

(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2006-341078

(P2006-341078A)

(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
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300D	5C054
A61B 1/06 (2006.01)	A61B 1/06 A	
H04N 7/18 (2006.01)	H04N 7/18 M	

審査請求 有 請求項の数 25 O L (全 54 頁)

(21) 出願番号 特願2006-77800 (P2006-77800)  
 (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2005-140383 (P2005-140383)  
 (32) 優先日 平成17年5月12日 (2005.5.12)  
 (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

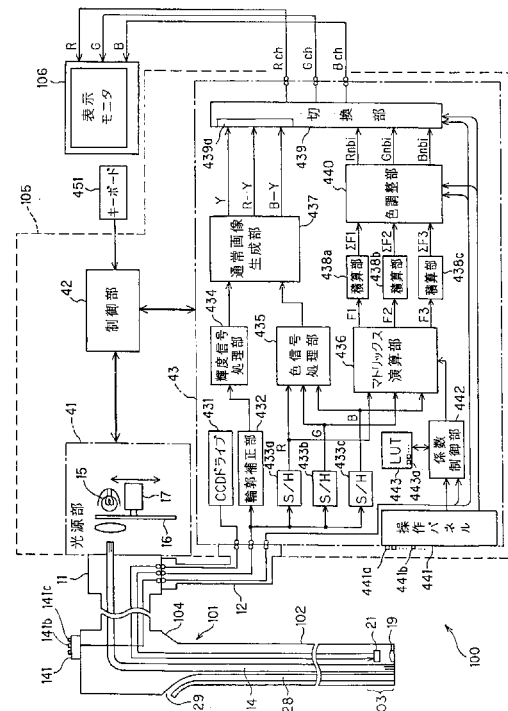
(54) 【発明の名称】 生体観測装置

## (57) 【要約】

【課題】 生体の組織等が異なる場合にも適切に対応できる分光画像信号を生成できるようにしたり、分光画像の観察等に関する操作性を向上できる生体観測装置を提供する。

【解決手段】 光源部41のランプ15の白色光は、スコープ101の先端から被検体に照射され、CCD21でカラー撮像された信号は、本体処理装置43内でサンプルホールドされて生成されるR、G、Bのカラー画像信号は、通常画像生成部437等をへて、通常画像が生成されると共に、マトリクス演算部436により狭帯域の分光信号F1、F2、F3が生成され、更に色調整部440により分光チャンネル画像信号Rnbi、Gnbi、Bnbiとなり、操作パネル441等を操作することにより、表示される画像の切替操作や、マトリクス演算部436でのマトリクス演算の係数を、被検体の種類に応じて適切なものに切替設定等を行うことができるようにした。

【選択図】 図4



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

白色光の照明光により照明された被検体を、複数の広帯域の波長透過特性の色フィルタを備えた第 1 の撮像装置により撮像した第 1 の撮像信号、若しくは可視領域をカバーする互いに異なる複数の広帯域の波長領域の面順次照明光により照明された被検体を、第 2 の撮像装置により撮像した第 2 の撮像信号に対する信号処理を行い、表示装置にカラー画像として表示するためのカラー画像信号を生成するカラー画像信号生成部と、

前記第 1 の撮像信号若しくは前記第 2 の撮像信号に基づき、前記カラー画像信号の生成に用いられる色信号若しくは前記カラー画像信号に対する信号処理により、狭帯域の波長領域の照明光により照明された被検体を撮像した場合に得られる狭帯域の画像信号に対応する分光画像信号を生成する分光画像信号生成部と、

前記分光画像信号に対して、表示装置に分光画像として表示させる際の表示色変換を行う表示色変換部と、

前記分光画像信号生成部における前記分光画像信号の生成特性の変更設定をする特性変更設定部、前記表示色変換の変更設定する表示色変更設定部、表示装置に表示される画像を含む情報の切替及び / 又は確認の指示操作を行うためのインターフェース部とにおける前記特性変更設定部、前記表示色変更設定部、及び前記インターフェース部との少なくとも一つと、

を具備することを特徴とする生体観測装置。

**【請求項 2】**

前記表示色変更設定部は、前記表示色変換の特性を変更するための複数の変換用係数を格納した係数格納部と、前記表示色変換部で表示色変換に使用される変換用係数の変換に用いられる変換用係数を切替設定する係数切替設定部と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。

**【請求項 3】**

前記第 1 の撮像装置、若しくは前記第 2 の撮像装置で撮像するために用いられる前記照明光を発生する光源部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。

**【請求項 4】**

前記第 1 の撮像装置、若しくは前記第 2 の撮像装置は内視鏡に設けられ、前記内視鏡が着脱自在に接続される接続部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。

**【請求項 5】**

前記特性変更設定部は、前記第 1 の撮像装置若しくは前記第 2 の撮像装置と、前記第 1 の撮像装置若しくは前記第 2 の撮像装置による撮像に用いられる前記照明光を発生する光源部との少なくとも一方に対応する情報に基づき、前記特性変更設定部による前記生成特性の変更設定を自動若しくは手動で行うことを特徴とする請求項 1 に記載の生体観測装置。

**【請求項 6】**

前記分光画像信号生成部は、前記分光画像信号の生成特性を変更する複数の係数を格納する係数格納部を有し、前記特性変更設定部は、前記係数格納部に対して前記生成特性の変更設定に用いられる係数を切替設定する係数切替設定部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。

**【請求項 7】**

前記係数格納部に格納される前記複数の係数は、前記被検体としての生体の分光反射特性に対応した種類、又は生体における観察対象部位の名称、又は生体の粘膜組織の種類に対応した複数の生体用係数を含むことを特徴とする請求項 6 に記載の生体観測装置。

**【請求項 8】**

前記係数格納部に格納される前記複数の係数は、前記被検体としての生体における複数の異なる特徴量に対応して前記分光画像信号の生成特性を変更する複数の特徴量用係数を含むことを特徴とする請求項 6 に記載の生体観測装置。

**【請求項 9】**

前記係数格納部に格納される前記複数の変換用係数は、前記被検体としての生体におけ

10

20

30

40

50

る分光反射特性が異なる複数の特徴量に対応した特徴量用係数を含むことを特徴とする請求項 2 記載の生体観測装置。

【請求項 1 0】

前記特徴量用係数は、前記生体の表面から深さ方向に分布する血管構造を観測するための前記分光画像信号を生成する血管用係数に設定されることを特徴とする請求項 8 記載の生体観測装置。

【請求項 1 1】

前記特徴量用係数は、前記生体の表面からの深さ方向に分布する血管構造を観測するための前記分光画像信号の表示色を設定するための血管用係数に設定されることを特徴とする請求項 9 記載の生体観測装置。

【請求項 1 2】

さらに、前記分光画像信号における明るさが基準値以下か否かを判定する明るさ判定部を有し、前記明るさ判定部による判定結果に応じて、前記分光画像信号の生成特性を切り替えることを特徴とする請求項 1 記載の生体観測装置。

【請求項 1 3】

さらに、前記分光画像信号における明るさが基準値以下の場合に判定信号を出力する明るさ判定部を有し、前記判定信号により前記表示装置に表示される画像を強制的に前記分光画像から前記カラー画像に切り替えることを特徴とする請求項 1 記載の生体観測装置。

【請求項 1 4】

さらに、前記分光画像信号が所定の色調値に該当するか否かを判定する色調判定部を有し、前記色調判定部による判定結果に応じて、前記分光画像信号の生成特性を切り替えることを特徴とする請求項 1 記載の生体観測装置。

【請求項 1 5】

さらに、前記分光画像信号の色調値が、前記被検体に、染色用の色素、残渣、及び胆汁の少なくとも 1 つが存在している場合の特定色調値を検出する特定色調値検出部を有し、前記特定色調値検出部により検出される特定色調値が所定量以上の場合に、表示装置に表示される前記分光画像を前記カラー画像に強制的に切り替えることを特徴とする請求項 1 記載の生体観測装置。

【請求項 1 6】

前記特性変更設定部は、前記照明光を発生する光源部に搭載されている光源の種類及び分光特性の違いの少なくとも一方を検出する光源種類 / 分光特性検出部を有し、前記光源種類 / 分光特性検出部による検出結果に応じて前記分光画像信号の生成特性を変更することを特徴とする請求項 1 記載の生体観測装置。

【請求項 1 7】

前記インターフェース部は、前記表示装置に表示される前記カラー画像及び前記分光画像の少なくとも一方の表示状態を制御する表示状態制御部を有することを特徴とする請求項 1 記載の生体観測装置。

【請求項 1 8】

前記表示状態制御部は、前記表示装置に表示される前記カラー画像及び前記分光画像との両画像を同時表示及び一方の画像のみの表示の少なくとも一方の表示の選択を行う表示選択部を有することを特徴とする請求項 1 7 記載の生体観測装置。

【請求項 1 9】

前記表示状態制御部は、前記カラー画像信号及び / 又は分光画像信号に対して表示装置上に表示される際の画像サイズを変更する画像サイズ変更部を有し、前記画像サイズ変更部で変更された画像サイズのカラー画像信号及び / 又は分光画像信号を表示装置に出力可能にしたことを特徴とする請求項 1 7 記載の生体観測装置。

【請求項 2 0】

前記カラー画像及び前記分光画像の一方の画像が前記表示装置に、ユーザにより観察される観察画像として表示されるように、前記一方の画像を前記表示装置で表示させる選択を行う観察画像選択部と、前記観察画像選択部により選択された一方の画像が少なくとも

10

20

30

40

50

生成されるように前記カラー画像信号生成部若しくは前記分光画像信号生成部を動作状態となるように制御する制御部とを備えた観察画像モード設定部を有することを特徴とする請求項 1 記載の生体観測装置。

【請求項 2 1】

前記観察画像モード設定部は、前記生体観測装置の電源投入時に、前記観察画像選択部からの選択操作に応じて、前記表示装置に表示される観察画像を、前記カラー画像若しくは前記分光画像に設定することを特徴とする請求項 1 9 記載の生体観測装置。

【請求項 2 2】

前記観察画像モード設定部は、前記カラー画像若しくは前記分光画像の選択に連動して、前記カラー画像若しくは前記分光画像を前記表示装置に出力するのに使用される前記カラー画像信号生成部及び分光画像信号生成部を含む信号処理部と、前記照明光を発生する光源部との少なくとも一方におけるパラメータを切り替えることを特徴とする請求項 1 9 記載の生体観測装置。 10

【請求項 2 3】

前記観察画像モード設定部は、前記表示装置に表示される観察画像に関連する情報を表示する観察画像情報表示部を有することを特徴とする請求項 1 記載の生体観測装置。

【請求項 2 4】

前記観察画像情報表示部は、前記表示装置に表示された観察画像が前記カラー画像若しくは分光画像のいずれであるかを前記表示装置上に明示的に表示することを特徴とする請求項 2 3 記載の生体観測装置。 20

【請求項 2 5】

前記観察画像情報表示部は、生体観測装置に設けられたユーザが指示操作を行うための前記インターフェース部上に前記表示装置に表示された観察画像が前記カラー画像若しくは分光画像のいずれであるかを明示的に表示することを特徴とする請求項 2 3 記載の生体観測装置。

【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、信号処理により擬似的な狭帯域フィルタに対応する分光画像信号を生成し、分光画像としてモニタ上に表示する生体観測装置に関する。 30

【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。

【0003】

内視鏡装置において通常の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の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によってカラー画像を得ている。 40

【0004】

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、例えば特開2002-95635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 50

狭帯域なRGB面順次光を生体組織に照射し、生体組織の所望の深部の組織情報を得る狭帯域光内視鏡装置が提案されている。

【0005】

また、特開2003-93336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、生体組織の所望の深部の組織情報を得る狭帯域光内視鏡装置が提案されている。

【0006】

上記国特開2003-93336号公報に記載の装置では、光学的に狭帯域バンドパスフィルタを用いることなく、広帯域の波長帯域で撮像されたカラー画像信号（或いは生体信号ともいう）から（擬似的狭帯域バンドパスフィルタに相当する）マトリックス演算による電氣的な演算処理により、狭帯域バンドパスフィルタを用いた場合に得られるような分光画像信号を生成する処理を行う。

【特許文献1】特開2002-95635号公報

【特許文献2】特開2003-93336号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながらこの特開2003-93336号公報に記載の装置では、観察しようとする生体組織が異なると、その分光反射特性が異なり、生成される分光画像信号が変動してしまう等、生成される分光画像信号の精度が低下する等の欠点がある。

例えば食道粘膜の場合とか胃或いは大腸の粘膜を観察対象とする場合とでは、両者の粘膜組織の種類が異なる（例えば食道粘膜は重層扁平上皮、胃は単層円柱上皮）ため、分光反射特性が異なり、生成される分光画像信号が変動する等の欠点がある。

【0008】

また、上記特開2003-93336号公報に記載の装置では、分光画像信号を表示手段又は表示出力装置に表示出力する際の色調を変更できない欠点がある。

このように、特開2003-93336号公報に記載の装置は、カラー画像信号から分光画像信号を電氣的に生成する利点を有するが、さらに分光画像信号をユーザが望む色調や、適切な色調に変換して表示したり、カラー画像信号（通常画像信号）と分光画像信号とを切替えて表示する等、より操作性を向上できるインターフェース手段等が装備されることが望まれる。

【0009】

（発明の目的）

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、カラー画像信号から分光画像信号を電氣的に生成する機能を備え、さらに、分光画像信号を生体組織等が異なる場合に対応できるようにしたり、分光画像の観察等に関する操作性を向上できる生体観測装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の生体観測装置は、白色光の照明光により照明された被検体を、複数の広帯域の波長透過特性の色フィルタを備えた第1の撮像装置により撮像した第1の撮像信号、若しくは可視領域をカバーする互いに異なる複数の広帯域の波長領域の面順次照明光により照明された被検体を、第2の撮像装置により撮像した第2の撮像信号に対する信号処理を行い、表示装置にカラー画像として表示するためのカラー画像信号を生成するカラー画像信号生成部と、

前記第1の撮像信号若しくは前記第2の撮像信号に基づき、前記カラー画像信号の生成に用いられる色信号若しくは前記カラー画像信号に対する信号処理により、狭帯域の波長領域の照明光により照明された被検体を撮像した場合に得られる狭帯域の画像信号に対応する分光画像信号を生成する分光画像信号生成部と、

前記分光画像信号に対して、表示装置に分光画像として表示させる際の表示色の変換を

10

20

30

40

50

行う表示色変換部と、

前記分光画像信号生成部における前記分光画像信号の生成特性の変更設定をする特性設定部、前記色変換部の表示色を変更設定する表示色変更設定部、表示装置に表示される画像を含む情報の切替及び／又は確認の指示操作を行うためのインターフェース部とにおける前記特性設定部、前記表示色変更設定部、及び前記インターフェース部との少なくとも一つと、

を具備することを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

上記構成により、カラー画像信号から分光画像信号を電氣的に生成する機能を備え、さらに、分光画像の表示色を変更したり、生成される分光画像信号の特性を生体組織等に応じた変更で対応したり、表示装置に表示される画像の確認等を行えるようにして操作性を向上できるようにしている。

10

【 発 明 の 効 果 】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、生体信号から分光信号を電氣的に生成する機能を備えさらに、分光画像の表示色を変更したり、生成される分光画像信号の特性を生体組織等に応じた変更で対応したり、表示装置に表示される画像の確認等ができ、操作性を向上できる。

【 発 明 を 実 施 す る た め の 最 良 の 形 態 】

【 0 0 1 3 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

20

【 実 施 例 1 】

【 0 0 1 4 】

図 1 ないし図 3 4 は本発明の実施例 1 に係り、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。

また、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。

30

【 0 0 1 5 】

また、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。

40

また、図 2 7 は分光画像観察モードに切り替えた場合、手動で係数切替を行う動作を示すフローチャート、図 2 8 は係数切替を集中コントローラや音声入力で行えるようにした変形例の電子内視鏡装置の構成を示すブロック図、図 2 9 は、スコープ等に I D メモリを設けた場合の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 の構成の場合における装置側の組み合わせにより係数切替を行う動作のフローチャート、図 3 1 は図 3 0 の動作の場合に、観察モードの表示を行う動作の一部を示すフローチャート、図 3 2 は通常画像と分光画像を表示した場合、観察モードを明示的に表示する例を示す図、図 3 3 は図

50

29の構成の場合に観察モードの切替に連動してパラメータも変更設定する動作のフローチャート、図34は図33の変形例における動作の一部を示すフローチャートである。

【0016】

本発明の実施例1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照明光を照射し、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て光電変換された撮像信号から広帯域のカラー画像信号を生成すると共に、このカラー画像信号から光学的波長が狭帯域の画像信号に対応する分光画像信号を信号処理によって生成する。

【0017】

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する際に用いられる所定の係数である。

【0018】

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「」（例えば、行列Aを“Aの太文字”あるいは“「A」”と表記）で、それ以外は文字修飾なしで表記する。

【0019】

（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・G・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・Cy・Mg・Yeの組合せでも良い）から、光学的波長狭帯域の画像に対応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。

【0020】

まず、電子内視鏡装置は、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。

【0021】

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画像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。

【0022】

次に、電子内視鏡装置は、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（電子内視鏡装置は、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。

【0023】

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]

$$\begin{pmatrix} R & G & B \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} F_1 & F_2 & F_3 \end{pmatrix} \cdots (1)$$

10

20

30

40

となるマトリックスの要素を求めればよい。

【 0 0 2 4 】

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、

[ 数 2 ]

$$C = (R \quad G \quad B) \quad A = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{pmatrix} \quad F = (F_1 \quad F_2 \quad F_3) \quad \dots (2) \quad 10$$

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係数マトリックス「A」を求めるに等しい。

【 0 0 2 5 】

[ 数 3 ]

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

20

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「 ${}^t C$ 」とすれば、( 3 ) 式は

[ 数 4 ]

$${}^t C C A = {}^t C F \quad \dots (4)$$

となる。「 ${}^t C C$ 」は $n \times n$ の正方行列であるので、( 4 ) 式は係数マトリックス「A」についての連立方程式と見ることができ、その解は、

30

[ 数 5 ]

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

で与えられる。

【 0 0 2 6 】

( 5 ) 式にて求められた係数マトリックス「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、抽出したい狭帯域バンドパスフィルタ $F_1 \cdot F_2 \cdot F_3$ の特性を近似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算出方法の説明である。

40

【 0 0 2 7 】

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 がカラー画像信号から分光画像信号を生成する。

【 0 0 2 8 】

上記のようにしてマトリックス演算部 4 3 6 等による信号処理により、( R G B の広帯域バンドパスフィルタから ) 算出される狭帯域バンドパスフィルタ $F_1 \cdot F_2 \cdot F_3$ に該当するものが分光画像信号となるため、後述する実施例においては分光画像信号として $F_1 \cdot F_2 \cdot F_3$ を用いる。

