

(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2007-195829

(P2007-195829A)

(43) 公開日 平成19年8月9日(2007.8.9)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 D 4 C 0 6 1

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2006-19857 (P2006-19857)
 (22) 出願日 平成18年1月27日 (2006.1.27)

(71) 出願人 000005430
 フジノン株式会社
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
 (74) 代理人 100098372
 弁理士 緒方 保人
 (74) 代理人 100097984
 弁理士 川野 宏
 (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
 (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

最終頁に続く

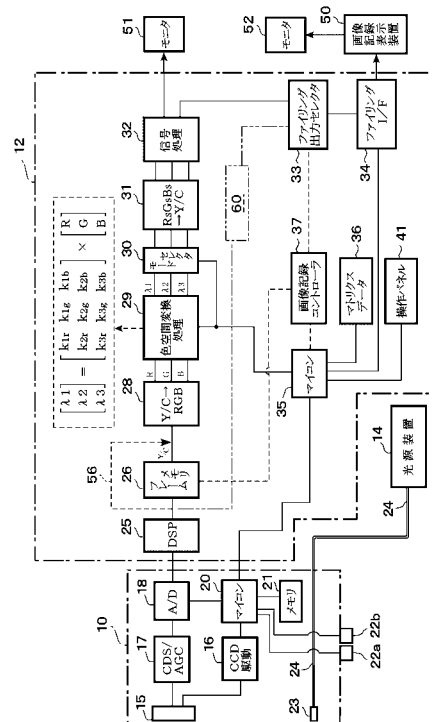
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム装置

(57) 【要約】

【課題】 シンプルな構成にすると共に、波長域の異なる複数の分光画像を有効に利用でき、分光画像の記録においては被観察体の微細構造の観察・診断を行い易くする。

【解決手段】 原画像のRGB信号とマトリクスデータとによるマトリクス演算を行い、選択された3つの波長域の1, 2, 3信号からなる分光画像を形成する色空間変換処理回路29を有する内視鏡において、標準用マトリクスデータを用いたマトリクス演算により標準画像を形成する。また、上記色空間変換処理回路29の前側に静止画用フレームメモリ26を配置することにより、フリーズ操作スイッチ22aの操作で選んだ最適な状態の被観察体の分光画像が効率よく得られ、更に記録操作スイッチ22bの操作により、波長域を予め設定した分光画像等が原画像と共に画像記録表示装置50へデータ伝送される。

【選択図】 図1



【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を形成し、このカラー画像を画像記録表示装置へ記録する内視鏡システム装置において、

分光画像を形成するためのマトリクスデータを記憶する記憶部と、

この記憶部のマトリクスデータと上記カラー画像データとのマトリクス演算により、任意に選択された波長域の分光画像を形成すると共に、標準画像用マトリクスデータと上記カラー画像データとのマトリクス演算により、標準画像を形成する分光画像形成回路と、を設けたことを特徴とする内視鏡システム装置。

【請求項 2】

上記分光画像形成回路の前側に、フリーズ操作に基づいて得られた静止画を記憶する静止画用メモリを配置し、上記分光画像形成回路では、この静止画用メモリ内の静止画に基づいて分光画像を形成することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム装置。

【請求項 3】

画像記録操作時に、上記分光画像と共にこの分光画像の波長情報を上記画像記録表示装置へ出力する記録データ出力回路と、を設けたことを特徴とする上記請求項 1 又は 2 記載の内視鏡システム装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は内視鏡システム装置、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。

【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】

10

20

30

40

50

【0004】

しかしながら、上記のような演算によって分光画像を生成可能な内視鏡装置でも、回路構成が複雑になる傾向があることから、シンプルな構成にするための更なる工夫が必要となり、また波長域の異なる複数の分光画像を有効に利用して診断等に役立つ情報を効率よく取得するための工夫も不可欠である。

