

(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2007-105290
(P2007-105290A)

(43) 公開日 平成19年4月26日(2007.4.26)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 1/04 (2006.01)
G 0 2 B 23/24 (2006.01)

F I
A 6 1 B 1/04 3 7 O
G 0 2 B 23/24 B

テーマコード (参考)
2 H 0 4 O
4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2005-300192 (P2005-300192)	(71) 出願人	000005430
(22) 出願日	平成17年10月14日 (2005.10.14)		フジノン株式会社
			埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地
		(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	竹内 信次
			埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地
			フジノン株式会社内
		(72) 発明者	樋口 充
			埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地
			フジノン株式会社内

最終頁に続く

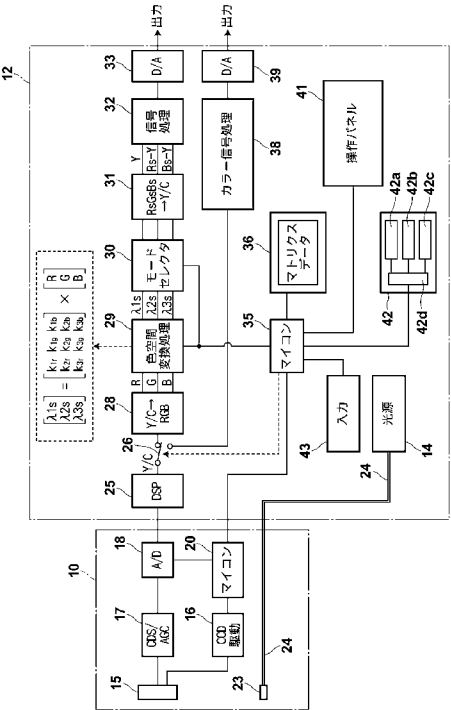
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】分光画像を構成する波長域のマトリクスデータを用いてカラー画像信号に基づくマトリクス演算を行い、選択された波長域の分光画像を形成する内視鏡装置において、装置使用者毎に最適なマトリクスデータを使用できるようにする。

【解決手段】RGB信号と、選択された3つの波長域のλ1、λ2、λ3信号に対応するマトリクスデータとからマトリクス演算を行い、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、装置使用者毎に作成されたマトリクスデータを記憶しておく領域42cを持つメモリ42を設け、装置使用者に応じて領域42cから読み出されたマトリクスデータを上記色空間変換処理回路29に送り、該マトリクスデータに基づいて分光画像を形成する。

【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信号を形成する内視鏡装置において、

分光画像を構成する波長域のマトリクスデータを記憶する記憶部と、

この記憶部のマトリクスデータを用いて前記カラー画像信号に対してマトリクス演算を行い、選択された波長域の分光画像を形成する分光画像形成回路と、

この分光画像形成回路で形成される分光画像の波長域を、連続的または段階的に切り換えながら選択する波長選択手段と、

この波長選択手段によって選択された前記波長域を記憶しておく波長記憶手段とを備えたことを特徴とする内視鏡装置。 10

【請求項 2】

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、

分光画像を構成する波長域のマトリクスデータを記憶する記憶部と、

この記憶部のマトリクスデータを用いて前記カラー画像信号に対してマトリクス演算を行い、選択された波長域の分光画像を形成する分光画像形成回路と、

この分光画像形成回路で形成される分光画像の複数の波長域を波長セットとして設定し、この波長セットを切り換えながら選択する波長選択手段と、

この波長選択手段によって選択された前記波長セットとしての複数の波長域を記憶しておく波長記憶手段とを備えたことを特徴とする内視鏡装置。 20

【請求項 3】

前記波長記憶手段が、前記波長域を記憶しておく領域の他に、波長選択手段において選択される波長域の初期設定値を記憶したデフォルトデータ記憶領域をさらに備えていることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記波長記憶手段が、前記波長域を記憶しておく領域の他に、この領域から読み出された後に変更された波長域を記憶保持しておく変更波長保存領域をさらに備えていることを特徴とする請求項 1 から 3 いずれか 1 項記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記変更波長保存領域に記憶された波長域を、前記波長域を記憶しておく領域に書き込む構成を有することを特徴とする請求項 4 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に関し、特に詳細には、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、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。 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、特許文献 1 50

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。

【特許文献 1】特開 2003 - 93336 号公報

10

【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】

【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、描出したいと考える関心領域が比較的太い血管、毛細血管、ある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、複数の種類または状態にあり、またこれら関心領域と選択すべき波長域の関係は被観察体の個体差によって相違する場合があります、期待する関心領域が描出された最適な分光画像を得るための波長域の選択・設定は容易ではない。