【 0 0 2 9 】

また、分光画像信号としての $F_1 \cdot F_2 \cdot F_3$ は、電気的な信号処理により生成される狭

50



帯域バンドパスフィルタに相当するものであるため、その分光特性的な特徴を明示するために、擬似狭帯域バンドパスフィルタが用いられる場合もある。

【 0 0 3 0 】

( 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。

【 0 0 3 1 】

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。

10

【 0 0 3 2 】

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 3 3 】

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、R G B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。

【 0 0 3 4 】

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。

20

【 0 0 3 5 】

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 ]

$$k_R = ( S ( ) \times H ( ) \times R ( ) d )^{-1}$$

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

$$k_B = ( S ( ) \times H ( ) \times B ( ) d )^{-1} \quad \dots ( 6 )$$

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。

30

【 0 0 3 6 】

[ 数 7 ]

$$K = \begin{pmatrix} K_R & 0 & 0 \\ 0 & K_G & 0 \\ 0 & 0 & K_B \end{pmatrix} \quad \dots (7)$$

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。

40

【 0 0 3 7 】

[ 数 8 ]

$$A^t = K A = K ( {}^t C C )^{-1} {}^t C F \quad \dots (8)$$

また、実際に最適化を行う場合、目標とするフィルタの分光感度特性（図 1 中の F 1・F 2・F 3）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 F 1・F 2・

50

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。

【0038】

(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。

【0039】

(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、観察対象とする部分の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)。

10

【0040】

(ii) カラー画像信号から分光画像信号への変換の際に、広帯域のフィルタから狭帯域フィルタを生成するため、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が良くない。

【0041】

このS/N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。)

20

【0042】

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を改善する画質調整部として機能する。

【0043】

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を向上させる方法の説明である。

30

【0044】

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。

【0045】

(マトリックス算出方法の変形例)

カラー画像信号をR, G, B、推定する分光画像信号をF1, F2, F3とする。なお、厳密には、カラー画像信号R, G, B等は、画像上の位置x, yの関数でもあるので、例えばRをR(x, y)と表記すべきだが、ここでは省略する。

【0046】

R, G, BからF1, F2, F3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F1, F2, F3(マトリックス表記ではF<sub>1</sub>, F<sub>2</sub>, F<sub>3</sub>)の計算は、以下の(9)式で可能となる。

40

【0047】

[数9]

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

ここで、以下のデータの表記を定義する。

【 0 0 4 8 】

被検体の分光特性：  $H(\quad)$ 、「 $H$ 」=  $(H(1), H(2), \dots, H(n))^t$

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：  $S(\quad)$ 、「 $S$ 」=  $(S(1), S(2), \dots, S(n))^t$

C C D の分光感度特性：  $J(\quad)$ 、「 $J$ 」=  $(J(1), J(2), \dots, J(n))^t$

色分解を行うフィルタの分光特性：原色の場合

$R(\quad)$ 、「 $R$ 」=  $(R(1), R(2), \dots, R(n))^t$

$G(\quad)$ 、「 $G$ 」=  $(G(1), G(2), \dots, G(n))^t$

$B(\quad)$ 、「 $B$ 」=  $(B(1), B(2), \dots, B(n))^t$

「 $R$ 」、「 $G$ 」、「 $B$ 」は (10) 式に示すように、行列「 $C$ 」で 1 つにまとめられる。

【 0 0 4 9 】

[ 数 1 0 ]

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

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 5 0 】

[ 数 1 1 ]

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

画像信号「 $P$ 」は次式で計算される。

【 0 0 5 1 】

[ 数 1 2 ]

$$P = CSJH \quad \dots (12)$$

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 1 3 ]

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

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 3 つの分光特性の線形和で表現できると仮定すると、(12) 式、(13) 式中の「 $H$ 」は以下のように表記できる。

【 0 0 5 2 】

10

20

30

40

50

[ 数 1 4 ]

$$\mathbf{H} \approx \mathbf{D}\mathbf{W} \quad \dots(14)$$

ここで、「D」は3つの基本スペクトルD1( )、D2( )、D3( )を列ベクトルに持つ行列で、「W」は「H」に対するD1( )、D2( )、D3( )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。

【 0 0 5 3 】

( 1 4 ) 式を ( 1 2 ) 式に代入すると、次式を得る。

10

【 0 0 5 4 】

[ 数 1 5 ]

$$\mathbf{P} = \mathbf{C}\mathbf{S}\mathbf{J}\mathbf{H} = \mathbf{C}\mathbf{S}\mathbf{J}\mathbf{D}\mathbf{W} = \mathbf{M}\mathbf{W} \quad \dots(15)$$

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

【 0 0 5 5 】

同様に、( 1 4 ) 式を ( 1 3 ) 式に代入して、次式を得る。

【 0 0 5 6 】

20

[ 数 1 6 ]

$$\mathbf{Q} = \mathbf{F}\mathbf{S}\mathbf{J}\mathbf{H} = \mathbf{F}\mathbf{S}\mathbf{J}\mathbf{D}\mathbf{W} = \mathbf{M}'\mathbf{W} \quad \dots(16)$$

同じく、「M'」は、行列「F S J D」の計算結果を1つにまとめた行列を示す。

【 0 0 5 7 】

結局、( 1 5 ) 式と ( 1 6 ) 式から「W」を消去して、以下の式を得る。

【 0 0 5 8 】

[ 数 1 7 ]

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

30

「M<sup>-1</sup>」は行列「M」の逆行列を示す。結局、「M' M<sup>-1</sup>」は3×3の行列となり、推定目標の行列「A」となる。

【 0 0 5 9 】

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 1 8 ]

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

40

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、( 1 5 ) 式、( 1 6 ) 式における「W」を上記「H」と考えれば、結局 ( 1 7 ) 式と同様な行列が推定できる。

【 0 0 6 0 】

次に、本発明の生体観測装置に係る実施例1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、後述する他の実施例でも同様の構成にしても良い。

【 0 0 6 1 】

図3に示すように、電子内視鏡装置100は、電子内視鏡(内視鏡と略記)101、内視鏡装置本体105、表示装置としての表示モニタ106を有している。また、内視鏡1

50

01は、被検体の体内に挿入される挿入部102、この挿入部102の先端に設けられた先端部103と、この挿入部102の先端側とは反対側に設けられ、先端部103側の湾曲動作等の操作又は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。

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

#### 【0062】

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。

図4に示すように、内視鏡装置本体105は、主に照明光を発生する照明部としての光源部41、この光源部41及び以下の本体処理装置43の制御を行う制御部42、通常画像を生成する信号処理及び分光画像を生成する信号処理を行う本体処理装置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。

なお、本実施例では、1つのユニットである内視鏡装置本体105内に光源部41と画像処理等を行う本体処理装置43を有するものとして説明を行うが、これらは、別のユニットとして、接続及び取り外し可能なように構成されていても良い。また、生体観測装置は、内視鏡101、光源部41及び本体処理装置43により構成することができるが、これに限定されるものでない。例えば、生体観測装置は、光源部41と本体処理装置43により構成することができるし、或いは本体処理装置43のみで構成することもできる。

光源部41は、制御部42および内視鏡101に接続される。この光源部41は、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とを有している。

#### 【0063】

チョッパー16は、図5に示すように、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r0から半径raの間では、最大の長さ=  $2 \times r0 \times \sin(90^\circ / 360^\circ)$ 、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=  $2 \times ra \times \sin(90^\circ / 360^\circ)$ 、幅=  $ra - rb$ 、半径rbから半径rcの間では、最大の長さ=  $2 \times rb \times \sin(90^\circ / 360^\circ)$ 、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）。

#### 【0064】

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。

#### 【0065】

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。

#### 【0066】

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。

#### 【0067】

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

10

20

30

40

50

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。

#### 【0068】

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。

#### 【0069】

また、光源部 41 にコネクタ 11 を介して着脱自在に接続された内視鏡 101 は、先端部 103 に光学像を結ぶ対物レンズ 19 及びその結像位置に配置され、光電変換する 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、原色型の色透過フィルタ（色フィルタと略記）を有する。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。また、図 7 は図 6 の色フィルタにおける RGB それぞれの分光感度特性を示している。

#### 【0070】

図 7 に示すように RGB の色フィルタは、可視領域における R、G、B の波長領域をそれぞれ広帯域で透過する分光特性を有する。

#### 【0071】

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、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。

#### 【0072】

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 ドライブ回路 431 を備えている。

#### 【0073】

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を生成する輝度信号処理系と、広帯域の色信号を生成する色信号処理系を有する。

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、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。

#### 【0074】

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、広帯域の色信号（或いはカラー画像信号）としての 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 と、S/H 回路 433a 乃至 433c の出力端に接続され、色信号に対する処理を行う色信号処理部 435 を有する。

#### 【0075】

また、本体処理装置 43 には、輝度信号処理系と色信号処理系の出力から可視領域で撮像されたカラー画像として、1つのカラー通常画像を生成する通常画像生成部 437 が設けられている。そして、通常画像生成部 437 から切換部 439 を介して、表示モニタ 106 にはカラー通常画像信号として Y 信号、R-Y 信号、B-Y 信号が送られる。

一方、分光画像を得る分光画像生成手段としての信号回路系として、上記 RGB 信号を生成する S/H 回路 433a 乃至 433c の出力信号から分光画像信号 F1、F2、F3 を生成するマトリックス演算部 436 を有する。このマトリックス演算部 436 は、RGB 信号に対して所定のマトリックス演算を行う。

#### 【0076】

マトリックス演算とは、カラー画像信号同士を係数マトリックスに相当する演算係数を

10

20

30

40

50

用いて加算処理等を行い、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。このマトリックス演算部 436 は、R、G、B のカラー画像信号から狭帯域の分光画像信号 F1、F2、F3 を生成する。

#### 【0077】

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、これらの組み合わせとすることも可能である。

図 8 は、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 31-1a、31-2a、31-3a 乃至 31-1c、31-2c、31-3c 及びマルチプレクサ 33-1a、33-2a、33-3a 乃至 33-1c、33-2c、33-3c を介して、増幅器 32a 乃至 32c に入力される。

#### 【0078】

抵抗群 31-1a、31-2a、...、31-3c は、それぞれ抵抗値の異なる抵抗 r1、r2、...、rn から構成（図 8 では、一部にのみ符号 r1、r2、...、rn を示している）される。そして、マルチプレクサ 33-1a、33-2a、...、33-3c によりそれぞれ 1 つの抵抗が選択される。

#### 【0079】

これらマルチプレクサ 33-1a、33-2a、...、33-3c は、例えばフロントパネル等に設けられた係数設定切替手段を構成する操作パネル 441（図 4 参照）等におけるユーザによる切替操作或いは選択操作により、係数制御部 442 を介して抵抗群 31-1a、31-2a、...、31-3c における選択される抵抗が決定される。ユーザにより操作される操作パネル 441 は、信号処理を行う本体処理装置 43 における観察モードの切替（選択）、観察モードの状態確認等をユーザが行うインターフェース手段の機能も持つ。

#### 【0080】

なお観察モード（観察画像モード）の選択は、表示モニタ 106 に表示される画像の選択の機能と、少なくともその画像に対応する映像信号（画像信号）が信号処理により生成されるように本体処理装置 43 における信号処理系の機能を含む。

#### 【0081】

つまり、観察モードとして、カラー通常画像（単に通常画像ともいう）観察モードが選択された場合には、表示モニタ 106 には通常画像が表示されるように切換部 439 の切替が行われると共に、その通常画像に対応する通常画像信号が生成されるように通常画像処理系が動作状態となる。この場合の通常画像処理系は、図 4 における輪郭補正部 432、輝度信号処理部 434、色信号処理部 435、通常画像生成部 437 が該当する。

#### 【0082】

また、観察モードとして、分光画像観察モードが選択された場合には、表示モニタ 106 には分光画像が表示されるように切換部 439 の切替が行われると共に、その分光画像に対応する分光画像信号が生成されるように分光画像処理系が動作状態となる。この場合の分光画像処理系は、図 4 における係数制御部 442、LUT 443、マトリックス演算部 436、積算部 438a ~ 438c、色調整部 440 が該当する。

#### 【0083】

なお、CCD ドライブ回路 431、S/H 回路 433a ~ 433c は両観察モードにおいて共通に動作状態が維持される。上記観察モードの選択に応じて、選択された観察モードに対応する信号処理系が動作状態となるように制御部 42 が制御を行うようにしても良い。或いは、常時、両信号処理系とも動作状態に維持しても良い。

#### 【0084】

この場合には観察モードの選択の動作は、表示モニタ 106 に表示される画像（観察画像）の選択と同じ結果となる。但し、後述するように照明光量を目標値に光量制御を行う

10

20

30

40

50

際のパラメータの値（或いは目標値）は、観察モードの選択（切替）に連動して変更する方がよい場合がある。

【0085】

また、ユーザは、内視鏡101の操作部に設けられた内視鏡スイッチ141により、選択操作することもできる。この内視鏡スイッチ141も係数切替を行う係数設定切替手段や、観察モードの切替（選択）などをユーザが行うインターフェース手段を形成している。

操作パネル441等には、例えば観察しようとする被検体の種類、観察部位、生体組織の組織型（組織の形態的な種類）等に対応した複数の選択スイッチ（或いは切替ボタン）441aが設けてある。そしてユーザが、選択スイッチ441aを操作することにより選択スイッチ441aは、被検体の種類、観察部位、生体組織の組織型等に対応した指示信号を係数制御部442に出力する。

10

図4に示すようにこの係数制御部442には、マトリックス演算部436のマトリックス演算特性若しくはマトリックス演算結果を決定する演算係数（単に係数と略記）を格納した演算係数格納手段としてのLUT443が接続されている。そして、係数制御部442は、操作パネル441の選択スイッチ441a等による指示信号に応じて、被検体の種類等に対応した係数をLUT443から読み出し、マトリックス演算部436に送る。

【0086】

つまり、LUT443には、被検体の分光特性（分光反射率特性）の種類、より具体的には被検体として生体の粘膜組織の分光反射率特性の種類に対応して複数の係数443aが格納されている。つまり、この係数443aは、生体の粘膜組織の種類等に対応した生体用係数である。

20

【0087】

そしてマトリックス演算部436は、LUT443から読み出されて、送られた係数443aでマトリックス演算を行う。このようにして、被検体の種類、生体組織の組織型等が異なる場合においても、実際に光学的狭帯域バンドパスフィルタを用いて撮像（取得）される光学的狭帯域の画像信号若しくは分光画像信号の場合に比較して、精度の低下を抑制して、（信号処理による擬似光学的な）分光画像信号を生成する演算を可能とする。

上述したように本実施例においては、マトリックス演算部436は、係数制御部442を介して複数の係数443aを格納したLUT443と接続されている。そして、ユーザは、操作パネル441等の操作により、係数制御部442を介してマトリックス演算部436のマトリックス演算に実際に使用される係数を変更設定（切替設定）することができ、生成される分光画像信号F1、F2、F3の特性を変更設定することができるようにしている。つまり、係数制御部442とLUT443は、分光画像信号生成手段により生成される分光画像信号の特性を変更設定する特性変更設定手段の機能を持つ。

30

【0088】

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に入力され、積算部438a乃至438cによりそれぞれ積分演算が行われて、分光画像信号F1乃至F3が生成される。分光画像信号F1乃至F3は、色調整部440に入力され、色調整部440は後述する構成で色調整の演算を行う。この色調整部440は、分光画像信号F1乃至F3から色調調整された分光画像信号としての分光チャンネル画像信号Rnbi、Gnbi、Bnbiをそれぞれ生成する。

40

【0089】

そして、通常画像生成部437からのカラー画像信号（生体信号ともいう）、或いは色調整部440によりからの分光チャンネル画像信号Rnbi、Gnbi、Bnbiが、切換部439を介して、表示モニタ106のRチャンネル、Gチャンネル、Bチャンネル（Rch、Gch、Bchと略記する場合もある）にそれぞれ出力され、表示モニタ106にはR、G、Bの表示色で表示される。このため、色調整部440は、分光画像信号F1乃至F3を表示モニタ106で擬似カラー表示する際の表示色を変換する表示色変換手段の機能を有する。そして、この表示色変換手段における表示色変換する際に使用される係数を

50



切り替える等の変更設定を行うことにより、表示色を調整する表示色調整若しくは色調整手段の機能を持つ。色調整部 440 に関してさらに補足説明すると以下ようになる。

#### 【0090】

上記のように分光画像信号 F1乃至 F3は、色調整部 440 により表示色変換を含む（表示）色調整の処理が行われて分光チャンネル画像信号 Rnbi、Gnbi、Bnbiとなり、表示モニタ 106 の R チャンネル、G チャンネル、B チャンネルにそれぞれ出力される。分光画像信号 F1乃至 F3を（表示）色変換を行うことなく表示モニタの R チャンネル、G チャンネル、B チャンネルにそれぞれ出力する（表示色を割り付けする）と、固定された色調となり、ユーザが色調を選択或いは変更することができない。

#### 【0091】

本実施例では、上記のように色変換を含む色調整手段を設けることにより、ユーザが望むような色調で擬似カラー表示することができるようにしている。また、色変換若しくは色調整することにより、より視認し易い状態で擬似カラー表示することもできる。なお、上記の説明から分かるように分光チャンネル画像信号 Rnbi、Gnbi、Bnbiは、表示モニタ 106 の R チャンネル、G チャンネル、B チャンネルにそれぞれ出力されることを明示するために用いられている。このため、これらの信号を分光画像信号と総称する。なお、後述する実施例 7 のようにモニタ側での擬似カラー表示に主眼を置くと、分光チャンネル画像信号 Rnbi、Gnbi、Bnbiをカラーチャンネル画像信号と言うこともできる。なお、色調整部 440 の構成については、後述する。

この色調整部 440 は、表示色変更設定手段或いはインタフェース手段としての機能を有する操作パネル 441、内視鏡スイッチ 141 等と接続されている。そして、操作パネル 441、内視鏡スイッチ 141 等により、ユーザ等が色調整のための表示色変更設定の操作（より具体的には係数の切替設定操作）を行えるようにしている。後述するように操作パネル 441 等からの信号により、色調整部 440 を構成する係数変更回路 64（図 21 参照）を介して表示色変換を行う 3×3 マトリックス回路 61 の係数を切り替えることができる。

なお、切換部 439 は、通常画像と分光画像の切替を行うものであり、また分光画像同士の切替表示も可能である。つまり術者などのユーザは、通常画像信号、分光チャンネル画像信号 Rnbi、Gnbi、Bnbi から表示モニタ 106 に出力させる信号を選択操作するにより、切換部 439 は選択操作された信号を選択（切替）して表示モニタ 106 に出力する。

