

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公 開 特 許 公 報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2007-202589
(P2007-202589A)

(43) 公開日 平成19年8月16日(2007.8.16)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2006-21345 (P2006-21345)	(71) 出願人	590001452 国立がんセンター総長 東京都中央区築地5丁目1番1号
(22) 出願日	平成18年1月30日 (2006.1.30)	(71) 出願人	000000527 ペンタックス株式会社 東京都板橋区前野町2丁目36番9号
		(74) 代理人	100083286 弁理士 三浦 邦夫
		(74) 代理人	100120204 弁理士 平山 巖
		(72) 発明者	垣添 忠生 東京都中央区築地5丁目1番1号 国立がんセンター内

最終頁に続く

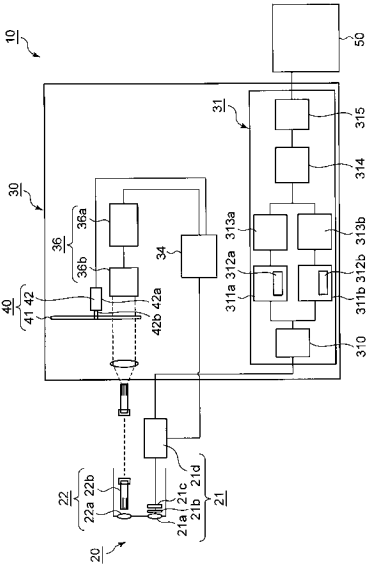
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】観察面の全体像を把握しやすく、かつ、所望の深さにおける観察面の微細構造を鮮明な画像として得ることができる電子内視鏡装置を提供する。

【解決手段】光源と、この光源からの出射光を、波長帯域の広い広帯域光と、波長帯域が狭い狭帯域光と、に順次切り替えて出射する回転フィルタと、広帯域光を照射したときに得られた第1画像信号を記録する第1画像メモリ部と、狭帯域光を照射したときに得られた第2画像信号を記録する第2画像メモリ部と、第1画像信号及び第2画像信号を合成する画像信号合成部と、を備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源と、

前記光源からの出射光を、波長帯域の広い広帯域光と、波長帯域が狭い狭帯域光と、に順次切り替えて出射する回転フィルタと、

前記広帯域光を照射したときに得られた第 1 画像信号を記録する第 1 画像メモリ部と、

前記狭帯域光を照射したときに得られた第 2 画像信号を記録する第 2 画像メモリ部と、

前記第 1 画像信号及び前記第 2 画像信号を合成する画像信号合成部と、を備えることを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】

前記回転フィルタは、その回転軸のまわりに、等角度間隔に、前記広帯域光を透過させる広帯域フィルタ部と、前記光源から出射した光のうち前記狭帯域光を透過させる狭帯域フィルタ部と、を配置してなり、前記回転フィルタを回転させることにより、前記光源からの入射光を、広帯域光と、狭帯域光と、に順次切り替える請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

10

【請求項 3】

前記広帯域光及び前記狭帯域光は、それぞれ複数の波長帯域を有する請求項 1 又は請求項 2 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 4】

前記狭帯域光の波長帯域は、前記広帯域光の波長帯域に含まれる請求項 1 ～請求項 3 のいずれか 1 項記載の電子内視鏡装置。

20

【請求項 5】

前記広帯域フィルタ部と前記狭帯域フィルタ部は、前記回転軸のまわりに 180 度間隔に配置されている請求項 2 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 6】

前記広帯域フィルタ部及び前記狭帯域フィルタ部は、透明基板上に蒸着することにより形成されている請求項 2 又は請求項 5 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 7】

前記第 1 画像メモリ部に記録された前記第 1 画像信号を、特定の波長帯域信号を強調するように演算処理する第 1 画像信号マトリクス演算部を備える請求項 1 ～請求項 6 のいずれか 1 項記載の電子内視鏡装置。

30

【請求項 8】

前記第 2 画像メモリ部に記録された前記第 2 画像信号を、特定の波長帯域信号を強調するように演算処理する第 2 画像信号マトリクス演算部を備える請求項 1 ～請求項 7 のいずれか 1 項記載の電子内視鏡装置。

