

(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2009-225830
(P2009-225830A)

(43) 公開日 平成21年10月8日(2009.10.8)

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

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-71303 (P2008-71303)
(22) 出願日 平成20年3月19日 (2008. 3. 19)

(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100073184
弁理士 柳田 征史
(74) 代理人 100090468
弁理士 佐久間 剛
(72) 発明者 蔵本 昌之
東京都港区西麻布2丁目26番30号 富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 2H040 GA02 GA05 GA06 GA10 GA11
4C061 AA00 BB01 CC06 DD00 GG01
JJ18 LL02 MM05 NN01 NN05
NN07 QQ02 RR15 SS07 SS09
WW08 WW18 WW20 YY12
最終頁に続く

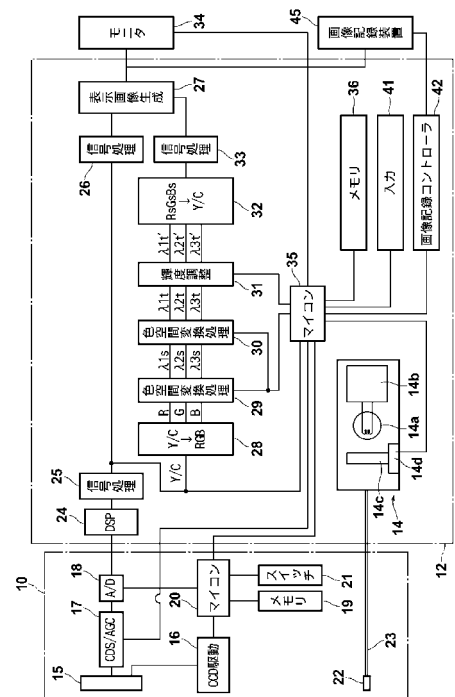
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】プロセッサ部へ、プロセッサ部のメモリにスコープ部の分光特性を反映した分光データが記憶されていないスコープ部を接続した場合であっても、この分光特性を反映した分光データを、プロセッサ部へ記憶させるための特別な手動操作を必要としない。

【解決手段】被観察体に白色光を照射し、被観察体を撮像した画像信号であるY（輝度）/C（色差）信号をR、G、B 3色画像信号に変換し、このR、G、B 3色画像信号と、プロセッサ部12に予め記憶されている標準マトリクス（分光）データとスコープ部10に予め記憶されている補助マトリクスとに基づいた補正されたマトリクスとから所定波長域の推定分光画像信号（1s、2s、3s）を形成し、さらに入力された各推定分光画像信号のゲインを用いて、擬似色分光画像信号（1t、2t、3t）を形成する。この擬似色分光画像信号（1t、2t、3t）から分光画像を生成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照明光の照射を受けた被観察体をカラー撮像素子で撮像するスコープ部と

該スコープ部が着脱自在に接続され、前記カラー撮像素子から出力されるカラー画像信号に基づいて、所定波長域の分光画像を形成する分光画像形成手段と、前記照明光を射出する光源とを有するプロセッサ部とを備える電子内視鏡装置において、

前記スコープ部が、該スコープ部の分光特性を反映する補助分光データを予め記憶する第1記憶部を備え、

前記プロセッサ部が、少なくとも前記照明光の分光特性を反映する標準分光データを記憶する第2記憶部を有し、

分光画像形成手段が、前記プロセッサ部へ前記スコープが接続された場合に、前記第1記憶部へ記憶されている補助分光データと、前記第2記憶部へ記憶されている標準分光データとに基づいて、前記分光画像を生成するものであることを特徴とする電子内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記第1記憶部が、前記分光画像を生成するための波長域を予め記憶するものであり、

前記分光画像形成手段が、前記第1記憶部に記憶されている波長域の分光画像を形成するものであることを特徴とする請求項1記載の電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は電子内視鏡装置に関し、特に詳細には、カラー画像を担持する画像信号を演算処理することによって、特定の波長域の分光画像（映像）を形成、表示可能とした電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

固体撮像素子を用いた電子内視鏡装置の分野では、近年、胃粘膜等の消化器管における分光反射率に基づいて、狭帯域バンドパスフィルタを組み合わせた分光イメージングを行う装置、すなわち狭帯域フィルタ内蔵電子内視鏡装置(Narrow Band Imaging-NBI)が注目されている。この装置は、面順次式のR（赤）、G（緑）、B（青）の回転フィルタの代わりに、狭（波長）帯域のバンドパスフィルタを設け、これら狭帯域バンドパスフィルタを介して照明光を順次出力し、これらの照明光で得られた信号に対しそれぞれの重み付けを変えながらR、G、B（RGB）信号の場合と同様の処理を行うことにより、分光画像を形成するものである。このような分光画像によれば、胃、大腸等の消化器において、従来では得られなかった微細構造等が抽出される。

30

【0003】

一方、特許文献1では、上記の狭帯域バンドパスフィルタを用いる面順次式のものではなく、固体撮像素子に微小モザイクの色フィルタを配置する同時式において、白色光が照射された被観察体を撮像して得た画像信号を基に、演算処理にて分光画像を形成することが提案されている。この特許文献1には、照明光の分光特性と、撮像素子のカラー感度特性および色フィルタの透過率等を含む撮像システム全体の分光特性とを加味したマトリクス（分光）データを求め、撮像素子により撮像されたRGB画像信号と、このマトリクス（分光）データとの演算により、照明光の種類や、撮像システムの固有の分光特性等に依存しない、被観察部の分光反射率データを得る手法が開示されている。特許文献1では、このマトリクス（分光）データとRGB画像信号との演算により、所定の波長域（1、2、3）における反射率を表す推定マトリクスを算出し、この推定マトリクスに基づいて分光画像を生成している。このような演算によって分光画像を形成する場合は、所望の波長域に対応した複数のフィルタを用意する必要がなく、またこれらの交換配置が不要となるので、装置の大型化が避けられ、低コスト化を図ることができる。