#### 【0092】

この切換部 439 は、操作パネル 441、内視鏡スイッチ 141 と接続され、ユーザはこれら进行操作して通常画像と分光画像の切り替え若しくは選択を簡単に行うことができる。従って本実施例によれば操作性を向上できる。なお、図 4 に示すように、キーボード 451 の指示入力制御部 42 に入力される構成にしている。そして、制御部 42 は、その指示入力切換指示の場合には、その切換指示に対応して切換部 439 の切換制御等を行う。

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。これに関連する構成に関しては、図 46 等にて後述する。

特に、通常画像と分光チャンネル画像（分光画像ともいう）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、その色調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。

#### 【0093】

次に、本実施例に係る電子内視鏡装置 100 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。

10

20

30

40

50

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、チョッパー駆動部 1 7 は、所定の位置に設定され、チョッパー 1 6 を回転させる。ランプ 1 5 からの光束は、チョッパー 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イド 1 4 の入射端に、集光される。

【 0 0 9 4 】

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 に設けられた図示しない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 1 9 を介して、色フィルタを備えた CCD 2 1 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。CCD 2 1 により色フィルタ別に収集された信号（撮像信号）は、上

10

【 0 0 9 5 】

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。

【 0 0 9 6 】

また一方で、CCD 2 1 により色フィルタ別に収集された信号は、各フィルタ毎に S / H 回路 4 3 3 a 乃至 4 3 3 c に入力され、広帯域の複数の色信号としてそれぞれ 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 にて色信号に対する信号処理が行われた後、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

20

カラー画像信号としての 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カラー表示される。

なお、図 4 に示すように、通常画像生成部 4 3 7 からの出力信号と、色調整部 4 4 0 からの出力信号に対して、切換部 4 3 9 の出力端を共通化して表示モニタ 1 0 6 の R チャンネル、G チャンネル、B チャンネルに入力する構成にしても良い。前記出力端を共通化する構成の場合には、切換部 4 3 9 内に通常画像生成部 4 3 7 からの出力信号となる Y 信号、R - Y 信号、B - Y 信号を R、G、B 信号に変換する変換回路 4 3 9 a（図 4 参照）を内蔵すれば良い。

【 0 0 9 7 】

この変換回路 4 3 9 a を内蔵しないで、通常画像生成部 4 3 7 からの出力信号に対しては表示モニタ 1 0 6 の Y / 色差信号入力端に、色調整部 4 4 0 からの出力信号に対しては、表示モニタ 1 0 6 の R チャンネル、G チャンネル、B チャンネルにそれぞれ入力する構成にしても良い。以下の説明では、簡単化のため、通常画像生成部 4 3 7 からの出力信号の場合にも、切換部 4 3 9 から出力される場合には、共通の R チャンネル、G チャンネル、B チャンネルを経て表示モニタ 1 0 6 に入力される場合で説明する。

30

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、内視鏡装置本体 1 0 5 に接続されている内視鏡スイッチ 1 4 1、キーボード 4 5 1 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。

40

【 0 0 9 8 】

具体的には、必要に応じて、制御部 4 2 は光源部 4 1 から照射される光量を変更する。上述のように、CCD 2 1 からの出力信号が飽和することは望ましくないため、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 4 2 は、CCD 2 1 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。

また、制御部 4 2 による本体処理装置 4 3 への制御内容を変更する例として、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 の出力から色調整部 4 4 0 の出力、つまり分光チャンネル画像信号 R nbi、G nbi、B nbi に切換える。

【 0 0 9 9 】

50

また、S / H回路433a乃至433cの出力は、マトリックス演算部436に入力され、マトリックス演算部436において増幅・加算処理が行われることにより、狭帯域の分光画像信号F1, F2, F3が生成される。これら分光画像信号F1, F2, F3はそれぞれの帯域に応じて積算部438a乃至438cに出力される。

【0100】

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る。また、積算部438a乃至438cによりそれぞれ分光画像信号F1, F2, F3からS / Nが向上した、積算された分光画像信号F1, F2, F3を得ることができる。

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。

【0101】

[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。

[数20]

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

なお、(6)式に示す光源のスペクトルS( )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( )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。

【0102】

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。

[数21]

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

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には擬似F1乃至擬似

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(即ちマトリックス)を用いて、分光画像信号を作成するものである。

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模式的な例を以下に説明する。

#### 【0103】

図11に示すように、体腔内組織51は、例えば深さ方向に異なった血管等の吸収体の分布構造を持つ場合が多い。粘膜表層付近には主に毛細血管52が多く分布し、またこの層より深い中層には毛細血管の他に毛細血管より太い血管53が分布し、さらに深層にはさらに太い血管54が分布するようになる。

一方、体腔内組織51に対する光の深さ方向の深達度は、光の波長に依存する。そして、可視域を含む照明光は、図12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。

#### 【0104】

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。

#### 【0105】

体腔内組織51の通常観察時におけるRGB光は、図13に示すように、各波長域が広帯域でオーバーラップしているために、

(1) B帯域光によりCCD21で撮像される撮像信号には図14に示すような浅層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、

(2) また、G帯域光によりCCD21で撮像される撮像信号には図15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CCD21で撮像される撮像信号には図16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。

#### 【0106】

そして内視鏡装置本体105により、これらRGBの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。

上述のマトリックス演算部436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特性の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。

#### 【0107】

また、ユーザは操作パネル441等を操作して、LUT443に格納されている係数443aを係数制御部442を介して読み出し、マトリックス演算部436でマトリックス演算の特性を変更設定することにより、上記擬似バンドパスフィルタ特性を変更できる。

#### 【0108】

例えば、係数443aの変更設定により、マトリックス演算部436により生成される擬似バンドパスフィルタ特性として浅層側のものを精度良く生成し、他の擬似バンドパスフィルタ特性を生成しないような特性に設定することもできる。つまり、係数443aにより生成される擬似バンドパスフィルタ特性のバンド波長(の中央)値を特徴量に対応して設定することができる。

#### 【0109】

従って、係数443aは生体組織の表面からの深さに分布する血管構造等の特徴量を強調する如く分光画像信号を生成する生体特徴量用係数の機能を持つ。

#### 【0110】

つまり、本実施例における分光画像信号生成手段及びその特性変更設定部は、以下のよう主に2つの大きな利点を持つ。

#### 【0111】

10

20

30

40

50

ユーザは、生体の分光反射特性に応じて適切な（生体用係数としての）係数 4 4 3 a を使用するように（切替を含む）変更設定することにより、異なる分光反射特性の生体組織に対して、精度の良い分光画像信号を得ることができる。

#### 【0 1 1 2】

また、特定の狭帯域波長（N）により有効に観察（観測）され易い生体部分を観察することを望む場合には、ユーザはその狭帯域波長（N）に対応した分光画像信号を強調して（或いは他の狭帯域波長の分光画像信号を抑制して）生成するような係数 4 4 3 a を使用するように変更設定することにより、その生体部分を S / N が良い状態で観察できる。

#### 【0 1 1 3】

一方、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、

（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。

#### 【0 1 1 4】

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 を積算した分光画像信号 F 1 乃至 F 3 に対して色調整部 4 4 0 は、分光画像信号 F 1 を分光チャンネル画像信号 R nbi に、分光画像信号 F 2 を分光チャンネル画像信号 G nbi に、分光画像信号 F 3 を分光チャンネル画像信号 B nbi に、それぞれ割り付ける。そして、分光チャンネル画像信号 R nbi、G nbi、B nbi が切換部 4 3 9 を介して、表示モニタ 1 0 6 の R、G、B チャンネル R c h、G c h、B c h にそれぞれ出力される。

#### 【0 1 1 5】

色調整部 4 4 0 は、図 2 1 に示すように、表示色変換手段としての  $3 \times 3$  のマトリックス回路 6 1 と、 $3 \times 3$  のマトリックス回路 6 1 の前後に設けられた 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  $3 \times 3$  マトリックス回路 6 1 のマトリックス係数を変更する表示色変更設定手段としての係数変更回路 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。

色変換処理回路 4 4 0 a に入力される分光画像信号 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、逆補正や、非線形なコントラスト変換等が行われる。

#### 【0 1 1 6】

次に、 $3 \times 3$  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 にて補正や、適当な階調変換処理が行われる。

これら 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  $3 \times 3$  マトリックス回路 6 1 のマトリックス係数は、係数などを変更する係数変更回路 6 4 により変更することができる。係数変更回路 6 4 内には、 $3 \times 3$  マトリックス回路 6 1 によるマトリックス演算を行う際に使用する複数種類のマトリックス係数 6 4 a が色変換（色調整）用係数として格納されている。

#### 【0 1 1 7】

そして、 $3 \times 3$  マトリックス回路 6 1 は、係数変更回路 6 4 を介して選択されたマトリックス係数 6 4 a を使用してマトリックス演算を行うことにより、使用されたマトリックス係数 6 4 a に対応した色変換を行う。

#### 【0 1 1 8】

そして、係数変更回路 6 4 によるマトリックス係数変更は、操作パネル 4 4 1 や、例え

10

20

30

40

50

ば内視鏡 1 0 1 の操作部等に設けられた内視鏡スイッチ 1 4 1 中の係数設定用スイッチ（若しくは色調変更設定用スイッチ）1 4 1 b（図 4 参照）からの制御信号或いは切替信号に基づく。

【 0 1 1 9 】

また、係数変更回路 6 4 内のマトリックス係数 6 4 a には、以下に説明するように生体を持つ特徴量として、例えば血管構造を識別し易い色調で表示させることを可能とする血管用マトリックス係数 6 4 b を含む。そして、ユーザは、係数設定用スイッチ 1 4 1 b の操作により、その血管用マトリックス係数 6 4 b を係数変更回路 6 4 から選択することができる。

【 0 1 2 0 】

なお、ユーザは、係数設定用スイッチ 1 4 1 b の操作により、係数変更回路 6 4 に対して、3 × 3 マトリックス回路 6 1 で使用されるマトリックス係数 6 4 a の変更を行う他に、L U T 6 2 a , 6 2 b , 6 2 c , 6 3 a , 6 3 b , 6 3 c のテーブルデータの変更を行う制御信号を出力することができる。

【 0 1 2 1 】

制御信号を受けた係数変更回路 6 4 は、予め色調整部 4 4 0 内に格納されている複数種類のマトリックス係数 6 4 a 等のデータから適切なデータと呼び出し、そのデータで、現在の回路係数を書き換える。

【 0 1 2 2 】

次に具体的な色変換処理内容について述べる。式（ 2 2 ）は色変換式の一例を示す。

【 0 1 2 3 】

[ 数 2 2 ]

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

この式（ 2 2 ）による処理は、分光チャンネル画像信号 R nbi、G nbi、B nbi（表示モニタ a 1 0 6 での表示で示すと、R チャンネル、G チャンネル、B チャンネル）に分光画像信号 F 1 乃至 F 3 を波長の短い順に割り当てる色変換である。

これら分光チャンネル画像信号 R nbi、G nbi、B nbi によるカラー画像で観察した場合、例えば図 2 2 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 F 3 が反映され、表示色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 F 2 が強く反映されるので、表示色が赤色系のパターンで表示される。

【 0 1 2 4 】

また、血管網の内、粘膜表面付近に存在するものは表示色が黄色系のパターンとして表現される。

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、黄色系のパターンは、背景粘膜とのコントラストが弱く、視認性が低いという傾向がある。

そこで、この粘膜表面付近のパターンをより明瞭な視認性で再現するために、式（ 2 3 ）に示す変換が有効となる。

【 0 1 2 5 】

[ 数 2 3 ]

10

20

30

40

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

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新たに分光Gチャンネル画像信号Gnbiとする変換例である。この変換を採用すると、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。したがって、ユーザは、係数変更回路64を介してマトリックス

10

【0126】

そのような動作は以下のような。

【0127】

ユーザによる操作パネル441や内視鏡101の操作部に設けられた内視鏡スイッチ141中のモード切替スイッチ141c(図4参照)に連動して、色調整部440(色変換処理回路440a)内では、スルー動作から、マトリックス係数64aがデフォルト値に設定される。

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。デフォルト値には、マトリックス係数64aとして、例えば  $G = 0.2$ 、 $B = 0.8$  という設定値を与えるということである。

20

そして、ユーザは、操作パネル441や、例えば内視鏡101の操作部に設けられ内視鏡スイッチ141に設けられた係数設定用スイッチ141bを操作し、係数変更回路64から血管用マトリックス係数64bを選択する。そして、3×3マトリックス回路61のマトリックス係数として上記設定値  $G = 0.2$ 、 $B = 0.8$  から  $G = 0.4$ 、 $B = 0.6$  などというように変更設定されるようにする。LUT62a, 62b, 62c, 63a, 63b, 63cには、必要に応じて逆補正テーブル、補正テーブルが適用される。

30

【0128】

なお、本実施例における色変換処理回路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例で示してあるが、これに限らず、数値演算プロセッサ(CPU)やLUTで色変換処理手段を構成してもよい。

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440aを示したが、図23に示すように、色変換処理回路440aを各バンドに対応した3次元LUT71で置き換えても同様の作用効果を得ることができる。

【0129】

この場合、係数変更回路64は、操作パネル441や内視鏡101の操作部の内視鏡スイッチ141等に設けられた係数設定用スイッチ141bからの制御信号に基づいてLUT71内に格納されているテーブルデータ71aの内容を変更する動作を行なう(図23においては、1つのLUT71内でテーブルデータ71aが示してあるが、他のLUT71にも同様にテーブルデータ71aが格納されている)。そして、図23の色変換処理回路440aは、変更設定されたテーブルデータ71aに対応した色変換処理を行う。

40

【0130】

テーブルデータ71a内には、例えば生体の特徴量としての血管構造及び生体粘膜構造等を視認し易い色調で表示させる血管用及び生体粘膜用データが格納されている。

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でかつ狭帯域なものとしても良い。このようなフィルタ特

50

性に変更するにはユーザは、操作パネル 4 4 1 等に設けられた選択スイッチ 4 4 1 a 等を操作して、マトリックス演算部 4 3 6 での演算係数を変更すれば良い。

【 0 1 3 1 】

なお、図 2 4 ( 以下の図 2 5、図 2 6 でも同様 ) ではマトリックス演算部 4 3 6 により生成される分光画像信号 F 1 乃至 F 3 として、図 7 で示した擬似バンドパスフィルタのように分光特性で示している。

【 0 1 3 2 】

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、F 3 を近紫外域に設定し、F 1 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。つまり、図 2 4 に示すように、近赤外域の F 1 により生体の深層側の光学的画像情報を得ることができ、かつ近紫外域の F 3 により生体表面の凹凸構造の画像情報を得ることができる。

【 0 1 3 3 】

また、擬似バンドパスフィルタ F 1 乃至 F 3 の第 2 の変形例として、図 2 5 に示すように擬似バンドパスフィルタ F 2 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 F 3a、F 3b 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。

さらに、擬似バンドパスフィルタ F 1 乃至 F 3 の第 3 の変形例として、図 2 6 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 F 2、F 3 をマトリックス演算部 4 3 6 で生成するようにしてもよい。

【 0 1 3 4 】

図 2 6 の擬似バンドパスフィルタ F 2、F 3 の場合、色調整部 4 4 0 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 R nbi 分光画像信号 F 2、分光チャンネル画像信号 G nbi 分光画像信号 F 3、分光チャンネル画像信号 B nbi 分光画像信号 F 3 と色変換して、表示モニタ 1 0 6 の R G B 3 チャンネル R c h , G c h , B c h へ出力する。

すなわち、分光画像信号 F 2 及び分光画像信号 F 3 に対して、色調整部 4 4 0 は、以下の式 ( 2 4 ) により表示モニタ 1 0 6 の R G B の 3 チャンネルへ出力され、表示モニタ 1 0 6 において R G B でカラー表示される分光画像信号 ( R nbi、G nbi、B nbi ) を生成する。

[ 数 2 4 ]

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

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

【 0 1 3 5 】

この場合における色調整部 4 4 0 における係数切替の動作等の説明は、実施例 2 で後述する。

【 0 1 3 6 】

上述したように本実施例における生体表面を、観察する生体の種類、特徴等に応じて分光画像信号を生成するマトリックス演算部 4 3 6 の係数設定 ( 係数切替 ) を術者等のユーザが手動で行い、観察する場合の動作のフローチャートは図 2 7 のようになる。

電源が投入されると、制御部 4 2 等は動作状態になり、初期設定としてステップ S 1 に

10

20

30

40

50



示すように通常観察モードの動作状態となるように各部を制御する。

そして、ステップ S 2 に示すように観察モードの切替指示待ちの状態になる。術者により、操作パネル 4 4 1 等から観察モードの切替指示を行うと、制御部 4 2 はステップ S 3 に示すように分光画像観察モードの動作状態に切り替える制御を行う。

【 0 1 3 7 】

また、分光画像観察モードの動作状態に切り替える制御を行った際に、ステップ S 4 に示すように制御部 4 2 は、例えば表示モニタ 1 0 6 に切替時の分光画像観察モードとして設定されている係数の情報を表示するように制御する。このステップ S 4 における切替時の係数の情報表示の内容としては、例えば切替時に設定されている分光画像観察モード時のマトリックス演算部 4 3 6 で設定されている係数の情報を表示する。

10

その後、次のステップ S 5 において制御部 4 2 は、ユーザに対して係数切替（選択）を行うか否かの確認を行う。

そして、ユーザ（術者）は、実際に観察する被検体の特徴、種類、より具体的には生体粘膜の特徴、種類等に応じて切替を行うか否かの判断を行う。切替を行う場合にはステップ S 6 に示すように被検体の種類、より具体的には生体粘膜の組織型等に応じて手動で係数を切り替える操作を行った後、切り替えを行わない場合と共に、ステップ S 7 に進む。

【 0 1 3 8 】

このように実際に観察する生体粘膜が、食道粘膜、胃粘膜、大腸粘膜等の観察する部位の名称等、種類により切り替えるようにしても良いし、それらの組織型（つまり、観察する生体粘膜を構成する上皮の名称、種類）など観察対象とする部分の分光反射率の特性、種類等に応じて切り替えるようにしても良い。

20

例えば、食道粘膜はその上皮組織が重層扁平上皮であり、胃や大腸粘膜は単層円柱上皮で覆われており、従って、それらでは基本分光特性が異なる。このため、食道粘膜の分光反射率データの集合から推定された基本分光特性を用いて計算した分光画像推定用のマトリックスを大腸検査で使用すると、所望の結果を得がなくなる。

精度の良い分光画像を得るためには、生体粘膜の種類や組織型に応じた基本分光特性を使ってこのマトリックス演算を行う必要があり、実際の観察でも適切なマトリックス演算を使用することが望ましい。

【 0 1 3 9 】

そこで、本実施例では、インターフェース手段を構成する係数設定切替手段としての、例えば操作パネル 4 4 1 等に設けたマトリックス演算部 4 3 6 の係数切替若しくは係数選択を行う選択スイッチ 4 4 1 b（図 4 参照）を術者は操作する。

