

(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2006-341076

(P2006-341076A)

(43) 公開日 平成18年12月21日(2006.12.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 370	2H040
G02B 23/24 (2006.01)	G02B 23/24 B	4C061
G02B 23/26 (2006.01)	G02B 23/26 B	5C054
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300D	
H04N 7/18 (2006.01)	H04N 7/18 M	

審査請求 有 請求項の数 19 O L (全 36 頁)

(21) 出願番号 特願2006-77760 (P2006-77760)
 (22) 出願日 平成18年3月20日 (2006.3.20)
 (31) 優先権主張番号 特願2005-138929 (P2005-138929)
 (32) 優先日 平成17年5月11日 (2005.5.11)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 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43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 後野 和弘
 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 大島 睦巳
 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

最終頁に続く

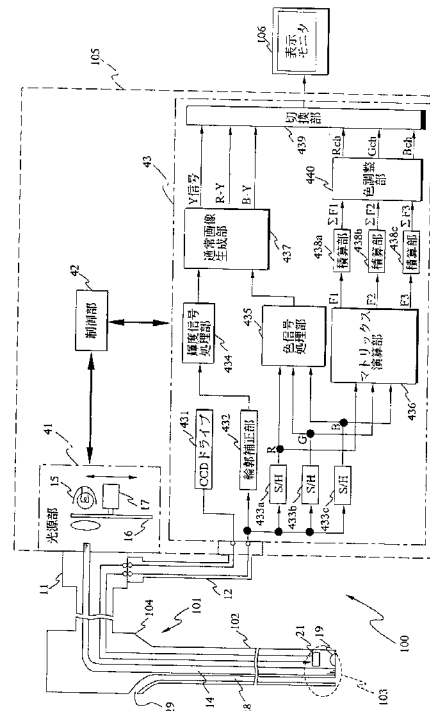
(54) 【発明の名称】 生体観測装置用信号処理装置

(57) 【要約】

【課題】 信号処理により得られた分光画像に基づく生体組織の所望の深部の組織情報を観察に適した色調の画像情報に調整する。

【解決手段】 マトリックス演算部436の出力は、それぞれ積算部438a乃至438cに接続され、積分演算が行われた後、それぞれの分光画像信号 $\Sigma F1$ 乃至 $\Sigma F3$ に対して色調整部440にて色変換演算が行われ、分光画像信号 $\Sigma F1$ 乃至 $\Sigma F3$ より分光カラーチャンネル画像信号Rch、Gch、Bchが生成され、切換部439を介して、分光カラーチャンネル画像Rch、Gch、Bchの画像が表示モニタ106に送られる。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体である生体に光を照射する照明部、及び / 又は該照明部からの照明光に基づいて前記生体から反射される光を光電変換し、撮像信号を生成する撮像部の動作を制御し、表示装置へ前記撮像信号を出力する信号処理制御部を具備した生体観測装置用の信号処理装置であって、

前記撮像信号から光学的波長狭帯域の画像に対応する分光信号を信号処理によって生成する分光信号生成部と、

前記分光信号を前記表示装置へ出力する際に当該分光信号を形成する複数の帯域ごとに色調を調整する色調整部と、

を含むことを特徴とする生体観測装置用信号処理装置。

10

【請求項 2】

前記分光信号生成部は、電子回路処理により前記分光信号の生成を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の生体観測装置用信号処理装置。

【請求項 3】

前記分光信号生成部は、数値データ処理により前記分光信号の生成を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の生体観測装置用信号処理装置。

【請求項 4】

前記分光信号生成部は、前記照明部及び / または前記撮像部の分光特性に基づき算出された係数を使用することを特徴とする請求項 1 に記載の生体観測装置用信号処理装置。

20

【請求項 5】

前記分光信号生成部は、前記被検体の反射特性に基づき算出された係数を使用することを特徴とする請求項 1 に記載の生体観測装置用信号処理装置。

【請求項 6】

前記分光信号は、負の信号を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の生体観測装置用信号処理装置。

【請求項 7】

前記分光信号は、主に 400 nm から 440 nm の波長帯域で照明または撮像された場合に相当する信号、または主に 520 nm から 560 nm の波長帯域で照射または撮像された場合に相当する信号を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の生体観測装置用信号処理装置。

30

【請求項 8】

前記色調整部は、主に 400 nm から 440 nm の波長帯域で照明または撮像された場合に相当する信号を表示出力装置の B と G チャンネルに、主に 520 nm から 560 nm の波長帯域で照明または撮像された場合に相当する信号を表示出力装置の R チャンネルに各々出力することを特徴とする請求項 7 に記載の生体観測装置用信号処理装置。

【請求項 9】

前記分光信号は、主に 400 nm から 440 nm の波長帯域で照明または撮像された場合に相当する信号、または主に 430 nm から 470 nm の波長帯域で照射または撮像された場合に相当する信号、または主に 480 nm から 520 nm の波長帯域で照射または撮像された場合に相当する信号を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の生体観測装置用信号処理装置。

40

【請求項 10】

前記色調整部は、主に 400 nm から 440 nm の波長帯域で照明または撮像された場合に相当する信号を表示出力装置の B チャンネルに、主に 430 nm から 470 nm の波長帯域で照射または撮像された場合に相当する信号を表示出力装置の G チャンネルに、主に 480 nm から 520 nm の波長帯域で照明または撮像された場合に相当する信号を表示出力装置の R チャンネルに各々出力することを特徴とする請求項 9 に記載の生体観測装置用信号処理装置。

【請求項 11】

50

前記分光信号の生成に使われる係数の算出は、前記被検体の分光特性が複数の基本分光特性の線形和で近似できることを仮定して行われることを特徴とする請求項 1 に記載の生体観測装置用信号処理装置。

【請求項 1 2】

前記基本分光特性の数は、前記反射される光の色分解の数以下であることを特徴とする請求項 1 1 に記載の生体観測装置用信号処理装置。

【請求項 1 3】

前記基本分光特性は、前記被検体の分光特性データの集合を主成分分析あるいは直交展開することで算出されることを特徴とする請求項 1 1 に記載の生体観測装置用信号処理装置。

10

【請求項 1 4】

前記分光信号の生成に使われる係数の算出が、前記被検体の分光特性、前記照明部の分光特性、及び撮像部の分光特性が所定の波長帯域幅の中で各々、一つの数値で近似できることを仮定して行われることを特徴とする請求項 1 に記載の生体観測装置用信号処理装置。

【請求項 1 5】

前記色調整部は、複数の前記分光信号を波長の短い順から、表示出力部の B、G、R カラーチャンネルに所定の出力調整を行い出力することを特徴とする請求項 1 に記載の生体観測装置用信号処理装置。

【請求項 1 6】

20

前記色調整部は、複数の前記分光信号の中で最も高いコントラストで出力したい被検体情報を含むチャンネルを表示出力装置において輝度として再現されるように、信号変換を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の生体観測装置用信号処理装置。

【請求項 1 7】

前記色調整部は、前記被検体の特徴が表示出力装置において所定の目標色で再現されるよう調整出力されることを特徴とする請求項 1 に記載の生体観測装置用信号処理装置。

【請求項 1 8】

前記被検体は、血管及び／または粘膜微細構造を有することを特徴とする請求項 1 に記載の生体観測装置用信号処理装置。

【請求項 1 9】

30

前記生体観測装置は電子内視鏡装置であることを特徴とする請求項 1 に記載の生体観測装置用信号処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体を撮像して得られるカラー画像信号を利用して、信号処理により分光画像としてモニタ上に表示する生体観測装置用信号処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、生体観測装置として、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。

40

内視鏡装置において通常生体組織観察を行う場合は、1つの方式としては、光源装置で可視光領域の白色光を発光し、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ている。また、内視鏡装置において通常生体組織観察を行う場合は、別の方式としては、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、光源装置で可視光領域の白色光を発光し、該白色光による戻り光をカラーチップにて各色成分

50

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。

【 0 0 0 3 】

生体組織は、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、例えば日本国特開 2 0 0 2 - 9 5 6 3 5 号公報において、可視光領域の照明光を離散的な分光特性の狭帯域な R G B 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開示されている。

また、日本国特開 2 0 0 3 - 9 3 3 3 6 号公報において、可視光領域の照明光による画像信号を信号処理し離散的な分光画像を生成し、生体組織の画像情報を得る電子内視鏡装置が開示されている。

10

【特許文献 1】特開 2 0 0 2 - 9 5 6 3 5 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 3 - 9 3 3 3 6 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

しかしながら、例えば上記日本国特開 2 0 0 3 - 9 3 3 3 6 号公報に記載の装置では、信号処理により分光画像を得ることで、狭帯域な R G B 光を生成するためのフィルタを必要としないが、得られた分光画像を単にモニタに出力しているために、モニタに表示される画像が生体組織の所望の深部の組織情報の観察に適した色調の画像とならない虞れがある。

20

【 0 0 0 5 】

(発明の目的)

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、信号処理により得られた分光画像に基づく生体組織の所望の深部の組織情報を観察に適した色調の画像情報に調整することのできる生体観測装置用信号処理装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

本発明の生体観測装置用信号処理装置は、被検体である生体に光を照射する照明部、及び / 又は該照明部からの照明光に基づいて前記生体から反射される光を光電変換し、撮像信号を生成する撮像部の動作を制御し、表示装置へ前記撮像信号を出力する信号処理制御部を具備した生体観測装置用の信号処理装置であって、前記撮像信号から光学的波長狭帯域の画像に対応する分光信号を信号処理によって生成する分光信号生成部と、前記分光信号を前記表示装置へ出力する際に当該分光信号を形成する複数の帯域ごとに色調を調整する色調整部と、を含む。

30

【発明の効果】

【 0 0 0 7 】

本発明によれば、信号処理により得られた分光画像に基づく生体組織の所望の深部の組織情報を観察に適した色調の画像情報に調整す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】

【 0 0 0 8 】

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。

40

【実施例 1】

【 0 0 0 9 】

図 1 ないし図 2 6 は本発明の実施例 1 に係わり、図 1 は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す概念図、図 2 は分光画像信号の積分演算を示す概念図、図 3 は電子内視鏡装置の外観を示す外観図、図 4 は図 3 の電子内視鏡装置の構成を示すブロック図、図 5 は図 4 のチョッパーの外観を示す外観図、図 6 は図 3 の C C D の撮像面に配置される色フィルタの配列を示す図、図 7 は図 6 の色フィルタの分光感度特性を示す図、図 8 は図 4 のマトリックス演算部の構成を示す構成図、図 9 は光源のスペクトルを示すスペクトル図、図 1 0 は生体の反射スペクトルを示すスペクトル図である。

50

【 0 0 1 0 】

図 1 1 は図 4 の電子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 1 2 は図 4 の電子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 1 3 は白色光の各バンドの分光特性を示す図、図 1 4 は図 1 3 の白色光による各バンド画像を示す第 1 の図、図 1 5 は図 1 3 の白色光による各バンド画像を示す第 2 の図、図 1 6 は図 1 3 の白色光による各バンド画像を示す第 3 の図、図 1 7 は図 8 のマトリックス演算部で生成された分光画像の分光特性を示す図、図 1 8 は図 1 7 の各分光画像を示す第 1 の図、図 1 9 は図 1 7 の各分光画像を示す第 2 の図、図 2 0 は図 1 7 の各分光画像を示す第 3 の図である。

