

【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、

上記撮像素子により得られたカラー画像信号から輝度／色差信号を形成する Y／C 用信号処理回路と、

上記輝度／色差信号に基づいて分光画像を形成するための Y／C 用マトリクスデータを記憶する記憶部と、

この記憶部の Y／C 用マトリクスデータと上記 Y／C 用信号処理回路から出力された輝度／色差信号とによりマトリクス演算を行い、任意に選択された波長域の分光画像を形成する Y／C 用分光画像形成回路と、を設けたことを特徴とする内視鏡装置。 10

【請求項 2】

上記撮像素子が搭載された内視鏡を、画像信号処理回路が設けられたプロセッサ装置に接続する内視鏡装置であって、

上記撮像素子により得られたカラー画像信号から RGB 信号を形成する RGB 用信号処理回路と、

上記 RGB 信号に基づいて分光画像を形成するための RGB 用マトリクスデータを記憶する記憶部と、

この記憶部の RGB 用マトリクスデータと上記 RGB 用信号処理回路から出力された RGB 信号とによりマトリクス演算を行い、任意に選択された波長域の分光画像を形成する RGB 用分光画像形成回路と、を設け、 20

上記 Y／C 用分光画像形成回路又は上記 RGB 用分光画像形成回路の何れか一方を選択でき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】

上記 Y／C 用信号処理回路又は上記 RGB 用信号処理回路を上記内視鏡に配置し、上記 Y／C 用分光画像形成回路及び上記 RGB 用分光画像形成回路の両方を上記プロセッサ装置に配置し、上記プロセッサ装置では上記内視鏡の識別情報に基づいて上記 Y／C 用分光画像形成回路又は上記 RGB 用分光画像形成回路の何れかを選択することを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡装置。 30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【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の推定に基づき、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った微細構造等が抽出される。 40

【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 50

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。

【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】

【0004】

しかし、上記内視鏡装置における分光画像の形成では、基になるカラー画像信号がR（赤）、G（緑）、B（青）の信号であり、固体撮像素子に例えばMg、Ye、Cy、Gの色フィルタを有する補色型CCDを用いた場合は、Mg（マゼンタ）、Ye（イエロー）、Cy（シアン）、G（グリーン）の信号から輝度（Y）信号と色差（C）信号（Y/C信号）に変換して処理する場合が多く、このY/C信号からRGB信号へ色変換しなければならない。また、RGBの色フィルタを有する原色型CCDを用いたときでも、後段の各種の信号処理の関係或いは回路構成上の都合で、Y/C信号に変換して処理する場合があり、このような場合には、Y/C信号からRGB信号を作る必要がある。このような色変換処理は、本来的に無駄な処理でこの色変換を繰り返すことにより画質の低下を招くことになり、また回路構成を複雑にするという問題がある。

【0005】

一方、最近の内視鏡装置では、種類の異なる内視鏡（スコープ）を単一のプロセッサ装置に接続して使用することが行われているが、この内視鏡からの出力がY/C信号である場合とRGB信号である場合とに分かれ、内視鏡の出力形式によっては分光画像が形成できないことも生じ得る。従って、このような事情を考慮した使い勝手のよい装置が求められている。

【0006】

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、Y/C信号から直接的に分光画像を形成することができ、またY/C信号又はRGB信号の何れの信号からでも分光画像が得られる使い勝手のよい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】

【0007】

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、上記撮像素子により得られたカラー画像信号から輝度/色差信号を形成するY/C用信号処理回路と、上記輝度/色差信号に基づいて分光画像を形成するためのY/C用マトリクスデータ（係数データ）を記憶する記憶部と、この記憶部のY/C用マトリクスデータと上記Y/C用信号処理回路から出力された輝度/色差信号とによりマトリクス演算を行い、任意に選択された波長域の分光画像を形成するY/C用分光画像形成回路と、を設けたことを特徴とする。