30

【 0 1 4 0 】

その操作により、観察対象の分光特性に対応した係数 4 4 3 a が L U T 4 4 3 から読み出され、その係数 4 4 3 a で適切なマトリックス演算が行われるように切り替えられる。

【 0 1 4 1 】

このステップ S 7 において制御部 4 2 は、観察モードの切替指示待ちの状態になる。そして、術者が切替指示の操作を行うと、制御部 4 2 はステップ S 1 に戻り、通常画像観察モードに切り替える。そして、上述した処理を繰り返す。なお、上記ステップ S 5 において、係数を切り替える場合に、被検体の種類に応じた切替（選択）項目、生体特徴に応じた切替（選択）等の項目を表示し、ユーザがその項目からさらに生体粘膜の種類や血管等をより適切に観察し易い分光特性に対応する係数の切替設定を行い易いようにしても良い。

40

このように本実施例によれば、通常電子内視鏡画像（通常画像）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電気的な信号処理で生成する。これにより本実施例は、分光画像用の光学的狭帯域バンドパスフィルタを用いずに、血管走行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、係数設定切替手段による係数設定、係数切替等により適切に得ることができると共に、色調整部 4 4 0 の色変換の係数を分光画像に応じて適切に設定することができる。

【 0 1 4 2 】

50

また、本実施例は、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、生体組織の表面近くで所望の深部の組織情報、より具体的には血管走行パターン等を効果的に分離して視認することができる。

また、特に、色調整部 440 において、3 バンドの分光画像の場合、例えば 415 nm に相当する画像を表示モニタ 106 のカラーチャンネル B c h に、例えば 445 nm に相当する画像をカラーチャンネル G c h に、例えば 500 nm に相当する画像をカラーチャンネル R c h に、それぞれ割り付けた場合、本実施例によれば次の画像上の効果が得られる。

#### 【0143】

(a) 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。

(b) 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。

なお、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測される残渣及び胆汁が赤色調で再現される。

なお、後述する実施例 2 における色調整部 440 において、2 バンドの分光画像の場合にもほぼ同様の効果が得られることになる。

#### 【0144】

本実施例の第 1 変形例の電子内視鏡装置 100 を図 28 に示す。

実施例 1 の電子内視鏡装置 100 においては、マトリックス演算部 436 による係数の切替設定を操作パネル 441 等から操作できるようにしていたが、本変形例では制御部 42 に接続されたインターフェース手段としての集中コントローラ 461 から操作できるようにしている。

また、本変形例では、本体 105 に、ユーザの音声による係数の切替指示を電気信号として受け付けるマイク 462 を接続すると共に、本体 105 内に音声認識回路 463 を設けている。そして、マイク 462 から入力されたユーザからの音声信号を音声認識回路 463 により音声認識を行い、この音声認識結果を制御部 42 に入力する。

そして制御部 42 は、ユーザによる集中コントローラ 461、マイク 462 による音声による係数切替等の指示信号に応じて、LUT 443 に格納された係数 443a に応じてマトリックス演算部 436 によるマトリックス演算を適切に行う。なお、本変形例（及び次の変形例）では、制御部 42 は、図 4 の係数制御部 442 の機能を兼ねる構成で示している。勿論、制御部 42 から係数制御部 442 を介して係数切替を行うようにしても良い。

#### 【0145】

また、集中コントローラ 461 等を観察モードの切替操作や、電源投入時に立ち上げる観察モードの選択操作などを行うインターフェースに用いるようにしても良い。この他、図示しないフットスイッチなどのインターフェースを設けるようにしても良い。

また、生体観測装置の具体例としての電子内視鏡装置 100 は、図 29 に示す第 2 変形例のような構成でも良い。図 29 に示す第 2 変形例の電子内視鏡装置 100 では、内視鏡 101 内の例えばコネクタ 11 内に ID メモリ 161 と、本体 105 における例えば光源部 41 内に ID メモリ 162 とが設けられている。

#### 【0146】

そして、ID メモリ 161 及び ID メモリ 162 にそれぞれ格納された ID 情報は、例えば電源投入時に制御部 42 に入力される。制御部 42 は、実際に組み合わせて構成される電子内視鏡装置 100 における内視鏡 101 等の構成要素に応じてマトリックス演算部 436 による係数の切替設定を電子内視鏡装置 100 側の構成要素に応じて自動的に適切な設定となるように制御する。

#### 【0147】

この場合の動作は図 30 のフローチャートのようにになる。図 30 に示す動作は、基本的

10

20

30

40

50

には、図 27 に示した動作において、ステップ S 3 と S 4 との間にステップ S 8 に示す処理を行うようにしたものである。

ステップ S 3 において、分光画像観察モードに切り替えた後の次のステップ S 8 において制御部 42 は、内視鏡 101 の ID メモリ 161、光源部 41 の ID メモリ 162 の情報を読み取る。そして制御部 42 は、各情報から内視鏡 101 に採用されている CCD 21 のカラー撮像特性や、光源部 41 のランプ 15 の種類、発光波長特性（分光特性）等に対応して、マトリックス演算部 436 での演算に適正となる係数を LUT 443 から読み出す。そして、制御部 42 は、その係数をマトリックス演算部 436 に送り、係数の自動切替設定を行う。

【0148】

なお、図 29 に示す LUT 443 には、（図 4 で示した係数 443 a の他に）CCD 21 のカラー撮像特性や、光源部 41 のランプ 15 の種類、発光波長特性（分光特性）等に対応した複数の係数 443 b が格納されている。

その後、図 27 の次のステップ S 4 に相当するステップ S 4 の処理に進む。このステップ S 4 においては、制御部 42 は切替時に（デフォルト或いは以前の選択で）設定されている観察対象物に応じて設定されている係数の情報表示を行うように制御する。このステップ S 4 以降の処理は図 27 の場合と同様である。

【0149】

本変形例によれば、実際に接続して使用される内視鏡 101 に搭載されている CCD 21 の色フィルタの分光特性が、内視鏡 101 の種類や固体差で異なるような場合や、光源部 41 内の光源としてのランプ 15 の種類（例えば、発光の分光特性が異なるハロゲンランプやキセノンランプ等の種類）、個体差により分光特性が異なる場合においても、それらの差異の影響を軽減してより信頼性の高い分光画像が得られる。

【0150】

なお、ID メモリ 161 等を有しないような場合には、手動で適切な係数に切替設定しても良い。また、係数の切替設定を自動で行うモードと手動で行うモードを用意し、ID メモリ 161 等の有無に関わらずにユーザが選択して行えるようにしても良い。

【0151】

また、本変形例では、マトリックス演算部 436 によるマトリックス演算を行う際の係数を自動で行うモードを説明したが、色調整部 440 における色調整若しくは色変換を行う際の係数を同様に自動で設定することもできる。このようにすると、電子内視鏡装置 100 を構成する内視鏡 101 等の組み合わせが同じの場合には、同じ色調状態に自動設定することができる。また、マトリックス演算部 436 及び色調整部 440 において、ID メモリ 161、162 の ID 情報等により、各係数を自動で設定するようにしても良い。

【0152】

なお、内視鏡装置本体 105 が光源部 41 を内蔵している場合には、制御部 42 は、内視鏡 101 側の ID 情報のみで係数の自動設定を行うようにしても良い。勿論、内視鏡装置本体 105 が光源部 41 を内蔵している場合においても、光源部 41 内のランプ 15 の分光特性も考慮してマトリックス演算部 436 におけるマトリックス演算を行う際の係数の自動設定を行うようにしても良い。

【0153】

なお、図 27 或いは図 30 の処理において、図 31 に示すように観察モードが設定或いは切替設定された場合、さらにその観察モードを明示的に表示するようにしても良い。

【0154】

図 31 の例では、最初のステップ S 1 において制御部 42 は、ステップ S 1 のように通常画像観察モードの設定をする。さらに制御部 42 は、その観察モードを明示的に表示する制御を行う。

【0155】

例えば制御部 42 は、図 32 (A) に示すように表示モニタ 106 に表示される通常画像の表示エリアの例えば下に、通常画像観察モードであること或いは通常画像が表示され

10

20

30

40

50

ていることを明示的に示すN Iが表示されるように制御する。制御部42は、N Iによる文字情報での表示を行わせる代わりにNormal Imagingや通常画像等を表示させるように制御しても良い。

また、ステップS3に相当するステップS3 においても同様に分光画像観察モードに切替を行った場合には、制御部42はさらにその観察モードを明示的に表示する。

例えば制御部42は、図32(B)に示すように分光画像の表示エリアの例えば下に、分光画像を明示的に示すN B Iが表示されるように制御する。制御部42はN B Iの表示を行わせる代わりにNarrow Band Imagingや分光画像等と表示させるように制御しても良い。

#### 【0156】

10

このようにすることにより、ユーザは、実際に設定されている観察モードを、より確実に確認することができる。

また、図32(C)に示すように通常画像の場合には、N I等の表示が行われなようにし、分光画像の場合のみN B Iが表示されるような制御が行われるようにしても良い。

また、図32(A)~図32(C)では、表示モニタ5に観察モードを明示的に示した例を示しているが、操作パネル441に観察モードを明示的に表示し、これによりユーザが観察モードの状態を確認できるようにするインターフェース手段を形成しても良い。

例えば図32(D)に示すように操作パネル441に観察モード(ここでは分光画像観察モード)を明示的に表示するためのLED91が設けられている。制御部42は、このLED91を通常画像観察モード時には消灯、分光画像観察モード時には点灯させるように制御する。

20

#### 【0157】

なお、LED91の付近に、このLED91の点灯の有無が分光画像観察モードであるか否かを示すためのN B Iの文字等を表示するとより良い。

#### 【0158】

また、図32(E)に示す例では操作パネル441に、N B Iの文字自体が点灯、或いは文字以外の周囲が点灯するようなLED92が設けられる。そして、制御部92により、LED92を、例えば上記のように通常画像観察モード時には消灯、分光画像観察モード時には点灯させる制御を行うようにしても良い。

30

さらに図32(F)に示す例では操作パネル441にN B Iの文字自体が点灯、或いは文字以外の周囲が点灯するようにLED93が設けられている。そして、制御部42はLED93を、例えば通常画像観察モード時には消灯状態を示すように例えば緑色で点灯させ、分光画像観察モード時には白色点灯させる等、観察モードに応じて色分け点灯(表示)させるように制御しても良い。なお、ここではインターフェース手段としての操作パネル441上に観察モードの情報或いは観察画像の情報を表示する例で説明したが、キーボードその他のインターフェース手段に観察モードなどの情報を表示するようにしても良い。

#### 【0159】

図29のような構成にした場合、図33に示すように内視鏡101のIDメモリ161等書き込まれた情報を利用して、各観察モードに適した係数設定を、観察モードの切替に連動して行うようにしても良い。

40

#### 【0160】

電源が投入されると、制御部42は最初のステップS11において、内視鏡101のIDメモリ161、光源部41のIDメモリ162の情報を読み取る。

また、次のステップS12において制御部42は、電源投入時における観察モードの設定が行われているか否かの判定を行う。この観察モードの設定の情報は、例えば制御部42内の図示しない不揮発性メモリに格納される。なお、ユーザは、キーボード451から、電源投入時に立ち上げる観察モードの設定を行うと、制御部42は、その設定情報を不揮発性メモリに格納する。

そして、制御部42は、その設定情報を読み取り、予め設定されている観察モードで立

50

ち上げる。また、設定がされていない場合には、例えば通常画像観察モードで立ち上げる。

【0161】

このため、ステップS12において制御部42は、電源投入時の観察モードが設定されていると判定した場合には、次のステップS13において設定されている観察モードが、通常画像観察モードか否かの判定を行う。

【0162】

そして、通常画像観察モードに設定されている場合及びステップS12において電源投入時の観察モードの設定が行われていない場合には、ステップS14aに進み、制御部42は、電子内視鏡装置100を通常画像観察モードに設定して立ち上げる。

10

また、通常画像観察モードに設定した場合、制御部42は、この観察モードに対応したパラメータ（係数）の設定を行う。つまり、ステップS15aに示すように、この観察モードに対応したパラメータに連動して設定を行う。

例えば制御部42は、観察モードに応じて光源部41の光量制御を行うが、その場合、光量制御しようとするその目標値（基準値）が、観察モードに適したものとなるように目標値或いは目標値を可変設定するパラメータを変更する。

【0163】

なお、光量制御を行う場合、明るさの平均値或いはピーク値のいずれでも光量制御ができるような場合、ユーザが光量制御を行う種類を選択できるようにしても良い。また、制御部42は、その内部の不揮発性メモリ等に通常画像観察と分光画像観察とで、例えば、輪郭強調の種類、階調変換の種類、色ベインティングの種類など、各種パラメータの設定値などの情報を個別に記憶しており、制御部42はモード切替時に観察モードに必要なパラメータ以外の他のパラメータの設定の条件も自動的に切り替える。

20

【0164】

制御部42がこのような制御をすることにより、適切な明るさ、診断に適した色調、適正な輪郭状態等で通常画像を表示できる。

このパラメータの設定の後、ステップS16aにおいて制御部42は、観察モードの切替指示待ちの状態になる。そして、観察モードの切替指示が行われると、ステップS14bに移る。

また、ステップS13において、電源投入時の観察モードの設定が通常画像観察モードでない場合にはステップS14bに移り、制御部42は分光画像観察モードに設定する。さらに次のステップS15bに示すように制御部42は、この観察モードに対応したパラメータに連動して設定をする。

30

【0165】

この場合には、制御部42は光量制御を分光画像観察モードに適した目標値となるように制御すると共に、図30のステップS8のようにマトリックス演算部436によるマトリックス演算の係数をCCD21の色フィルタ等の分光特性に応じて切替設定を行う。

【0166】

この場合、分光画像観察モードでの目標値は、通常画像観察モードの場合における目標値より低い値に設定されている。

40

そして、制御部42は、分光画像信号を適切に算出できるように飽和しないR、G、B信号をマトリックス演算部436に入力されるように上記目標値などのパラメータを用いて光量制御を行うと共に、色フィルタ等の分光特性に対応して、マトリックス演算部436が適切に分光画像信号を算出できるように係数切替を行う。つまり、制御部42は適切な信号処理が行えるようにする。また、制御部42は上記輪郭強調等の他のパラメータも分光画像観察に適した値に設定するようにしても良い。

このパラメータの設定の後、ステップS16bにおいて制御部42は、観察モードの切替指示待ちの状態になる。そして、観察モードの切替指示が行われると、ステップS14aに移る。

【0167】

50

本変形例によれば、電源投入時に立ち上げる観察モードをユーザの設定に応じた観察モードで立ち上げることができる。また、観察モードの切替に連動して、切り替えられた観察モードに適した状態で画像表示や信号処理を行うように各種パラメータの設定がユーザによる設定作業を極力必要としないで円滑にできる。従って、本変形例によれば、操作性が向上する。

なお、図33の動作説明においては、ユーザが電源投入前に設定した情報を利用して、電源投入時に立ち上げる観察モードの設定を行う例で説明したが、以下に説明するように例えば電源投入時に、特定のキー入力を行うことにより、電源投入時に立ち上げる観察モードを設定するようにしても良い。

この場合の動作の一部を図34のフローチャートにより示す。例えば、電源を投入した場合には、制御部42は図33のステップS11と同様の処理を行う。その後、ステップS18に示すように制御部42は、電源投入時に立ち上げる観察モードを選択するように予め設定されている所定のキー入力の操作があるか否かの判定を所定時間行う。

#### 【0168】

そして、ユーザは、電源投入時に立ち上げる観察モードを選択したい場合には、キーボード451等における、予め設定されている所定のキーを操作し、キー入力する。

そして、所定のキー入力がされたと判定した場合には、ステップS19に示すように制御部42は、電源投入時に立ち上げる観察モードを選択する選択用画面の表示を行うように制御をする。

制御部42は例えば、通常画像観察モード或いは分光画像モードのいずれで立ち上げるかの選択用画面を表示させ、ユーザにその選択を求める。

その後、図33のステップS13とほぼ同様に、制御部42は、選択された観察モードが通常画像モードか否かの判定を行う。一方、ステップS18の判定処理で、所定のキー操作が行われていないと判定した場合には図33のステップS14aに移る。その後の処理は、図33と同じとなる。

#### 【0169】

本変形例によれば、立ち上げ時に、ユーザは観察モードの選択設定を行うことができる。上記キー操作することにより、観察モードを選択できる状態にしているが、その変形例として、予め操作するキーにより、電源投入時に立ち上げる観察モードを決定できるようにしても良い。

上述した(変形例を含む)実施例1では、分光画像推定用のマトリックス演算部436におけるマトリックス演算を適切に切り替える構成を説明したが、以下の実施例2のように色調整手段の演算係数を適切に切り替えるようにしても良い。

#### 【実施例2】

#### 【0170】

次に図35を参照して本発明の実施例2を説明する。図35は、実施例2の電子内視鏡装置における色調整部の周辺部の構成を示す。本実施例は、実施例1の図4の構成において、例えば2つの分光画像信号 F2, F3を用いて、色調整部440の色調整を適切に行う具体例である。このため、本実施例では、図4における積算部438aが設けてないで、2つの分光画像信号 F2, F3から、表示モニタ5でカラー表示する分光チャンネル画像信号を生成する。

本実施例では色調整手段の演算係数を適切に切り替える方法の具体例として、積算部438b、438cから出力される2つの分光画像信号 F2, F3を用いて、以下のように分光画像のカラー表示を適切に行う。

#### 【0171】

例えば、中心波長がおおよそ415nmとおおよそ540nmの分光画像(分光チャンネル画像)を使って消化管粘膜を被検体として表示モニタ5に分光画像を擬似のカラー画像として表示する。

分光画像の(表示モニタ106の)カラーチャンネルへの割付方法としては、表示モニタ5上の視認性を考えて、表示モニタ106のRチャンネルに540nmの分光チャンネル

10

20

30

40

50

ル画像を、GとBチャンネルには415nmの分光チャンネル画像をその出力調整を行った後、表示することが好ましい例と考えられる。

この場合、Rチャンネルの出力（信号ゲイン）を固定して、GとBチャンネルの出力（信号ゲイン）を調整することで、食道粘膜や大腸粘膜といった分光反射率特性が異なる被検体の生体粘膜の上皮組織等の種類に応じて分光カラー画像の色を調整することができる。この場合の色調整部440の構成を図35において、3つのゲイン可変アンプ $A_r$ 、 $A_g$ 、 $A_b$ を採用した例で示している。

#### 【0172】

例えば、表示モニタ5のR、G、Bチャンネルへの出力信号をR、G、B、415nm分光画像をb、540nm分光画像をgとすると、  
 $R = k_1 * g$ 、 $G = k_2 * b$ 、 $B = k_3 * b$ となるように設定する。ここで、 $k_1$ 、 $k_2$ 、 $k_3$ は重み係数である。