【0005】

一方、従来の上記内視鏡装置では、撮像された被観察体のカラー画像を画像記録表示装置へ記録（ファイリング）することが行われており、上記の分光画像においても、後の観察のために画像記録表示装置へ記録することが可能となる。しかし、この分光画像では、その波長域を選択することで各種の微細構造を描出することができることから、記録すべき分光画像が複数又は多数になる場合があり、この場合には参考となる情報も同時に記録することが必要となる。即ち、波長域の選択により、例えば比較的太い血管、毛細血管、或いは深い位置の血管、浅い位置の血管、進行度の異なる癌組織等というように各種の微細構造を描出することができ、一方例えばオキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンとの差など、特定の物質間の差を標的として描出することも可能であり、しかも、特定の微細構造等を良好に抽出するためには、選択すべき波長域の調整も必要であり、これらの分光画像の形成及び観察においてはその波長域が重要な情報となる。

10

【0006】

また、上記分光画像は通常カラー画像を原画像として生成しており、分光画像を観察する際にはその基になるカラー原画像と比較することができれば、被観察体における微細構造の観察・診断が行い易くなり、使い勝手のよい装置が得られる。更に、記録すべき分光画像が複数又は多数になる場合には、効率のよい記録操作等が望まれる。

20

【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、シンプルな構成にすると共に、波長域の異なる複数の分光画像を有効に利用することができ、分光画像の記録においては、分光画像の形成及び観察に重要な波長情報を添付する等により、被観察体の微細構造の観察・診断を行い易くし、かつ効率のよい記録操作が可能となる内視鏡システム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、内視鏡に搭載された撮像素子で被観察体のカラー画像を形成し、このカラー画像を画像記録表示装置へ記録する内視鏡システム装置において、分光画像を形成するためのマトリクスデータ（係数セット）を記憶する記憶部と、この記憶部のマトリクスデータと上記カラー画像データとのマトリクス演算により、任意に選択された波長域の分光画像を形成すると共に、標準画像用マトリクスデータと上記カラー画像データとのマトリクス演算により、標準画像を形成する分光画像形成回路と、を設けたことを特徴とする。

30

請求項2の発明は、上記分光画像形成回路の前側に、フリーズ（静止画形成）操作に基づいて得られた静止画信号を記憶する静止画用メモリを配置し、上記分光画像形成回路では、この静止画用メモリ内の静止画信号に基づいて分光画像を形成することを特徴とする

40

請求項3の発明は、画像記録操作時に、上記分光画像と共にこの分光画像の波長情報を上記画像記録表示装置へ出力する記録データ出力回路と、を設けたことを特徴とする。

【0009】

上記の構成によれば、まずプロセッサ装置側では、RGB信号に対するマトリクス演算で波長狭帯域（成分）の1, 2, 3信号を求めるために、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）からなるマトリクスデータが演算用メモリに記憶される。そして、分光画像を得る場合は、波長選択手段によって操作者が3つの波長域（1つの波長域でもよい）を選択すると、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、分光画

50

像形成回路では、このマトリクスデータとDSP等から出力されたRGB信号から1, 2, 3信号が演算され、これらの1, 2, 3信号によって分光画像が形成される。この分光画像は、1枚だけでなく、異なる波長域の複数枚を形成することができる。

【0010】

一方、標準画像を生成する場合は、上記マトリクス演算において標準画像用マトリクスデータ(係数)を与えることにより、カラー原画像それ自体が標準画像として画像処理されることになり、従来用いていたカラー信号処理回路等へ切り換えることなく、分光画像形成回路のみで標準画像と分光画像の両方が生成される。

【0011】

また、請求項2の構成によれば、フリーズ操作によって静止画用メモリに格納された所望の又は最適な状態の画像を原画像として、任意に選択された波長域の分光画像を複数生成することができ、診断等に役立つ画像情報を観察することが可能になる。そして、記録操作時には、カラー原画像と1枚又は複数枚の分光画像が関連付けられ、共にプロセッサ装置から画像記録表示装置へ伝送・記録され、この分光画像には波長情報が添付されて記録される。

10

【発明の効果】

【0012】

本発明の内視鏡システム装置によれば、分光画像形成回路のみで標準画像と分光画像の両方を形成し、標準画像のみを形成する信号処理回路が不要となるので、装置の回路構成をシンプルにすることができ、また分光画像形成回路の前段に静止画用メモリを配置するので、フリーズ操作で探索・選択した所望又は最適な静止画の原画像に基づき、波長域の異なる複数の分光画像を有効に形成し、観察することができ、診断等に役立つ情報を効率よく取得することが可能となる。