【請求項 9】

前記第 1 画像信号マトリクス演算部及び前記第 2 画像信号マトリクス演算部における演算により、前記広帯域光の波長領域に含まれ、かつ、前記狭帯域光の波長帯域に含まれない波長帯域の画像を得る請求項 7 記載の電子内視鏡装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、波長帯域幅の異なる 2 つの光を出射可能な電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

体腔内の観察や検査を行う内視鏡装置においては、波長の短い光は生体組織表面から浅い領域で反射し、波長の長い光は生体組織表面から深い領域にまで到達して反射する特性を使って、波長の異なる光を観察面に照射することのできる光源装置が提案されている。

【0003】

50

例えば、キセノンランプなどの放電ランプによる白色光を、フィルタを使って波長の異なる R、G、B の三色に分けて照射し、フィルタの透過度合いを調整することによって生体組織表面から所望する深度の情報を得る装置が提案されている（特許文献 1）。

【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】

【0004】

しかし、この装置では、光源となるキセノンランプその他の放電ランプによる白色光をフィルタにより三色に分解したとしても、所望の深度だけの領域の画像情報しか得られず、正確な色情報を得ることが困難であった。

10

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記課題を解決するために、本発明の電子内視鏡装置においては、光源と、前記光源からの出射光を、波長帯域の広い広帯域光と、波長帯域が狭い狭帯域光と、に順次切り替えて出射する回転フィルタと、広帯域光を照射したときに得られた第 1 画像信号を記録する第 1 画像メモリ部と、狭帯域光を照射したときに得られた第 2 画像信号を記録する第 2 画像メモリ部と、第 1 画像信号及び第 2 画像信号を合成する画像信号合成部と、を備えることを特徴としている。

【0006】

上記回転フィルタは、その回転軸のまわりに、等角度間隔に、広帯域光を透過させる広帯域フィルタ部と、光源から出射した光のうち狭帯域光を透過させる狭帯域フィルタ部と、を配置してなり、回転フィルタを回転させることにより、光源からの入射光を、広帯域光と、狭帯域光と、に順次切り替えることができる。

20

【0007】

上記広帯域光及び狭帯域光は、それぞれ複数の波長帯域を有することが好ましく、狭帯域光の波長帯域は、広帯域光の波長帯域に含ませるとよい。

【0008】

上記広帯域フィルタ部と狭帯域フィルタ部は、回転軸のまわりに 180 度間隔に配置されているとよい。

【0009】

上記広帯域フィルタ部及び狭帯域フィルタ部は、透明基板上に蒸着することにより形成することができる。

30

【0010】

上記第 1 画像メモリ部に記録された第 1 画像信号を、特定の波長帯域信号を強調するように演算処理する第 1 画像信号マトリクス演算部、及び / 又は、上記第 2 画像メモリ部に記録された第 2 画像信号を、特定の波長帯域信号を強調するように演算処理する第 2 画像信号マトリクス演算部を備えることが好ましい。

【0011】

上記第 1 画像信号マトリクス演算部及び第 2 画像信号マトリクス演算部における演算により、広帯域光の波長領域に含まれ、かつ、狭帯域光の波長帯域に含まれない波長帯域の画像を得ることができる。

40

【発明の効果】

【0012】

本発明によると、広帯域光による観察画像と、狭帯域光による観察画像と、を合成することにより、正確な色再現を実現しかつ所望の深さにおける観察面の微細構造を鮮明な画像として得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明の実施形態について、図 1 ~ 8 を参照しつつ説明する。本実施形態に係る電子内視鏡装置 10 は、図 1 に示すように、電子スコープ 20 と、カラープロセッサ（電子