【0008】

請求項2の発明は、撮像素子が搭載された内視鏡を、画像信号処理回路が設けられたプロセッサ装置に接続する内視鏡装置であって、上記撮像素子により得られたカラー画像信号からRGB信号を形成するRGB用信号処理回路と、上記RGB信号に基づいて分光画像を形成するためのRGB用マトリクスデータを記憶する記憶部と、この記憶部のRGB用マトリクスデータと上記RGB用信号処理回路から出力されたRGB信号とによりマトリクス演算を行い、任意に選択された波長域の分光画像を形成するRGB用分光画像形成回路と、を設け、Y/C用分光画像形成回路又は上記RGB用分光画像形成回路の何れか一方を選択できるようにしたことを特徴とする。

10

20

30

40

50

請求項 3 の発明は、上記 Y / C 用信号処理回路又は上記 R G B 用信号処理回路を上記内視鏡に配置し、上記 Y / C 用分光画像形成回路及び上記 R G B 用分光画像形成回路の両方を上記プロセッサ装置に配置し、上記プロセッサ装置では上記内視鏡の識別情報に基づいて上記 Y / C 用分光画像形成回路又は上記 R G B 用分光画像形成回路の何れかを選択することを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

上記の構成では、輝度 (Y) / 色差 (R - Y , B - Y) の Y / C 信号と R G B 信号との関係 (変換係数) が従来から分かっているので、この関係と、選択される波長域の 1 , 2 , 3 の信号と R G B 信号との関係 (変換係数) とに基づいて、選択される波長域の 1 , 2 , 3 の信号を Y / C 信号から演算するためのマトリクス係数が予め求められており、こ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る。そして、操作者によって分光画像形成のための 3 つの波長域 (狭帯域) が選択 (1 つの波長域の選択でもよい) 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 Y / C 信号から 1 , 2 , 3 信号が形成されることになり、この結果、選択された 3 つの波長域の組合せの分光画像をモニタへ表示することができる。

10

【 0 0 1 0 】

また、上記請求項 2 , 3 の構成では、プロセッサ装置に Y / C 用分光画像形成回路及び R G B 用分光画像形成回路の両方が配置されており、例えば接続した内視鏡が Y / C 信号を出力する場合であっても、R G B 信号を出力する場合であっても、それぞれに対応して分光画像を形成することが可能になる。更には、単一のプロセッサ装置内において信号処理の途中で Y / C 信号と R G B 信号が形成される場合があり、この場合は、適宜両方の信号から分光画像を形成することが可能になる。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 1 1 】

本発明の内視鏡装置によれば、Y / C 信号から直接的に分光画像を形成することができるので、回路構成を簡略化することが可能になるという利点があり、また請求項 2 又は 3 の発明によれば、Y / C 信号又は R G B 信号の何れの信号からでも分光画像が得られ、信号出力形式の異なる内視鏡を接続して使用することもでき、使い勝手のよい装置を得ることが可能となる。

30

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 2 】

図 1 には、第 1 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 1 に示されるように、スコープ (電子内視鏡) 1 0 をプロセッサ装置 1 2 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 1 2 に光源 1 4 が配置される。なお、この光源 1 4 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 1 0 には、その先端部に固体撮像素子である C C D 1 5 が設けられ、この C C D 1 5 としては、例えば撮像面に M g , Y e , C y , G の色フィルタを有する補色型が用いられる。

【 0 0 1 3 】

この C C D 1 5 には、同期信号に基づいて駆動パルス形成する C C D 駆動回路 1 6 が設けられると共に、この C C D 1 5 から入力された画像 (映像) 信号をサンプリングしかつ増幅する C D S / A G C (相関二重サンプリング / 自動利得制御) 回路 1 7 、 A / D 変換器 1 8 が設けられる。また、スコープ 1 0 内の各種回路を制御しかつプロセッサ装置 1 2 との間の通信制御を行うマイコン 2 0 及びメモリ (R O M) 2 1 が設けられており、このメモリ 2 1 には、上記 C C D 1 5 の色フィルタの種類 (補色型又は原色型) 及び信号出力形式に関する識別情報が記憶される。更に、上記スコープ 1 0 には、その先端に照明窓 2 3 が設けられ、この照明窓 2 3 はライトガイド 2 4 によって上記光源 1 4 へ接続される。