40

【0004】

50

ところで、このような分光画像を表示可能な電子内視鏡装置は、通常照明光の照射を受けた被観察体を撮像するカラー撮像素子が先端に配置されたスコープ部と、このスコープ部が着脱自在に接続され、撮像素子から出力されるカラー画像信号に基づいて所定波長域の分光画像を形成する分光画像形成手段および照明光を射出する光源とを有するプロセッサ部とから構成されている。スコープ部は、生体の体腔内に挿入されるため、使用部位毎に形状や分光特性が異なるスコープ部が種々開発されている。一方、プロセッサ部は汎用性があるため、一台のプロセッサ部に対して、多種類のスコープ部が順次接続されて使用されている。

【0005】

このため、特許文献2には、プロセッサ部に、多種類のスコープ部のそれぞれに対応する分光データをスコープ部の識別情報と共に予め記憶し、スコープ部を接続した際に該スコープ部の識別情報を読み出して、対応する分光データを用いて分光画像を形成する電子内視鏡装置が提案されている。

【特許文献1】特開2003-93336号公報

【特許文献2】特開2006-239204号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、このような特許文献2記載の電子内視鏡装置では、プロセッサ部には、該プロセッサ部が製造される前に製造されたスコープ部用の分光データは記憶されているが、プロセッサ部が製造された後に、新たに開発されたスコープ部に対応する分光データは記憶されていない。このため、プロセッサ部が製造された後に、新たに開発された新型のスコープ部を使用する場合等、プロセッサ部にこのスコープの分光特性を反映した分光データが記憶されていない場合には、手動操作により、プロセッサ部のメモリへ新たな分光データを記憶させる必要があり、電子内視鏡装置の使い勝手が悪いという問題がある。

【0007】

本発明は上記の問題点に鑑みてなされたものであり、プロセッサ部へ、このプロセッサ部のメモリにスコープ部の分光特性を反映した分光データが記憶されていないスコープ部を接続した場合であっても、この分光特性を反映した分光データを、プロセッサ部へ記憶させるための特別な手動操作を必要としない、使い勝手のよい電子内視鏡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】

【0008】

本発明の電子内視鏡装置は、照明光の照射を受けた被観察体をカラー撮像素子で撮像するスコープ部と

該スコープ部が着脱自在に接続され、前記カラー撮像素子から出力されるカラー画像信号に基づいて所定波長域の分光画像を形成する分光画像形成手段と、前記照明光を射出する光源とを有するプロセッサ部とを備える電子内視鏡装置において、

前記スコープ部が、該スコープ部の分光特性を反映する補助分光データを予め記憶する第1記憶部を備え、

前記プロセッサ部が、少なくとも前記照明光の分光特性を反映する標準分光データを記憶する第2記憶部を有し、

分光画像形成手段が、前記プロセッサ部へ前記スコープが接続された場合に、前記第1記憶部へ記憶されている補助分光データと、前記第2記憶部へ記憶されている標準分光データとに基づいて、前記分光画像を生成するものであることを特徴とするものである。

【0009】

前記第1記憶部が、前記分光画像を生成する波長域を予め記憶するものであれば、前記分光画像形成手段は、前記第1記憶部の記憶されている波長域の分光画像を生成するものであってもよい。

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明による電子内視鏡装置においては、照明光の照射を受けた被観察体をカラー撮像素子で撮像するスコープ部と、該スコープ部が着脱自在に接続され、前記カラー撮像素子から出力されるカラー画像信号に基づいて所定波長域の分光画像を形成する分光画像形成手段と、前記照明光を射出する光源とを有するプロセッサ部とを備える電子内視鏡装置において、前記スコープ部が、該スコープ部の分光特性を反映する補助分光データを予め記憶する第1記憶部を備え、前記プロセッサ部が、少なくとも前記照明光の分光特性を反映する標準分光データを記憶する第2記憶部を有し、分光画像形成手段が、前記プロセッサ部へ前記スコープ部が接続された場合に、前記第1記憶部へ記憶されている補助分光データと、前記第2記憶部へ記憶されている標準分光データとに基づいて、前記分光画像を生成するものであるため、プロセッサ部へ、このプロセッサ部のメモリにスコープ部の分光特性を反映した分光データが記憶されていないスコープ部を接続した場合であっても、従来必要であった、スコープ部の分光特性を反映した分光データをプロセッサ部へ記憶させるための特別な手動操作を行うことなく、このスコープ部の分光特性を加味した分光画像を生成することができ、使い勝手のよい電子内視鏡装置を提供することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 1 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。図1は、本発明の一実施形態による電子内視鏡装置の基本構成を示すものである。本内視装置は、モニタへ通常画像を表示する通常画像表示モード、または通常画像および分光画像を表示する分光画像表示モードにより動作するものである。図示の通りこの電子内視鏡装置は、被験者の体腔内、例えば上部消化管内に挿入されるスコープ部10と、このスコープ部10が着脱自在に接続されるプロセッサ部12とから構成されている。プロセッサ部12内には白色光を発する光源装置14が配置されている。スコープ部10の先端には照明窓22が設けられ、この照明窓22には、一端が上記光源装置14に接続されたライトガイド23の他端が対面している。

20

【 0 0 1 2 】

光源装置14は、白色光を発するランプ14aと、このランプ14aを点灯させる点灯駆動回路14bと、ランプ14aの前側に配置された絞り14cと、この絞り14cを開閉する絞り駆動部14dとから構成されている。なお、ランプ14aとライトガイド23との間には、該ランプ14aから発せられた白色光をライトガイド23に入射させるための光学系が設けられるが、それらについては図示を省いてある。また、この種の光源装置は、他の部位とは別体として構成されもよい。

30

【 0 0 1 3 】

上記スコープ部10の先端部には、固体撮像素子であるCCD15が設けられている。このCCD15としては、例えば撮像面にRGBの色フィルタを有する原色型の色フィルタが取り付けられている。なお、色フィルタとしては補色型の色フィルタを用いてもよい。

