

(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2009-225831
(P2009-225831A)

(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 3 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2008-71304 (P2008-71304)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成20年3月19日 (2008. 3. 19)		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
			LL02 MM02 NN01 NN05 NN07
			QQ02 SS08 SS09 SS11 TT03
			WW08 WW18 WW20 YY12
			5C054 AA01 CC07 ED03 HA12

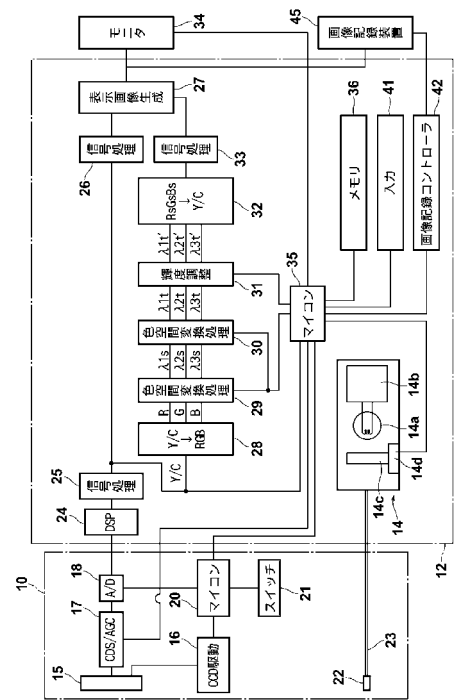
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】通常画像と分光画像とを同時に表示する電子内視鏡において、分光画像の明るさと通常画像の明るさを略等しくする。

【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）信号から通常画像を生成する。平行して、この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色画像信号と予め記憶されている分光マトリクスデータから所定波長域の推定分光画像信号（λ1s、λ2s、λ3s）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（λ1t、λ2t、λ3t）を形成する。この擬似色分光画像信号（λ1t、λ2t、λ3t）をR、G、B 3色画像信号に対応させ、Y/C信号に変換して分光画像を生成する。この分光画像の輝度平均値を、通常画像の輝度平均値と略等しくするように設定する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被観察体に照明光を照射する光源と、
前記照明光の照射を受けた前記被観察体を撮像するカラー撮像素子と、
該カラー撮像素子から出力された３色画像信号から通常画像信号を生成する通常画像生成手段と、

該カラー撮像素子から出力された３色画像信号に基づいて所定波長の分光画像信号を生成する分光画像生成手段とを備えた電子内視鏡装置において、

前記分光画像生成手段が、前記３色画像信号と予め記憶されている分光データとに基づいて、所定波長の推定分光画像信号を形成する第１色空間変換処理手段と、

前記推定分光画像信号と、入力された推定分光画像信号の各信号のゲインを設定するゲイン設定値とに基づいて、所定波長の擬似色分光画像信号を形成する第２色空間変換処理手段と、

前記通常画像信号の明るさに基づいて、前記擬似色分光画像信号の明るさを調整する明るさ調整手段と、

前記明るさ調整手段により明るさが調整された擬似色分光画像信号から前記分光画像信号を生成する画像生成手段と、

を備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】

前記明るさ調整手段が、前記擬似色分光画像信号を増幅する増幅手段と、

該増幅手段による前記擬似色分光画像信号の増幅率を、前記分光画像信号の代表輝度値が前記通常画像信号の代表輝度値と略等しくなるように制御する増幅率制御手段とを有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。

【請求項 3】

前記代表輝度値が、画像１枚分の画像信号の平均輝度値であることを特徴とする請求項２記載の電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【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。

【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データ（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

10

20

30

40

50

リクスデータ（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の依存しない、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、このマトリクスデータと R G B 画像信号との演算により、所定の波長域（ λ_1 、 λ_2 、 λ_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。

【0004】

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においては、表示画像を観察し易いものとするために、分光画像の明るさを好ましい所定範囲に設定する制御がなされる。そのような制御は通常、例えば特許文献 2 に示されるように、光源から被観察体に照射される光の光量を調節する、あるいはスコープから出力される R G B 画像信号を増幅する増幅回路のゲインを調節することによってなされている。