20

また、分光画像の記録においてはその波長情報を添付するので、被観察体の微細構造の観察・診断が行い易くなり、次の分光画像の形成に役立つ情報も得られることになる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

図1には、実施例に係る電子内視鏡システム装置の構成が示されており、この電子内視鏡装置において、図示されるように、スコープ(電子内視鏡)10はプロセッサ装置12と光源装置14に対し着脱自在に取り付けられる。このプロセッサ装置12には、画像記録表示装置50とモニタ51が接続され、画像記録表示装置50には別のモニタ52も接続されており、検査後の観察・診断等における再生表示に使用される。なお、上記光源装置14はプロセッサ装置12と一体に構成される場合もある。上記スコープ10には、その先端部に固体撮像素子であるCCD15が設けられ、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或いはR(赤), G(緑), B(青)の色フィルタを有する原色型が用いられる。

30

【0014】

この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が設けられると共に、このCCD15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かつプロセッサ装置12(マイコン35)との間の通信制御を行うマイコン20、上記CCD15の駆動情報やスコープ10の識別情報等を記憶するメモリ(ROM等)21が配置される。更に、このスコープ10には、操作部にフリーズ(静止画)操作スイッチ22a及び記録操作スイッチ22bが設けられると共に、先端部には照明窓23が設けられ、この照明窓23はライトガイド24によって上記光源装置14へ接続される。

40

【0015】

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DSP25は、上記

50

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信号を形成・出力する。なお、このDSP25はスコープ10側に配置してもよい。このDSP25には、DSP25から出力された1フレーム画像(Y/C信号)を原画像として記憶する上記フレームメモリ26が接続されており、このフレームメモリ26は、基本的に静止画用メモリとして機能するが、実施例では、動画形成の際にも使用している。なお、動画形成時に、このフレームメモリ26を通さずスルーライン56にて、DSP25からの信号を次段に送るようにしてもよい。

【0016】

上記DSP25には、第1色変換回路28が設けられ、この第1色変換回路28では、上記フレームメモリ26から出力されたY(輝度)/C(色差)信号をRGBの信号へ変換する。この第1色変換回路28の後段に、分光画像のためのマトリクス演算を行い、選択された波長 λ_1 , λ_2 , λ_3 の分光画像信号を出力する色空間変換処理回路29、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(λ_1 , λ_2 , λ_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信号へ変換する第2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が設けられる。上述した第1色変換回路28から第2色変換回路31が分光画像形成回路となるが、この分光画像形成回路では、後述するように標準画像も生成される。そして、この信号処理回路32から出力された信号(標準画像及び分光画像)がモニタ51へ供給される。

【0017】

また、図1のプロセッサ装置12内には、上記信号処理回路32から出力される標準画像と分光画像データを入力するファイリング出力セレクタ33、画像記録装置50へ画像データ(静止画及び動画)を伝送するファイリングI/F(インターフェース)34が設けられている。更に、このプロセッサ装置12内には、スコープ10(マイコン20)との間の通信で行うと共に装置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へ与えると共に、フリーズ操作や記録操作のための制御をするマイコン35、記録操作時に画像記録を制御する画像記録コントローラ37が設けられる。

【0018】

即ち、スコープ10のフリーズ操作スイッチ22aの操作が行われると、静止画用フレームメモリ26に格納された静止画データを保持するように、このフレームメモリ26のデータ書込みを禁止する。また、記録操作スイッチ22bにより記録操作が行われると、その記録制御信号はマイコン20、マイコン35を介して画像記録コントローラ37へ供給され、画像記録コントローラ37は、ファイリング出力セレクタ33を介して通常のカラー画像のデータ出力制御をすると共に、分光画像の形成が選択されているときは、フレームメモリ26での原画像の記憶制御をしながら形成された分光画像を、原画像と共にファイリング出力セレクタ33を介してデータ出力する制御を行う。

【0019】

そして、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(係数)データ(テーブル)が記憶されるが、実施例では、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。

