

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号  
特許第4951256号  
(P4951256)

(45) 発行日 平成24年6月13日 (2012. 6. 13)

(24) 登録日 平成24年3月16日 (2012. 3. 16)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/06 B

請求項の数 3 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2006-73183 (P2006-73183)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成18年3月16日 (2006. 3. 16)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2007-244681 (P2007-244681A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成19年9月27日 (2007. 9. 27)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成19年11月16日 (2007. 11. 16)		弁理士 伊藤 進
前置審査		(72) 発明者	山▲崎▼ 健二
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	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	浦崎 剛
			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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体である生体に白色の照明光を照射する照明部と、  
前記照明部からの前記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と、  
前記撮像部からの撮像信号に基づいて、表示装置に画像を表示させる信号処理制御部と、  
を具備し、  
前記信号処理制御部は、  
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、  
前記分光信号から分光画像を生成する分光画像生成モードにおいて、前記照明部から前記撮像部に至る光路上に、前記照明光の分光強度特性を制御する分光強度制御部または前記撮像部における撮像素子の分光感度特性を制御する撮像素子分光感度制御部により、前記照明光により照射される波長域のうちの一部の波長域の強度または感度を他の波長域の強度または感度より相対的に高めるモード設定と、当該モード設定の解除と、を切り替えることで前記光路上の光に対する分光特性を制御する分光特性制御部と  
を具備したことを特徴とする生体観測装置。

**【請求項 2】**

前記分光特性制御部は、  
青色波長域の強度または感度を、他の波長域の強度または感度より相対的に高める  
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】**

前記表示装置は、タッチパネル機能を有し、  
前記タッチパネル機能により前記分光信号生成部を制御する信号生成制御部を有する  
ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の生体観測装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】**

10

**【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表示装置上に表示する生体観測装置に関する。

**【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部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部からの撮像信号を信号処理することにより観察モニタに内視鏡画像を表示し患部等の観察部位を観察するようになっている。

20

**【0003】**

内視鏡装置において通常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、内視鏡の撮像部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でカラー画像を得ている。

**【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号公報においては、可視光領域の照明光を離散的な分光特性の狭帯域なRGB面順次光を生体組織に照射し、生体組織の所望の深部の組織情報を得る狭帯域光内視鏡装置が開示されている。

30

**【0005】**

特開2003-93336号公報においては、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開示されている。

**【0006】**

この特開2003-93336号公報の装置では、通常光観察画像を得る際の照明光量に対して、光量制御部にて分光画像を得る際の照明光量を下げる処理（例えば、照明光照射タイミング制御、光チョッパ制御、ランプ印加電流制御や電子シャッタ制御等）を行い、撮像部であるCCDの飽和を回避する制御がなされている。

40

【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、例えば上記特開2003-93336号公報に記載の装置では、ランプからの照明光を被写体に照射する照明光学系及び被写体像を撮像する撮像光学系において、例えば、近紫外光遮断のため、内視鏡のライトガイドの伝送特性及び光源光路上に挿入

50

されている赤外カットフィルタの透過特性等により、青波長帯域の照明光量は低くなり、またCCDの感度特性も青波長帯域が低いことが多いため、撮像した画像情報から、該青波長帯域の分光画像を生成すると、他の波長帯域の分光画像と比較して、相対的に低S/Nになるといった問題がある。

【0008】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、可視光領域の照明光による離散的な分光画像生成におけるS/Nを改善することのできる生体観測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】

【0009】

本発明の一態様による生体観測装置は、被検体である生体に白色の照明光を照射する照明部と、前記照明部からの前記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と、前記撮像部からの撮像信号に基づいて、表示装置に画像を表示させる信号処理制御部と、を具備し、前記信号処理制御部は、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、前記分光信号から分光画像を生成する分光画像生成モードにおいて、前記照明部から前記撮像部に至る光路上に、前記照明光の分光強度特性を制御する分光強度制御部または前記撮像部における撮像素子の分光感度特性を制御する撮像素子分光感度制御部により、前記照明光により照射される波長域のうちの一部の波長域の強度または感度を他の波長域の強度または感度より相対的に高めるモード設定と、当該モード設定の解除と、を切り替えることで前記光路上の光に対する分光特性を制御する分光特性制御部と、を具備したものである。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、可視光領域の照明光による離散的な分光画像生成におけるS/Nを改善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】

【0011】

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

【実施例1】

【0012】

図1ないし図36は本発明の実施例1に係わり、図1は電子内視鏡装置の外観を示す外観図、図2は図1の電子内視鏡装置の構成を示すブロック図、図3は図2の光量制限フィルタの透過特性を示す図、図4は図2のCCDの前面に設けられる色フィルタの配列を示す図、図5は図2のマトリクス演算部におけるマトリクスを算出するマトリクス算出方法を説明する図、図6は図2のマトリ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7は図2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8は図2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9は図2の電子内視鏡装置での通常観察時におけるRGB光の各バンドの分光特性を示す図、図10は図9の通常観察時におけるRGB光による各バンド画像を示す第1の図である。

【0013】

図11は図9の通常観察時におけるRGB光による各バンド画像を示す第2の図、図12は図9の通常観察時におけるRGB光による各バンド画像を示す第3の図、図13は図6の各分光画像を示す第1の図、図14は図6の各分光画像を示す第2の図、図15は図6の各分光画像を示す第3の図、図16は図2のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第1の図、図17は図2のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第2の図、図18は図2のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第3の図、図19は

図 2 のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第 4 の図、図 2 0 は図 2 のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第 5 の図である。

【 0 0 1 4 】

図 2 1 は図 2 のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第 6 の図、図 2 2 は図 2 のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第 7 の図、図 2 3 は図 2 のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第 8 の図、図 2 4 は図 2 のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第 9 の図、図 2 5 は図 2 のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第 1 0 の図、図 2 6 は図 2 のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第 1 1 の図、図 2 7 は図 2 のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第 1 2 の図、図 2 8 は図 2 のマトリックス演算部で生成された分光画像のホワイトバランス処理を説明する図、図 2 9 は図 2 のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第 1 3 の図、図 3 0 は図 2 のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第 1 4 の図である。

10

【 0 0 1 5 】

図 3 1 は図 1 の内視鏡装置本体の背面のボードスロットの構成を示す図、図 3 2 は図 3 1 のボードスロットに挿設される機能拡張基板の追加機能メニューを説明する第 1 の図、図 3 3 は図 3 1 のボードスロットに挿設される機能拡張基板の追加機能メニューを説明する第 2 の図、図 3 4 は図 3 1 のボードスロットに挿設される機能拡張基板の追加機能メニューを説明する第 3 の図、図 3 5 は図 2 の内視鏡装置本体に接続可能な波長選択用の専用のキーボードの一例を示す図、図 3 6 は図 4 の色フィルタの変形例の配列を示す図である。

20

【 0 0 1 6 】

本発明の実施例における生体観察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個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（以下、単に分光画像とも記す）を信号処理によって生成するようになっている。

30

【 0 0 1 7 】

図 1 に示すように、実施例 1 の電子内視鏡装置 1 0 0 は、観察部としての内視鏡 1 0 1 、内視鏡装置本体 1 0 5 、表示装置としての表示モニタ 1 0 6 を有している。また、内視鏡 1 0 1 は、被検体の体内に挿入される挿入部 1 0 2 、挿入部 1 0 2 の先端に設けられた先端部 1 0 3 および、挿入部 1 0 2 の先端側とは反対側に設けられ、先端部 1 0 3 の湾曲動作等を指示するためのアングル操作部 1 0 4 から主として構成されている。

【 0 0 1 8 】

軟性鏡である内視鏡 1 0 1 で取得された被検体の画像は、内視鏡装置本体 1 0 5 にて所定の信号処理がなされ、表示モニタ 1 0 6 において、処理された画像が表示される。表示モニタ 1 0 6 の表示部には、タッチパネル 1 0 6 a が設けられており、表示モニタ 1 0 6 の表示部に各種設定画面を表示し、タッチパネル 1 0 6 a のポインティングデバイス機能（以下、タッチパネル機能と記す）を用いたグラフィックインターフェイスを実現している。

40

【 0 0 1 9 】

次に、図 2 を参照して、内視鏡装置本体 1 0 5 について詳しく説明する。なお、図 2 は、電子内視鏡装置 1 0 0 のブロック図である。

【 0 0 2 0 】

図 2 に示すように、内視鏡装置本体 1 0 5 は、主に照明部としての光源部 4 1 、信号処理制御部としての制御部 4 2 、本体処理装置 4 3 から構成されている。制御部 4 2 及び本体処理装置 4 3 は、前記光源部 4 1 及び / または撮像部としての C C D 2 1 の動作を制御

50

し、表示装置である表示モニタ 106 への画像信号を出力し、タッチパネル 106a のタッチパネル機能を制御する信号処理制御部を構成している。また、制御部 42 は、各種データを記憶しているデータ記憶部 44 に接続されている。

