（内視鏡システム）の構成を基本として、通常光観察と特殊光観察との切り替えのタイムラグを生じることなく、1 つの撮影画像から、同時に、通常光観察画像と特殊光観察画像とを得ることができる。

【0054】

通常光画像生成部 8 0 は、ゲイン調整部 8 0 a および画像処理部 8 0 b を有する。

ゲイン調整部 8 0 a は、好ましい態様として、記憶部 7 8 から読み出した B、G および R の画像信号のゲイン調整を行い、通常の白色光による観察と同様の画像信号とするものである。

【0055】

50

前述のように、光源装置 16 が照射する観察光は、B の狭帯域光が G の狭帯域光よりも光量が多く、G の狭帯域光が R の帯域光よりも光量が多い。すなわち、観察部位に照射される観察光は、光量が $B > G > R$ となっている。

ゲイン調整部 80a は、B、G および R の画像信号のゲイン調整、例えば、G および R の画像信号の増幅処理や、B および G の画像信号の減縮処理を行なうことにより、画像信号を、B、G および R の光量が等しい白色の観察光で撮影を行なった場合と、同様の画像信号にするものである。

【0056】

ゲイン調整の方法には、特に限定はなく、観察光の B、G および R の光量差を相殺して、画像信号（CCD センサ 48 が撮影した画像）を、B、G および R の光量が均一な観察光で撮影を行なった場合と同様の画像信号にできる方法であれば、各種の方法が利用可能である。

10

一例として、B と G の光量差（光量比）および G と R の光量差に応じて、各光の光量差を相殺するように作成した補正係数を、各画像信号に乗算あるいは加算、もしくは、除算あるいは減算する方法が例示される。また、B と G の光量差および G と R の光量差に応じて、各光の光量差を相殺するように作成した LUT を用いて、各画像信号を処理する方法も利用可能である。

【0057】

画像処理部 80b は、ゲイン調整を施した画像信号に、 3×3 のマトリクス処理、階調変換処理、3 次元 LUT 処理などによる色変換処理；画面内の血管と粘膜との色味の差をつけて血管を見易くなるように、画像の平均的な色味よりも血管と粘膜との色味の差をつける方向に強調する色彩強調処理；シャープネス処理や輪郭強調などの像構造強調処理；等を行なって、通常光観察画像の画像信号として、表示信号生成部 84 に供給するものである。

20

【0058】

他方、特殊光画像生成部 82 は、信号補正部 82a および画像処理部 82b を有する。

信号補正部 82a は、好ましい態様として、R 画像信号を用いて G 画像信号を処理して補正 G 画像信号とし、G 画像信号を用いて B 画像信号を処理して補正 B 画像信号とするものである。

【0059】

30

本発明の内視鏡装置 10 においては、B 画像信号および G 画像信号を、そのまま用いて特殊光観察画像を生成してもよい。

しかしながら、前述のように、CCD センサ 48 が撮影した画像は、そのカラーフィルタ特性によって、G 画素には、G の狭帯域光に加えて R の帯域光も入射して測光され、B 画素には、B の狭帯域光に加えて G の狭帯域光も入射して測光される。従って、B 画像信号および G 画像信号を、そのまま用いて特殊光観察画像を生成すると、B 画像は G 画像成分の影響を受け、かつ、G 画像は R 画像成分の影響を受けた画像となってしまう。

【0060】

そのため、R 画像信号を用いて G 画像信号を処理して、G 画像信号から R 画像信号の成分を除去し、G 画像信号を用いて B 画像信号を処理して、B 画像信号から G 画像信号の成分を除去するのが好ましい。

40

なお、G 画像信号の処理に用いる R 画像信号、および、B 画像信号の処理に用いる G 画像信号は、共に、処理を行なう画素と共に 1 画素を構成するサブピクセルとなる R 画素および G 画素の画像信号を用いればよい。あるいは、処理を行なう画素に隣接する画素を適宜選択して、その画素の画像信号を用いてもよい。

【0061】

G 画像信号の補正は、一例として、下記式によって行なう。

補正 G 画像信号 = G 画像信号 - α * R 画像信号（すなわち、補正 G 画素 = G 画素 - α * R 画素）

ここで、 α は、G 画素で測光される R 光成分を得るための係数であり、CCD センサ 4

50

8のカラーフィルタ特性等に応じて、G画素で測光されるR光成分を算出できる係数を、適宜、設定すればよい。

【0062】

また、B画像信号の補正は、一例として、下記式によって行なう。

補正B画像信号 = B画像信号 - β * 補正G画像信号 (すなわち、補正B画素 = B画素 - β * 補正G画素)

もしくは、下記式も利用可能である。

補正B画像信号 = B画像信号 - β (G画像信号 - α * R画像信号)