【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

10

20

【0020】

上記表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。

30

【0021】

そして、上記色空間変換処理回路29では、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】

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

40

即ち、 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 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】

更に、プロセッサ装置12の操作パネル41には、図2に示されるような、分光画像の

50

波長域を選択するための操作スイッチが配置される。

図2において、この操作パネル41には、a～h等の波長セット（それぞれの中心波長のセット）を選択するためのセット選択（切換え）スイッチ（配列の2方向へセットを順次切り換える上下スイッチ）41a、波長域1, 2, 3のそれぞれの波長域（中心波長）を選択するため波長選択スイッチ（増減の2方向へ選択値を順次切り換える上下スイッチ）41b、単一波長を選択する単色モードと3色モードの切換えを行うモード切換えスイッチ41c、波長域を標準値に戻すためのリセットスイッチ41dが設けられており、これらのスイッチ41a～41dの信号はマイコン35へ供給される。

【0023】

即ち、波長選択スイッチ41bは、セット選択スイッチ41aに設定されている波長セットの波長域に関係なく、波長域を選択することができ、またセット選択スイッチ41aで選択された波長セットの値を開始位置として波長域を切換え選択することもできる。そして、上記マイコン35は、上記スイッチ41a～41dの信号によって選択された波長域1, 2, 3のマトリクスデータを色空間変換処理回路29へ供給する。なお、これらのスイッチ機能は、プロセッサ装置12等のキーボードのキーに割り当てることができる。

10

【0024】

一方、標準画像を生成するため、上記マイコン35は、上記色空間変換処理回路29に対して標準画像用マトリクスデータを与えており、この標準画像用マトリクスデータは、上記数式1の係数を、 $k_{1r}, k_{2g}, k_{3b} = 1, k_{2r}, k_{3r}, k_{1g}, k_{3g}, k_{1b}, k_{2b} = 0$ とした値となる。即ち、カラー原画像がそのまま出力される係数を与えることにより、標準画像を得るようにしている。

20

【0025】

実施例は以上の構成からなり、まず動画及び静止画の標準画像の形成について説明する。図1に示されるように、スコープ10では、CCD駆動回路16にて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/A GC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、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、第1色変換回路28を介して色空間変換処理回路29へ供給されるが、この色空間変換処理回路29では、標準用マトリクスデータによって次の数式2の演算処理が行われる。

30

【0026】

【数2】

$$\begin{bmatrix} \lambda 1 \\ \lambda 2 \\ \lambda 3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

40

この演算によれば、第1色変換回路28から出力されたR, G, B信号のそのままが1, 2, 3信号として出力され、この1, 2, 3信号が第2色変換回路31にてRs, Gs, Bs信号として処理されることにより、標準画像が生成される。この標準画像信号は、次段の信号処理回路32にて鏡像処理、マスク発生及びキャラクタ発生等の所定の処理が行われた後、モニタ51へ供給され、このモニタ51には通常の被観察体の動画としてのカラー標準画像が表示される。

【0027】

次に、フリーズ操作スイッチ22aを操作すると、そのときの標準画像が静止画用フレ

50

ームメモリ26に格納され、新たな画像信号の書込みが禁止されることによって、静止画がモニタ51へ表示される。実施例では、この静止画を原画像として、つまり観察者、術者が探索・選択した被観察体の所望の状態或いは最適な状態において各種の分光画像の生成を行うことができる。

【0028】

即ち、静止画形成時の分光画像形成モードにおいて、操作パネル41の操作により1, 2, 3信号の3つの波長域が選択された後、例えばスコープ10の記録操作スイッチ22bが押されると、フレームメモリ26に記憶されている1フレームの原画像(Y/C信号)が第1色変換回路28へ供給され、この回路28にてY/C信号からRGB信号への変換が行われる。次に、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信号データ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。即ち、この分光画像の形成では、マイコン35はメモリ36(表1)から1, 2, 3信号の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。

10

【0029】

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3のマトリクス演算にて1, 2, 3の信号が求められる。