40

【 0 0 1 4 】

一方、プロセッサ装置 1 2 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

50

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DSP25では、上記CCD15の出力信号（Mg, Ye, Cy, G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。このDSP25には、切換え器26（の一方の端子）を介して、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29が設けられ、この色空間変換処理回路29は、選択された波長域1, 2, 3の分光画像信号を出力する。この色空間変換処理回路29の後段には、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30（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）、1つの波長域又は3つの波長域の画像信号（1, 2, 3）を、従来のRGBの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信号へ変換する色変換回路31、その他の各種信号処理（鏡像処理、マスク発生、キャラクタ発生等）を行う信号処理回路32、D/A変換器33が設けられる。なお、上記DSP25はスコープ10側に配置してもよい。

10

【0015】

また、スコープ10との間の通信で行うと共に、プロセッサ装置12内の各回路を制御し、メモリ36からマトリクスデータを読み出して上記色空間変換処理回路29へ与えるマイコン35が設けられており、上記メモリ36には、Y/C信号に基づいて分光画像を形成するためのマトリクス（係数）データ（テーブル）が記憶される。実施例において、上記メモリ36に格納されるマトリクスデータの一例は次の表1のようになる。

20

【0016】

【表1】

パラメータ	k _{py}	k _{pcr}	k _{pcb}
p1	0.000008	-0.0002	0.000802
⋮	⋮	⋮	⋮
p18	0.00241	0.006147	-0.00289
p19	0.00603	0.005843	-0.00294
p20	0.001037	0.005427	-0.00294
p21	0.001549	0.004912	-0.00288
p22	0.002132	0.004283	-0.00277
p23	0.002767	0.003563	-0.00263
⋮	⋮	⋮	⋮
p43	0.00708	-0.00139	-0.00149
p44	0.007294	-0.00165	-0.0014
p45	0.007484	-0.00188	-0.00132
p46	0.007638	-0.00206	-0.00124
p47	0.007732	-0.00219	-0.00116
p48	0.007792	-0.00228	-0.00108
p49	0.007834	-0.00234	-0.00102
p50	0.007864	-0.00237	-0.00098
p51	0.007903	-0.00238	-0.00097
p52	0.007956	-0.00238	-0.00097
⋮	⋮	⋮	⋮
p61	0.008051	-0.00216	-0.00094

30

40

【0017】

50

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） $p_1 \sim p_{61}$ からなり、このパラメータ $p_1 \sim p_{61}$ は、マトリクス演算のための係数 k_{py} , k_{pcr} , k_{pcb} （ p は $p_1 \sim p_{61}$ に該当する）から構成される。

【0018】

そして、上記色空間変換処理回路 29 では、上記係数 k_{py} , k_{pcr} , k_{pcb} と DSP 25 から出力された Y / C 信号（ $R - Y = Cr$, $B - Y = Cb$ ）とにより次の数式 1 のマトリクス演算が行われる。

【数 1】

$$\begin{bmatrix} \lambda 1 \\ \lambda 2 \\ \lambda 3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{1y} & k_{1cr} & k_{1cb} \\ k_{2y} & k_{2cr} & k_{1cb} \\ k_{3y} & k_{3cr} & k_{3cb} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{bmatrix}$$

10

即ち、 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ として、例えば表 1 のパラメータ p_{21} （中心波長 500 nm）, p_{45} （中心波長 620 nm）, p_{51} （中心波長 650 nm）を選択した場合は、係数（ k_{py} , k_{pcr} , k_{pcb} ）として、 p_{21} の（-0.001549, 0.004912, -0.00288）、 p_{45} の（0.007484, -0.00188, 0.00132）、 p_{51} の（0.007903, -0.00238, -0.00097）を代入すればよいことになる。