50

内視鏡用プロセッサ) 30と、カラーモニタ50とを備える。電子スコープ20は、カラープロセッサ30の制御により、被写体を撮像する。撮像により得られた画像信号はカラープロセッサ30によってカラーモニタ50で出力(画面表示)が可能な映像信号に変換される。変換された映像信号はアナログ信号としてカラーモニタ50に伝達される。伝達された映像信号は、カラーモニタ50によって出力される。使用者は、カラーモニタ50による出力結果により、電子スコープで撮像された被写体映像を観察することができる。

【0014】

電子スコープ20は、撮像部21と、照明部22とを有する。

【0015】

撮像部21は、対象物側から順に配置される対物レンズ21a、カラーフィルタ21b、及び、撮像素子としてのCCD(電荷結合素子)21c、並びに、AFE(アナログフロントエンド)回路21dを備える。CCD21cの駆動は、AFE回路21dに接続された制御回路34が出力するクロックパルスに従って行われる。被写体の撮像によってCCD21cに蓄積された電荷は、映像信号処理部31に転送される。

【0016】

照明部22は、配光レンズ22a及び光誘導部材22bを備える。光誘導部材22bには、光源部36からの出射光がフィルタ部40を介して入射し、光誘導部材22bからの出射光は配光レンズ22aを介して生体組織に照射される。電子スコープ20と、カラープロセッサ30と、はコネクタ部(不図示)で電氣的、光学的に接続される。

【0017】

カラープロセッサ30は、映像信号処理部31、制御回路34、光源部36、及びフィルタ部40を有している。カラープロセッサ30では、光源部36からの出射光を、フィルタ部40を介して、照明部22へ、広帯域の波長の光と狭帯域の波長の光を所定時間ごとに交互に、適度な光量で出射するとともに、電子スコープ20で撮像し電荷転送された画像信号を、カラーモニタ50で出力できる映像信号に変換する。本発明の出射手段は、光源36とフィルタ部40により構成される。

【0018】

映像信号処理部31では、まず色分離回路310において、CCD21cからAFE回路21dを介して入力された信号が、画像信号としてRとGとBに色分離される。色分離回路310には、所定時間ごとに、広帯域の波長の光による画像信号(第1画像信号)と、狭帯域の波長の光による画像信号(第2画像信号)が入力される。広帯域の波長の光は色分離回路310で色分離された後に広帯域画像処理回路(通常画像処理回路)311aで、狭帯域の波長の光は色分離回路310で色分離された後に狭帯域画像処理回路311bで、それぞれガンマ補正、輪郭強調、増幅処理その他の画像処理がなされる。これらの画像処理の結果は、広帯域画像処理回路311a及び狭帯域画像処理回路311bにそれぞれ内蔵された第1画像メモリ部312a、第2画像メモリ部312bに保存される。また、これらの画像処理結果は、広帯域画像処理回路311a及び狭帯域画像処理回路311bにそれぞれ接続されたマトリクス演算回路(第1画像信号マトリクス演算回路)313a、マトリクス演算回路(第2画像信号マトリクス演算回路)313bに転送され、所望の色調・色空間になるように演算が行われる。これらのマトリクス演算回路から出力された演算結果は合成画像演算回路(画像信号合成部)314において合成される。合成された信号は、エンコーダ315へ出力され、Videoコンポジット信号、Y/C分離信号その他の映像信号に変換されるとともに、アナログ信号に変換されて、カラーモニタ50へ出力される。

【0019】

制御回路34は、図示しないCPUとRAMとを有し、内視鏡装置各部の制御や信号の一時記録を行う。

【0020】

光源部36は、制御回路34から出力される制御信号にしたがって動作する電源回路36aと、この電源回路36aから出力される駆動信号により白色光を出射するランプ(光源

10

20

30

40

50

）３６ｂと、を備える。ランプ３６ｂとしては、例えば、電源回路３６ａから印加された高電圧パルスによって放電を開始し白色光を発光する放電ランプ（例えば、白色光を発するキセノンランプ）がある。ランプ３６ｂから出射する白色光は、図２（ｅ）に示すように、短い波長から長い波長までの広帯域（約４００ｎｍ～７００ｎｍ）の波長の光であり、フィルタ部４０へ入射する。

