

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5191090号
(P5191090)

(45) 発行日 平成25年4月24日 (2013. 4. 24)

(24) 登録日 平成25年2月8日 (2013. 2. 8)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

請求項の数 5 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2005-207509 (P2005-207509)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成17年7月15日 (2005. 7. 15)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2007-20880 (P2007-20880A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成19年2月1日 (2007. 2. 1)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成20年5月7日 (2008. 5. 7)		弁理士 伊藤 進
審判番号	不服2011-18141 (P2011-18141/J1)	(72) 発明者	後野 和弘
審判請求日	平成23年8月22日 (2011. 8. 22)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		合議体	
		審判長	岡田 孝博
		審判官	小野寺 麻美子
		審判官	信田 昌男

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】

挿入部の先端部に設けた、可視領域において広帯域の波長透過特性を有する複数の広帯域フィルタと、狭帯域の波長透過特性を有する複数の狭帯域フィルタと、を同一の2次元面上に配列した一つのフィルタ部を設けた単一の固体撮像素子と、

前記固体撮像素子における前記広帯域フィルタに対応した画素において撮像された広帯域信号に基づいて通常画像を生成する通常画像生成部と、

前記固体撮像素子における前記狭帯域フィルタに対応した画素において撮像された狭帯域信号に基づいて狭帯域画像を生成する狭帯域画像生成部と、

前記通常画像生成部において生成された前記通常画像と、前記狭帯域画像生成部において生成された前記狭帯域画像と、を表示部に同時に表示するよう制御する制御部と、

を具備したことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記フィルタ部は、前記単一の固体撮像素子における単位画素に対応して、可視領域における通常画像を生成する前記広帯域フィルタと所定の狭帯域画像を生成する前記狭帯域フィルタとで構成された単位フィルタ配列を、同一の2次元面上において周期的に配列して形成されていることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記複数の狭帯域フィルタのうちの少なくとも1つは、少なくとも青の波長領域内に設定されることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

10

20

【請求項 4】

前記複数の狭帯域フィルタは、透過帯域の中心波長が 420 nm、445 nm 及び 500 nm となる特性のうち 1 つを含むことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記複数の狭帯域フィルタは、透過帯域の中心波長が 420 nm、445 nm となる特性のうち 1 つを含むことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内等に可視光を照射して内視鏡検査するための内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の内視鏡装置としては、通常画像を生成するために、白色光を照射して、広帯域の色透過特性を有する複数の色フィルタを設けた固体撮像素子により撮像を行ったり、面順次で広帯域の R、G、B 等の照明光を照射することによりモノクロの固体撮像素子により撮像を行ったりしていた。

一方、生体組織では、照射される光の波長により光の吸収特性及び散乱特性が異なるため、例えば第 1 の従来例としての特開 2002 - 95635 号公報では、可視領域における狭帯域の RGB 面順次光を生体組織に照射し、生体組織の所望の深部の組織情報を得る狭帯域観察用の内視鏡装置が開示されている。

また、第 2 の従来例としての特開 2003 - 93336 号公報には、可視光による通常画像を生成するための画像信号を信号処理し離散的な分光画像（或いは狭帯域画像）を生成し、生体組織に対する狭帯域な画像情報を得る電子内視鏡装置が開示されている。この第 2 の従来例では、通常画像を生成できるように可視領域において広帯域に色分離する R、G、B フィルタを設けた電子内視鏡が開示されている。

【0003】

第 1 の従来例では、光学的に狭帯域なバンドパスフィルタを用いる等していたが、第 2 の従来例では光学的に狭帯域なフィルタを用いることなく、信号処理により狭帯域画像信号を生成するようにしている。

また、第 3 の従来例として特開平 4 - 357926 号公報の内視鏡装置には、可視領域の通常画像と、この可視領域以外の赤外、紫外の画像を得られるようにしたものが開示されている。この第 3 の従来例では、可視領域において広帯域に色分離するシアン（Cy）、G、黄（Ye）の色フィルタを設け、かつこれらの色フィルタがさらに赤外光を透過する特性に設定した電子内視鏡が開示されている。

また、第 4 の従来例として特開平 6 - 315477 号公報の内視鏡装置における図 14 には、入射光をビームスプリッタにより分割して通常画像用のカラーフィルタを設けた CCD と、特殊光用（より具体的には血液情報の取得用）に複数の狭帯域フィルタを設けた CCD とに結像する電子内視鏡が開示されている。

【特許文献 1】特開 2002 - 95635 号公報

【特許文献 2】特開 2003 - 93336 号公報

【特許文献 3】特開平 4 - 357926 号公報

【特許文献 4】特開平 6 - 315477 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

第 1 の従来例では、通常画像を得る場合と狭帯域画像を得る場合とで、照明光を変更する必要がある。これに対して、第 2 の従来例では照明光を変更する必要がなく、常時、可視領域の照明光を照射する。そして、その照明光のもとで撮像された信号から狭帯域画像信号を電氣的に推定処理を行うため、観察対象物の反射特性などの影響を受け易く、第 1