20

【0019】

また、上記切換え器 26 の他方の端子には、分光画像ではなく通常のカラー画像（映像）を形成するためのカラー信号処理回路 38 及び D / A 変換器 39 が接続配置される。

【0020】

第 1 実施例は以上の構成からなり、図 1 のスコープ 10 では、CCD 駆動回路 16 で CCD 15 を駆動することにより、CCD 15 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及び増幅が行われた後、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 DSP 25 へ供給される。この DSP 25 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、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 DSP 25 の出力は、通常、切換え器 26 によってカラー信号処理回路 38 に供給されており、従来と同様の信号処理が施されることにより、D / A 変換器 39 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。

30

【0021】

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、切換え器 26 は DSP 25 から出力された Y / C 信号を色空間変換処理回路 29 へ供給するように切り換える。このときには、操作者によって $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ 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、これらを色空間変換処理回路 29 へ供給する。

40

【0022】

この色空間変換処理回路 29 では、分光画像形成のために上記数式 1 によるマトリクス演算が行われ、例えば 3 つの波長域（ $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ ）として p_{21} （中心波長 500 nm）, p_{45} （中心波長 620 nm）, p_{51} （中心波長 652 nm）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 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ の信号が求められる。

【数 2】

$$\begin{bmatrix} \lambda 1 \\ \lambda 2 \\ \lambda 3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -0.001549 & 0.004912 & -0.00288 \\ 0.007484 & -0.00188 & -0.00132 \\ 0.007903 & -0.00238 & -0.00097 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{bmatrix}$$

【0023】

そうして、モードセクタ30にて3色モードが選択されている場合は、上記 1, 2, 3の信号がRs (= 1), Gs (= 2), Bs (= 3)の信号として色変換回路31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のいずれかの信号がRs (= 2), Gs (= 2), Bs (= 2)の信号(例えば 2が選択されている場合)として色変換回路31へ供給される。この色変換回路31では、Rs, Gs, Bs信号としての 1, 2, 3の信号がY/C信号(Y, Rs - Y, Bs - Y)へ変換されており、このY/C信号が信号処理回路32及びD/A変換器33を介してモニタ等へ供給される。

【0024】

このようにして、モニタ等に表示される分光画像は、図2及び図3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2は、CCD15(補色型)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3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、上記第1実施例で 1, 2, 3信号とし選択された波長p21, p45, p51は、図示されるように、順に500nm、620nm、650nmを中心波長とし、±10nm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。

【0025】

次に、上述した表1のマトリクス係数データ(Y/C用マトリクスデータ)がRGB信号に対するマトリクス演算で分光画像が形成される場合のマトリクス係数(RGB用マトリクスデータ)から求められることについて説明する。即ち、一般に、RGB信号とY/C信号は、次の数式3, 4の関係となる。

【数 3】

$$\begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Ry & Rr & Rb \\ Gy & Gr & Gb \\ By & Br & Bb \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{bmatrix} \quad \left(\begin{bmatrix} Ry & Rr & Rb \\ Gy & Gr & Gb \\ By & Br & Bb \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1.164 & 0 & 1.596 \\ 1.164 & -0.391 & -0.813 \\ 1.164 & 2.018 & 0 \end{bmatrix} \right)$$

【数 4】

$$\begin{bmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Yr & Yg & Yb \\ Crr & Crg & Crb \\ Cbr & Cbg & Cbb \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \quad \left(\begin{bmatrix} Yr & Yg & Yb \\ Crr & Crg & Crb \\ Cbr & Cbg & Cbb \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} .257 & .504 & .098 \\ -.148 & -.291 & .439 \\ .439 & -.368 & -.071 \end{bmatrix} \right)$$

【0026】

そして、狭帯域イメージ(NBI)の 1, 2, 3信号を考えた場合は、RGB信号に基づくマトリクス演算は、次の数式5となり、またY/C信号と 1, 2, 3信号との間には、次の数式6が成立する。