【数3】

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

20

【0030】

そうして、モード切換えスイッチ41c及びモードセレクタ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)の信号として第2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(例えば2信号が選択されている場合は2信号)がRs, Gs, Bsの信号として第2色変換回路31へ供給される。この第2色変換回路31では、Rs(=1), Gs(=2), Bs(=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を介してモニタ51へ供給される。

30

【0031】

このようにして、モニタ51に表示される分光画像は、図3及び図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。即ち、図3は、CCD15(原色型)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4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信号として選択された波長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)がモニタ51に表示されることになる。

40

【0032】

次に、上記1, 2, 3信号の波長選択について説明する。実施例では、図2に示されるように、波長セットとして、例えば400(中心波長), 500, 600[1, 2, 3の順(nm)]からなる標準(基本)(a)セット、血管を描出するための470, 500, 670の血管B1(b)セットと475, 510, 685の血管B2(c)セット、特定組織を描出するための440, 480, 520の組織E1(d)セットと

50

480, 510, 580の組織E2(e)セット、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(f)セット、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(g)セット、血液と細胞質の差を描出するための420, 550, 600(h)セット等が設定、記憶されており、これらの中から所望の波長セットをセット選択スイッチ41aで選択することができる。これによれば、頻繁に用いる波長セットを予め設定することにより波長セットの選択を容易にすることができる。

【0033】

また、操作者が任意の波長域を選択する場合は、例えば標準セットaを選ぶか、リセットスイッチ41dを押すと、400, 500, 600(nm)がモニタ51に表示され、ここで操作者は、波長選択スイッチ41bを操作することによって波長域1, 2, 3のそれぞれを任意の値に設定することができる。更に、図2のモード切換えスイッチ41cは単色モードと3色モードの切換えを行うものであり、単色モードでは、波長域1, 2, 3の全てが470というように同一の値に設定される。

【0034】

次に、図5及び図6により、画像記録表示装置50に対する分光画像(静止画)の記録処理について説明する。この分光画像の記録は、任意の波長域をセットしながら1枚単位で行うこともできるが、所定枚数、例えば3枚の分光画像を1組としてその波長域を予めセットしておき、原画像と合わせて4枚の画像をスコープ10の操作部に配置された記録操作スイッチ22の1回の操作で行うようにすることができる。そして、プロセッサ装置12から画像記録表示装置50への通信においては、分光画像が原画像と関連付けられると共に、これらの画像には、ショットナンバー、分光画像の処理ナンバー、設定波長等の識別(ID)情報が付加される。

【0035】

例えば、図5に示されるように、プロセッサ装置12からの分光画像の通信では、まず患者ID、患者名、年齢、病院名、検査担当、使用機材等の情報(患者情報、病院情報、検査情報等)がヘッダー情報として出力され、その後、1ショット目の画像データとして、例えば画像IDが1となる原画像(オリジナル)データ、画像ID:1A及び1, 2, 3のそれぞれの波長情報(1:500, 2:620, 3:650)が付加された分光画像データ(N0.1)、画像ID:1B及び波長情報(1:400, 2:450, 3:500)が付加された分光画像データ(N0.2)、画像ID:1C及び波長情報(1:410, 2:470, 3:550)が付加された分光画像データ(N0.3)、次いで2ショット目の画像データとして、画像IDが2となる原画像データに続いて、画像IDの2A, 2B, 2Cと、1, 2, 3のそれぞれの波長情報が付加された分光画像データ(例えばパケット)が、ファイリング出力セレクタ33、ファイリングI/F34を介して画像記録表示装置50へ伝送される。

【0036】

上記の1ショット目の分光画像は、波長域を任意に設定したものあり、2ショット目の分光画像は、波長域として図2で説明した波長セットの血管B1(b)セット(1枚目)、組織E2(e)セット(2枚目)、ヘモグロビン(f)セット(3枚目)を選んだものであり、このショット毎の画像データの通信は、スコープ10の記録操作スイッチ22の1回の操作で行われる。即ち、3枚の分光画像の波長域を任意或いは上記波長セットで選択した後に、記録操作スイッチ22を1回押すことにより原画像と分光画像の4枚のデータが画像セットとして生成され、画像記録表示装置50へ伝送される。これにより、分光画像の生成・記録を効率よく行うことができる。