ここで、 β は、先と同様、B画素で測光されるG光成分を得るための係数であり、CCDセンサ48のカラーフィルタ特性等に応じて、B画素で測光されるG光成分を算出できる係数を、適宜、設定すればよい。

10

【0063】

画像処理部82bは、補正B画像信号および補正G画像信号を処理して、特殊光観察画像の画像信号とするものである。

表示画像は、B、GおよびRの3つのサブピクセルで1つの画素を構成するが、特殊光観察画像の画像信号は、補正B画像信号(B画素)および補正G画像信号(G画素)しか無い。そのため、画像処理部82bは、まず、補正G画像信号に所定の係数を乗じて表示画像のR画素に割り付け、補正B画像信号に所定の係数を乗じて表示画像のG画素およびB画素に割り付けて、表示画像におけるB、GおよびRの3つのサブピクセルからなる画像信号とする。

20

【0064】

その後、画像処理部82bは、それぞれの画像信号に対して、 3×3 のマトリクス処理、階調変換処理、3次元LUT処理などによる色変換処理；画面内の血管と粘膜との色味の差をつけて血管を見易くなるように、画像の平均的な色味よりも血管と粘膜との色味の差をつける方向に強調する色彩強調処理；シャープネス処理や輪郭強調などの像構造強調処理；等を行なって、特殊光観察画像の画像信号として、表示信号生成部84に供給する。

【0065】

表示信号生成部84は、供給された通常光観察画像の画像信号および特殊光観察画像の画像信号に、色空間の変換等の必要な処理を行なって、表示装置18による表示用の画像信号とするものである。

30

【0066】

ここで、内視鏡装置10においては、一例として、通常光観察画像のみを表示する表示モード；特殊光観察画像のみを表示する表示モード；表示装置18の1画面に納まるサイズで、通常光観察画像の全面および特殊光観察画像の全面を並べて表示する表示モード(両画像のサイズは、同じでも異なっても調整可能でもよい)；表示装置18の1画面を超えるサイズで通常光観察画像および特殊光観察画像を並べて表示して、スライダバーやトラックボール等によって表示範囲を切り替える可能にする表示モード；入力装置20および／または内視鏡12の操作部28に設定された切り替え手段からの切り替え指示に応じて、通常光観察画像および特殊光観察画像を切り替え表示する表示モード；の少なくとも2つが設定されている。

40

また、これらの表示モードは、入力装置20および／または内視鏡12の操作部28に設定された選択手段によって、選択／指示が可能になっている。

【0067】

表示信号生成部84は、選択された表示モードに応じて、画像の拡大／縮小、画像の割り付け、さらには、被検者の氏名などの文字情報の組み込み等を行なって、表示用の画像信号を生成し、表示装置18に、この画像を表示させる。

【0068】

また、表示装置18を、複数台、有する場合には、表示信号生成部84は、1台の表示装置18に通常光観察画像を、他の1台の表示装置18に特殊光観察画像を、それぞれ表

50

示するように、画像信号を生成してもよい。

あるいは、3台以上の表示装置18を有する場合には、上記の様に、通常光観察画像および特殊光観察画像を、1台ずつに表示した上で、他の1台に、上記各表示モードに応じた画像表示を行なうようにしてもよい。

【0069】

以下、内視鏡装置10の作用の一例を説明する。

入力装置20によって、内視鏡12による撮影開始が指示されると、光源装置16の光源60が点灯し、光量制御手段72によって各光量調整手段が調整され、さらに、CCDセンサ48が画像の撮影（測光）を開始する。

【0070】

光源60が照射した光は、分波器62が3本に分波し、各光をB、GおよびRの各フィルタが処理して、Bの狭帯域光、Gの狭帯域光、および、Rの帯域光とし、さらに、対応する光量調整手段が、 $B > G > R$ となるように、各光の光量を調整する。

光量調整されたBの狭帯域光、Gの狭帯域光、および、Rの帯域光は、合波器74が1本に合波し、観察光として、接続部16aから内視鏡12のコネクタ32に供給する。

【0071】

内視鏡12のコネクタ32に供給された観察光は、光ファイバ52がスコープ部まで伝搬して、スコープ部42において、光ファイバ52の先端から出射して、照明用レンズ50によって観察部位（生体内）に照射される。

観察光が照射された観察部位の画像は、撮影レンズ46によってCCDセンサ48の受光面に結像され、CCDセンサ48によって撮影（測光）される。

CCDセンサ48の出力信号は、AFE基板56に供給される。AFE基板56は、CCDセンサ48の出力信号に、相関二重サンプリングによるノイズ除去、増幅、A/D変換等を行い、されて、デジタルの画像信号として、プロセッサ装置14（画像信号の処理部14a）のDSP76に供給する。

