

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4647346号
(P4647346)

(45) 発行日 平成23年3月9日(2011.3.9)

(24) 登録日 平成22年12月17日(2010.12.17)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006.01)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)A 6 1 B 1/04 370
A 6 1 B 1/00 300 D

請求項の数 4 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2005-60197 (P2005-60197)
 (22) 出願日 平成17年3月4日 (2005.3.4)
 (65) 公開番号 特開2006-239203 (P2006-239203A)
 (43) 公開日 平成18年9月14日 (2006.9.14)
 審査請求日 平成19年10月19日 (2007.10.19)

(73) 特許権者 306037311
 富士フィルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100098372
 弁理士 緒方 保人
 (72) 発明者 阿部 一則
 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
 (72) 発明者 竹内 信次
 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
 (72) 発明者 綾目 大輔
 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡に搭載された撮像素子で被観察体のカラー画像信号を形成する内視鏡装置において、

上記カラー画像信号に基づいて分光画像信号を形成するための各波長域のマトリクスデータを記憶する記憶部と、

この記憶部の中の該当する波長域のマトリクスデータを用いて上記カラー画像信号に基づくマトリクス演算を行い、任意に選択された複数の波長域の分光画像信号を形成する色空間変換回路、及びこの色空間変換回路から出力される複数の波長域の分光画像信号を通常表示のためのカラー画像信号を形成するときのゲインよりも高いゲインで増幅する増幅回路を有し、この増幅回路から出力された複数の分光画像信号から分光画像を形成する分光画像形成回路と、

上記カラー画像信号又は分光画像信号のノイズを除去する回路であって、分光画像形成時に、上記増幅回路による上記分光画像信号のゲインアップに対応し、通常表示のためのカラー画像信号のノイズ処理よりもノイズ除去率を高めたノイズ処理を実行するノイズ除去回路と、を設けたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

上記増幅回路は、選択された複数の波長域の分光画像信号のそれを異なるゲインで増幅するようにしたことを特徴とする請求項1記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

10

20

上記ノイズ除去回路は、分光画像形成時に、上記増幅回路のゲインのアップダウンに応じてノイズ除去率をアップダウンさせるようにしたことを特徴とする請求項1又は2記載の内視鏡装置。

【請求項4】

上記分光画像形成回路は、前段の信号処理回路におけるガンマ補正を解除して得られたカラー画像信号又は逆ガンマ補正処理回路を介して得られたカラー画像信号を入力し、ガンマ補正が施されていないカラー画像信号に基づいて分光画像信号を形成し、後にガンマ補正を施すようにしたことを特徴とする請求項1乃至3のいずれかに記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は内視鏡装置、特に医療分野で用いられ、任意に選択された波長域の画像情報からなる分光画像(映像)を形成し表示するための構成に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、固体撮像素子を用いた電子内視鏡装置では、消化器官(胃粘膜等)における分光反射率に基づき、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、即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つた微細構造等が抽出される。

20

【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、特開2003-93336号公報に示されるように、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、白色光で得られた画像信号を基に、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信号を疑似的に得るものである。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。

30

【特許文献1】特開2003-93336号公報

【非特許文献1】財団法人 東京大学出版会発行、著者 三宅洋一の「ディジタルカラー画像の解析・評価(P148~P153)」

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0004】

しかしながら、上記内視鏡装置における分光画像の形成では、分光画像を構成する各信号の波長域が狭帯域となることから、上記RGBの信号で形成される通常の画像と比較すると、画像の輝度が低下するという問題がある。図5には、固体撮像素子である原色型CCDのR(赤), G(緑), B(青)の色フィルタの分光感度特性と本発明において分光画像を形成する各波長域の一例が示されており、この図5に示されるように、分光画像は例えば500nmを中心とする狭帯域の波長域1、620nmを中心とする狭帯域の波長域2、650nmを中心とする狭帯域の波長域3の信号から構成される。これら1, 2, 3の波長域は、RGBの波長域と比較すると小さくなつてあり、狭帯域となる分、1, 2, 3の波長域での全信号成分はRGBの波長域での全信号成分に比べ

50

て著しく小さくなり、輝度成分が不足する。

【0005】

また、一般的の画像形成においては、C C Dからの出力信号を増幅することによりノイズ成分も増加することから、画像信号のノイズ成分の除去が行われているが、分光画像の形成においても、各波長域の信号の増幅の際には、ノイズ成分が増加しないための配慮が必要である。