例えば、大腸粘膜を観察する場合、 $k_1 > k_2 > k_3$ と設定し、食道粘膜を観察する場合、 $k_1 > k_2' > k_3'$ 、かつ $k_2 > k_2'$ となるように設定する。

図35の例では、観察しようとする生体粘膜の種類に応じて、予めゲイン可変アンプ $A_r$ 、 $A_g$ 、 $A_b$ のゲインを規定する係数に相当するゲイン制御データがLUT191内に格納されている。そして、このLUT191から出力されるゲイン制御データがゲイン制御端に印加されることにより、そのゲイン制御データが印加されたゲイン可変アンプ $A_r$ 、 $A_g$ 、 $A_b$ のゲインが制御される。

#### 【0173】

この図35ではLUT191内に例えば大腸用ゲイン制御データ191aや食道用ゲイン制御データ191b等が格納されており、ユーザは、操作パネル441の選択スイッチ441aなどの操作により、大腸用ゲイン制御データ191aや食道用ゲイン制御データ191bを選択する選択信号（制御信号）をLUT191に印加することができる。そして、その選択信号により、LUT191は対応するゲイン制御データをゲイン可変アンプ $A_r$ 、 $A_g$ 、 $A_b$ に印加することができるようになっている。

このような構成の本実施例によれば、食道粘膜を観察したい場合には食道用ゲイン制御データ191bを選択することにより、重層扁平上皮が白く再現され、上皮内の毛細血管の視認性が良い。

また、大腸粘膜を観察したい場合には、ユーザは大腸用ゲイン制御データ191aを選択することにより、ポリープや粘膜表面の微細模様の視認性が良い状態で表示することができる。従って本実施例によれば、観察対象とする粘膜表面に微細構造などの生体の特徴量を視認性が良い状態で表示することができる。

#### 【0174】

一方、粘膜深部の血管をさらに高いコントラストで再現したい場合、その血管を反映するg分光画像をb分光画像に一定比率等で加えて、Gチャンネルにて再現するなどのバリエーションも可能である。この場合の構成例の一部を図36に示す。

図36は、図35の構成において、g分光画像は、さらに乗算器192を介してゲイン可変アンプ $A_g$ にも入力される構成にしてある。また、この乗算器192にはLUT191から乗算係数が入力される。

この場合、例えばLUT191内に上述した大腸用ゲイン制御データ191aの場合には、この乗算係数は0（この場合には図35の場合と同じ作用となる）であり、さらに深部側の血管をさらに高いコントラストで再現するための大腸用ゲイン制御データ（図中では大腸（2）と略記）191a'を選択した場合には、この乗算係数が例えば $m$ （ $0 < m < 1$ ）となるように設定されている。

#### 【0175】

そして、ユーザが選択信号を介して大腸用ゲイン制御データ191aを選択した場合には大腸の毛細血管や微細模様を視認し易い状態、つまり微細模様強調モードで観察でき、大腸用ゲイン制御データ191a'を選択した場合には、粘膜深部側の血管を高いコントラストで視認し易い状態、つまり深層血管強調モードとして観察することができる。

このように、色調整の切替を行う色調整手段のモードを複数用意して、所定のユーザインターフェースで切り替えて使うことで、分光画像を視認し易い状態で、（つまり適切な擬似）カラー表示が可能となる。

なお、本実施例では、2つの分光画像信号 F 2 , F 3 を用いて、色調整部 4 4 0 の色調整を適切に行う具体例を説明したが、3つの分光画像信号 F 1 , F 2 , F 3 を用いて、色調整部 4 4 0 の色調整を行うようにしても良い。

#### 【実施例 3】

##### 【0 1 7 6】

次に図 3 7 から図 4 0 を参照して本発明の実施例 3 を説明する。

本実施例は、分光画像を観察する分光画像観察モードにおいて、予め設定された条件になった場合には、強制的に通常画像観察モードに切り替える制御を行うようにするものである。より具体的には、分光画像の明るさが、予め暗い画像を判別するために設定された閾値以下に達した場合には、制御部 4 2 は切換部 4 3 9 を切り替えて、通常画像観察モードに切り換える制御を行う。

図 3 7 に示す実施例 3 の電子内視鏡装置 1 0 0 は、図 4 の内視鏡装置 1 0 0 において、例えばマトリックス演算部 4 3 6 から出力される分光画像信号 F 1 、 F 2 , F 3 は、明るさ判定部 1 7 1 に入力され、予め設定された明るさレベルの閾値  $V_{th}$  と比較した比較結果（判定結果）の信号が制御部 4 2 に出力される構成にしている。

##### 【0 1 7 7】

例えば、明るさ判定部 1 7 1 は、例えば 1 フレーム分の 3 つの分光画像信号の絶対値の総和の信号が、暗い画像状態を判定するために設定された閾値  $V_{th}$  以下になったか否かの条件判定（比較判定）を行う。そして、明るさ判定部 1 7 1 は、その比較結果の信号を制御部 4 2 に出力する。この条件に該当する場合には、制御部 4 2 は切換部 4 3 9 の切換を制御し、観察モードを強制的に通常画像観察モードに切り替える制御を行う。

また、実施例 1 では、マトリックス演算部 4 3 6 は、図 8 のように抵抗群 3 1 - 1 a 等を用いてハードウェアで構成されていたが、本実施例では例えば図 3 8 に示すようにこのマトリックス演算数値データ処理（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。

図 3 8 に示す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 1 5 1 を有する。

係数レジスタ 1 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 に入力される。

##### 【0 1 7 8】

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 に入力される。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 に入力される。

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 1 5 1 からマトリックス「A'」の各係数が画像メモリ 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。

なお、図 3 8 には、R 信号と各マトリックス係数が乗算器 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係数が乗算器 5 3 d 乃至 5 3 f で乗算され、B 信号と各マトリックス係数が乗算器 5 3 g 乃至 5 3 i で乗算される。

##### 【0 1 7 9】

マトリックス係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。



## 【0180】

乗算器54aの出力は、積算部438aに送られる。また、乗算器54b、乗算器54cの出力は、それぞれ積算部438b、438cに送られる。

## 【0181】

また、係数レジスタ151は、図4の係数制御部442と接続され、観察部位の選択が行われると、係数制御部442からその観察部位に対応したマトリクス係数がLUT443から読み出され、係数レジスタ151内に格納される。そして、そのマトリクス係数を用いて、係数レジスタ151により、観察部位に適したマトリクス演算処理が行われ、分光画像信号F1, F2, F3が生成される。

このマトリクス演算部436の場合においても、実施例1と同様、血管パターンが鮮明に表示でき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のようにハードウェアによってマトリ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、各マトリクス係数の変更などをハードウェアの変更を必要としないで行うことができる。

## 【0182】

また、マトリクス係数を結果の値のみ、即ち、マトリクス「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。その他の構成は実施例1或いはその変形例と同様の構成である。

## 【0183】

次に本実施例による明るさ判定部171による判定結果により、観察モードを切り替える動作を図39を参照して説明する。

電源が投入されると、制御部42等は動作状態になり、初期設定としてステップS21に示すように通常画像観察モードの動作状態となるように制御する。

そして、ステップS22に示すように観察モードの切替指示待ちの状態になる。術者等のユーザは、操作パネル441等から観察モードの切替指示を行うと、制御部42はステップS23に示すように分光画像観察モードの動作状態に切り替える制御を行う。

## 【0184】

すると、マトリクス演算部436によりマトリクス演算された分光画像信号F1, F2, F3が生成される。これらの分光画像信号F1, F2, F3は積算部438a~438cにより積算され、色調整部440を経て色調が調整された分光チャンネル画像信号Rnbi、Gnbi、Bnbiとなり、切替部439を通り表示モニタ106のRチャンネル、Gチャンネル、Bチャンネルに印加され、表示モニタ106の表示面に分光画像がカラー表示される。

この分光画像観察モードになると、マトリクス演算部436の出力信号は、明るさを判定する明るさ判定部171に入力され、ステップS24に示すように明るさ判定部171は、この分光画像が設定された閾値Vth以下になったかを判定する動作を行う。

## 【0185】

そして、この条件を満たさない場合には、次のステップS25において制御部42は、観察モードの切替指示ありかの判定を行う。そして、この観察モードの切替指示が無い場合には、ステップS24に戻り、明るさの判定処理が行われる。

一方、ステップS25において、観察モードの切替指示があった場合には、ステップS26に示すように制御部42は、通常観察モードの動作状態に切り換える制御を行う。

また、本実施例において、ステップS24の判定処理において、明るさ判定部171により検出された明るさが閾値Vth以下に達したと判定した場合には、ステップS26に進む。そしてこのステップS26において制御部42は、観察モードの切替指示が行われていない場合でも、通常観察モードの動作状態に切り換える制御を行う。

## 【0186】

10

20

30

40

50

この通常観察モードに切り換える制御を行った後、ステップ S 2 2 の処理に戻り、上述した処理を続行する。

上記のように分光画像観察モードにおいて、各画像の 1 フレーム分の明るさが閾値  $V_{th}$  以下になった場合には、分光画像により血管構造等を識別することが困難になるため、装置側で強制的に通常観察画像に切り替えることによって、観察し易い画像にすることができ、術者が切り替える操作を不要にできる。従って本実施例によれば、操作性が向上する。

#### 【0187】

なお、本実施例の変形例として、明るさ判定部 171 の明るさが閾値  $V_{th}$  より大きく、通常画像観察モードに切り替える程には暗くない場合において、その場合の画面（シーン）の明るさに応じて例えば色調整部 440 の色調の係数を切り替えるようにした係数設定切替手段を形成しても良い。

この場合の動作の一部を図 40 に示す。ここでは、簡単な例として、閾値  $V_{th}$  以上の 2 つの明るさレベルの場合で説明するが、3 つ以上の明るさレベルの場合にも同様に適用することができる。2 つの明るさを分ける閾値を  $V_{th2}$  とする。

図 39 のステップ S 2 4 において、明るさが閾値  $V_{th}$  以上である場合には、ステップ S 2 7 に示すように明るさ判定部 171 はさらにその明るさが第 2 の閾値  $V_{th2}$  以下であるか否かの判定を行う。

#### 【0188】

そして、この閾値  $V_{th2}$  より大きい場合には図 39 の場合と同様にステップ S 2 5 に進む（ここでは、簡単化のため、閾値  $V_{th2}$  より大きい場合に適した色調に設定されているとする）。

一方、現在の明るさが閾値  $V_{th2}$  より小さい場合には、制御部 42 は、ステップ S 2 8 に示すように明るさに適した係数切替を行うか否かの表示を行い、ユーザに切替を行うか否かの判定を待つ。そして、切替が選択された場合には、ステップ S 2 9 に示すように制御部 42 は、その明るさに適した色調の係数にする係数切替を行った後、ステップ S 2 5 に進む。また、切替が選択されない場合にもステップ S 2 5 に進む。その他の処理は図 39 の場合と同様である。

#### 【0189】

本変形例によれば、シーンの明るさに応じて適切な色調で表示することができる。例えば暗くなった場合には明るい場合の色調の場合よりも、例えば彩度を上げるように係数切替を行う。このようにすることにより、明るさが低下した場合でも、明るい場合における色調から生体の特徴量を視認し易くする機能を維持することができる。

なお、予めシーンの明るさの値に応じてその色調の係数を切り替えて表示する色調モードの選択を行い、この色調モードがユーザにより選択された場合には、自動的にシーンの明るさの値に応じてその色調の係数を切り替えて表示できるような構成にしても良い。

#### 【0190】

なお、本実施例においては分光画像からその明るさを判定する構成にしていたが、通常画像の明るさから分光画像の明るさを推定し、ある閾値以下となった場合に通常観察モードに切り替えるようにすることもできる。

#### 【0191】

本実施例においては、分光画像の明るさが暗い画像状態に対応する所定値以下になった場合には通常観察モードに切り替えるようにしていたが、以下の実施例 4 のようにしても良い。

#### 【実施例 4】

#### 【0192】

次に図 41 から図 43 を参照して本発明の実施例 4 を説明する。図 41 は、本発明の実施例 4 に係る電子内視鏡装置 100 の構成を示す。本実施例の電子内視鏡装置 100 は、図 37 の構成において、明るさ判定部 171 の代わりに色調を判定する色調判定部 172 を備えている。

10

20

30

40

50

また、本実施例では、実施例 1 等に用いている同時式の光源部 4 1 でなく、面順次方式の光源部 4 1 B を備えている。

この光源部 4 1 B 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、R G B 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 に接続されている。そして、光源部 4 1 B は、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絞り 2 5 により制限し、光量を変化させる。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される。

#### 【0193】

本実施例における光源部 4 1 B 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、R G B 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、つまり R・G・B の面順次照明光として、光源部 4 1 B から出射される。また、R・G・B の面順次の照明光は、ライトガイド 1 4 を経て被検体内に照射され、その反射光が、C C D 2 1 で受光される。

この場合の C C D 2 1 は、カラーフィルタが設けられていないモノクロの C C D 2 1 であり、この C C D 2 1 で得られた信号（撮像信号）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。

#### 【0194】

つまり、光源部 4 1 から R のフィルタを介した R 照明光が照射された場合には、C C D 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、カラーフィルタを設けた C C D 2 1 を採用した場合には、図 3 7 のように同時式の光源部 4 1 を採用することができる。

また、上記色調判定部 1 7 2 は、図 4 2 に示すように検出しようとする色調に対応した色調範囲を設定する（第 1 の）色相 / 彩度設定部 1 7 3 と、この色相 / 彩度設定部 1 7 3 により設定された色調範囲の条件に該当するか否かの判定を行う色相 / 彩度判定部 1 7 4 とを有する。

この場合、色相 / 彩度設定部 1 7 3 による色調範囲は、キーボード 4 5 1 その他から制御部 4 2 を介して入力され、ユーザ等が設定することができる。また、色相 / 彩度判定部 1 7 4 には、マトリックス演算部 4 3 6 からの分光画像信号 F 1、F 2、F 3 が入力される。そして、色相 / 彩度判定部 1 7 4 は、これらの信号が色相 / 彩度設定部 1 7 3 により設定された色調範囲内に含まれるか否かの判定を行い、その判定結果を制御部 4 2 に出力する。

#### 【0195】

制御部 4 2 は、判定結果に応じて切換部 4 3 9 の切換などの制御を行う。

#### 【0196】

例えば、色調判定部 1 7 2 に入力される現在の分光画像信号の色調が、この色調判定部 1 7 2 内の色相 / 彩度判定部 1 7 4 により判定された色調範囲内になることが 1 フレーム分で所定面積以上検出されると、色相 / 彩度判定部 1 7 4 は、この色調範囲内になったとの判定信号を制御部 4 2 に出力する。

すると、制御部 4 2 は、通常画像観察モードに強制的に切り替え、かつ切換部 4 3 9 を切り換えて、通常画像に相当するカラー画像信号が表示モニタ 5 に出力されるように制御する。

また、本実施例においては、この色調判定部 1 7 2 に、第 2 の色相 / 彩度設定部 1 7 5 が設けてある。この第 2 の色相 / 彩度設定部 1 7 5 は、キーボード 4 5 1 等から制御部 4 2 を介して検出しようとする色調が登録されている。

#### 【0197】

また、実際に取り込んだ分光画像信号データから検出しようとする色調に対応した色調範囲を登録設定することもできるようにしている。

つまり、検出しようとする典型的な分光画像信号データが存在する場合には、キーボー

10

20

30

40

50

ド 4 5 1 等の取り込み指示により、制御部 4 2 を介してその画像データを第 2 の色相 / 彩度設定部 1 7 5 に取り込む。この場合、必要に応じてそのデータを加工してそれに近い色調を検出するための色調範囲の設定を行うこともできる。そして、ユーザは、( 第 1 の ) 色相 / 彩度設定部 1 7 3 或いは第 2 の色相 / 彩度設定部 1 7 5 における優先したい色調範囲で色調判定を行わせることができる。

このようにして第 2 の色相 / 彩度設定部 1 7 5 には、種々の色調を登録することができるようにしている。

#### 【 0 1 9 8 】

本変形例の場合における動作を次に説明する。本変形例では、図 3 9 におけるステップ S 2 4 における検出された明るさが閾値  $V_{th}$  以下になったか否かの判定を行う代わりに色調判定部 1 7 2 により検出される色調が所定の色調範囲になったことが 1 画面中で一定面積以上検出されたか否かの判定を行う。

そして、所定の色調範囲になったことが一定値以上検出された場合には、制御部 4 2 は、分光画像観察モードから強制的に通常観察モードに切り替える制御を行う。その他は、図 3 9 で説明した場合と同様の動作である。

本実施例によれば、分光画像観察モードよりも通常画像観察モードの方が望ましいような所定の色調になった場合には、強制的に通常画像観察モードに設定することができる。

例えば分光信号カラー画像は、大腸内視鏡検査の場合、食べかすや大便など、所謂残渣が残っていると、この残渣が出血色のように赤く表示される。これは、残渣が青い光を強く吸収し、緑の光を強く反射することに起因する。通常、大腸内視鏡検査の前に、前処置として大便などは洗浄される。

#### 【 0 1 9 9 】

しかし、大腸の状態によっては完全に洗浄されない、あるいはかなりの量の残渣が残っていることも有る。

このような場合、分光カラー画像のままであると、検査に適した状態の視野の確保が困難となる場合があり、そのような場合には強制的に見慣れている通常画像が表示される通常画像観察モードに戻すことが望ましい。

本実施例では、そのような場合、信号処理制御手段内に上記のような色調検出手段、より具体的には、例えば色相と彩度を検出する手段とが設けてある。そして、残渣が画面上の一定以上の面積を占めると判断した場合には、観察モード切替手段を通常観察モードへ復帰させる ( 或いは切り替える ) 制御を行う。

#### 【 0 2 0 0 】

なお、本実施例の変形例として、上記第 2 の色相 / 彩度設定部 1 7 5 に複数の色調、或いは検出したいものを設定し、分光画像観察モード中において、それらの内の 1 つが検出された場合には、制御部 4 2 は通常観察モードへ復帰させる制御を行うようにしても良い。上記のような残渣の他に、胆汁が多量あり、生体組織の粘膜を分光画像として適切に観察できないような場合とか、色差散布により、その色素の色調が分光画像に大きな影響を及ぼす場合のように分光画像観察モードに適さないような場合には通常画像観察モードに強制的に復帰させることが望ましい。

この場合の動作の一部を図 4 3 に示す。図 4 3 は、図 3 9 のステップ S 2 4 の判定処理部分を変更した処理となっている。

#### 【 0 2 0 1 】

なお、この動作を開始させる前に、ユーザは、キーボード 4 5 1 等からの指示操作により、第 2 の色相 / 彩度設定部 1 7 5 に、検出したい色調として、例えば残渣、胆汁、典型例な色素散布による着色された色素の色調データを登録しておく。