【0072】

DSP76は、画像信号にガンマ補正、色補正処理等の所定の処理を施した後、処理済の画像信号を記憶部78に記憶させる。

画像信号が記憶部78に記憶されると、通常光画像生成部80が、記憶部78からB、GおよびRの画像信号を読み出し、また、特殊光画像生成部82が、記憶部78からBおよびGの画像信号を読み出す。

【0073】

通常光画像生成部80では、ゲイン補正部80aが、読み出した画像信号にゲイン補正を行なって、前述のように、B、GおよびRの光量が等しい白色光によって撮影された画像となるようにする。さらに、画像処理部80bが、ゲイン補正済の画像信号に、色変換処理、色彩強調処理、および、像構造強調処理を行なって、通常光観察画像の画像信号として、表示信号生成部84に供給する。

他方、特殊光画像生成部82では、信号補正部82aが、読み出したG画像信号をR画像信号で補正して補正G画像信号とし、また、B画像信号をG画像信号で補正して補正B画像信号とする。さらに、画像処理部82bが、補正G画像信号を表示のR画素に割り付け、補正B画像信号を表示のBおよびG画素に割りつけて、3つのサブピクセルからなる画素とし、さらに、画像信号に、色変換処理、色彩強調処理、および、像構造強調処理を行なって、特殊光観察画像の画像信号として、表示信号生成部84に供給する。

【0074】

通常光観察画像および特殊光観察画像の画像信号を供給された表示信号生成部84は、選択／指示された表示モードに応じて、例えば、表示装置18の1画面に通常光観察画像および特殊光観察画像の全面を並べて表示する、表示用の画像信号を生成し、この画像を、表示装置18に表示させる。

【0075】

以上、本発明の内視鏡装置について詳細に説明したが、本発明は、上述の例に限定はさ

10

20

30

40

50

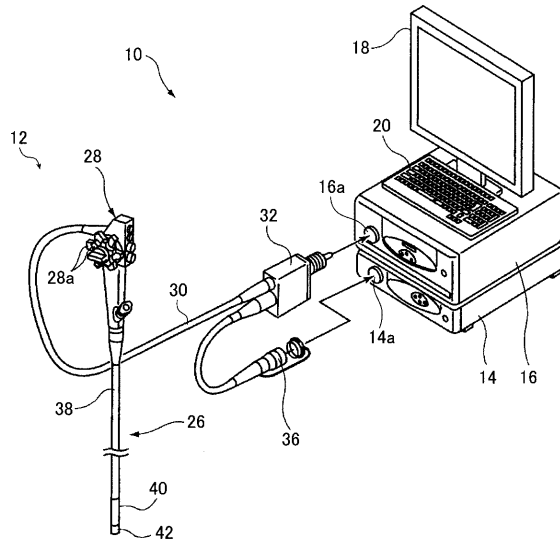
れず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行ってもよい。