【 0 0 1 1 】

10

図 2 1 は図 4 の色調整部の構成を示すブロック図、図 2 2 は図 2 1 の色調整部の作用を説明する図、図 2 3 は図 4 の色調整部の変形例の成を示すブロック図、図 2 4 は図 1 7 の分光画像の第 1 の変形例の分光特性を示す図、図 2 5 は図 1 7 の分光画像の第 2 の変形例の分光特性を示す図、図 2 6 は図 1 7 の分光画像の第 3 の変形例の分光特性を示す図である。

【 0 0 1 2 】

本発明の実施例における生体観測装置としての電子内視鏡装置では、照明用光源から被検体である生体に光を照射し、その照射光に基づいて生体から反射される光を撮像部である固体撮像素子にて受光し光電変換することにより、カラー画像信号である撮像信号を生成し、その撮像信号から光学的波長狭帯域の画像に対応する分光信号である分光画像信号

20

【 0 0 1 3 】

以下、本発明に係る実施例 1 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算出方法について説明する。ここで、マトリックスとは、カラー画像（以下、通常画像とも呼ぶ）を生成するために取得されるカラー画像信号から、分光信号としての分光画像信号を生成する際に用いられる所定の係数である。

【 0 0 1 4 】

また、このマトリックスの説明に続き、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 S/N の改善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、必要に応じて使用すれば良い。また、以下、ベクトル及び行列（マトリックス）は太文字あるいは「 $\mathbf{A}$ 」（例えば、行列 $\mathbf{A}$ を「 $\mathbf{A}$ の太文字」あるいは「 $\mathbf{A}$ 」と表記）で、それ以外は文字修飾なしで表記する。

30

【 0 0 1 5 】

（マトリックス算出方法）

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、 $R \cdot G \cdot B$ とするが、後述する実施例のように、補色型固体撮像素子においては、 $G \cdot Cy \cdot Mg \cdot Ye$ 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。

【 0 0 1 6 】

まず、電子内視鏡装置は、 $R \cdot G \cdot B$ のそれぞれの撮像部の分光感度特性としてのカラー感度特性を数値データ化する。ここで、 $R \cdot G \cdot B$ 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。

40

【 0 0 1 7 】

なお、 $R \cdot G \cdot B$ 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画像データの右に示されている。また、この時の、 $R \cdot G \cdot B$ のカラー感度特性をそれぞれ n 次元の列ベクトル「 $\mathbf{R}$ 」・「 $\mathbf{G}$ 」・「 $\mathbf{B}$ 」とする。

【 0 0 1 8 】

次に、電子内視鏡装置は、抽出したい分光信号、例えば 3 つの分光信号の基本分光特性としての分光画像用狭帯域バンドパスフィルタ $F1 \cdot F2 \cdot F3$ （電子内視鏡装置は、先見

50

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400nm～略430nm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。

【 0 0 1 9 】

なお、ここで " 略 " とは、波長においては略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]

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

10

となるマトリックスの要素を求めればよい。

【 0 0 2 0 】

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トリックスを「F」、主成分分析あるいは直交展開(あるいは直交変換)を実行するところの、求める係数マトリックスを「A」とすると、

20

[数 2]

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

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

30

【 0 0 2 1 】

[数 3]

$$\mathbf{CA} = \mathbf{F} \quad \cdots(3)$$

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)式から擬似逆行列を解けばよい。マトリックス「C」の転置行列を「 ${}^t\mathbf{C}$ 」とすれば、(3)式は

40

[数 4]

$${}^t\mathbf{CCA} = {}^t\mathbf{CF} \quad \cdots(4)$$

となる。「 ${}^t\mathbf{CC}$ 」は $n \times n$ 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]

$$\mathbf{A} = (\mathbf{C}^T \mathbf{C})^{-1} \mathbf{C}^T \mathbf{F} \quad \dots(5)$$

で与えられる。

【 0 0 2 2 】

(5) 式にて求められたマトリックス「 A 」について、電子内視鏡装置は、(3) 式の左辺の変換を行うことで、抽出したい狭帯域パンドパスフィルタ F 1 ・ F 2 ・ F 3 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算出方法の説明である。

10

【 0 0 2 3 】

このようにして算出されたマトリックスを用いて、後述するマトリックス演算部 4 3 6 が通常カラー画像信号から分光画像信号を生成する。

【 0 0 2 4 】

(補正方法)

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。

上述のマトリックス算出方法の説明においては、C C D 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、R G B の出力がいずれも同じである場合に、最適な近似となる。

20

【 0 0 2 5 】

しかし、実際の内視鏡観察下では、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、R G B の値は同じではない) 。

【 0 0 2 6 】

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、撮像部の分光感度特性としての R G B のカラー感度特性に加え、照明部の分光感度特性としての照明光の分光特性、被検体の分光特性データの集合としての生体の反射特性を考慮することが望ましい。

【 0 0 2 7 】

ここで、カラー感度特性 (撮像部の分光感度特性) をそれぞれ R (λ) 、 G (λ) 、 B (λ) とし、照明光の分光特性 (照明部の分光感度特性) の一例を S (λ) 、生体の反射特性 (被検体の分光特性データの集合) の一例を H (λ) 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。

30

【 0 0 2 8 】

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]

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

40

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。

【 0 0 2 9 】

[数 7]

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

50

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。

【0030】

[数8]

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

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(図1中のF1・F2・F3:基本分光特性)が負のときは画像表示上では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されることが付加される。電子内視鏡装置は、ブロードな分光感度特性から狭帯域な分光感度特性を生成するためには、図1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。

【0031】

(S/Nの改善方法)

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。

【0032】

(i) 前述のマトリックス算出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つの信号だけでフィルタF1乃至F3が生成される場合は、その2つの原信号がいずれも飽和していないことが必要である)。

【0033】

(ii) 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。

【0034】

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In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。)

【0035】

これにより、電子内視鏡装置は、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、電子内視鏡装置は、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。図2で、積算部438a乃至438cはS/N比を改善する画質調整部として機能する。

【0036】

以上が、本発明の基礎となるマトリックス演算方法、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。

【0037】

ここで、上述のマトリックス算出方法の変形例について説明する。

(マトリックス算出方法の変形例)

カラー画像信号(撮像部の分光感度特性)をR、G、B、推定する分光画像信号(基本分光特性)をF1、F2、F3とする。なお、厳密には、カラー画像信号R、G、Bは、画

10

20

30

40

50

像上の位置 x , y の関数でもあるので、例えば $R(x, y)$ と表記すべきだが、ここでは省略する。

【 0 0 3 8 】

R , G , B から F_1 , F_2 , F_3 を計算する 3×3 の行列「 A 」を推定することが目標となる。「 A 」が推定されれば、 R , G , B から F_1 , F_2 , F_3 の計算は、以下の (9) 式で可能となる。

【 0 0 3 9 】

[数 9]

$$\begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} = \mathbf{A} \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad \dots(9) \quad 10$$

ここで、以下のデータの表記を定義する。

被検体の分光特性： $H(\lambda)$ 、「 H 」= $(H(\lambda_2), H(\lambda_2), \dots, H(\lambda_n))^t$

λ は波長であり、 t は行列演算における転置を表す。同様に、

照明光の分光特性： $S(\lambda)$ 、「 S 」= $(S(\lambda_2), S(\lambda_2), \dots, S(\lambda_n))^t$

C C D の分光感度特性： $J(\lambda)$ 、「 J 」= $(J(\lambda_2), J(\lambda_2), \dots, J(\lambda_n))^t$

20

色分解を行うフィルタの分光特性：原色の場合

$R(\lambda)$ 、「 R 」= $(R(\lambda_2), R(\lambda_2), \dots, R(\lambda_n))^t$

$G(\lambda)$ 、「 G 」= $(G(\lambda_2), G(\lambda_2), \dots, G(\lambda_n))^t$

$B(\lambda)$ 、「 B 」= $(B(\lambda_2), B(\lambda_2), \dots, B(\lambda_n))^t$

「 R 」、「 G 」、「 B 」は (1 0) 式に示すように、行列「 C 」で 1 つにまとめられる。

【 0 0 4 0 】

[数 1 0]

$$\mathbf{C} = \begin{pmatrix} \mathbf{R} \\ \mathbf{G} \\ \mathbf{B} \end{pmatrix} \quad \dots(10) \quad 30$$

画像信号 R , G , B 、分光信号 F_1 , F_2 , F_3 を行列で以下のように表記する。

【 0 0 4 1 】

[数 1 1]

$$\mathbf{P} = \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix}, \quad \mathbf{Q} = \begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} \quad \dots(11) \quad 40$$

画像信号「 P 」は次式で計算される。

【 0 0 4 2 】

[数 1 2]

$$\mathbf{P} = \mathbf{CSJH} \quad \dots(12)$$

いま、「Q」を得るための色分解フィルタを「F」とすると、(12)式同様に
[数13]

$$Q = FSJH \quad \dots(13)$$

ここで、重要な第1の仮定として、いま、被検体の分光反射率が基本的な複数の(ここでは3つの)分光特性の線形和で近似して表現できると仮定すると、「H」は以下のように表記できる。

【0043】

[数14]

10

$$H \approx DW \quad \dots(14)$$

ここで、「D」は3つの基本スペクトル $D1(\lambda)$ 、 $D2(\lambda)$ 、 $D3(\lambda)$ を列ベクトルに持つ行列で、「W」は「H」に対する $D1(\lambda)$ 、 $D2(\lambda)$ 、 $D3(\lambda)$ の寄与をあらわす重み係数である。被検体の色調がそれほど大きく変動しない場合には、この近似が成立することが知られている。

(14)式を(12)式に代入すると、次式を得る。

【0044】

[数15]

20

$$P = CSJH = CSJDW = MW \quad \dots(15)$$

ここで、 3×3 の行列「M」は、行列「CSJD」の計算結果を1つにまとめた行列を示す。

同様に、(14)式を(13)式に代入して、次式を得る。

【0045】

[数16]

30

$$Q = FSJH = FSJDW = M'W \quad \dots(16)$$

同じく、「M'」は、行列「FSJD」の計算結果を1つにまとめた行列を示す。

結局、(15)式と(16)式から「W」を消去して、以下の式を得る。

【0046】

[数17]

40

$$Q = M'M^{-1}P \quad \dots(17)$$

「 M^{-1} 」は行列「M」の逆行列を示す。結局、「 $M'M^{-1}$ 」は 3×3 の行列となり、推定目標の行列「A」となる。

【0047】

ここで、重要な第2の仮定として、色分解をバンドパスフィルタで行う場合、そのバンド内における被検体の分光特性を1つの数値で近似できると仮定する。すなわち、

[数18]

$$\mathbf{H} = (h_1, h_2, h_3)^t \quad \dots (18)$$

色分解用のバンドパスが完全なバンドパスでなく、他の帯域にも感度を持つ場合も考慮して、この仮定が成立する場合、(15)式、(16)式における「W」を上記「H」と考えれば、結局(17)式と同様な行列が推定できる。