【 0 0 1 4 】

CCD15には、同期信号に基づいて駆動パルス形成するCCD駆動回路16が接続されると共に、このCCD15が出力した画像(映像)信号をサンプリングして増幅するCDS/AGC(相関二重サンプリング/自動利得制御)回路17が接続されている。またCDS/AGC回路17には、そのアナログ出力をデジタル化するA/D変換器18が接続されている。さらにスコープ部10内には、そこに設けられた各種回路を制御するとともに、プロセッサ部12との間の通信制御を行うマイコン20が配置されている。このマイコン20には、上部消化管用の波長域セット、ゲインセットと、補助分光データである補助マトリクスとが記憶されているメモリ21が接続されている。上部消化管用の波長域セット、ゲインセットと、補助マトリクスについての詳細は後述する。

40

【 0 0 1 5 】

またスコープ部10の根元近傍には、マイコン20に接続され、表示モードの切換を行

50

う押圧型のスイッチ 2 1 が設けられている。

【 0 0 1 6 】

一方プロセッサ部 1 2 には、デジタル化された画像信号に対して各種の画像処理を施す DSP (デジタル信号プロセッサ) 2 4 が設けられている。この DSP 2 4 は、上記 CCD 1 5 から出力される R、G、B の 3 色画像信号から輝度 (Y) 信号と色差 [C (R - Y , B - Y)] 信号で構成される Y / C 信号を生成し、それを出力するものであり、該 DSP 2 4 には I / P 変換およびノイズ除去などを行う信号処理回路 2 5 が接続されている。信号処理回路 2 5 には、表示用の通常カラー画像信号を形成する信号処理回路 2 6 と、後述する分光カラー画像信号を生成するための第 1 色変換回路 2 8 とが接続されている。

【 0 0 1 7 】

信号処理回路 2 6 は、鏡像処理、マスク発生、キャラクタ発生、色調整、色彩強調、構造強調などの各種信号処理を行い、表示用の通常カラー画像信号を生成し、この通常カラー画像信号を表示画像生成部 2 7 へ出力する。表示画像生成部 2 7 には、例えば液晶表示装置や CRT 等からなるモニタ 3 4 および、光走査記録装置等からなる画像記録装置 4 5 が接続されている。表示画像生成部 2 7 では、通常画像表示モードが選択されている場合には、信号処理回路 2 6 から出力される通常カラー画像信号をモニタ 3 4 および画像記録装置 4 5 へ出力し、分光画像表示モードが選択されている場合には、信号処理回路 2 6 から出力される通常カラー画像信号と、後述する分光カラー画像信号を合成して、合成カラー画像信号を生成し、モニタ 3 4 および画像記録装置 4 5 へ出力する。

【 0 0 1 8 】

第 1 色変換回路 2 8 は、上記信号処理回路 2 5 から出力された Y / C 信号を R、G、B の 3 色画像信号に変換する。なお、上記 DSP 2 4 はスコープ部 1 0 側に配置してもよい。

【 0 0 1 9 】

上記第 1 色変換回路 2 8 の後段側には、この 3 色画像信号 R、G、B に対して、予め記憶されている推定分光画像信号生成用の標準マトリクス (分光) データを用いたマトリクス演算、または標準マトリクス (分光) データとスコープ部 1 0 に記憶されている補助マトリクスとを用いたマトリクス演算を行って、選択された波長 1 , 2 , 3 に対する推定分光画像信号 1 s , 2 s , 3 s を出力する第 1 色空間変換処理回路 2 9 と、この推定分光画像信号 1 s , 2 s , 3 s を、使用者が入力した各画像信号毎のゲイン値を用いて増幅して、擬似色分光画像信号 1 t , 2 t , 3 t を出力する第 2 色空間変換処理回路 3 0 と、この擬似色分光画像信号 1 t , 2 t , 3 t の全ての信号の平均輝度が、DSP 2 4 から出力された Y / C 信号、すなわち通常カラー画像信号の全ての信号の平均輝度と略等しくなるように、擬似色分光画像信号 1 t , 2 t , 3 t の輝度を調整して、輝度調整が行われた擬似色分光画像信号 1 t' , 2 t' , 3 t' を出力する輝度調整回路 3 1 と、この擬似色分光画像信号 1 t' , 2 t' , 3 t' を、RGB 信号に対応させた処理をするためにそれぞれ R、G、B チャンネルへ入力し、この入力信号を Y / C 信号に変換する第 2 色変換回路 3 2、鏡像処理、マスク発生、キャラクタ発生、色調整、色彩強調、構造強調などの各種信号処理を行う信号処理回路 3 3、および表示画像生成部 2 7 が逐次この順に接続されている。

【 0 0 2 0 】

またプロセッサ部 1 2 内には、スコープ部 1 0 との間の通信を行うと共に、該装置 1 2 内の各回路を制御し、また推定分光画像信号を形成するためのマトリクスを上記色空間変換処理回路 2 9 に入力する等の機能を有するマイコン 3 5 が設けられている。

【 0 0 2 1 】

なお、プロセッサ 1 2 へ、補助マトリクスが記憶されていない標準型のスコープ部が接続された場合と、補助マトリクスが記憶されている新型のスコープ部 1 0 が接続された場合とでは、マイコン 3 5 はマトリクス (分光) データを上記色空間変換処理回路 2 9 に設定する際に異なる動作を実行する。以下、まず補助マトリクスが記憶されていない標準型のスコープ部が、プロセッサ 1 2 へ接続された場合の動作について説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 2 】

上記メモリ 3 6 には、波長域セット a および波長域セット b と、ゲインセット a およびゲインセット b と、R G B 信号に基づいて推定分光画像信号を形成するための標準マトリクス（分光）データがテーブルの形で記憶されている。本実施形態において、このメモリ 3 6 に格納されている標準マトリクス（分光）データの一例は次の表 1 のようになる。