【００２１】

フィルタ部４０は、回転フィルタ４１と、この回転フィルタ４１を回転駆動するためのモータ４２と、を備える。図３に示すように、回転フィルタ４１は、略円板形状をなし、その中心４１０にはモータ４２の本体部４２ａから延出する回転軸４２ｂが挿通固定され、この中心の周りに１８０度ずつに分割した広帯域フィルタ部４１１ａと狭帯域フィルタ部

10

【００２２】

広帯域フィルタ部４１１ａは、ランプ３６ｂから出射された広帯域の波長の光（広帯域光）をそのまま透過させるフィルタ又は孔部として形成することができ、通常の画像を得ることができる。広帯域フィルタ部４１１ａは、例えば、図２（ａ）に示すような広帯域の分光特性を持つフィルタである。これらのフィルタは、例えば、透明な円板状基板に蒸着

20

【００２３】

一方の狭帯域フィルタ部４１１ｂは、ランプ３６ｂから出射された広帯域の波長の光を狭帯域の波長の光（狭帯域光）として出射するフィルタであって、例えば、図２（ｂ）に示すような３つの狭帯域の分光特性を持つ３バンドパスフィルタである。このような狭帯域の波長の光を出射する狭帯域フィルタ部４１１ｂを用いると、所望の深さの生体組織の微細構造を抽出することができる。

【００２４】

ランプ３６ｂから出射した光は、使用者があらかじめ設定した所定時間ごとに広帯域フィルタ部４１１ａ又は狭帯域フィルタ部４１１ｂを透過して、光誘導部材２２ｂ、配光レンズ２２ａを介して生態組織（対象物）の観察面に照射され、生体組織での反射光又は散乱

30

【００２５】

前記所定時間を定める回転フィルタ４１の回転速度は、使用者が入力手段（不図示）を操作することにより決定され、その値は制御回路３４に記憶される。制御回路３４では、この回転速度に応じた駆動信号を本体部４２ａへ出力し、本体部４２ａはこの駆動信号に基づいて回転フィルタ４１を回転させる。

【００２６】

カラーモニタ５０は、例えば、映像信号を取り込んで表示することが可能な市販のカラーモニタであり、電子スコープ２０で撮像され、カラープロセッサ３０で変換された映像信号を、出力（画面表示）する。

40

【００２７】

生体組織に対する光の深さ方向の到達度合いは、その波長に依存する。すなわち短い波長の光は生体組織表面から浅い領域にまでしか光は到達せず、長い波長の光は生体組織表面から深い領域にまで光が到達する。

【００２８】

したがって、狭帯域フィルタ部４１１ｂを透過した波長帯域が狭い光は、生体組織表面から深い領域までの範囲のうち、透過光の波長帯域に応じて決まる範囲から反射、散乱した光によって、生態組織の表面、粘膜表面の毛細血管その他の微細構造を映し出すことができる（図４（ｂ））。

50

【0029】

一方、広帯域フィルタ部411aを透過した波長帯域が広い白色光を照射し、広い波長帯域の反射光を検出することで、正確な色情報を備えたカラー画像を得ることができる(図4(a))。

【0030】

よって、広帯域フィルタ部411aの透過光(広帯域光)による観察画像と、狭帯域フィルタ部411bの透過光(狭帯域光)による観察画像と、を合成することで、正確な色再現を実現したカラー画像(色情報)を得るとともに、生態組織の表面、所望の深さの粘膜表面の毛細血管その他の微細構造を鮮明な画像として得ることが可能になる(図4(c))。

10

【0031】

広帯域光による観察画像と狭帯域光による観察画像の合成は、第1画像信号と第2画像信号を、広帯域画像処理回路311a、狭帯域画像処理回路311bにおける画像処理の後に、それぞれ第1画像メモリ部312a、第2画像メモリ部312bに記憶し、マトリクス演算回路313a、313bでのマトリクス演算の後に、合成画像演算回路314においてこれらを合成することによって得られる。