【0048】

次に、本発明の実施例1に係る生体観測装置としての電子内視鏡装置の具体的な構成について、図3を参照して説明する。なお、以下に示す他の実施例でも同様の構成である。

10

【0049】

図3に示すように、生体観測装置としての電子内視鏡装置100は、観察部としての内視鏡101、内視鏡装置本体105、表示装置あるいは表示出力装置としての表示モニタ106を有している。また、内視鏡101は、被検体の体内に挿入される挿入部102、挿入部102の先端に設けられた先端部103および、挿入部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。

【0050】

軟性鏡である内視鏡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。

20

【0051】

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。

【0052】

図4に示すように、内視鏡装置本体105は、主に照明部としての光源部41、制御部42、本体処理装置43から構成されている。制御部42及び本体処理装置43は、前記光源部41及び/または撮像部としてのCDD21の動作を制御し、表示装置である表示モニタ106へ撮像信号を出力する信号処理制御部を構成している。

【0053】

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、これらの光源部41と本体処理装置43は、内視鏡装置本体105と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。

30

【0054】

照明部である光源部41は、制御部42および内視鏡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と、光量を調整するためのチョッパ16と、チョッパ16を駆動するためのチョッパ駆動部17とを有している。

【0055】

チョッパ16は、図5に示すように、点17aを中心とし、所定の半径r0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r0から半径raの間では、最大の長さ=2πr0×2θ0度/360度、幅=r0-raである。また、同様に、半径raから半径rbの間では、最大の長さ=2πra×2θ1度/360度、幅=ra-rb、半径rbから半径rcの間では、最大の長さ=2πrb×2θ2度/360度、幅=rb-rcという構成である(それぞれの半径は、r0>ra>rb>rcとする)。

40

【0056】

50

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、本実施例に限定されるわけではない。

【0057】

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、制御部 42 は、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。

【0058】

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。

10

【0059】

つまり、制御部 42 は、図 5 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 5 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、制御部 42 は、照明光量を大きくすることができる。

【0060】

上述のように、電子内視鏡装置では、新しく生成した分光画像が S/N としては不十分である可能性があることと、分光画像の生成に必要な RGB 信号の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。

20

【0061】

また、光源部 41 にコネクタ 11 を介して接続された内視鏡 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。本実施例における 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、図 6 は CCD の撮像面に配置される色フィルタの配列を示している。CCD の撮像面に配置される色フィルタは、色分解部を構成する。また、図 7 は図 6 の色フィルタにおける RGB のそれぞれの分光感度特性を示している。

【0062】

また、図 4 に示すように、挿入部 102 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 と、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と、また、処置を行うための鉗子チャネル 28 等を備えている。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。

30

【0063】

また、生体観測装置用の信号処理装置としての本体処理装置 43 は、光源部 41 と同様、コネクタ 11 を介して内視鏡 101 に接続される。本体処理装置 43 は、CCD 21 を駆動するための CCD ドライブ 431 を備えている。また、本体処理装置 43 は、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。

40

【0064】

輝度信号処理系は、CCD 21 に接続され輪郭補正を行う輪郭補正部 432 と、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、CCD 21 に接続され、CCD 21 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。

【0065】

そして、前記輝度信号処理系の出力と前記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

50

て、表示モニタ 106 に Y 信号、R - Y 信号、B - Y 信号が送られる。

【0066】

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(RGB信号)が入力され、RGB信号に対して所定のマトリックス演算を行うマトリックス演算部436が設けられている。マトリックス演算部436は、分光信号生成部を構成する。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、上述のマトリックス算出方法(あるいはその変形例)により求められたマトリックスを乗算する処理をいう。

【0067】

なお、本実施例では、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、後述の実施例のように、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)を用いた方法であっても良い。また、実施するにあたっては、これらの方法を組み合わせとすることも可能である。

【0068】

図8に、マトリックス演算部436の回路図を示している。RGB信号はそれぞれ抵抗群31a乃至31cを介して、増幅器32a乃至32cに入力される。それぞれの抵抗群は、RGB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RGB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32a乃至32cの出力は、マトリックス演算部436の出力となる。つまり、このマトリックス演算部436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も良い。

【0069】

マトリックス演算部436の出力は、それぞれ積算部438a乃至438cに接続され、積分演算が行われた後、それぞれの分光画像信号ΣF1乃至ΣF3に対して色調整部440にて後述する色調整演算が行われ、分光画像信号ΣF1乃至ΣF3より分光カラーチャンネル画像信号Rch、Gch、Bchが生成される。生成された分光カラーチャンネル画像信号Rch、Gch、Bchは切換部439を介して、表示モニタ106のRGBのカラーチャンネルR(ch)、G(ch)、B(ch)に送られる。なお、色調整部440の構成については、後述する。

【0070】

なお、切換部439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、カラーチャンネルR(ch)による分光カラーチャンネル画像、カラーチャンネルG(ch)による分光カラーチャンネル画像、カラーチャンネルB(ch)による分光カラーチャンネル画像から選択的に表示モニタ106に表示させることができる。また、いずれか2つ以上の画像を同時に表示モニタ106に表示可能な構成としても良い。特に、通常画像と分光カラーチャンネル画像(以下、分光チャンネル画像ともいう)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チャンネル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。分光チャンネル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。

【0071】

なお、本実施例において用いられる、軟性鏡として構成された内視鏡であるスコープ101は、例えば、図35に示す内視鏡101aのような、硬性鏡として構成された内視鏡であっても良い。

【0072】

内視鏡101aは、被検体の体内に挿入される硬性の挿入部102aと、挿入部102aの基端部に対して着脱自在に構成されたテレビカメラ103aとを有している。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 3 】

挿入部 1 0 2 a は、内視鏡装置本体 1 0 5 の光源部 4 1 に対して着脱自在な構成を有するケーブル 1 1 2 を有している。また、挿入部 1 0 2 a 及びケーブル 1 1 2 には、光源部 4 1 からの照明光を挿入部 1 0 2 a の先端部に導く図示しないライトガイドが内部に設けられている。

【 0 0 7 4 】

さらに、挿入部 1 0 2 a の先端部は、被検体の像を結像するための、図示しない対物光学系を有する。挿入部 1 0 2 a は、前記対物光学系の基端側に設けられ、先端部から基端部にかけてリレーレンズ（図示せず）を有している。

【 0 0 7 5 】

挿入部 1 0 2 a が前述した構成を有するため、被検体の像は、前記対物光学系により、前記リレーレンズの先端面において結像された後、前記リレーレンズ群を介して伝送される。その伝送された被検体の像の光は、前記リレーレンズ群の後端面側に設けられたテレビカメラ 1 0 3 a の C C D（図示せず）において合焦される。そして、前記 C C D は、合焦された被検体の像を撮像信号として出力する。

10

【 0 0 7 6 】

テレビカメラ 1 0 3 a は、内視鏡装置本体 1 0 5 の本体処理装置 4 3 に対して着脱自在な構成を有するケーブル 1 1 1 を有している。このような構成により、テレビカメラ 1 0 3 a は、ケーブル 1 1 1 を介し、撮像信号を本体処理装置 4 3 に対して出力する。

【 0 0 7 7 】

また、本実施例において用いられる内視鏡 1 0 1 は、例えば、図 3 6 に示すスコープ 2 0 1 のような、口腔カメラとして構成されたものであっても良い。

20

【 0 0 7 8 】

スコープ 2 0 1 は、光源部 4 1 と略同様の照明光を発する図示しない L E D 等の光源と、前記光源により照明された被検体の像を結像する図示しない対物光学系と、前記対物光学系の結像位置に設けられ、撮像した被検体の像を撮像信号として出力する図示しない C C D と、前記 C C D に設けられた図示しない色フィルタとを先端部に有し、また、本体処理装置 4 3 に対して着脱自在な構成を有するケーブル 2 0 1 a を基端部に有している。

【 0 0 7 9 】

また、本実施例において用いられる内視鏡 1 0 1 は、例えば、図 3 7 に示すスコープ 3 0 1 のような、生体表面に接触させて用いられるカメラとして構成されたものであっても良い。

30

【 0 0 8 0 】

スコープ 3 0 1 は、光源部 4 1 と略同様の照明光を発する図示しない L E D 等の光源と、前記光源により照明された被検体の像を結像する図示しない対物光学系と、前記対物光学系の結像位置に設けられ、撮像した被検体の像を撮像信号として出力する図示しない C C D と、前記 C C D に設けられた図示しない色フィルタとが設けられた接触部 3 0 1 a と、本体処理装置 4 3 に対して着脱自在な構成を有し、接触部 3 0 1 a からの撮像信号を本体処理装置 4 3 に伝送するケーブル 3 0 1 b とを有している。

【 0 0 8 1 】

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。

40

【 0 0 8 2 】

なお、以下においては、まず通常画像を観察する際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。

【 0 0 8 3 】

まず、光源部 4 1 の動作を説明する。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、内視鏡 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

50

イド 14 の入射端に、集光される。

【0084】

集光された光束は、ライトガイド 14 を通り、先端部 103 に設けられた照明光学系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 19 を介して、CCD 21 において図 6 で示した色フィルタ別に信号が収集される。

【0085】

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 432 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 434 に入力される。輝度信号処理部 434 では、輝度信号が生成され、通常画像生成部 437 に入力される。

10

【0086】

また一方で、CCD 21 で収集された信号は、色フィルタ毎に S/H 回路 433a 乃至 433c 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 435 にて色信号が生成され、通常画像生成部 437 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 439 を介して、表示モニタ 106 に被検体の通常画像が表示される。

【0087】

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。

【0088】

操作者は、内視鏡装置本体 105 に設けられているキーボードあるいは内視鏡 101 の操作部 104 に設けられているスイッチ等を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行う。この時、制御部 42 は、光源部 41 および本体処理装置 43 の制御状態を変更する。

20

【0089】

具体的には、必要に応じて、光源部 41 から照射される光量を変更する。上述のように、CCD 21 からの出力が飽和することは望ましくないため、分光画像の観察時は通常画像の観察時に比して照明光量を小さくする。また、制御部 42 は、CCD からの出力信号が飽和しないように光量を制御するとともに、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。

30

【0090】

また、制御部 42 による本体処理装置 43 への制御変更としては、切換部 439 から出力される信号を通常画像生成部 437 の出力から色調整部 440 の出力に切換える。また、S/H 回路 433a 乃至 433c の出力は、マトリックス演算部 436 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 438a 乃至 438c に出力され、積算処理後に色調整部 440 に出力される。チョッパー 16 で、照明光量を小さくした場合でも、積算部 438a 乃至 438c 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。

【0091】

以下、本実施例における具体的なマトリックス演算部 436 のマトリックス処理について記載する。本実施例では、図 7 に実線で示された RGB 色フィルタ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 F1 乃至 F3 (ここではそれぞれの透過波長領域を F1: 590nm ~ 620nm、F2: 520nm ~ 560nm、F3: 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、以下のマトリックスが最適となる。

40

【0092】

[数 19]

$$\mathbf{A} = \begin{pmatrix} 0.625 & -3.907 & -0.05 \\ -3.097 & 0.631 & -1.661 \\ 0.036 & -5.146 & 0.528 \end{pmatrix} \quad \dots(19)$$

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。

【0093】

[数20]

10

$$\mathbf{K} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1.07 & 0 \\ 0 & 0 & 1.57 \end{pmatrix} \quad \dots(20)$$

