

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4773217号
(P4773217)

(45) 発行日 平成23年9月14日(2011.9.14)

(24) 登録日 平成23年7月1日(2011.7.1)

(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 2
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	G 0 2 B	23/24	B

請求項の数 3 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2006-21847 (P2006-21847)
 (22) 出願日 平成18年1月31日(2006.1.31)
 (65) 公開番号 特開2007-202621 (P2007-202621A)
 (43) 公開日 平成19年8月16日(2007.8.16)
 審査請求日 平成20年12月19日(2008.12.19)

(73) 特許権者 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 樋口 充
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
 番地 フジノン株式会社内
 審査官 大▲瀬▼ 裕久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被観察体に白色光を照射する光源と、
 この白色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、
 このカラー撮像素子が出力したY(輝度)/C(色差)信号を、R、G、B3色画像信号に変換する第1色変換回路と、
 前記R、G、B3色画像信号から、所定の波長域の分光画像を形成する分光画像形成回路と、
 前記分光画像を担持するR、G、B3色画像信号を、Y/C信号に変換する第2色変換回路とを備えてなる電子内視鏡装置において、
 前記光源から被観察体に照射される白色光の光量を調節する光量調節手段と、
 前記第2色変換回路が出力するY/C信号が示す輝度情報に基づいて前記光量調節手段を制御することにより、前記分光画像の明るさを所定範囲内に設定する光量制御回路とが設けられたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項2】

被観察体に白色光を照射する光源と、
 この白色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、
 このカラー撮像素子が出力したY(輝度)/C(色差)信号を、R、G、B3色画像信号に変換する第1色変換回路と、
 前記R、G、B3色画像信号から、所定の波長域の分光画像を形成する分光画像形成回

路と、

前記分光画像を担持する R、G、B 3 色画像信号を、Y / C 信号に変換する第 2 色変換回路とを備えてなる電子内視鏡装置において、

前記カラー撮像素子が出力した Y / C 信号を、ゲインを調節可能にして増幅する増幅回路と、

前記第 2 色変換回路が出力する Y / C 信号が示す輝度情報に基づいて前記増幅回路のゲインを制御することにより、前記分光画像の明るさを所定範囲内に設定するゲイン制御回路とが設けられたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 3】

前記光源から被観察体に照射される白色光の光量を調節する光量調節手段と、

前記第 2 色変換回路が出力する Y / C 信号が示す輝度情報に基づいて前記光量調節手段を制御することにより、前記分光画像の明るさを所定範囲内に設定する光量制御回路とをさらに備えた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、胃粘膜等の消化器官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、3つの狭（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3つの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、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、特許文献 1 や非特許文献 1 に示されるように、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。これは、RGB のそれぞれのカラー感度特性を数値データ化したものと、特定の狭帯域バンドパスの分光特性を数値データ化したものとの関係をマトリクスデータ（係数セット）として求め、このマトリクスデータと RGB 信号との演算により狭帯域バンドパスフィルタを介して得られる分光画像を推定した分光画像信号を得るものである。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、電子内視鏡装置においては一般に、表示画像を観察し易いものとするために、そ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したり、あるいは特許文献 3 に示されるように、撮像素子が出力する画像信号を増幅する増幅回路のゲインを調節したりすることによってなされている。より具体的には、それらの特許文献 2、3 にも示されている通り、撮像素子が出力する画像信号が示す輝度情報（例えば 1 画面における全画素の輝度平均値等）に基づいて光源の前に配した絞りの開度を調節したり、あるいは同じくこの輝度情報に基づいて増幅回路のゲインを調節するような手法が

10

20

30

40

50

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2000-253307号公報

【特許文献3】特開平11-75112号公報

【非特許文献1】三宅洋一著「デジタルカラー画像の解析・評価」東京大学出版会、
2000年、p.148~153

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述のように表示画像の明るさを所定範囲に設定する制御は、勿論、先に述べた分光画像を得る電子内視鏡装置においても実施されることが望ましい。そこでこの場合も、撮像素子が出力する画像信号が示す輝度情報に基づいて、被観察体に照射される光の光量や、あるいは撮像素子の出力画像信号を増幅する増幅回路のゲインを調節することが考えられるが、そのようにすると、予想に反して分光画像の明るさが低下することが判明した。