【0006】

更に、現在注目されている分光画像においては、従来では得られなかつた微細構造等の描出が可能となるが、特定された微細構造を他の組織と顕著に区別される形で表示することができれば、診断等に役立つ有益な被観察体情報を提供することができる。

10

【0007】

本発明は上記問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、狭帯域の波長域を構成要素とすることによる輝度の低下をなくし、またノイズ成分の増加を抑制することができ、更には特定された微細構造を抽出した有益な被観察体情報を得ることが可能となる内視鏡装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、請求項1の発明は、内視鏡（先端部）に搭載された撮像素子で被観察体のカラー画像信号を形成する内視鏡装置において、上記カラー画像信号に基づいて分光画像信号を形成するための各波長域のマトリクスデータ（係数データ）を記憶する記憶部と、この記憶部の中の該当する波長域のマトリクスデータを用いて上記カラー画像信号に基づくマトリクス演算を行い、任意に選択された複数の波長域の分光画像信号を形成する色空間変換回路、及びこの色空間変換回路から出力される複数の波長域の分光画像信号を通常表示のためのカラー画像信号を形成するときのゲインよりも高いゲインで増幅する増幅回路を有し、この増幅回路から出力された複数の分光画像信号から分光画像を形成する分光画像形成回路と、上記カラー画像信号又は分光画像信号のノイズを除去する回路であって、分光画像形成時に、上記増幅回路による上記分光画像信号のゲインアップに対応し、通常表示のためのカラー画像信号のノイズ処理よりもノイズ除去率を高めたノイズ処理を実行するノイズ除去回路と、を設けたことを特徴とする。

20

【0009】

請求項2の発明は、上記増幅回路は、選択された複数の波長域の分光画像信号のそれを異なるゲインで増幅するようにしたことを特徴とする。

30

請求項3の発明は、上記ノイズ除去回路は、分光画像形成時に、上記増幅回路のゲインのアップダウンに応じてノイズ除去率をアップダウンさせるようにしたことを特徴とする。

請求項4の発明は、上記分光画像形成回路は、前段の信号処理回路におけるガンマ補正を解除して得られたカラー画像信号又は逆ガンマ補正処理回路を介して得られたカラー画像信号を入力し、ガンマ補正が施されていないカラー画像信号に基づいて分光画像信号を形成し、後にガンマ補正を施すようにしたことを特徴とする。

40

【0010】

上記の構成によれば、R G B信号から波長狭帯域（成分）の1, 2, 3信号を求めるためのマトリクスデータ（係数セット）がプロセッサ装置側の演算用メモリに記憶されており、操作者によって分光画像形成のための3つの波長域が選択されると、この3つの波長域に該当するマトリクスデータが上記メモリから読み出され、このマトリクスデータとD S P等から出力されたR G B信号から1, 2, 3信号が形成される。その後、これらの1, 2, 3信号は、増幅回路によって所定のゲインで増幅され、通常の画像を形成する場合と同等の明るさまで輝度が上げられる。このようにして、選択された3つの波長域の組合せの分光画像が良好な明るさでモニタへ表示される。

【0011】

また、上述のように1, 2, 3信号を増幅する場合は、ノイズ成分も増幅される

50

ことになり、画質の低下が生じる。そこで、本発明の構成では、ノイズ除去回路によって通常表示のためのカラー画像信号を形成するときのノイズ処理よりもノイズ除去率を高めたノイズ処理を実行しており、例えばノイズ処理の比較（平均化）フレーム画像数を増やすことでノイズ除去率（効果）を高めることができる。

上記請求項 2 の構成によれば、特定の微細構造である例えば血管を抽出できる波長域 1, 2, 3 を選択し、この中の 3（例えば赤色域）信号のゲインを 1, 2 信号のゲインの 1.2 倍として増幅することにより、特定の血管構造が浮き出る状態の画像を形成表示することができる。

【0012】

更に、内視鏡装置でのカラー画像信号の形成では、表示器へ入力する画像信号と表示器での画像輝度が比例関係となるようにガンマ補正が行なわれるが、このガンマ補正では、基の画像信号が歪められることになり、上記分光画像を形成するための画像信号としては相応しくない。そこで、請求項 4 の構成では、前段の DSP 等のガンマ補正処理を解除し、又は逆ガンマ補正処理回路を用いてガンマ補正を元に戻すことにより、ガンマ補正が施されていないカラー画像信号に基づいて分光画像が形成される。

