

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4384626号
(P4384626)

(45) 発行日 平成21年12月16日(2009.12.16)

(24) 登録日 平成21年10月2日(2009.10.2)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 1/06 (2006.01) A 6 1 B 1/06 B
A 6 1 B 1/04 (2006.01) A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2005-244083 (P2005-244083)	(73) 特許権者	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(22) 出願日	平成17年8月25日(2005.8.25)	(73) 特許権者	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(65) 公開番号	特開2006-218283 (P2006-218283A)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(43) 公開日	平成18年8月24日(2006.8.24)	(72) 発明者	後野 和弘 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
審査請求日	平成18年12月7日(2006.12.7)	(72) 発明者	大島 睦巳 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
(31) 優先権主張番号	特願2004-256140 (P2004-256140)		
(32) 優先日	平成16年9月2日(2004.9.2)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		
(31) 優先権主張番号	特願2005-9477 (P2005-9477)		
(32) 優先日	平成17年1月17日(2005.1.17)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		
前置審査			

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】

白色光を供給する照明光供給手段と、
 前記白色光の光路上に配置され、前記白色光を、各々離散的な分光特性を具備する青色狭帯域の光及び分光積が前記青色狭帯域の光の分光積よりも小さい緑色狭帯域の光のみに制限して照射する帯域制限手段と、

前記青色狭帯域の光が被写体に照射された際の戻り光、及び、前記緑色狭帯域の光が該被写体に照射された際の戻り光により該被写体を撮像する撮像手段から出力される撮像信号に対して信号処理を施すことにより、前記青色狭帯域の光の戻り光に応じた第1のバンド域画像データ、及び、前記緑色狭帯域の光の戻り光に応じた第2のバンド域画像データのみを生成する信号処理手段と、

前記被写体の像が表示される表示手段における緑色に相当する第1の色画像データを、前記第1のバンド域画像データと第1の係数との積により算出し、該表示手段における青色に相当する第2の色画像データを、前記第1のバンド域画像データと第2の係数との積により算出し、該表示手段における赤色に相当する第3の色画像データを、前記第2のバンド域画像データと第3の係数との積により算出する演算手段と、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

前記帯域制限手段は、前記白色光のうち前記青色狭帯域の光のみを通過させる第1の透過域と、前記白色光のうち前記緑色狭帯域の光のみを通過させる第2の透過域とを有して

構成されるフィルタ部であ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】

前記青色狭帯域の光及び前記緑色狭帯域の光は、前記被写体に対して時系列的に順次照射されることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記撮像手段は、撮像面に波長帯域分離手段を有することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記第 2 の係数は、前記第 1 の係数に比べて小さい値であることを特徴とする請求項 1 - 4 のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 6】

前記第 3 の係数は、1であることを特徴とする請求項 5 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、生体組織の像を撮像し信号処理する内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、照明光を照射し体腔内の内視鏡画像を得る内視鏡装置が広く用いられている。この種の内視鏡装置では、光源装置からの照明光を体腔内にライトガイド等を用い導光しその戻り光により被写体を撮像する撮像手段を有する電子内視鏡が用いられ、ビデオプロセッサにより撮像手段からの撮像信号を信号処理することにより観察モニタに内視鏡画像を表示し患部等の観察部位を観察するようになっている。

20

【0003】

内視鏡装置において通常生体組織観察を行う場合は、光源装置で可視光領域の白色光を発生し、例えば RGB 等の回転フィルタを介することで面順次光を被写体に照射し、この面順次光による戻り光をビデオプロセッサで同時化し画像処理することでカラー画像を得たり、内視鏡の撮像手段の撮像面の前面にカラーチップを配し白色光による戻り光をカラーチップにて各色成分毎に分離することで撮像しビデオプロセッサで画像処理することでカラー画像を得ている。

30

【0004】

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、例えば特開 2002 - 95635 号公報では、可視光領域の照明光を離散的な分光特性の狭帯域な 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光内視鏡装置が提案されている。

【特許文献 1】特開 2002 - 95635 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

カラーチップの CCD、特に補色フィルタの CCD では、R 狭帯域成分の光は、複数のカラーフィルタを透過して画像情報として抽出されるため、R 狭帯域成分の光による画像情報を G 狭帯域成分及び B 狭帯域成分の画像情報から分離するためには、画像情報処理系の構成が複雑になるといった問題がある。

40

【0006】

また、R 狭帯域、G 狭帯域、B 狭帯域の 3 つのバンドの狭帯域面順次光を生成する光学フィルタの構成も複雑化する。

【0007】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、安価かつ簡単な構成により粘膜表層付近の所望の深部の組織情報を得ることのできる内視鏡装置を提供することを目的としている。