【0021】

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。

【0022】

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、赤外カットフィルタ 15a と、光路上に挿脱される白色光の所定波長域の光量を制限する分光特性制御部としての光量制限フィルタ 16 と、光量制限フィルタ 16 を光路上に挿脱するフィルタ挿脱駆動部 17 と、白色光を出射する集光レンズ 18 とを有している。

【0023】

図 3 は光量制限フィルタ 16 の透過特性を示す。例えば、図 3 に示すように、光量制限フィルタ 16 は青色帯域の透過率を 100% としたとき、他の帯域の透過率を 50% に制限する。

【0024】

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 21 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 4 は CCD 21 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 21 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。

【0025】

また、図 2 に示すように、挿入部 102 は、内部に、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 21 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。

【0026】

操作部 104 は、内部に内視鏡 101 の種別情報を格納している ID 部 110 を設けている。また操作部 104 は、外表面に各種操作を指示する指示スイッチ部 111 を設けている。指示スイッチ部 111 は、少なくとも、S/N を改善した分光画像を生成するための後述する分光画像生成モードを指示するモード切替スイッチを有している。

【0027】

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、内部に前記内視鏡 101 内の前記 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、通常画像であるカラー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。

【0028】

本体処理装置 43 の前記輝度信号処理系は、前記 CCD 21 に接続され、CCD 21 からの撮像信号に対して輪郭補正を行う輪郭補正部 432 と、この輪郭補正部 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 とを有する。また、本体処理装置 43 の前記色信号処理系は、前記 CCD 21 に接続され、CCD 21 にて得られた撮像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、この 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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 9 】

また、本体処理装置 4 3 は、輝度信号処理系と色信号処理系の出力から 1 つの通常画像であるカラー画像を生成する通常画像生成部 4 3 7 を有している。この通常画像生成部 4 3 7 は、表示画像生成部 4 3 9 に輝度信号である Y 信号、色差信号である R - Y 信号及び B - Y 信号を出力し、Y 信号、R - Y 信号、B - Y 信号に基づき表示画像生成部 4 3 9 が表示モニタ 1 0 6 に表示する通常画像であるカラー画像の通常画像信号を生成する。

## 【 0 0 3 0 】

一方、本体処理装置 4 3 は、分光信号である分光画像信号を得るための信号回路系として、S / H 回路 4 3 3 a 乃至 4 3 3 c の出力 ( R G B 信号 ) が入力され、R G B 信号に対して所定のマトリックス演算を行う、分光信号生成部としてのマトリックス演算部 4 3 6

10

## 【 0 0 3 1 】

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、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。

## 【 0 0 3 2 】

マトリックス演算部 4 3 6 の出力である分光画像信号 F 1 乃至 F 3 は、色調整部である色調整部 4 4 0 にて色調整演算が行われ、分光画像信号 F 1 乃至 F 3 より分光カラーチャンネル画像信号 R ch、G ch、B ch 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 R ch、G ch、B ch は表示画像生成部 4 3 9 を介して表示モニタ 1 0 6 の R G B のカラーチャンネル R - (ch)、G - (ch)、B - (ch) に送られる。

20

## 【 0 0 3 3 】

なお、表示画像生成部 4 3 9 は、通常画像及び / または分光画像等とからなる表示画像を生成し、表示モニタ 1 0 6 に表示画像を出力するものであり、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 1 0 6

30

## 【 0 0 3 4 】

ここで、マトリックス演算部 4 3 6 におけるマトリックスを算出するマトリックス算出方法について説明する。

40

## 【 0 0 3 5 】

( マトリックス算出方法 )

図 5 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、後述するように、補色型固体撮像素子においては、G・C y・M g・Y e 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。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。

## 【 0 0 3 6 】

まず、電子内視鏡装置 1 0 0 は、R・G・Bのそれぞれの撮像部の分光感度特性として

50

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。

【 0 0 3 7 】

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。

【 0 0 3 8 】

次に、電子内視鏡装置 1 0 0 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、中心波長 1、 2、 3 (例えば 1 = 420nm、 2 = 540nm、 3 = 605nm) の分光画像用狭帯域バンドパスフィルタ F1・F2・F3の特性を数値データ化する。なお、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。

【 0 0 3 9 】

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】

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

【 0 0 4 0 】

となるマトリックスの要素を求めればよい。

【 0 0 4 1 】

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】

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

【 0 0 4 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。

【数 3】

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

【 0 0 4 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「<sup>t</sup>C」とすれば、( 3 ) 式は

【数 4】

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

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

となる。「 ${}^tCC$ 」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 】

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

【 0 0 4 5 】

与えられる。

【 0 0 4 6 】

10

( 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 1 0 0 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  $F1 \cdot F2 \cdot F3$  の特性を近似することができる。

【 0 0 4 7 】

このようにして算出されたマトリックスを用いて、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 4 8 】

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 2 を参照して詳しく説明する。

【 0 0 4 9 】

20

なお、以下においては、まず通常画像生成の動作について説明し、後に分光画像生成の動作について説明する。

【 0 0 5 0 】

通常画像生成：

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、フィルタ挿脱駆動部 1 7 は、光量制限フィルタ 1 6 を光路上からはずした位置に設定する。ランプ 1 5 からの光束は、赤外カットフィルタ 1 5 a を介して、光量制限フィルタ 1 6 を透過することなく、集光レンズ 1 8 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。

30

【 0 0 5 1 】

集光された光束は、ライトガイド 1 4 を通り、先端部 1 0 3 に設けられた照明光学系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、CCD 2 1 において図 4 で示した色フィルタ別に信号が収集される。

【 0 0 5 2 】

収集された信号は、上記の輝度信号処理系と色信号処理系に並列に入力される。輝度信号系の輪郭補正部 4 3 2 には、色フィルタ別に収集された信号が画素ごとに加算され入力され、輪郭補正後、輝度信号処理部 4 3 4 に入力される。輝度信号処理部 4 3 4 では、輝度信号が生成され、通常画像生成部 4 3 7 に入力される。

【 0 0 5 3 】

40

また一方で、CCD 2 1 で収集された信号は、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、それぞれ R ・ G ・ B 信号が生成される。さらに R ・ G ・ B 信号は、色信号処理部 4 3 5 にて色信号が生成され、通常画像生成部 4 3 7 において、前記輝度信号および色信号から Y 信号、R - Y 信号、B - Y 信号が生成され、表示画像生成部 4 3 9 により、表示モニタ 1 0 6 に被検体の通常画像が表示される。

【 0 0 5 4 】

分光画像生成：

分光画像生成には、2つの生成モードがある。第1の分光画像生成モードは、通常画像生成時と同様に、ランプ 1 5 からの光束を光量制限フィルタ 1 6 を透過させないモードである。第2の分光画像生成モードは、ランプ 1 5 からの光束を光量制限フィルタ 1 6 を透

50



過させるモードである。デフォルト状態では、制御部 4 2 は、分光画像の生成モードを前記第 1 の分光画像生成モードに設定している。そして、指示スイッチ部 1 1 1 のモード切替スイッチが操作されると、制御部 4 2 は、フィルタ挿脱駆動部 1 7 を駆動制御し、ランプ 1 5 からの光束の光路上にフィルタ挿脱駆動部 1 7 を配置し、第 2 の分光画像生成モードに設定する。この結果、第 2 の分光画像生成モードでは、ランプ 1 5 からの光束が光量制限フィルタ 1 6 を透過することとなる。

#### 【 0 0 5 5 】

なお、本実施例は、指示スイッチ部 1 1 1 のモード切替スイッチに限らず、本体 1 0 5 に設けられているキーボードあるいはタッチパネル 1 0 6 a を操作することで、分光画像の生成モードを第 2 の分光画像生成モードに設定するようにしてもよい。それ以外の動作は第 1 の分光画像生成モードと第 2 の分光画像生成モードは同じであるので、第 1 の分光画像生成モードを例に説明する。また、通常画像生成と同様の動作を行うものに関しては、説明は省略する。

#### 【 0 0 5 6 】

第 1 の分光画像生成モードの分光画像生成時においては、S / H 回路 4 3 3 a 乃至 4 3 3 c の出力 ( R G B 信号 ) は、マトリックス演算部 4 3 6 で増幅・加算処理が行われる。そして、マトリックス演算部 4 3 6 の出力である分光画像信号 F 1 乃至 F 3 は、色調整部 4 4 0 にて色調整演算が行われ、分光画像信号 F 1 乃至 F 3 より分光カラーチャンネル画像信号 R ch、G ch、B ch 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 R ch、G ch、B ch が表示モニタ 1 0 6 の R G B のカラーチャンネル R - (ch)、G - (ch)、B - (ch) に送られる。