【発明の効果】

【0013】

本発明の内視鏡装置によれば、狭帯域の波長域を構成要素とすることによる輝度の低下が解消され、良好な明るさの分光画像を形成し、表示することができる。また、増幅によるノイズ成分の増加を抑制することができ、分光画像の画質を良好に維持することができる。更には、血管や特定色の組織等、特定された微細構造を抽出することができ、診断等に役立つ有益な被観察体情報を得ることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

図 1 及び図 2 には、実施例に係る電子内視鏡装置の構成が示されており、この電子内視鏡装置は、図 2 に示されるように、スコープ（電子内視鏡）10 をプロセッサ装置 12 に対し着脱自在に接続する構成とされ、このプロセッサ装置 12 に光源 14 が配置される。なお、この光源 14 は別体となる光源装置に配置されている場合もある。上記スコープ 10 には、その先端部に固体撮像素子である CCD 15 が設けられ、この CCD 15 としては、例えば撮像面に Mg（マジエンタ）、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或いは RGB の色フィルタを有する原色型が用いられる。

【0015】

この CCD 15 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 が設けられると共に、この CCD 15 から入力された画像（映像）信号をサンプリングしつつ増幅する CDS / AGC（相関二重サンプリング／自動利得制御）回路 17、A / D 変換器 18 が設けられる。また、スコープ 10 内の各種回路を制御しつつプロセッサ装置 12 との間の通信制御を行うマイコン 20 が配置される。更に、このスコープ 10 には、その先端に照明窓 23 が設けられ、この照明窓 23 はライトガイド 24 によって上記光源 14 へ接続される。

【0016】

一方、プロセッサ装置 12 には、デジタル変換された画像信号に対し各種の画像処理を施す DSP（デジタル信号プロセッサ）25 が設けられており、この DSP 25 では、上記 CCD 15 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 信号が形成・出力される。実施例では、通常の画像（動画及び静止画）と分光画像（動画及び静止画）を選択的に形成・表示することができ、上記 DSP 25 には、切換え器 26a を介して、この DSP 25 から入力された画像信号のノイズを除去するノイズ除去（ノイズリダクション）回路 27 が設けられており、また通常の画像を形成するか、分光画像を形成するかの切換えを行う切換え器 26b を介して（一方の端子に）分光画像形成回路 28 が接続される。上記切換え器 26b の他方の端子には、鏡像を反転させ

10

20

30

40

50

る鏡像処理回路 29、表示器画面の画像周囲を覆うマスクを発生させるマスク発生回路 30、動作条件、患者情報等を示すキャラクタを発生させるキャラクタ発生回路 31、D/A 変換器 32 等が配置される。

【0017】

また、プロセッサ装置 12 内の各回路を制御し、メモリ 36 からマトリクス（係数）データを読み出して上記分光画像形成回路 28 に与えるマイコン 35 が設けられており、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（テーブル）が記憶される。

【0018】

図 1 には、上記分光画像形成回路 28 内の詳細な回路が示されており、この分光画像形成回路 28 には、逆ガンマ（ γ ）補正（図 4）をする逆ガンマ処理回路、輝度（Y）/色差（C）信号を RGB 信号に変換する第 1 色変換回路 43、RGB 信号に対し分光画像のためのマトリクス演算を行う色空間変換処理回路 44 が設けられ、この色空間変換処理回路 44 は、選択された波長域 1, 2, 3 の分光画像信号を出力する。

【0019】

この色空間変換処理回路 44 のマトリクス演算に用いられ、上記メモリ 36 に格納されているマトリクスデータは次の表 1 のようなものとなる。

【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	-3.6E-05
p51	0.005152	-0.00192	0.000088
p52	0.005215	-0.00207	0.000217
⋮	⋮	⋮	⋮
p61	0.00548	-0.00229	0.00453

【0020】

上記表 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）p1 ~ p61 からなり、このパラメータ p1 ~ p61 は、マトリクス演算のための係数 k_{pr} , k_{pg} , k_{pb} (p は p1 ~ p61 に該当する) から構成される。

10

30

40

50

【0021】

そして、上記色空間変換処理回路44では、上記係数 k_{pr} , k_{pg} , k_{pb} と第1色変換回路43から出力されたRGB信号とにより次の式1のマトリクス演算が行われる。