50

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の内視鏡装置は、白色光を供給する照明光供給手段と、前記白色光の光路上に配置され、前記白色光を、各々離散的な分光特性を具備する青色狭帯域の光及び分光積が前記青色狭帯域の光の分光積よりも小さい緑色狭帯域の光のみに制限して照射する帯域制限手段と、前記青色狭帯域の光が被写体に照射された際の戻り光、及び、前記緑色狭帯域の光が該被写体に照射された際の戻り光により該被写体を撮像する撮像手段から出力される撮像信号に対して信号処理を施すことにより、前記青色狭帯域の光の戻り光に応じた第1のバンド域画像データ、及び、前記緑色狭帯域の光の戻り光に応じた第2のバンド域画像データのみを生成する信号処理手段と、前記被写体の像が表示される表示手段における緑色に相当する第1の色画像データを、前記第1のバンド域画像データと第1の係数との積により算出し、該表示手段における青色に相当する第2の色画像データを、前記第1のバンド域画像データと第2の係数との積により算出し、該表示手段における赤色に相当する第3の色画像データを、前記第2のバンド域画像データと第3の係数との積により算出する演算手段と、を有することを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、安価かつ簡単な構成により粘膜表層付近の所望の深部の組織情報を得ることができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

20

【0010】

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

【実施例1】

【0011】

図1ないし図27は本発明の実施例1に係わり、図1は内視鏡装置の構成を示す構成図、図2は図1の回転フィルタの構成を示す構成図、図3は図2の回転フィルタの第1のフィルタ組の分光特性を示す図、図4は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の分光特性を示す図、図5は図1の内視鏡装置により観察する生体組織の層方向構造を示す図、図6は図1の内視鏡装置からの照明光の生体組織の層方向への到達状態を説明する図、図7は図3の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第1の図、図8は図3の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第2の図、図9は図3の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第3の図、図10は図4の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第1の図、図11は図4の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第2の図、図12は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第1の図、図13は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第2の図、図14は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第3の図、図15は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第4の図、図16は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第5の図、図17は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第6の図、図18は図4の第2のフィルタ組の製作方法を説明する第7の図、図19は図1の内視鏡装置の変形例の構成を示す構成図、図20は図19の狭帯域制限フィルタの分光透過特性を示す図、図21は図19の狭帯域制限フィルタを実現する第1の干渉膜フィルタの分光透過特性を示す図、図22は図19の狭帯域制限フィルタを実現する第2の干渉膜フィルタの分光透過特性を示す図、図23は図19の狭帯域制限フィルタを実現する第3の干渉膜フィルタの分光透過特性を示す図、図24は図20の狭帯域制限フィルタの変形例の分光透過特性を示す図、図25は図1の回転フィルタの第1の変形例の構成を示す構成図、図26は図1の回転フィルタの第2の変形例の構成を示す構成図、図27は図26の回転フィルタを用いた際の内視鏡装置の構成を示す図である。

30

40

【0012】

図1に示すように、本実施の形態の内視鏡装置1は、体腔内に挿入し体腔内組織を撮像

50

する撮像手段としてCCD2を有する電子内視鏡3と、電子内視鏡3に照明光を供給する光源装置4と、電子内視鏡3のCCD2からの撮像信号を信号処理して内視鏡画像を観察モニタ5に表示したり内視鏡画像を符号化して圧縮画像として画像ファイリング装置6に出力するビデオプロセッサ7とから構成される。

【0013】

光源装置4は、照明光を発光するキセノンランプ11と、白色光の熱線を遮断する熱線カットフィルタ12と、熱線カットフィルタ12を介した白色光の光量を制御する絞り装置13と、照明光を面順次光にする回転フィルタ14と、電子内視鏡3内に配設されたライトガイド15の入射面に回転フィルタ14を介した面順次光を集光させる集光レンズ16と、回転フィルタ14の回転を制御する制御回路17とを備えて構成される。

10

【0014】

回転フィルタ14は、図2に示すように、円盤状に構成され中心を回転軸とした2重構造となっており、外側の径部分には図3に示すような色再現に適したオーバーラップした分光特性の面順次光を出力するための第1のフィルタ組を構成するR1フィルタ部14r1、G1フィルタ部14g1、B1フィルタ部14b1が配置され、内側の径部分には図4に示すような所望の層組織情報が抽出可能な離散的な分光特性の2バンドの狭帯域な面順次光を出力するための第2のフィルタ組を構成するG2フィルタ部14g2、B2フィルタ部14b2、遮光フィルタ部14Cutが配置されている。

【0015】

なお、例えばB2フィルタ部14b2の波長域 11~ 12は405~425nm、G2フィルタ部14g2の波長域 21~ 22は530~550nmとしている。

20

【0016】

なお、波長域 11~ 12を400~440nmに、波長域 21~ 22を530~550nmにしてもよい。

【0017】

そして、回転フィルタ14は、図1に示すように、制御回路17により回転フィルタモータ18の駆動制御がなされ回転され、また径方向の移動(回転フィルタ14の光路に垂直な移動であって、回転フィルタ14の第1のフィルタ組あるいは第2のフィルタ組を選択的に光路上に移動)が後述するビデオプロセッサの7内のモード切替回路42からの制御信号によりモード切替モータ19によって行われる。