【0037】

図6には、画像記録表示装置50に接続したモニタ52での表示状態が示されており、検査後の観察・診断等における再生時には、例えば1画面に、図(A)のように1ショット目の原画像(標準画像)と分光画像の4枚、図(B)のように2ショット目の原画像と分光画像の4枚が小画面にて表示される。そして、この画面には、患者情報等の各種情報

10

20

30

40

50

が表示されると共に、分光画像の下側等にそれぞれの分光画像を構成する波長情報（ 1 , 2 , 3 ）と波長セットの場合はセット名等が表示される。従って、分光画像においては、波長情報、セット名によって微細構造等の標的を迅速かつ確実に把握できることになる。

【 0 0 3 8 】

また、実施例の上記モニタ 5 2 には、1 枚の原画像や分光画像を画面全体に表示させることができる。即ち、上述した原画像や分光画像の通信では、プロセッサ装置 1 2 で形成された画像データを、小さな画面（分割画面）に適合したデータ量に減らすことなく、そのまま伝送しており、画面全体に表示させたときにも画質の低下が生じないようになっている。更に、実施例では、スコープ 1 0 の使用中に形成した分光画像をプロセッサ装置 1 2 の制御によってモニタ 5 1 へ出力し、このモニタ 5 1 に、図 6 のように複数の画像を 1 画面に表示させたり、1 枚の画像を画面全体に表示させたりすることができる。

10

【 0 0 3 9 】

上記動作は、静止画の場合の説明であるが、分光画像の動画を記録することもでき、この場合も同様に、分光画像の動画と共に波長情報を画像記録表示装置 5 0 へデータ通信し、波長情報を分光画像上等に表示することができる。

【 0 0 4 0 】

以上のように、実施例では、分光画像形成回路のマトリクス演算において標準画像用マトリクスデータを用いることにより、プロセッサ装置の回路構成を簡単にすることができる。例えば、図 1 に示されるように、本発明を付加的に実現するためには、D S P 2 5 とファイリング出力セレクタ 3 3 又はモニタ 5 1 との間に、分光画像形成回路と並設する形で、従来回路と同等の標準画像を得るためのカラー信号処理回路 6 0 を設けることになるが、実施例では、この標準画像用のカラー信号処理回路 6 0 や、標準画像と分光画像を切換え処理するための切換え回路や配線等が不要となる。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 1 】

【 図 1 】本発明の実施例に係る内視鏡システム装置の構成を示すブロック図である。

【 図 2 】実施例のプロセッサ装置の操作パネルの構成及び波長セットの例を示す図である。

【 図 3 】実施例で形成される分光画像の波長域の一例を原色型 C C D の分光感度特性と共に示したグラフ図である。

30

【 図 4 】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 5 】実施例のプロセッサ装置から画像記録表示装置へ送られるデータ内容を示す図である。