10

20

30

40

50

の従来例に比較すると精度の良い狭帯域画像信号を生成することが困難になる。つまり、信頼性のある狭帯域画像を生成することが困難になる。

なお、第3の従来例は、赤外や、紫外の画像を得られるようにするものであり、通常画像を得る照明状態で狭帯域画像信号を生成することができない。

第4の従来例では、白色光の照明のもとで、通常画像と狭帯域画像とを得ることができるが、電子内視鏡の挿入部先端部に通常画像用と狭帯域画像用とで2つのCCDを配置する構成になっているので、挿入部が太くなってしまう欠点がある。

【0005】

(発明の目的)

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、内視鏡の挿入部を細径化でき、白色照明光の状態で、通常画像と狭帯域画像の生成を可能とする内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の一態様の内視鏡装置は、挿入部の先端部に設けた、可視領域において広帯域の波長透過特性を有する複数の広帯域フィルタと、狭帯域の波長透過特性を有する複数の狭帯域フィルタと、を同一の2次元面上に配列した一つのフィルタ部を設けた単一の固体撮像素子と、前記固体撮像素子における前記広帯域フィルタに対応した画素において撮像された広帯域信号に基づいて通常画像を生成する通常画像生成部と、前記固体撮像素子における前記狭帯域フィルタに対応した画素において撮像された狭帯域信号に基づいて狭帯域画像を生成する狭帯域画像生成部と、前記通常画像生成部において生成された前記通常画像と、前記狭帯域画像生成部において生成された前記狭帯域画像と、を表示部に同時に表示するよう制御する制御部と、を具備する。

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、通常画像と狭帯域画像の生成を可能にすると共に、内視鏡の挿入部を細径化することもできる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0009】

図1ないし図6は本発明の実施例1に係り、図1は本発明の実施例1に係る電子内視鏡装置の外観を示し、図2は本発明の実施例1に係る電子内視鏡装置の構成を示し、図3は色フィルタ部の配列構成を示し、図4は広帯域の色フィルタの分光特性を示し、図5は狭帯域の色フィルタの分光特性を示し、図6は変形例における色フィルタ部のフィルタ配列構成を示す。

本実施例は、可視領域において広帯域の波長透過特性を有する通常画像生成用の複数のフィルタと、狭帯域の波長透過特性を有し、狭帯域画像生成用の狭帯域フィルタを、両画像生成の単位画素となるフィルタ配列で、単一の固体撮像素子に設けることにより、挿入部を細径化を確保して、通常画像用の白色光或いはこの白色光に近い分光特性を有する照明光のもとで撮像した場合においても通常画像はもとより、精度の高い狭帯域画像をリアルタイムで得ることができるようにしたものである。

【0010】

また、本実施例では、照明光の切替を必要としないで、通常画像と狭帯域画像とを同時に表示できる構成にして体腔内の生体粘膜の表層の血管網の観察、診断に適した内視鏡装置を提供する。

図1に示す本発明の実施例1に係る電子内視鏡装置200は、照明光出射手段と観察手段とを備えた電子内視鏡(スコープと略記)101と、スコープ101が接続され、照明光出射手段と観察手段を制御する内視鏡装置本体105と、この内視鏡装置本体105が

10

20

30

40

50

ら出力される生体信号を表示出力する表示モニタ 106 を有している。

また、スコープ 101 は、患者等の被検体内に挿入される細長の挿入部 102、この挿入部 102 の先端に設けられた先端部 103 と、この挿入部 102 の先端側とは反対側に設けられ、先端部 103 側の湾曲動作等を指示するための図示しないアングル操作部を有する操作部 104 とから主として構成されている。

【0011】

なお、本実施例では、スコープ 101 と色フィルタ部の構成が異なる固体撮像素子を搭載したスコープ 101 B にも対応した内視鏡装置本体 105 を採用している。

スコープ 101 で取得された被検体内の画像は、内視鏡装置本体 105 にて所定の信号処理がなされ、表示モニタ 106 において、処理された画像が表示される。

10

図 2 に示すように内視鏡装置本体 105 は、照明光を発生する光源部 41 と、制御を行う制御部 42 を内蔵した内視鏡信号処理装置としての本体処理装置 43 とから構成されている。

なお、本実施例では、1つのユニットである内視鏡装置本体 105 内に光源部 41 と画像処理等を行う本体処理装置 43 を有するものとして説明を行うが、これらは、別のユニットとした構成にしても良い。

【0012】

光源部 41 は、スコープ 101 或いは 101 B が着脱自在に接続されると共に、本体処理装置 43 の制御部 42 と接続され、制御部 42 からの信号に基づいて所定の光量で白色光を接続されたスコープ 101 或いは 101 B に供給する。