30

【0018】

なお、キセノンランプ11、絞り装置13、回転フィルタモータ18及びモード切替モータ19には電源部10より電力が供給される。

【0019】

ビデオプロセッサ7は、CCD2を駆動するCCD駆動回路20と、対物光学系21を介してCCD2により体腔内組織を撮像した撮像信号を増幅するアンプ22と、アンプ22を介した撮像信号に対して相関2重サンプリング及びノイズ除去等を行うプロセス回路23と、プロセス回路23を経た撮像信号をデジタル信号の画像データに変換するA/D変換器24と、A/D変換器24からの画像データにホワイトバランス処理を施すホワイトバランス回路(W.B.)25と、回転フィルタ14による面順次光を同時化するためのセレクタ26及び同時化メモリ27、28、29と、同時化メモリ27、28、29に格納された面順次光の各画像データを読み出しガンマ補正処理、輪郭強調処理、色処理等を行う画像処理回路30と、画像処理回路30からの画像データをアナログ信号に変換するD/A回路31、32、33と、画像処理回路30からの画像データを符号化する符号化回路34と、光源装置4の制御回路17からの回転フィルタ14の回転に同期した同期信号を入力し各種タイミング信号を上記各回路に出力するタイミングジェネレータ(T.G.)35とを備えて構成される。

40

【0020】

また、電子内視鏡2には、モード切替スイッチ41が設けられており、このモード切替スイッチ41の出力がビデオプロセッサ7内のモード切替回路42に出力されるようにな

50

っている。ビデオプロセッサ7のモード切替回路42は、制御信号を調光回路43、調光制御パラメータ切替回路44及び光源装置4のモード切替モータ19に出力するようになっている。調光制御パラメータ切替回路44は、回転フィルタ14の第1のフィルタ組あるいは第2のフィルタ組に応じた調光制御パラメータを調光回路43に出力し、調光回路43はモード切替回路42からの制御信号及び調光制御パラメータ切替回路44からの調光制御パラメータに基づき光源装置4の絞り装置13を制御し適正な明るさ制御を行うようになっている。

【0021】

次に、このように構成された本実施の形態の内視鏡装置の作用について説明する。

【0022】

図5に示すように、体腔内組織51は、例えば深さ方向に異なった血管等の吸収体分布構造を持つ場合が多い。粘膜表層付近には主に毛細血管52が多く分布し、またこの層より深い中層には毛細血管の他に毛細血管より太い血管53が分布し、さらに深層にはさらに太い血管54が分布するようになる。

【0023】

一方、光は体腔内組織51に対する光の深さ方向の深達度は、光の波長に依存しており、可視域を含む照明光は、図6に示すように、青(B)色のような波長が短い光の場合、生体組織での吸収特性及び散乱特性により表層付近までしか光は深達せず、そこまでの深さの範囲で吸収、散乱を受け、表面から出た光が観測される。また、青(B)色光より波長が長い、緑(G)色光の場合、青(B)色光が深達する範囲よりさらに深い所まで深達し、その範囲で吸収、散乱を受け、表面から出た光が観測される。さらにまた、緑(G)色光より波長が長い、赤(R)色光は、さらに深い範囲まで光が到達する。

【0024】

通常観察時には、照明光の光路上に回転フィルタ14の第1のフィルタ組であるR1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1、B1フィルタ14b1に位置するようにビデオプロセッサ7の内のモード切替回路が制御信号によりモード切替モータ19を制御する。

【0025】

体腔内組織51の通常観察時におけるR1フィルタ部14r1、G1フィルタ部14g1、B1フィルタ14部b1は、図3に示したように各波長域がオーバーラップしているために、

(1) B1フィルタ部14b1によるCCD4で撮像される撮像信号には図7に示すような浅層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、

(2) また、G1フィルタ14g1によるCCD4で撮像される撮像信号には図8に示すような中層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、

(3) さらにR1フィルタ14r1によるCCD4で撮像される撮像信号には図9に示すような深層での組織情報を多く含む中層及び深層組織情報を有するバンド画像が撮像される。

【0026】

そしてビデオプロセッサ7により、これらRGB撮像信号を同時化して信号処理することで、内視鏡画像としては所望あるいは自然な色再現の内視鏡画像を得ることが可能となる。

【0027】

一方、電子内視鏡3のモード切替スイッチ41が押されると、その信号がビデオプロセッサ7のモード切替回路42に入力される。モード切替回路42は、光源装置4のモード切替モータ19に制御信号を出力することで、通常観察時に光路上にあった回転フィルタ14の第1のフィルタ組を移動させ第2のフィルタ組を光路上に配置するように回転フィルタ14を光路に対して駆動する。