なお、(6)式に示す光源のスペクトル $S(\lambda)$ は図9に示すものであり、(7)式に示す注目する生体の反射スペクトル $H(\lambda)$ は図10に示すものである、という先見情報を使用している。

【0094】

20

従って、マトリックス演算部436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。

【0095】

[数21]

$$\begin{aligned} \mathbf{A}^t = \mathbf{KA} &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1.07 & 0 \\ 0 & 0 & 1.57 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0.625 & -3.907 & -0.05 \\ -3.097 & 0.631 & -1.661 \\ 0.036 & -5.146 & 0.528 \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} 0.625 & -3.907 & -0.050 \\ -3.314 & 0.675 & -1.777 \\ 0.057 & -8.079 & 0.829 \end{pmatrix} \quad \dots(21) \end{aligned}$$

30

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7にはフィルタ擬似F1乃至F3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。

40

【0096】

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。

【0097】

図11に示すように、体腔内組織45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46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47が分布し、さらに深層にはさらに太い血管48が分布するようになる。

【0098】

一方、体腔内組織45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

50

視域を含む照明光は、図 1 2 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。

【 0 0 9 9 】

体腔内組織 4 5 の通常観察時における R G B 光は、図 1 3 に示すように、各波長域がオーバーラップしているために、

(1) B 帯域光により C C D 2 1 で撮像される撮像信号には図 1 4 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、 10

(2) また、G 帯域光により C C D 2 1 で撮像される撮像信号には図 1 5 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 R 帯域光により C C D 2 1 で撮像される撮像信号には図 1 6 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。

【 0 1 0 0 】

そして内視鏡装置本体 1 0 5 により、これら R G B 撮像信号を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。

【 0 1 0 1 】

上述のマトリックス演算部 4 3 6 における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。例えば図 1 7 に示すような所望の深層組織情報が抽出可能な離散的で狭帯域な分光特性の擬似バンドパスフィルタ F 1 乃至 F 3 を用いて、分光画像信号 F 1 乃至 F 3 が得られる。擬似バンドパスフィルタ F 1 乃至 F 3 は、図 1 7 に示すように、各波長域がオーバーラップしていないために、 20

(4) 擬似バンドパスフィルタ F 3 による分光画像信号 F 3 には図 1 8 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、また、

(5) 擬似バンドパスフィルタ F 2 による分光画像信号 F 2 には図 1 9 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、さらに

(6) 擬似バンドパスフィルタ F 1 による分光画像信号 F 1 には図 2 0 に示すような深層での組織情報を有するバンド画像が撮像される。 30

【 0 1 0 2 】

つぎに、このようにして得られた分光画像信号 F 1 乃至 F 3 に対して色調整部 4 4 0 は、最も単純な色変換の例として、分光画像信号 F 1 をカラーチャンネル R (ch) に、分光画像信号 F 2 をカラーチャンネル G (ch) に、分光画像信号 F 3 をカラーチャンネル B (ch) に、それぞれ割り付け、切換部 4 3 9 を介して、表示モニタ 1 0 6 に出力する。

【 0 1 0 3 】

色調整部 4 4 0 は、図 2 1 に示すように、 3×3 マトリックス回路 6 1 と、 3×3 マトリックス回路 6 1 の前後に設けた 3 組の L U T 6 2 a , 6 2 b , 6 2 c , 6 3 a , 6 3 b , 6 3 c と、L U T 6 2 a , 6 2 b , 6 2 c , 6 3 a , 6 3 b , 6 3 c のテーブルデータや 3×3 マトリックス回路 6 1 の係数を変更する係数変更回路 6 4 と、を備えた色変換処理回路 4 4 0 a で構成されている。 40

【 0 1 0 4 】

色変換処理回路 4 4 0 a に入力する分光画像信号 F 1 乃至 F 3 は、各バンドデータ毎に L U T 6 2 a , 6 2 b , 6 2 c により逆 γ 補正や、非線形なコントラスト変換処理等が行われる。

【 0 1 0 5 】

次に、 3×3 マトリックス回路 6 1 にて、色変換が行われた後、後段の L U T 6 3 a , 6 3 b , 6 3 c にて γ 補正や、適当な階調変換処理が行われる。

【 0 1 0 6 】

これら LUT 62 a, 62 b, 62 c, 63 a, 63 b, 63 c のテーブルデータや 3 × 3 マトリックス回路 61 の係数を、係数変更回路 64 で変更することができる。

【0107】

係数変更回路 64 による変更は、内視鏡 101 の操作部等に設けられた処理変換スイッチ（図示せず）からの制御信号に基づいて行われる。

【0108】

これら制御信号を受けた係数変更回路 64 は、予め色調整部 440 内に記せされている係数データから適切なデータと呼び出し、このデータで、現在の回路係数を書き換える。

【0109】

次に具体的な色変換処理内容について述べる。式（22）に色変換式の一例を示す。

10

【0110】

[数22]

$$\begin{pmatrix} R_{ch} \\ G_{ch} \\ B_{ch} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} \quad \dots(22)$$

この式（22）による処理は、分光チャンネル画像信号 R_{ch}、G_{ch}、B_{ch} に分光画像信号 F₁ 乃至 F₃ を波長の短い順に割り当てる色変換である。

20

【0111】

これらカラーチャンネル R（ch）、G（ch）、B（ch）によるカラー画像で観察した場合、例えば図 22 に示すような画像となる。太い血管が深い位置にあり、分光画像信号 F₃ が反映され、所定の目標色としてのカラー画像としては青色系のパターンとして示される。中層付近にある血管網は分光画像信号 F₂ が強く反映されるので、所定の目標色としてのカラー画像としては赤色系のパターンとして示される。血管網の内、粘膜表面付近に存在するものは所定の目標色としての黄色系のパターンとして表現される。

【0112】

とくに、この粘膜表面付近のパターンの変化は、早期病変の発見鑑別診断にとって重要である。しかし、所定の目標色としての黄色系のパターンは、背景粘膜とのコントラスト

30

【0113】

そこで、この粘膜表面付近のパターンをより明瞭に再現するために、式（23）に示す変換が有効となる。

【0114】

[数23]

$$\begin{pmatrix} R_{ch} \\ G_{ch} \\ B_{ch} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \omega_G & \omega_B \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} \quad \dots(23)$$

40

この式（23）による処理は、分光画像信号 F₁ をある一定の比率で分光画像信号 F₂ に混合し生成されたデータを所定の目標色として新たに分光 G チャンネル画像信号 G_{ch} とする変換例であり、血管網などの吸収散乱体が深さ位置で異なることをより明確化することが可能となる。

【0115】

したがって、係数変更回路 64 を通じてマトリックス係数を調整することで、ユーザは表示効果を調整することが可能となる。動作としては、内視鏡 101 の操作部に設けられたモード切替スイッチ（図示せず）に連動して画像処理部内では、スルー動作から、マト

50

リックス係数がデフォルト値に設定される。

【0116】

ここでいうスルー動作とは、 3×3 マトリックス回路61には単位行列、 $LUT62a$ 、 $62b$ 、 $62c$ 、 $63a$ 、 $63b$ 、 $63c$ は非変換テーブルを搭載した状態をいう。デフォルト値とは、マトリックス係数 ω_G 、 ω_B に、例えば $\omega_G = 0.2$ 、 $\omega_B = 0.8$ という設定値を与えるということである。

【0117】

そして、ユーザは内視鏡101の操作部等を操作して、この係数を $\omega_G = 0.4$ 、 $\omega_B = 0.6$ などというように調整を行なう。 $LUT62a$ 、 $62b$ 、 $62c$ 、 $63a$ 、 $63b$ 、 $63c$ には、必要に応じて逆 γ 補正テーブル、 γ 補正テーブルが適用される。

10

【0118】

色変換処理回路440aは 3×3 マトリックス回路61からなるマトリックス演算器により色変換するとしたが、これに限らず、数値演算プロセッサ(CPU)やLUTで色変換処理回路を構成してもよい。

【0119】

例えば、上記実施例では、 3×3 マトリックス回路61を中心とした構成により色変換処理回路30aを示したが、図23に示すように、色変換処理回路30aを各バンドに対応した3次元LUT65で置き換えても同様の効果を得ることができる。この場合、係数変更回路64は、内視鏡101の操作部等に設けられた処理変換スイッチ(図示せず)からの制御信号に基づいてテーブルの内容を変更する動作を行なう。

20

【0120】

なお、擬似バンドパスフィルタF1乃至F3のフィルタ特性は可視光域に限定されず、擬似バンドパスフィルタF1乃至F3の第1の変形例として、フィルタ特性を例えば図24に示すような離散的な分光特性の狭帯域としても良い。この第1の変形例のフィルタ特性は、生体表面の凹凸と極深層付近の吸収体を観察するために、F3を近紫外域に設定し、F1を近赤外域に設定することで、通常観察では得られない画像情報を得るのに好適である。

【0121】

また、擬似バンドパスフィルタF1乃至F3の第2の変形例として、図25に示すように擬似バンドパスフィルタF2の代わりに、フィルタ特性が短波長域で近接する2つの擬似バンドパスフィルタF3a、F3bとしても良い。これは、この付近の波長帯域が生体の極表層付近までしか深達しないことを利用して、吸収特性より散乱特性の微妙な差を映像化するのに好適である。医学上は、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想定される。

30

【0122】

さらに、擬似バンドパスフィルタF1乃至F3の第3の変形例として、図26に示すように所望の層組織情報が抽出可能な離散的な分光特性の2バンドの狭帯域のフィルタ特性の2つの擬似バンドパスフィルタF2、F3をマトリックス演算部436で生成するようにしてもよい。

【0123】

図26の擬似バンドパスフィルタF2、F3の場合、色調整部440は、狭帯域の分光画像観察時での画像のカラー化において、分光チャンネル画像信号 $Rch \leftarrow$ 分光画像信号F2、分光チャンネル画像信号 $Gch \leftarrow$ 分光画像信号F3、分光チャンネル画像信号 $Bch \leftarrow$ 分光画像信号F3として、RGB3チャンネルのカラー画像を生成する。

40

【0124】

すなわち、分光画像信号F2及び分光画像信号F3に対して、色調整部440は以下の式(24)によりRGB3チャンネルの分光カラーチャンネル画像信号(Rch 、 Gch 、 Bch)を生成する。

【0125】

[数24]

$$\begin{pmatrix} R_{ch} \\ G_{ch} \\ B_{ch} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} h_{11} & h_{12} \\ h_{21} & h_{22} \\ h_{31} & h_{32} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} \quad \dots(24)$$

例えば、 $h_{11} = 1$ 、 $h_{12} = 0$ 、 $h_{21} = 0$ 、 $h_{22} = 1$ 、 $h_{31} = 0$ 、 $h_{32} = 0$ とする。

【0126】

例えば基本分光特性の分光画像 F_3 は中心波長が主に 415 nm に相当する画像、基本分光特性の分光画像 F_2 は中心波長が主に 540 nm に相当する画像である。