#### 【 0 0 5 7 】

これにより、本体処理装置 4 3 は、図 6 に示すような中心波長 1、2、3 とする狭帯域バンドパスフィルタ F 1・F 2・F 3 を介した狭帯域光で得られる狭帯域光観察画像に相当する分光画像を表示モニタ 1 0 6 に表示させることができる。

#### 【 0 0 5 8 】

狭帯域バンドパスフィルタ F 1・F 2・F 3 に対応する、この擬似フィルタ特性を用いて生成された分光画像の一例を以下に示す。

#### 【 0 0 5 9 】

図 7 に示すように、体腔内組織 5 1 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 5 2 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 5 3 が分布し、さらに深層にはさらに太い血管 5 4 が分布するようになる。

#### 【 0 0 6 0 】

一方、光は体腔内組織 5 1 に対する光の深さ方向の深達度は、光の波長に依存しており、可視域を含む照明光は、図 8 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 6 1 】

体腔内組織 5 1 の通常観察時における R G B 光は、図 9 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 0 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 C C D 2 1 で撮像される撮像信号には図 1 1 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 2 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 0 6 2 】

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 0 6 3 】

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 6 に示した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 6 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 1 による分光画像信号 F 1 には図 1 3 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 4 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 3 による分光画像信号 F 3 には図 1 5 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 0 6 4 】

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 3 を分光カラーチャンネル画像信号 R ch に、分光画像信号 F 2 を分光カラーチャンネル画像信号 G ch に、分光画像信号 F 1 を分光カラーチャンネル画像信号 B ch に、それぞれ割り付け、表示画像生成部 4 3 9 を介して、表示モニタ 1 0 6 の R G B のカラーチャンネル R -(ch)、G -(ch)、B -(ch) に出力する。

## 【 0 0 6 5 】

これらカラーチャンネル R -(ch)、G -(ch)、B -(ch) によるカラー画像を表示モニタ 1 0 6 にて観察した場合、例えば図 1 6 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、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。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、所定の目標色としてのカラー画像としてはマゼンタ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黄色系のパターンとして表現される。

## 【 0 0 6 6 】

なお、分光画像信号 F 1 乃至 F 3 は、被写体の分光反射率の他に、レンズや光電変換系等内視鏡の分光感度にも依存するため、制御部 4 3 は、操作部 1 0 4 内の I D 部 1 1 0 から内視鏡 1 0 1 の種別情報である I D を読み出し、I D に基づきデータ記憶部 4 4 に格納している、接続された内視鏡 1 0 1 に応じた補正係数を用いて分光画像信号 F 1 乃至 F 3 を補正する。なお、本実施例は、補正係数を I D 部 1 1 0 に格納しておき、制御部 4 3 は I D 部 1 1 0 から I D と共に補正係数を読み出すように構成しても良い。

## 【 0 0 6 7 】

上述したように、分光画像信号 F 1 乃至 F 3 は、擬似バンドパスフィルタ F 1 乃至 F 3 に相とるマトリックスにより生成されるが、擬似バンドパスフィルタ F 1 乃至 F 3 は中心波長 1、 2、 3 により特徴付けられる。すなわち、本体処理装置 4 3 は、1 つの中心波長を設定することで、1 つの擬似バンドパスフィルタ F を決定し、この擬似バンドパスフィルタ F に基づき、分光画像信号 F を生成する。

## 【 0 0 6 8 】

本実施例は、タッチパネル 1 0 6 a の機能を用いて、グラフィックユーザインターフェイスにより中心波長 を設定し、所望の分光画像信号 F を生成することができるようになっている。

## 【 0 0 6 9 】

以下、タッチパネル 1 0 6 a の機能によるグラフィックユーザインターフェイスについて説明する。

## 【 0 0 7 0 】

本実施例では、本体処理装置 4 3 は、分光画像信号に対応した擬似バンドパスフィルタの中心波長を設定するための設定画面を図 1 7 のようにタッチパネル 1 0 6 a を有する観察モニタ 1 0 6 上に表示させる。この設定画面は、複数、例えば 6 つの中心波長 11、12、13、21、22、23 の設定が可能である。例えば波長 11 の設定を開始する 11 ボタン 2 0 1 をタッチパネル機能を用いて選択すると、本体処理装置 4 3 は、選択可能な波長を複数有するポップアップウインドウ 2 0 7 を観察モニタ 1 0 6 上に展開表示する。そして、該ポップアップウインドウ 2 0 7 の設定波長値をタッチパネル機能を用いて選択することで、本体処理装置 4 3 は、波長 11 に設定波長値を設定するようになっている。図 1 7 は本体処理装置 4 3 が波長 11 に設定波長値 4 2 5 nm を設定した状態を示している。他の波長、すなわち、12 ボタン 2 0 2、13 ボタン 2 0 3、21 ボタン 2 0 4、22 ボタン 2 0 5、23 ボタン 2 0 6 の設定操作も、波長 11 と同様に設定画面でタッチパネル機能を用いて設定波長値を設定できる。この設定画面で少なくとも 3 つの波長（例えば、波長 11、12、13）にそれぞれ設定波長値を設定することで、分光画像がカラー化できる。以下、カラー化された分光画像をカラー分光画像という。

#### 【0071】

本実施例では、擬似バンドパスフィルタの中心波長を設定するための設定画面は、図 1 7 に限らず、本実施例の第 1 の変形例として、図 1 8 に示すように、予めカラー化するために 3 つの波長を組とした複数の波長セットを設定するセットテーブル 2 0 8 を有する設定画面でもよい。この図 1 8 の設定画面をタッチパネル 1 0 6 a を有する観察モニタ 1 0 6 上に表示させた場合、セットテーブル 2 0 8 に設定されている複数の波長セットより所望の波長セットがタッチパネル機能を用いて選択可能である。

#### 【0072】

また、本実施例の第 2 の変形例として、図 1 9 に示すように、選択ボタン 2 0 9 を設け、タッチパネル機能を用いて選択ボタン 2 0 9 を操作する度に、セットテーブル 2 0 8 を波長セットをトグル的に移動させて設定するようにしても良い。具体的には、タッチパネル機能を用いて選択ボタン 2 0 9 を操作する度に、セット 1 セット 2 セット 3 セット 4 セット 1 というように設定するセットを移動させて選択する。図 2 0 は図 1 9 の状態で、タッチパネル機能を用いて選択ボタン 2 0 9 を操作された際の設定画面を示しており、図 1 9 に示すようなセット 1 の選択が、選択ボタン 2 0 9 の操作で図 2 0 に示すように、セット 2 の選択に移動するようになっている。

#### 【0073】

本実施例では、表示画像生成部 4 3 9 は、カラー分光画像をタッチパネル 1 0 6 a（すなわち、観察モニタ 1 0 6）の表示画面に表示する表示形態として、（1）通常光観察画像とカラー分光画像同時表示形態、（2）カラー分光画像表示のみの表示形態、（3）通常光観察画像表示のみの表示形態等により実施する。

#### 【0074】

本体処理装置 4 3 は、通常光観察画像と分光カラー画像同時表示形態では、図 2 1 に示すように、表示画像生成部 4 3 9 により観察モニタ 1 0 6 上に通常光観察画像 2 1 0 とカラー化されたカラー分光画像 2 1 1 を同時に表示することができる。このとき、表示画像生成部 4 3 9 は、通常光観察画像 2 1 0 及びカラー分光画像 2 1 1 の他に、カラー分光画像 2 1 1 のカラー化に使用可能な、例えば上述した設定画面で設定した 6 つ中心波長の分光画像のサムネイル画像 2 2 1 ~ 2 2 6 が表示されるようになっている。そして、カラー分光画像 2 1 1 を構成する 3 つの分光画像のサムネイル画像は、他のサムネイル画像と異なる表示形態（例えば、輝度あるいは色調）で表示される。本実施例では、タッチパネル機能を用いて、サムネイル画像 2 2 1 ~ 2 2 6 を選択することで、カラー分光画像 2 1 1 を構成する 3 つの分光画像を任意に変更することができる。具体的には、例えばカラー分光画像 2 1 1 にタッチすると、サムネイル画像 2 2 1 ~ 2 2 6 が選択可能状態となり、カラー化するための 3 つの中心波長の分光画像のサムネイル画像を選択することで、カラー分光画像 2 1 1 を構成する 3 つの分光画像が変更される。図 2 1 は中心波長 11、12、13 の 3 つの分光画像によりカラー分光画像 2 1 1 が生成された状態を示し、図 2 2 は中

10

20

30

40

50

心波長 12、 21、 23の3つの分光画像によりカラー分光画像211が生成された状態を示している。

【0075】

また、本体処理装置43は、図23に示すように、タッチパネル106aに通常光画像のみを表示させている場合には、通常光画像の色調を変更するペインティング設定ウインドウ230を重畳表示させることが可能となっており、タッチパネル機能を用いペインティング設定ウインドウ203のインジケータ230aをタッチすることにより青色に対する赤色の比率を変更することで、通常光画像の色調を変更することができる。