【表 1】

パラメータ	k_{pr}	k_{pg}	k_{pb}
p1	0.000083	-0.00188	0.003592
⋮	⋮	⋮	⋮
p18	-0.00115	0.000569	0.003325
p19	-0.00118	0.001149	0.002771
p20	-0.00118	0.001731	0.0022
p21	-0.00119	0.002346	0.0016
p22	-0.00119	0.00298	0.000983
p23	-0.00119	0.003633	0.000352
⋮	⋮	⋮	⋮
p43	0.003236	0.001377	-0.00159
p44	0.003656	0.000671	-0.00126
p45	0.004022	0.000068	-0.00097
p46	0.004342	-0.00046	-0.00073
p47	0.00459	-0.00088	-0.00051
p48	0.004779	-0.00121	-0.00034
p49	0.004922	-0.00148	-0.00018
p50	0.005048	-0.00172	-0.000036
p51	0.005152	-0.00192	0.000088
p52	0.005215	-0.00207	0.000217
⋮	⋮	⋮	⋮
p61	0.00548	-0.00229	0.00453

【 0 0 2 3 】

この表 1 の標準マトリクス（分光）データは、例えば 4 0 0 n m から 7 0 0 n m の波長域を 5 n m 間隔で分けた 6 1 の波長域パラメータ（係数セット）p 1 ~ p 6 1 からなる。パラメータ p 1 ~ p 6 1 は各々、マトリクス演算のための係数 k_{pr} , k_{pg} , k_{pb} ($p = 1 \sim 61$) から構成される。マイコン 3 5 は、後述する波長域設定操作により、分光画像を形成する波長域 (1 , 2 , 3) が設定されると、この波長域に対応する係数から構成される 3 × 3 のマトリクスを色空間変換処理部 2 9 へ入力する。

【 0 0 2 4 】

そして色空間変換処理回路 2 9 において、上記 3 × 3 のマトリクスと第 1 色変換回路 2

10

20

30

40

50

8 から出力された R G B 信号とにより次式で示すマトリクス演算が行われて、推定分光画像信号 $1s$, $2s$, $3s$ が形成される。

【数 1】

$$\begin{bmatrix} \lambda 1s \\ \lambda 2s \\ \lambda 3s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{1r} & k_{1g} & k_{1b} \\ k_{2r} & k_{2g} & k_{2b} \\ k_{3r} & k_{3g} & k_{3b} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

【0025】

すなわち、分光画像を構成する波長域 1 , 2 , 3 としてそれぞれ例えば 500 nm , 620 nm , 650 nm が選択される場合は、係数 (k_{pr} , k_{pg} , k_{pb}) として、表 1 の 61 のパラメータのうち、中心波長 500 nm に対応するパラメータ p_{21} の係数 (-0.00119 , 0.002346 , 0.0016)、中心波長 620 nm に対応するパラメータ p_{45} の係数 (0.004022 , 0.000068 , 0.00097)、および中心波長 650 nm に対応するパラメータ p_{51} の係数 (0.005152 , -0.00192 , 0.000088) からなるマトリクスを用いて上記マトリクス演算がなされる。

【0026】

次に、補助マトリクスが記憶されている新型のスコープ部 10 が接続された場合の動作について説明する。スコープ部 10 のメモリ 21 には、上部消化観用の波長域セット c および波長域セット d と、ゲインセット c とゲインセット d と、前記標準マトリクス (分光) データを、スコープ 10 の分光特性と適合するように補正するための補助マトリクスが記憶されている。この補助マトリクスは、 3×3 のマトリクスデータ M_{qr} , M_{qg} , M_{qb} ($q = 1 \sim 3$) から構成される。

【0027】

マイコン 35 は、後述する波長域設定操作により、分光画像を形成する波長域 (1 , 2 , 3) が設定されると、この波長域に対応する係数から構成される 3×3 のマトリクスをメモリ 36 に記憶されている標準マトリクス (分光) データからよみだし、さらに 3×3 の補助マトリクスをスコープ部 10 のメモリ 19 から読み出す。これらのマトリクスを用いて、次式で示すマトリクス演算を行い、 3×3 の補正されたマトリクスを算出する。

【数 2】

$$\begin{bmatrix} C_{1r} & C_{1g} & C_{1b} \\ C_{2r} & C_{2g} & C_{2b} \\ C_{3r} & C_{3g} & C_{3b} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{1r} & k_{1g} & k_{1b} \\ k_{2r} & k_{2g} & k_{2b} \\ k_{3r} & k_{3g} & k_{3b} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} M_{1r} & M_{1g} & M_{1b} \\ M_{2r} & M_{2g} & M_{2b} \\ M_{3r} & M_{3g} & M_{3b} \end{bmatrix}$$

【0028】

上記数 2 式により、補正されたマトリクスは、スコープ部 10 の分光特性を反映させたマトリクスとなり、この補正されたマトリクスを用いてマトリクス演算を行うことにより、より信頼性の高い分光画像が形成可能となる。マイコン 35 は、この補正されたマトリクスを色空間変換処理部 29 へ入力する。色空間変換処理回路 29 では、この補正されたマトリクスと第 1 色変換回路 28 から出力された R G B 信号とにより次式で示すマトリクス演算が行われて、推定分光画像信号 $1s$, $2s$, $3s$ が形成される。

【数 3】

$$\begin{bmatrix} \lambda 1s \\ \lambda 2s \\ \lambda 3s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{1r} & C_{1g} & C_{1b} \\ C_{2r} & C_{2g} & C_{2b} \\ C_{3r} & C_{3g} & C_{3b} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

【0029】

10

20

30

40

50

マイコン 35 には上記メモリ 36 に加えて、モニタ 34、キーボード型の入力部 41、画像記録コントローラ 42、およびスコープ部 10 のマイコン 20 が接続されている。図 2 は分光画像表示モードが選択された際のモニタ 34 に表示される画面 47 の一例を示す図である。モニタ 34 の画面 47 には、通常画像 48 および分光画像 49 と、分光画像を形成する波長域を表示、選択または設定するための波長域表示小画面 51 と、各波長域のゲインを表示、選択または設定するためのゲイン表示小画面 52 とが表示される。

【0030】

波長域表示小画面 51 には、例えば、波長域セットを選択するためのセット選択スイッチ 53 と、波長域 1, 2, 3 を表示し、また手動入力により設定するための波長表示スイッチ 54a ~ 54c が表示される。また、ゲイン表示小画面 52 には、ゲインセットを選択するためのセット選択スイッチ 55 と、ゲイン e1、e2、e3 を表示し、また手動入力により設定するためのゲイン表示スイッチ 56a ~ 56c が表示される。これらの小画面に表示されているスイッチは、キーボード型の入力部 41 により操作される。

