

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 93336

(P2003 - 93336A)

(43)公開日 平成15年4月2日(2003.4.2)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト [*] (参考)
A 6 1 B 1/04	370	A 6 1 B 1/04	370 2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B 4 C 0 6 1
23/26		23/26	B 5 C 0 5 4
			D 5 C 0 6 5
H 0 4 N 7/18		H 0 4 N 7/18	M

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 17数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001 - 292869(P2001 - 292869)

(22)出願日 平成13年9月26日(2001.9.26)

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(72)発明者 藤田 寛

栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株
式会社東芝那須工場内

(74)代理人 100083161

弁理士 外川 英明

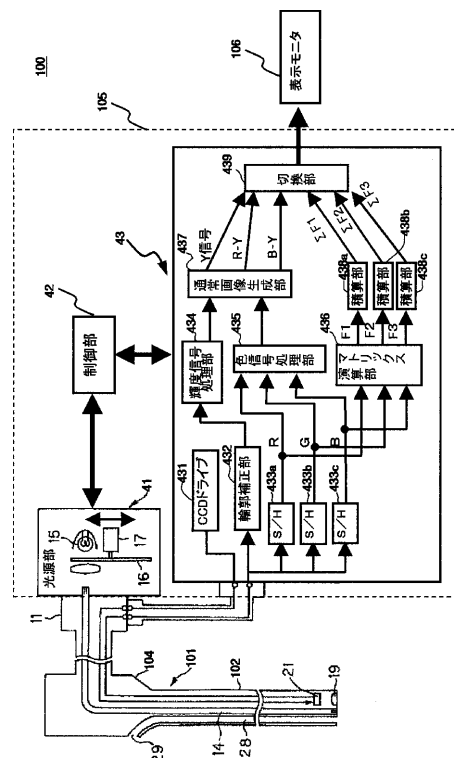
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】 光源部に分光画像用の光学的波長狭帯域バンドパスフィルタを設けることなく、血管パターンが鮮明に表示される分光画像を得ることを目的とする。

【解決手段】 本体処理装置43に設けられたマトリックス演算部436により、R・G・Bカラー画像信号から分光画像信号を生成し、切換部439を介して、表示モニタ106にて表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 照明用光源から被検体内に光を照射し、固体撮像素子によりカラー画像信号を取得する電子内視鏡装置において、前記カラー画像信号から分光画像信号を生成する演算部を有することを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】 前記演算部は、前記カラー画像信号から電子回路処理により前記分光画像信号を生成することを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】 前記演算部は、前記カラー画像信号から数値データ処理により前記分光画像信号を生成することを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 4】 前記照明用光源から照射される光量を制御する光量制限部をさらに有することを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 5】 前記光量制御部は、前記カラー画像信号を取得する場合よりも、前記分光画像信号を取得する場合に、前記光量を少なくすることを特徴とする請求項 4 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 6】 前記光量制御部は、前記光を所定の時間間隔で遮断するチョッパーを有することを特徴とする請求項 4 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 7】 前記光量制御部は、前記照明用光源のランプに流れる電流を制御する電流制御部を有することを特徴とする請求項 4 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 8】 前記固体撮像素子による電荷蓄積時間を決定する電子シャッターを制御する電子シャッター制御部をさらに有することを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 9】 前記電子シャッター制御部は、前記カラー画像信号毎に前記電荷蓄積時間を独立に制御可能であることを特徴とする請求項 8 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 10】 前記照明用光源から照射される光量を制御する光量制限部と、前記固体撮像素子による電荷蓄積時間を決定する電子シャッターを制御する電子シャッター制御部と、をさらに有し、前記光量及び前記電荷蓄積時間は、同時に制御されることを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 11】 前記カラー画像信号から前記所定の分光画像信号を生成する際に用いられる所定の係数を変更可能な設定部をさらに有することを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 12】 前記カラー画像信号に基づいて生成されるカラー画像と、前記分光画像信号に基づいて生成される分光画像を切換えて表示することができることを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 13】 前記カラー画像信号に基づいて生成されるカラー画像と、前記分光画像信号に基づいて生成される分光画像を同一画面上に表示することができることを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

*【請求項 14】 前記演算部は、カラー感度特性に基づいて求められた所定の係数を用いて、前記カラー画像信号から前記分光画像信号を生成することを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 15】 前記演算部は、さらに前記照明用光源の分光特性および前記被検体内の反射特性のうち少なくとも 1 つの特性に基づいて求められた前記所定の係数を用いて、前記カラー画像信号から前記分光画像信号を生成することを特徴とする請求項 14 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 16】 前記分光画像信号は、負の信号を含むことを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 17】 前記カラー画像信号は、RGB信号またはGCyMgYe信号であることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 16 いずれか 1 項記載の電子内視鏡装置。

【請求項 18】 前記分光画像信号は、略400nm乃至略440nmの波長領域の画像信号、または略520nm乃至略560nmの波長領域の画像信号であることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 17 いずれか 1 項記載の電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、医療等に用いられる電子内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、固体撮像素子を用いた電子内視鏡装置において、狭帯域バンドパスフィルタを組み合わせた分光イメージングに注目が寄せられている。2000年10月に行われた日本消化器内視鏡学会総会において、佐野・吉田・小林らによる「狭帯域filter内蔵電子内視鏡システム(Narrow Band Imaging: 以下NBIと呼ぶ)の開発・臨床応用に関する試み」が発表され、従来より行われているRGBの面順次方式による照明光での画像に比べ、分光特性を狭帯域にしたRGBの面順次方式による照明光での画像の方が、生体粘膜(舌部)の微細構造を精度よく抽出できることが示された。また、2001年5月に行われた日本消化器内視鏡学会総会において、同発表者により、消化器領域での臨床応用の結果が発表され、胃・大腸部ともに、従来の内視鏡画像では抽出されなかった微細構造が抽出されることが示された。この従来例で示される内視鏡装置は、面順次式を用いており、そのRGBカラーフィルタをそれぞれ3つの光学的波長狭帯域バンドパスフィルタに変更し、それぞれの光学的波長狭帯域バンドパスフィルタを透過した照明光により、それぞれ3つの分光画像を生成するものである。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、この従来例においては、以下のような問題点がある。

(イ) 微細構造を抽出すべく分光特性を持った光学的波長狭帯域バンドパスフィルタを通常の内視鏡装置とは別に設けなければならない、このフィルタの設置のため

の空間が必要となり、内視鏡全体が大型化する。
 (ロ) 新規のバンドパスフィルタによる分光画像を得た
 い場合には、光源部に設けられた光学的波長狭帯域バン
 ドパスフィルタの交換・追加をしなければならない。
 本発明は、上記の問題点を解決し、光源部に分光画像用
 の光学的波長狭帯域バンドパスフィルタを設けることなく、
 分光画像を得ることを目的とする。

【0004】

【課題を解決するための手段】 上述の課題を解決するた
 め、請求項 1 に記載の発明は、照明用光源から被検体内 10
 に光を照射し、固体撮像素子によりカラー画像信号を取
 得する電子内視鏡装置において、前記カラー画像信号から
 分光画像信号を生成する演算部を有することを特徴と
 する。

【0005】

【発明の実施の形態】 以下、本発明に係る第 1 の実施の
 形態について説明する前に、本発明の基礎となるマトリ
 ックス について説明する。ここで、マトリックスと
 は、カラー画像（以下通常画像と呼ぶ）を生成するため
 に取得されるカラー画像信号から、分光画像信号を生成 20
 する際に用いられる所定の係数である。また、この説明
 に続き、より正確な分光画像信号を求めるための補正方
 法、生成された分光画像信号の S/N 比を向上させる
 方法 について説明する。なお、この補正方法、S/N
 の改善方法に関しては、必要に応じて用いられれば良い。

$$\begin{pmatrix} \vec{R} & \vec{G} & \vec{B} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{pmatrix} \approx \begin{pmatrix} \vec{F}_1 & \vec{F}_2 & \vec{F}_3 \end{pmatrix} \quad (1)$$

となるマトリックスの要素を求めればよい。上の最適化
 の命題の解は数学的には、以下のように与えられる。R
 ・G・Bのカラー感度特性を表すマトリックスをC、抽
 出したい狭帯域バンドパスフィルタの分光特性を表すマ^{*}

$$C = \begin{pmatrix} \vec{R} & \vec{G} & \vec{B} \end{pmatrix} \quad A = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{pmatrix} \quad F = \begin{pmatrix} \vec{F}_1 & \vec{F}_2 & \vec{F}_3 \end{pmatrix} \quad (2)$$