【特許文献 1】特開 2003 - 93336 号公報

【特許文献 2】特開 2007 - 202621 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、一方、近年、分光画像を表示可能な電子内視鏡装置において、通常画像を生成する回路と分光画像を生成する回路との両者を備え、通常画像と分光画像とを同時に表示可能な装置が知られている。このような、通常画像と分光画像とを同時に表示可能な電子内視鏡装置において、モニタ上に表示された通常画像と分光画像の明るさに差があると、使用者が違和感を持つ場合がある。

【0006】

上記特許文献 2 に開示されているように、照明光の光量を調節する、あるいはスコープから出力される R G B 画像信号を増幅する増幅回路のゲインを調節する方法では、分光画像の明るさを単独で調整することはできるが、同時に表示された通常画像と分光画像の明るさを適切に調整することは難しい。

【0007】

本発明は上記の問題点に鑑みてなされたものであり、通常画像と分光画像とを同時に表示可能な電子内視鏡装置において、通常画像と分光画像とを同時に表示した場合に、使用者の違和感が少ない電子内視鏡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】

【0008】

本発明の電子内視鏡は、被観察体に照明光を照射する光源と、
前記照明光の照射を受けた前記被観察体を撮像するカラー撮像素子と、
該カラー撮像素子から出力された 3 色画像信号から通常画像信号を生成する通常画像生成手段と、

該カラー撮像素子から出力された 3 色画像信号に基づいて所定波長の分光画像信号を生成する分光画像生成手段とを備えた電子内視鏡装置において、

前記分光画像生成手段が、前記 3 色画像信号と予め記憶されている分光データとに基づいて、所定波長の推定分光画像信号を形成する第 1 色空間変換処理手段と、

前記推定分光画像信号と、入力された推定分光画像信号の各信号のゲインを設定するゲイン設定値とに基づいて、所定波長の擬似色分光画像信号を形成する第 2 色空間変換処理手段と、

前記通常画像信号の明るさに基づいて、前記擬似色分光画像信号の明るさを調整する明るさ調整手段と、

前記明るさ調整手段により明るさが調整された擬似色分光画像信号から前記分光画像信号を生成する画像生成手段と、

を備えたことを特徴とするものである。

10

20

30

40

50

前記明るさ調整手段は、前記擬似色分光画像信号を増幅する増幅手段と、

該増幅手段による前記擬似色分光画像信号の増幅率を、前記分光画像信号の代表輝度値が前記通常画像信号の代表輝度値と略等しくなるように制御する増幅率制御手段とを有するものであることを特徴とするものである。

【 0 0 0 9 】

なお、分光画像を生成するための所定波長としては、複数のそれぞれ異なる波長を設定してもよいし、ひとつの波長を設定してもよい。また、推定分光画像信号から擬似色分光画像信号を形成する際には、推定分光画像信号の波長の順番を維持したまま擬似色分光画像信号を形成してもよいし、あるいは推定分光画像信号の波長の順番を入れ替えた後に擬似色分光画像信号を形成してもよい。

10

【 0 0 1 0 】

前記代表輝度値は、画像1枚分の画像信号の平均輝度値であってもよい。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

従来技術では、分光画像信号を、R G B 信号として出力する際に、出力する各 R G B 信号の増幅率を使用者が自由に設定することにより、表示画像の色のバランス、明るさを使用者の好みに合わせて設定することができる。

【 0 0 1 2 】

本発明による電子内視鏡においては、通常画像と分光画像とを同時に表示可能な電子内視鏡装置において、前記分光画像生成手段が、前記3色画像信号と予め記憶されている分光データとに基づいて、所定波長の推定分光画像信号を形成し、前記推定分光画像信号と、入力された推定分光画像信号の各信号のゲインを設定するゲイン設定値とに基づいて、所定波長の擬似色分光画像信号を形成し、通常画像信号の明るさに基づいて、この擬似色分光画像信号の明るさを調整し、明るさが調整された擬似色分光画像信号から分光画像信号を生成することにより、使用者が明るさを考慮せずに分光画像の色のバランスを自由に設定することができるため電子内視鏡装置の利便性が向上し、かつ分光画像の明るさを自動的に通常画像の明るさと揃えることができるため、通常画像と分光画像とをモニタへ同時に表示した場合であっても、使用者の違和感が少なくなる。