【0127】

また、例えば、基本分光特性の分光画像 F_3 は中心波長が主に 415 nm に相当する画像、基本分光特性の分光画像 F_2 は中心波長が主に 540 nm に相当する画像、基本分光特性の分光画像 F_1 は中心波長が主に 600 nm に相当する画像として演算されていても、色調整部 440 で F_1 画像を使用せずに、 F_2 、 F_3 画像でカラー画像を構成することもできる。この場合、式 (24) の代りに以下の式 (24') のマトリックス演算を適用すればよい。

【0128】

$$R_{ch} = h_{11} \times F_1 + h_{12} \times F_2 + h_{13} \times F_3$$

$$G_{ch} = h_{21} \times F_1 + h_{22} \times F_2 + h_{23} \times F_3$$

$$B_{ch} = h_{31} \times F_1 + h_{32} \times F_2 + h_{33} \times F_3 \quad \dots (24')$$

上記式 (24') のマトリックス演算で、 h_{11} 、 h_{13} 、 h_{21} 、 h_{22} 、 h_{31} 、 h_{32} の係数を 0 とし、他係数を所定の数値に設定すればよい。

【0129】

このように本実施例によれば、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、血管パターン等の所望の深部の組織情報を有する分光画像を得ることができると共に、色調整部 440 の色変換処理回路 440a のパラメータを分光画像に応じて設定することで、狭帯域の分光画像観察時の深達度情報という特徴を生かした表現方法を実現することが可能となり、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を効果的に分離して視認することができる。

【0130】

よって、色調整部 440 は、複数の分光信号の中で最も高いコントラストで出力したい被検体情報を含むチャンネルを、表示モニタ 106 において輝度の画像として再現されるように、信号変換を行う。

【0131】

また、特に、色調整部 440 において、

(1) 2 バンドの分光画像の場合、例えば 415 nm に相当する画像をカラーチャンネル $G(ch)$ 、 $B(ch)$ に、例えば 540 nm に相当する画像をカラーチャンネル $R(ch)$ に割り付けた場合、

あるいは、

(2) 3 バンドの分光画像の場合、例えば 415 nm に相当する画像をカラーチャンネル $B(ch)$ に、例えば 445 nm に相当する画像をカラーチャンネル $G(ch)$ に、例えば 500 nm に相当する画像をカラーチャンネル $R(ch)$ に割り付けた場合、次の画像効果が得られる。

【0132】

・生体組織の最表層の上皮、あるいは粘膜が低彩度の色で再現され、最表層の毛細血管が低輝度、つまり暗線として再現されることで、最表層の毛細血管の高い視認性が得られる。

。

10

20

30

40

50

【 0 1 3 3 】

・同時に、毛細血管より深い位置の血管が色相方向で青方向へ回転して再現されるため、最表層の毛細血管との識別がより容易になる。

【 0 1 3 4 】

また、前記チャンネルの割り当て方法によれば、大腸内視鏡検査において通常観察下では黄色調で観察される残渣及び胆汁が赤色調で観察される。

【 実施例 2 】

【 0 1 3 5 】

図 2 7 は本発明の実施例 2 に係る電子内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【 0 1 3 6 】

実施例 2 は、実施例 1 とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 1 3 7 】

本実施例は、主として実施例 1 と、照明光量の制御を行う光源部 4 1 が異なるものである。本実施例では、光源部 4 1 から照射される光量の制御をチョッパーではなく、ランプ 1 5 の電流制御により行う。具体的には、図 2 7 に示されたランプ 1 5 に電流制御部 1 8 が設けられている。

【 0 1 3 8 】

本実施例の動作としては、制御部 4 2 が電流制御部 1 8 を制御して、R G B 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 1 5 に流れる電流の制御を行う。これにより、ランプ 1 5 への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、その電流の大きさに応じて変化する。

【 0 1 3 9 】

なお、その他の動作に関しては、実施例 1 と同様であるため、ここでは省略する。

【 0 1 4 0 】

本実施例によると、実施例 1 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、実施例 1 のようにチョッパー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。

【 実施例 3 】

【 0 1 4 1 】

図 2 8 は本発明の実施例 3 に係るマトリックス演算部の構成を示すブロック図である。

【 0 1 4 2 】

実施例 3 は、実施例 1 とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 1 4 3 】

本実施例は、主として実施例 1 とマトリックス演算部 4 3 6 の構成が異なるものである。実施例 1 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、図 2 8 の本実施例では、このマトリックス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。

【 0 1 4 4 】

本実施例におけるマトリックス演算部 4 3 6 の具体的な構成を図 2 8 に示す。本マトリックス演算部 4 3 6 は、R G B それぞれのカラー画像信号を記憶しておく画像メモリ 5 0 を有する。また、式（2 1）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係数レジスタ 5 1 を有する。

【 0 1 4 5 】

係数レジスタ 5 1 と画像メモリ 5 0 は、乗算器 5 3 a 乃至 5 3 i に接続され、さらに乗算器 5 3 a、5 3 d、5 3 g は、乗算器 5 4 a に接続され、乗算器 5 4 a の出力が、図 4 における積算部 4 3 8 a と接続される。また、乗算器 5 3 b、5 3 e、5 3 h は、乗算器 5 4 b に接続され、その出力は積算部 4 3 8 b と接続される。また、乗算器 5 3 c、5 3 f、5 3 i は、乗算器 5 4 c に接続され、その出力が積算部 4 3 8 c と接続される。

10

20

30

40

50

【 0 1 4 6 】

本実施例の動作としては、入力された R G B 画像データは、一度画像メモリ 5 0 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、係数レジスタ 5 1 からマトリックス「A'」の各計数が画像メモリ 5 0 に記憶された R G B 画像データと、乗算器で乗算される。

【 0 1 4 7 】

なお、図 2 8 には、R 信号と各マトリックス計数が乗算器 5 3 a 乃至 5 3 c 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 5 3 d 乃至 5 3 f で乗算され、B 信号と各マトリックス計数が乗算器 5 3 g 乃至 5 3 i 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 5 3 a、5 3 d、5 3 g の出力が、乗算器 5 4 a で、乗算器 5 3 b、5 3 e、5 3 h 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。

10

【 0 1 4 8 】

図 2 8 の本実施例によると、実施例 1 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。

【 0 1 4 9 】

また、本実施例では、実施例 1 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、各マトリックス係数の変更などに迅速に対応することができる。

20

【 0 1 5 0 】

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、 $S(\lambda)$ 、 $H(\lambda)$ 、 $R(\lambda)$ 、 $G(\lambda)$ 、 $B(\lambda)$ 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 $S(\lambda)$ のみの変更等が可能である。

【 実施例 4 】

【 0 1 5 1 】

図 2 9 及び図 3 0 は本発明の実施例 4 に係わり、図 2 9 は電子内視鏡装置の構成を示すブロック図、図 3 0 は図 2 9 の C C D の電荷蓄積時間を示す図である。

30

【 0 1 5 2 】

実施例 4 は、実施例 1 とほとんど同じであるので、実施例 1 と異なる点のみ説明し、同一の構成要素には同一符号をつけ説明は省略する。

【 0 1 5 3 】

本実施例は、主として実施例 1 と光源部 4 1 および C C D 2 1 が異なるものである。実施例 1 では、C C D 2 1 に図 6 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、本実施例では、照明光を 1 フレームの期間に R G B 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。

40

【 0 1 5 4 】

図 2 9 に示すように、本実施例における光源部 4 1 は、ランプ 1 5 の前面に調光を行う絞り 2 5 が設けられ、絞り 2 5 のさらに前面には、R、G、B の面順次光を出射するために 1 フレームで例えば 1 回転する R G B フィルタ 2 3 が設けられている。R G B フィルタ 2 3 は、色分解部を構成する。また、絞り 2 5 は、光量制御部としての絞り制御部 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、光量を変化させることで、調光可能としている。また、R G B 回転フィルタ 2 3 は、R G B 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。

【 0 1 5 5 】

50

本実施例における光源部の動作としては、ランプ 15 から出力された光束が、絞り 25 で所定の光量に制限され、絞り 25 を透過した光束は、RGB 回転フィルタ 23 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 21 で受光される。CCD 21 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 105 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 433a 乃至 433c にそれぞれ入力される。つまり、光源部 41 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 21 で得られた信号は、S/H 回路 433a に入力されることになる。なお、その他の動作については実施例 1 と同様であるため、ここでは省略する。

【0156】

10

なお、本実施例においては、R、G 及び B のフィルタを介した照明光各々により被検体が照明された際に、前記照明光各々の反射光の像に基づく撮像信号を出力する CCD 21 は、単板式として構成されているものに限らず、例えば、三板式等の多板式のものとして構成されているものであっても良い。

【0157】

本実施例によると、実施例 1 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、本実施例では、実施例 1 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、例えば後述する実施例 5 のようなものが挙げられる。

【0158】

20

また、上述の実施例では、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・調節している。これに対し、本実施例では、CCD 21 の電子シャッターを調整する方法を採用している。CCD 21 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 CCD ドライブ回路 431 にて調節することで、電荷の蓄積量即ち信号量を調整することができる。図 30 に示すように、電荷蓄積時間を 1 フレーム毎に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例において、絞り 25 による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。

30

【実施例 5】

【0159】

図 31 は本発明の実施例 5 に係る CCD の電荷蓄積時間を示す図である。

【0160】

実施例 5 は、実施例 4 とほとんど同じであるので、実施例 4 と異なる点のみ説明し、同一の構成要素には同一符号をつけ説明は省略する。

【0161】

本実施例は、主として実施例 4 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。実施例 4 での電子シャッター制御による電荷蓄積時間に R、G、B 毎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、本実施例では、CCD 21 の電荷蓄積時間を 1 フレーム期間内に R、G、B 毎に変化させることができる CCD ドライブ 431 を有していることになる。なお、その他は、実施例 4 と同様である。

40

【0162】

図 31 の例の動作としては、RGB 回転フィルタ 23 を介してそれぞれの照明光が照射された場合に、CCD 21 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 21 の電荷蓄積時間を t_{dr} 、 t_{dg} 、 t_{db} （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 t_{db} は省略されている）とする。例えば、(21) 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、

50

[数 2 5]

$$F3 = -0.050R - 1.777G + 0.829B \quad \dots (25)$$

の演算を行うので、図 30 での RGB 別の電子シャッター制御による電荷蓄積時間を

[数 2 6]

$$t_{dr} : t_{dg} : t_{db} = 0.050 : 1.777 : 0.829 \quad \dots (26)$$

となるように設定すれば良い。また、マトリックス演算部では、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、実施例 1 乃至実施例 4 と同様の分光画像を得ることができる。

【 0 1 6 3 】

本実施例によると、実施例 4 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、本実施例では、実施例 4 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、マトリックス演算部においては、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。

【 実施例 6 】

【 0 1 6 4 】

図 3 2 及び図 3 3 は本発明の実施例 6 の生体観察装置に係わり、図 3 2 は色フィルタの配列を示す図、図 3 3 は図 3 2 に色フィルタの分光感度特性を示す図である。

【 0 1 6 5 】

実施例 6 は、実施例 1 とほとんど同じであるので、実施例 1 と異なる点のみ説明し、同一の構成要素には同一符号をつけ説明は省略する。

【 0 1 6 6 】

本実施例は、主として実施例 1 と CCD 2 1 に設けられたカラーフィルタが異なるものである。実施例 1 では、図 6 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、本実施例では、補色型のカラーフィルタを用いる。