【0076】

このペインティング設定ウインドウ203は、カラー分光画像形態のみの表示形態の場合には、図24に示すように、中心波長の波長選択ウインドウ230として使用可能となっている。波長選択ウインドウ230として使用される際には、インジケータ230aは波長を示し、インジケータ230aの各表示ポイントには、複数の中心波長が割り付けられ、インジケータ230aの3つの表示ポイントを選択することで、波長選択ウインドウ230においても、カラー分光画像211を構成する3つの分光画像を選択できる。なお、3つの分光画像を選択すると、波長選択ウインドウ230の下に分光画像の輝度を設定する輝度設定ウインドウ231が表示され、各波長の分光画像の輝度を任意に設定することが可能となっている。

【0077】

本体処理装置43は、カラー分光画像表示のみの表示形態では、図25に示すように、カラー分光画像241の近傍に、被検体からの分光反射率242がグラフ化されて表示できるようになっており、例えばカラー分光画像241を構成する3つの分光画像の波長1、 2、 3が分光反射率242上に提示され、この波長 1、 2、 3はタッチパネル機能により可動でき、波長 1、 2、 3が可変されると、カラー分光画像241を構成する3つの分光画像も連動して変化する。

【0078】

また、カラー分光画像表示形態のみの表示形態において、例えば内視鏡101の操作部104に設けられている指示スイッチ部111のフリーズスイッチ（図示せず）が操作されると、動画で表示されていたカラー分光画像が、図26に示すように、静止したフリーズカラー分光画像241となる。本体処理装置43は、フリーズカラー分光画像241の近傍には、フリーズカラー分光画像241のカラー化に使用可能な、例えば上述した設定画面で設定した6つ中心波長の分光画像のサムネイル画像221～226を表示するようになっている。そして、フリーズカラー分光画像241を構成する3つの分光画像のサムネイル画像は、他のサムネイル画像と異なる表示形態（例えば、異なる輝度あるいは色調）で表示されるようになっている。本実施例は、タッチパネル機能を用いて、図27に示すように、サムネイル画像221～226を選択し、選択決定ボタン243を操作することで、フリーズカラー分光画像241を構成する3つの分光画像を任意に変更することができる。さらに本実施例は、タッチパネル機能を用いて、確認ボタン244を操作することで、サムネイル画像221～226で選択した3つの分光画像による動画のカラー分光画像241を表示することができる。なお、本実施例は、確認ボタン244を設けずに、選択決定ボタン243の操作だけで、自動的にサムネイル画像221～226で選択した3つの分光画像による動画のカラー分光画像241の表示を行うようにしても良い。

【0079】

上述したように、本実施例では、内視鏡装置本体105は、カラー分光画像を構成する3つの分光画像を任意に変更できるが、この場合、3つの分光画像のホワイトバランス処理の変更を同時に行っている。詳細には、内視鏡装置本体105は、例えばデータ記憶部44に予め、図28に示すような3つの波長  $i$ 、  $j$ 、  $k$ を軸とする3次元データテーブルを離散的に記憶しており、この3次元データテーブルの各ボクセルにはホワイトバランス処理に用いる重み係数（ $k_x$ 、  $k_y$ 、  $k_z$ ）がボクセルデータとして格納されている。そして、内視鏡装置本体105は、波長  $i_l$ 、  $j_m$ 、  $k_n$ の3つの分光画像  $F_l$ 、  $F_m$ 、  $F$

10

20

30

40

50

nに対して、例えば「カラー分光画像 =  $k_x \times F_l + k_y \times F_m + k_z \times F_n$ 」なる演算によりホワイトバランス処理を行う。

【0080】

なお、内視鏡装置本体105は、各ボクセルデータを記憶するデータ記憶部44の記憶容量を削減するために、3次元データテーブルを離散的に格納しているため、ボクセルデータ間の重み係数は一般的な線形補間により算出してホワイトバランス処理を行うようになっている。

【0081】

本体処理装置43は、通常光観察画像表示のみの表示形態の場合、図29に示すように、分光画像表示枠281を通常光観察画像210上に指定することで、指定した分光画像表示枠281の領域に、該領域の分光画像を重畳表示することができる。なお、この分光画像表示枠281は、図30に示すように、枠のサイズや位置をタッチパネル機能により任意に変更することが可能となっている。

【0082】

また、本実施例では、分光画像の構成は、波長を設定パラメータとして用いて設定するとしたが、これに限らず、光の深達度である深さ情報を設定パラメータとして用いて指定しても良いし、血管強調といった機能名称を設定パラメータとして用いて指定して良い。

【0083】

さらに本実施例は、観察対象である臓器に基づいて、観察に最適な分光画像の構成を自動的に指定しても良い。ここで、臓器に基づく分光画像の構成の指定方法としては、例えば操作部104内のID部110からのIDにより内視鏡101が使用される臓器を識別して指定する方法、タッチパネル106a上のメニュースイッチで指定する方法、患者情報が記録されているPCカードのデータの読み込みにより指定する方法や、通常光観察画像をシーン理解モジュールにより画像処理し臓器を自動認識する方法等がある。

【0084】

また、本実施例の内視鏡装置本体105は、その背面には、図31に示すように、機能拡張が可能な機能拡張基板が挿設できる複数のボードスロット300が設けられている。一方、制御部44は、図32に示すようなメニューウインドウ260をタッチパネル106aに表示することで、実行可能な機能を展開する。機能拡張基板が挿設されていない制御部44のデフォルト時の機能は、例えば4つの基本機能に分類できるとすると、メニューウインドウ260にてメニュー1、2、3、4といったタグ261により切替可能となっている。メニューウインドウ260は、メニュー1、2、3、4のタグ261の他に、複数の機能拡張基板用のメニュータグ262を有しており、機能拡張基板がボードスロット300にセットされていないデフォルト時には、図33に示すように、メニュータグ262は空メニューである。しかし、制御部44は、ボードスロット300に機能拡張基板が挿設されると、図34に示すように、挿設された機能拡張基板の機能の追加機能のメニューウインドウがメニュー5といったタグ262aにより、メニューウインドウ260から展開できるようになっている。

【0085】

この追加機能のメニューウインドウは、ソフトウェア的に構成されており、機能拡張基板が挿設されると、制御部44が機能拡張基板を識別し、基本機能と同様な構成のメニューウインドウを自動的に生成するので、ソフトウェアのバージョンを変更する必要がない、あるいはソフトウェアのバージョンアップが容易に行える。

【0086】

また、本実施例では、各操作をタッチパネル106aで行っているため、ハードウェアの変更を行うことなく、ソフトウェアのバージョンアップで容易に仕様を変更することが可能である。

【0087】

なお、本実施例は、タッチパネル106aにて全ての操作を行う必要はなく、トラック

10

20

30

40

50

ボールやマウス等のポインティングデバイスにより操作を行っても良いし、例えば、図35に示すように、波長選択用の専用のキーボード270により分光画像の波長を設定するようにしても良い。また、一般的なキーボードのファンクションキーに波長設定機能を割り付けても良い。

#### 【0088】

以上説明したように、本実施例では、分光画像生成モードを第1の分光画像生成モードとしたデフォルト状態では、通常光観察画像の画質を優先して通常光観察画像と分光画像とを選択的に表示モニタ106に表示することが可能であり、また、指示スイッチ部111のモード切替スイッチが操作により分光画像生成モードを第2の分光画像生成モードに切り替え、ランプ15からの光束を光量制限フィルタ16を透過させて、他の波長帯域の光を青波長帯域の光と比較し光量を半減させることで、分光画像の画質を優先して通常光観察画像と分光画像とを選択的に表示モニタ106に表示することができる。

10

#### 【0089】

すなわち、分光画像生成モードを第2の分光画像生成モードに設定し、ランプ15からの光束を光量制限フィルタ16を透過させることで、例えば青波長帯域の分光画像を他の波長帯域の分光画像と同程度のS/Nの画像情報に改善することができる。

#### 【0090】

なお、本実施例は、光量制限フィルタ16は光路上に挿脱可能に構成するとしたが、光路上に常設してもよい。また、CCD21に設けられる色フィルタに光量制限フィルタと同様な分光特性を持たせることで、光量制限フィルタ16を省略することが可能である。

20

#### 【0091】

また、本実施例は、変形例として、RGB原色型カラーフィルタが用いられるのに対し、補色型のカラーフィルタを用いることが可能である。この補色型フィルタの配列は図36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。

#### 【0092】

この変形例の場合は、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。補色型フィルタを用いる場合には、図2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が、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。