20

【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、被験者の体腔内に挿入されるスコープ10と、このスコープ10が着脱自在に接続されるプロセッサ装置12とから構成されている。プロセッサ装置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。

30

【 0 0 1 4 】

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、プロセッサ装置12とは別体の部分に配置されてもよい。

40

【 0 0 1 5 】

上記スコープ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R G B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。

【 0 0 1 6 】

50

ＣＣＤ１５には、同期信号に基づいて駆動パルスを形成する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、プロセッサ装置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。

【００１７】

またスコープ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う押圧型のスイッチ２１が設けられている。

【００１８】

一方プロセッサ装置１２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）２４が設けられている。このＤＳＰ２４は、上記ＣＣＤ１５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ＤＳＰ２４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２５が接続されている。信号処理回路２５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２６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２８とが接続されている。

【００１９】

なお、上記ＤＳＰ２４はスコープ１０側に配置してもよい。

【００２０】

信号処理回路２６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２７へ出力する。表示画像生成部２７には、例えば液晶表示装置やＣＲＴ等からなるモニタ３４および、光走査記録装置等からなる画像記録装置４５が接続されている。表示画像生成部２７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２６から出力される通常カラー画像信号をモニタ３４および画像記録装置４５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２６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３４および画像記録装置４５へ出力する。

【００２１】

第１色変換回路２８は、上記信号処理回路２５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。上記第１色変換回路２８の後段側には、予め記憶されている推定分光画像信号生成用のマトリクス（分光）データの中から読み出された、選択された波長域 λ_1 ， λ_2 ， λ_3 に対応するパラメータを用いて、この３色画像信号Ｒ、Ｇ、Ｂに対してマトリクス演算を行って、選択された波長 λ_1 ， λ_2 ， λ_3 に対する推定分光画像信号 λ_1s ， λ_2s ， λ_3s を出力する第１色空間変換処理回路２９と、この推定分光画像信号 λ_1s ， λ_2s ， λ_3s 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 λ_1t ， λ_2t ， λ_3t を出力する第２色空間変換処理回路３０と、この擬似色分光画像信号 λ_1t ， λ_2t ， λ_3t の全ての信号の平均輝度が、ＤＳＰ２４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 λ_1t ， λ_2t ， λ_3t 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 λ_1t' ， λ_2t' ， λ_3t' を出力する輝度調整回路３１と、この擬似色分光画像信号 λ_1t' ， λ_2t' ， λ_3t' 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３２、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３３、および表示画像生成部２７が逐次この順に接続されている。

【００２２】

またプロセッサ装置１２内には、スコープ１０との間の通信を行うと共に、該装置１２

10

20

30

40

50

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（分光）データを上記色空間変換処理回路 29 に入力する等の機能を有するマイコン 35 が設けられている。上記メモリ 36 には、分光画像を形成するための波長セット、ゲインセットおよび RGB 信号に基づいて推定分光画像信号を形成するためのマトリクスデータが記憶されている。

【 0 0 2 3 】

$\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ の波長セットとしては、例えば図 2 に示すような、400 , 500 , 600 (nm、以下同様) の波長域標準セット a、血管を描出するための 470 , 500 , 670 の血管 B1 セット b、同じく血管を描出するための 475 , 510 , 685 の血管 B2 セット c、特定組織を描出するための 440 , 480 , 520 の組織 E1 セット d、同じく特定組織を描出するための 480 , 510 , 580 の組織 E2 セット b、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンとの差を描出するための 400 , 430 , 475 のヘモグロビンセット f、血液とカロテンとの差を描出するための 415 , 450 , 500 の血液 - カロテンセット g、血液と細胞質の差を描出するための 420 , 550 , 600 の血液 - 細胞質セット h の 8 つの波長セットが記憶されている。また、e1、e2、e3 のゲインセットとして、1 , 1 , 1 のゲイン標準セットが記憶されている。

10

【 0 0 2 4 】

マトリクスデータはテーブルとして記憶されている。本実施形態において、このメモリ 36 に格納されているマトリクス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