【 0 1 6 7 】

この補色型フィルタの配列は図 3 2 に示されているように、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。

【 0 1 6 8 】

この場合、CCD 2 1 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 ~ (8) 式及び (19) 式 ~ (21) 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 (27) 式より (33) 式のようになる。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。

【 0 1 6 9 】

[数 2 7]

$$\begin{pmatrix} G & Mg & Cy & Ye \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \\ d_1 & d_2 & d_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} F_1 & F_2 & F_3 \end{pmatrix} \quad \dots (27)$$

[数 2 8]

10

20

30

40

$$\mathbf{C} = (\mathbf{G} \quad \mathbf{Mg} \quad \mathbf{Cy} \quad \mathbf{Ye}) \quad \mathbf{A} = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \\ d_1 & d_2 & d_3 \end{pmatrix} \quad \mathbf{F} = (\mathbf{F}_1 \quad \mathbf{F}_2 \quad \mathbf{F}_3) \quad \cdots (28)$$

[数 2 9]

$$k_G = \left(\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times G(\lambda) d\lambda \right)^{-1}$$

10

$$k_{Mg} = \left(\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times Mg(\lambda) d\lambda \right)^{-1}$$

$$k_{Cy} = \left(\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times Cy(\lambda) d\lambda \right)^{-1}$$

$$k_{Ye} = \left(\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times Ye(\lambda) d\lambda \right)^{-1}$$

... (2 9)

[数 3 0]

$$\mathbf{K} = \begin{pmatrix} k_G & 0 & 0 & 0 \\ 0 & k_{Mg} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & k_{Cy} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & k_{Ye} \end{pmatrix} \quad \cdots (30)$$

20

[数 3 1]

$$\mathbf{A} = \begin{pmatrix} -0.413 & -0.678 & 4.385 \\ -0.040 & -3.590 & 2.085 \\ -0.011 & -2.504 & -1.802 \\ 0.332 & 3.233 & -3.310 \end{pmatrix} \quad \cdots (31)$$

30

[数 3 2]

$$\mathbf{K} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.814 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.730 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.598 \end{pmatrix} \quad \cdots (32)$$

[数 3 3]

40

$$\begin{aligned}
 \mathbf{A}' = \mathbf{KA} &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.814 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.730 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.598 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -0.413 & -0.678 & 4.385 \\ -0.040 & -3.590 & 2.085 \\ -0.011 & -2.504 & -1.802 \\ 0.332 & 3.233 & -3.310 \end{pmatrix} \\
 &= \begin{pmatrix} -0.413 & -0.678 & 4.385 \\ -0.033 & -2.922 & 1.697 \\ -0.008 & -1.828 & -1.315 \\ 0.109 & 1.933 & -1.979 \end{pmatrix} \quad \dots(33)
 \end{aligned}$$

10

20

30

40

50

また、図 33 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 (27) 式乃至 (33) 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。

【0170】

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・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。

【0171】

また、補色型カラーフィルタを使った場合でも式 (9) ~ (18) で示したマトリックス推定方法が適用できる。この場合、補色フィルタの数が 4 つである場合には、式 (14) で仮定した生体分光反射率が 3 つの基本的な分光特性で近似できる、という部分が 4 つ、ないしは 4 つ以下となる。従って、これに合わせて、推定マトリックスを演算するための次元は 3 から 4 に変更される。

【0172】

本実施例によると、実施例 1 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、本実施例では、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。

【0173】

以上、本発明における各実施例について説明を行ったが、本発明は、上記実施例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变形も考えられる。

【0174】

例えば、既に述べた全ての実施例に対して、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、実施例 1 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) を設けるようにしてもよい。

【0175】

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 ((19) 式及び (31) 式のマトリックス「A」の各要素に相当) に補正係数 ((20) 式及び (32) 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 ((21) 式及び (33) 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。

【0176】

図 3 4 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。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 3 2 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。

【0177】

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。

10

【0178】

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。

【0179】

尚、以上述べた実施例では、照明部として内視鏡装置本体 105 内に配置した光源部 41、41B 等について述べたが、本発明はこれに限定されることなく、照明部として例えば、内視鏡 101 の先端に LED（発光ダイオード）を設けた構成であっても良い。

【0180】

本発明は、上述した各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。

20

【図面の簡単な説明】

【0181】

【図 1】本発明の実施例 1 に係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。

【図 2】本発明の実施例 1 に係る分光画像信号の積分演算を示す概念図。

【図 3】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 4】図 3 の電子内視鏡装置の構成を示すブロック図。

30

【図 5】図 4 のチョッパの外観を示す外観図。

【図 6】図 3 の CCD の撮像面に配置される色フィルタの配列を示す図。

【図 7】図 6 の色フィルタの分光感度特性を示す図。

【図 8】図 4 のマトリックス演算部の構成を示す構成図。

【図 9】本発明の実施例 1 に係る光源のスペクトルを示すスペクトル図。

【図 10】本発明の実施例 1 に係る生体の反射スペクトルを示すスペクトル図。

【図 11】図 11 は図 4 の電子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 12】図 4 の電子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。

40

【図 13】白色光の各バンドの分光特性を示す図。

【図 14】図 13 の白色光による各バンド画像を示す第 1 の図。

【図 15】図 13 の白色光による各バンド画像を示す第 2 の図。

【図 16】図 13 の白色光による各バンド画像を示す第 3 の図。

【図 17】図 8 のマトリックス演算部で生成された分光画像の分光特性を示す図。

【図 18】図 17 の各分光画像を示す第 1 の図。

【図 19】図 17 の各分光画像を示す第 2 の図。

【図 20】図 17 の各分光画像を示す第 3 の図。

【図 21】図 21 は図 4 の色調整部の構成を示すブロック図。

【図 22】図 21 の色調整部の作用を説明する図。

50

- 【図 2 3】図 4 の色調整部の変形例の成を示すブロック図。
【図 2 4】図 1 7 の分光画像の第 1 の変形例の分光特性を示す図。
【図 2 5】図 1 7 の分光画像の第 2 の変形例の分光特性を示す図。
【図 2 6】図 1 7 の分光画像の第 3 の変形例の分光特性を示す図。
【図 2 7】本発明の実施例 2 に係る電子内視鏡装置の構成を示すブロック図。
【図 2 8】本発明の実施例 3 に係るマトリックス演算部の構成を示すブロック図。
【図 2 9】本発明の実施例 4 に係る図 2 9 は電子内視鏡装置の構成を示すブロック図。
【図 3 0】図 2 9 の C C D の電荷蓄積時間を示す図。
【図 3 1】本発明の実施例 5 に係る C C D の電荷蓄積時間を示す図。
【図 3 2】本発明の実施例 6 に係る色フィルタの配列を示す図。
【図 3 3】図 3 2 に色フィルタの分光感度特性を示す図。
【図 3 4】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 3 5】硬性鏡の外観を示す図。
【図 3 6】口腔カメラの外観を示す図。
【図 3 7】生体表面に接触させて用いられるカメラの外観を示す図。

10

【符号の説明】

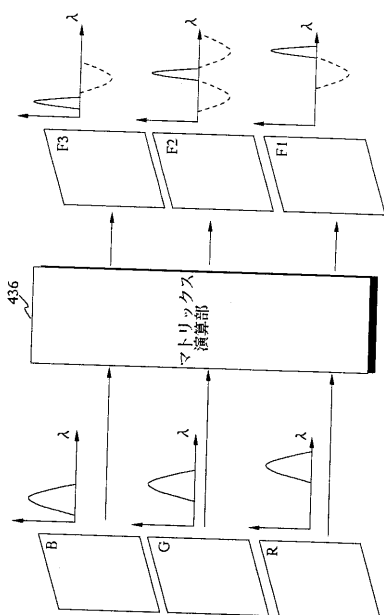
【 0 1 8 2 】

- 4 1 ... 光源部
4 2 ... 制御部
4 3 ... 本体処理装置
1 0 0 ... 電子内視鏡装置
1 0 1 ... スコープ
1 0 2 ... 挿入部
1 0 3 ... 先端部
1 0 4 ... アングル操作部
1 0 5 ... 内視鏡装置本体
1 0 6 ... 表示モニタ
4 3 6 ... マトリックス演算部
4 4 0 ... 色調整部
4 4 0 a ... 色変換処理回路