【数1】

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

10

即ち、1, 2, 3として、例えば表1のパラメータp21(中心波長500nm), p45(中心波長620nm), p51(中心波長650nm)を選択した場合は、係数(k_{pr} , k_{pg} , k_{pb})として、p21の(-0.00119, 0.002346, 0.0016)、p45の(0.004022, 0.000068, 0.00097)、p51の(0.005152, -0.00192, 0.000088)を代入すればよいことになる。

【0022】

そして、上記色空間変換処理回路44には、1つの波長域(狭帯域)の分光画像(単色モード)と3つの波長域からなる分光画像(3色モード)とのいずれかを選択するモードセレクタ45(このモードセレクタでは2色を選択する2色モードを設けてもよい)が設けられ、このモードセレクタ45の後段に、增幅回路(自動利得制御回路等でもよい)46が接続される。この増幅回路46は、分光画像を形成するための1, 2, 3信号にそれぞれのゲイン値 e_1 , e_2 , e_3 を与えており、 $e_1 \times 1$, $e_2 \times 2$, $e_3 \times 3$ の増幅信号を出力する。なお、単色モードが選択されている場合は、上記1, 2, 3信号の何れかについて増幅処理が行われる。

20

【0023】

上記増幅回路46には、ゲイン値 e_1 , e_2 , e_3 で増幅した1, 2, 3の信号を、従来の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信号へ変換する第2色変換回路47、そして補正をするガンマ処理回路48が設けられており、このガンマ処理回路48の出力信号が図2の鏡像処理回路29へ供給される。

30

【0024】

図3には、上記ノイズ除去回路27の動作構成の一例が示されている。このノイズ除去回路27には、例えばフレーム画像F1, F2, F3...が順次入力されるが、メモリ部27cの画像F1とメモリ部27bの画像F2を例えば1/(最終的な比較数)の係数割合で加算して比較部27dへ送り、メモリ部27aの画像F3についても上記係数割合にてF1+F2の画像に加算し、比較部27dで比較する。この結果、比較部27dに示されるように、各画像のノイズn1, n2, n3の信号が求められ、このノイズn1, n2, n3の信号をF1の画像信号から差し引くことにより、画像F1のノイズn1が取り除かれる。即ち、ノイズ成分は原則的に画像上の同じ場所には存在しないので、複数の画像(F1, F2, F3...)を加算比較(又は平均化)すれば、ノイズ成分は小さくなり、ノイズ除去においては、比較等の処理対象のフレーム画像数を多くすることによりノイズ除去率を高くすることができる。この実施例のノイズ除去回路27は、通常の画像形成で1枚(或いは2枚)の画像を比較する場合、分光画像の形成では2枚以上(或いは3枚以上)の画像を比較するようにしている。

40

【0025】

また、このノイズ除去処理は、上記増幅回路46でのゲイン値 e_1 , e_2 , e_3 が高くなるとき、それに応じてノイズ除去率を高くする。即ち、上記ゲイン値 e_1 , e_2 , e_3 の上昇(下降)に応じて比較対象画像を2枚から3枚、3枚から4枚というように多く(

50

少なく)した処理を実行する。なお、上記に限らずその他のノイズ除去処理を用いることができる。なお、上記DSP25はスコープ10側に配置してもよい。

【0026】

実施例は以上の構成からなり、図2に示されるように、スコープ10では、CCD駆動回路16でCCD15を駆動することにより、CCD15から被観察体の撮像信号が出力され、この信号は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が行われた後、A/D変換器18を介し、デジタル信号としてプロセッサ装置12のDSP25へ供給される。この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對し色変換処理が行われ、輝度(Y)信号と色差(R-Y, B-Y)信号からなるY/C信号が形成される。このDSP25の出力は、通常、切換器26a(ノイズ除去回路27を用いる場合は切換器26bの両方)によって鏡像処理回路29、マスク発生回路30及びキャラクタ発生回路31へ供給され、これらの回路で所定の処理が行われた後、D/A変換器32を介してモニタへ供給され、このモニタには通常の被観察体のカラー画像が表示される。

【0027】

一方、操作部等に配置された分光画像形成の操作スイッチが押されると、切換器26a, 26bはDSP25から出力されたY/C信号を、ノイズ除去回路27を介して分光画像形成回路28へ供給するように切り換える。このノイズ除去回路27では、Y/C信号からノイズ成分が除去されており、図3で説明したように、通常のカラー画像を形成するときの比較対象として2フレーム画像(時系列で得られる)が用いられる場合には、3フレーム以上の画像を比較等することにより、ノイズ除去率の高い処理が行われる。