20

この光源部 41 は、光源として例えばキセノンランプ等のランプ 15 と、光量を調整するための絞り 26 及びこの絞り 26 を駆動し、その開口量を可変する絞り駆動部 27 を有している。そして、このランプ 15 からの光は絞り 26 を通り、その光路上に配置された集光レンズ 30 で集光されてスコープ 101 のライトガイド 14 の入射端に入射される。

上記絞り駆動部 27 には、固体撮像素子により撮像された信号に基づき、調光回路 31 により生成された調光信号が制御部 42 を経由して供給され、この絞り駆動部 27 は目標とする光量に近づくように絞り 26 の開口量を制御する。そして、ライトガイド 14 に適正な明るさに対応する目標の光量の照明光が供給されるように自動調光する。

【0013】

また、光源部 41 にコネクタ 11 を介して接続されるスコープ 101、101 B は、挿入部 102 の先端部 103 に対物レンズ 19 及びその結像位置に配置された固体撮像素子としての電荷結合素子（以下、単に CCD と記載する）21 を備えている。本実施例における CCD 21 は単板式（同時式電子内視鏡用に用いられる CCD）である。

30

そして、CCD 21 の撮像面には、光学的に色分解する色フィルタ部 22 或いは 22 B が設けてある。この色フィルタ部 22 は、広帯域の透過特性を有する複数の色フィルタと共に、狭帯域の透過特性を有する狭帯域フィルタとを 2 次元的に配列したものであることが特徴の 1 つとなる。

つまり、本実施例では単一の CCD 21 に広帯域の複数の色フィルタと狭帯域フィルタとからなる色フィルタ部 22 或いは 22 B を設けることにより、細径の挿入部 101 の先端部 103 を実現して、通常画像と狭帯域画像の生成を可能にしている。また、単一の CCD 21 を設けたスコープとすることにより、信号処理を行う本体処理装置 43 の CCD ドライブ回路の数を 1 つで済むようにしている。

40

【0014】

スコープ 101 においては、CCD 21 の撮像面には、図 3 (A) に示すように広帯域で色分解する複数の色フィルタとしての RGB フィルタと、1 の狭帯域フィルタを備えている。そして、RGB フィルタと 1 フィルタとの計 4 個で通常画像（可視領域画像）と、狭帯域画像を生成する単位画素に対応する単位フィルタ配列 U が形成され、この単位フィルタ配列 U を周期として 2 次元的に配列して色フィルタ部 22 が形成されている。

RGB フィルタの透過特性は図 4 に示すように可視領域をカバーするようにそれぞれ広帯域の透過率特性を示す。

50

一方、狭帯域フィルタとしての 1 フィルタの分光特性、つまり波長に対する透過率特性は、例えば図 5 に示すように青の短波長側、より具体的には中心波長 420 nm、半値幅 30 nm 程度の狭帯域特性に設定されている。

【0015】

このような色フィルタ部 22 を構成とした場合、RGB フィルタで通常観察像、G フィルタと 1 フィルタとで、後述する色調整を行うことで狭帯域画像を同時に構築することが可能となる。

一方、スコープ 101B では、図 3 (B) に示す色フィルタ部 22B を備えた CCD 21 を内蔵している。この色フィルタ部 22B は、1 フィルタの他に、さらに 2 つの狭帯域フィルタとして 2 フィルタ及び 3 フィルタを備えた構成である。この場合には 6 個のフィルタで単位フィルタ配列 U が形成されており、この単位フィルタ配列 U を周期として縦横に 2 次元的に配列されて色フィルタ部 22B が形成されている。

この場合における 2、3 フィルタの透過率特性の例を、1 フィルタと同様に図 5 に示す。2、3 フィルタは、例えば図 5 に示すように中心波長 445 nm、500 nm、半値幅はそれぞれ 30 nm 程度の狭帯域特性に設定されている。

【0016】

本実施例における内視鏡装置本体 105 は、図 3 (A) の色フィルタ部 22 を備えた図 1 に示すスコープ 101 にも、図 3 (B) に示す色フィルタ部 22B を備えたスコープ 101B にも対応できる構成にしている。なお、スコープ 101 と 101B とは、例えば色フィルタ部 22、22B の構成のみが異なる。

【0017】

そして、各スコープ 101、101B は、例えばコネクタ 11 内に識別情報 (ID) を発生する ID 部 44 を有し、内視鏡装置本体 105 内の制御部 42 は、内視鏡装置本体 105 に接続されたスコープからこの ID を読み出すことにより、その種類を判別して、対応する信号処理の制御を行う。

図 2 に示すように、挿入部 102 には、光源部 41 から照射された光を先端部 103 に導くライトガイド 14、CCD 21 で得られた被検体の画像を本体処理装置 43 に伝送するための信号線、また、処置を行う処置具を挿通可能とするチャンネル 28 等が備えられている。なお、チャンネル 28 に処置具を挿入するための処置具挿入口 29 は、操作部 104 近傍に設けられている。