となる。従って、(1)式に示した命題は、以下の関係 40
 を満足するマトリックスAを求めるに等しい。

【0006】

【数3】

$$CA = F \quad (3)$$

ここで、分光特性を表すスペクトルデータとしての点列
 数nとしては、n>3であるので、(3)式は1次元連
 立方程式ではなく、線形最小二乗法の解として与えら
 れる。即ち、(3)式を擬似連立方程式として解けばよ
 い。マトリックスCの転置行列を^tCとすれば、(3)
 式は

* 図1は、カラー画像信号（ここでは、説明を簡単に
 するために、R・G・Bとするが、後述する実施の形態
 のように、補色型固体撮像素子においては、G・Cy・Mg
 ・Yeの組合せでも良い）から、より光学的波長狭帯域の
 画像に対応する画像に相当する分光画像信号を生成する
 際の信号の流れを示した概念図である。まず、電子内視
 鏡装置としてのR・G・Bのそれぞれのカラー感度特性
 を数値データ化する。ここで、R・G・Bのカラー感度
 特性とは、白色光の光源を用い、白色の被写体を撮像す
 る時にそれぞれ得られる波長に対する出力の特性であ
 る。なお、R・G・Bのそれぞれのカラー感度特性は、
 簡略化したグラフとして各データの右に示されている。
 また、この時の、R・G・Bのカラー感度特性をそれぞ
 れn次元の列ベクトルR・G・Bとする。次に、抽出し
 たい分光画像用狭帯域バンドパスフィルタF1・F2・F3
 （先見情報として、構造を効率よく抽出できるフィルタ
 の特性を知っている。このフィルタの特性とは、波長帯
 域が略590nm-略610nm、略530nm-略550nm、略400m-略430
 nmをそれぞれ通過帯域とするものである。）の特性を数
 値データ化する。なお、ここで「略」とは、波長におい
 ては±10nm程度を含む概念である。この時のフィルタの
 特性をそれぞれn次元の列ベクトルF₁・F₂・F₃と
 する。得られた数値データを基に、以下の関係を近似す
 る最適な係数セットを求める。即ち、

【数1】

* トリックスをF、求める係数マトリックスをAとす
 る、

【数2】

【数4】

$${}^tCCA = {}^tCF \quad (4)$$

となる。^tCCはn×nの正方行列であるので、(4)式
 はマトリックスAについての連立方程式と見ることがで
 き、その解は、

【数5】

$$A = ({}^tCC)^{-1} {}^tCF \quad (5)$$

と与えられる。(5)式にて求められたマトリックスA
 について、(3)式の左辺の変換を行うことで、抽出し
 たい狭帯域バンドパスフィルタF1・F2・F3の特性を近似

することができる。以上が、本発明の基礎となるマトリックスの説明である。

次に、より正確な分光画像信号を求めるための補正方法について説明する。上述の処理方法の説明においては、CCD等の固体撮像素子が受光する光束が、完全な白色光（可視域において、全ての波長強度が同じ）である場合に正確に適用されるものである。即ち、RGBの出力がいずれも同じである場合に、最適な近似となる。しかし、実際の内視鏡下では、照明する光束（光源の光束）は完全な白色光ではなく、生体の反射スペクトルも一律ではないので、固体撮像素子が受光する光束も白色光でない（色が着いているので、RGBの値は同じではない）。従って、実際の処理において、(3)式に示した命題をより正確に解くためには、RGBのカラー感度特性に加え、照明光の分光特性、生体の反射特性を考慮することが望ましい。ここで、カラー感度特性をそれぞれR()、G()、B()とし、照明光の分光特性の一例をS()、生体の反射特性の一例をH()とする。なお、この照明光の分光特性および生体の反射特性は、必ずしも検査を行う装置、被検体の特性でなくてもよく、例えば予め取得しておいた一般的な特性としても良い。これらの係数を用いると、補正係数 $k_R \cdot k_G \cdot k_B$ は、

【数6】

$$\begin{aligned} k_R &= \left(\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times R(\lambda) d\lambda \right)^{-1} \\ k_G &= \left(\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times G(\lambda) d\lambda \right)^{-1} \\ k_B &= \left(\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times B(\lambda) d\lambda \right)^{-1} \end{aligned} \quad - (6)$$

で与えられる。感度補正マトリックスをKとすると、以下のように与えられる。

【0007】

【数7】

$$K = \begin{pmatrix} k_R & 0 & 0 \\ 0 & k_G & 0 \\ 0 & 0 & k_B \end{pmatrix} \quad - (7)$$

従って、係数マトリックスAについては、(5)式に(7)式の補正を加えて、以下のようになる。

【0008】

【数8】

$$A' = KA = K({}^tCC)^{-1}{}^tCF \quad - (8)$$

また、実際に最適化を行う場合は、目標とするフィルタの分光感度特性（第1図中のF1・F2・F3）が負の場合は画像表示上では0となる（つまりフィルタの分光感度特性のうち正の感度を有する部分のみ使用される）ことを利用し、最適化された感度分布の一部が負になることも

許容することを付加する。ブロードな分光感度特性より狭帯域な分光感度特性を生成するためには、第1図に示すように目標とするF1・F2・F3の特性に、負の感度特性を付加することで、感度を有する帯域を近似した成分を生成することができる。

次に、生成された分光画像信号のS/N及び精度を向上させる方法について説明する。このS/N比の改善方法は、前述した処理方法に付加することにより、さらに以下の課題を解決するものである。

(イ) 前述の処理方法における原信号(R・G・B)のいずれかが仮に飽和状態となると、処理方法におけるフィルタF1乃至F3の特性が、構造を効率よく抽出できるフィルタの特性（理想とする特性）と大きく異なってしまう可能性がある。(R・G・Bの中、2つの信号だけで生成される場合は、その2つの原信号がいずれも飽和していないこと)。

(ロ) カラー画像信号から分光画像信号への変換に際し、広帯域のフィルタから狭帯域フィルタの生成するため、感度の劣化が発生し、生成された分光画像信号の成分も小さくなり、S/N比が良くない。

【0009】このS/N比改善の方法とは、図2に示されるように、照明光の照射を通常画像（一般的なカラー画像）の1フィールド（1フレーム）中に数回（例えばn回、nは2以上の整数）に分けて照射する（照射強度をそれぞれの回で変化させても良い。図2においては、I₀乃至I_nで示されている。なお、これは照明光の制御のみで実現可能である。）これにより、1回の照射強度を小さくすることができ、RGB信号のいずれもがそれぞれ飽和状態となるのを抑えることができる。また、数回に

分割された画像信号は、後段でn枚分の加算を行う。これにより、信号成分を大きくしてS/N比を向上させることができる。以上が、本発明の基礎となるマトリックス、またこれと共に実施することが可能な正確な分光画像信号を求めるための補正方法、生成された分光画像信号のS/N比を向上させる方法の説明である。次に、本発明に係る第1の実施の形態における電子内視鏡装置の具体的な構成について、図2および図3を参照して説明する。図2は、カラー画像信号の積分演算を示す概念図、図3は、本実施の形態における電子内視鏡装置の外観図である。なお、以下に示す他の実施の形態でも同様の外観図である。電子内視鏡装置100は、スコープ101、内視鏡装置本体105、表示モニタ106を有している。また、スコープ101は、被検体の体内に挿入される導中部102、導中部102の先端に設けられた先端部103および、導中部102の先端側とは反対側に設けられ、先端部103の湾曲動作等を指示するためのアングル操作部104から主として構成されている。スコープ101で取得された被検体の画像は、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。

【0010】次に、図4を参照して、内視鏡装置本体105について詳しく説明する。なお、図4は、電子内視鏡装置100のブロック図である。同図に示されるように、内視鏡装置本体105は、主に光源部41、制御部42、本体処理装置43から構成されている。なお、本実施の形態では、1つのユニットである内視鏡装置本体に光源部と画像処理等を行う本体処理装置を有するものとして説明を行うが、これらは、別のユニットとして、取り外し可能なように構成されていても良い。光源部41は、制御部42およびスコープ101に接続されており、制御部42からの信号に基づいて所定の光量で白色光（完全な白色光でない場合も含む）の照射を行う。また、光源部41は、白色光源としてのランプ15、光量を調整するためのチョッパー16及びチョッパー16を駆動するためのチョッパー駆動部17を有している。チョッパー16は、図9に示めされるように、点17aを中心とし、所定の半径rの円盤状の構造体に円周方向に所定の長さを有する切り欠き部が設けられた構成を備える。この中心点17aは、チョッパー駆動部17に設けられた回転軸と接続されている。つまり、チョッパー16は、中心点17aを中心に回転運動を行う。また、この切り欠き部は、所定の半径毎に複数設けられている。同図においては、この切り欠き部は、半径rから半径 r_1 の間では、最大の長さ $= 2 \times r \times 180^\circ / 360^\circ$ 度、幅 $= r - r_1$ である。また、同様に、半径 r_1 から半径 r_2 の間では、最大の長さ $= 2 \times r_1 \times 90^\circ / 360^\circ$ 度、幅 $= r_1 - r_2$ 、半径 r_2 から半径 r_3 の間では、最大の長さ $= 2 \times r_2 \times 30^\circ / 360^\circ$ 度、幅 $= r_2 - r_3$ という構成である。（それぞれの半径は、 $r > r_1 > r_2 > r_3$ とする。）なお、チョッパー16における切り欠き部の長さ、幅は一例であり、本実施の形態に限定されるわけではない。また、チョッパー16は、この切り欠き部の略中央に半径方向に延伸する突起部160aを有する。なお、この突起部160aにより光が遮断された時にフレームを切換えることにより、1フレーム前と1フレーム後に照射される光の間隔を最小限にし、被検体の動き等によるブレを最小限にするものである。