そして、ユーザは、例えばこれら残渣、胆汁、色素による色調のいずれかを所定量以上、検出した場合には、通常観察モードへ復帰させる設定モードを選択しているものとする。

図 3 9 のステップ S 2 3 と同様に分光画像観察モードに切り替えられた後、色調判定部 1 7 2 は、所定の色調になったかを監視する状態になる。つまり、ステップ S 2 4 a に示すように現在の分光画像の色調が残渣の色調か否かを判定し、残渣の色調に一定面

10

20

30

40

50

積以上なっていると判定すると、ステップ S 2 6 に示すように制御部 4 2 は通常画像観察モードに強制的に切り替える。

また、現在の分光画像の色調が残渣の色調でない場合には、ステップ S 2 4 b に進み、胆汁の色調か否かを判定し、胆汁の色調に一定面積以上なっていると判定すると、ステップ S 2 6 に示すように制御部 4 2 は通常画像観察モードに強制的に切り替える。

【 0 2 0 2 】

また、現在の分光画像の色調が胆汁の色調でない場合には、ステップ S 2 4 c に進み、色素で着色された色調か否かを判定し、色素で着色された色調に一定面積以上なっていると判定すると、ステップ S 2 6 に示すように制御部 4 2 は通常画像観察モードに強制的に切り替える。

10

【 0 2 0 3 】

また、現在の分光画像の色調が色素で着色された色調でない場合には、ステップ S 2 5 に進み、制御部 4 2 は観察モードの切替指示を待つ状態となる。

本変形例によれば、分光画像観察モードのままで観察を行うのに適しない色調になった場合に強制的に通常画像観察モードに切り替えることができ、ユーザが切り替える手間を省くことができる。従って、本変形例によれば操作性が向上する。

また、上述した実施例では、R G B 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、C C D の電子シャッターを調整（利用）する方法もある。

【 0 2 0 4 】

20

C C D 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。この電荷を蓄積する電荷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による電荷蓄積時間を調節することで、電荷の蓄積量、即ち信号量を調整することができる。つまり、図 4 4 に示すように、電荷蓄積時間を順次変化させた状態での R G B カラー画像を得ることで、照明光量の制御の場合と同様の分光画像を得ることができる。

【 0 2 0 5 】

なお、図 4 4 においては、面順次照明の場合で示している。この場合、上側が R , G , B の照明状態を示し、下段が電子シャッターによる電荷蓄積時間を示す。

即ち、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、電子シャッターによる電荷蓄積時間を変化させることにより、R G B カラー信号の飽和を避けることが可能である。

30

【 0 2 0 6 】

なお、電子シャッターは同時式の場合に適用することもできる。

【 0 2 0 7 】

また、本変形例の変形例として以下のようにしても良い。

この変形例は、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。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、本変形例では、C C D 2 1 の電荷蓄積時間を変化させることができる C C D ドライブ回路 4 3 1 を有していることになる。

40

本変形例の動作としては、図 4 5 に示すように、R G B 回転フィルタ 2 3 を介してそれぞれの照明光が照射された場合に、C C D 2 1 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 C C D 2 1 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。

【 0 2 0 8 】

例えば、( 2 1 ) 式にて示されたマトリックス処理を行う場合の F 3 擬似フィルタ画像は、通常内視鏡にて得られる R G B 画像から、

( 数 2 5 )

50

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

の演算を行うので、図43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26)

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

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3と同様の分光画像を得ることができる。

#### 【0209】

本変形例によると、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、カラー画像信号の作成に面順次方式  
10  
を利用しており、さらに電子シャッターを用いてカラー画像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436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5】

#### 【0210】

次に図46から図48を参照して本発明の実施例5を説明する。図46は本発明の実施例5の電子内視鏡装置100を示す。本実施例の電子内視鏡装置100は、例えば図4の電子内視鏡装置100において、本体処理装置43の構成を一部変更して、例えば表示モニタ106に通常観察画像と分光画像とを同時に表示することもできる構成にしている。  
20  
以下に説明するように切り替えて一方の画像を表示することは勿論、両方を例えばサイズを変更して表示する表示状態制御手段若しくは表示制御手段を設けている。

図46に示すように例えば色信号処理部435から出力される色信号R、G、Bは重畳部181に入力され、色信号R、G、Bは、重畳部181により積算部438a~438cの出力信号F1~F3と重畳される。重畳された信号はR、G、Bで示されている。信号R、G、Bは、ホワイトバランス回路182に入力され、ホワイトバランス回路182からホワイトバランス調整された信号Rwb、Gwb、Bwbとして出力される。

#### 【0211】

なお、図46において、実線では積算部438a~438cの出力信号F1~F3が重畳部181に入力されるようにしているが、2点鎖線で示すように色調整部440を通して色調整した信号にした後、重畳部181に入力するようにしても良い。  
30

これらの信号Rwb、Gwb、Bwbは、補正回路183に入力され、補正された信号R、G、Bとなり、第1色変換回路184に入力され、輝度信号Yと色差信号R-Y、B-Yに変換される。

#### 【0212】

そして、輝度信号Yは、強調回路185により輪郭強調された輝度信号Yehとなり、色差信号R-Y、B-Yと共に、第2色変換回路186に入力され、この第2色変換回路186により、色変換されて、色信号R、G、Bが生成される。

#### 【0213】

そして、色信号R、G、Bは、表示モニタ106のR、G、Bの各チャンネルに入力され、表示モニタ106には、対応する画像が表示される。  
40

#### 【0214】

本実施例におけるたとえば重畳部181には、一方の信号のみを選択して出力する選択回路と、拡大/縮小を行う拡大/縮小回路181aが内蔵されている。そして、制御部42は、ユーザによるキーボード451その他からの表示制御信号に応じて一方の信号のみを重畳部181から出力させる。そして、表示モニタ106には、選択された一方の画像が表示される。

#### 【0215】

また、この表示制御信号に応じて重畳部181は、色信号処理部435から出力される色信号R、G、B 或いは積算部438a~438cの出力信号F1~F3の画  
50

像サイズを拡大／縮小する調整を行い、両画像を重畳して出力する。このように本実施例においては表示モニタ１０６に表示される画像等を制御する表示状態制御手段若しくは表示制御手段が形成されている。

例えば図４６の表示モニタ１０６においては、色信号処理部４３５から出力される色信号Ｒ、Ｇ、Ｂ側からの通常画像はそのままのサイズで、これに対して積算部４３８ａ～４３８ｃの出力信号Ｆ１～Ｆ３側からの分光画像は小さいサイズに調整された状態で、両画像が同時に表示される例が示されている。

#### 【０２１６】

また、本実施例では、図４７、図４８で示すように表示モニタ１０６に実際に表示されている画像が通常画像であるか分光画像であるかを確認できるように、画像の付近に確認用の情報を明示的に表示するようにしている。つまり、各観察モードに対応した画像を表示する場合、その観察モードに対応した画像付近にその観察モード或いは画像の種類を表示する観察モードの表示手段を設けている。なお、本実施例におけるマトリックス演算部（図４６においてはＭＸ演算部と略記）４３６は、図４における係数制御部４４２及びＬＵＴ４４３の機能を内蔵している。

その他の構成は、例えば図４と同様の構成である。図３２では、観察モードの切替により１つの観察モードが択一的に選択された場合で説明したが、本実施例では２つの観察モードを同時に選択して、２つの観察モードにより得られる画像を同時に表示する場合にも対応している。

図４７は、ユーザによる観察モード或いは表示方法の選択制御により、表示モニタ１０６に表示される画像表示例を示す。

#### 【０２１７】

図４７（Ａ）及び図４７（Ｂ）は、表示モニタ１０６に通常画像のみ、或いは分光画像のみをそれぞれ表示させた場合を示す。この場合は、例えば図３２（Ａ）及び図３２（Ｂ）と同じような表示形態を採用している。

また、図４７（Ｃ）は、通常画像を大きなサイズで表示し、分光画像を小さなサイズにして両画像を重畳して表示した場合を示す。つまり、通常画像を親画面で、分光画像を子画面で表示したピクチャインピクチャで表示した例を示す。

図４７（Ｄ）は、図４７（Ｃ）における通常画像と分光画像のサイズを入れ替えて表示した場合を示す。

このように本実施例によれば、通常画像と分光画像とを同時に表示することもできるようにしているので、よりユーザによる選択肢が広がり、操作性が向上する。

#### 【０２１８】

また、本実施例では一方の画像のみを表示する場合にも表示モニタ１０６の解像度等に応じて拡大等して表示できるようにしているので、表示モニタ１０６の表示面の解像度等が異なるような場合にも適切な大きさで表示させることができる。また、各画像の例えば下には、その画像の観察モード或いは画像の種類を表示して、ユーザが容易に確認できるようにしている。ここでは、通常画像の場合をＮＩ、分光画像の場合をＮＢＩで明示的に示している。

なお、図４７では、通常の表示モニタ１０６の場合で説明したが、例えば横長の表示面を有する表示モニタに表示するようにしても良い。

図４８（Ａ）は横長の表示面を有する表示モニタ１０６にて、通常画像と分光画像とを同時に表示した様子を示す。この場合にも、表示サイズを調整することにより、図４８（Ａ）に示すように比較的大きなサイズで表示することが可能となる。

#### 【０２１９】

また、図４８（Ｂ）に示すように２つの表示モニタ１０６Ａ、１０６Ｂを用意して、それぞれに通常画像と分光画像を表示してもよい。また、その表示を入れ替えるようにしても良い。

また、表示する分光画像は一つの波長のみのものを選択して表示してもよいし、実施例２等のように、２、ないし３つの分光画像を使つての擬似カラー表示でも良い。

10

20

30

40

50

また、本実施例における観察モードの表示例としては2つの観察モードの画像を両方表示した場合にも確認し易いように表示する例を説明したが、一方のみの観察モードの画像を表示する場合には、図32(D)～図32(F)のようにしても良い。

なお、通常画像と分光画像とを同時に表示する場合の構成としては、図46のものに限定されるものでなく、例えば図4の構成において、一方の画像の選択を行う切換部439の代わりに一方の画像の選択と両画像の合成(重畳)を行う図46の重畳部181を採用することにより、ほぼ同様の作用効果を得ることができる。

【実施例6】

【0220】

図49及び図50は本発明の実施例6に係り、図49は色フィルタの配列を示す図、図50は図49の色フィルタの分光感度特性を示す図である。 10

実施例6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。

本実施例は、主として実施例1とCCD21に設けられた色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の原色型色フィルタが用いられたのに対し、本実施例では、補色型の色フィルタを用いる。

この補色型色フィルタの配列は図49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、原色型色フィルタの各要素と補色型色フィルタの各要素の関係は、 $Mg = R + B$ 、 $Cy = G + B$ 、 $Ye = R + G$ となる。

【0221】

この場合、CCD21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、原色型色フィルタについての(1)式～(8)式及び(19)式～(21)式について、補色型色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。

【0222】

[数27]

$$\begin{pmatrix} \mathbf{G} & \mathbf{Mg} & \mathbf{Cy} & \mathbf{Ye} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \\ d_1 & d_2 & d_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{F}_1 & \mathbf{F}_2 & \mathbf{F}_3 \end{pmatrix} \quad \dots(27)$$

30

[数28]

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

40

[数29]

$$\begin{aligned} k_G &= \left( S( ) \times H( ) \times G( ) d( ) \right)^{-1} \\ k_{Mg} &= \left( S( ) \times H( ) \times Mg( ) d( ) \right)^{-1} \\ k_{Cy} &= \left( S( ) \times H( ) \times Cy( ) d( ) \right)^{-1} \\ k_{Ye} &= \left( S( ) \times H( ) \times Ye( ) d( ) \right)^{-1} \quad \dots(29) \end{aligned}$$

[数30]



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

[ 数 3 1 ]

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

10

[ 数 3 2 ]

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

20

[ 数 3 3 ]

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

30

40

また、図 5 0 は、補色型色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 ( 2 7 ) 式乃至 ( 3 3 ) 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。

【 0 2 2 3 】

なお、補色型色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 ・ M g ・ C y ・ Y e について行われることは言うまでもない。

また、補色型色フィルタを使った場合でも式 ( 9 ) ~ ( 1 8 ) で示したマトリックス推定方法が適用できる。この場合、補色型色フィルタの数が 4 つである場合には、式 ( 1 4 ) 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

50

、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。

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、補色型色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。

#### 【0224】

なお、本発明は、上述した実施例を種々組みあわせて用いても良く、またその趣旨を逸脱しない範囲での変形も可能である。

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  
10  
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良い。

これにより、図4に示す内視鏡装置本体105に設けられたキーボード451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ようにしても良い。この場合、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。

#### 【0225】

なお、上述の各実施例等においては、分光画像信号を生成する場合、CCD21により撮像された撮像信号から生成されるカラー画像信号として、色信号とも呼ばれるRGB信号の場合で主に説明したが、輝度信号と色差信号とからなるカラー画像信号から分光画像信号を生成するようにしても良い。

#### 【0226】

なお、上述した各実施例等においては、光源部31からの照明光を内視鏡101のライトガイド14により導光し、ライトガイド14の先端面から被検体としての例えば生体組織等に（導光した）照明光を照射することにより、被検体を照明する例で説明した。

#### 【0227】

本発明はこれに限定されるものでなく、例えば内視鏡101の先端部103に発光ダイオード（LEDと略記）を配置し、このLEDから照射した照明光で被検体を照明するようにしても良い。つまり、この場合には、光源部或いは照明部が内視鏡101に設けられた例となる。

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0228】

カラー画像信号（生体信号）から電氣的な信号処理により分光画像信号（分光信号）を生成し、さらに色調の調整手段や係数切替手段を設けているので、観察しようとする生体組織が異なるような場合にも信頼性が高い状態を確保でき、操作性が良い状態での画像表示ができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0229】

【図1】図1は、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】図2は、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】図3は、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】図5は、図4のチョッパーの外観を示す外観図。

【図6】図6は、図4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7は、図6の色フィルタの分光感度特性を示す図。

【図8】図8は、図4のマトリックス演算部の構成を示す構成図。

10

20

30

40

50

【図 9】図 9 は、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】図 10 は、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 12 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 13】図 13 は、白色光の各バンドの分光特性を示す図。

【図 14】図 14 は、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 15 は、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 16 は、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 17 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 18】図 18 は、図 17 の各分光画像を示す第 1 の図。

【図 19】図 19 は、図 17 の各分光画像を示す第 2 の図。

【図 20】図 20 は、図 17 の各分光画像を示す第 3 の図。

【図 21】図 21 は、図 21 は図 4 の色調整部の構成を示すブロック図。

【図 22】図 22 は、図 21 の色調整部の作用を説明する図。

【図 23】図 23 は、図 4 の色調整部の変形例の構成を示すブロック図。

【図 24】図 24 は、図 17 の分光画像の第 1 の変形例の分光特性を示す図。

【図 25】図 25 は、図 17 の分光画像の第 2 の変形例の分光特性を示す図。

【図 26】図 26 は、図 17 の分光画像の第 3 の変形例の分光特性を示す図。

【図 27】図 27 は、分光画像観察モードに切り替えた場合、手動で係数切替を行う動作を示すフローチャート。

【図 28】図 28 は、係数切替を集中コントローラや音声入力で行えるようにした変形例の電子内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 29】図 29 は、内視鏡等に I D メモリを設けた場合の電子内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 30】図 30 は、図 29 の構成の場合における装置側の組み合わせにより係数切替を行う動作のフローチャート。

【図 31】図 31 は、図 30 における動作において、さらに観察モードの表示を行うようにした場合の動作の一部を示すフローチャート。

【図 32】図 32 は、通常画像と分光画像を表示した場合観察モードも明示的に表示した例を示す図。

【図 33】図 33 は、図 29 の構成の場合に観察モードの切替に連動してパラメータも変更設定する動作のフローチャート。

【図 34】図 34 は、図 33 の変形例の一部の動作のフローチャート。

【図 35】図 35 は、本発明の実施例 2 に係る電子内視鏡装置における色調整部周辺部の構成を示すブロック図。

【図 36】図 36 は、実施例 2 の変形例における色調整部周辺部の構成を示すブロック図。

【図 37】図 37 は、本発明の実施例 3 に係る電子内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 38】図 38 は、マトリックス演算部の構成を示すブロック図。

【図 39】図 39 は、実施例 3 における動作説明用のフローチャート。

【図 40】図 40 は、実施例 3 の変形例における動作の一部を示すフローチャート。

【図 41】図 41 は、本発明の実施例 4 に係る電子内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 42】図 42 は、図 41 における色調判定部の構成例を示すブロック図。

【図 43】図 43 は、実施例 4 の変形例における動作の一部を示すフローチャート。

【図 44】図 44 は、C C D の電子シャッターによる電荷蓄積時間を示す説明図。

【図 45】図 45 は、C C D の電子シャッターによる電荷蓄積時間をより具体的に示す説

10

20

30

40

50

明図。

【図 4 6】図 4 6 は、本発明の実施例 5 に係る電子内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 4 7】図 4 7 は、実施例 5 における表示モニタでの通常画像や分光画像の表示例を示す図。