また、本体処理装置 43 は、光源部 41 と同様、コネクタ 11 を介してスコープ 101 に接続される。本体処理装置 43 には、CCD 21 を駆動するための CCD ドライブ回路 45 が設けられている。

【0018】

この CCD ドライブ回路 45 の CCD 駆動信号が印加されることにより、CCD 21 で光電変換された信号は、本体処理装置 43 内の信号処理系を構成するサンプル/ホールド部 46 に入力される。

このサンプル/ホールド部 (以下 S/H 部) 46 は、RGB 信号をサンプル/ホールドして出力する S/H 回路 46a ~ 46c と、1 ~ 3 信号をサンプル/ホールドして出力する S/H 回路 46d ~ 46f とを有する。

本明細書では、簡単化のため RGB フィルタが設けられた画素で撮像された信号を RGB 信号と呼び、同様に 1 ~ 3 フィルタが設けられた画素で撮像された信号を 1 ~ 3 信号と呼ぶ。

【0019】

図 2 では例えばスコープ 101B が内視鏡装置本体 105 に接続された例を示しており、この場合には図 2 に示すように S/H 回路 46d ~ 46f は、サンプル/ホールドした 1 ~ 3 信号を出力する。

これに対して、スコープ 101 が内視鏡装置本体 105 に接続された場合には、S/H 回路 46d ~ 46f は、1 つの S/H 回路 46d のみが 1 信号を出力する。

この S/H 部 46 は、制御部 42 によりサンプル/ホールドする動作が制御される。

10

20

30

40

50

S / H 部 4 6 の出力信号は、色信号処理部 4 7 に入力され、広帯域の R G B 信号と、狭帯域の 1 ~ 3 信号（或いは 1 信号）に分離される。

【 0 0 2 0 】

スコープ 1 0 1 B が内視鏡装置本体 1 0 5 に接続された場合には、色信号処理部 4 7 は、広帯域の R G B 信号を通常画像生成部 4 8 に出力し、かつ狭帯域の 1 ~ 3 信号を狭帯域画像生成部 4 9 に出力する。

通常画像生成部 4 8 は、R G B 信号に対して 補正等、通常画像を生成する処理を行った後、通常画像に相当する R G B 信号を合成 / 選択部 5 0 を経て表示モニタ 1 0 6 の R , G , B チャンネル R c h , G c h , B c h に出力する。

また、狭帯域画像生成部 4 9 は、狭帯域の 1 ~ 3 信号に対して 補正、色変換等の処理を行い、狭帯域画像に相当する狭帯域画像信号 F 1 , F 2 , F 3 を生成し、合成 / 選択部 5 0 を経て表示モニタ 1 0 6 の R , G , B チャンネル R c h , G c h , B c h に出力する。

10

【 0 0 2 1 】

合成 / 選択部 5 0 は、通常画像生成部 4 8 から出力される R G B 信号と、狭帯域画像生成部 4 9 から出力される 1 ~ 3 信号とを合成或いは混合（スーパーインポーズ）する機能と、両信号の一方のみを選択して出力する機能とを有する。

この合成 / 選択部 5 0 による合成 / 選択の機能は、ユーザ（操作者）が選択することができる。例えばスコープ 1 0 1 , 1 0 1 B に設けられたスコープスイッチ 5 1 から合成或いは選択の指示操作をすることにより、その指示信号が制御部 4 2 に送られる。そして、制御部 4 2 は、その指示信号に沿って、合成 / 選択部 5 0 による合成 / 選択の機能を制御する。

20

そして、図 2 に示すように例えば通常画像 I a に併置する形で狭帯域画像 I b を表示したり、操作者が切り替えて（選択された画像を）表示することもできる。

【 0 0 2 2 】

特に、通常画像と狭帯域画像を同時に表示可能とした場合には、一般的に観察を行っている通常画像と狭帯域画像を簡単に対比することができ、それぞれの特徴（通常画像の特徴は色度合いが通常の肉眼の観察に近く観察しやすい。狭帯域画像の特徴は通常画像では観察できない所定の血管等を観察することができる。）を加味した上で、観察することができ、診断上非常に有用である。

30

また、制御部 4 2 は、狭帯域画像生成部 4 9 に設けられた色調整部 4 9 a を制御する。この色調整部 4 9 a は、表示モニタ 1 0 6 で狭帯域画像 I b をカラー表示する場合の色調を調整（決定）する。

【 0 0 2 3 】

ユーザは、スコープスイッチ 5 1 或いは本体処理装置 4 3 に設けられた図示しない操作パネルにおける色調整操作部から指示操作することにより、制御部 4 2 を経て色調整部 4 9 a による色調整の動作を制御することができる。そして、視認し易い表示形態で狭帯域画像 I b を表示モニタ 1 0 6 に表示させることができる。