10

20

30

40

50

【数 5】

$$\begin{bmatrix} \lambda 1 \\ \lambda 2 \\ \lambda 3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k1r & k1g & k1b \\ k2r & k2g & k2b \\ k3r & k3g & k3b \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

【数 6】

$$\begin{bmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Yr & Yg & Yb \\ Crr & Crg & Crb \\ Cbr & Cbg & Cbb \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \lambda 1 \\ \lambda 2 \\ \lambda 3 \end{bmatrix}$$

10

上記数式 5 及び数式 6 をまとめると、次の数式 7 となる。

【数 7】

$$\begin{bmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Yr & Yg & Yb \\ Crr & Crg & Crb \\ Cbr & Cbg & Cbb \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} k1r & k1g & k1b \\ k2r & k2g & k2b \\ k3r & k3g & k3b \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

20

従って、この数式 7 で分かるように、R G B 用マトリクスデータ（後述の表 2 のデータ）と数式 4 の係数とによって実施例の表 1 のマトリクス係数が求められる。

【0027】

図 4 には、第 2 実施例の内視鏡装置の構成が示されており、この第 2 実施例は、Y / C 信号と R G B 信号の両方から分光画像を形成できるようにしたものである。図 4 に示されるように、この第 2 実施例では、例えば

R G B の色フィルタを有する原色型 C C D 1 5 A とカラー画像信号として R G B 信号を出力する D S P 2 5 A を有するスコープ 1 0 A、

30

原色型 C C D 1 5 B と R G B 信号を色変換処理にて Y / C 信号へ変換して出力する D S P 2 5 B を有するスコープ 1 0 B、

M g , Y e , C y , G の色フィルタを有する補色型 C C D 1 5 C と M g , Y e , C y , G 信号を色変換処理にて Y / C 信号へ変換して出力する D S P 2 5 C を有するスコープ 1 0 C 等が設けられる。

【0028】

一方、プロセッサ装置 4 2 には、切換え器 4 3 を介して、第 1 実施例と同様に、Y / C 信号に対してマトリクス演算を行う色空間変換処理回路 2 9、モードセクタ 3 0 A、

1 , 2 , 3 信号をそのまま代入した R s , G s , B s 信号を Y / C 信号へ変換する色変換回路 3 1 A が Y / C 用分光画像形成回路として設けられると共に、R G B 用分光画像形成回路として、R G B 信号に対してマトリクス演算を行う色空間変換処理回路 4 4、モードセクタ 3 0 B、1 , 2 , 3 信号である R s , G s , B s 信号を Y / C 信号へ変換する色変換回路 3 1 B が配置される。また、マイコン 3 5 に接続されるメモリ 3 6 には、上記表 1 の Y / C 用マトリクスデータ P c と、次に示す表 2 の R G B 用マトリクスデータ P d が格納される。

40

【0029】

【表 2】

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

10

20

【0030】

この表2のマトリクスデータPdも、表1のマトリクスデータPcと同様に、400nmから700nmの波長域を61の波長域パラメータ（係数セット）p1～p61に分割したもので、このパラメータp1～p61に対応したマトリクス係数 k_{pr} 、 k_{pg} 、 k_{pb} から構成される。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} と内視鏡10Aから入力されたRGB信号とにより上記数式5のマトリクス演算が行われ、これによって分光画像が形成される。

30

【0031】

即ち、 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 として、上記と同様に、表2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。

40

【0032】

第2実施例は以上の構成からなり、図4のスコープ10A～10Cの何れかがプロセッサ装置42に接続されると、このプロセッサ装置42のマイコン35はスコープ10A～10Cのマイコン（20）と通信を行い、これらスコープの信号出力形式の識別情報の取得が行われ、この情報によって切換え器43が切り換えられ、スコープ10Aが接続されている場合は色空間変換処理回路44が選択される。そして、この場合は、メモリ36からRGB用マトリクスデータPdが読み出され、このマトリクスデータPdとRGB信号によって、選択された3つ（3色モード）又は1つ（単色モード）の波長域の λ_1 、 λ_2 、 λ_3 信号による分光画像が形成される。