【図 4 8】図 4 8 は、変形例における表示モニタでの通常画像や分光画像の表示例を示す図。

【図 4 9】図 4 9 は、本発明の実施例 6 に係る色フィルタの配列を示す図。

【図 5 0】図 5 0 は、図 4 9 の色フィルタの分光感度特性を示す図。

【符号の説明】

【 0 2 3 0 】

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

1 4 1 ... スコープスイッチ

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

4 4 1 ... 操作パネル

4 4 2 ... 係数制御部

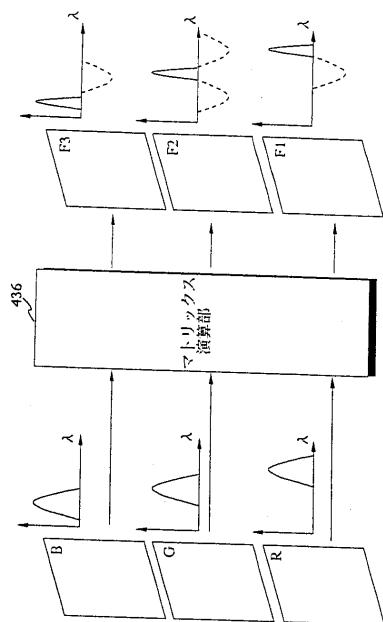
4 4 3 ... L U T

4 5 1 ... キーボード

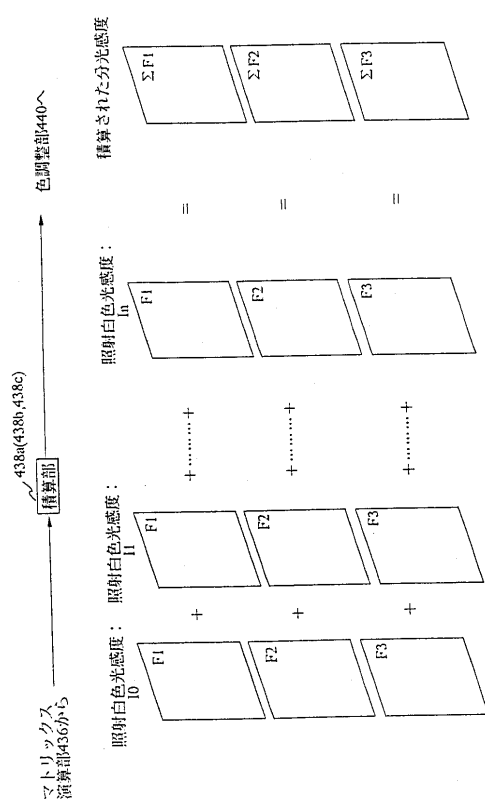
10

20

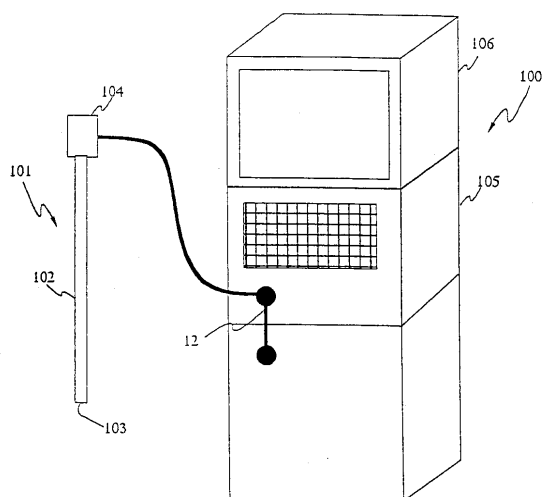
【圖 1】



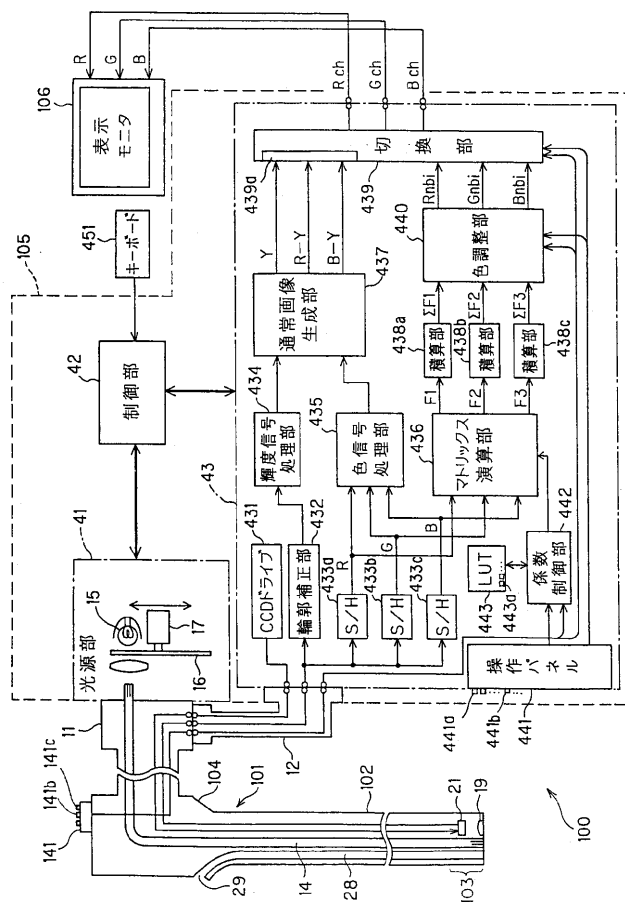
【 図 2 】



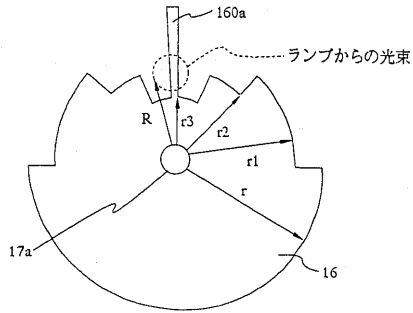
【 図 3 】



【 图 4 】



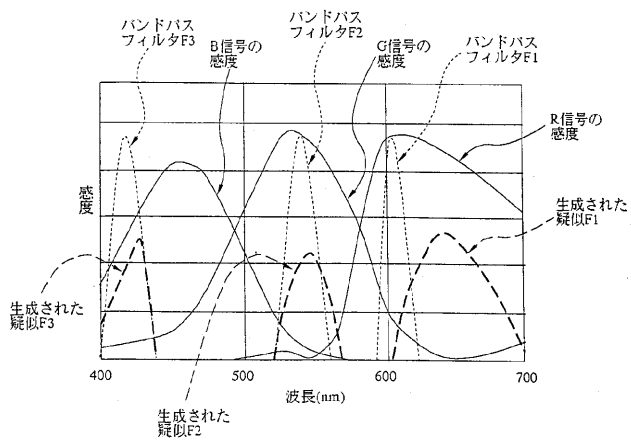
【図 5】



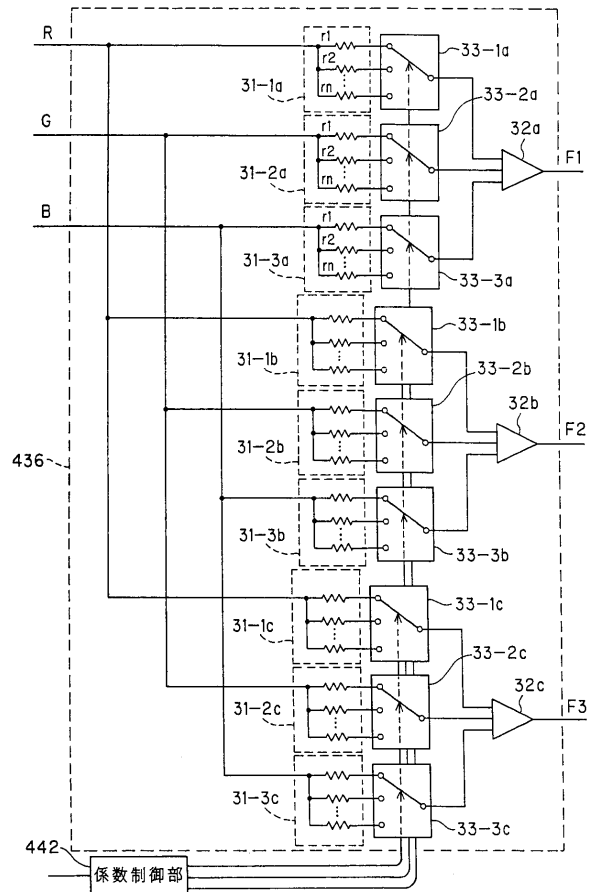
【図 6】

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

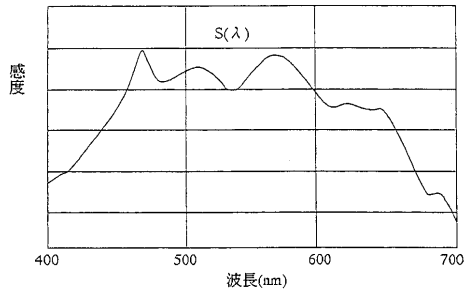
【図 7】



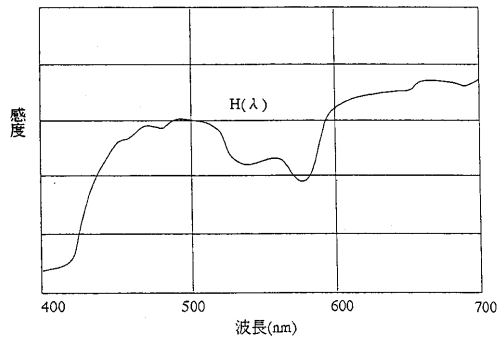
【図 8】



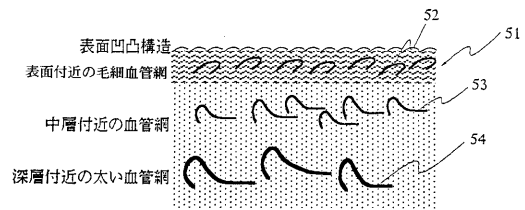
【図 9】



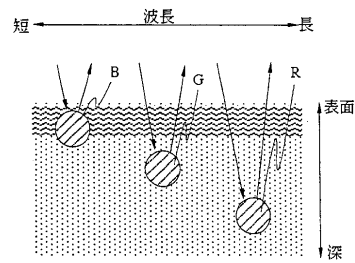
【図 10】



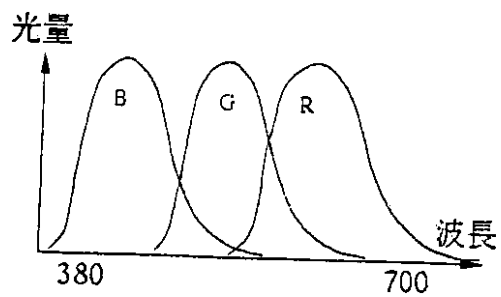
【図 11】



【図 12】



【図 13】



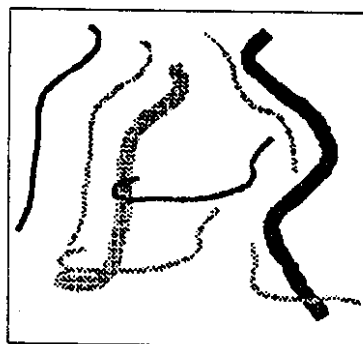
【図 15】



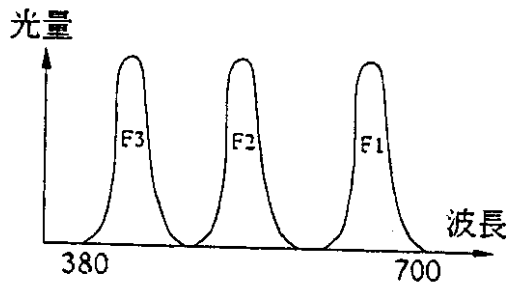
【図 14】



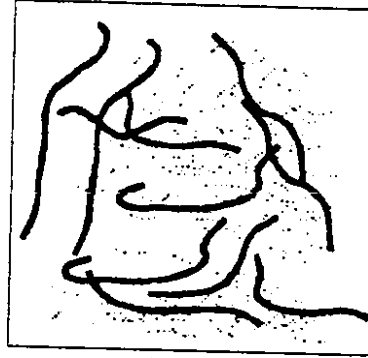
【図 16】



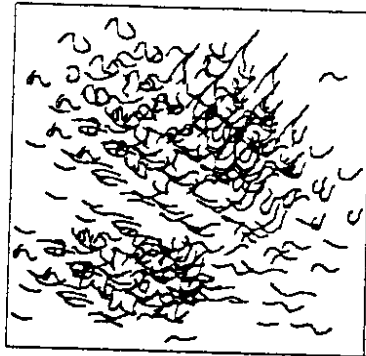
【図 17】



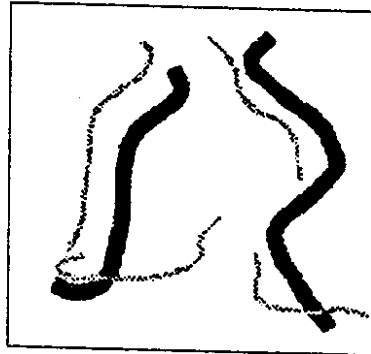
【図 19】



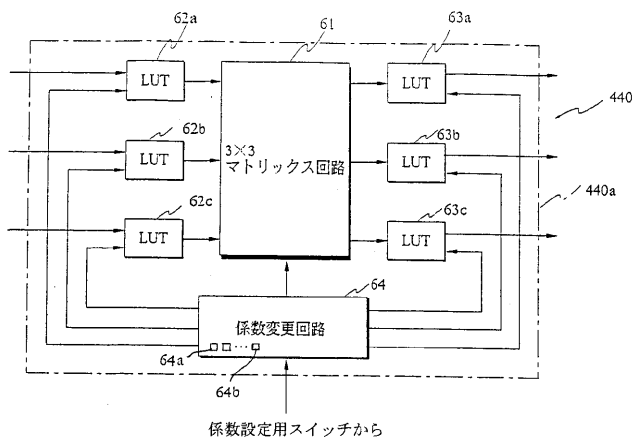
【図 18】



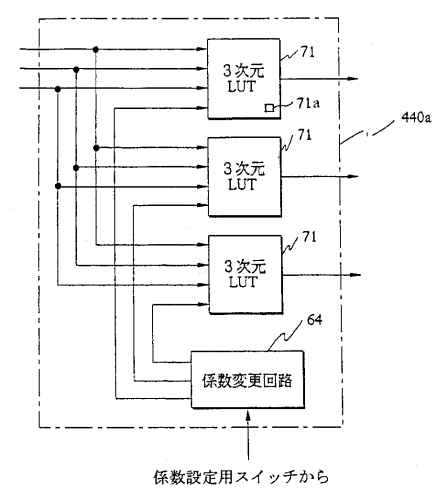
【図 20】



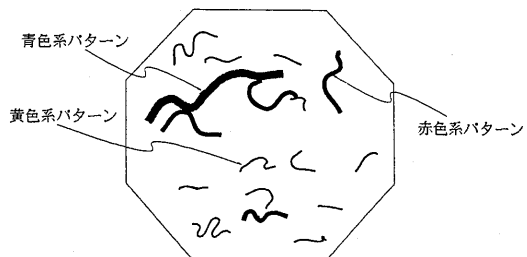
【図 21】



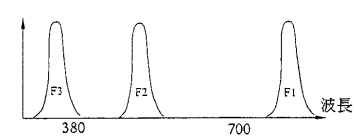
【図 23】



【図 22】

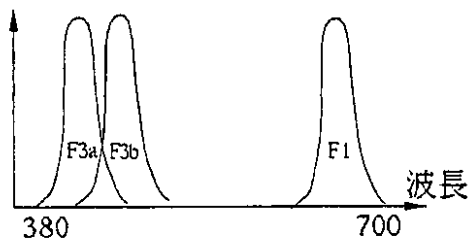


【図 24】

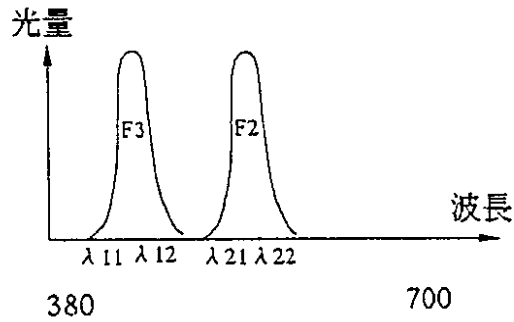




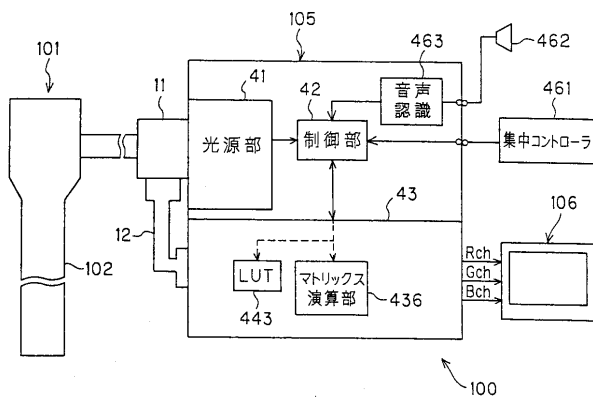
【図 25】



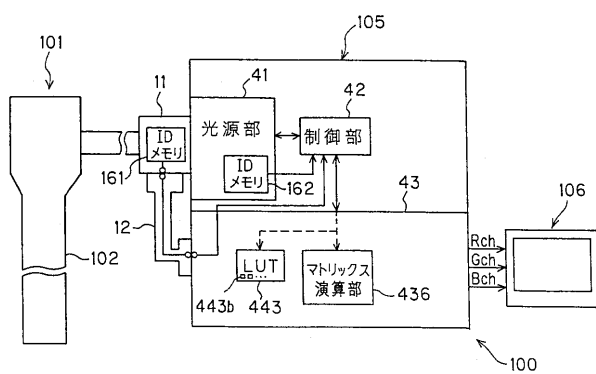
【図 26】



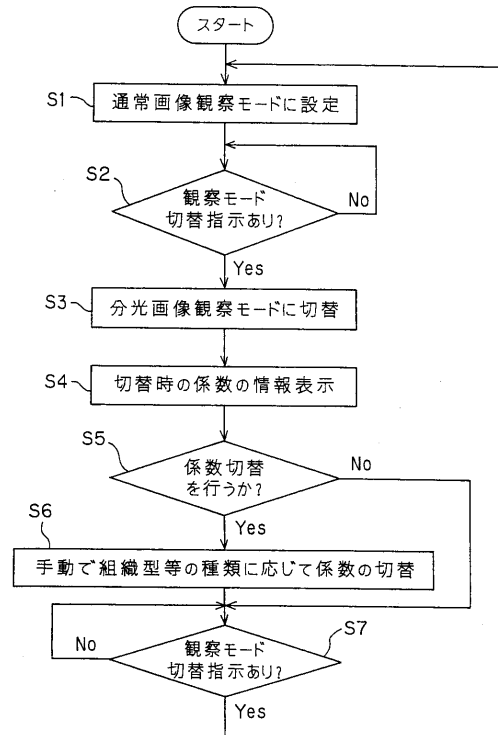
【図 28】



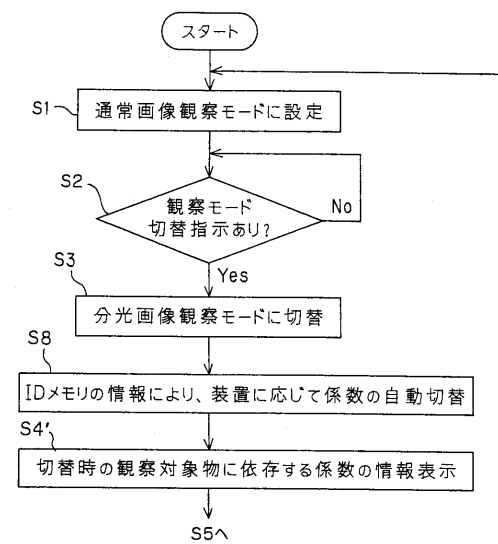
【図 29】



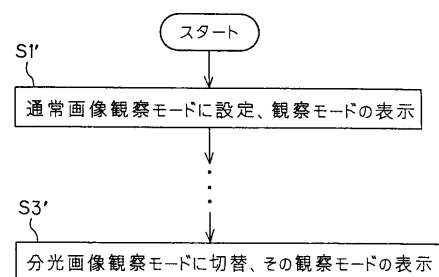
【図 27】



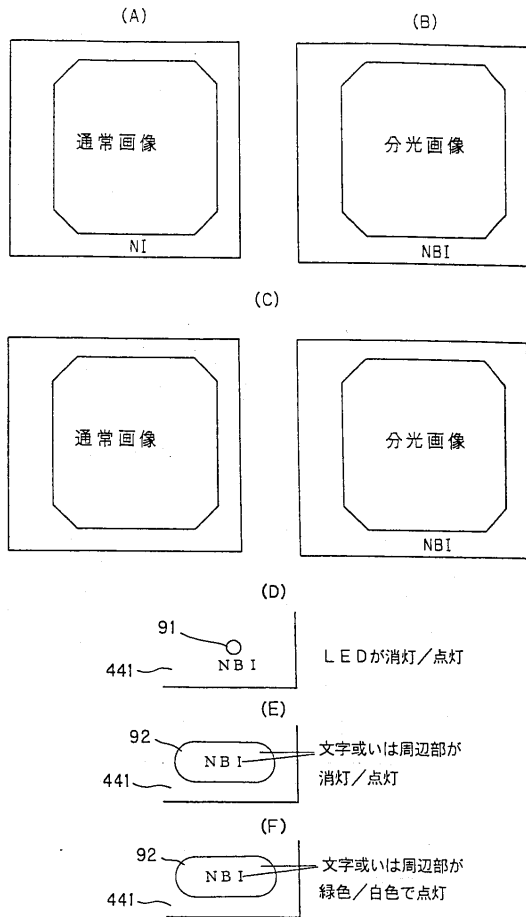
【図 30】



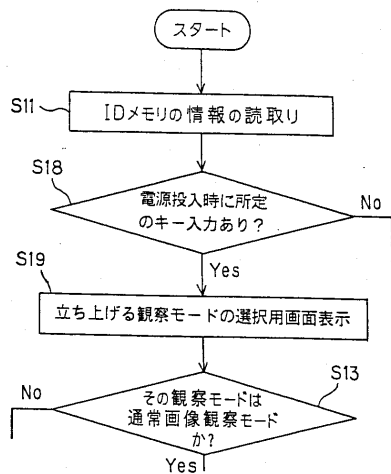
【図 31】



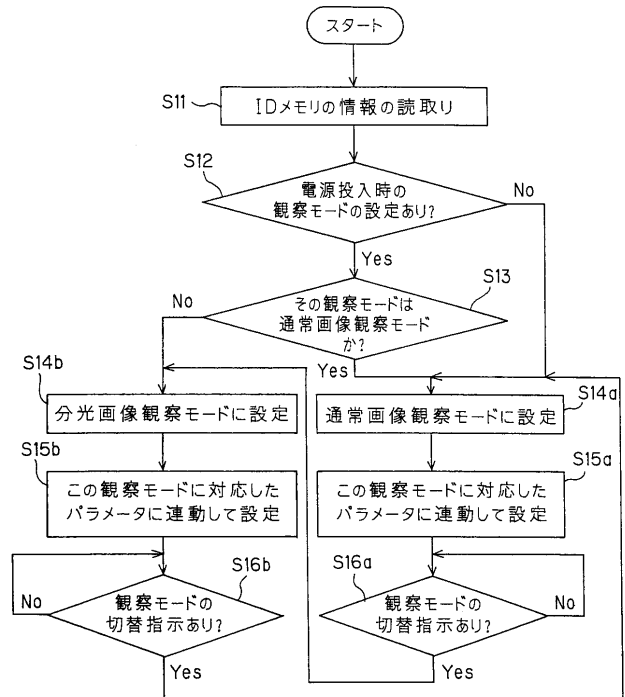
【図 3 2】



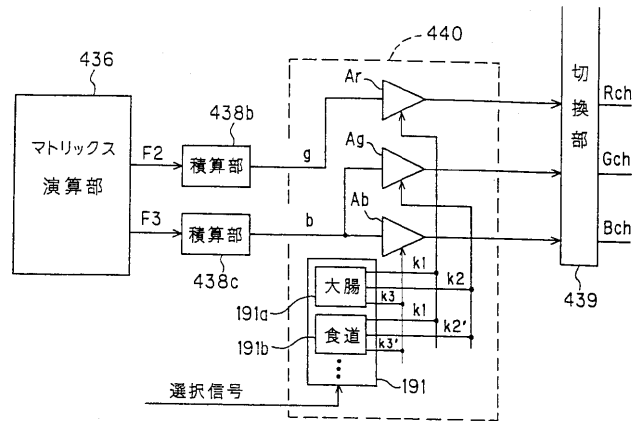
【図 3 4】



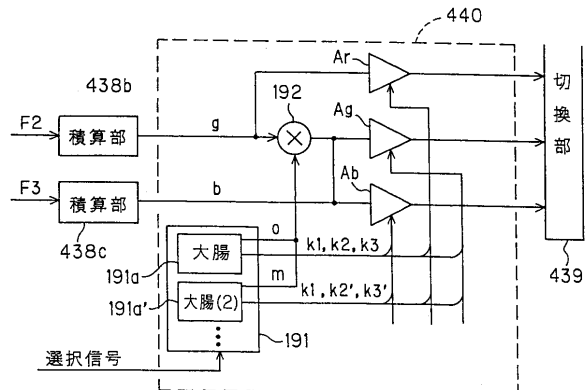
【図 3 3】



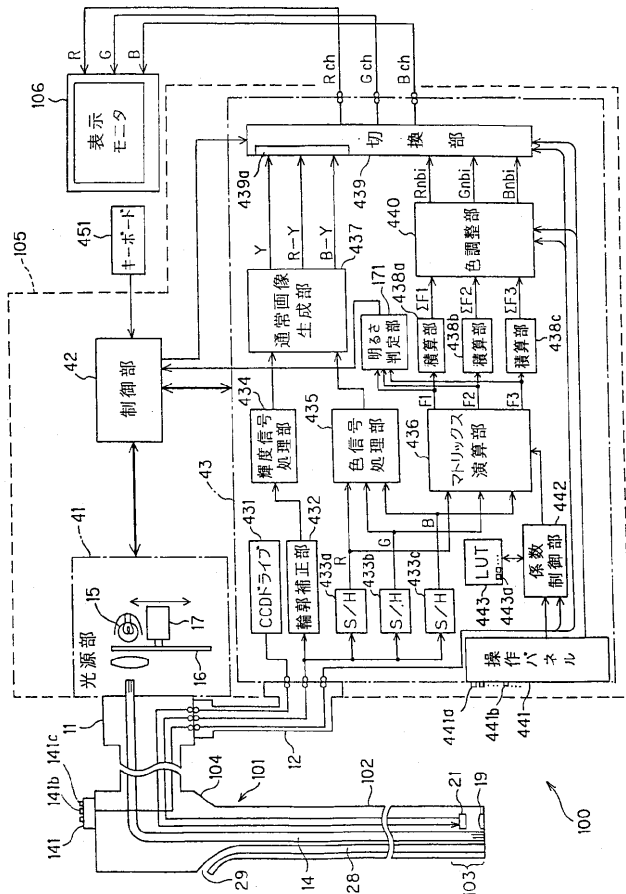
【図 3 5】



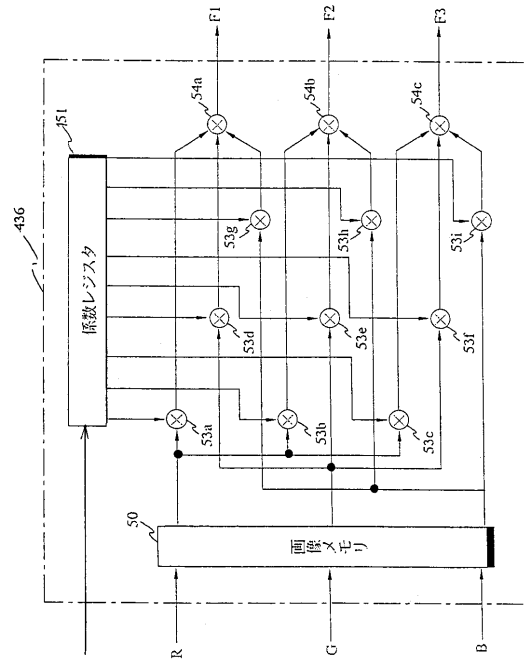
【図 3 6】



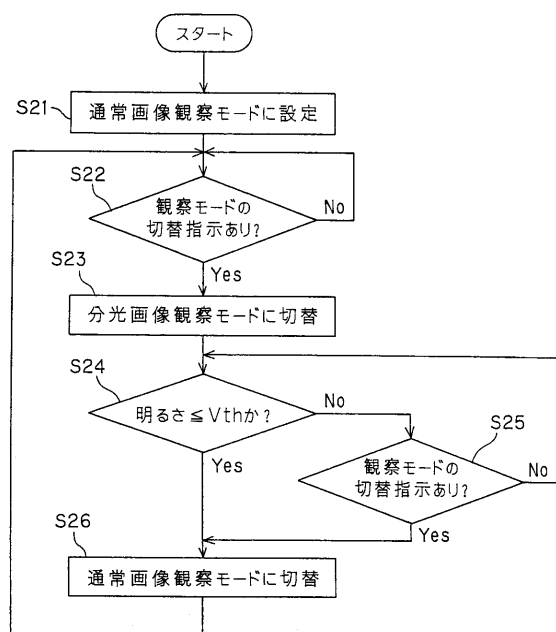
【図 37】



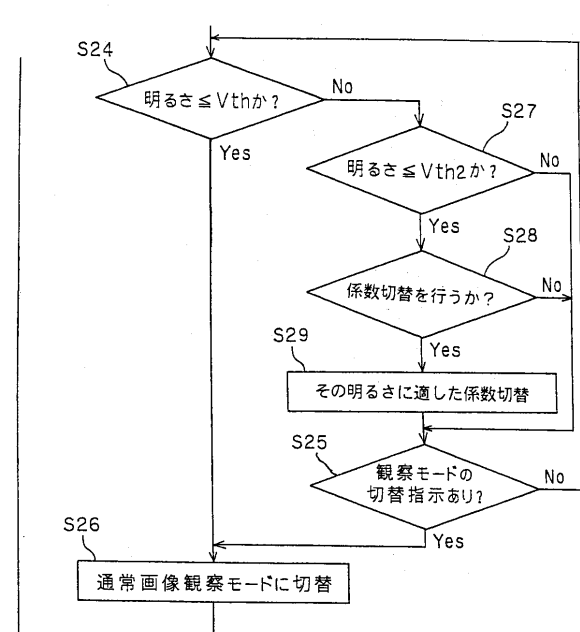
【図 38】



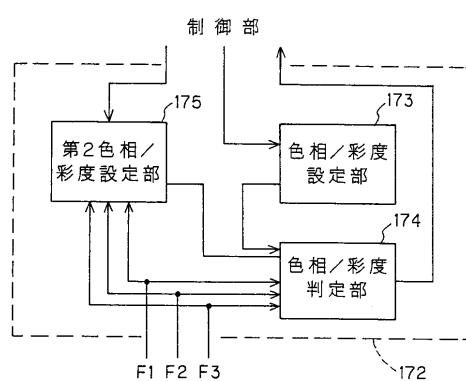
【図 39】



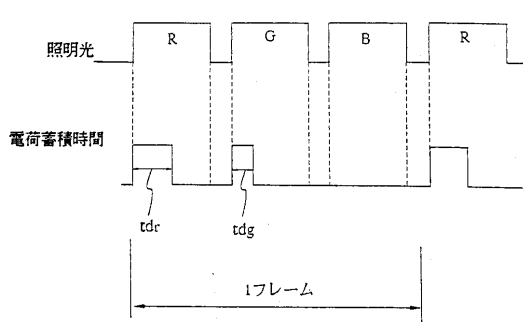