【0028】

一方、このとき、操作者によって1, 2, 3信号の3つの波長域が選択されており、マイコン35はメモリ36(表1)から3つの選択波長域に対応するマトリクス(係数)データを読み出し、これらを分光画像形成回路28へ供給する。そして、図1の分光画像形成回路28では、まず逆ガンマ()処理回路42にて逆ガンマ補正が行われる。即ち、図4に示されるように、CRT表示器等の特性から信号の入力と出力の関係が曲線(2次曲線)101のようになるので、上記DSP25では、曲線102となるガンマ補正をかけ、入力と出力の関係がリニアな特性103となるようにしている。そこで、上記逆ガンマ処理回路42では曲線101の逆ガンマ補正を行い、ガンマ補正をかける前の元の信号に戻している。これによって、後の分光画像形成のためのマトリクス演算に歪が生じることを防止している。

【0029】

この逆ガンマ処理回路42の出力は、第1色変換回路43によりY/C信号からRGB信号への変換が行われた後、色空間変換処理回路44へ供給され、この色空間変換処理回路44にて、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上記数式1のマトリクス演算が行われる。例えば、3つの波長域(1, 2, 3)としてp21(中心波長500nm), p45(中心波長620nm), p51(中心波長650nm)が選択された場合は、RGB信号から次の数式2のマトリクス演算にて1, 2, 3の信号が求められる。

【数2】

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

【0030】

そして、モードセレクタ45にて3色モードが選択されている場合は、上記1,

10

20

30

40

50

2, 3の信号、また単色モードが選択されている場合は、上記 1, 2, 3のいずれかの信号が増幅回路46へ供給され、それぞれのゲイン e_1, e_2, e_3 によって増幅され、 $e_1 \times 1, e_2 \times 2, e_3 \times 3$ の信号が得られる。この e_1, e_2, e_3 のゲインは、基本的な分光画像を形成する場合、同じ数値に設定され、1, 2, 3の信号は同率の増幅が行われる。これにより、選択された波長成分に含まれる情報を失うことなく信号増幅することができる。

【0031】

ここで、上記ゲイン e_1, e_2, e_3 は、上記 1, 2, 3 信号として選択された波長域によって異なる値になることがあるが、この場合には、1, 2, 3 信号のゲインアップに応じて上記ノイズ除去回路28でのノイズ除去率を高め、比較対象画像を例えれば2フレームから3, 4フレームと増やした処理が行われ、これによってノイズを低減した良好な分光画像が形成される。

10

【0032】

この増幅回路46から出力された増幅信号は、 $R_s (= e_1 \cdot 1), G_s (= e_2 \cdot 2), B_s (= e_3 \cdot 3)$ の信号として第2色変換回路47へ供給され、また単色モードが選択されている場合は、上記 1, 2, 3のいずれかの信号（例えば 2 が選択されているとき $e_2 \cdot 2$ ）が R_s, G_s, B_s の信号として第2色変換回路47へ供給される。この第2色変換回路47では、 R_s, G_s, B_s 信号としての増幅された 1, 2, 3 の信号が Y/C 信号（ $Y, R_s - Y, B_s - Y$ ）へ変換されており、この後に、ガンマ（ γ ）処理回路48へ供給される。即ち、上述のように分光画像形成のために逆ガンマ補正を行ったので、モニタ表示の際に入力と出力がリニアになるようにガンマ補正が行われる。そして、このガンマ処理回路48の出力は、図2の鏡像処理回路29へ供給され、この後は通常の画像形成の場合と同様の処理が行われ、分光画像信号はD/A変換器32を介してモニタ等へ供給される。

20

【0033】

このようにして、モニタ等に表示される分光画像は、図5及び図6で示すような波長域の色成分で構成されるものとなる。即ち、図5は、CCD15の色フィルタでの分光感度特性に分光画像を形成する3つの波長域を重ねた概念図であり（色フィルタと 1, 2, 3 信号波長域の感度の目盛は一致していない）、また図6は、生体の反射スペクトルに3つの波長域を重ねた概念図であり、実施例で 1, 2, 3 信号とし選択された波長 p_{21}, p_{45}, p_{51} は、図示されるように、順に 500 nm, 620 nm, 650 nm を中心波長とし、 ± 10 nm 程度の範囲の波長域の色信号であり、この3つの波長域の色の組合せから構成される分光画像（動画及び静止画）が表示されることになる。