30

#### 【実施例2】

#### 【0093】

図37ないし図43は本発明の実施例2に係わり、図37は電子内視鏡装置の構成を示すブロック図、図38は図37のRGB回転フィルタの構成を示す図、図39は第1の分光画像生成モードである光量制限フィルタが光路上にない場合の図38のRGB回転フィルタを透過した光の分光特性を示す図、図40は第2の分光画像生成モードである光量制限フィルタが光路上にある場合の図38のRGB回転フィルタを透過した光の分光特性を示す図、図41は図37の電子内視鏡装置の変形例の構成を示すブロック図、図42は図41のRGB回転フィルタの構成を示す図、図43は図38のRGB回転フィルタの変形例の構成を示す図である。

40

#### 【0094】

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。

#### 【0095】

本実施例は、主として実施例1と光源部41およびCCD21が異なるものである。実施例1では、CCD21に図4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

50

を 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。

【 0 0 9 6 】

図 3 7 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、赤外カットフィルタ 1 5 a、光量制限フィルタ 1 6 を介した光は、R G B フィルタ 2 3 を透過するようになっている。なお、実施例 1 と同様に、光量制限フィルタ 1 6 は光路上に対して挿脱可能となっている。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 0 9 7 】

R G B 回転フィルタ 2 3 は、図 3 8 に示すように、R 帯域の光を透過する R フィルタ部 2 3 r と、G 帯域の光を透過する G フィルタ部 2 3 g と、B 帯域の光を透過する B フィルタ部 2 3 b とから構成される。図 3 9 に第 1 の分光画像生成モードである光量制限フィルタ 1 6 が光路上にない場合の R G B 回転フィルタ 2 3 を透過した光の分光特性を示し、図 4 0 に第 2 の分光画像生成モードである光量制限フィルタ 1 6 が光路上にある場合の R G B 回転フィルタ 2 3 を透過した光の分光特性を示す。

【 0 0 9 8 】

本実施例における光源部の動作としては、ランプ 1 5 から出力された光束が、赤外カットフィルタ 1 5 a で不要な赤外成分がカットされ、赤外カットフィルタ 1 5 a を透過した光束は、光量制限フィルタ 1 6 を選択的に介し、R G B 回転フィルタ 2 3 を透過することによって、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、C C D 2 1 で受光される。C C D 2 1 で得られた信号は、照射される時間に応じて、内視鏡装置本体 1 0 5 に設けられた切換部（図示しない）で振り分けられ、S / H 回路 4 3 3 a 乃至 4 3 3 c にそれぞれ入力される。つまり、光源部 4 1 から R のフィルタを介した照明光が照射された場合には、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、その他の動作については実施例 1 と同様であるため、説明は省略する。

【 0 0 9 9 】

本実施例によると、実施例 1 と同様、分光画像生成モードを第 2 の分光画像生成モードに設定し、ランプ 1 5 からの光束を光量制限フィルタ 1 6 を透過させることで、例えば青波長帯域の分光画像を他の波長帯域の分光画像と同程度の S / N の画像情報に改善することができる。

【 0 1 0 0 】

なお、本実施例は、光量制限フィルタ 1 6 を光路上に対して挿脱可能に構成するとしたが、これに限らず、R G B 回転フィルタ 2 3 を図 4 2 に示すように構成することで、図 4 1 に示すように光量制限フィルタ 1 6 を省略することができる。

【 0 1 0 1 】

すなわち、回転フィルタ 2 3 は、図 4 2 に示すように、円盤状に構成され中心を回転軸とした 2 重構造となっており、外側の径部分には図 3 9 に示したような分光特性の面順次光を出力するための第 1 のフィルタ組を構成する R フィルタ部 2 3 r 1、G フィルタ部 2 3 g 1、B フィルタ部 2 3 b 1 が配置され、内側の径部分には図 4 0 に示したような分光特性の面順次光を出力するための第 2 のフィルタ組を構成する R' フィルタ部 2 3 r 2、G' フィルタ部 2 3 g 2、B フィルタ部 2 3 b 2 が配置されている。

【 0 1 0 2 】

そして、回転フィルタ 2 3 は、図 4 1 に示すように、制御回部 4 2 により回転フィルタモータ 2 6 の駆動制御がなされ回転され、また径方向の移動（回転フィルタ 2 3 の光路に垂直な移動であって、回転フィルタ 2 3 の第 1 のフィルタ組あるいは第 2 のフィルタ組を選択的に光路上に移動）が制御回部 4 2 によりフィルタ切替モータ 1 7 a によって行われる。

【 0 1 0 3 】

なお、本実施例では R・G・B の 3 バンドの面順次光を照射するとしたが、これに限らず、回転フィルタ 2 3 を 4 バンド以上のマルチバンド、例えば図 4 3 に示すような 4 つの

10

20

30

40

50

異なる帯域の面順次光 I1, I2, I3, I4を透過しマルチバンドの面順次光を照射する回転フィルタとしてもよい。

【 0 1 0 4 】

この場合、分光画像は4つの帯域の信号から式(6)ないし(8)のように推定される。

【数6】

$$\begin{pmatrix} F1 \\ F2 \\ F3 \end{pmatrix} = \mathbf{K} \begin{pmatrix} I1 \\ I2 \\ I3 \\ I4 \end{pmatrix} \quad 10$$

$$\mathbf{K} = \begin{pmatrix} k_1 & k_2 & k_3 & k_4 \\ l_1 & l_2 & l_3 & l_4 \\ m_1 & m_2 & m_3 & m_4 \end{pmatrix} \quad \dots(6)$$

【 0 1 0 5 】

式(6)では4つの帯域の信号から3つの波長からなるカラー分光画像が生成できる。 20

【数7】

$$F1 = \mathbf{N} \begin{pmatrix} I1 \\ I2 \\ I3 \\ I4 \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{N} = \begin{pmatrix} n_1 & n_2 & n_3 & n_4 \end{pmatrix} \quad \dots(7) \quad 30$$

【 0 1 0 6 】

式(7)では4つの帯域の信号から1つの波長からなるモノクロ分光画像が生成できる。

【数8】

$$\begin{pmatrix} F1 \\ F2 \\ F3 \\ F4 \end{pmatrix} = \mathbf{O} \begin{pmatrix} I1 \\ I2 \\ I3 \\ I4 \end{pmatrix} \quad 40$$

$$\mathbf{O} = \begin{pmatrix} o_1 & o_2 & o_3 & o_4 \\ p_1 & p_2 & p_3 & p_4 \\ q_1 & q_2 & q_3 & q_4 \\ r_1 & r_2 & r_3 & r_4 \end{pmatrix} \quad \dots(8)$$

【 0 1 0 7 】

式(8)では4つの帯域の信号から4つの波長の分光画像が生成し、表示画像生成部 4 50



39にて4つの分光画像のうち3つを選択することで、カラー分光画像が生成できる。

【0108】

上記のマルチバンドの面順次光を照射する構成は、分光画像を4つの帯域の信号から推定することが可能であるので、より精度よく分光画像を推定することができる。

【0109】

なお、上記のマルチバンドの面順次光を照射する構成は、異なる帯域のマルチバンド光を、多色のLED、LDにより実現しするようにして良い。

【0110】

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

10

【図面の簡単な説明】

【0111】

【図1】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2】図1の電子内視鏡装置の構成を示すブロック図

【図3】図2の光量制限フィルタの透過特性を示す図

【図4】図2のCCDの前面に設けられる色フィルタの配列を示す図

【図5】図2のマトリックス演算部におけるマトリックスを算出するマトリックス算出方法を説明する図

【図6】図2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7】図2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

20

【図8】図2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9】図2の電子内視鏡装置での通常観察時におけるRGB光の各バンドの分光特性を示す図

【図10】図9の通常観察時におけるRGB光による各バンド画像を示す第1の図

【図11】図9の通常観察時におけるRGB光による各バンド画像を示す第2の図

【図12】図9の通常観察時におけるRGB光による各バンド画像を示す第3の図

【図13】図6の各分光画像を示す第1の図

【図14】図6の各分光画像を示す第2の図、図15は

【図15】図6の各分光画像を示す第3の図

30

【図16】図2のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第1の図

【図17】図2のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第2の図

【図18】図2のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第3の図

【図19】図2のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第4の図

【図20】図2のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第5の図

40

【図21】図2のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第6の図

【図22】図2のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第7の図

【図23】図2のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第8の図

【図24】図2のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第9の図

【図25】図2のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第10の図

50

【図 2 6】図 2 のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第 1 1 の図

【図 2 7】図 2 のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第 1 2 の図

【図 2 8】図 2 のマトリックス演算部で生成された分光画像のホワイトバランス処理を説明する図

【図 2 9】図 2 のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第 1 3 の図

【図 3 0】図 2 のタッチパネルの機能を用いたグラフィックユーザインターフェイスを説明する第 1 4 の図

10

【図 3 1】図 1 の内視鏡装置本体の背面のボードスロットの構成を示す図

【図 3 2】図 3 1 のボードスロットに挿設される機能拡張基板の追加機能メニューを説明する第 1 の図

【図 3 3】図 3 1 のボードスロットに挿設される機能拡張基板の追加機能メニューを説明する第 2 の図

【図 3 4】図 3 1 のボードスロットに挿設される機能拡張基板の追加機能メニューを説明する第 3 の図

【図 3 5】図 2 の内視鏡装置本体に接続可能な波長選択用の専用のキーボードの一例を示す図

【図 3 6】図 4 の色フィルタの変形例の配列を示す図

20

【図 3 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 3 8】図 3 7 の R G B 回転フィルタの構成を示す図