【図 40】



【 図 4 2 】

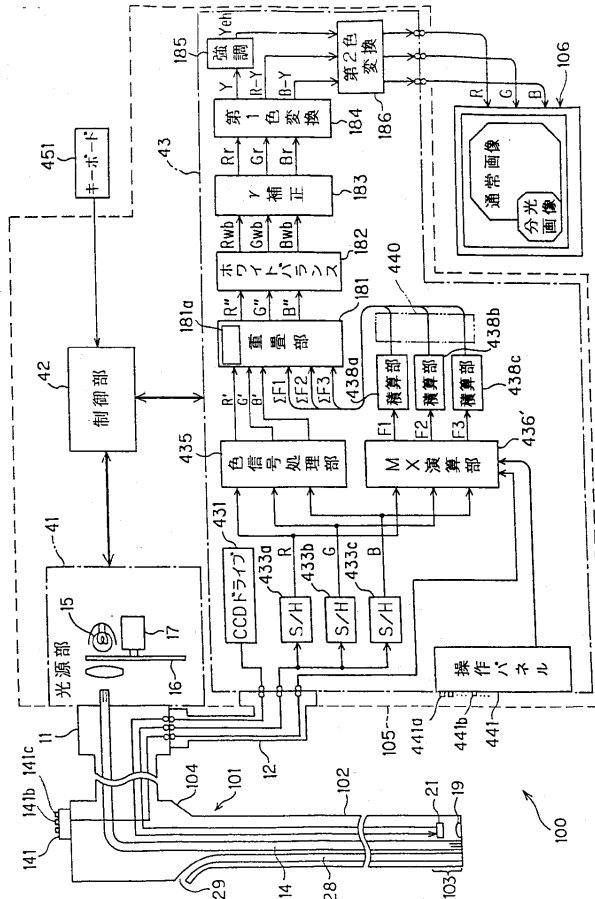


【 図 4 5 】



The diagram shows two horizontal timelines. The top timeline represents the color signals: Red (R), Green (G), and Blue (B). The bottom timeline represents the charge accumulation time, which is a series of rectangular pulses. An arrow points from the label '電荷蓄積時間' to the first pulse. Below the timelines, two horizontal double-headed arrows indicate the duration of '1フレーム' (1 frame), which is divided into two equal parts by a vertical dashed line.

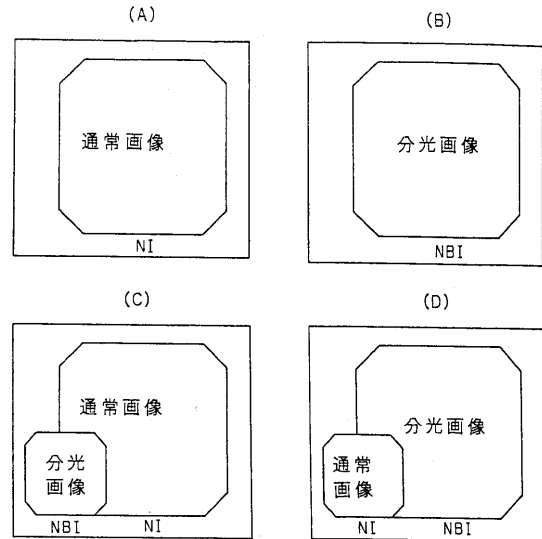
【図 46】



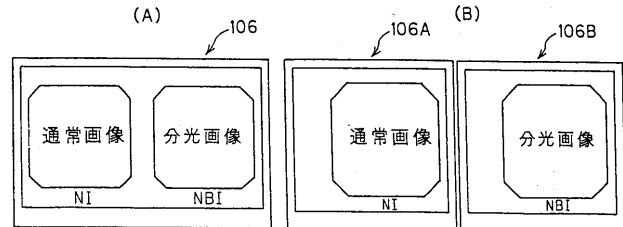
【図 49】

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

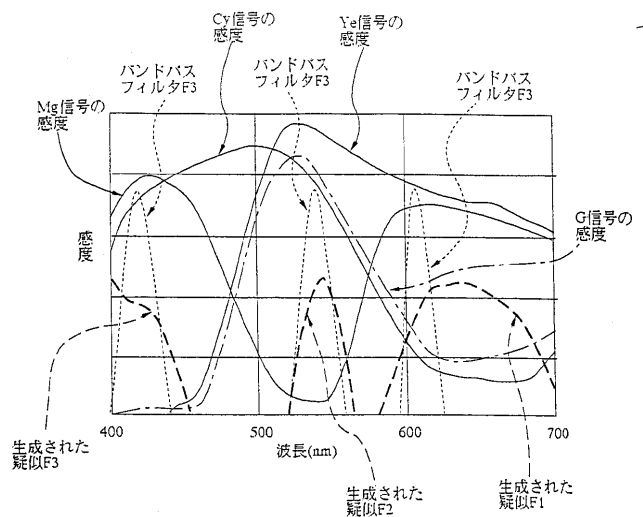
【図 47】



【図 48】



【図 50】



---

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 CA02 DA53 FA08 FA13 GA02 GA06 GA11

4C061 AA01 AA02 AA04 BB01 CC06 DD03 HH54 LL02 MM03 MM05

NN01 NN05 QQ02 QQ09 RR03 RR15 RR18 RR26 SS09 SS21

TT01 TT03 TT13 WW04 WW07 WW08 WW09 XX02

5C054 CC07 FB03 FC07 HA12

专利名称(译)	生物观察装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006341078A</a>	公开(公告)日	2006-12-21
申请号	JP2006077800	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 A61B1/00 A61B1/06 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.B A61B1/00.300.D A61B1/06.A H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/DA53 2H040/FA08 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/AA01 4C061/AA02 4C061/AA04 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ09 4C061/RR03 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR26 4C061/SS09 4C061/SS21 4C061/TT01 4C061/TT03 4C061/TT13 4C061/WW04 4C061/WW07 4C061/WW08 4C061/WW09 4C061/XX02 5C054/CC07 5C054/FB03 5C054/FC07 5C054/HA12 4C161/AA01 4C161/AA02 4C161/AA04 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS06 4C161/SS09 4C161/SS21 4C161/TT01 4C161/TT03 4C161/TT13 4C161/WW04 4C161/WW07 4C161/WW08 4C161/WW09 4C161/XX02		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2005140383 2005-05-12 JP		
其他公开文献	JP4409523B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种生物观察系统，其产生适当地对应于活体的不同组织等的光谱图像信号，并改善光谱图像的观察等中的操作性。ZSOLUTION：从镜体101的远端用光源部分41的灯15的白光照射对象。通过保持信号产生的R，G和B彩色图像信号，由CCD 21彩色成像因为主处理器43中的样本通过正常图像产生部分437等产生正常图像，并且通过矩阵运算单元436产生窄带的光谱信号F1，F2，F3。然后，光谱信号F1，F2通过颜色调整单元440将F3变成频谱信道图像信号Rnbi，Gnbi，Bnbi。操作以切换要显示的图像并设置为在矩阵运算单元436处将矩阵运算的系数切换到适当的一个，取决于通过操作操作面板441等来执行对象的种类。Z