【0028】

第2のフィルタ組による体腔内組織51の狭帯域光観察時におけるG2フィルタ部14g2、B2フィルタ部14b2、遮光フィルタ部14Cutは、照明光を図4に示したように離

10

20

30

40

50

散的な分光特性の2バンドの狭帯域な面順次光とし各波長域がオーバーラップしていないために、

(4) B2フィルタ部14b2によるCCD4で撮像される撮像信号には図10に示すような浅層での組織情報を有するバンド画像が撮像され、

(5) また、G2フィルタ部14g2によるCCD4で撮像される撮像信号には図11に示すような中層での組織情報を有するバンド画像が撮像される。

【0029】

この時、図3及び図4から明らかなように、第1のフィルタ組による透過光量に対して第2のフィルタ組による透過光量は、その帯域が狭くなるため減少するため、調光制御パラメータ切替回路44は、回転フィルタ14の第1のフィルタ組あるいは第2のフィルタ組に応じた調光制御パラメータを調光回路43に出力することで、調光回路43は絞り装置13を制御するので、狭帯域光観察時においても十分な明るさの画像データが得られる。

【0030】

また、画像処理回路30は、狭帯域光観察時での画像のカラー化において、Rチャンネル G狭帯域画像データ、Gチャンネル B狭帯域画像データ、Bチャンネル B狭帯域画像データとして、RGB3チャンネルのカラー画像を生成する。

【0031】

すなわち、G狭帯域画像データ(G)及びB狭帯域画像データ(B)に対して、画像処理回路30は以下の式(1)によりRGB3チャンネルのカラー画像(R', G', B')

【数1】

$$\begin{pmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} h11 & h12 \\ h21 & h22 \\ h31 & h32 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} G \\ B \end{pmatrix} \quad \dots(1)$$

【0032】

例えば、h11 = 1、h12 = 0、h21 = 0、h22 = 1.2、h31 = 0、h32 = 0.8とする。

【0033】

図12に示すような従来の3バンドの狭帯域な面順次光を得るためには、B狭帯域光用に図13及び図14に示すような分光透過率特性を有する干渉膜フィルタの蒸着、G狭帯域光用に図15及び図16に示すような分光透過率特性を有する干渉膜フィルタの蒸着、R狭帯域光用に図17及び図18に示すような分光透過率特性を有する干渉膜フィルタの蒸着が必要となるが、本実施例においては、B2フィルタ部14b2は、図13及び図14に示すような分光透過率特性を有する干渉膜フィルタの蒸着により製作され、G2フィルタ部14g2は、図15及び図16に示すような分光透過率特性を有する干渉膜フィルタの蒸着により製作される。

【0034】

このように光学フィルタを製作する場合、通常は多層干渉膜フィルタの蒸着による場合が多く、その製造方法ではその分光透過率特性を狭帯域化するのに、何層もの膜を蒸着せねばならず、そのためコスト増やフィルタの厚みが増すという問題があるが、本実施例では、必要最小限度の多層干渉膜フィルタの蒸着により、粘膜表層付近の所望の深部の組織情報を得ることができ、例えば早期ガンなど粘膜表層付近の細胞配列の乱れを伴う疾患の識別診断に利用することができる。

【0035】

なお、上記実施例の内視鏡装置1では、光源装置4が面順次光を供給し、ビデオプロセッサ7で面順次画像情報を同時化して画像化する面順次式内視鏡装置を例として説明した

10

20

30

40

50

が、これに限らず、同時式内視鏡装置にも適用可能である。

【0036】

すなわち、図19に示すように、白色光を供給する光源装置4aと、CCD2の撮像面の前面にカラーチップ100を備えた電子内視鏡3aと、電子内視鏡3aから撮像信号を信号処理するビデオプロセッサ7aとからなる同時式内視鏡装置1aにも本実施例を適用することができる。

【0037】

光源装置4aでは、熱線カットフィルタ12を介したキセノンランプ11からの白色光が絞り装置13により光量が制御され電子内視鏡3a内に配設されたライトガイド15の入射面に出射される。この白色光の光路上に図20に示すような離散的な分光特性の2バンドの狭帯域光A1、A2に変換する狭帯域制限フィルタ14aが挿脱可能に設けられている。

10

【0038】

なお、狭帯域制限フィルタ14aの狭帯域光A1及び狭帯域光A2は、図21ないし図23に示すような分光透過率特性を有する複数の干渉膜フィルタの蒸着により実現できる。ここで、狭帯域光A1の波長域及び狭帯域光A2の波長域として、