30

【0034】

次に、上記増幅回路46のゲインを異なる値に設定することにより、血管や癌組織等の特定色の微細構造を抽出する場合について説明する。即ち、血管や癌組織等の特定色を構成する狭帯域の波長域を選択すれば、その特定色を抽出、強調した分光画像が得られる。例えば、1, 2, 3として血管が抽出できる波長域を選択し、かつ赤色波長域を設定した例えば 3 のゲイン e_3 を他の 1, 2 のゲイン e_1, e_2 の 1.2 倍 [$e_3 = 1.2 \times (e_1, e_2)$] 等とすることにより、血管の微細構造が浮き出るような分光画像を形成することができる。このような上記 1, 2, 3 信号のゲインアップの場合でも、特定色の強調度が大きくなるが、その分ノイズも多くなる。そこで、このゲインアップの度合いに応じ、ノイズ除去回路27での比較対象の画像を例えれば3フレームから4, 5, 6フレームと増やしていくことにより、ノイズの低減を図っている。

40

【0035】

上記実施例では、増幅回路46を分光形成回路28内に配置したが、1, 2, 3 信号の全てを同率で増幅する場合は、上記スコープ10内に配置されているCDS/AGC回路17の自動利得制御回路を、上記増幅回路46の代わりに用いるようにしてもよい。即ち、分光画像の形成時に、自動利得制御回路のゲインを上げれば、良好な明るさの分光画像が得られる。

50

【0036】

また、上記実施例では、ノイズ除去回路27を分光画像形成回路28の前段に配置したが、このノイズ除去回路27は、分光画像形成回路28内の例えは増幅回路46の後段に配置することもできる。更に、上記の逆ガンマ処理については、図2のDSP25でのガンマ処理動作を分光画像形成時には実行しないように切換え制御し、分光形成回路28内の逆ガンマ処理回路42を設けないように構成してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図1】本発明の実施例に係る内視鏡装置の分光画像形成回路の構成を示すブロック図である。

10

【図2】実施例に係る内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【図3】実施例のノイズ除去回路内の動作・構成を示す図である。

【図4】実施例の逆ガンマ補正、ガンマ補正を示す特性グラフ図である。

【図5】実施例で形成される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したグラフ図である。

【図6】実施例で形成される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したグラフ図である。

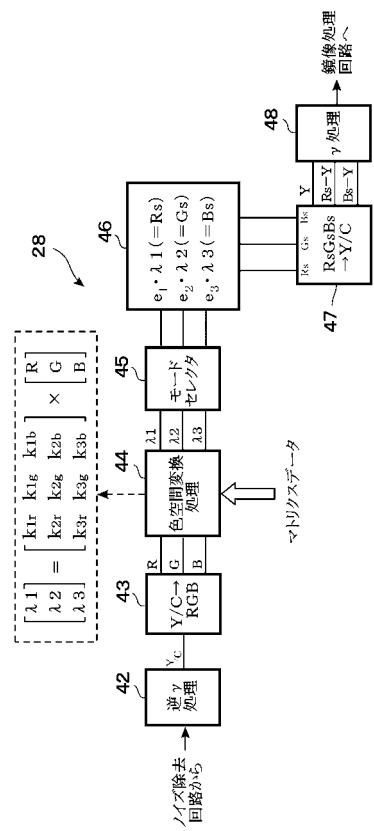
【符号の説明】

【0038】

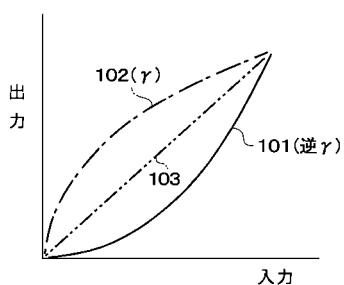
10 ... スコープ(電子内視鏡)、	12 ... プロセッサ装置、
15 ... CCD、	20, 35 ... マイコン、
25 ... DSP、	26 ... 切替え器、
27 ... ノイズ除去回路、	28 ... 分光画像形成回路、
36 ... メモリ、	42 ... 逆ガンマ処理回路、
44 ... 色空間変換処理回路、	45 ... モードセレクタ、
46 ... 増幅回路、	48 ... ガンマ処理回路。