【0011】また、チョッパー駆動部17は図4における矢印で示されるように、ランプ15に対する方向に移動が可能な構成となっている。つまり、図9に示されたチョッパー16の回転中心17aとランプからの光束（点線円で示されている）との距離Rを変えることができる。例えば、図9に示された状態では、距離Rがかなり小さいので、照明光量は小さい状態にある。距離Rを大きくする（チョッパー駆動部17をランプ15から遠ざける）ことで、光束が通過できる切り欠き部が長くなるため、照射時間が長くなり、照明光量を大きくすることができる。上述のように、新しく生成した分光画像はS/Nとしては不十分である可能性があることと、生成に必要ないずれかの信号が飽和している場合には正しい

演算が行われたことにはならないので、照明光量を制御する必要がある。この光量調節をチョッパー16およびチョッパー駆動部17が担うことになる。また、光源部41にコネクタ11を介して接続されたスコープ101は、先端部103に対物レンズ19及びCCD等の固体撮像素子21（以下、単にCCDと記載する）を備えている。本実施の形態におけるCCDは単板式（同時式電子内視鏡用に用いられるCCD）であり、原色型である。なお、その色フィルタの配列を図5に示す。また、RGBのそれぞれの分光感度特性を図6に示す。また、導中部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、処置を行うための鉗子チャネル28等が備えられている。なお、鉗子チャネル28に鉗子を挿入するための鉗子口29は、操作部104近傍に設けられている。

【0012】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、CCD21を駆動するためのCCDドライバ431が設けられている。また、通常画像を得るための信号回路系として輝度信号処理系と色信号処理系を有する。輝度信号処理系は、CCD21に接続され輪郭補正を行う輪郭補正部432、輪郭補正部432で補正されたデータから輝度信号を生成する輝度信号処理部434を有する。また、色信号処理系は、CCD21に接続され、CCD21で得られた信号のサンプリング等を行いRGB信号を生成するサンプルホールド回路（S/H回路）433a乃至433c、S/H回路433a乃至433cの出力に接続され、色信号の生成を行う色信号処理部435を有する。また、輝度信号処理系と色信号処理系の出力から1つの通常画像を生成する通常画像生成部437が設けられ、通常画像生成部437から切換部439を介して、表示モニタ106にY信号、R-Y信号、B-Y信号が送られる。一方、分光画像を得るための信号回路系として、S/H回路433a乃至433cの出力にマトリックス演算部436が設けられ、RGB信号に対して所定のマトリックス演算が行われる。マトリックス演算とは、カラー画像信号同士に加算処理等を行い、また、上述のように求められたマトリックスを乗算する処理をいう。なお、本実施の形態では、このマトリックス演算の方法として、電子回路処理（電子回路を用いたハードウェアによる処理）を用いた方法について説明するが、後述の実施の形態のように、数値データ処理（プログラムを用いたソフトウェアによる処理）によるものとしても良い。また、実施するにあたっては、これらの組み合わせとすることも可能である。

【0013】図15に、マトリックス演算部436の回路図を示す。RGB信号はそれぞれ抵抗群31a乃至3

1 c を介して、増幅器 3 2 a 乃至 3 2 c に入力される。それぞれの抵抗群は、R G B 信号がそれぞれ接続される複数の抵抗を有しており、それぞれの抵抗の抵抗値はマトリクス係数に応じた値となっている。即ち、それぞれの抵抗により R G B 信号の増幅率を変化させ、増幅器で加算（減算でも良い）する構成となっている。それぞれの増幅器 3 2 a 乃至 3 2 c の出力は、マトリクス演算部の出力となる。つまり、このマトリクス演算部は、いわゆる重み付け加算処理を行っている。なお、ここで用いられるそれぞれの抵抗における抵抗値を可変として 10 も良い。マトリクス演算部 4 3 6 の出力は、それぞれ積算部 4 3 8 a 乃至 4 3 8 c に接続され、積分演算が行われた後、切換部 4 3 9 を介して、それぞれの分光画像信号 F_1 乃至 F_3 として表示モニタ 1 0 6 に送られる。なお、切換部 4 3 9 は、通常画像と分光画像の切換えを行うものであり、また分光画像同士の切換表示も可能である。つまり操作者は、通常画像、 F_1 による分光画像、 F_2 による分光画像、 F_3 による分光画像から選択的に表示することができる。また、いずれか 2 つ以上の画像を同時に表示モニタ 1 0 6 に表示可能な構成として 20 も良い。特に、通常画像と分光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分光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。分光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。

【0014】次に、本実施の形態における電子内視鏡装置 1 0 0 の動作について図 4 を参照して詳しく説明する。なお、以下においては、まず通常画像を観察する際 30 の動作について説明し、後に分光画像を観察する際の動作について説明する。まず、光源部 4 1 の動作を説明すると、制御部 4 2 からの制御信号に基づいて、チョッパ駆動部 1 7 は、所定の位置に設定され、チョッパ 1 6 を回転させる。ランプ 1 5 からの光束は、チョッパ 1 6 の切り欠き部を通過し、集光レンズにより、スコープ 1 0 1 と光源部 4 1 の接続部にあるコネクタ 1 1 内に設けられた光ファイババンドルであるライトガイド 1 4 の入射端に、集光される。集光された光束は、ライトガイド 1 4 を通り、先端部 1 0 3 に設けられた照明光学系 40 から被検体の体内に照射される。照射された光束は、被検体内で反射し、対物レンズ 1 9 を介して、C C D 2 1 において図 5 で示した色フィルタ別に信号が収集される。収集された信号は、上記の輝度信号処理系と色信号処理系に並列に入力される。輝度信号系の輪郭補正部 4 3 2 には、色フィルタ別に収集された信号が画素ごとに加算され入力され、輪郭補正後、輝度信号処理部 4 3 4 に入力される。輝度信号処理部 4 3 4 では、輝度信号が生成され、通常画像生成部 4 3 7 に入力される。また一方で、C C D 2 1 で収集された信号は、各フィルタ毎に*50

*S / H 回路 4 3 3 a 乃至 4 3 3 c に入力され、それぞれ R · G · B 信号が生成される。さらに R · G · B 信号は、色信号処理部 4 3 5 にて色信号が生成され、通常画像生成部 4 3 7 において、前記輝度信号および色信号から Y 信号、R - Y 信号、B - Y 信号が生成され、切換部 4 3 9 を介して、表示モニタ 1 0 6 に被検体の通常画像が表示される。

【0015】次に、分光画像を観察する際の動作について説明する。なお、通常画像の観察と同様の動作を行うものに関しては、ここでは省略する。操作者は、本体 1 0 5 に設けられているキーボードあるいはスコープ 1 0 1 の操作部 1 0 4 に設けられているスイッチ等进行操作することにより、通常画像から分光画像を観察する指示をおこなう。この時、制御部 4 2 は、光源部 4 1 および本体処理装置 4 3 の制御状態を変更する。具体的には、必要に応じて、光源部 4 1 から照射される光量を変更する。上述のように、C C D 2 1 からの出力が飽和することは望ましくないため、通常画像に比して照明光量を小さくする。また、C C D からの出力信号が飽和しないように制御するとともに、飽和しない範囲にて照明光量を変化させることもできる。また、本体処理装置 4 3 への制御変更としては、切換部 4 3 9 から出力される信号を通常画像生成部 4 3 7 から積算部 4 3 8 a 乃至 4 3 8 c から出力される信号に切換える。また、S / H 回路 4 3 3 a 乃至 4 3 3 c の出力は、マトリクス演算部 4 3 6 で増幅・加算処理が行われ、それぞれの帯域に応じて積算部 4 3 8 a 乃至 4 3 8 c に出力される。チョッパ - 1 6 で、照明光量を小さくした場合でも、積算部 4 3 8 a 乃至 4 3 8 c にて、保存・積算することで、図 2 に示したように、信号強度を上げることができ、また、S / N が向上した分光画像を得ることができる。