【 0 0 2 4 】

なお、図 2 において、スコープ 1 0 1 が内視鏡装置本体 1 0 5 に接続された場合には、色信号処理部 4 7 は、狭帯域画像生成部 4 9 に、G 信号と 1 信号を出力する。

40

そして、狭帯域画像生成部 4 9 は、この 2 つの信号から表示モニタ 1 0 6 の R , G , B チャンネル R c h , G c h , B c h に出力する狭帯域画像信号 F 1 , F 2 , F 3 を生成する。

狭帯域画像生成部 4 9 は、入力信号が 1 ~ 3 信号の場合には、色調整を行わないで、例えば 1 B c h , 2 G c h , 3 R c h に割り当てる（出力する）狭帯域画像信号 F 1 , F 2 , F 3 を生成することができる。

また、入力信号が G , 1 信号の場合には、例えば G G c h , 1 B c h に割り当てた狭帯域画像信号 F 2 , F 3 を出力する。この場合、F 1 は出力されない。或いは 1 G c h , 1 B c h に割り当てた狭帯域画像信号 F 2 , F 3 を出力するようにしても

50

良い。

【 0 0 2 5 】

また、スコープスイッチ 5 1 等から制御部 4 2 を経て狭帯域画像生成部 4 9 の色調整部 4 9 a に指示信号を送り、ユーザの好み等に応じた色調整を行うようにすることもできる。

この場合には、入力信号が $1 \sim 3$ 信号の場合には、例えば係数 k_1 , k_2 として $1 \quad Bch$, $k_1 \times 1 + k_2 \times 2 \quad Gch$, $3 \quad Rch$ に割り当てた狭帯域画像信号 F_1 , F_2 , F_3 を生成することができる。そして、係数 k_1 , k_2 の大きさを変更することにより、表示される場合の色調を変更することができる。これ以外の色調整を行うようにしても良い。また、入力信号が G , 1 信号の場合にも、例えば $k_1 \times G + k_2 \times 1 \quad Gch$, $1 \quad Bch$ のように色調整しても良い。

このような構成による本実施例による動作を説明する。

【 0 0 2 6 】

ユーザは、内視鏡検査に使用するスコープを内視鏡装置本体 1 0 5 に接続する。例えば、粘膜表面の状態を詳しく観察することを望む場合には、図 3 (B) に示すように色フィルタ部 2 2 B を備えた CCD 2 1 を搭載したスコープ 1 0 1 B を用いる。

スコープ 1 0 1 B を内視鏡装置本体 1 0 5 に接続すると、ID 部 4 4 の ID が制御部 4 2 に読み込まれ、制御部 4 2 は内視鏡装置本体 1 0 5 に接続されたスコープが色フィルタ部 2 2 B を備えた CCD 2 1 を搭載したものであることを識別する。

そして、制御部 4 2 は、S / H 部 4 6 を制御し、色信号処理部 4 7 には S / H 部 4 6 から RGB 信号と狭帯域の $1 \sim 3$ 信号とが入力される。

この色信号処理部 4 7 は、入力される RGB 信号と狭帯域の $1 \sim 3$ 信号とを例えば内部で増幅等して広帯域の RGB 信号を通常画像生成部 4 8 に、狭帯域の $1 \sim 3$ 信号を狭帯域画像生成部 4 9 に、それぞれ出力する。

【 0 0 2 7 】

通常画像生成部 4 8 は、例えば入力信号を A / D 変換してメモリに一時格納する。そして、RGB 信号を同時に読み出し、補正等を行った後、D / A 変換して通常画像表示用の RGB 信号として、合成 / 選択部 5 0 を経て表示モニタ 1 0 6 に出力する。そして、表示モニタ 1 0 6 には、通常画像 I a が表示される。

一方、狭帯域画像生成部 4 9 は、入力される狭帯域の $1 \sim 3$ 信号を A / D 変換してメモリに一時格納する。そして、格納された $1 \sim 3$ 信号を同時に読み出し、補正等を行った後、D / A 変換して狭帯域画像表示用の $F_1 \sim F_3$ 信号として、合成 / 選択部 5 0 を経て表示モニタ 1 0 6 に出力する。そして、ユーザが狭帯域画像の表示を選択する指示を行った場合には、表示モニタ 1 0 6 には、狭帯域画像 I b も表示される。

この場合、色調整部 4 9 a による色調整を行うことにより、視認し易い色調で狭帯域画像が表示されるようになる。

【 0 0 2 8 】

ユーザは、図 2 に示すように表示モニタ 1 0 6 に通常画像 I a と狭帯域画像 I b とを同時に表示させることもできる。また、この場合には、狭帯域画像 I b はリアルタイムで動画を表示できると共に、体腔内の粘膜組織等の観察対象物からの反射光を狭帯域の $1 \sim 3$ フィルタを経て撮像した信号に基づいて生成されたものとなる。

このため、第 2 の従来例のように広帯域の信号から信号処理 (画像処理) により間接的に生成する方法ではなく、狭帯域で撮像した信号から直接的に狭帯域画像を生成するため、信頼性の高い狭帯域画像を生成することができる。