10

20

30

40

【0025】

この表1のマトリクスデータは、例えば400nmから700nmの波長域を5nm間隔で分けた61の波長域パラメータ（係数セット）p1～p61および、通常画像形成のためのパラメータP1～P3からなる。パラメータp1～p61は各々、マトリクス演算のための係数 k_{pr} 、 k_{pg} 、 k_{pb} （ $p=1\sim61$ ）から構成されている。

【0026】

そして第1色空間変換処理回路29において、上記係数 k_{pr} 、 k_{pg} 、 k_{pb} と第1色変換回路28から出力されたRGB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 λ_{1s} 、 λ_{2s} 、 λ_{3s} が形成される。

【数 1】

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

【0027】

すなわち、分光画像を構成する波長域 λ_1 , λ_2 , λ_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 p21 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 p45 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 p51 の係数 (0.005152 , -0.00192 , 0.000088) を用いて上記マトリクス演算がなされる。

10

【0028】

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 10 のマイコン 20 が接続されている。

【0029】

図 3 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。

20

【0030】

波長域表示小画面 51 には、例えば、a ~ h の波長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 λ_1 , λ_2 , λ_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 54 a ~ 54 c が表示される。また、ゲイン表示小画面 52 には、標準のゲインセット (1 , 1 , 1) 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 56 a ~ 56 c 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。

30

【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 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装置 12 の DSP 24 に入力される。DSP 24 では、スコープ 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をモニタ 34 および画像記録装置 45 へ出力する。

40

【0032】

次に分光画像表示モードの際の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 10 に設けられているスイッチ 21 を押圧すると、

50

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。

【 0 0 3 3 】

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、D S P 2 4 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 2 5 を介して、信号処理回路 2 6 に入力され、通常カラー画像が形成されている。同時に D S P 2 4 が出力する Y / C 信号は、信号処理回路 2 5 を介して、第 1 色変換回路 2 8 に入力され、そこで R G B 信号に変換される。この R G B 信号は第 1 色空間変換処理回路 2 9 へ供給され、この第 1 色空間変換処理回路 2 9 では R G B 信号とマトリクスデータとにより、推定分光画像形成のためのマトリクス演算がなされる。

10

【 0 0 3 4 】

以下、この演算について説明する。第 1 色空間変換処理回路 2 9 は前述のメモリ 3 6 に記憶されているマトリクスデータを用いて、R G B 信号に対して、分光画像形成のための前記数 1 式のマトリクス演算を行う。入力部 4 1 の操作によって $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ の 3 つの波長域が設定され、マイコン 3 5 はメモリ 3 6 に記憶されているマトリクスデータの中からそれらの 3 つの選択波長域に対応するパラメータをメモリ 3 6 から読み出し、それらを第 1 色空間変換処理回路 2 9 に入力する。

【 0 0 3 5 】

例えば、3 つの波長域 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ として波長 5 0 0 n m , 6 2 0 n m , 6 5 0 n m が選択された場合は、それぞれの波長に対応する表 1 のパラメータ p 2 1 , p 4 5 , p 5 1 の係数が用いられて、R G B 信号から次の数 2 式のマトリクス演算にて推定分光画像信号 $\lambda 1 s$, $\lambda 2 s$, $\lambda 3 s$ が形成される。

20

【 数 2 】

$$\begin{bmatrix} \lambda 1 s \\ \lambda 2 s \\ \lambda 3 s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -0.00119 & 0.002346 & 0.0016 \\ 0.004022 & 0.000068 & -0.00097 \\ 0.005152 & -0.00192 & 0.000088 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

【 0 0 3 6 】

その後、上記推定分光画像信号 $\lambda 1 s$, $\lambda 2 s$, $\lambda 3 s$ は、第 2 色空間変換処理回路 3 0 へ供給される。この第 2 色空間変換処理回路 3 0 では推定分光画像信号 $\lambda 1 s$, $\lambda 2 s$, $\lambda 3 s$ と、推定分光画像信号（ $\lambda 1 s$ 、 $\lambda 2 s$ 、 $\lambda 3 s$ ）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。

30

【 0 0 3 7 】

以下、この演算について説明する。入力部 4 3 の操作によって各推定分光画像信号（ $\lambda 1 s$ 、 $\lambda 2 s$ 、 $\lambda 3 s$ ）に対するゲイン値が設定されている。マイコン 3 5 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 3 0 に出力する。