【0016】以下、本実施の形態における具体的なマトリクス処理について記載する。本実施の形態では、図 6 に実線で示された RGB の分光感度特性から、同図中に示された理想的な狭帯域バンドパスフィルタ F_1 乃至 F_3 （ここではそれぞれの透過波長領域を F_1 : 590nm-620nm、 F_2 : 520nm-560nm、 F_3 : 400nm-440nm とした）に近いバンドパスフィルタ（以下擬似バンドパスフィルタと呼ぶ）を作成しようとした場合、前述の（1）式から（5）式に示した内容により、以下のマトリクスが最適となる。

【0017】

【数 9】

$$A = \begin{pmatrix} 0.652 & -3.907 & -0.05 \\ -3.097 & 0.631 & -1.661 \\ 0.036 & -5.146 & 0.528 \end{pmatrix} \quad (9)$$

更に、（6）式及び（7）式に示した内容により補正を行うと、以下の補正係数を得る。

【0018】

【数 10】

$$K = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1.07 & 0 \\ 0 & 0 & 1.57 \end{pmatrix}^{11} \quad -(10)$$

なお、(6)式に示す光源のスペクトルは図7に、

(7)式に示す注目する生体の反射スペクトルは図8に

$$A' = KA = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1.07 & 0 \\ 0 & 0 & 1.57 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0.652 & -3.907 & -0.05 \\ -3.097 & 0.631 & -1.661 \\ 0.036 & -5.146 & 0.528 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.652 & -3.907 & -0.050 \\ -3.314 & 0.675 & -1.777 \\ 0.057 & -8.079 & 0.829 \end{pmatrix} \quad -(11)$$

このマトリックス演算を行うことにより擬似フィルタ特性(図6にはフィルタ擬似 F_1 乃至 F_3 の特性として示されている)が得られる。即ち、上述のマトリックス処理は、カラー画像信号に、上述のようにして予め生成された擬似バンドパスフィルタ(マトリックス)を用いて、分光画像信号を作成するものである。また、この擬似フィルタ特性を用いて生成された内視鏡画像の一例を以下に示す。被写体は消化管粘膜表面であり、図10は通常内視鏡画像である。また、図11は処理後に得られる図6に示すバンドパスフィルタ F_3 に相当する分光画像であり、図12は処理後に得られる第6図に示すバンドパスフィルタ F_2 に相当する分光画像であり、また図13は処理後に得られる第6図に示すバンドパスフィルタ F_1 に相当する分光画像である。図11乃至図13に示された分光画像はいずれも図10に示された通常画像に比して、同等かそれ以上に血管パターンを鮮明に抽出している。中でも特に図11および図12に示された帯域略400-略440nm及び略520-略560nmのフィルタを用いた分光画像は、血管パターンをより鮮明に抽出している。以上のことから明かなように、本実施の形態によると、通常の電子内視鏡画像(通常画像)を生成するためのカラー画像信号を利用して、擬似的な狭帯域フィルタを生成することにより、分光画像用の光学的波長狭帯域バンドパスフィルタを用いずに、血管パターンが鮮明に表示される分光画像を得ることができる。

【0020】また、特に波長領域略400-略440nmおよび略520-略560nmの範囲においては、血管パターンをより鮮明に抽出した分光画像を得ることができる。以下、本発明に係る第2の実施の形態について、図14を参照して説明する。図14は、本実施の形態における電子内視鏡装置100のブロック図である。なお、第1の実施の形態と同一構成のものは、同一番号を付して説明を省略する。本実施の形態は、主として第1の実施の形態と、照明光量の制御を行う光源部が異なるものである。本実施の形態では、光源部から照射される光量の制御をチョッパではなく、ランプの電流制御により行う。具体的には、図14に示されたランプ15に電流制御装置16'が設けられている。本実施の形態の動作としては、制御部42により、RGBのいずれのカラー画像信号も飽和状態とならないように、ランプ15に流れる電流の制御を行う。これにより、ランプ15は発光のために使用される電流が制御されるため、その光量は、その電流

示すものとの先見情報を使用している。従って、マトリックス部にて行われる処理は、数学的には以下のマトリックス演算と同値となる。

【0019】

【数11】

の大きさに応じて変化する。なお、その他の動作に関しては、第1の実施の形態と同様であるため、ここでは省略する。本実施の形態によると、第1の実施の形態と同様、血管パターンが鮮明に表示される分光画像を得ることができる。また、本実施の形態では、第1の実施の形態のようにチョッパを用いた光量制御方法に比して、制御方法が簡単であるという利点がある。

【0021】以下、本発明に係る第3の実施の形態について、図16を参照して説明する。本実施の形態は、主として第1の実施の形態とマトリックス演算部436が異なるものである。第1の実施の形態では、マトリックス演算を電子回路によるいわゆるハードウェア処理により行うこととしたが、本実施の形態では、この演算を数値データ処理(プログラムを用いたソフトウェアによる処理)により行う。本実施の形態におけるマトリックス演算部の具体的な構成を図16に示す。本マトリックス演算部は、RGBそれぞれのカラー画像信号を記憶しておく画像メモリ50を有する。また、式(11)に示されたマトリックス A' のそれぞれの値が数値データとして記憶されている計数レジスタ51を有する。計数レジスタ51と画像メモリ50は、乗算器53a乃至53iに接続され、さらに乗算器53a、53d、53gは、乗算器54aに接続され、乗算器54aの出力が、図4における積算部438aと接続される。また、乗算器53b、53e、53hは、乗算器54bに接続され、その出力は積算部438bと接続される。また、乗算器53c、53f、53iは、乗算器54cに接続され、その出力が積算部438cと接続される。本実施の形態の動作としては、入力されたRGB画像データは、一度画像メモリ50に記憶される。次に、所定の記憶装置(図示しない)に保存されている演算プログラムにより、計数レジスタ51からマトリックス A' の各計数が画像メモリ50に記憶されたRGB画像データと、乗算器で乗算される。

【0022】なお、図16には、R信号と各マトリックス計数が乗算器53a乃至53cで乗算される例が示されている。また、同図のように、G信号と各マトリックス計数が乗算器53d乃至53fで乗算され、B信号と各マトリックス計数が乗算器53g乃至53iで乗算される。マトリックス計数とそれぞれ乗算されたデータは、乗算器53a、53d、53gの出力が、乗算器54aで、乗算器53b、53e、53hの出力が、乗算

器 5 4 b で、また、乗算器 5 3 c、5 3 f、5 3 i の出力は、乗算器 5 4 c でそれぞれ乗算される。乗算器 5 4 a の出力は、積算部 4 3 8 a に送られる。また、乗算器 5 4 b、乗算器 5 4 c の出力は、それぞれ積算部 4 3 8 b、4 3 8 c に送られる。本実施の形態によると、第 1 の実施の形態と同様、血管パターンが鮮明に表示される分光画像を得ることができる。また、本実施の形態では、第 1 の実施の形態のようにハードウェアによってマトリックス処理を行うのではなく、ソフトウェアを用いて行うため、例えば、各マトリックス計数の変更などに迅速に対応することができる。また、マトリックス計数を結果の値のみ、即ち、マトリックス A' としてではなく、S ()、H ()、R ()、G ()、B () 別に記憶しておき、必要に応じて演算することによりマトリックス A' を求めて使用するとした場合には、この中の 1 つの要素のみを変更することができ、利便性が向上する。例えば、照明光の分光特性 S () のみの変更等が可能である。

【0023】次に、本発明に係る第 4 の実施の形態について、図 17 を参照して説明する。本実施の形態は、主として第 1 の実施の形態と光源部 4 1 および CCD 2 1 が異なるものである。第 1 の実施の形態では、CCD 2 1 に図 2 で示したカラーフィルタが設けられ、このカラーフィルタによってカラー信号を生成するいわゆる同時式であったのに対し、本実施の形態では、照明光を RGB の順に照明してカラー信号を生成するいわゆる面順次式を用いる。本実施の形態における光源部 4 1 は、ランプ 1 5 の前面に絞り 2 5 が設けられ、絞り 2 5 のさらに前面には、RGB フィルタ 2 3 が設けられている。また、絞り 2 5 は、絞り制御部 2 4 に接続されており、絞り制御部 2 4 からの制御信号に応じて、ランプ 1 5 から照射された光束のうち透過させる光束を制限し、光量を変化させる。また、RGB 回転フィルタ 2 3 は、RGB 回転フィルタ制御部 2 6 に接続され、所定の回転速度で回転する。本実施の形態における光源部の動作としては、ランプ 1 5 から出力された光束が、絞り 2 5 で所定の光量に制限され、絞り 2 5 を透過した光束は、RGB フィルタを介することによって、所定の時間毎に R・G・B それぞれの照明光として、光源部から出力される。また、それぞれの照明光は、被検体内で反射し、CCD 2 1 で受光される。CCD 2 1 で得られた信号は、照射される時間に応じて、内視鏡装置本体 1 0 5 に設けられた切換部 (図示しない) で振り分けられ、S/H 回路 4 3 3 a 乃至 4 3 3 c にそれぞれ入力される。つまり、光源部 4 1 から R のフィルタを介した照明光が照射された場合には、CCD 2 1 で得られた信号は、S/H 回路 4 3 3 a に入力されることになる。なお、その他の動作については第 1 の実施の形態と同様であるため、ここでは省略する。