10

【0031】

以下、上記構成を有する本実施形態の電子内視鏡装置の作用について説明する。まず、通常画像表示モードの際の動作について説明する。通常画像表示モードでは、通常カラー画像が形成される。これらの画像を形成する際には、図 1 に示す光源装置 14 が駆動され、そこから発せられた白色光が絞り 14c を経てライトガイド 23 に入射し、スコープ部 10 内に配されたライトガイド 23 の先端から出射した白色光が被観察体に照射される。そして、CCD 駆動回路 16 によって駆動された CCD 15 がこの被観察体を撮像し、撮像信号を出力する。この撮像信号は CDS / AGC 回路 17 で相関二重サンプリングと自動利得制御による増幅を受けた後、A / D 変換器 18 で A / D 変換されて、RGB 画像信号としてプロセッサ部 12 の DSP 24 に入力される。DSP 24 では、スコープ部 10 からの出力された 3 色画像信号である RGB 画像信号に対し色変換処理が行われ、前述の通りの Y / C 信号、すなわち通常カラー画像信号が形成される。この DSP 24 が出力する Y / C 信号（通常カラー画像信号）は信号処理回路 25 において I / P 変換およびノイズ除去などが行われ、信号処理回路 26 に入力され、鏡像処理、マスク発生、キャラクタ発生、色調整、色彩強調、構造強調などの各種信号処理が施され、表示画像生成部 27 へ出力される。表示画像生成部 27 では、信号処理回路 26 から出力された通常カラー画像信号と、後述する分光カラー画像信号を合成して、一枚のカラー画像を生成し、モニタ 34 および画像記録装置 45 へ出力する。

20

30

【0032】

次に補助マトリクス等を記憶する新型のスコープ部 10 がプロセッサ部 12 に接続されている場合の分光画像表示モードにおける動作について説明する。本装置が通常画像表示モードで動作している時に、使用者がスコープ部 10 に設けられているスイッチ 21 を押圧すると、動作モードが通常画像表示モードから通常画像と分光画像の両画像を表示する分光画像表示モードへ切り替わる。

【0033】

分光画像表示モードでは、上述した通常カラー画像形成動作と平行して、分光カラー画像形成動作が行われる。以下、分光カラー画像形成について説明する。上述したように、DSP 24 が出力する Y / C 信号（通常カラー画像信号）は、信号処理回路 25 を介して、信号処理回路 26 に入力され、通常カラー画像が形成されている。同時に DSP 24 が出力する Y / C 信号は、信号処理回路 25 を介して、第 1 色変換回路 28 に入力され、そこで RGB 信号に変換される。この RGB 信号は第 1 色空間変換処理回路 29 へ供給され、この第 1 色空間変換処理回路 29 では RGB 信号と入力されているマトリクス形状のパラメータとにより、推定分光画像形成のためのマトリクス演算がなされる。

40

【0034】

以下、この演算について説明する。入力部 43 の操作によって 1, 2, 3 の 3 つの波長域が設定され、マイコン 35 はそれらの 3 つの選択波長域に対応するパラメータをメモリ 36 に記憶されている標準マトリクス（分光）データをから読み出し、また補助マ

50

トリクスをスコープ部 10 のメモリ 19 から読み出し、前記数 2 式に示すマトリクス演算を行い補正された 3×3 のマトリクスを算出し、そのマトリクスを色空間変換処理回路 29 に入力する。前記数 3 式のマトリクス演算にて推定分光画像信号 $1s$, $2s$, $3s$ が形成される。

【0035】

その後、上記推定分光画像信号 $1s$, $2s$, $3s$ は、第 2 色空間変換処理回路 30 へ供給される。この第 2 色空間変換処理回路 30 では推定分光画像信号 $1s$, $2s$, $3s$ と、推定分光画像信号 $1s$ 、 $2s$ 、 $3s$ の各信号のゲイン値を示すマトリクスとにより、擬似色分光画像形成のためのマトリクス演算がなされる。

【0036】

以下、この演算について説明する。入力部 43 の操作によって各推定分光画像信号 ($1s$ 、 $2s$ 、 $3s$) に対するゲイン値が設定されている。マイコン 35 はそれらの 3 つのゲイン値に対応する 1×3 のマトリクスを生成し、第 2 色空間変換処理回路 30 に出力する。

【0037】

例えば、3 つの波長域 1 , 2 , 3 に対するゲイン値として $e1$ 、 $e2$ および $e3$ が選択された場合は、推定分光画像信号 ($1s$ 、 $2s$ 、 $3s$) 号から次の数 4 式のマトリクス演算にて擬似色分光画像信号 $1t$, $2t$, $3t$ が形成される。

【数 4】

$$\begin{bmatrix} \lambda 1t \\ \lambda 2t \\ \lambda 3t \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda 1s \\ \lambda 2s \\ \lambda 3s \end{bmatrix} \times [e1, e2, e3]$$

【0038】

その後、上記擬似色分光画像信号 $1t$, $2t$, $3t$ は、輝度調整回路 31 へ供給される。輝度調整回路 31 では、この擬似色分光画像信号 $1t$, $2t$, $3t$ の全ての信号の平均輝度が、DSP 24 から出力された Y / C 信号、すなわち通常カラー画像信号の全ての信号の平均輝度と略等しくなるように、擬似色分光画像信号 $1t$, $2t$, $3t$ の輝度を調整する輝度調整がおこなわれる。

【0039】

以下、この輝度調整について説明する。マイコン 35 は、まず DSP 24 から出力された 1 フィールドに関する Y / C 信号、すなわち 1 フィールド分の通常カラー画像信号の Y (輝度) 信号の平均値 (通常 Yav) を算出する。また、1 フィールド分の擬似色分光画像信号 $1t$, $2t$, $3t$ が生成された時点で、1 フィールド分の擬似色分光画像信号の全てに対して、Y / C 信号へ変換した場合の Y (輝度) 信号値を次の式 4 により算出する。