50

【 0 0 3 3 】

一方、スコープ 1 0 B , 1 0 C が接続されている場合は、切替え器 4 3 によって色空間変換処理回路 2 9 が選択され、この場合は、メモリ 3 6 から Y / C 用マトリクスデータ P c が読み出され、このマトリクスデータ P c と Y / C 信号によって、選択された 3 つ又は 1 つの波長域の 1 , 2 , 3 信号による分光画像が形成される。このようにして、第 2 実施例では、出力形式の異なるスコープ 1 0 A ~ 1 0 C を単一のプロセッサ装置 4 2 に接続して使用することができる。

【 0 0 3 4 】

上記第 2 実施例におけるスコープ 1 0 A ~ 1 0 C の信号出力形式の識別情報は、マイコン同士の通信ではなく、C C D 1 5 A ~ 1 5 C で得られた画像信号を解析したり、またコネクタ接続部に配置された識別形状部材等を接続時に判定したりすることにより、認識するように構成してもよい。

10

【 0 0 3 5 】

また、内視鏡装置では、プロセッサ装置内の D S P 等の信号処理回路の構成によっては、単一のプロセッサ装置で Y / C 信号と R G B 信号の両方が形成される場合があり、この場合は、この Y / C 信号と R G B 信号を利用して、第 2 実施例の場合と同様に Y / C 用分光画像形成回路と R G B 用分光画像形成回路を選択的に使用し、何れかの回路の分光画像を形成し表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 6 】

20

【図 1】本発明の第 1 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 2】第 1 実施例で形成される分光画像の波長域の一例を補色型 C C D の分光感度特性と共に示したグラフ図である。

【図 3】第 1 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。

【図 4】第 2 実施例の内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

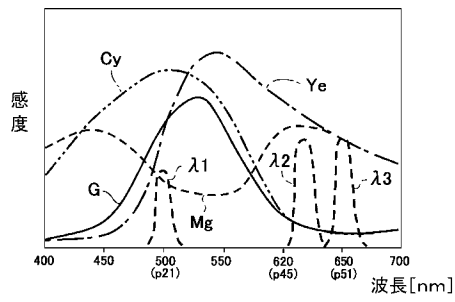
【符号の説明】

【 0 0 3 7 】

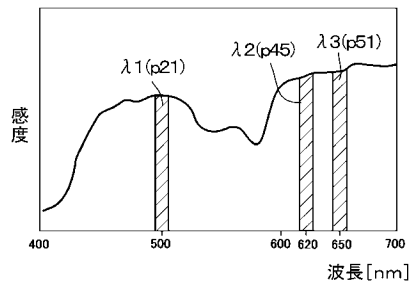
- 1 0 , 1 0 A ~ 1 0 C ... スコープ (電子内視鏡) 、
- 1 2 ... プロセッサ装置、
- 1 4 ... 光源、
- 1 5 , 1 5 A ~ 1 5 C ... C C D 、
- 2 0 , 3 5 ... マイコン、
- 2 5 , 2 5 A ~ 2 5 C ... D S P 、
- 2 6 , 4 3 ... 切替え器、
- 2 9 ... Y / C 用色空間変換処理回路、
- 3 0 ... モードセクタ、
- 3 6 ... メモリ、
- 4 4 ... R G B 用色空間変換処理回路。