20

【0005】

さらに、臨床上観察し易い分光画像を形成、表示する上で最適な波長域は、臨床医師等の装置操作者によって異なることが多いので、被観察体の部位等に応じて最適と考えられる波長域が予め用意されていても、各臨床医師等が分光画像の形成に際してそれを利用できず、自分の感性に適合した波長域を選択する作業を逐一行わざるを得ないことも有る。そうであると、各装置操作者が、自分にとって最も観察し易い分光画像を形成、表示するのに、長時間を要することになる。

【0006】

本発明は上記の問題点に鑑みてなされたものであり、各装置操作者が、自分にとって最も観察し易い分光画像を迅速に形成、表示することができる内視鏡装置を提供することを

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明による第 1 の内視鏡装置は、
内視鏡に搭載された撮像素子で被観察体のカラー画像信号を形成する内視鏡装置において、

分光画像を構成する波長域のマトリクスデータを記憶する記憶部と、
この記憶部のマトリクスデータを用いて前記カラー画像信号に対してマトリクス演算を行い、選択された波長域の分光画像を形成する分光画像形成回路と、

この分光画像形成回路で形成される分光画像の波長域を、連続的または段階的に切り換えながら選択する波長選択手段と、

40

この波長選択手段によって選択された前記波長域を記憶しておく波長記憶手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0008】

また本発明による第 2 の内視鏡装置は、複数の波長域が用いられる場合に対応するものであって、

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、

分光画像を構成する波長域のマトリクスデータを記憶する記憶部と、
この記憶部のマトリクスデータを用いて前記カラー画像信号に対してマトリクス演算を

50

行い、選択された波長域の分光画像を形成する分光画像形成回路と、

この分光画像形成回路で形成される分光画像の複数の波長域を波長セットとして設定し、この波長セットを切り換えながら選択する波長選択手段と、

この波長選択手段によって選択された前記波長セットとしての複数の波長域を記憶しておく波長記憶手段とを備えたことを特徴とするものである。

【 0 0 0 9 】

なお本発明の内視鏡装置における上記波長記憶手段は、前記波長域を記憶しておく領域の他に、波長選択手段において選択される波長域の初期設定値（デフォルト値）を記憶したデフォルトデータ記憶領域をさらに備えていることが望ましい。

【 0 0 1 0 】

また上記波長記憶手段は、前記波長域を記憶しておく領域の他に、この領域から読み出された後に変更された波長域を記憶保持しておく変更波長保存領域をさらに備えていることが望ましい。そのようにする場合、本発明の内視鏡装置は、前記変更波長保存領域に記憶された波長域を、前記波長域を記憶しておく領域に書き込む構成を有していることが望ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 1 】

本発明の内視鏡装置によれば、波長選択手段によって選択された波長域や、あるいは波長セットとしての複数の波長域を記憶しておく波長記憶手段を備えたことにより、臨床医師等の装置操作者が自分にとって最適と考えて一度選択した波長域を、この波長記憶手段に記憶、保存しておくことが可能となる。そこで、その装置使用者が次回以降に分光画像を形成、表示する際には、そこに保存されている波長域を読み出して再使用することができるので、装置使用者にとって最も観察し易い分光画像を迅速に形成、表示することが可能となる。

【 0 0 1 2 】

また、特に本発明の内視鏡装置における波長記憶手段が、前記波長域を記憶しておく領域の他に、波長選択手段において選択される波長域の初期設定値を記憶したデフォルトデータ記憶領域をさらに備えている場合には、そこから波長域の初期設定値を読み出して利用することができる。そうであれば、装置操作者が波長域を何度も選択し直して、どれが自分にとって最適の波長域であるか混乱して分からなくなったような場合に、波長域を基準となる初期設定値に戻すことで、混乱を解消することが可能になる。

【 0 0 1 3 】

また上記波長記憶手段が、波長域を記憶しておく領域の他に、この領域から読み出された後に変更された波長域を記憶保持しておく変更波長保存領域をさらに備えている場合は、この変更波長保存領域を利用して波長域の変更作業を行えるので、波長域を記憶しておく領域に記憶されている波長域を誤った値に上書きしてしまうような不具合の発生を防止できる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 4 】

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、このプロセッサ装置 12 内には白色光を発する光源 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 14 に接続されたライトガイド 24 の他端が対面している。なお光源 14 は、プロセッサ装置 12 とは別体の光源装置に配置されてもよい。

【 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 CCD 15 が設けられている。この CCD 15 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