【0032】

例えば、図2(c)に示すように、短波長側(400nm付近)の信号成分を強調するようなマトリクス演算を行うと、粘膜表層付近の浅い領域の毛細血管を強調した画像を得ることができる。これは、マトリクス演算回路313bにおいて、短波長側の信号成分(図2(b)のB1波長成分(例えば410nm))のみを強調し、それ以外の信号成分(図2(b)のG1(例えば520nm)とR1(例えば650nm)波長成分)はカットするようにマトリクス演算を行うとともに、カットされる信号成分(G-R領域)については、マトリクス演算回路313aでの演算結果を用いることにより得られる。このようなマトリクス演算回路313a、313bによる演算結果を合成することによって、図2(c)に示す波長特性をもった画像を得ることができる。

20

【0033】

また、図2(d)に示すように、水とヘモグロビンによる吸収が少ない700nm付近の信号成分を強調するようなマトリクス演算を行うことにより、深層の微細構造を強調した画像を得ることができる。これは、マトリクス演算回路313bにおいて、長波長側の成分(図2(b)のR1波長成分(例えば700nm))のみを強調し、それ以外の信号成分(図2(b)のB1とG1波長成分)はカットするように演算するとともに、カットされる成分(B-G領域)については、マトリクス演算回路313aでの演算結果を用いることにより得られる。このようなマトリクス演算回路313a、313bによる演算結果を互いに合成することによって、図2(d)に示す波長特性をもった画像を得ることができる。

30

【0034】

ここで、図5に水(曲線(点線)(C))とヘモグロビンの吸収スペクトルを示す。ヘモグロビンの吸光スペクトルの特徴は、酸素と結合している酸素化ヘモグロビン(図5の曲線(細線)(A))と、酸素と結合していない脱酸素化ヘモグロビン(図5の曲線(太線)(B))と、を比較すれば分かるように、800nmを中心して吸光度の大きさに逆転が見られることである。また、700nm付近の波長領域においては、生体への酸素供給・消費に大きく関係しているヘモグロビンのスペクトルを測定できる。したがって、700nm付近の画像信号成分を強調するように演算すれば、ヘモグロビンの吸収スペクトルが、酸素化・脱酸素化の状態によって異なるため、生体組織の代謝状態を測定することができ、このため、例えば代謝が活発である腫瘍組織を検出できる可能性がある。したがって、酸素化・脱酸素化ヘモグロビンの吸光スペクトルの違いから腫瘍の種類(良性・悪性)の診断も可能となる。

40

【0035】

また、例えば、図2(a)に示すようなCCD21cの原色カラーチップの分光特性から

50

図 2 (b) に示す狭帯域フィルタの分光特性を減算すると、図 6 の B 2、G 2、R 2 に示すような波長域のデータを得ることができる。さらに、この図 6 と図 2 (b) の分光特性を加算すると、図 6 の B 1、B 2、G 1、G 2、R 1、R 2 の 6 色の狭帯域の分光特性を持つバンドパスフィルタを得ることができる。図 2 (a) で示されるような従来のブロードな RGB 分光感度特性では、人間の目が感じる特性に変換することが難しいが、狭帯域フィルタ部 4 1 1 b に図 6 で示される 6 色の狭帯域フィルタを用いると、被写体のスペクトル情報が増えることになり、色再現性が向上する。さらに、この 6 色狭帯域フィルタによって得られた画像信号のうち、所望の波長の信号成分を強調するマトリクス演算をマトリクス演算回路 3 1 3 b において行うとともに、カットされる信号成分については、マトリクス演算回路 3 1 3 a での演算結果を用いて、これらの演算結果を互いに合成することによって、所望深さ領域を鮮明な画像として得ることができる。また、このような多色狭帯域フィルタを用いることにより、鮮明な画像を得ることができる領域の選択肢が増えるため、より正確な診断を行うことが可能となる。