30

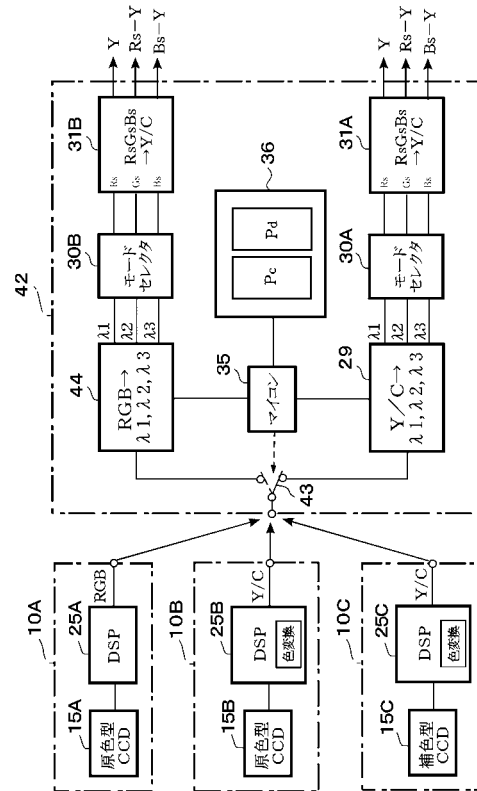
【図 2】



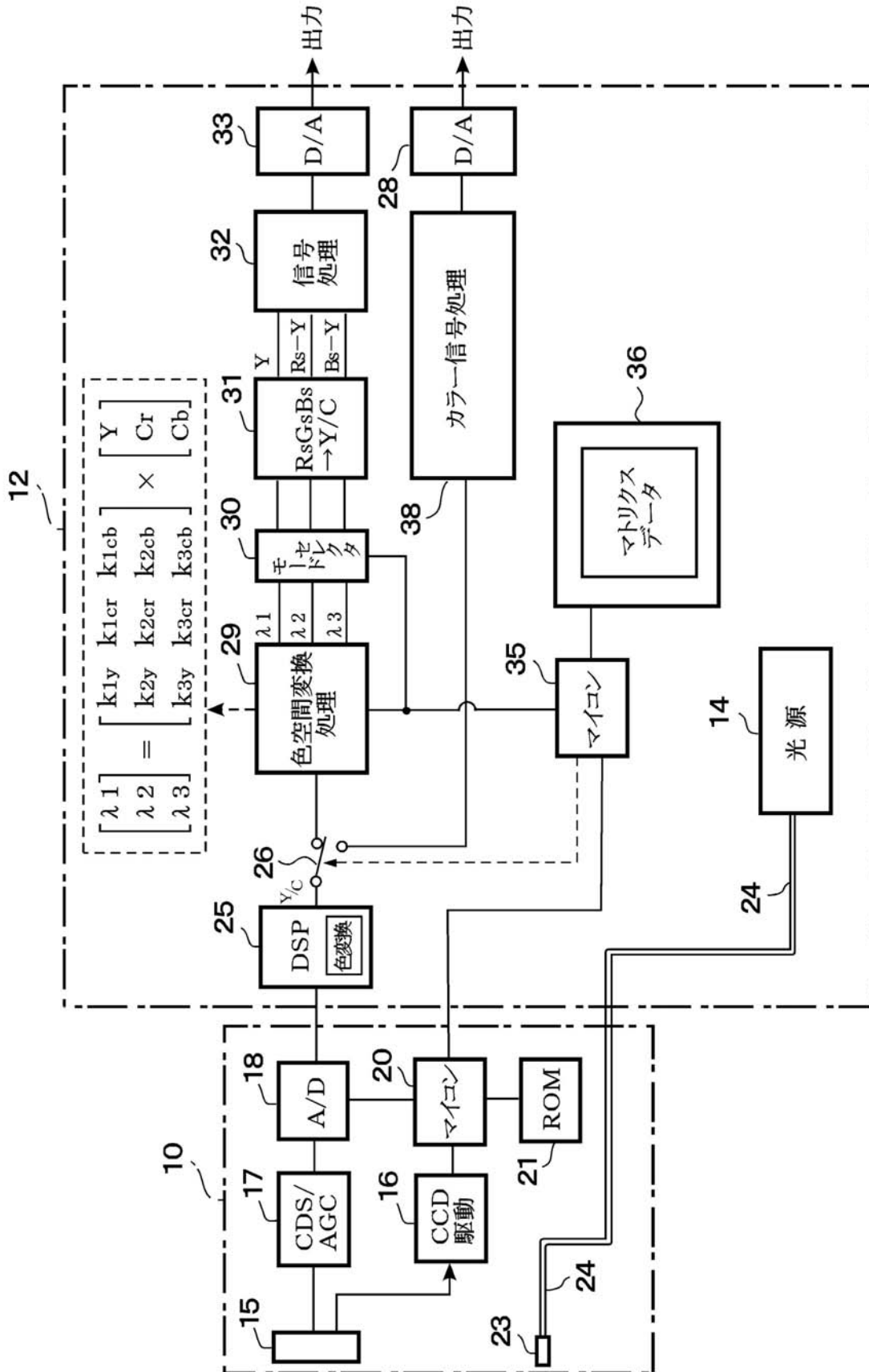
【図 3】



【図 4】



【図 1】



【手続補正書】

【提出日】平成18年4月12日(2006.4.12)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0002

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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った微細構造等が抽出される。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0018

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0018】

そして、上記色空間変換処理回路29では、上記係数 k_{py} 、 k_{pcr} 、 k_{pcb} とDSP25から出力されたY/C信号（ $R - Y = Cr$ 、 $B - Y = Cb$ ）とにより次の数式1のマトリクス演算が行われる。

【数1】

$$\begin{bmatrix} \lambda 1 \\ \lambda 2 \\ \lambda 3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k1y & k1cr & k1cb \\ k2y & k2cr & k2cb \\ k3y & k3cr & k3cb \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{bmatrix}$$

即ち、 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ として、例えば表1のパラメータ $p 2 1$ （中心波長500nm）、 $p 4 5$ （中心波長620nm）、 $p 5 1$ （中心波長650nm）を選択した場合は、係数（ k_{py} 、 k_{pcr} 、 k_{pcb} ）として、 $p 2 1$ の（-0.001549, 0.004912, -0.00288）、 $p 4 5$ の（0.007484, -0.00188, 0.00132）、 $p 5 1$ の（0.007903, -0.00238, -0.00097）を代入すればよいことになる。