10

【0006】

本発明は上記の問題点に鑑みてなされたものであり、分光画像を得るようにした電子内視鏡装置において、分光画像の明るさを正確に所望の明るさに設定可能にすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明による第1の電子内視鏡装置は、
被観察体に白色光を照射する光源と、
この白色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、
このカラー撮像素子が出力したY(輝度)/C(色差)信号を、R、G、B3色画像信号に変換する第1色変換回路と、
前記R、G、B3色画像信号から、所定の波長域の分光画像を形成する分光画像形成回路と、
前記分光画像を担持するR、G、B3色画像信号を、Y/C信号に変換する第2色変換回路とを備えてなる電子内視鏡装置において、
前記光源から被観察体に照射される白色光の光量を調節する光量調節手段と、
前記第2色変換回路が出力するY/C信号が示す輝度情報に基づいて前記光量調節手段を制御することにより、前記分光画像の明るさを所定範囲内に設定する光量制御回路とが設けられたことを特徴とするものである。

20

30

【0008】

なお上記の光量調節手段としては、光源の前方側つまり被観察体側に配置した絞りと、この絞りの開度を調節する手段とからなるものや、光源の駆動電流あるいは駆動電圧を変化させて発光量を調節するもの等を好適に用いることができる。

【0009】

また本発明による第2の電子内視鏡装置は、
被観察体に白色光を照射する光源と、
この白色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、
このカラー撮像素子が出力したY(輝度)/C(色差)信号を、R、G、B3色画像信号に変換する第1色変換回路と、
前記R、G、B3色画像信号から、所定の波長域の分光画像を形成する分光画像形成回路と、
前記分光画像を担持するR、G、B3色画像信号を、Y/C信号に変換する第2色変換回路とを備えてなる電子内視鏡装置において、
前記カラー撮像素子が出力したY/C信号を、ゲインを調節可能にして増幅する増幅回路と、
前記第2色変換回路が出力するY/C信号が示す輝度情報に基づいて前記増幅回路のゲ

40

50

インを制御することにより、前記分光画像の明るさを所定範囲内に設定するゲイン制御回路とが設けられたことを特徴とするものである。

【0010】

なお、この第2の電子内視鏡装置においては、前記第1の電子内視鏡装置を構成する光量調節手段および光量制御回路がさらに設けられてもよい。そのようにする場合は、例えば、通常は光量調節手段による光量調節と増幅回路のゲイン調節との一方を行い、その一方の調節だけでは所望する分光画像の明るさが得られない状況となったときに、他方の調節も併せて行うように構成することが望ましい。

【発明の効果】

【0011】

本発明者の研究によると、分光画像を得る電子内視鏡装置に対して特許文献2や3に示される手法を適用した場合に分光画像の明るさが低下するという問題は、以下の点に起因していることが解った。

【0012】

すなわち、カラー撮像素子が出力したY/C信号をR、G、B3色画像信号に変換し、それらのR、G、B3色画像信号から所定の波長域の分光画像を形成するに当たっては、ブロードな波長域に関する画像情報を担持しているカラー画像信号から、狭い領域に関する画像信号が抽出して利用される。そのため分光画像の明るさは、分光画像形成に利用されなかった画像信号の分だけ低下することになる。そこで、R、G、B3色画像信号に変換する前のY/C信号を基に、それが示す輝度情報に基づいて画像の明るさを最適値に設定するような制御を行うと、実際に形成される分光画像の明るさが、その最適値の明るさよりも低くなってしまふのである。

【0013】

この新しい知見に基づいて、本発明による第1の電子内視鏡装置においては、分光画像形成に供する前のY/C信号が示す輝度情報ではなく、第2色変換回路が出力するY/C信号、つまり分光画像を担持するY/C信号が示す輝度情報に基づいて光量調節手段を制御して、被観察体に照射される白色光の光量を目標範囲内に設定するようにしたので、実際に形成される分光画像の明るさを最適値に設定することが可能となる。