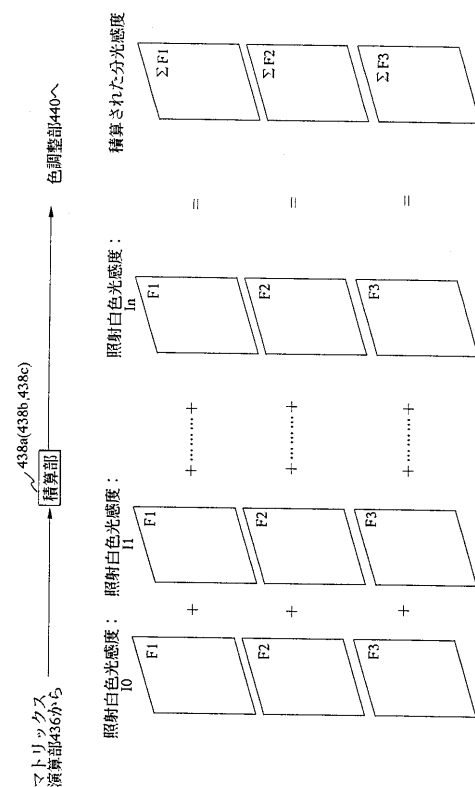
20

30

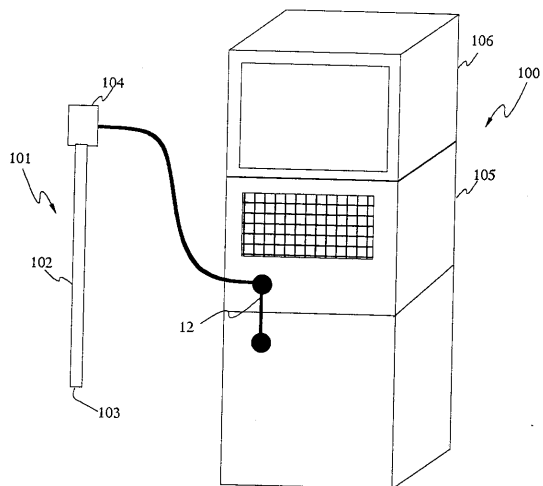
【圖 1】



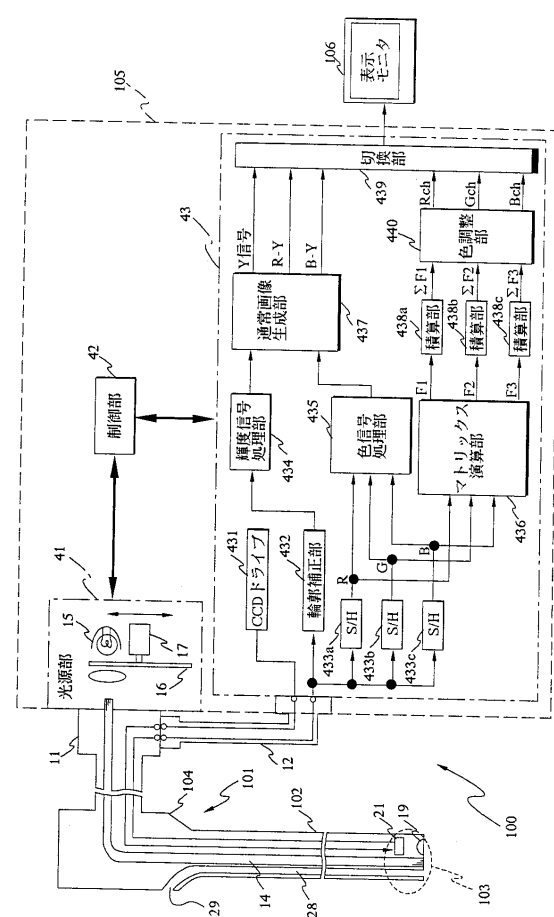
【 図 2 】



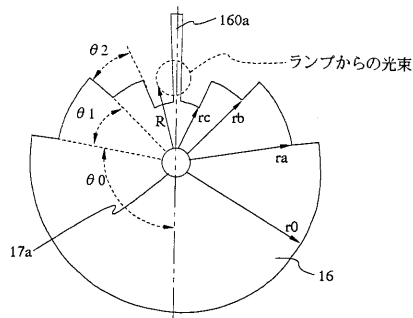
【 図 3 】



【 图 4 】



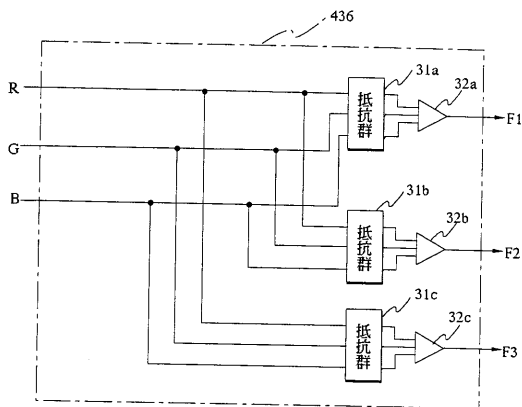
【図 5】



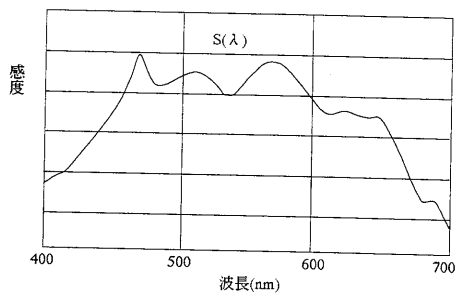
【図 6】

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

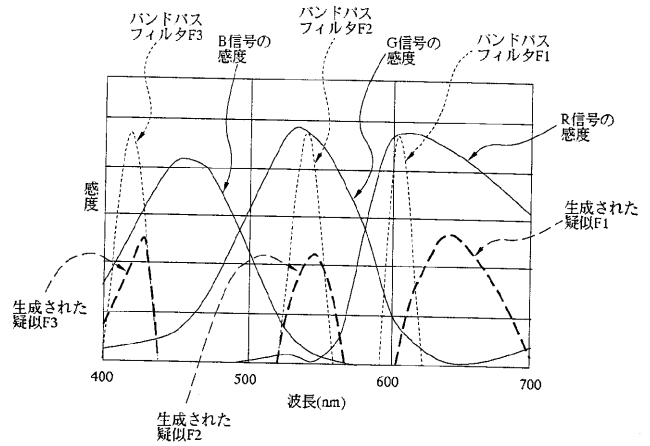
【図 8】



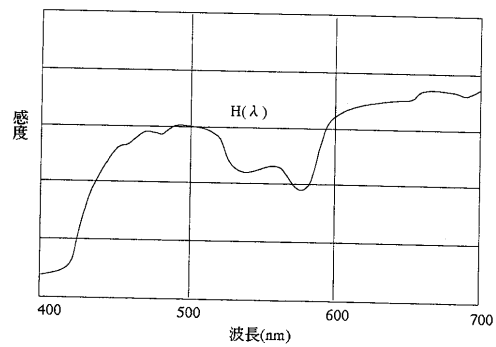
【図 9】



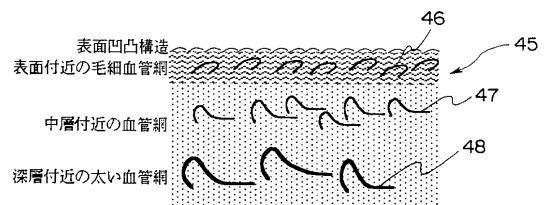
【図 7】



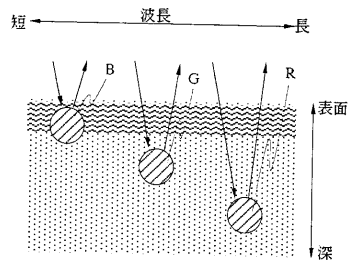
【図 10】



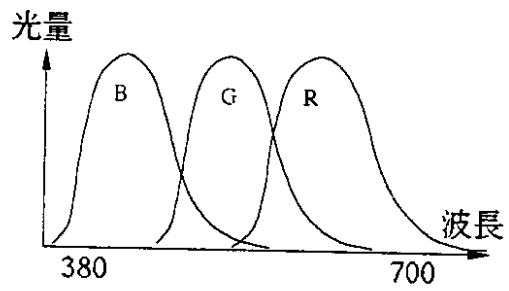
【図 11】



【図 1 2】



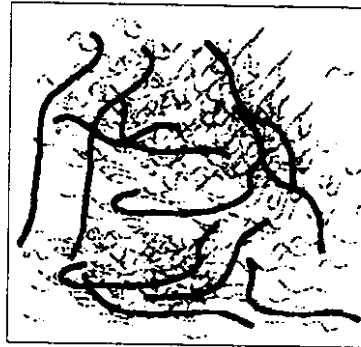
【図 1 3】



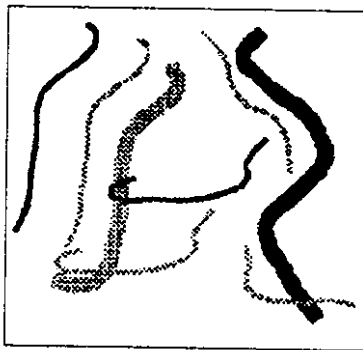
【図 1 4】



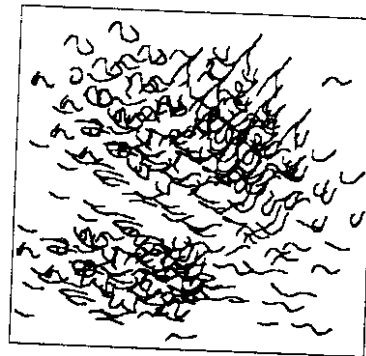
【図 1 5】



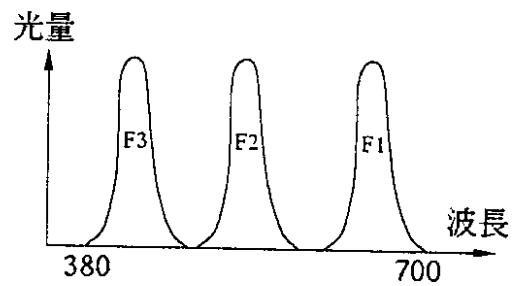
【図 1 6】



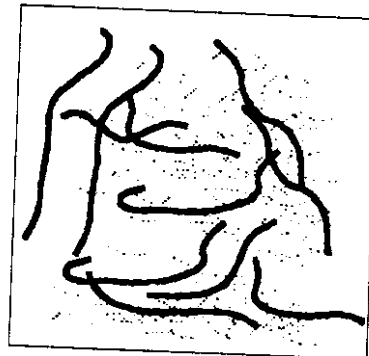
【図 1 8】



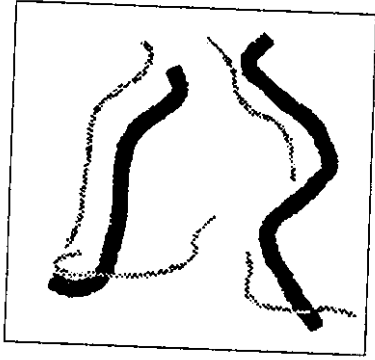
【図 1 7】



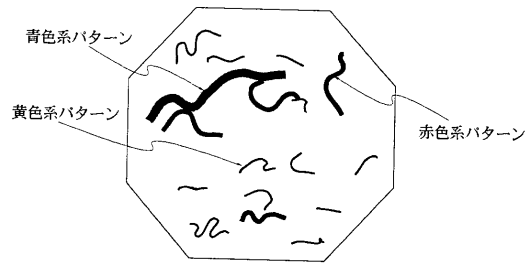
【図 1 9】



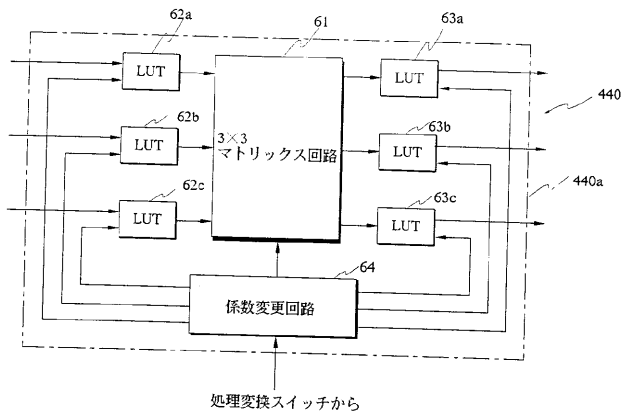
【図 20】



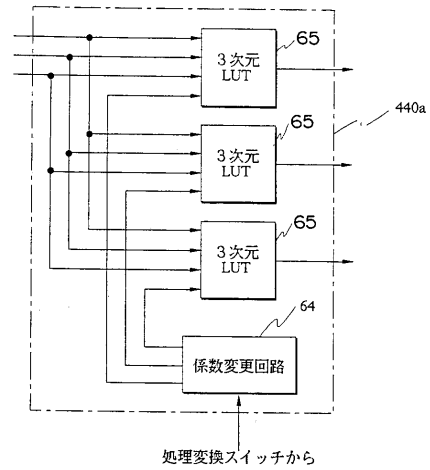
【図 22】



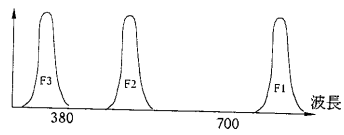
【図 21】



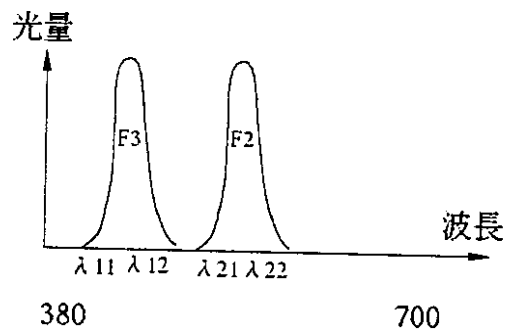
【図 23】



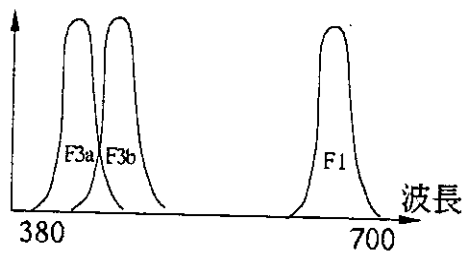
【図 24】



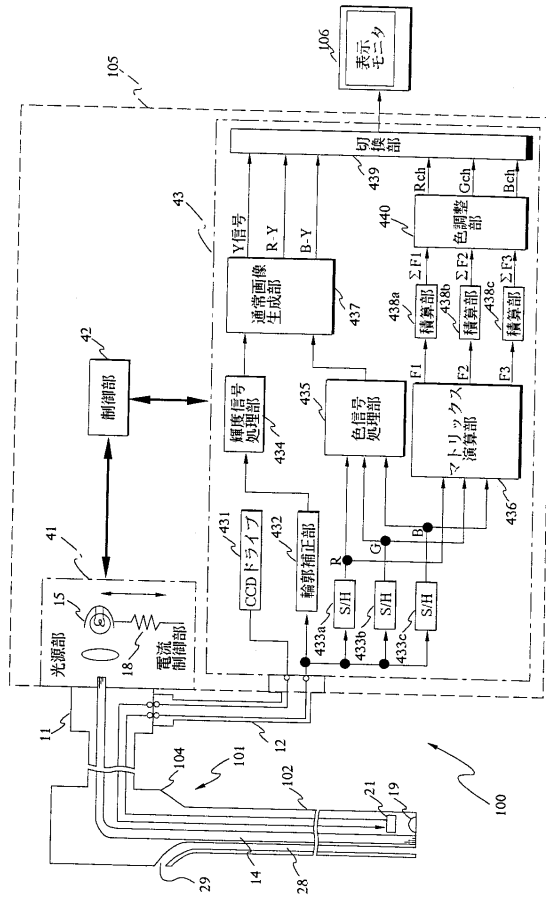
【図 26】



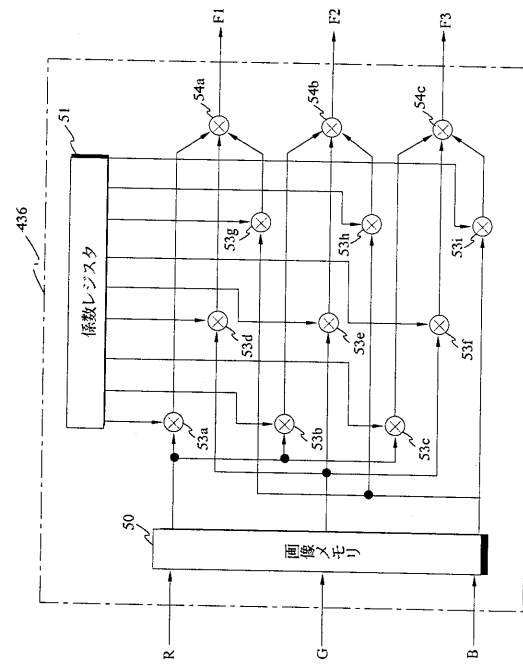
【図 25】



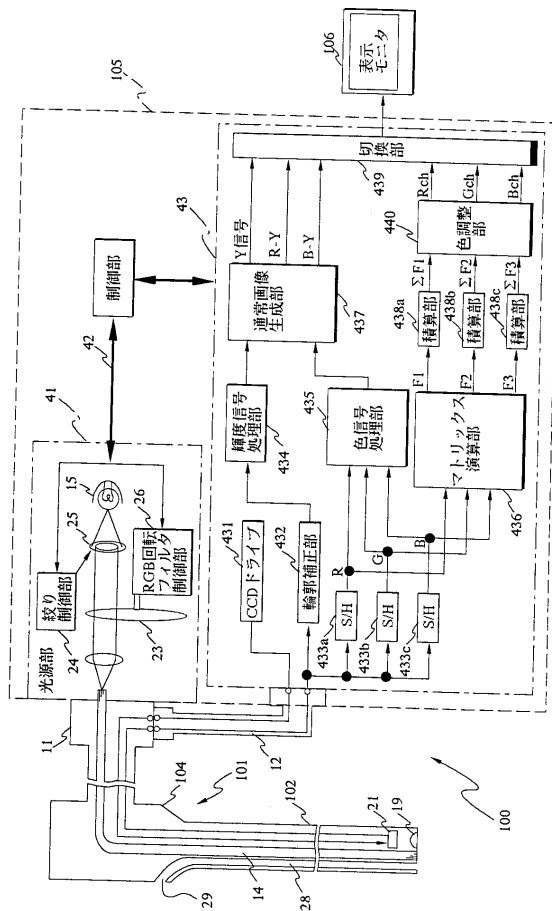
【図 27】



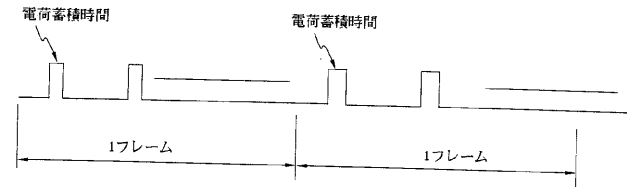
【図 28】



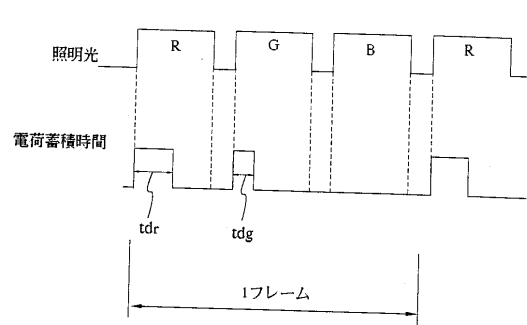
【図 29】



【図 30】



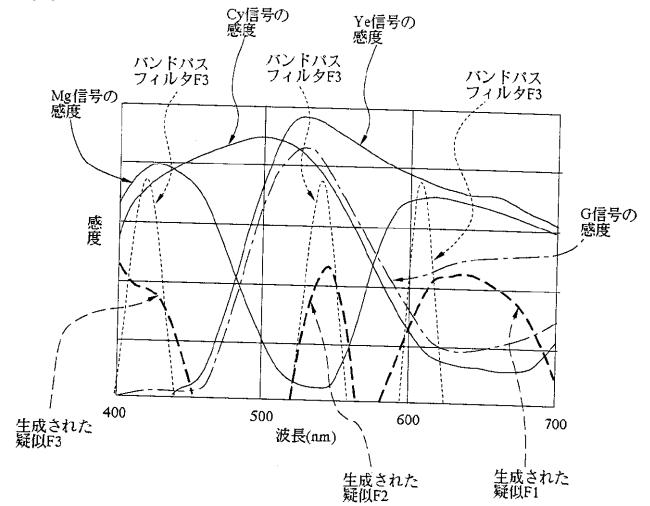
【図 31】



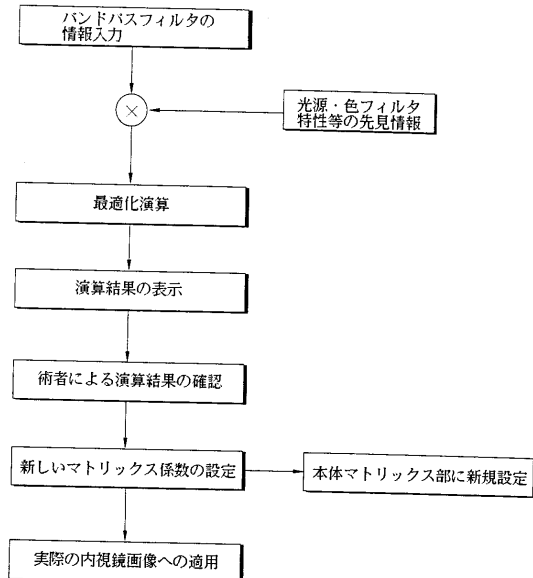