【 図 6 】実施例のモニタに表示される原画像と分光画像の表示状態を示す図である。

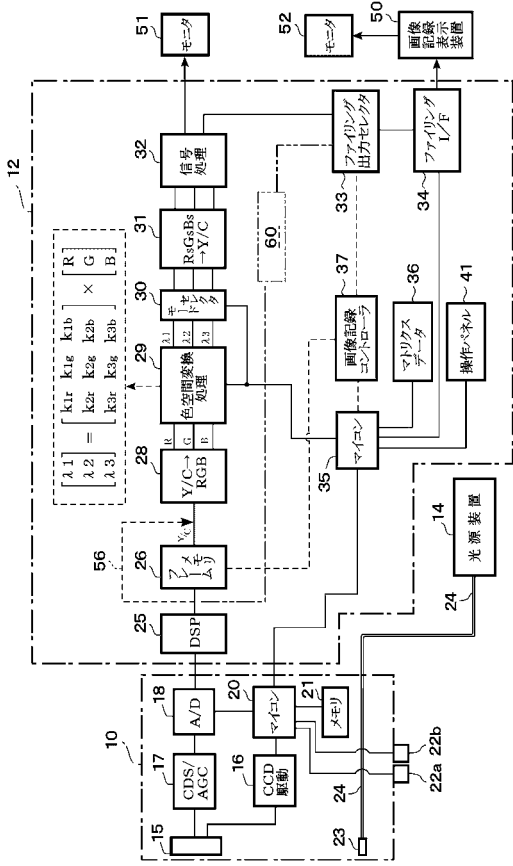
【 符号の説明 】

【 0 0 4 2 】

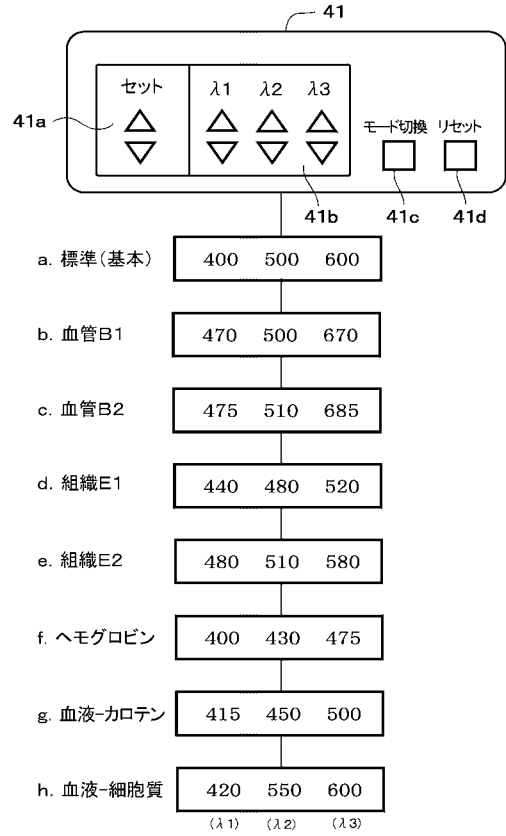
- | | |
|-----------------------|-----------------------|
| 1 0 ... スコープ（電子内視鏡）、 | 1 2 ... プロセッサ装置、 |
| 1 5 ... C C D、 | 2 0 , 3 5 ... マイコン、 |
| 2 1 , 3 6 ... メモリ、 | 2 2 a ... フリーズ操作スイッチ、 |
| 2 2 b ... 記録操作スイッチ、 | 2 5 ... D S P、 |
| 2 6 ... フレームメモリ、 | 2 9 ... 色空間変換処理回路、 |
| 3 0 ... モードセレクタ、 | 3 2 ... 信号処理回路、 |
| 3 3 ... ファイリング出力セレクタ、 | 3 4 ... ファイリング I / F、 |
| 3 7 ... 画像記録コントローラ、 | 4 1 ... 操作パネル、 |
| 5 0 ... 画像記録表示装置、 | 5 1 , 5 2 ... モニタ。 |