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA01 AA04 BB02 CC06 DD03 HH54 LL02 MM05 NN01 NN05
QQ02 QQ09 RR04 RR14 RR26 SS03 SS11 TT01 WW04 XX02

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2006239205A	公开(公告)日	2006-09-14
申请号	JP2005060199	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		
[标]发明人	竹内信次 阿部一則 綾目大輔		
发明人	竹内 信次 阿部 一則 綾目 大輔		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/045 A61B1/05 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/00.520 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.613		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR26 4C061/SS03 4C061/SS11 4C061/TT01 4C061/WW04 4C061/XX02 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR26 4C161/SS03 4C161/SS11 4C161/TT01 4C161/WW04 4C161/XX02		
其他公开文献	JP4732769B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供直接从Y / C信号或亮度/色差信号形成光谱图像的内窥镜设备，并从Y / C信号或RGB信号或红色，绿色和蓝色获取光谱图像信号。解决方案：内窥镜装置配备有DSP 25，其基于CCD 15的输出信号形成包括亮度/色差信号的Y / C信号，存储器36存储用于Y / C的矩阵数据以执行矩阵操作在Y / C信号上，以及用于Y / C的色空间转换处理电路29，用于通过使用矩阵数据对从DSP 25输出的Y / C信号执行矩阵运算，并且根据 λ_1 的信号形成光谱图像， λ_2 ， λ_3 ，例如，任意选择的三个波段（窄带）。内窥镜装置配备有用于RGB的颜色空间转换处理电路，其通过使用用于RGB的矩阵数据对RGB信号执行矩阵运算。内窥镜设备通过切换电路选择性地形成光谱图像。 Z