【符号の説明】

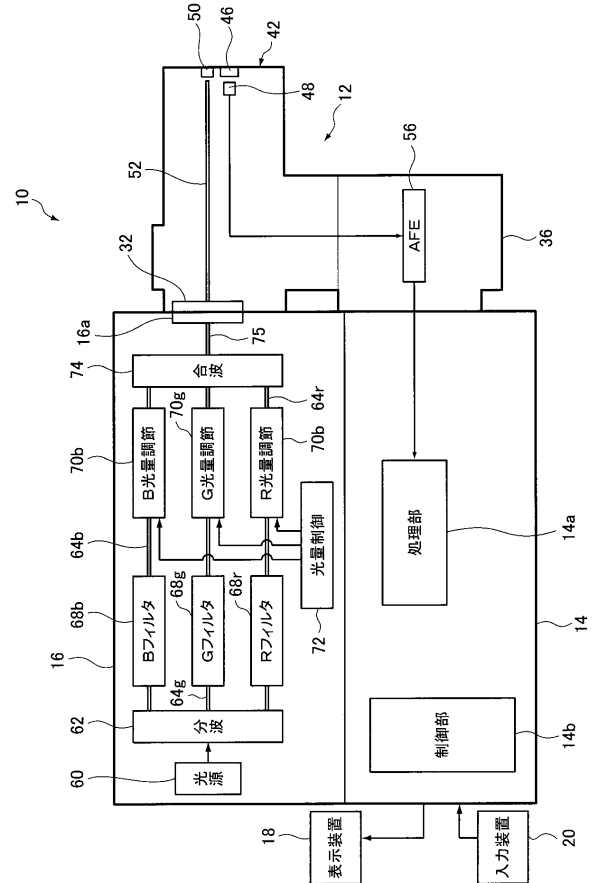
【0076】

10	内視鏡装置	
12	内視鏡	
14	プロセッサ装置	
16	光源装置	
18	表示装置	
20	入力装置	
26	挿入部	10
28	操作部	
30	ユニバーサルコード	
32	コネクタ	
36	ビデオコネクタ	
38	軟性部	
40	湾曲部	
42	スコープ部	
46	撮影レンズ	
48	CCDセンサ	
50	照明用レンズ	20
52, 75	光ファイバ	
56	A F E基板	
60	光源	
62	分波器	
64 b	Bファイバ	
64 g	Gファイバ	
64 r	Rファイバ	
68 b	Bフィルタ	
68 g	Gフィルタ	
68 r	R光フィルタ	30
70 b	B光量調節器	
70 g	G光量調節器	
70 r	R光量調節器	
72	光量制御手段	
74	合波器	
76	D S P	
78	記憶部	
80	通常光画像生成部	
80 a	ゲイン調整部	
80 b, 82 b	画像処理部	40
82	特殊光画像生成部	
82 a	信号補正部	
84	表示信号生成部	

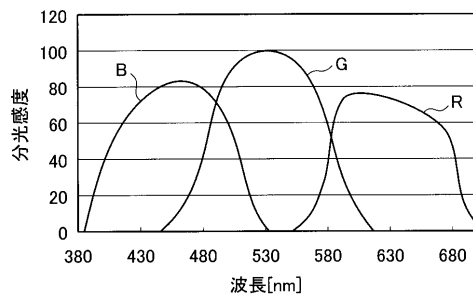
【図 1】



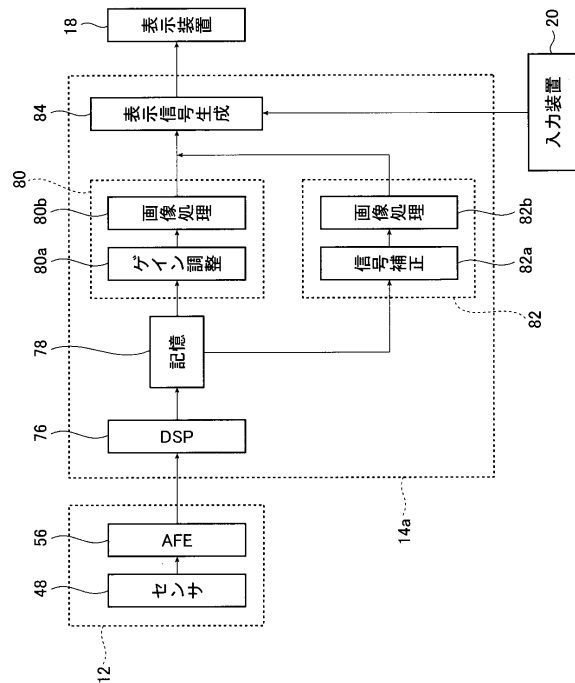
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

審査官 伊藤 昭治

- (56)参考文献 特開2006-166940 (JP, A)
特開2008-043604 (JP, A)
特開2002-345733 (JP, A)
特開2007-029555 (JP, A)
特開2010-136748 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

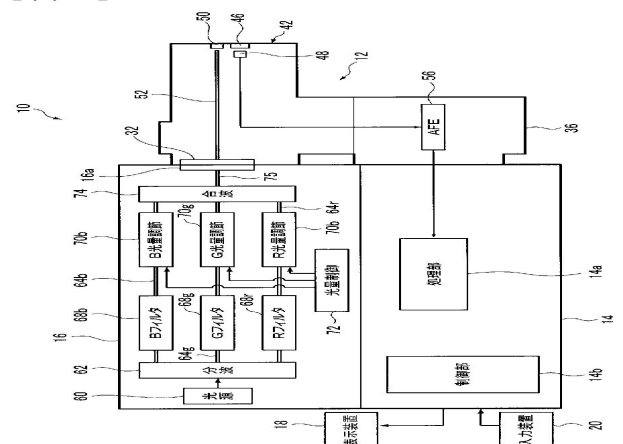
A 6 1 B	1 / 0 0	—	1 / 3 2
G 0 2 B	2 3 / 2 4	—	2 3 / 2 6

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP5637834B2	公开(公告)日	2014-12-10
申请号	JP2010279288	申请日	2010-12-15
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	加來俊彦		
发明人	加來 俊彦		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0005 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/06.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/045.610 A61B1/045.622 A61B1/06.510 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/TT03 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/TT03		
代理人(译)	伊藤英明		
审查员(译)	伊藤商事		
其他公开文献	JP2012125395A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够使用窄带光同时获取特殊图像观察光和使用白光的普通光观察图像的内窥镜装置。解决方案：内窥镜装置包括：用于发射蓝色窄的光源装置 - 带状光，绿色带状光和红色带状光；内窥镜，使用图像拾取装置将光分成蓝色，绿色和红色光谱带用于测光；以及处理部分，用于根据由图像拾取元件产生的图像产生特殊光观察图像和普通光观察图像。

【 图 2 】



【 图 4 】