【数 5】

$$Y = (0.299\lambda 1t + 0.587\lambda 2t + 0.114\lambda 3t)$$

【0040】

マイコン 35 は 1 フィールド分の似色分光画像信号の全ての Y (輝度) 信号値の平均値 (分光 Yav) を算出し、通常 Yav との比率を求める。通常 $Yav =$ ・ 分光 Yav であった場合には、次の式 5 の演算により、輝度調整が行われた擬似色分光画像信号 $1t'$, $2t'$, $3t'$ を算出する。

10

20

30

40

【数 6】

$$\begin{bmatrix} \lambda 1t' \\ \lambda 2t' \\ \lambda 3t' \end{bmatrix} = \alpha \begin{bmatrix} \lambda 1t \\ \lambda 2t \\ \lambda 3t \end{bmatrix}$$

【0041】

その後、擬似色分光画像信号 $1t'$, $2t'$, $3t'$ が各々 Rs , Gs , Bs の 3 色画像信号として第 2 色変換回路 32 に入力され、この第 2 色変換回路 32 では、 Rs , Gs , Bs の 3 色画像信号が Y / C 信号 (Y , $Rs - Y$, $Bs - Y$) に変換され、この Y / C 信号、すなわち分光カラー画像信号が信号処理回路 33 により信号処理が施され、表示画像生成部 27 へ入力される。表示画像生成部 27 では、信号処理回路 26 から出力された通常カラー画像信号と、信号処理部 33 から出力された分光カラー画像信号を合成して、一枚のカラー画像を生成し、モニタ 34 および画像記録装置 45 へ出力する。

【0042】

上記分光カラー画像信号に基づいてモニタ 34 に表示される分光画像は、図 3 および図 4 で示すような波長域の色成分で構成されるものとなる。すなわち図 3 は、原色型 C C D 15 の色フィルタの分光感度特性 R , G , B に、分光画像を形成する 3 つの波長域 1 , 2 , 3 を重ねた概念図であり、また図 4 は、生体の反射スペクトルに 3 つの波長域 1 , 2 , 3 を重ねた概念図である。先に例示したパラメータ $p21$, $p45$, $p51$ による分光画像信号 $1s$, $2s$, $3s$ は、図 4 に示されるように各々 500 nm、620 nm、650 nm を中心波長とする ± 10 nm 程度の範囲の波長域の色信号であり、これら 3 つの波長域の色の組合せから構成される分光画像 (動画あるいは静止画) が表示されることになる。

【0043】

次に、上記波長域 1 , 2 , 3 およびゲイン $e1$, $e2$, $e3$ の表示、選択および設定について説明する。本実施形態ではプロセッサ 12 のメモリ 36 には、波長域セット 1 , 2 , 3 として、例えば 400 , 500 , 600 (nm、以下同様) の波長域セット a と血管を描出するための 470 , 500 , 670 の波長域セット b とが記憶されている。また、ゲインセットとして、(1 , 1 , 1) からなるゲインセット a と (2 , 1 , 1) からなるゲインセット b とが記憶されている。

【0044】

また、スコープ部 10 のメモリ 21 には、波長域セット 1 , 2 , 3 として、例えば 550 , 500 , 470 (nm、以下同様) の波長域セット c と 525 , 495 , 495 の波長域セット d とが記憶されている。また、ゲインセットとして、(1 , 2 , 1) からなるゲインセット c と (1 , 1 , 2) からなるゲインセット d とが記憶されている。

【0045】

波長域セットおよびゲインセットを記憶していない標準型のスコープ部が接続された状態で、分光画像表示モードが選択された場合、上記波長域セット a (400 , 500 , 600) およびゲインセット a (1 , 1 , 1) がマイコン 35 によって選択される。そして、分光画像表示モードが選択された場合には、図 2 に示すように、この選択された波長セット a の波長 (400 , 500 , 600) が波長表示スイッチ 54 a ~ 54 c により表示され、またゲイン標準セット a (1 , 1 , 1) がゲイン表示スイッチ 56 a ~ 56 c に表示される。

【0046】

第 1 色空間変換処理回路 29 は、波長域 (400 , 500 , 600) について、前述のマトリクス演算を行い、増幅回路推定分光画像信号 $1s$, $2s$, $3s$ を形成する。また、第 2 色空間変換処理回路 30 は、ゲイン (1 , 1 , 1) を用いて前述の演算を行い、擬似色分光画像信号 $1t$, $2t$, $3t$ を形成する。

【0047】

また臨床医師等の装置操作者は、キーボード型の入力部 4 1 を用いて、選択スイッチ 5 4 を選択することにより、波長セットを、波長セット a と波長セット b の間で切り換え、任意に選択することができる。また、キーボード型の入力部 4 1 の操作により、波長表示スイッチ 5 4 a ~ 5 4 c の位置を左右へ移動させることにより、波長域を任意の値に設定することもできる。

【0048】

同様に装置操作者は、キーボード型の入力部 4 1 を用いて、選択スイッチ 5 6 を操作することにより、ゲインセットを、ゲインセット a とゲインセット b との間で切り換え、任意に選択することができる。また、ゲイン表示スイッチ 5 6 a ~ 5 6 c の位置を左右へ移動させることにより、ゲインを任意の値に設定することができる。

10

【0049】

なお、波長セットとして、前述したような波長セットの他に、装置使用者である医師の要望等に応じて別のセットを用意し、それらをメモリ 3 6 に記憶しておいて適宜選択使用できるようにしてもよい。

【0050】

一方、波長域セット c、波長域セット d、ゲインセット c およびゲインセット d を記憶しているスコープ部 1 0 がプロセッサ 1 2 に接続されている状態で、分光画像表示モードが選択された場合には、上記波長域セット c (5 5 0 , 5 0 0 , 4 7 0) およびゲインセット c (1 , 2 , 1) がマイコン 3 5 によって選択される。そして、分光画像表示モードが選択された場合には、図 2 に示すように、この選択された波長域セット c の波長 (5 5 0 , 5 0 0 , 4 7 0) が波長表示スイッチ 5 4 a ~ 5 4 c により表示され、またゲイン標準セット c (1 , 2 , 1) がゲイン表示スイッチ 5 6 a ~ 5 6 c に表示される。