【図 3 9】第 1 の分光画像生成モードである光量制限フィルタが光路上にない場合の図 3 8 の R G B 回転フィルタを透過した光の分光特性を示す図

【図 4 0】第 2 の分光画像生成モードである光量制限フィルタが光路上にある場合の図 3 8 の R G B 回転フィルタを透過した光の分光特性を示す図

【図 4 1】図 3 7 の電子内視鏡装置の変形例の構成を示すブロック図

【図 4 2】図 4 1 の R G B 回転フィルタの構成を示す図

【図 4 3】図 3 7 の R G B 回転フィルタの変形例の構成を示す図

【符号の説明】

30

【 0 1 1 2 】

1 5 ... ランプ

1 5 a ... 赤外カットフィルタ

1 6 ... 光量制限フィルタ

1 7 ... フィルタ挿脱駆動部

1 8 ... 集光レンズ

2 1 ... C C D

4 1 ... 光源部

4 2 ... 制御部

4 3 ... 本体処理装置

40

1 0 0 ... 電子内視鏡装置

1 0 1 ... 内視鏡

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

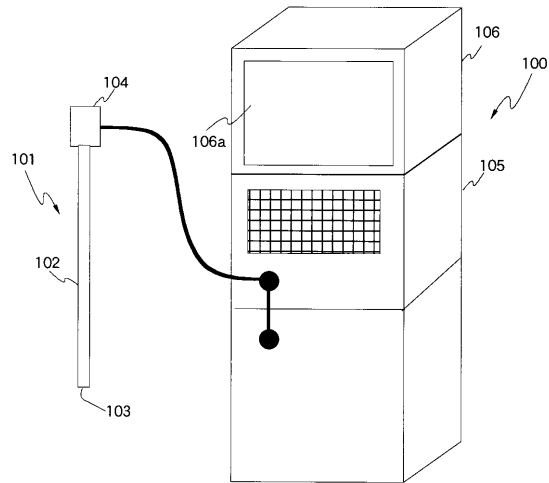
4 3 6 ... マトリックス演算部

4 3 9 ... 表示画像生成部

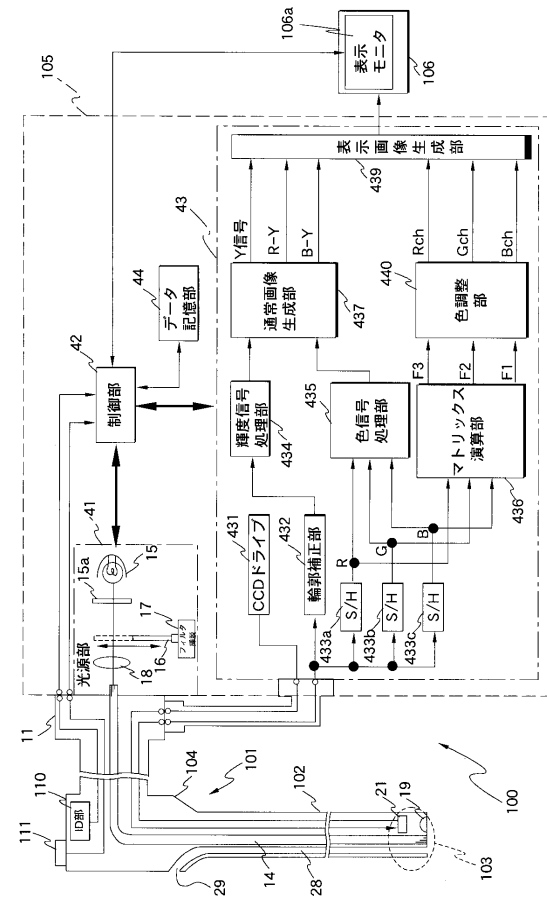
4 4 0 ... 色調整部

50

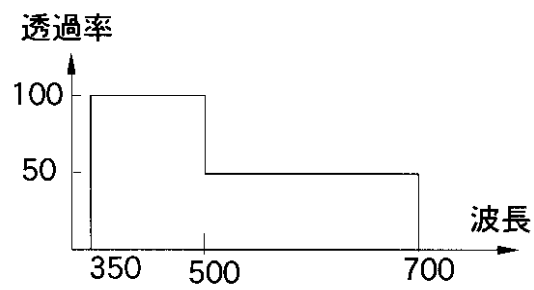
【図 1】



【図 2】



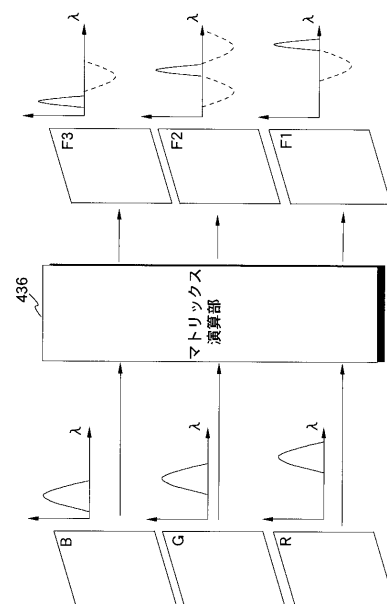
【図 3】



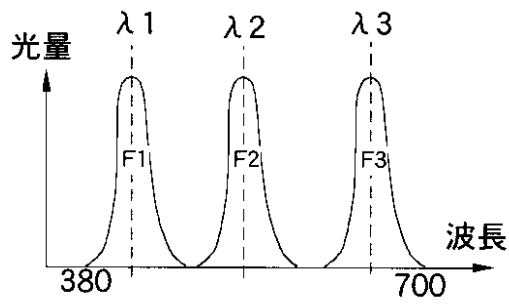
【図 4】

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

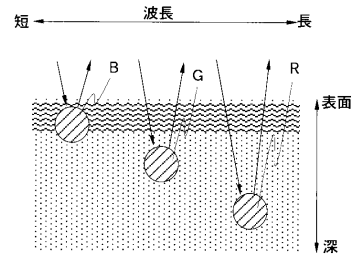
【図 5】



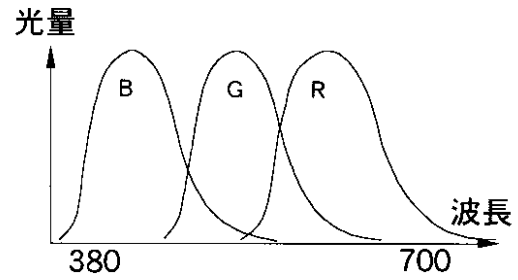
【図 6】



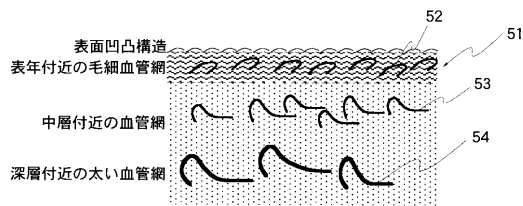
【図 8】



【図 9】



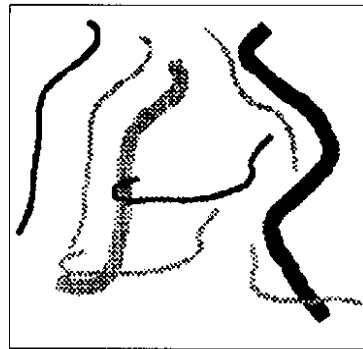
【図 7】



【図 10】



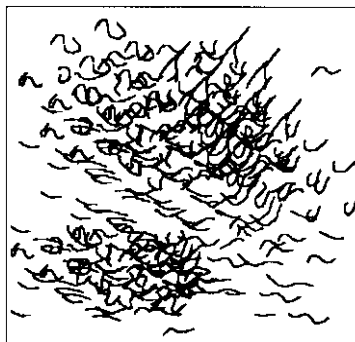
【図 12】



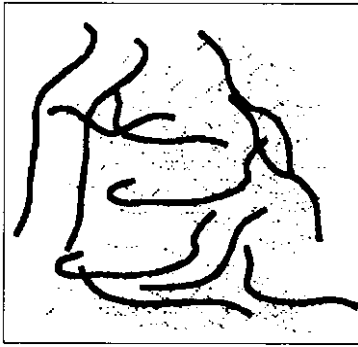
【図 11】



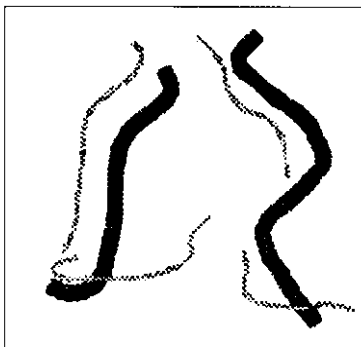
【図 13】



【図 14】



【図 15】



【図 18】

106a

分光画像の波長セットの設定

	$\lambda 1$	$\lambda 2$	$\lambda 3$
セット1	400nm	445nm	500nm
セット2	425nm	500nm	600nm
セット3	450nm	540nm	650nm
セット4	475nm	570nm	700nm