また、単一の CCD 2 1 に RGB フィルタと $1 \sim 3$ フィルタとを 2 次元的に配列したものを用いているので、第 4 の従来例に比較して細径な挿入部 1 0 1 を確保でき、挿入使用、つまり内視鏡検査ができる部位を広げることができる。また、第 4 の従来例に比較して挿入作業がより容易になる。

【 0 0 2 9 】

また、本実施例によれば、観察対象物の反射特性が変化するような場合においても、通

10

20

30

40

50

常画像 I a と狭帯域画像 I b とを同時に得ることができ、体腔内の表層における血管網の観察、診断に有効となる。

なお、図 3 (A) に示す色フィルタ部 2 2 を用いたスコープ 1 0 1 を用いて内視鏡検査を行うようにしても良い。

この場合には、色フィルタ部 2 2 B の場合よりも異なる波長領域の狭帯域フィルタ数が少ないため、得られる狭帯域画像情報は少なくなるが、可視領域の最も短波長に近い 1 フィルタを有するため、このスコープ 1 0 1 の場合においても早期癌等のスクリーニングに有効な生体粘膜の表層部分の血管走行状態を鮮明に示すような狭帯域画像を得ることができる。

【 0 0 3 0 】

10

また、このスコープ 1 0 1 の場合においては、狭帯域の 1 フィルタは、1 種類で済むため、単位画素サイズが既存の通常画像用フィルタ (つまり R、G、B フィルタを配列したもの) サイズと同じ程度となり、スコープ 1 0 1 B の場合よりも細径化することも可能となる。

なお、第 4 の従来例では、ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により、血液の吸光度の変化する波長と変化の少ない波長との複数の狭帯域波長でそれぞれ撮像した情報を前提として血液情報を算出することを開示しているが、本実施例ではこのように 1 つの狭帯域波長のもので良い。

このように本実施例によれば、細径な挿入部を確保して、通常画像と狭帯域画像を得るのに適した電子内視鏡を提供できる。

20

【 0 0 3 1 】

なお、図 3 (A) に示した色フィルタ部 2 2 の代わりに、図 6 (A) に示す色フィルタ部 2 2 C を用いても良い。この色フィルタ部 2 2 C は、図 3 (A) の色フィルタ部 2 2 において、1 フィルタの代わりに、例えば G フィルタと 1 フィルタの透過特性を持った (G + 1) フィルタ (図 6 (A) では G + 1 と表記) を採用している。

この色フィルタ部 2 2 C を採用した場合には、(G + 1) フィルタを用いて撮像した信号から G 信号と 1 信号を得る場合には、図 2 の本体処理装置 4 3 における S / H 部 4 6 と色信号処理部 4 7 との間に例えば 1 H 遅延線を設けて、以下のように処理する。

(G + 1) フィルタを用いて撮像した信号が、本体処理装置 4 3 の S / H 部 4 6 に入力されるタイミングにおいて、S / H 回路 4 6 b と S / H 回路 4 6 d をサンプル / ホールドさせる。S / H 回路 4 6 b により、サンプル / ホールドされた (G + 1) 信号は、G 信号と見なして色信号処理部 4 7 に入力させる。

30

【 0 0 3 2 】

一方、S / H 回路 4 6 d でサンプル / ホールドされた (G + 1) 信号から 1 H 遅延線で 1 H 遅延されてサンプル / ホールドされた G 信号を減算して 1 信号を生成して、色信号処理部 4 7 に入力させる。

また、以上は広帯域フィルタとして、原色系の R G B フィルタを用いた場合で説明したが、補色系の色フィルタを用いた場合に適用しても良い。

例えば図 6 (B) は補色系の M g、G、C y、Y e フィルタと共に、1 フィルタを用いて 2 次元的に配列させた色フィルタ部 2 2 D を示す。1 フィルタを設けないと通常の補色系のフィルタとなる。この例では、図 6 (B) に示すように奇数フィールドと偶数フィールドとで上下方向に隣り合う画素を加算して読み出す。

40

【 0 0 3 3 】

図 6 (B) の場合では、1 フィルタを設けることにより、1 による狭帯域画像信号を得ることができるようにしている。

また、図 6 (B) では補色系の M g、G、C y、Y e フィルタに、1 フィルタを設けた例を示しているが、さらに 2 フィルタ、3 フィルタ等を設けるようにしても良い。例えば 2 フィルタを設ける場合には 1 フィルタの縦列と M g、C v、... のフィルタ列との間に 2 フィルタ列を配置すれば良い。

なお本実施例における 2 フィルタ、3 フィルタの波長は、図 5 に示した波長に限定

50

されるものでない。例えば、緑の波長帯域の中央付近や、より長波長側を透過帯域に設定したものでも良い。

【 0 0 3 4 】

なお、図 2 に示す本体処理装置 4 3 は、狭帯域の 1 フィルタを有しないで、広帯域の R G B フィルタを設けた C C D 2 1 を搭載した既存のスコープの場合にも使用することができる。この場合には狭帯域画像の生成は行わない。