10

【 0 0 3 6 】

本実施形態に係る電子内視鏡装置を用いた観察手順について説明する。

内視鏡操作が開始されると、制御回路 3 4 の制御によりランプ 3 6 b が点灯し、回転フィルタ 4 1 が回転する。この回転フィルタ 4 1 は、図 7 に示すように、ランプ 3 6 b からの出射光が、フレーム信号の周期の半分の周期（例えばフレーム信号の周期が 1 / 3 0 秒のときは 1 / 6 0 秒）でオンオフするフィールド信号がオン状態のときに広帯域フィルタ部 4 1 1 a を透過し、オフ状態のときに狭帯域フィルタ部 4 1 1 b を透過するような周期（例えばフレーム信号の周期が 1 / 3 0 秒のときは 1 / 3 0 秒）で回転する。その結果、広帯域フィルタ部 4 1 1 a を透過した光の反射光及び狭帯域フィルタ部 4 1 1 b を透過した光の反射光が、フィールド信号のオンオフのタイミングに合わせて CCD 2 1 c で受光され、画像信号 A 1、A 2、A 3、・・・及び画像信号 B 1、B 2、B 3、・・・にそれぞれ変換される。

20

【 0 0 3 7 】

こうして得られた画像信号は、広帯域フィルタ部 4 1 1 a を透過した光の反射光による画像信号 A 1、A 2、A 3、・・・は第 1 画像メモリ部 3 1 2 a に、狭帯域フィルタ部 4 1 1 b を透過した光の反射光による画像信号 B 1、B 2、B 3、・・・は第 2 画像メモリ部 3 1 2 b に、それぞれ記憶される。記憶された画像信号データは、マトリクス演算回路 3 1 3 a、3 1 3 b でそれぞれ所望の色調・色空間になるように演算が行われる。これらのマトリクス演算回路 3 1 3 a、3 1 3 b から出力された演算結果は合成画像演算回路 3 1 4 において合成された後に、エンコーダ 3 1 5 へ出力され、Video コンポジット信号、Y / C 分離信号その他の映像信号に変換されるとともに、アナログ信号に変換されて、カラーモニタ 5 0 へ出力される。

30

【 0 0 3 8 】

本実施形態では、広帯域フィルタ部 4 1 1 a 及び狭帯域フィルタ部 4 1 1 b を透過した光の反射光による画像信号を疑似フレーム化している。これは、図 8 に示すように、フィールド信号がオンのときに広帯域フィルタ部 4 1 1 a を透過した光の反射光による画像信号データを第 1 画像メモリ部 3 1 2 a に書き込む一方、フィールド信号がオフのときに、狭帯域フィルタ部 4 1 1 b を透過した光の反射光による画像信号データを第 2 画像メモリ部 3 1 2 b に書き込むだけでなく、直前に第 1 画像メモリ部 3 1 2 a に書き込まれた画像信号データを読み出して、これらの画像信号データを同じ時間帯（フィールド信号）に存在させることによって行う。

40

【 0 0 3 9 】

上述のように狭帯域フィルタ部 4 1 1 b を多色狭帯域フィルタとし、数フレームごとにマトリクス演算を変化させることで、強調する信号成分を切り替えていくこともできる。こうすると、視認しやすい波長域を選択して、その強調画像とカラー画像の合成を最終的に連続表示又はフリーズ画として表示することもできる。

【 0 0 4 0 】

50

また、2 画像分のメモリがあれば、画像処理回路 3 1 1、マトリクス回路 3 1 3 を共用してもよい。

【0 0 4 1】

本発明について上記実施形態を参照しつつ説明したが、本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、改良の目的または本発明の思想の範囲内において改良または変更が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0 0 4 2】

【図 1】本発明の実施形態に係る電子内視鏡の構成を示す図である。

【図 2】(a) は C C D の原色フィルタの分光特性例を、(b) は狭帯域フィルタの分光特性例を、(c) は短波長側を強調した分光特性例を、(d) は長波長側を強調した分光特性例を、(e) は広帯域光であるランプの分光特性例を、それぞれ示す図である。一般的な C C D におけるフィルタの分光特性と、青色レーザー光の波長帯域をグラフで示す。