208

【図 19】

106a

分光画像の波長セットの設定

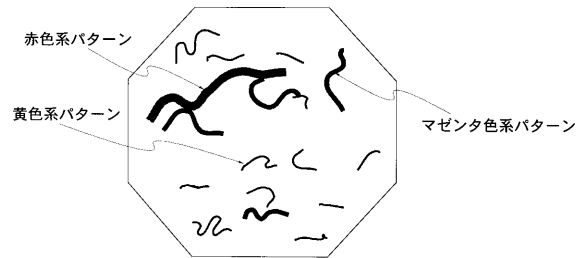
	$\lambda 1$	$\lambda 2$	$\lambda 3$
セット1	400nm	445nm	500nm
セット2	425nm	500nm	600nm
セット3	450nm	540nm	650nm
セット4	475nm	570nm	700nm

208

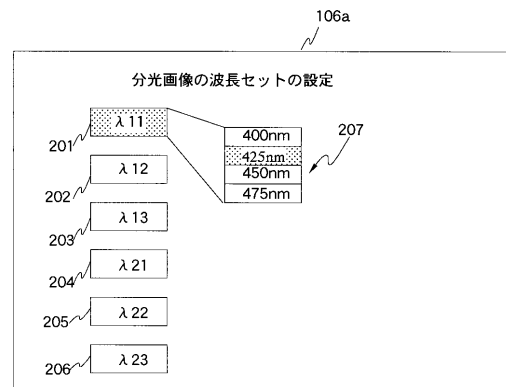
209

選択

【図 16】



【図 17】



【図 20】

106a

分光画像の波長セットの設定

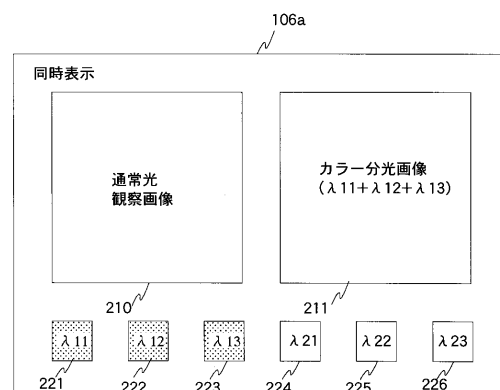
	$\lambda 1$	$\lambda 2$	$\lambda 3$
セット1	400nm	445nm	500nm
セット2	425nm	500nm	600nm
セット3	450nm	540nm	650nm
セット4	475nm	570nm	700nm