40

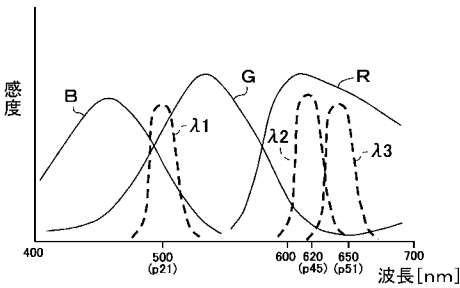
【 図 1 】



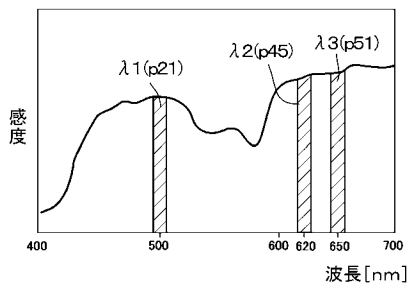
【 図 2 】



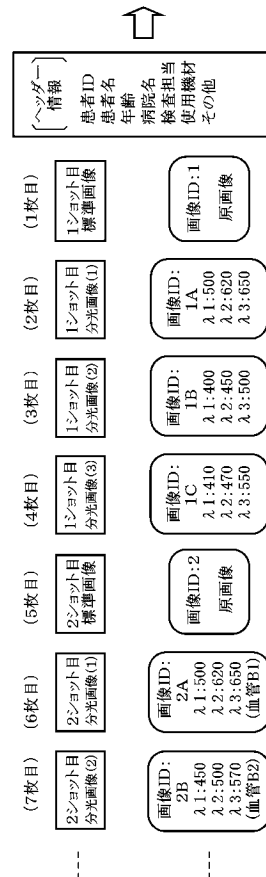
【 図 3 】



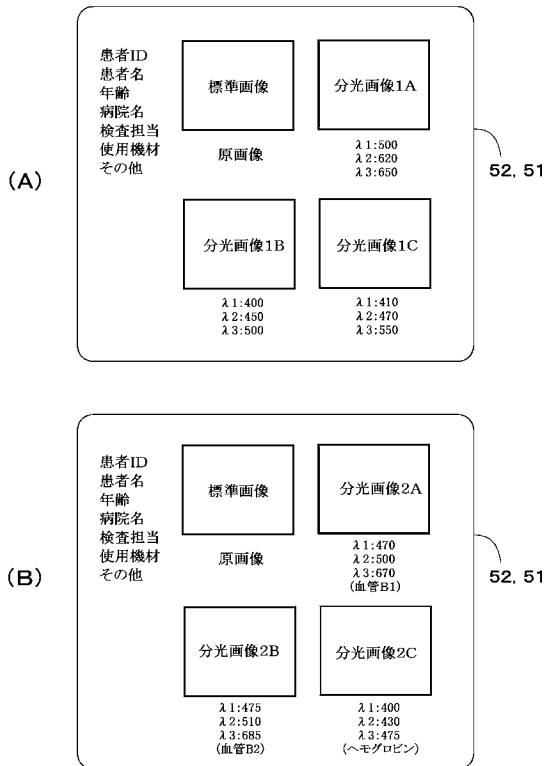
【 図 4 】



【 図 5 】



【図 6】



【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】0021

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0021】

そして、上記色空間変換処理回路29では、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】

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

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500nm)、 p_{45} (中心波長620nm)、 p_{51} (中心波長650nm)を選択した場合は、係数(k_{pr} 、 k_{pg} 、 k_{pb})として、 p_{21} の(-0.00119, 0.002346, 0.0016)、 p_{45} の(0.004022, 0.000068, 0.00097)、 p_{51} の(0.005152, -0.00192, 0.000088)を代入すればよいことになる。

フロントページの続き

(72)発明者 阿部 一則

埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目3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3番地 フジノン株式会社内

Fターム(参考) 4C061 AA01 BB01 CC06 DD03 HH51 JJ17 LL02 MM05 NN05 NN07
SS21 TT20 WW01 WW08 YY01 YY12 YY14

专利名称(译)	内窥镜系统设备		
公开(公告)号	JP2007195829A	公开(公告)日	2007-08-09
申请号	JP2006019857	申请日	2006-01-27
[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	樋口 充 竹内 信次 阿部 一則 綾目 大輔		
发明人	樋口 充 竹内 信次 阿部 一則 綾目 大輔		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/00186		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.520 A61B1/00.550 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/SS21 4C061/TT20 4C061/WW01 4C061/WW08 4C061/YY01 4C061/YY12 4C061/YY14 4C161/AA01 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/SS21 4C161/TT20 4C161/WW01 4C161/WW08 4C161/YY01 4C161/YY12 4C161/YY14 4C161/YY18		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了简化构造，有效利用不同波长范围的多个分光图像，并且在分光图像的记录中容易地观察/诊断要观察的身体的精细结构。解决方案：在具有用于通过源图像和矩阵数据的RGB信号执行矩阵计算并形成由三个选择的波长范围的 λ_1 , λ_2 和 λ_3 信号组成的分光图像的颜色空间转换处理电路29的内窥镜中，标准图像通过使用标准矩阵数据的矩阵计算形成。另外，通过在彩色空间转换处理电路29的前侧配置静止图像用帧存储器26，能够高效地获得通过冻结操作开关22a的操作而选择的最佳状态下的观察对象的分光图像。此外，通过记录操作开关22b的操作，预先设置了波长范围的分光图像等与源图像一起被数据发送到图像记录和显示装置50。 Z