狭帯域光A1 = 405 ~ 425 nm, 狭帯域光A2 = 530 ~ 550 nm

狭帯域光A1 = 405 ~ 425 nm, 狭帯域光A2 = 490 ~ 510 nm

狭帯域光A1 = 405 ~ 425 nm, 狭帯域光A2 = 440 ~ 460 nm

狭帯域光A1 = 440 ~ 460 nm, 狭帯域光A2 = 530 ~ 550 nm

20

の各組み合わせを想定しているが、近紫外域あるいは近赤外域を含んでもよい。

【0039】

電子内視鏡3aでは、体腔内組織51の像がカラーチップ100を介してCCD2で撮像される。

【0040】

ビデオプロセッサ7aでは、A/D変換器24からの画像データがY/C分離回路101により輝度信号Yと色差信号Cr、Cbに分離され、RGBマトリックス回路102によりRGB信号に変換され、ホワイトバランス回路25に出力される。その他の構成及び作用は図1の内視鏡装置と同じである。

【0041】

30

また、R狭帯域成分の光が体腔内組織51が照射されないため、狭帯域光観察時に得られる情報にはR狭帯域光による組織情報は含まれず、R狭帯域成分の光による画像情報を分離することなく粘膜表層付近の所望の深部の組織情報を得ることができ、情報処理が容易になるといった効果を有する。

【0042】

なお、回転フィルタ14の第2のフィルタ組におけるB2フィルタ部14b2及びG2フィルタ部14g2の分光透過特性を図24に示すようにして、G狭帯域での分光積をB狭帯域光での分光積よりも小さくしても良い。狭帯域制限フィルタ14aの狭帯域光A1（B狭帯域光に相当）及び狭帯域光A2（G狭帯域光に相当）についても同様である。

【0043】

40

あるいは、CCD2への入射光における、G帯域光の分光積SGをB帯域光での分光積SBよりも小さくする。例えば、 $0.10 \leq SG / SB \leq 0.35$ とする。

【0044】

$$S_G = \int S(\lambda) d\lambda$$

$$S_B = \int S(\lambda) d\lambda$$

$$S(\lambda) = \text{Lamp}(\lambda) \times \text{LIRCut}(\lambda) \times \text{NBIFilter}(\lambda) \times \text{LG}(\lambda) \times \text{IRCut}(\lambda) \times \text{YagCut}(\lambda)$$

Lamp() : ランプの分光特性

LIRCut() : 光源装置内の熱線カットフィルタの分光特性

NBIFilter() : 狭帯域制限フィルタ(NBIフィルタ)の分光特性

50

LG () : ライトガイドの分光特性

IRCut () : 内視鏡内赤外光カットフィルタの分光特性

YagCut () : 内視鏡内レーザ光カットフィルタの分光特性

ここで、^G、^Bは各々G狭帯域光、B狭帯域光での波長域における積分演算を示す。

【0045】

従来、狭帯域制限フィルタ(NBIフィルタ)の透過率の設計は、ホワイトキャップ(標準白色板)撮影時のR、B信号におけるノイズを抑制するため、ホワイトバランスの補正値がRGBでほぼ等しくなるようにしていた。

【0046】

しかしながら、生体粘膜観察時にはHb(ヘモグロビン)による吸光度がG帯域光よりもB帯域光で高いため、B信号が相対的に暗くなる。色変換処理によりNBIの粘膜情報の視認性を向上させるためには、G、B信号の明るさをほぼ等しくする必要はあるが、B信号をゲインアップする必要があるため、B信号のノイズが目立ってしまうという問題があった。さらに補色フィルタのCCDでは、透過率調整が適切でないと、Y/Cr/Cbの飽和点が各信号毎に異なり、YCrCb信号から線形演算により変換したRGB信号において、色再現性が悪化してしまう。

【0047】

そこで、G狭帯域での分光積をB狭帯域光での分光積よりも小さくすることで、NBIによる良好な画質を得ることが可能となる。

【0048】

すなわち、G帯域の透過率をB帯域よりも下げることにより、生体粘膜観察時のG、B信号出力の差を少なくすることが可能となり、その結果、B信号のゲインを小さくできるため、ノイズを抑制することができる。

【0049】

また、生体粘膜観察時に、Y/Cr/Cbの飽和点の差を縮めることができるため、変換後のRGB信号において、明るさに対して信号出力がリニアに変化する範囲(レンジ)を広げることが可能となり、この結果、色再現性のレンジも広がる。

【0050】

なお、図1において、回転フィルタ14の第2のフィルタ組をG2フィルタ部14g2、B2フィルタ部14b2、遮光フィルタ部14Cutにより構成するとしたが(図2参照)、図25に示すように、遮光フィルタ部14Cut部分にさらにB2フィルタ部14b2を配置し、第2のフィルタ組をB2フィルタ部14b2、G2フィルタ部14g2、B2フィルタ部14b2により構成してもよく、このように構成することで、B2フィルタ部14b2によるCCD4での撮像が1フィールド期間に2度実施され、この撮像信号を演算処理し、例えばB加算処理することで狭帯域B画像の明るさの改善や、平均処理することによりSN向上が可能となる。