【0014】

また本発明による第2の電子内視鏡装置においても、R、G、B3色画像信号に変換する前のY/C信号が示す輝度情報ではなく、第2色変換回路が出力するY/C信号、つまり分光画像を担持するY/C信号が示す輝度情報に基づいて増幅回路のゲインを制御して、該第2色変換回路から出力されるY/C信号のレベルを目標範囲内に設定するようにしたので、この場合も、実際に形成される分光画像の明るさを最適値に設定することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

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。図示の通りこの電子内視鏡装置は、スコープ10すなわち内視鏡本体部分と、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、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23が設けられ、この照明窓23には、一端が上記光源装置14に接続されたライトガイド24の他端が対面している。

【0016】

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24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24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。

10

20

30

40

50

【0017】

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Mg（マゼンタ）、Ye（イエロー）、Cy（シアン）、G（グリーン）の色フィルタを有する補色型、あるいはRGBの色フィルタを有する原色型が用いられる。

【0018】

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

10

【0019】

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）25が設けられている。このDSP25は、上記CCD15の出力信号から輝度（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DSP25には第1色変換回路28が接続されている。この第1色変換回路28は、上記DSP25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DSP25はスコープ10側に

20

【0020】

上記第1色変換回路28の後段側には、分光画像形成のためのマトリクス演算を行って、選択された波長域1，2，3による分光画像を示す画像信号を出力する色空間変換処理回路29、1つの狭波長帯域の分光画像を形成する単色モードと、3つの波長域からなる分光画像を形成する3色モードとのいずれかを選択するモードセレクタ30、1つの波長域または3つの波長域の画像信号1s，2s，3sを、RGB信号に対応させた処理をするためにRs，Gs，Bs信号として入力し、このRs，Gs，Bs信号をY/C信号に変換する第2色変換回路31、鏡像処理、マスク発生、キャラクタ発生等のその他の各種信号処理を行う信号処理回路32、およびD/A変換器33が逐次この順に

30

接続されている。そして最後段のD/A変換器33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。なお、モードセレクタ30が選択する3色モードに代えて、2つの波長域からなる分光画像を形成する2色モードを設定するようにしてもよい。

【0021】

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内の各回路を制御し、また分光画像を形成するためのマトリクス（係数）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、RGB信号に基づいて分光画像を形成するためのマトリクス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。

40

【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
P1	1.00000	0.00000	0.00000
P2	0.00000	1.00000	0.00000
P3	0.00000	0.00000	1.00000

【 0 0 2 2 】

この表 1 のマトリクスデータは、例えば 400 nm から 700 nm の波長域を 5 nm 間隔で分けた 61 の波長域パラメータ（係数セット） $p_1 \sim p_{61}$ および、通常画像形成のためのパラメータ $P_1 \sim P_3$ からなる。パラメータ $p_1 \sim p_{61}$ 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、他方パラメータ P_1 は係数 (1.00000, 0.00000, 0.00000) から、パラメータ P_2 は (係数 0.00000, 1.00000, 0.00000) から、パラメータ P_3 は係数 (0.00000, 0.00000, 1.00000) からそれぞれ構成されている。

【 0 0 2 3 】

そして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、分光画像信号 $1s$ 、 $2s$ 、 $3s$ が形成される。

10

20

30

40

50

【数 1】

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

【0024】

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500nm, 620nm, 650nm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500nmに対応するパラメータp21の係数(-0.00119, 0.002346, 0.0016)、中心波長620nm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650nm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

【0025】

なお色空間変換処理回路29は、後述するようにして通常画像表示あるいは記録の指示が与えられた際には、パラメータP1~P3の係数を用いて上記マトリクス演算を行う。したがってその場合は、第1色変換回路28から出力されたRGB信号がそのまま該色空間変換処理回路29から出力される。

【0026】

マイコン35には上記メモリ36に加えて、操作パネル41、画像記録コントローラ42、およびキーボード等からなる入力部43が接続されている。図2は上記操作パネル41を詳しく示すものであり、該操作パネル41には、併せて概略図示する例えば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41a、波長域1, 2, 3のそれぞれの中心波長を選択するため波長選択スイッチ41b、この波長選択スイッチ41bによりなされる波長切換えの幅を設定する切換え幅設定スイッチ41c、単一波長を選択する単色モードと3色モードとの切換えを行うモード切換えスイッチ41d、および分光画像形成を指示する分光画像形成スイッチ41jが設けられている。なおこの分光画像形成スイッチ41jは、スコープ10側に設けることもできる。