【 0 0 3 8 】

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

40

【 数 3 】

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

【 0 0 3 9 】

50

その後、上記擬似色分光画像信号 $\lambda 1 t$, $\lambda 2 t$, $\lambda 3 t$ は、輝度調整回路 3 1 へ供給される。輝度調整回路 3 1 では、この擬似色分光画像信号 $\lambda 1 t$, $\lambda 2 t$, $\lambda 3 t$ 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 $\lambda 1 t$, $\lambda 2 t$, $\lambda 3 t$ の輝度を調整する輝度調整がおこなわれる。

【 0 0 4 0 】

以下、この輝度調整について説明する。マイコン 3 5 は、まず DSP 2 4 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 Y a v) を算出する。また、1 フィールド分の擬似色分光画像信号 $\lambda 1 t$, $\lambda 2 t$, $\lambda 3 t$ 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) 信号値を次式により算出する。

10

【 数 4 】

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

【 0 0 4 1 】

マイコン 3 5 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 Y a v) を算出し、通常 Y a v との比率を求める。通常 Y a v = α ・ 分光 Y a v であった場合には、次式の演算により、輝度調整が行われた擬似色分光画像信号 $\lambda 1 t'$, $\lambda 2 t'$, $\lambda 3 t'$ を算出する。

20

【 数 5 】

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

【 0 0 4 2 】

その後、擬似色分光画像信号 $\lambda 1 t'$, $\lambda 2 t'$, $\lambda 3 t'$ が各々 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 に入力され、この第 2 色変換回路 3 2 では、R s , G s , B s の 3 色画像信号が Y / C 信号 (Y , R s - Y , B s - 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 3 3 により信号処理が施され、表示画像生成部 2 7 へ入力される。表示画像生成部 2 7 では、信号処理回路 2 6 から出力された通常カラー画像信号と、信号処理部 3 3 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 3 4 および画像記録装置 4 5 へ出力する。

30

【 0 0 4 3 】

上記分光カラー画像信号に基づいてモニタ 3 4 に表示される分光画像は、図 4 および図 5 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 4 は、原色型 C C D 1 5 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 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ を重ねた概念図であり、また図 5 は、生体の反射スペクトルに 3 つの波長域 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ を重ねた概念図である。先に例示したパラメータ p 2 1 , p 4 5 , p 5 1 による分光画像信号 $\lambda 1 s$, $\lambda 2 s$, $\lambda 3 s$ は、図 5 に示されるように各々 5 0 0 n m , 6 2 0 n m , 6 5 0 n m を中心波長とする $\pm 1 0$ n m 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。

40

【 0 0 4 4 】

次に、上記波長域 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ およびゲイン e 1 , e 2 , e 3 の表示、選択および設定について説明する。電子内視鏡装置の工場出荷後、最初に電源を入れて装置を立ち上げると、上記波長域標準セット a (4 0 0 , 5 0 0 , 6 0 0) およびゲイン標準セット (1 , 1 , 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、この選択された波長域 (4 0 0 , 5 0 0 , 6 0 0) が波長表示スイッチ 5

50

4 a ~ 5 4 c により表示され、またゲイン標準セット (1 , 1 , 1) がゲイン表示スイッチ 5 6 a ~ 5 6 c に表示される。第 1 色空間変換処理回路 2 9 は、波長域 (4 0 0 , 5 0 0 , 6 0 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 $\lambda 1 s$, $\lambda 2 s$, $\lambda 3 s$ 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 , 1 , 1) を用いて前述の演算を行い、擬似色分光画像信号 $\lambda 1 t$, $\lambda 2 t$, $\lambda 3 t$ を形成する。