20

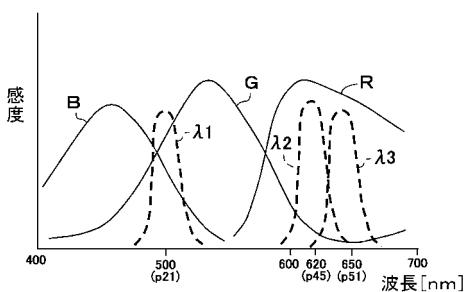
【図1】



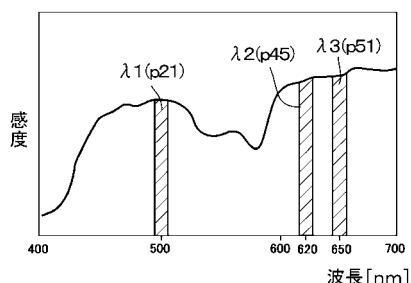
【図4】



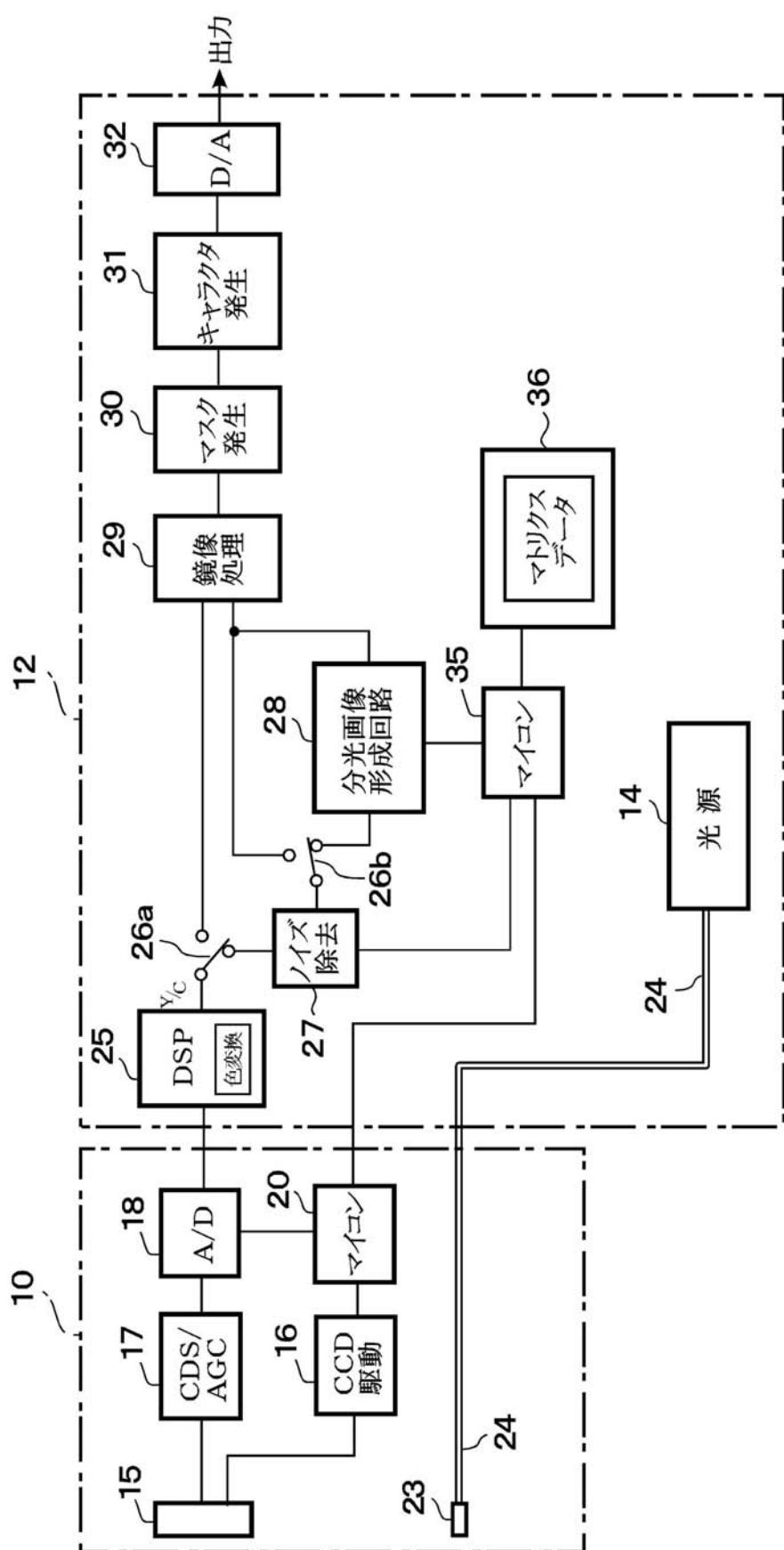
【図5】



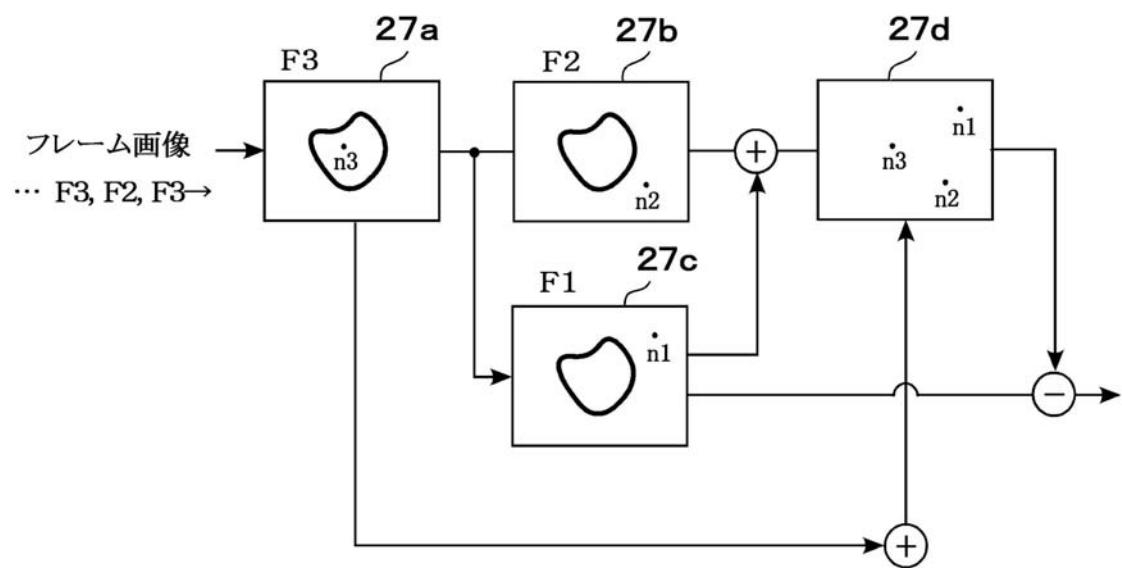
【図6】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開平01-113022(JP, A)
特開平11-225954(JP, A)
特開平02-107070(JP, A)
特開平02-299633(JP, A)
特開2003-093336(JP, A)
特開2002-369797(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 1 / 00 - 1 / 32

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP4647346B2	公开(公告)日	2011-03-09
申请号	JP2005060197	申请日	2005-03-04
[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	阿部一則 竹内信次 綾目大輔		
发明人	阿部 一則 竹内 信次 綾目 大輔		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
CPC分类号	H04N1/409 A61B1/00009 A61B1/045 A61B1/05 A61B5/0084 H04N1/60 H04N9/68 H04N9/69		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/04		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH54 4C061/JJ15 