【0051】

また、図1における2重構造の回転フィルタ14を、図26に示す1重構造のR1フィルタ部14r1、G1フィルタ部14g1、B1フィルタ部14b1からなる第1のフィルタ組のみで回転フィルタ140を構成すると共に、図27に示すように、この回転フィルタ140の入射光軸前段に図19で示した狭帯域制限フィルタ14aを光軸上に挿脱可能に配置して光源装置4を構成してもよく、この場合、CCD2の前面にカラーチップ100を設ける必要がなく、図1に示した構成のビデオプロセッサ7により、通常面順次光による観察と狭帯域面順次光による観察が可能となる。

【0052】

本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0053】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

10

20

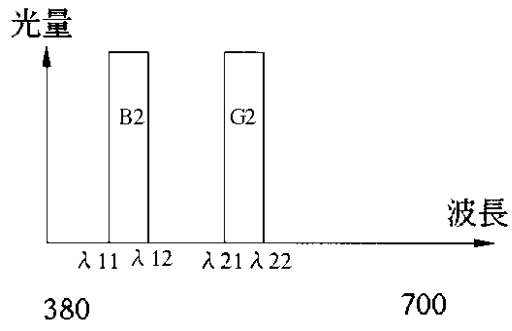
30

40

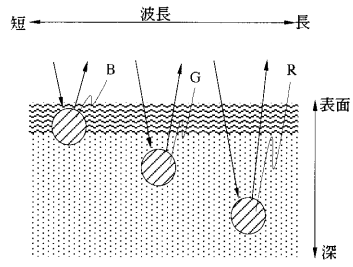
50

【図 2】図 1 の回転フィルタの構成を示す構成図	
【図 3】図 2 の回転フィルタの第 1 のフィルタ組の分光特性を示す図	
【図 4】図 2 の回転フィルタの第 2 のフィルタ組の分光特性を示す図	
【図 5】図 1 の内視鏡装置により観察する生体組織の層方向構造を示す図	
【図 6】図 1 の内視鏡装置からの照明光の生体組織の層方向への到達状態を説明する図	
【図 7】図 3 の第 1 のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第 1 の図	
【図 8】図 3 の第 1 のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第 2 の図	
【図 9】図 3 の第 1 のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第 3 の図	
【図 10】図 4 の第 2 のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第 1 の図	10
【図 11】図 4 の第 2 のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す第 2 の図	
【図 12】図 4 の第 2 のフィルタ組の製作方法を説明する第 1 の図	
【図 13】図 4 の第 2 のフィルタ組の製作方法を説明する第 2 の図	
【図 14】図 4 の第 2 のフィルタ組の製作方法を説明する第 3 の図	
【図 15】図 4 の第 2 のフィルタ組の製作方法を説明する第 4 の図	
【図 16】図 4 の第 2 のフィルタ組の製作方法を説明する第 5 の図	
【図 17】図 4 の第 2 のフィルタ組の製作方法を説明する第 6 の図	
【図 18】図 4 の第 2 のフィルタ組の製作方法を説明する第 7 の図	
【図 19】図 1 の内視鏡装置の変型例の構成を示す構成図	20
【図 20】図 19 の狭帯域制限フィルタの分光透過特性を示す図	
【図 21】図 19 の狭帯域制限フィルタを実現する第 1 の干渉膜フィルタの分光透過特性を示す図	
【図 22】図 19 の狭帯域制限フィルタを実現する第 2 の干渉膜フィルタの分光透過特性を示す図	
【図 23】図 19 の狭帯域制限フィルタを実現する第 3 の干渉膜フィルタの分光透過特性を示す図	
【図 24】図 20 の狭帯域制限フィルタの変型例の分光透過特性を示す図	
【図 25】図 1 の回転フィルタの第 1 の変形例の構成を示す構成図	
【図 26】図 1 の回転フィルタの第 2 の変形例の構成を示す構成図	30
【図 27】図 26 の回転フィルタを用いた際の内視鏡装置の構成を示す図	
【符号の説明】	
【 0 0 5 4 】	
1 ... 内視鏡装置	
2 ... C C D	
3 ... 電子内視鏡	
4 ... 光源装置	
5 ... 観察モニタ	
6 ... 画像ファイリング装置	
7 ... ビデオプロセッサ	40
1 0 ... 電源部	
1 1 ... キセノンランプ	
1 2 ... 熱線カットフィルタ	
1 3 ... 絞り装置	
1 4 ... 回転フィルタ	
1 4 r 1... R1フィルタ部	
1 4 g 1... G1フィルタ部	
1 4 b 1... B1フィルタ部	
1 4 g 2... G2フィルタ部	
1 4 b 2... B2フィルタ部	50