【0024】本実施の形態によると、第 1 の実施の形態*

*と同様、血管パターンが鮮明に表示される分光画像を得ることができる。また、本実施の形態では、第 1 の実施の形態と異なり、いわゆる面順次方式によるメリットを享受することができる。なお、このメリットとは、例えば下記する第 5 の実施の形態のようなものが挙げられる。また、上述の実施の形態では、RGB カラー信号の飽和を避けるために、照明光量 (光源部からの光量) を制御・調節していた。これに対し、CCD の電子シャッターを調整する方法もある。CCD では、一定時間内に入射した光強度に比例した電荷が蓄積し、その電荷量を信号としている。この蓄積時間に相当するのが、電子シャッターと呼ばれるものである。この電子シャッターを調節することで、電荷の蓄積量即ち信号量を調整することができるので、図 18 に示すように、電荷蓄積時間を順次変化させた状態での RGB カラー画像を得ることで、同様の分光画像を得ることができる。即ち、上述のそれぞれの実施の形態において、照明光量の制御は通常画像を得るために用い、分光画像を得る際には、電子シャッターを変化させることにより、RGB カラー信号の飽和を避けることが可能である。次に、本発明に係る第 5 の実施の形態について、図 19 を参照して説明する。本実施の形態は、主として第 4 の実施の形態と同様、面順次方式を利用したものであり、また、この利点を生かしたものである。第 4 の実施の形態での電子シャッター制御による電荷蓄積時間に重み付けを加えることで、分光画像データの生成を簡素化することができるものである。すなわち、本実施の形態では、CCD の電荷蓄積時間を変化させることができる CCD ドライブ 4 3 1 を有していることになる。なお、その他の構成は、第 4 の実施の形態と同様であるため、ここでは省略する。

【0025】本実施の形態の動作としては、図 19 に示すように、RGB 回転フィルタを介してそれぞれの照明光が照射された場合に、CCD における電子シャッターによる電荷蓄積時間を変化させる。ここで、照明光が R・G・B のそれぞれの場合における CCD の電荷蓄積時間を td_r 、 td_g 、 td_b (なお同図では B のカラー画像信号は蓄積時間を設けていないため td_b は省略されている) とする。例えば、(11) 式にて示されたマトリックス処理を行う場合の F3 擬似フィルタ画像は、通常内視鏡にて得られる RGB 画像から、

$$\begin{bmatrix} F3 \\ \vdots \end{bmatrix} = -0.050R - 1.777G + 0.829B \quad (12)$$

の演算を行うので、第 19 図での RGB 別の電子シャッター制御による電荷蓄積時間を

$$\begin{bmatrix} td_r \\ td_g \\ td_b \end{bmatrix} : td_g : td_b = 0.050 : 1.777 : 0.829 \quad (13)$$

となるように設定すれば良い。また、マトリックス部では、単に R と G 成分のみ反転させた信号と B 成分を加算する。これにより、第 1 乃至第 4 の実施の形態と同様の分光画像を得ることができる。本実施の形態によると、

第4の実施の形態と同様、血管パターンが鮮明に表示される分光画像を得ることができる。また、本実施の形態では、第4の実施の形態と同様、カラー信号の作成に面順次方式を利用しており、またさらに電子シャッターを用いてカラー信号毎に電荷蓄積時間を異ならせることができるため、これにより、マトリックス部においては、単に加算、差分処理を行うだけでよく、処理を簡略化することが可能である。次に、本発明に係る第6の実施の形態について説明する。本実施の形態は、主として第1の実施の形態とCCDに設けられたカラーフィルタが異なるものである。第1の実施の形態では、図2で示したようにRGB原色型カラーフィルタが用いられるのに対し、本実施の形態では、補色型のカラーフィルタを用いる。補色型フィルタの配列は図20に示されているよう*

$$\begin{pmatrix} \vec{G} & \vec{Mg} & \vec{Cy} & \vec{Ye} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \\ d_1 & d_2 & d_3 \end{pmatrix} \approx \begin{pmatrix} \vec{F}_1 & \vec{F}_2 & \vec{F}_3 \end{pmatrix} \quad - (15)$$

【数16】

$$C = \begin{pmatrix} \vec{G} & \vec{Mg} & \vec{Cy} & \vec{Ye} \end{pmatrix} \quad A = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \\ d_1 & d_2 & d_3 \end{pmatrix} \quad F = \begin{pmatrix} \vec{F}_1 & \vec{F}_2 & \vec{F}_3 \end{pmatrix} \quad - (16)$$

【数17】

$$\begin{aligned} k_G &= \left(\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times (\lambda) d\lambda \right)^{-1} \\ k_{Mg} &= \left(\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times Mg(\lambda) d\lambda \right)^{-1} \\ k_{Cy} &= \left(\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times Cy(\lambda) d\lambda \right)^{-1} \\ k_{Ye} &= \left(\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times Ye(\lambda) d\lambda \right)^{-1} \end{aligned} \quad - (17) \quad 30$$

【数18】

$$K = \begin{pmatrix} k_G & 0 & 0 & 0 \\ 0 & k_{Mg} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & k_{Cy} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & k_{Ye} \end{pmatrix} \quad - (18)$$

【数19】

$$A = \begin{pmatrix} -0.413 & -0.678 & 4.385 \\ -0.040 & -3.590 & 2.085 \\ -0.011 & -2.504 & -1.802 \\ 0.332 & 3.233 & -3.310 \end{pmatrix} \quad - (19)$$

【数20】

$$K = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.814 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.730 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.598 \end{pmatrix} \quad - (20)$$

【数21】

$$A' = KA = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.814 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.730 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.598 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -0.413 & -0.678 & 4.385 \\ -0.040 & -3.590 & 2.085 \\ -0.011 & -2.504 & -1.802 \\ 0.332 & 3.233 & -3.310 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -0.413 & -0.678 & 4.385 \\ -0.033 & -2.922 & 1.697 \\ -0.008 & -1.828 & -1.315 \\ 0.199 & 1.933 & -1.979 \end{pmatrix} \quad - (21)$$

また、図21に、補色型カラーフィルタを用いた場合の分光感度特性、目標とするバンドパスフィルタ及び上記(15)式乃至(21)式により求められ擬似バンドパスフィルタの特性を示す。なお、補色型フィルタを用いる場合には、図4で示されるS/H回路は、それぞれR

*に、G、Mg、Ye、Cyの各要素から構成される。なお、原色型カラーフィルタの各要素と補色型カラーフィルタの各要素の関係は、Mg = R + B、Cy = G + B、Ye = R + Gとなる。

【0026】この場合、固体撮像素子の全画素読み出しを行い、各色フィルタからの画像を信号処理又は画像処理することになる。また、原色型カラーフィルタについての(1)式から(11)式について、補色型カラーフィルタの場合に変形すると、以下の(15)式より(21)式のようにになる。但し、目標とする狭帯域のバンドパスフィルタの特性は同じとする。

【0027】

【数15】

・G・Bではなく、G・Mg・Cy・Yeについて行われることは言うまでもない。本実施の形態によると、第1の実施の形態と同様、血管パターンが鮮明に表示される分光画像を得ることができる。また、本実施の形態では、補色型カラーフィルタを用いた場合のメリットを享受するこ

とができる。以上、本発明における各実施の形態について説明を行ったが、本発明は、上記実施の形態を種々組みあせて用いても良く、また趣旨を一脱しない範囲での變形も考えられる。例えば、既に述べた全ての実施の形態に対して、臨床中その他のタイミングにて操作者自ら新規の擬似バンドパスフィルタを作成し、臨床に適用することもできる。即ち、第 1 の実施の形態で示すと図 4 中の制御部 42 に、マトリックス係数を演算・算出することのできる設計部（図示しない）を設ける。これにより、図 3 に示す内視鏡本体に設けられたキーボードを介して条件を入力することで、操作者が知りたい分光画像を得るのに適した擬似バンドパスフィルタを新規に設計するとともに、算出されたマトリックス係数（（9）式及び（19）式のマトリックス A の各要素に相当）に補正係数（（10）式及び（20）式のマトリックス K の各要素に相当）を施した最終マトリックス係数（（11）式及び（21）式のマトリックス A' の各要素に相当）を図 4 中のマトリックス演算部 436 に設定することで、即時臨床に適用することができる。図 22 に、適用までの流れを示す。この流れについて詳しく説明すると、まず、操作者は、目標となるバンドパスフィルタの情報（例えば波長帯域等）をキーボード等を介して入力する。これにより、すでに所定の記憶装置等に記憶されている光源・カラーフィルタの特性等と共に、マトリックス A' が算出され、図 21 に示されるように、目標とするバンドパスフィルタの特性と共に、そのマトリックス A' による演算結果（擬似バンドパスフィルタ）が、スペクトル図としてモニタ上に表示される。操作者はこの演算結果を確認した後、新たに作成されたマトリックス A' を使用する場合には、その設定を行い、このマトリックス A' を用いて実際の内視鏡画像が生成される。また、これと共に新たに作成されたマトリックス A' は、所定の記憶装置に記憶され、操作者の所定の操作に応じて、再度使用することができる。これにより、操作者は既存のマトリックス A' にとらわれず、自らの経験等により新たなバンドパスフィルタを生成することができ、特に研究用として使用される場合に、効果が高いものである。