20

【0027】

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、通常画像および分光画像の形成から説明する。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24に入射し、スコープ10内に配されたライトガイド24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CCD15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、デジタル信号としてプロセッサ装置12のDSP25に入力される。なお、CDS/AGC回路17の自動利得制御については、後に詳しく説明する。

30

【0028】

DSP25では、スコープ10からの出力信号に対してガンマ処理が行われると共に、Mg, Ye, Cy, Gの色フィルタを介して得られた信号に対し色変換処理が行われ、前述の通りのY/C信号が形成される。このDSP25が出力するY/C信号は第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信号は色空間変換処理回路29へ供給され、この色空間変換処理回路29ではRGB信号とマトリクスデータとにより、分光画像形成のためのマトリクス演算がなされる。

40

【0029】

以下、この演算について詳しく説明する。図2に示す操作パネル41の分光画像形成スイッチ41jが押された場合、色空間変換処理回路29は前述のメモリ36に記憶されているマトリクスデータを用いて、それとRGB信号とにより、分光画像形成のための前記

50

数 1 式のマトリクス演算を行う。すなわち、この場合は操作パネル 4 1 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 3 5 はそれらの 3 つの選択波長域に対応するマトリクスデータをメモリ 3 6 から読み出し、それらを色空間変換処理回路 2 9 に入力する。

【 0 0 3 0 】

例えば、3 つの波長域 1, 2, 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分光画像信号 1 s, 2 s, 3 s が形成される。

【 数 2 】

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

【 0 0 3 1 】

モードセレクタ 3 0 にて 3 色モードが選択されている場合は、上記分光画像信号 1 s, 2 s, 3 s 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 1 に入力され、また単色モードが選択されている場合は分光画像信号 1 s, 2 s, 3 s のいずれか 1 つが R s, G s, B s の信号として第 2 色変換回路 3 1 に入力される。この第 2 色変換回路 3 1 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 信号が信号処理回路 3 2 および D / A 変換器 3 3 を介して前述のモニタ 3 4 および画像記録装置 4 5 へ入力される。

【 0 0 3 2 】

上記 Y / C 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 1, 2, 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 1, 2, 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 1 s, 2 s, 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 ± 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。

【 0 0 3 3 】

次に、上記波長域 1, 2, 3 の選択について説明する。本実施形態では図 2 に示すように、1, 2, 3 の波長セットとして、例えば 4 0 0, 5 0 0, 6 0 0 (n m, 以下同様) の標準セット a、血管を描出するための 4 7 0, 5 0 0, 6 7 0 の血管 B 1 セット b、同じく血管を描出するための 4 7 5, 5 1 0, 6 8 5 の血管 B 2 セット c、特定組織を描出するための 4 4 0, 4 8 0, 5 2 0 の組織 E 1 セット d、同じく特定組織を描出するための 4 8 0, 5 1 0, 5 8 0 の組織 E 2 セット b、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの差を描出するための 4 0 0, 4 3 0, 4 7 5 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 4 1 5, 4 5 0, 5 0 0 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 4 2 0, 5 5 0, 6 0 0 の血液 細胞質セット h の 8 つの波長セットが、デフォルト波長セットとして、図 1 に示すメモリ 3 6 の一部に記憶されている。

【 0 0 3 4 】

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、上記デフォルト波長セットがマイコン 3 5 によって選択される。そして、図 2 に示す操作パネル 4 1 の分光画像形成スイッチ 4 1 j が押されると、上記選択された波長セットの中の標準セット a が、図 3 のモニタ 3 4 において波長情報表示領域 3 4 s に表示される。このとき、モー