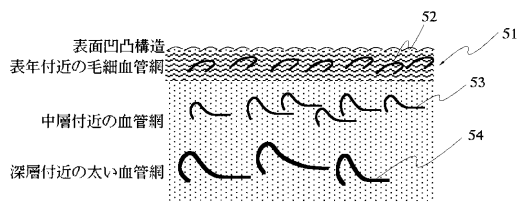
【図4】



【図6】



【図5】



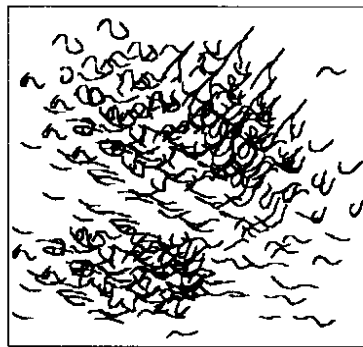
【図7】



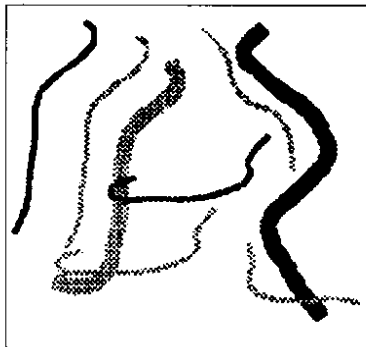
【図8】



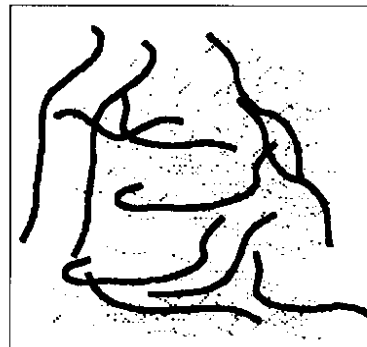
【図10】



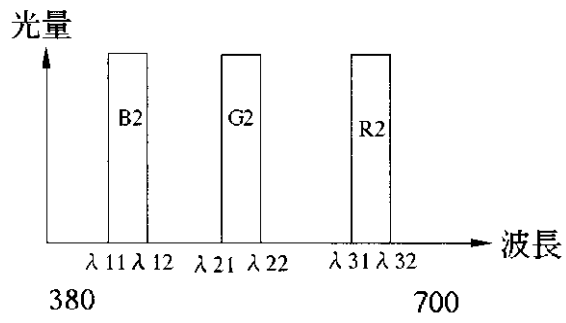
【図9】



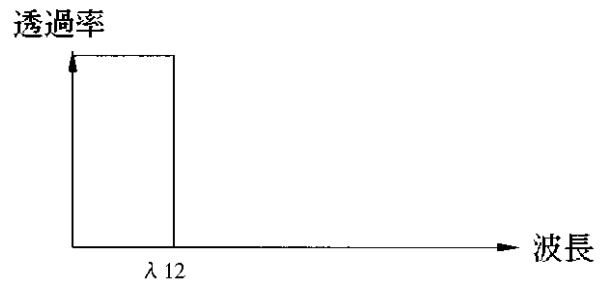
【図11】



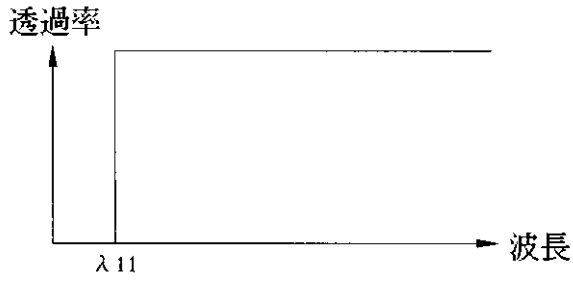
【圖 1 2】



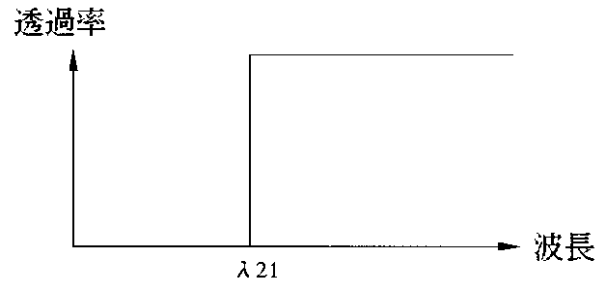
【圖 1 4】



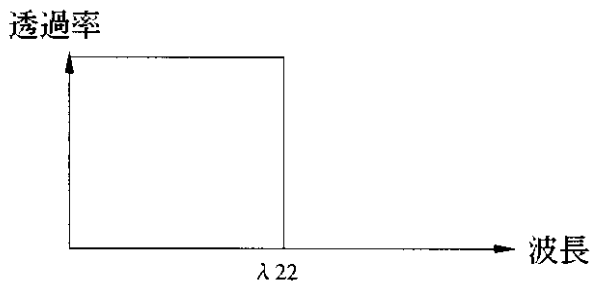
【圖 1 3】



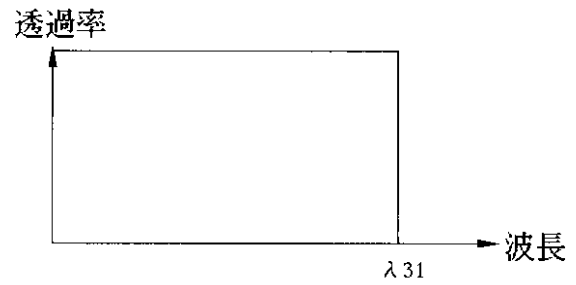
【圖 1 5】



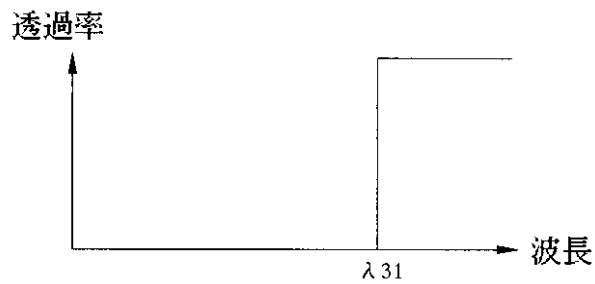
【圖 1 6】



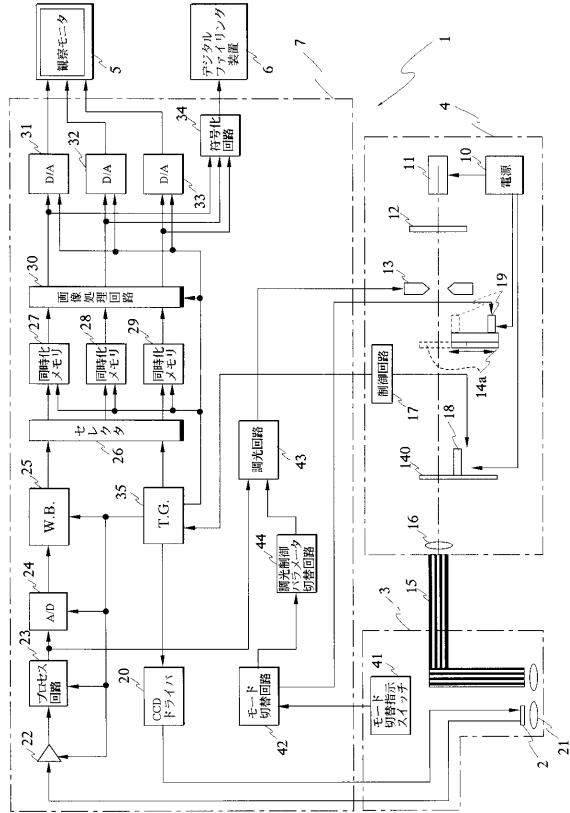
【圖 1 8】



【圖 1 7】



【図27】



フロントページの続き

- (72)発明者 山崎 健二
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 天野 正一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 小田倉 直人

- (56)参考文献 特開2004-202217(JP,A)
特開平10-500588(JP,A)
特開平05-084218(JP,A)
特開平10-216082(JP,A)
特開平10-248808(JP,A)
特開昭61-061587(JP,A)
特開2001-178673(JP,A)
特開2002-034893(JP,A)
特開2002-034908(JP,A)
特開2002-095635(JP,A)
特開平08-186810(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/06
A61B 1/04

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP4384626B2	公开(公告)日	2009-12-16