本実施例における（内視鏡用信号処理装置としての）本体処理装置 4 3 によれば、白色光（可視光）の照明のもとで通常のカラー画像を生成する既存のスコープの場合に対応できるとともに、さらに狭帯域フィルタを設けた固体撮像素子を搭載したスコープ 1 0 1 , 1 0 1 B の場合に対応できる。この場合には上述したように通常画像（カラーの通常画像）と狭帯域画像とを簡単な構成で生成することができる。

10

なお、上述した各実施例を部分的に組み合わせる等して構成される実施例等も本発明に属する。

【 0 0 3 5 】

[付 記]

1 . 可視領域において広帯域の波長透過特性を有する複数のフィルタと、可視領域において狭帯域の波長透過特性を有する狭帯域フィルタとを設けた単一の固体撮像素子を搭載した内視鏡が接続される場合に対応して、

前記単一の固体撮像素子から出力される信号に対して、前記複数のフィルタを通して撮像された信号部分から可視領域におけるカラーの通常画像信号を生成する通常画像生成部と、

20

前記単一の固体撮像素子から出力される信号に対して、前記狭帯域フィルタを通して撮像された信号部分から可視領域における狭帯域の画像信号を生成する狭帯域画像生成部と、

を併設したことを特徴とする内視鏡用信号処理装置。

2 . 付記 1 において、前記狭帯域画像生成部は、前記狭帯域の画像信号を表示手段でカラー表示する場合の色調調整手段を有する。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 3 6 】

広帯域な透過特性を持つ複数の色フィルタと、狭帯域な透過特性を持つ狭帯域フィルタとを 2 次元的に配列した単一の固体撮像素子を挿入部の先端部に設けることにより、細径な挿入部を実現する。また、通常の白色照明光のもとで広帯域の通常画像と、信頼性の高い狭帯域画像とが得られるようになり、生体粘膜の表層の血管網等の観察、診断を行い易くなる。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 7 】

【 図 1 】 本発明の実施例 1 に係る電子内視鏡装置の外観を示す外観図。

【 図 2 】 本発明の実施例 1 に係る電子内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【 図 3 】 色フィルタ部のフィルタ配列構成を示す図。