【図 3】本発明の実施形態に係る回転フィルタの構成を示す平面図である。

【図 4】(a) は広帯域光照射による生体組織表面から深い領域までを撮像した画像例、(b) は狭帯域光照射による生体組織表面から特定の深さの領域を撮像した画像例、(c) は(a) と(b) の画像を合成した画像を示す図である。

【図 5】水とヘモグロビンの吸光スペクトルを示す図であり、曲線(A) は酸化ヘモグロビンの吸光スペクトルを、曲線(B) は脱酸化ヘモグロビンの吸光スペクトルを、曲線(C) は水の吸光スペクトルを、それぞれ示す。

【図 6】図 2 (a) から図 2 (b) を減算して得た分光特性を示す図である。

【図 7】広帯域フィルタ及び狭帯域フィルタからの出射タイミング及びその反射光の撮影タイミングを示すチャート図である。

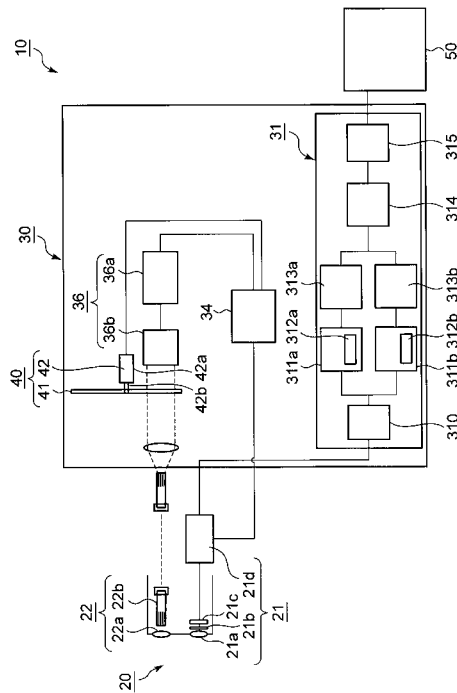
【図 8】広帯域フィルタ及び狭帯域フィルタからの出射光の反射光の書き込み、読み出し、及び疑似フレーム化のタイミングを示すチャート図である。

【符号の説明】

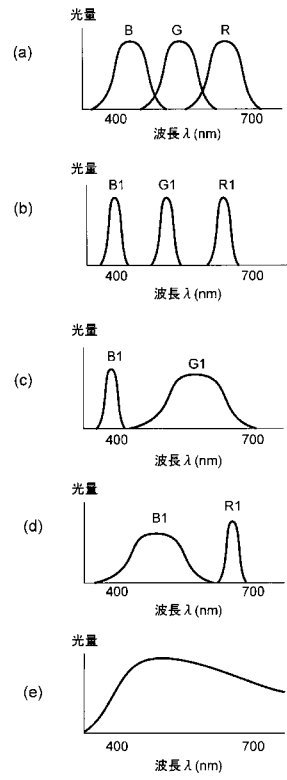
【0 0 4 3】

1 0	電子内視鏡装置	
2 0	電子スコープ	
2 1	撮像部	30
2 2	照明部	
3 0	カラープロセッサ	
3 1	映像信号処理部	
3 4	制御回路	
3 6	光源部(出射手段)	
4 0	フィルタ部(出射手段)	
4 1	回転フィルタ	
4 2	モータ	
5 0	カラーモニタ	
3 1 2 a	第 1 画像メモリ部	40
3 1 2 b	第 2 画像メモリ部	
3 1 4	合成画像演算回路(画像信号合成部)	