【0028】また、この他にも、以下のような變形例が考えられる。例えば、上述の実施の形態では、（12）式に示す F3 擬似フィルタ画像の生成では、G・B成分に対して R 成分は無視できる程度に小さい。このような場合は、

$$\text{【数 14】} \quad F3 \approx -1.777G + 0.829B \quad (14)$$

と近似して、R 画像の信号もしくは数値データを用いなくとも良い。この時、R 画像の信号もしくは数値データが飽和していても、マトリックス部での処理に影響はないので、G 画像と B 画像の信号もしくは数値データが飽和しないことを条件に、照明光量もしくは電子シャッター制

御を行えば良い。

【0029】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、通常の電子内視鏡画像が得られるカラー画像信号を用いて分光画像信号を作成するため、光源部に分光画像専用の光学的波長狭帯域バンドパスフィルタを設けなくても、血管パターン等が鮮明に表示される分光画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明に係る第 1 の実施の形態におけるカラー画像信号から分光画像信号を作成する際の信号の流れを示した概念図である。

【図 2】本発明に係る第 1 の実施の形態におけるカラー画像信号の積分演算を示す概念図である。

【図 3】本発明に係る第 1 の実施の形態における電子内視鏡装置の外観図である。

【図 4】本発明に係る第 1 の実施の形態における電子内視鏡装置のブロック図である。

【図 5】本発明に係る第 1 の実施の形態における色フィルタの配列を示した図である。

【図 6】本発明に係る第 1 の実施の形態における各色フィルタの分光感度特性を示した図である。

【図 7】本発明に係る第 1 の実施の形態における光源のスペクトル図である。

【図 8】本発明に係る第 1 の実施の形態における生体の反射スペクトル図である。

【図 9】本発明に係る第 1 の実施の形態におけるチョッパの外観図である。

【図 10】本発明に係る第 1 の実施の形態における通常内視鏡画像である。

【図 11】本発明に係る第 1 の実施の形態におけるバンドパスフィルタ F3 に相当する分光画像である。

【図 12】本発明に係る第 1 の実施の形態におけるバンドパスフィルタ F2 に相当する分光画像である。

【図 13】本発明に係る第 1 の実施の形態におけるバンドパスフィルタ F1 に相当する分光画像である。

【図 14】本発明に係る第 2 の実施の形態における電子内視鏡装置のブロック図である。

【図 15】本発明に係る第 2 の実施の形態におけるマトリックス演算部の回路図である。

【図 16】本発明に係る第 3 の実施の形態におけるマトリックス演算部の構成図である。

【図 17】本発明に係る第 4 の実施の形態における電子内視鏡装置のブロック図である。

【図 18】本発明に係る第 4 の実施の形態における電荷蓄積時間を示した図である。

【図 19】本発明に係る第 5 の実施の形態における電荷蓄積時間を示した図である。

【図 20】本発明に係る第 6 の実施の形態における色フィルタの配列を示した図である。

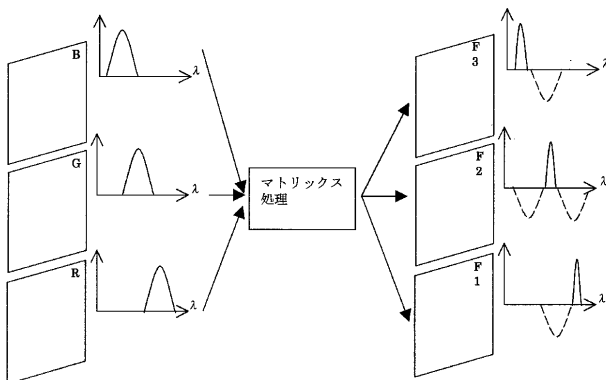
【図 2 1】本発明に係る第 6 の実施の形態における各色フィルタの分光感度特性を示した図である。

【図 2 2】本発明に係る変形例におけるマトリックス演算の際のフローチャート図である。

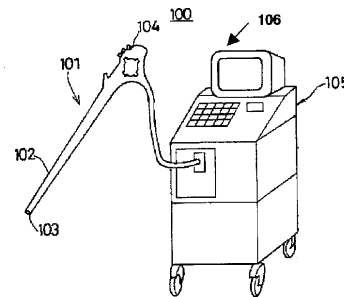
【符号の説明】

1 1	コネクタ	* 2 9	鉗子口
1 4	ライトガイド	3 1	増幅器
1 5	ランプ	3 2	抵抗群
1 6	チョッパ	3 3	加算器
1 7	チョッパ駆動部	4 1	光源部
1 9	対物レンズ	4 2	制御部
2 1	固体撮像素子	4 3	本体処理装置
2 3	R G B フィルタ	5 0	画像メモリ
2 4	絞り制御部	5 1	計数レジスタ
2 5	絞り	10 5 3	乗算器
2 6	R G B 回転フィルタ制御部	5 4	乗算器
2 8	鉗子チャネル	1 0 1	スコープ
		1 0 2	導中部
		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