【 0 0 4 5 】

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、セット選択スイッチ 5 3 をクリックすることにより、その他の波長セット b ~ h を順番のかつ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ができる。また、同様に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。選択された波長セットの波長域 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ に対応する各パラメータがマイコン 3 5 によってメモリ 3 6 から読み出され、それらのパラメータが第 1 色空間変換処理回路 2 9 に入力される。第 1 色空間変換処理回路 2 9 は、入力されたパラメータを用いて前述のマトリクス演算を行い、推定分光画像信号 $\lambda 1 s$, $\lambda 2 s$, $\lambda 3 s$ を形成する。また、選択されたゲインセットは、第 2 色空間変換処理回路 3 0 に入力される。第 2 色空間変換処理回路 3 0 は、入力されたパラメータを用いて前述の演算を行い、擬似色分光画像信号 $\lambda 1 t$, $\lambda 2 t$, $\lambda 3 t$ を形成する。輝度調整部 3 1 は、この擬似色分光画像信号 $\lambda 1 t$, $\lambda 2 t$, $\lambda 3 t$ に対して、前述の演算を行い、輝度調整が行われた擬似色分光画像信号 $\lambda 1 t'$, $\lambda 2 t'$, $\lambda 3 t'$ を算出する。

【 0 0 4 6 】

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。

【 0 0 4 7 】

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。

【 0 0 4 8 】

以上の説明で明らかなように、本電子内視鏡装置では、使用者が分光画像の色のバランスを自由に設定することができ、かつ分光画像の明るさを自動的に通常画像の明るさと揃えることができるため、通常画像と分光画像とをモニタへ同時に表示した場合であっても、使用者の違和感が少なくなる。

【 0 0 4 9 】

なお、上記実施形態では、1 フィールドに関する通常カラー画像あるいは分光画像の Y 信号の平均値を用いて輝度調整を行っているが、このような平均値に限らず、Y 信号の最大値や、さらには 1 フィールド内の特定の部分領域に関する Y 信号の平均値や最大値等に基づいて輝度調整を行うようにしてもよい。

【 0 0 5 0 】

また上記実施形態では、400 nm から 700 nm の波長域を 6 1 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 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ 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セット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 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ の波長セットとして、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 1 】

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 λ_1 , λ_2 , λ_3 の波長セットとして、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 2 】

なお、本実施形態においては、擬似色分光画像信号 $\lambda_1 t'$, $\lambda_2 t'$, $\lambda_3 t'$ 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32に入力する際には、擬似色分光画像信号 $\lambda_1 t'$, $\lambda_2 t'$, $\lambda_3 t'$ 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。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 3 】

【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】モニタに表示される画像の模式図

【図3】分光画像の波長域の例を示す図

【図4】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

20

【図5】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】

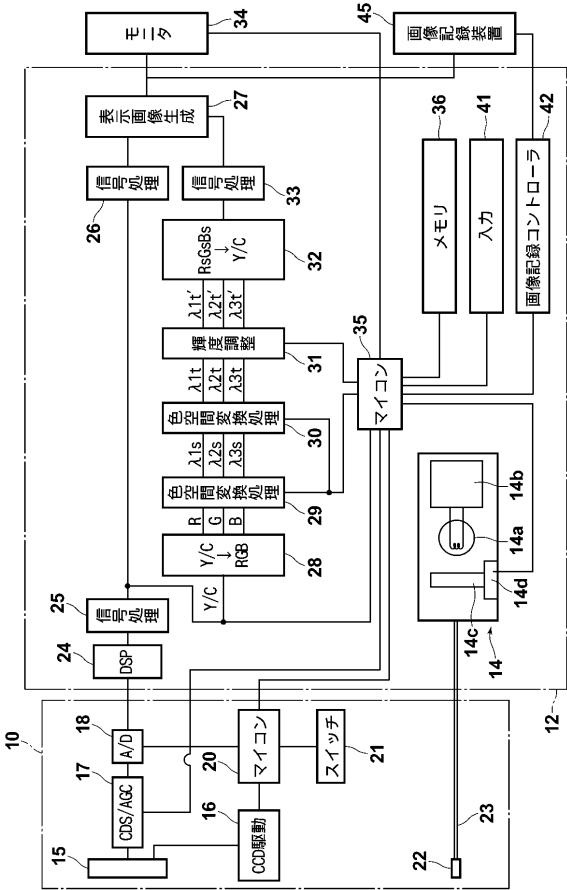
【 0 0 5 4 】

- 10 スコープ部
- 12 プロセッサ部
- 14 光源装置
- 14 a ランプ
- 14 b 点灯駆動回路
- 14 c 絞り
- 14 d 絞り駆動部
- 15 CCD
- 17 CDS / AGC 回路
- 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