10

20

30

40

50

ド切換えスイッチ41dが押されて3色モードが選択されていれば、標準セットaの $\lambda_1 = 400\text{ nm}$ 、 $\lambda_2 = 500\text{ nm}$ 、 $\lambda_3 = 600\text{ nm}$ に対応する各パラメータがメモリ36から読み出され、それらのパラメータが色空間変換処理回路29に入力される。色空間変換処理回路29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、分光画像信号 $I_1(\lambda)$ 、 $I_2(\lambda)$ 、 $I_3(\lambda)$ を形成する。そして、これらの分光画像信号 $I_1(\lambda)$ 、 $I_2(\lambda)$ 、 $I_3(\lambda)$ による分光画像が図3のモニタ34に表示される。

【0035】

また臨床医師等の装置操作者は、図2の操作パネル41に有るセット選択スイッチ41aを操作することにより、デフォルト波長セットにおけるその他の波長セットb~hを任意に選択することができ、マイコン35はこうして選択された波長セットを、図3のモニタ34において波長情報表示領域34sに表示させる。それとともにこの場合も、選択された波長セットの波長域 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 に対応する各パラメータがマイコン35によってメモリ36から読み出され、それらのパラメータが色空間変換処理回路29に入力される。色空間変換処理回路29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、分光画像信号 $I_1(\lambda)$ 、 $I_2(\lambda)$ 、 $I_3(\lambda)$ を形成する。そして、これらの分光画像信号 $I_1(\lambda)$ 、 $I_2(\lambda)$ 、 $I_3(\lambda)$ による分光画像が図3のモニタ34に表示される。

【0036】

なおセット選択スイッチ41aは図2に示す通り、上向きの三角形の操作部を有する上行スイッチと、下向きの三角形の操作部を有する下行スイッチとからなり、前者が1回押される毎に波長セットはa~hと逐次選択され、それに対して後者が1回押される毎に波長セットはa~gと逐次選択される。

【0037】

また、上記波長セットa~hのうちの1つが選択されているとき、操作者が波長選択スイッチ41bを操作することにより、その選択されている波長セットの波長域 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 のそれぞれを任意の値に変更することができる。この波長域の変更に際しては、波長切換え幅を、切換え幅設定スイッチ41cによって変えることができる。すなわち、切換え幅設定スイッチ41cのツマミを回転させることにより、連続的切換えに近い1nm幅、ステップ切換えである5nm幅、10nm幅、20nm幅というように、連続的または段階的な切換えを設定することができる。なお、例えば1nm幅で切り換える場合は、400~700nmの範囲において301の波長域を設定し、この301の波長域に対応したマトリクスデータ(p_{11} ~ p_{301})を作成することになる。

【0038】

図6はこの波長域の選択を示すものであり、上記5nm幅を設定したときは、 λ_1 の切換えで示されるように、400~405~410というように切り換えられ、上記20nm幅を設定したときは、 λ_3 の切換えで示されるように、600~620~640というように切り換えられ、この値がモニタ34の波長情報表示領域34sに表示される。

【0039】

図3には、上記波長情報表示領域34sにおける表示状態を詳しく示してある。本実施形態では、前記信号処理回路32内のキャラクタ発生等によって、図3(A)に示すように、モニタ34の右下部等に設定された波長情報表示領域34sに波長情報が表示される。すなわち、この波長情報表示領域34sには、図3(B)に示すように、 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 等の文字の下に、選択された波長の値(nm)が表示される。あるいは図3(C)に示すように、横軸を波長目盛、縦軸を感度とし、選択された波長域を可動グラフ(図4に対応したもの)でビジュアル表示してもよい。

【0040】

図2に示すモード切換えスイッチ41dは単色モードと3色モードの切換えを行うものであり、3色モード動作時にこのモード切換えスイッチ41dを押すと、単色モードへ切り換えられ、マイコン35により波長域 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 の全てが、470、470、470というように同一の値に設定される。そしてモニタ34には、図7に示すように、共通の波長域が表示される。なおこの共通の波長域についても、上記波長選択スイッチ41

10

20

30

40

50

bによって任意の値を選択することができる。

【0041】

ここで、上記8つの波長セットとして、前述したようなデフォルト波長セットの他に、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。また、上記の操作パネル41上のスイッチ類の一部の機能をキーボードのキー機能に置き換えたり、全部の機能をキーボードのキー機能に置き換えたりしてもよい。