【図 1】

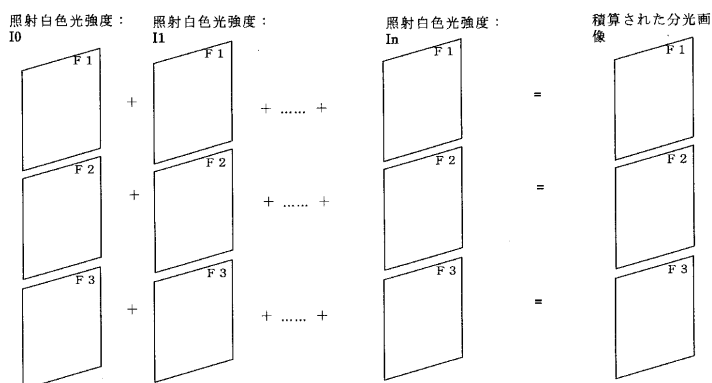


【図 3】



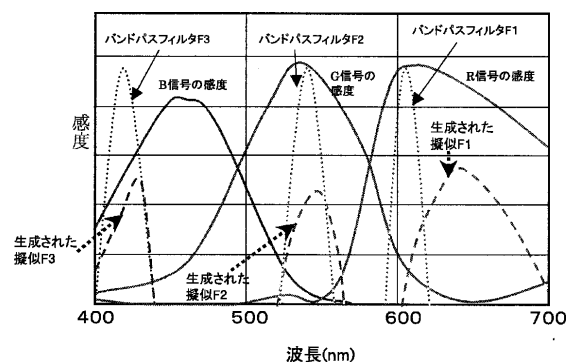
【図 5】

【図 2】

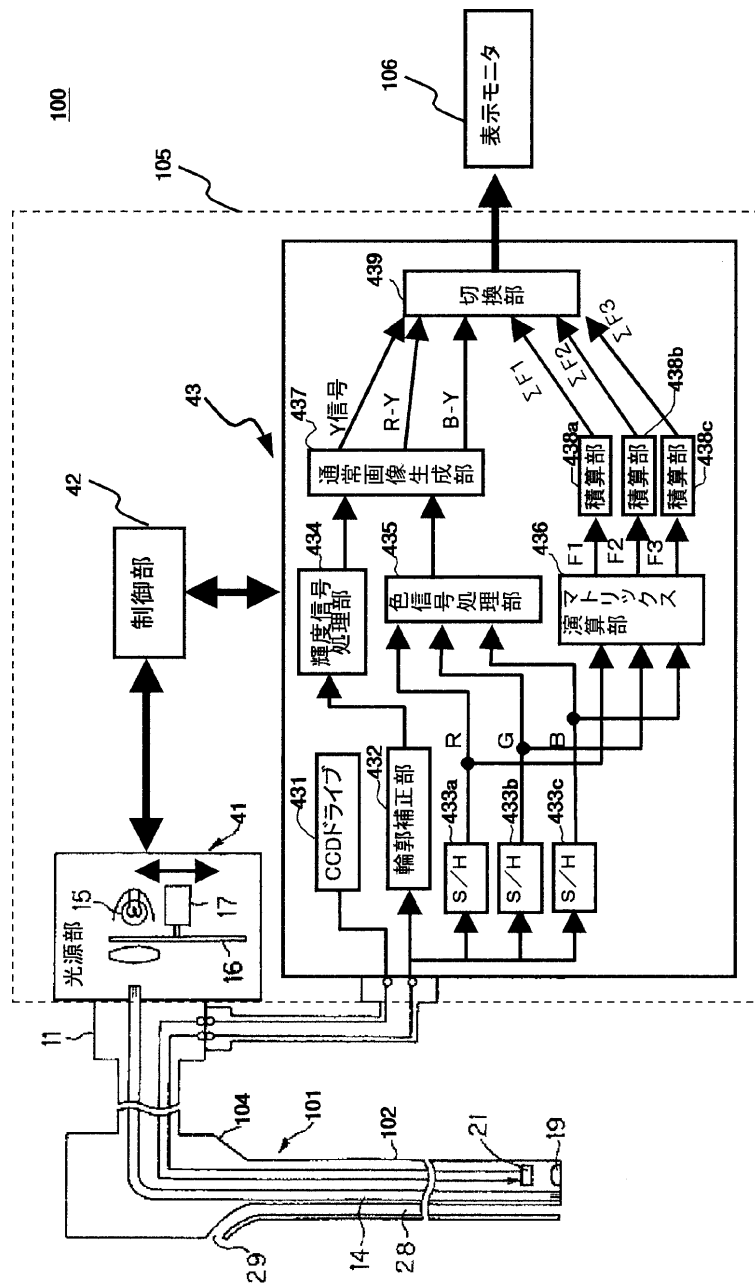


R	G	R	G
R	B	R	B
R	G	R	G
R	B	R	B

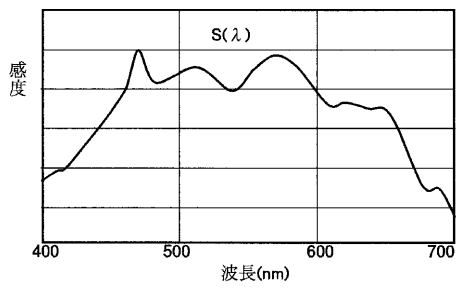
【図 6】



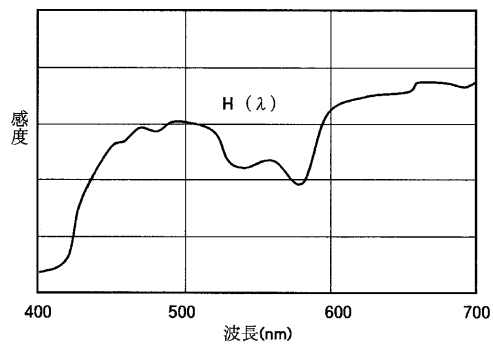
【図4】



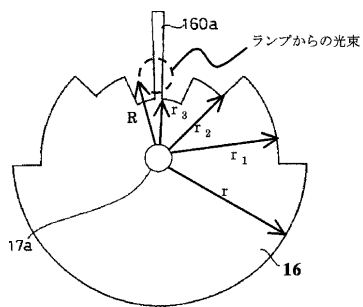
【図 7】



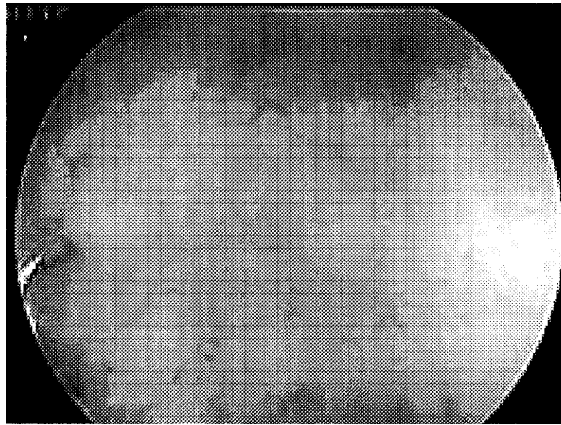
【図 8】



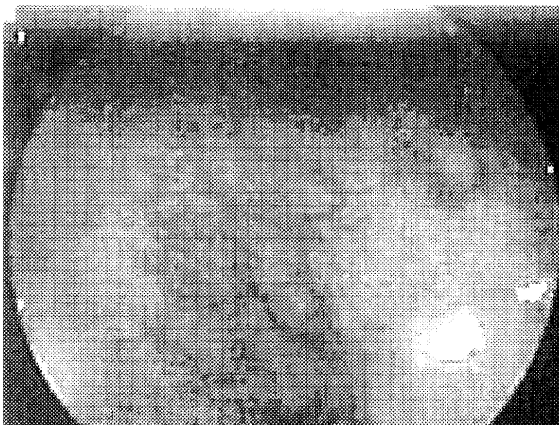
【図 9】



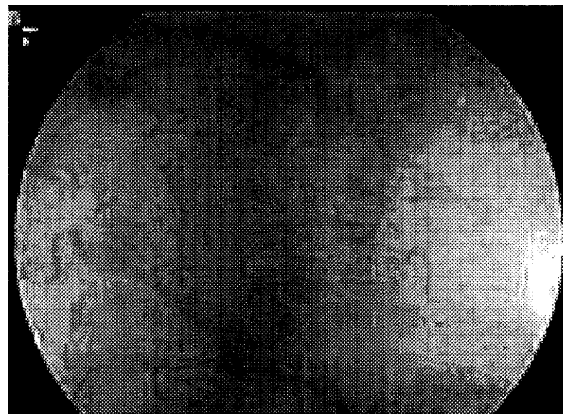
【図 10】



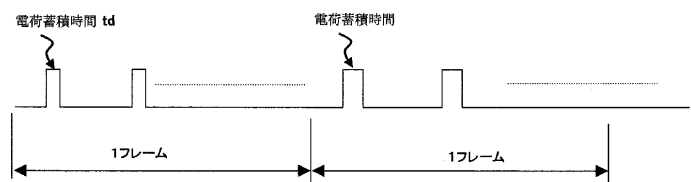
【図 11】



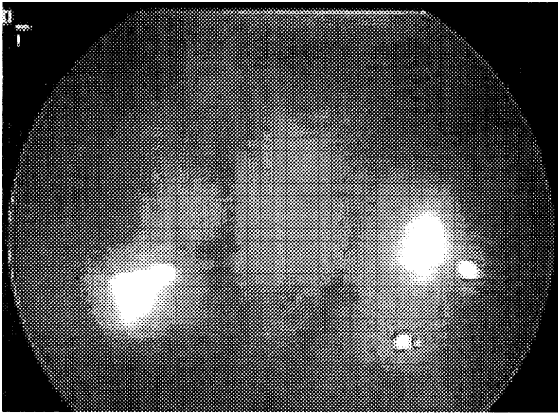
【図 12】



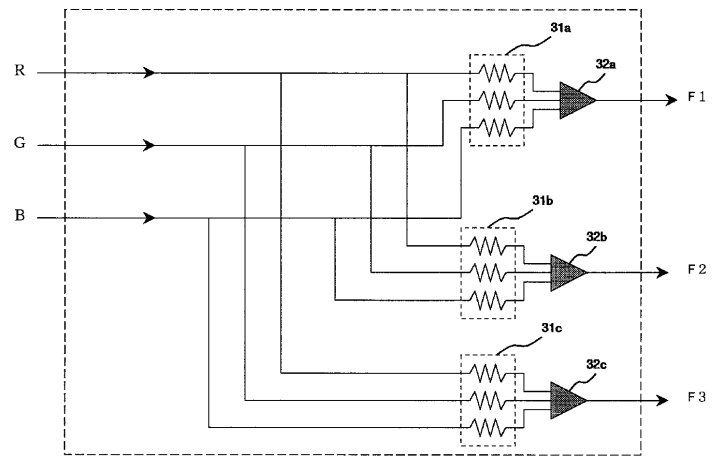
【図 18】



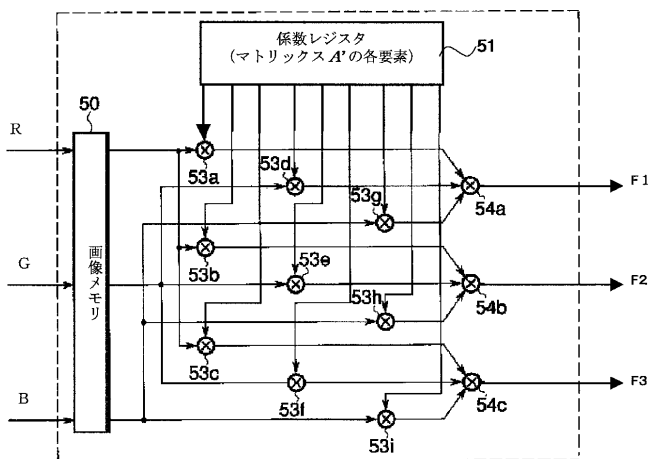
【図13】



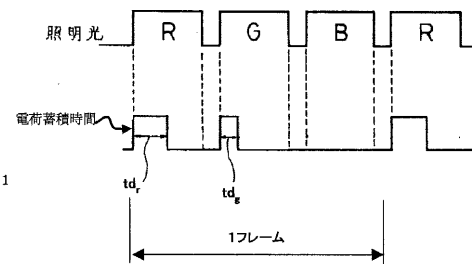
【図15】



【図16】



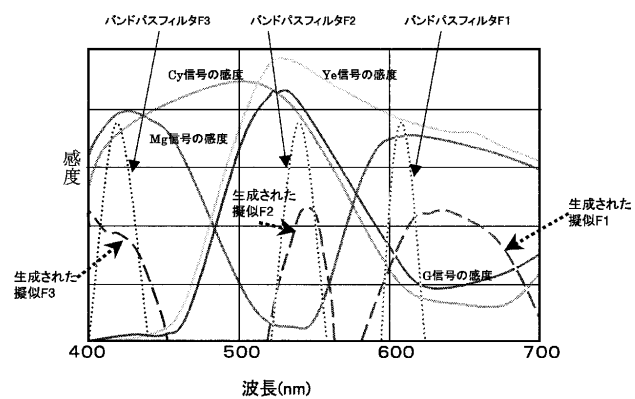
【図19】



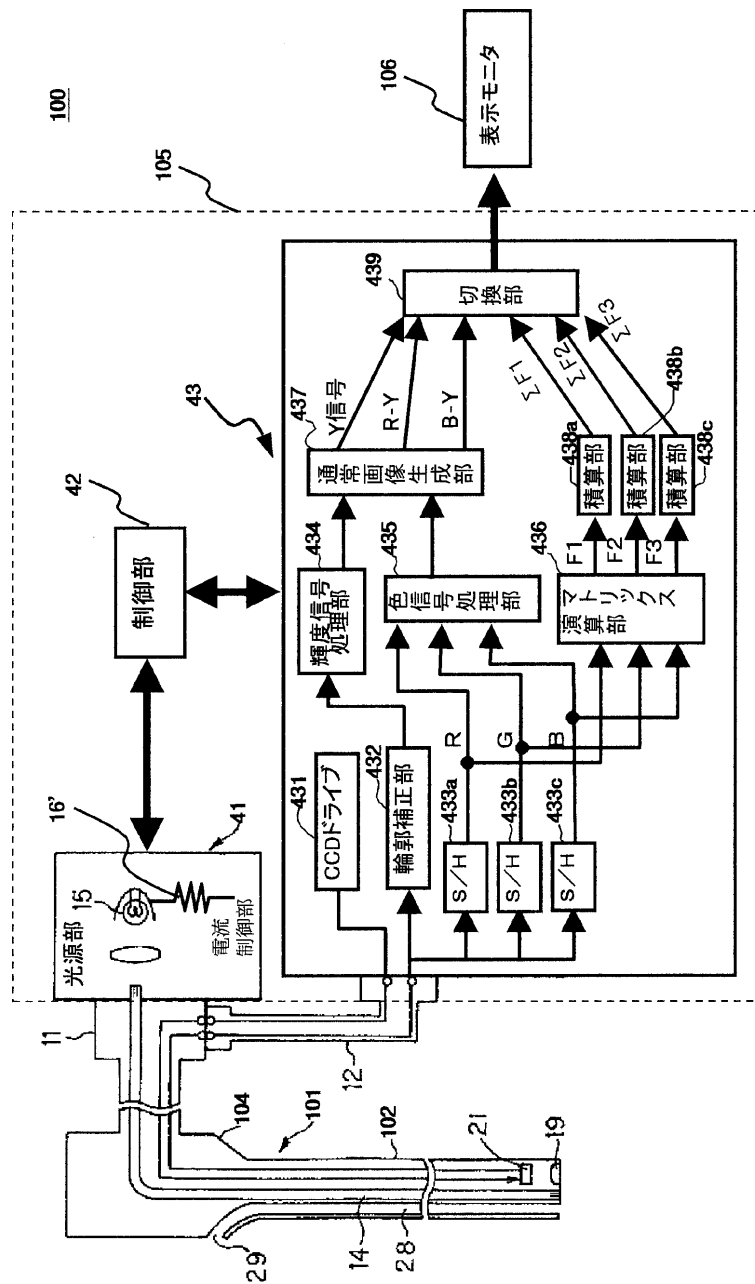
【図20】

R	G	R	G
R	B	R	B
R	G	R	G
R	B	R	B

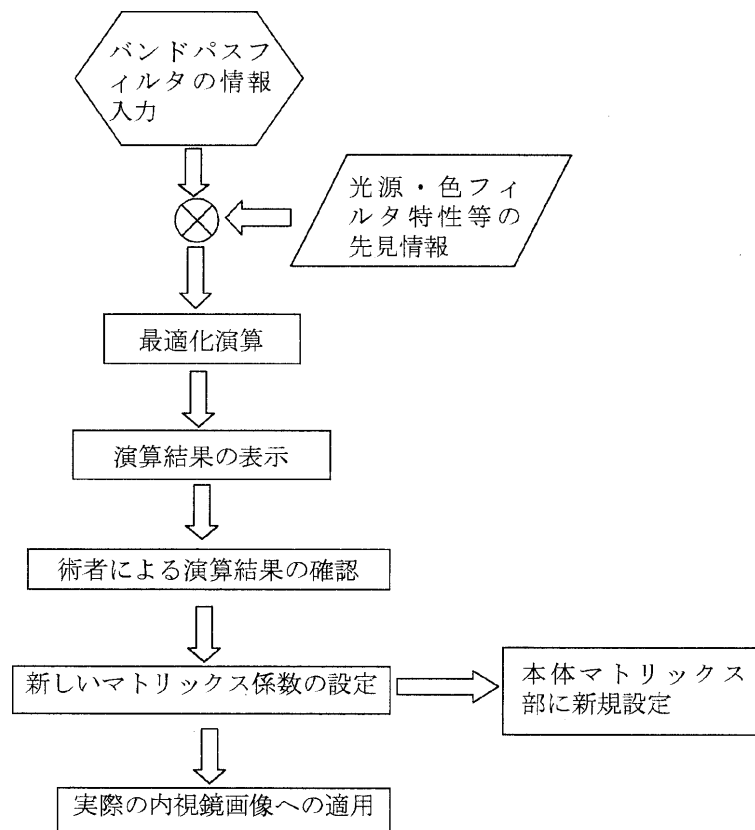
【図21】



【図14】



【図 22】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷
H 0 4 N 9/04

識別記号

F I
H 0 4 N 9/04

テ-マコード (参考)
Z

F タ-ム(参考) 2H040 BA00 BA09 CA10 GA02 GA11
4C061 CC06 MM03 RR04 RR15 RR17
SS21 WW10
5C054 AA01 CA04 CC07 CD03 CG02