【図 3 2】

Mg	G	Mg	G
Cy	Ye	Cy	Ye
G	Mg	G	Mg
Cy	Ye	Cy	Ye

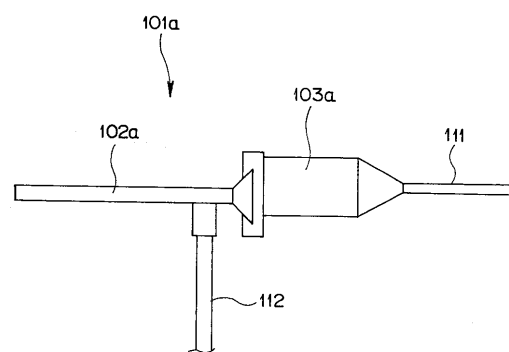
【図 3 3】



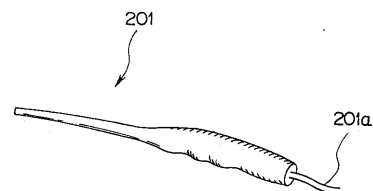
【図 3 4】



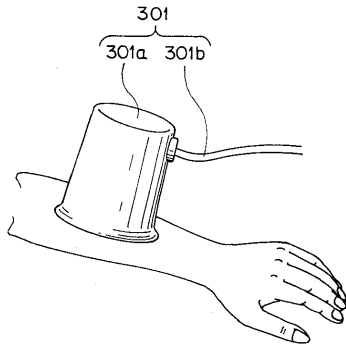
【図 3 5】



【図 3 6】



【図 37】



フロントページの続き

(72)発明者 高橋 智也

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA09 CA09 CA11 CA22 GA02 GA06 GA11

4C061 CC06 HH51 LL02 MM05 NN01 QQ02 QQ06 RR02 RR15 RR17

RR18 RR22 RR26 SS04 SS18 SS30 TT03

5C054 CC07 FB03 FC07 HA12

专利名称(译)	生物观察装置的信号处理装置		
公开(公告)号	JP2006341076A	公开(公告)日	2006-12-21
申请号	JP2006077760	申请日	2006-03-20
[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		
[标]发明人	後野和弘 大島睦巳 天野正一 高橋智也		
发明人	後野 和弘 大島 睦巳 天野 正一 高橋 智也		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26 A61B1/00 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/00.300.D H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/04		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ06 4C061/RR02 4C061/RR15 4C061/RR17 4C061/RR18 4C061/RR22 4C061/RR26 4C061/SS04 4C061/SS18 4C061/SS30 4C061/TT03 5C054/CC07 5C054/FB03 5C054/FC07 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ06 4C161/RR02 4C161/RR15 4C161/RR17 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/RR26 4C161/SS04 4C161/SS06 4C161/SS18 4C161/SS30 4C161/TT03		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2005138929 2005-05-11 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：基于通过信号处理获得的光谱图像，准备在期望深度处的活组织的结构信息，以准备适合于观察的色调的图像信息。解决方案：矩阵运算单元436单独地具有其输出，其连接到积分单元438a至438c并被集成。各个光谱图像信号ΣF1至ΣF3在颜色调整单元440处经历颜色转换，使得从光谱图像信号ΣF1至ΣF3产生光谱颜色通道图像信号Rch，Gch，Bch。光谱颜色通道图像信号Rch，Gch，Bch的图像通过切换单元439被发送到显示监视器106。