10

20

30

40

50

する原色型が用いられる。

【0016】

この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】

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。本実施形態の装置は、通常画像と分光画像（共に動画および静止画）の一方を選択的に形成、表示するものであり、上記DSP25には、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器26が接続されている。そしてこの切換器26の一方の出力端子には、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（輝度）/C（色差）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側に配置してもよい。

【0018】

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 λ_1 、 λ_2 、 λ_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クタ30、1つの波長域または3つの波長域の画像信号 λ_{1s} 、 λ_{2s} 、 λ_{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が逐次この順に接続されている。なお、モードセクタ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。

【0019】

また上記プロセッサ装置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。

【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

【0020】

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からなり、これらのパラメータp1～p61は各々、マトリクス演算のための係数 k_{pr} 、 k_{pg} 、 k_{pb} （ $p = 1 \sim 61$ ）から構成されている。

【0021】

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 λ_{1s} 、 λ_{2s} 、 λ_{3s} が形成される。

【数 1】

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

【0022】

すなわち、分光画像を構成する波長域 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ 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。なおこのようなパラメータは、後述する波長セットメモリ 42 に記憶されている波長の組合せに基づいてメモリ 36 から読み出されるものであるが、その点については後述する。

【0023】

また、上記切換器 26 の他方の出力端子には、分光画像ではなく通常のカラー画像を形成するためのカラー信号処理回路 38 が接続され、そしてこのカラー信号処理回路 38 には D/A 変換器 39 が接続されている。

【0024】

マイコン 35 には上記メモリ 36 に加えて、操作パネル 41、波長セットメモリ 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 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ 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、a ~ h の全ての波長セットの波長域を後述の初期値に戻すためのオールリセットスイッチ 41e、a ~ h のうちの 1 つの波長セットの波長域を初期値に戻すための一部リセットスイッチ 41f、臨床医師等の装置使用者毎に作成された波長セット a ~ h を波長セットメモリ 42 に書き込み、そしてそこから呼び出すためのドクターページスイッチ 41g、波長セットを波長セットメモリ 42 に記憶、保存するための保存スイッチ 41h、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。

【0025】

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。図 1 に示されるように、スコープ 10 では、CCD 駆動回路 16 によって駆動された CCD 15 が被観察体を撮像し、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 DSP 25 に入力される。

【0026】

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、切換器 26 によってカラー信号処理回路 38 へ供給され、この回路 38 にて鏡像処理、マスク発生およびキャラクタ発生等の所定の処理を受けた後、D/A 変換器 39 によりアナログ信号に変換された上で図 3 に示すモニタ 34 へ供給され

る。それにより、このモニタ 3 4 には通常の被観察体のカラー画像が表示される。

【0027】

一方、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、切換器 2 6 は、DSP 2 5 から出力された Y / C 信号を第 1 色変換回路 2 8 へ供給する状態に切り換えられ、この回路 2 8 により上記 Y / C 信号が RGB 信号へ変換される。この RGB 信号は色空間変換処理回路 2 9 へ供給され、この色空間変換処理回路 2 9 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前記数 1 式のマトリクス演算が行われる。すなわちこの分光画像の形成では、後述する操作パネル 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。 10

【0028】

例えば、3 つの波長域 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ として波長 500 nm , 620 nm , 650 nm 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、RGB 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 $\lambda 1 s$, $\lambda 2 s$, $\lambda 3 s$ が形成される。

【数 2】

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

20

【0029】

モードセレクト 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 $\lambda 1 s$, $\lambda 2 s$, $\lambda 3 s$ が各々 Rs , Gs , Bs 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 $\lambda 1 s$, $\lambda 2 s$, $\lambda 3 s$ のいずれか 1 つが Rs , Gs , Bs 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、Rs , Gs , Bs の 3 色画像信号が Y / C 信号 (Y , Rs - Y , Bs - 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 等へ入力される。 30

【0030】

上述のようにしてモニタ 3 4 等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 CCD 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 500 nm 、 620 nm 、 650 nm を中心波長とする ± 10 nm 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 (動画および静止画) が表示されることになる。 40

【0031】

なお、切換器 2 6 が DSP 2 5 から出力された Y / C 信号を第 1 色変換回路 2 8 へ供給する状態にあって、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 4 1 の分光画像形成スイッチ 4 1 j が押されると、切換器 2 6 は、上記 Y / C 信号をカラー信号処理回路 3 8 へ供給する状態に戻され、動画あるいは静止画であるカラーの通常画像が表示されるようになる。

【0032】

次に、上記波長域 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ 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、 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ の波長セットとして、例えば 400 , 500 , 600 (nm 50

、以下同様)の標準セット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、デフォルト波長セットとして、図2に示す波長セットメモリ
 42の第1領域42aに記憶されている。