申请号	JP2005244083	申请日	2005-08-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司 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)	奥林巴斯公司 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 大島睦巳 山崎健二 天野正一		
发明人	後野 和弘 大島 睦巳 山▲崎▼ 健二 天野 正一		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/04.370 A61B1/00.513 A61B1/04 A61B1/04.531 A61B1/06.A A61B1/06.510 A61B1/07.730 A61B1/07.735 G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/PP12 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR20 4C061/SS21 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/PP12 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR20 4C161/SS21 4C161/YY07 4C161/YY12		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2004256140 2004-09-02 JP 2005009477 2005-01-17 JP		
其他公开文献	JP2006218283A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过廉价的简单结构在粘膜表面层附近获得所需的深部组织信息。解决方案：G 2滤光器单元14 g 2，B 2滤光器单元14b 2和遮光滤光器单元14在通过旋转滤光器14的第二滤光器组对体腔中的组织进行窄带光观察时切割将照明光转换为2个离散光谱特性带的带图像顺序光，由B 2滤波器单元14b 2由CCD 4拾取的图像拾取信号是在浅层中具有组织信息的带图像，并且由G 2滤波器单元14 g 2由CCD 4拾取的图像拾取信号是中间层。组织信息。 .The

$$\begin{pmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} h_{11} & h_{12} \\ h_{21} & h_{22} \\ h_{31} & h_{32} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} G \\ B \end{pmatrix}$$