【0042】

なお、以上のようにして分光画像が形成、表示されているときに、図2に示した操作パネル41の分光画像形成スイッチ41jが再度押された場合、あるいは最初から分光画像形成スイッチ41jが押されない場合は、色空間変換処理回路29におけるマトリクス演算の係数として、前述のパラメータP1～P3の係数が選択され、それにより該色空間変換処理回路29からは第1色変換回路28が出力したRGB信号がそのまま出力される。そしてこのRGB信号が第2色変換回路31でY/C信号に変換され、このY/C信号が信号処理回路32およびD/A変換器33を介してモニタ34へ入力されるので、該モニタ34においては被観察体の通常カラー画像（動画あるいは静止画）が表示される。

【0043】

なお本実施形態においては、上記D/A変換器33の出力がモニタ34の他に画像記録装置45にも入力されるようになっており、マイコン35によって制御される画像記録コントローラ42が画像記録装置45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45から出力される。

【0044】

次に、モニタ34に表示される被観察体の通常カラー画像あるいは分光画像、さらには画像記録装置45から出力されるそれらの画像のハードコピーの明るさを、好ましい範囲に自動設定する点について説明する。図1に示されるように第2色変換回路31が出力するY/C信号は、光量制御回路としてのマイコン35にも入力される。マイコン35は、入力されたY/C信号から、例えば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（輝度）信号の平均値を求め、それと所定の目標値とを比較し、その比較結果に応じて光源装置14の絞り駆動部14dを制御する。すなわち、上記平均値が目標値を下回る場合は絞り14cの開度を所定量増大させ、反対に上記平均値が目標値を上回る場合は絞り14cの開度を所定量低下させるようにフィードバック制御がなされる。絞り14cの開度がこのように調節されることにより、被観察部に照射される白色光の光量が増減し、モニタ34に表示される被観察体の通常カラー画像あるいは分光画像、さらには画像記録装置45から出力されるそれらの画像のハードコピーの明るさが所定範囲に維持されるようになる。

【0045】

なお、仮に色空間変換処理回路29に入力される前のY/C信号、つまりDSP25から出力されたY/C信号に基づいて上述のような光量制御を行うとすると、先に説明したように、色空間変換処理による信号レベルの低下分が光量制御に反映されないので、上記表示画像あるいはハードコピーの明るさは所望値よりも低くなってしまいが、本実施形態においてはそのような不具合の発生を招くことがない。

【0046】

また本実施形態では、絞り14cの開度を全開としても上記Y信号の平均値が目標値を下回る場合、マイコン35はCDS/AGC回路17の利得（ゲイン）を所定値だけ増大させる。このように、CDS/AGC回路17のゲインがY信号に基づいてフィードバック制御されることにより、絞り14cの調節だけでは上記表示画像あるいはハードコピーの明るさを所定範囲に設定できない状況下でも、この明るさを所定範囲に設定できるようになる。この場合、CDS/AGC回路17を直接マイコン34で制御する他、スコープ10内のマイコン20をマイコン34で制御して、このマイコン20によってCDS/A

10

20

30

40

50

G C回路17を制御するようにしてもよい。

【0047】

なお、本実施形態のように絞り14cの開度調節による光量制御と、CDS/AGC回路17のゲイン制御とを併せて行うことは必ずしも必要ではなく、それらの制御の一方のみを行うようにしても構わない。また、光量制御は上述のように絞り14cの開度調節によって行う他、例えば点灯駆動回路14bによるランプ14aの駆動電流あるいは駆動電圧を変える等によって行うことも可能である。

【0048】

また上記実施形態では、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信号の平均値に基づいて光量制御およびゲイン制御を行っているが、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光量制御あるいはゲイン制御を行うようにしてもよい。

10

【0049】

なお分光画像の明るさは、CCD駆動回路16によって決定されるCCD15の電荷蓄積時間を制御する、いわゆる電子シャッター制御によって変化させることも可能である。そこで、上記Y信号の最大値や、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電子シャッター制御を行うことにより、分光画像の明るさを所望値に設定することもできる。

【0050】

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の発光する蛍光を撮影することが行われるが、上記1, 2, 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。

20

【0051】

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。

30

【図面の簡単な説明】

【0052】

【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の電子内視鏡装置を構成するプロセッサ装置の操作パネルの構成、および波長セットの例を示す図