20

【0051】

第 1 色空間変換処理回路 2 9 は、波長域 (5 5 0 , 5 0 0 , 4 7 0) について、前述のマトリクス演算を行い、増幅回路推定分光画像信号 1 s , 2 s , 3 s を形成する。また、第 2 色空間変換処理回路 3 0 は、ゲイン (1 , 2 , 1) を用いて前述の演算を行い、擬似色分光画像信号 1 t , 2 t , 3 t を形成する。

【0052】

また臨床医師等の装置操作者は、キーボード型の入力部 4 1 を用いて、選択スイッチ 5 4 を選択することにより、波長セットを、波長セット c と波長セット d の間で切り換え、任意に選択することができる。また、キーボード型の入力部 4 1 の操作により、波長表示スイッチ 5 4 a ~ 5 4 c の位置を左右へ移動させることにより、波長域を任意の値に設定することもできる。

30

【0053】

同様に装置操作者は、キーボード型の入力部 4 1 を用いて、選択スイッチ 5 6 を選択することにより、ゲインセットを、ゲインセット c とゲインセット d との間で切り換え、任意に選択することができる。また、ゲイン表示スイッチ 5 6 a ~ 5 6 c の位置を左右へ移動させることにより、ゲインを任意の値に設定することができる。

【0054】

なお本実施形態においては、表示画像生成回路 2 7 の出力がモニタ 3 4 の他に画像記録装置 4 5 にも入力されるようになっており、マイコン 3 5 によって制御される画像記録コントローラ 4 2 が画像記録装置 4 5 に画像記録の指示を与えた場合は、その指示で指定されたシーンの通常カラー画像あるいは分光画像のハードコピーがこの画像記録装置 4 5 から出力される。

40

【0055】

以上の説明で明らかなように、本電子内視鏡装置では、プロセッサ部が製造された後に、新たに開発された新型のスコープ部を使用する場合等であっても、従来必要であった、プロセッサ部のメモリへこの新型のスコープの分光データを記憶させる操作を行うことなく、この新型のスコープ部の分光特性を加味した分光画像を生成することができ、使い勝手のよい電子内視鏡装置を提供することができる。また、より厳密には、同タイプのスコー

50

ープ部であっても、分光特性にはわずかな差が存在している場合がある。このような場合であっても、個々のスコープ部の分光特性を反映させた分光データである補助マトリクスを各スコープ部へ記憶させれば、より信頼性の高い分光画像を生成することができる。

【 0 0 5 6 】

さらに、上述したように波長域セット c、波長域セット d、ゲインセット c およびゲインセット d を記憶しているスコープ部 1 0 がプロセッサ 1 2 に接続されている状態で、分光画像表示モードが選択された場合には、自動的にこのスコープ部 1 0 に記憶されている波長域セットおよびゲインセットに基づいて、分光画像が形成されるため、スコープ部 1 0 が例えば上部消化管用のスコープ部であれば上部消化管の分光画像を形成するために好ましい波長域およびゲインにより分光画像が形成され、例えば下部消化管用のスコープ部であれば下部消化管の分光画像を形成するために好ましい波長域およびゲインにより分光画像が形成されるため、本電子内視鏡装置の使い勝手がさらに向上する。

【 0 0 5 7 】

また上記実施形態では、400nmから700nmの波長域を61の波長域に分割して選択できるようにしてあるが、波長域 1, 2, 3 として、赤外域を含めた波長域、あるいは赤外域のみの波長域を選択することにより、可視光域のカットフィルタを用いることなく、従来において赤外線照射して得られる画像に近似した分光画像を得ることができる。また従来の内視鏡では、励起光照射により癌組織等から発せられる蛍光を撮影することが行われるが、上記 1, 2, 3 の波長域として、蛍光波長に合わせたものを選択することにより、蛍光を発する部分の分光画像を形成することができ、この場合は、励起光のカットフィルタが不要となる利点がある。

【 0 0 5 8 】

さらに、従来の内視鏡では、被観察体にインディゴやピオクタニン等の色素散布を行い、色素散布によって着色した組織を撮像することが行われているが、上記 1, 2, 3 の波長域として、色素散布によって着色する組織が描出できる波長域を選択することにより、色素散布をすることなく、色素散布時の画像と同等の分光画像を得ることもできる。

【 0 0 5 9 】

なお、本実施形態においては、擬似色分光画像信号 1 t', 2 t', 3 t' を各々 R s, G s, B s の3色画像信号として第2色変換回路 3 2 に入力する際には、擬似色分光画像信号 1 t', 2 t', 3 t' を、その順番のまま R s, G s, B s 3色画像信号へ割り当てるが、使用者が特殊な色表示を望む場合等には、順番を変更して割り当ててもよい。このような場合には、例えば血管の部分が黄色や青色に表示されるような分光画像が表示される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 0 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態に係る電子内視鏡装置の構成を示すブロック図

【 図 2 】 図 1 の電子内視鏡装置のモニタの画面の模式図

【 図 3 】 分光画像の波長域の一例を、原色型 CCD の分光感度特性と共に示すグラフ

【 図 4 】 分光画像の波長域の一例を、生体の反射スペクトルと共に示すグラフ

【 符号の説明 】

【 0 0 6 1 】

- 1 0 スコープ部
- 1 2 プロセッサ部
- 1 4 光源装置
- 1 4 a ランプ
- 1 4 b 点灯駆動回路
- 1 4 c 絞り
- 1 4 d 絞り駆動部
- 1 5 CCD