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP12 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/SS09 4C061/SS11 4C061/SS18 4C061/SS21 4C061/TT03 4C061/TT12 4C061/WW04 4C061/WW09 4C061/XX02 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH54 4C161/JJ15 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/SS09 4C161/SS11 4C161/SS18 4C161/SS21 4C161/TT03 4C161/TT12 4C161/WW04 4C161/WW09 4C161/XX02		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2006239203A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了消除在使用窄带波长区域作为构成元件的情况下亮度降低，抑制噪声成分的增加，并进一步提取指定的精细结构。使用矩阵数据对RGB信号执行矩阵计算，并且从所选择的三个波长范围的λ1，λ2和λ3信号获得光谱图像，并且，光谱图像形成电路28放大信号λ1，λ2和λ3，其增益高于通过放大器电路46形成正常彩色图像信号时的增益，因此，获得具有良好亮度的光谱图像。此外，噪声消除电路27被提供给噪声的增加抑制由于放大，甚至逆伽马处理电路42被设置，以便撤消由DSP上述矩阵运算之前执行的伽马校正。点域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	-3.6E-05
p51	0.005152	-0.00192	0.000088
p52	0.005215	-0.00207	0.000217
⋮	⋮	⋮	⋮
p61	0.00548	-0.00229	0.00453