208

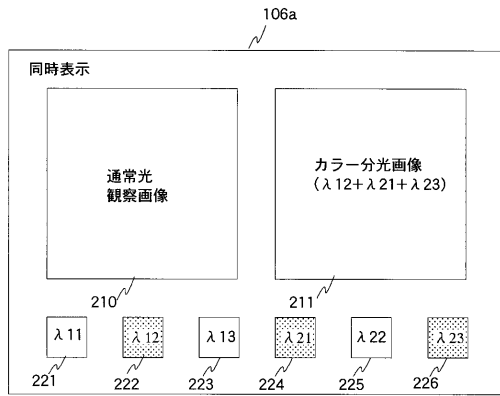
209

選択

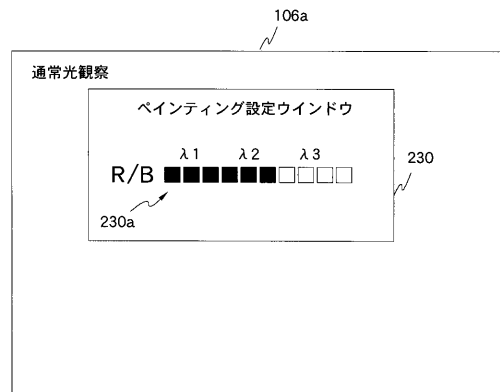
【図 21】



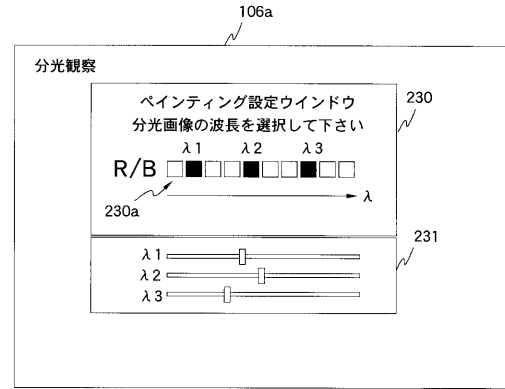
【図 2 2】



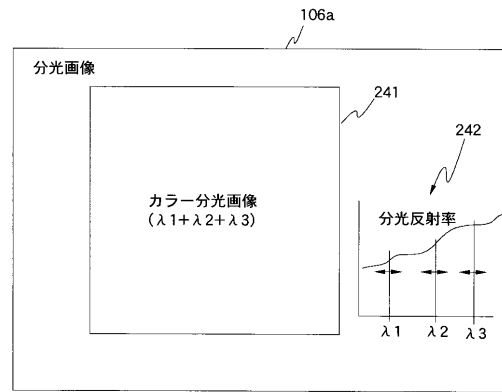
【図 2 3】



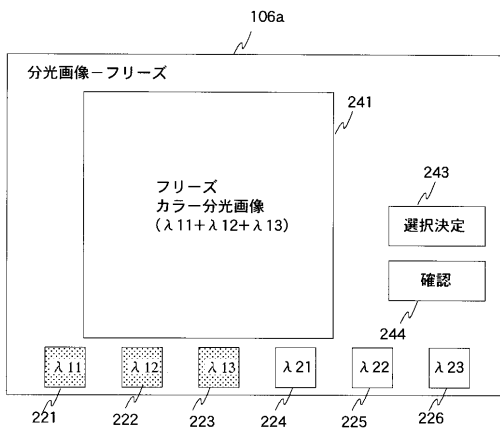
【図 2 4】



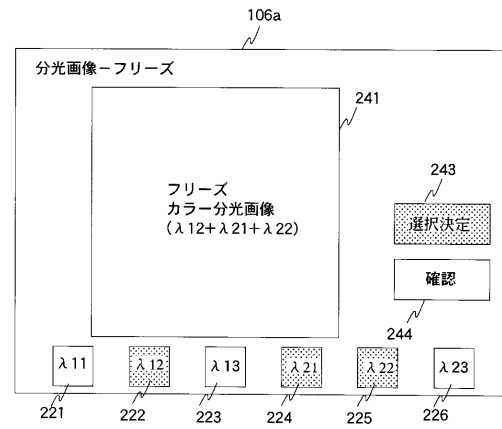
【図 2 5】



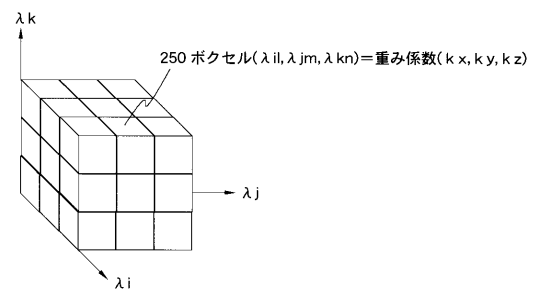
【図 2 6】



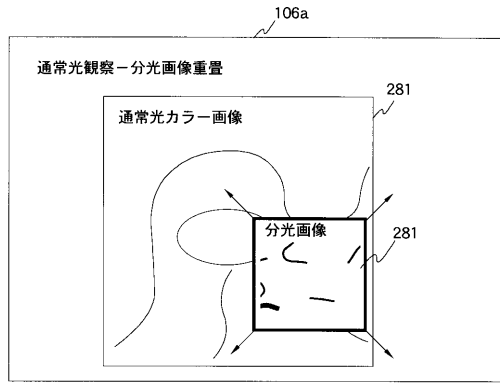
【図 2 7】



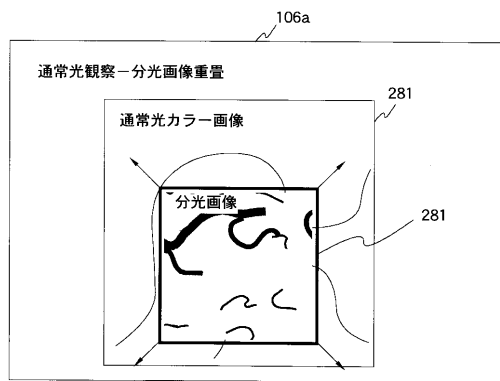
【図 2 8】



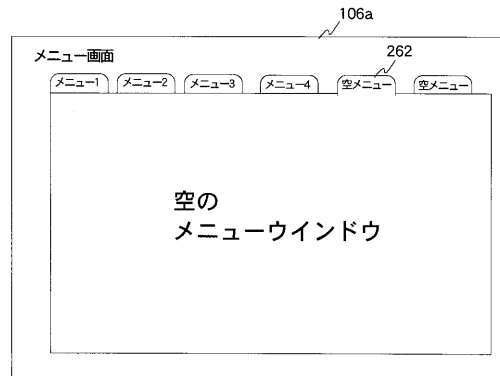
【図 29】



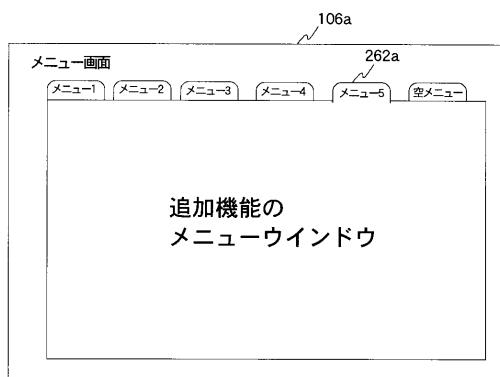
【図 30】



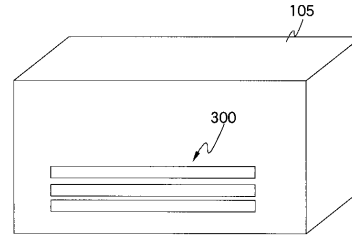
【図 33】



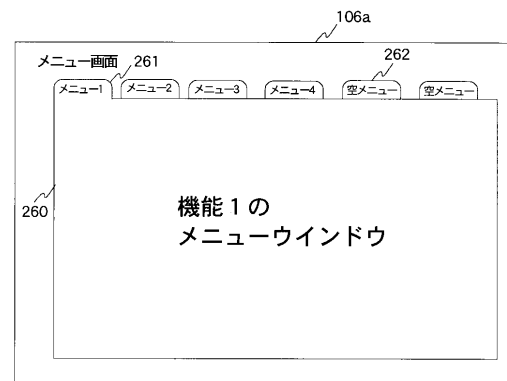
【図 34】



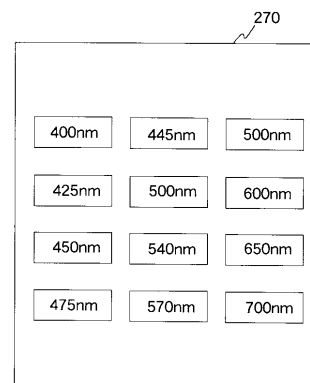
【図 31】



【図 32】



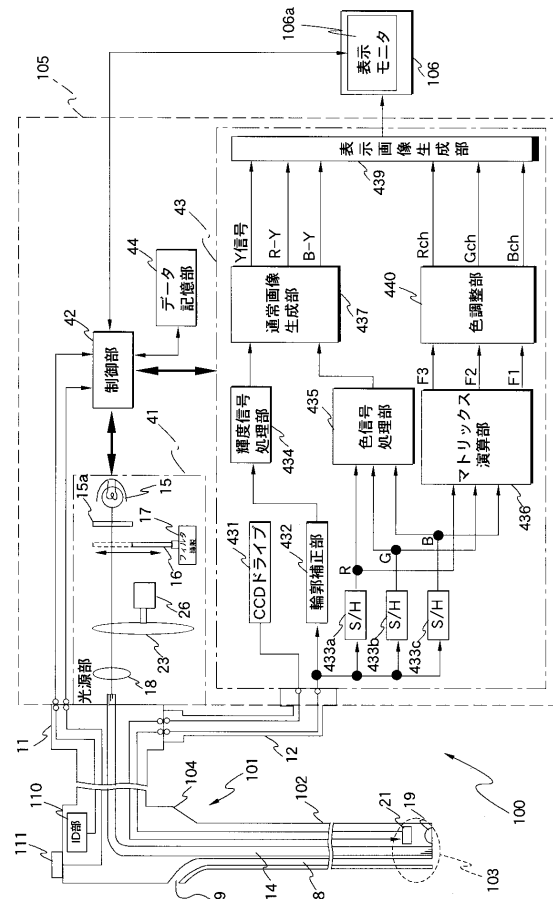
【図 35】



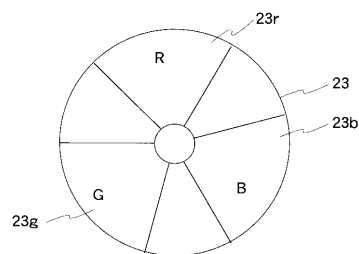
【図 36】

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

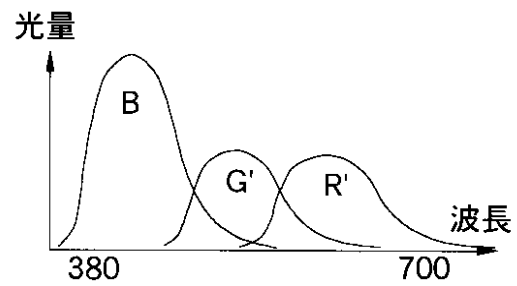
【図 37】



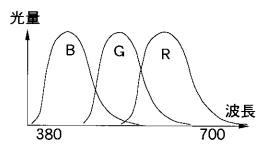
【図 38】



【図 40】



【図 39】





【圖 4 2】

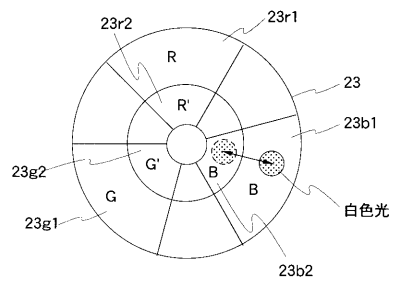


FIG. 1 is a schematic diagram of a circular device 23. The device is divided into four quadrants labeled I1, I2, I3, and I4. The quadrants are separated by radial lines 23i1, 23i2, 23i3, and 23i4. A central circular feature is also present.

---

フロントページの続き

(72)発明者 竹村 尚

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開2003-093336(JP,A)

特開2005-198750(JP,A)

特開2002-095635(JP,A)

特開2005-185541(JP,A)

特開2005-131130(JP,A)

特開2005-296200(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	生物观察装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4951256B2</a>	公开(公告)日	2012-06-13
申请号	JP2006073183	申请日	2006-03-16
[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		
当前申请(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	山崎健二 後野和弘 浦崎剛 竹村尚		
发明人	山▲崎▼ 健二 後野 和弘 浦崎 剛 竹村 尚		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06		
CPC分类号	G02B23/24 A61B1/00009 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 H04N5/2256 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.B A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.641 A61B1/06.510 G02B23/24.B H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ02 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR17 4C061/RR25 4C061/SS23 4C061/TT03 4C061/TT04 4C061/TT12 4C061/TT13 4C061/WW01 4C061/WW10 4C061/XX02 4C061/YY12 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR17 4C161/RR25 4C161/SS23 4C161/TT03 4C161/TT04 4C161/TT12 4C161/TT13 4C161/WW01 4C161/WW10 4C161/XX02 4C161/YY12 5C054/AA05 5C054/CC02 5C054/CH01 5C054/DA08 5C054/EA01 5C054/HA12		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2007244681A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：改善由可见光区域的照明光执行的离散光谱图像生成中的S / N. ŽSOLUTION：光源部件41连接到控制部件42和内窥镜101，以基于来自控制部件42的信号照射规定量的白光。光源部件41包括：作为白光的灯15资源;红外线截止滤光器15a;光量限制滤光器16，其插入/移出光路以限制白光的规定波长带中的光量;滤光器插入/移除驱动部分17，用于将光量限制滤光器16插入/移出光路;用于发射白光的聚光透镜18。例如，当光量限制滤光器16具有100%的蓝色带的透射率时，它将另一个带的透射率限制为50%。 Ž

数 8 ]

$$\begin{pmatrix} F1 \\ F2 \\ F3 \\ F4 \end{pmatrix} = \mathbf{O} \begin{pmatrix} I1 \\ I2 \\ I3 \\ I4 \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{O} = \begin{pmatrix} o_1 & o_2 & o_3 & o_4 \\ p_1 & p_2 & p_3 & p_4 \\ q_1 & q_2 & q_3 & q_4 \\ r_1 & r_2 & r_3 & r_4 \end{pmatrix}$$

0 1 0 7 ]

式 ( 8 ) では 4 つの帯域の作