【図3】図1の電子内視鏡装置のモニタにおける波長情報表示領域、およびその表示例を示す図

40

【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

【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

【図6】図1の電子内視鏡装置の波長切換えスイッチで操作される波長切換え状態を示す図

【図7】図1の電子内視鏡装置において、単色モードで選択される波長セットを示す図

【符号の説明】

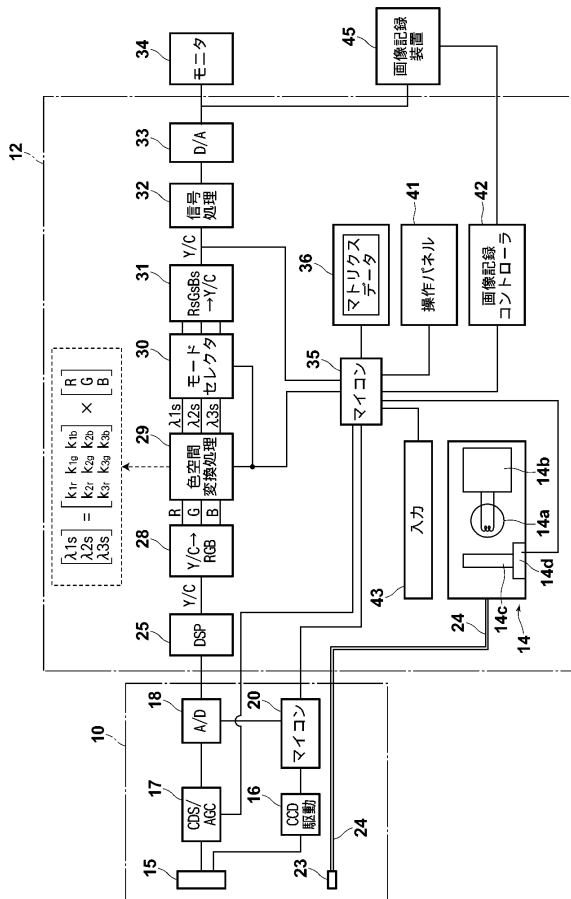
【0053】

- 10 スコープ（電子内視鏡本体部）
- 12 プロセッサ装置
- 14 光源装置

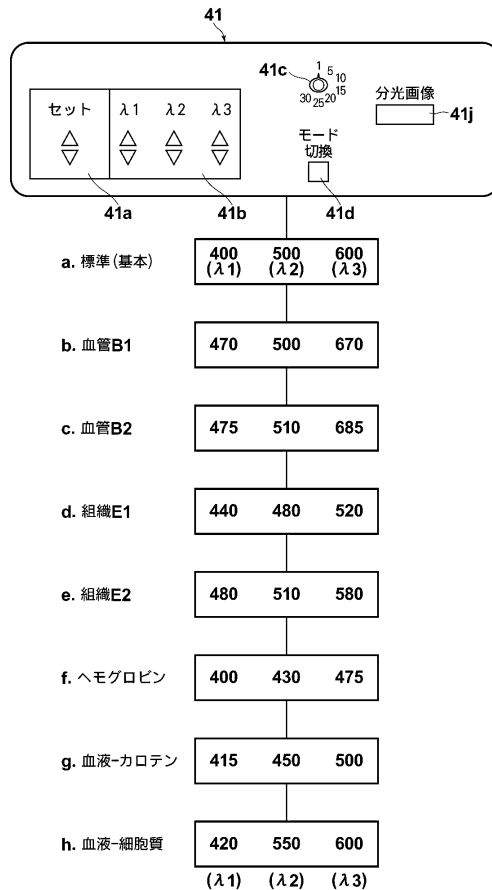
50

- 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
- 25 DSP
- 28 第1色変換回路
- 29 色空間変換処理回路
- 30 モードセクタ
- 31 第2色変換回路
- 32 信号処理回路
- 34 モニタ
- 34 s 波長情報表示領域
- 36 メモリ
- 41 操作パネル
- 43 入力部