【0033】

電子内視鏡装置の工場出荷時には、上記第1領域42aに記憶されているデフォルト波
 長セットが波長セットメモリ42の第2領域42bにも記憶され、その後最初に電源を入
 れて装置を立ち上げると、この第2領域42bに記憶されているデフォルト波長セットが
 マイコン35によって選択される。そして、図2に示す操作パネル41の分光画像形成ス
 イッチ41jが押されると、上述の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34において波長情報表示領域34sに表示される。このとき、モード切換えスイ
 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 λ_1
 λ_2 , λ_3 を形成する。そして、これらの分光画像信号 λ_1 , λ_2 , λ_3
 による分光画像が図3のモニタ34に表示される。

【0034】

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41
 aを操作することにより、デフォルト波長セットの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 λ_1 , λ_2 , λ_3 を形成する。そして、これらの分光画像信号 λ_1
 λ_2 , λ_3 による分光画像が図3のモニタ34に表示される。

【0035】

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→g・・・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→b→c・・・と逐次選択される。

【0036】

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($p'1 \sim p'301$)を作成することになる。

【0037】

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

10

20

30

40

50

m幅を設定したときは、 $\lambda 3$ の切換えで示されるように、 $600 \rightarrow 620 \rightarrow 640$ 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。

【0038】

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、 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 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。

10

【0039】

なお、波長セットの波長域 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ を上述のように任意の値に変更する処理は、図2に示す波長セットメモリ42の作業領域42dを利用し、そこに一時的なデータを格納することによって行われる。

【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 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 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41bによって任意の値を選択することができる。

20

【0041】

ここで、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】

上述したように波長セットa~hのうちのいくつかについて波長域 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ を変更した場合、図2の操作パネル41に有る保存スイッチ41hを押すと、それらの変更を含む新しい波長セットa~hが、マイコン35により波長セットメモリ42の第2領域42bに上書き保存される。このような保存は、その新しい波長セットa~hを利用して直ちに分光画像を形成、表示させるような場合に便利である。

30

【0043】

また、上述のようにして作成された新しい波長セットa~hは、例えば図2の操作パネル41に有る保存スイッチ41hとドクターページスイッチ41gとを同時に押すことにより、マイコン35によって波長セットメモリ42の第3領域42cに新たに記憶、保存される。このとき図3に示すモニタ34には、その保存を行った装置操作者の名前を入力することを示唆する案内表示が出される。そこで、図1に示すキーボード等の入力部43を利用して、例えば「Dr. x x」等の名前が入力される。マイコン35はこの入力された名前と対応付けて、上記新しい波長セットa~hを上記第3領域42cに記憶させる。本実施形態では、一例として最大10組の波長セットa~hを、それぞれ装置操作者の名前と対応付けて記憶可能としている。

40

【0044】

上記波長セットメモリ42の第3領域42cに記憶、保存された波長セットa~hは、操作パネル41に有るドクターページスイッチ41gを押すことにより、該第3領域42cから読み出して使用することができる。すなわち、このドクターページスイッチ41gを1回押す毎に、マイコン35により、第1組の波長セットa~h、第2組の波長セットa~h、第3組の波長セットa~h・・・というように順次波長セットが選択されて第3領域42cから読み出され、変更波長保存領域としての前記第2領域42bに格納される。そしてマイコン35により、この格納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メモリ36から読み出される。それらのパラメータによる分光画像形成は、先に述べたのと同様にしてなされる。

50

【 0 0 4 5 】

なお、上述のようにして選択された波長セット a ~ h に関しては、図 3 の (B) および (C) に示すようにモニタ 3 4 の波長情報表示領域 3 4 s において、例えば分光画像形成を示す「 i 」の表示と共に、「 Dr . x x b . 血管 B 1 」のように、作成者の名前およびセット名の表示がなされる。これにより、どのような波長セットに基づいて分光画像が形成、表示されているのかを確認することができる。

【 0 0 4 6 】

臨床上観察し易い分光画像を形成、表示する上で最適な波長域 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ は、臨床医師等の装置操作者によって異なることが多いが、上述のように各装置操作者毎に波長セット a ~ h を 1 組作成、保存し、それを読み出して使用できるようにしておけば、各装置操作者が最も観察し易い分光画像を迅速かつ簡単に形成可能となる。

10

【 0 0 4 7 】

なお、波長セットについて上記「 Dr . x x b . 血管 B 1 」のような表示を出すに当たっては、その波長セットが前記デフォルト波長セットのままである場合は例えば白色で、デフォルト波長セットから変更されたものである場合は例えば緑色で、というように色分け表示すれば、波長セットの履歴を知ることができるので便利である。