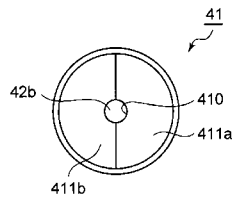
【図 1】



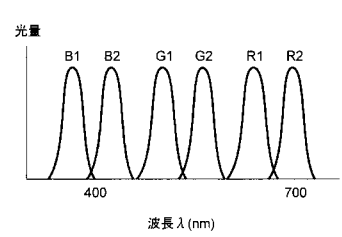
【図 2】



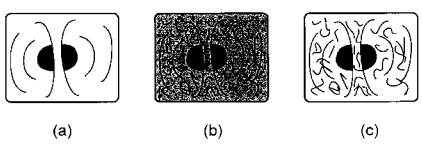
【図 3】



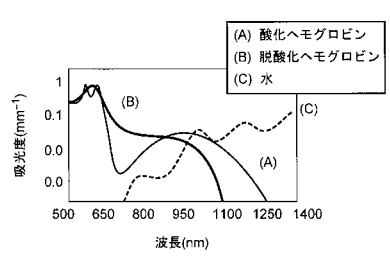
【図 6】



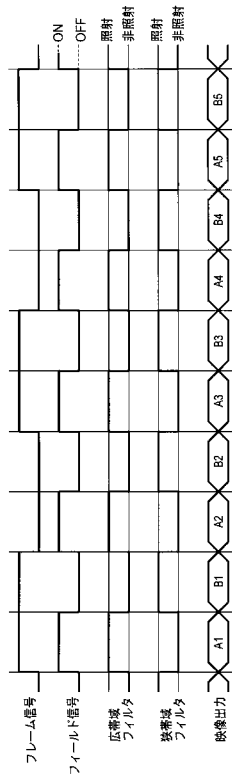
【図 4】



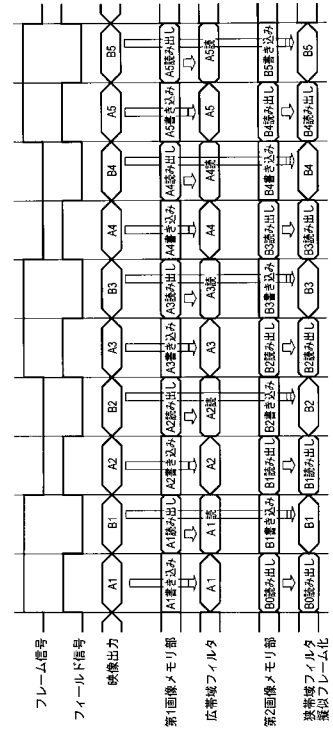
【図 5】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 小林 寿光

東京都中央区築地5丁目1番1号 国立がんセンター内

(72)発明者 松井 豪

東京都板橋区前野町2丁目3番9号 ペンタックス株式会社内

(72)発明者 池谷 浩平

東京都板橋区前野町2丁目3番9号 ペンタックス株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA09 CA02 CA22 DA53 FA02 FA13 GA05 GA10 GA11

4C061 CC06 FF47 LL02 NN01 NN07 PP12 QQ02 QQ03 QQ09 RR04

RR14 RR18 SS21 YY02 YY12

5C054 CC07 GB02 HA12

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2007202589A	公开(公告)日	2007-08-16
申请号	JP2006021345	申请日	2006-01-30
[标]申请(专利权)人(译)	国立癌症中心总裁 旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	国立癌症中心总裁 宾得株式会社		
[标]发明人	垣添忠生 小林寿光 松井豪 池谷浩平		
发明人	垣添 忠生 小林 寿光 松井 豪 池谷 浩平		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/06.B G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.513 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/06.510 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA02 2H040/CA22 2H040/DA53 2H040/FA02 2H040/FA13 2H040/GA05 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF47 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN07 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/SS21 4C061/YY02 4C061/YY12 5C054/CC07 5C054/GB02 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/FF47 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN07 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS21 4C161/YY02 4C161/YY12		
代理人(译)	三浦邦夫 平山岩		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电子内窥镜装置，其能够容易地抓住观察表面的整个图像并且获得在期望深度处的观察表面的精细结构作为清晰图像。 解决方案：光源设有旋转滤光器，用于顺序地将来自光源的发射光转换为具有宽波长带的宽带光和具有窄波长带的窄带光，并且当用宽带光照射时输出它用于记录在窄带光照射时获得的第二图像信号的第二图像存储单元，用于记录第一图像信号和第二图像信号的第二图像存储单元以及用于合成图像的图像信号合成单元。 点域1