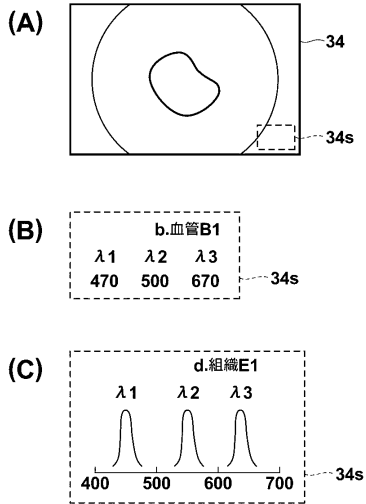
【図1】



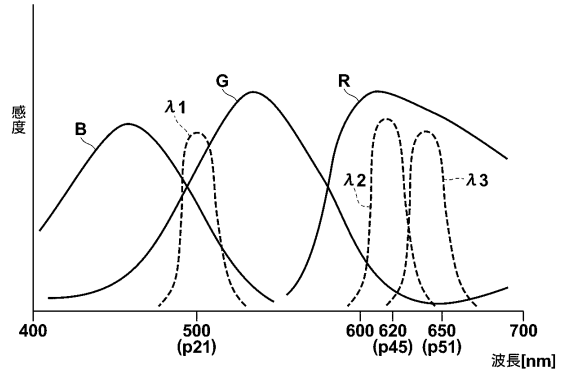
【図2】



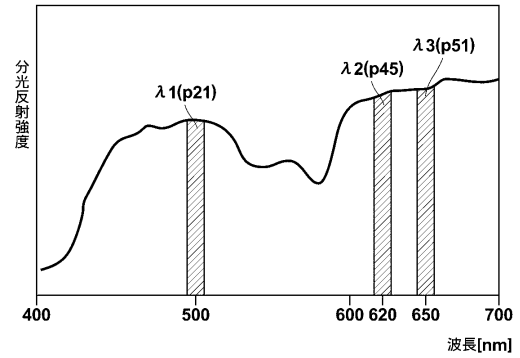
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】

$\lambda 1$	$\lambda 2$	$\lambda 3$
400	500	600
↓	↓	↓
405	510	620
↓	↓	↓
410	520	640
↓	↓	↓
415	530	660
↓	↓	↓

【 図 7 】

(単色モード、単一波長セット)

$\lambda 1$	$\lambda 2$	$\lambda 3$
470	470	470
⋮	⋮	⋮
500	500	500
⋮	⋮	⋮
530	530	530

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2003-93336(JP,A)
特開2002-369798(JP,A)
特開2000-261714(JP,A)
特開2005-13279(JP,A)
特開平5-297285(JP,A)
特開2001-8097(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/04
A61B 1/00

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP4773217B2	公开(公告)日	2011-09-14
申请号	JP2006021847	申请日	2006-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	樋口 充		
发明人	樋口 充		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/045 A61B1/00009 A61B1/043 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.D G02B23/24.B A61B1/00.520 A61B1/00.550 A61B1/045.632 A61B1/05 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/RR02 4C061/RR23 4C061/SS08 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/RR02 4C161/RR23 4C161/SS06 4C161/SS08		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP2007202621A5 JP2007202621A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在电子内窥镜中将显示图像的亮度变为优选范围，以从彩色成像元件的输出图像信号形成规定波长带的光谱图像。

ŽSOLUTION：电子内窥镜包括：光源14，用于使待观察的物体被白光照射；彩色成像元件15，用于对待观察的物体成像；第一颜色转换电路28，用于转换Y（亮度）/C由元件15输出到R，G和B三色图像信号的（色差）信号，用于从R，G和B三色图像信号形成规定波长带的光谱图像的光谱图像形成电路29第二颜色转换电路31，用于将携带光谱图像的R，G和B三色图像信号转换为Y/C信号。电子内窥镜设有光量调节装置14c和14d，用于调节白光的光量以从光源14照射待观察的物体，以及光量控制电路35，用于设定白色的光量。通过基于由第二颜色转换电路31输出的Y/C信号指示的亮度信息控制光量调节装置14c和14d，在目标范围内的光。

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
P1	1.00000	0.00000	0.00000
P2	0.00000	1.00000	0.00000
P3	0.00000	0.00000	1.00000