10

20

30

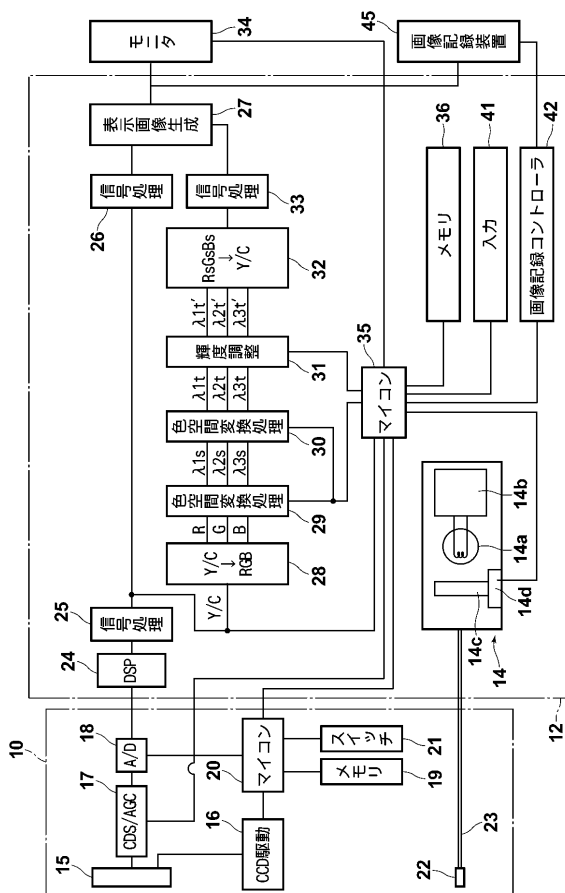
40

50

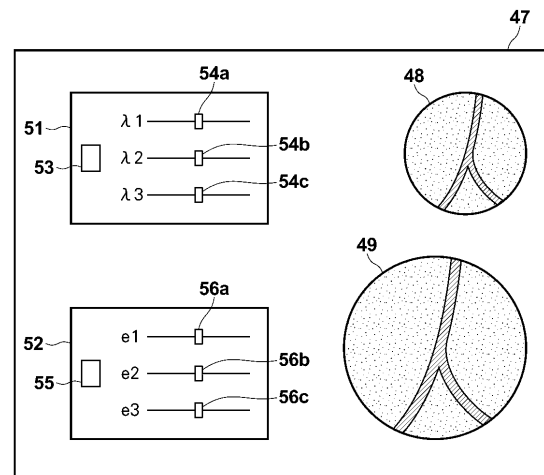
- 17 CDS / AGC 回路
- 19 メモリ
- 20, 35 マイコン
- 21 スイッチ
- 22 照明窓
- 23 ライトガイド
- 24 DSP
- 25, 26 信号処理回路
- 28 第1色変換回路
- 29 第1色空間変換処理回路
- 30 第2色空間変換処理回路
- 31 輝度調整回路
- 32 第2色変換回路
- 33 信号処理回路
- 34 モニタ
- 41 入力部
- 47 画面
- 51 波長域表示小画面
- 52 ゲイン表示小画面

10

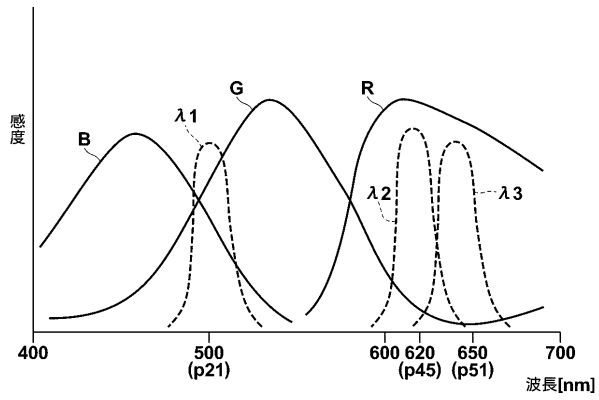
【図1】



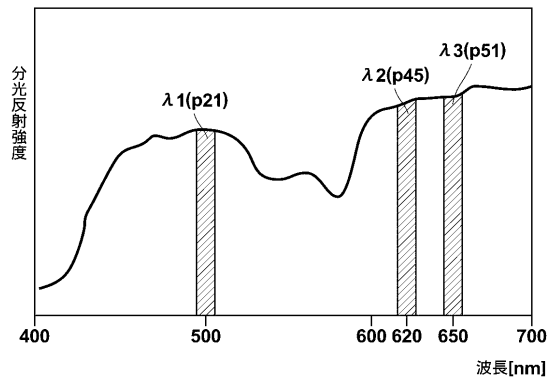
【図2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

F ターム(参考) 5C054 CA04 CC03 CC07 EB05 EE05 EF01 EF02 FB05 FC08 HA12

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2009225830A	公开(公告)日	2009-10-08
申请号	JP2008071303	申请日	2008-03-19
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	藏本昌之		
发明人	藏本 昌之		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.520 A61B1/04		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/GG01 4C061/JJ18 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ02 4C061/RR15 4C061/SS07 4C061/SS09 4C061/WW08 4C061/WW18 4C061/WW20 4C061/YY12 5C054/CA04 5C054/CC03 5C054/CC07 5C054/EB05 5C054/EE05 5C054/EF01 5C054/EF02 5C054/FB05 5C054/FC08 5C054/HA12 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/RR15 4C161/SS07 4C161/SS09 4C161/WW08 4C161/WW18 4C161/WW20 4C161/YY12		
代理人(译)	佐久间刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：即使在未连接反映了示波器的光谱特性的光谱数据的处理器单元中连接了示波器单元的情况下，也向处理器单元提供反映该光谱特性的光谱数据。 它不需要任何特殊的手动操作即可记住。 解决方案：用白光照射要观察的对象，并将作为要观察对象的图像信号的Y（亮度）/C（色差）信号转换为R，G和B三色图像信号。 根据G，B三色图像信号，预先存储在处理器单元12中的标准矩阵（光谱）数据以及基于预先存储在镜体单元10中的辅助矩阵的校正矩阵来估计预定波长范围 形成光谱图像信号（ λ_{1s} ， λ_{2s} ， λ_{3s} ），并使用已输入的各个估计光谱图像信号的增益形成伪彩色光谱图像信号（ λ_{1t} ， λ_{2t} ， λ_{3t} ）。从该伪彩色光谱图像信号（ λ_{1t} ， λ_{2t} ， λ_{3t} ）生成光谱图像。 [选型图]图1