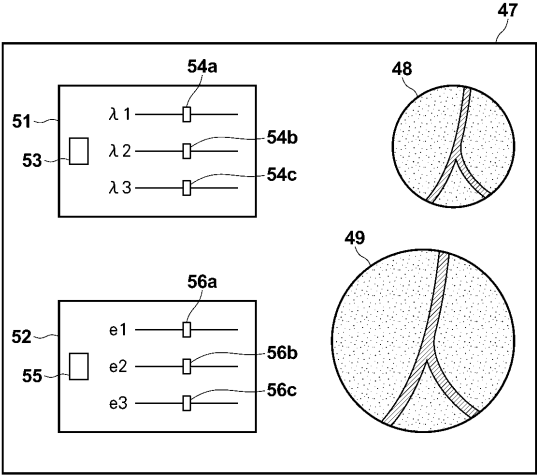
30

40

【 図 1 】



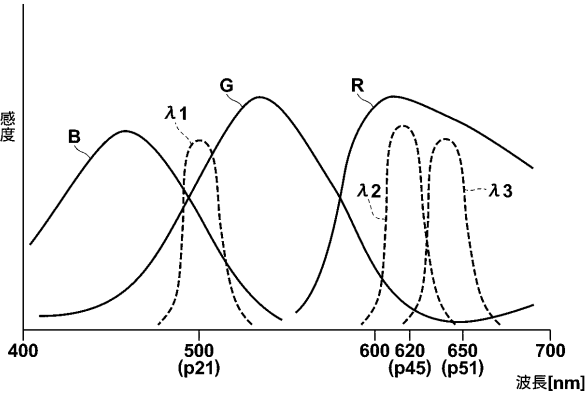
【 図 3 】



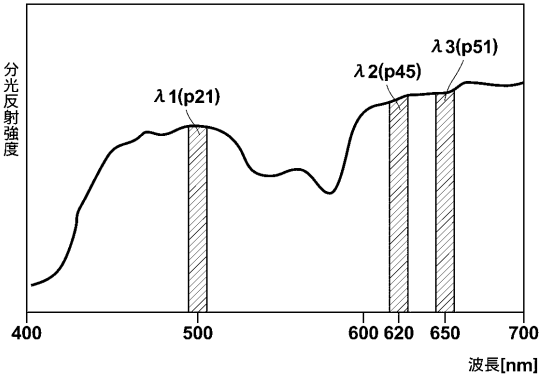
【 図 2 】

	$\lambda 1$	$\lambda 2$	$\lambda 3$
a. 標準 (基本)	400	500	600
b. 血管B1	470	500	670
c. 血管B2	475	510	685
d. 組織E1	440	480	520
e. 組織E2	480	510	580
f. ヘモグロビン	400	430	475
g. 血液-カロテン	415	450	500
h. 血液-細胞質	420	550	600

【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2009225831A	公开(公告)日	2009-10-08
申请号	JP2008071304	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 A61B1/045.610		
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/LL02 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ02 4C061/SS08 4C061/SS09 4C061/SS11 4C061/TT03 4C061/WW08 4C061/WW18 4C061/WW20 4C061/YY12 5C054/AA01 5C054/CC07 5C054/ED03 5C054/HA12 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/SS08 4C161/SS09 4C161/SS11 4C161/TT03 4C161/WW08 4C161/WW18 4C161/WW20 4C161/YY12		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP5068205B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在同时显示正常图像和光谱图像的电子内窥镜中，使光谱图像的亮度和正常图像的亮度基本相等。 解决方案：用白光照射被观察物体，并从Y（亮度）/C（色差）信号产生正常图像，该信号是被观察物体的图像信号。并行地，将该Y（亮度）/C（色差）信号转换为R，G，B3彩色图像信号，并且预先存储的R，G，B3彩色图像信号和光谱矩阵数据具有预定的波长范围。形成估计光谱图像信号（ λ_{1s} ， λ_{2s} ， λ_{3s} ），并通过使用输入的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} ）。使伪彩色光谱图像信号（ λ_{1t} ， λ_{2t} ， λ_{3t} ）对应于R，G，B3彩色图像信号，并将其转换为Y/C信号以产生光谱图像。光谱图像的平均亮度值被设置为基本上等于正常图像的平均亮度值。[选型图]图1