【 図 4 】 広帯域の R G B フィルタの分光特性を示す図。

40

【 図 5 】 狭帯域の 1 フィルタ等の分光特性を示す図。

【 図 6 】 変形例における色フィルタ部のフィルタ配列構成を示す図。

【 符号の説明 】

【 0 0 3 8 】

1 5 ... ランプ

2 2、2 2 B ... 色フィルタ部

2 6 ... 絞り

4 1 ... 光源部

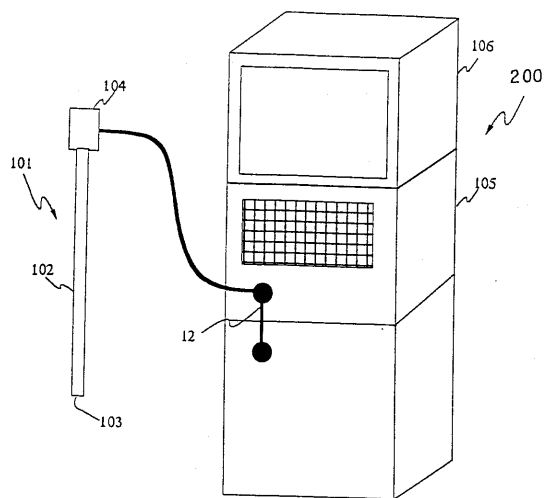
4 2 ... 制御部

4 3 ... 本体処理装置

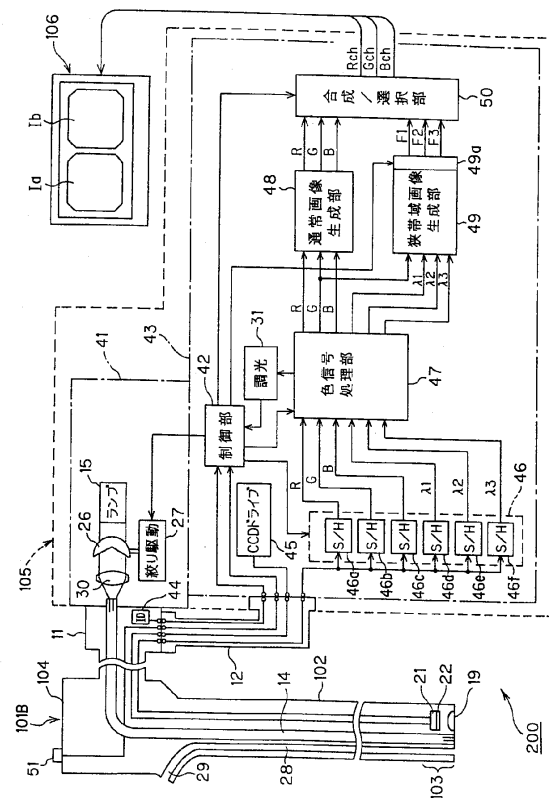
50

- 4 6 ... S / H 部
- 4 6 a ~ 4 6 f ... S / H 回路
- 1 0 1、1 0 1 B ... スコープ
- 1 0 2 ... 挿入部
- 1 0 3 ... 先端部
- 1 0 4 ... 操作部
- 1 0 5 ... 内視鏡装置本体
- 1 0 6 ... 表示モニタ
- 2 0 0 ... 電子内視鏡装置

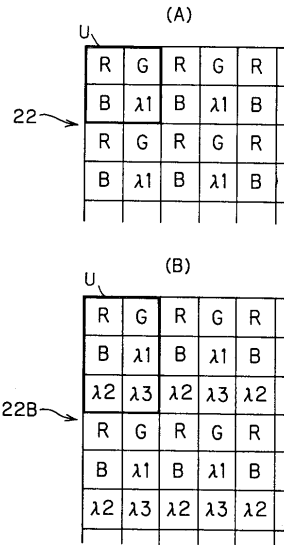
【図 1】



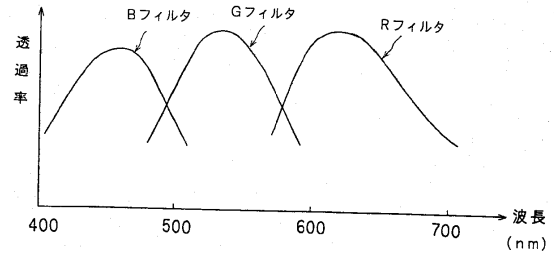
【図 2】



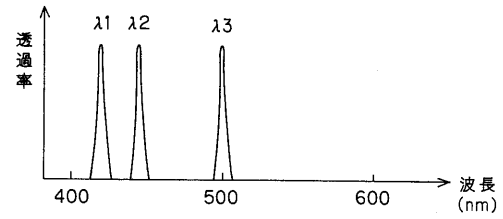
【図 3】



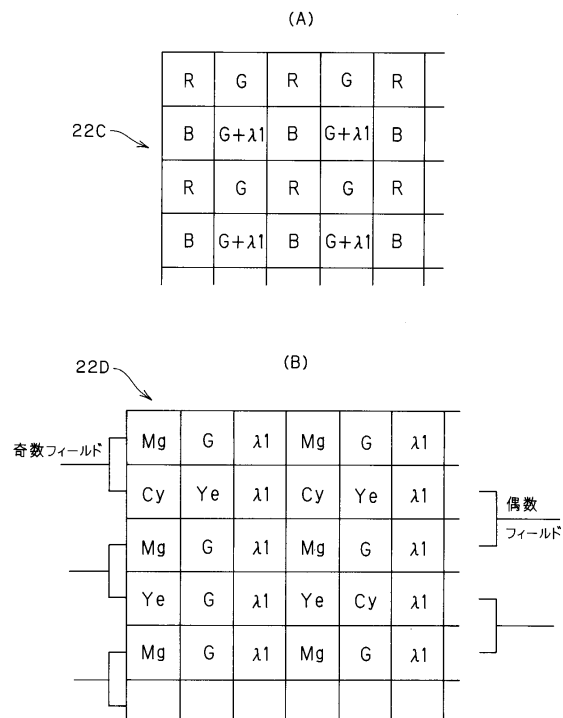
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 4 7 7 (J P , A)
特開昭 6 0 - 5 3 9 2 2 (J P , A)
特開平 1 - 3 0 8 5 3 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 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	JP5191090B2	公开(公告)日	2013-04-24
申请号	JP2005207509	申请日	2005-07-15
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	後野和弘		
发明人	後野 和弘		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/0005 A61B1/00186 A61B1/045 A61B1/0676 A61B1/0684 A61B5/0084 H04N9/045 H04N9/07 H04N2005/2255 H04N2209/045		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.731		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/CC00 4C061/DD00 4C061/FF40 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC00 4C161/DD00 4C161/FF40		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2007020880A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够减小插入部分的直径并且能够在白色照明光的状态下生成正常图像和窄带图像的内窥镜。 解决方案：正常白色照明光经由光导14从光源部件41照射到活组织上。在插入部分102的远端部分103处，设置具有RGB滤波器和具有宽带传输特性的窄带滤波器的CCD 22。CCD22的输出信号被输入到主体处理装置43，并且从通过RGB滤波器拾取的信号产生正常图像信号，并且从通过窄带滤波器拾取的信号产生窄带图像信号。正常图像1a和窄带图像1b同时显示在显示监视器106上。 .The

【 图 1 】