EA01 EA05 EE06 EE08 EF01
FC11 GD03 HA12
5C065 AA04 BB14 BB41 CC01 DD02
EE05 EE06

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2003093336A	公开(公告)日	2003-04-02
申请号	JP2001292869	申请日	2001-09-26
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	藤田 寛		
发明人	藤田 寛		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/04 G02B23/26 H04N7/18 H04N9/04		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.B G02B23/26.B G02B23/26.D H04N7/18.M H04N9/04.Z A61B1/00.520 A61B1/04 A61B1/045.622 A61B1/045.632 A61B1/06.611 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/BA09 2H040/CA10 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/MM03 4C061/RR04 4C061/RR15 4C061/RR17 4C061/SS21 4C061/WW10 5C054/AA01 5C054/CA04 5C054/CC07 5C054/CD03 5C054/CG02 5C054/EA01 5C054/EA05 5C054/EE06 5C054/EE08 5C054/EF01 5C054/FC11 5C054/GD03 5C054/HA12 5C065/AA04 5C065/BB14 5C065/BB41 5C065/CC01 5C065/DD02 5C065/EE05 5C065/EE06 4C161/CC06 4C161/MM03 4C161/RR04 4C161/RR15 4C161/RR17 4C161/SS06 4C161/SS21 4C161/WW10		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在不为光源部分中的光谱图像提供光学波长窄带带通滤波器的情况下，获得清晰显示血管图案的光谱图像。 设置在主体处理装置43中的矩阵计算单元436从R·G·B彩色图像信号生成光谱图像信号，并经由切换单元439将其显示在显示监视器106上。