【 0 0 4 8 】

また、上記波長セットメモリ 4 2 の第 3 領域 4 2 c から読み出した波長セット a ~ h は、先に述べた第 1 領域 4 2 a から読み出したデフォルト波長セット a ~ h を変更した場合と同様にして、一部あるいは全部について波長域 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ を変更することが可能である。このようにして変更された波長セット a ~ h は、操作パネル 4 1 に有る保存スイッチ 4 1 h を押すことにより、マイコン 3 5 によって、図 1 の波長セットメモリ 4 2 の第 3 領域 4 2 c に上書き保存される。つまり、その波長セットが例えば「 Dr . x x 」によって作成された第 1 組の波長セットであれば、変更された波長セット a ~ h が新しい第 1 組の波長セットとして保存される。

20

【 0 0 4 9 】

さらに、上述のようにして変更された波長セット a ~ h は、操作パネル 4 1 に有る保存スイッチ 4 1 h とドクターページスイッチ 4 1 g とを同時に押すことにより、図 1 の波長セットメモリ 4 2 の第 3 領域 4 2 c に新規の組の波長セットとして記憶、保存させることも可能である。このときも図 3 に示すモニタ 3 4 には、その保存を行った装置操作者の名前を入力することを示唆する案内表示が出される。そこで、図 1 に示すキーボード等の入力部 4 3 を利用して、例えば「 Dr . o o 」等の名前が入力される。マイコン 3 5 はこの入力された名前と対応付けて、新規の波長セット a ~ h を上記第 3 領域 4 2 c に記憶させる。こうすることにより、例えば臨床経験の浅い装置操作者が、臨床経験豊富な装置操作者が作成した波長セット a ~ h を一部流用して、自分に適した波長セットを簡単に作成することが可能になる。

30

【 0 0 5 0 】

なお、上述のように保存スイッチ 4 1 h とドクターページスイッチ 4 1 g とを同時に押す代わりに、保存スイッチ 4 1 h のみを押すようにするとともに、そのとき上記モニタ 3 4 に「上書きしますか？」の表示を出させ、それに対して入力部 4 3 から同意を示す入力

40

がなされたときは、波長セットを読み出した組の波長セットとして上書きし、非同意を示す入力

がなされたときは、波長セットを読み出した組とは別の組の波長セットとして新たに記憶、保存させるようにしてもよい。

【 0 0 5 1 】

次に、波長セットメモリ 4 2 の第 2 領域 4 2 b に記憶されている波長セットのリセットについて説明する。この第 2 領域 4 2 b に記憶されているデフォルト波長セットを前述のようにして変更し、それに基づいて分光画像を形成、表示した後、操作パネル 4 1 に有るオールリセットスイッチ 4 1 e が押されると、マイコン 3 5 は、波長セットメモリ 4 2 の第 1 領域 4 2 a に記憶されているデフォルト波長セットを読み出して、それを第 2 領域 4 2 b に記憶させる。

50

【 0 0 5 2 】

このリセット操作は、例えば分光画像を形成、表示した後に必ず行うことが望ましい。そうすることにより、第2領域42bに記憶されている波長セットを基にした新規波長セットの作成は、装置操作者が誰に代わっても、必ずデフォルト波長セットから行われるようになるので、基になる波長セットが何通りも存在することから新規波長セットの作成が混乱してしまうことを防止可能となる。

【 0 0 5 3 】

また、上記第2領域42bに記憶されているデフォルト波長セットを前述のようにして変更し、それに基づいて分光画像を形成、表示した後、図2の操作パネル41に有る一部リセットスイッチ41fが押されると、マイコン35は、その分光画像の形成に使用した1組の波長セット(a~hのいずれか)に代えて、第1領域42aに記憶されているデフォルト波長セット中の同組の波長セット(a~hのいずれか)を第2領域42bに記憶させる。そうすることにより、ある波長セット(a~hのいずれか)をいろいろ変更しているうちに、どれが最良の波長域 λ_1 , λ_2 , λ_3 であるか混乱して分からなくなったような場合に、基準となるデフォルト波長セットに戻すことで、混乱を解消することが可能になる。

10

【 0 0 5 4 】

次に、波長セットメモリ42の第3領域42cに記憶されている波長セットのリセットについて説明する。この第3領域42cに記憶されている装置操作者毎の波長セットを前述のようにして変更し、それに基づいて分光画像を形成、表示した後、図2の操作パネル41に有るオールリセットスイッチ41eが押されると、マイコン35は、波長セットメモリ42の第1領域42aに記憶されているデフォルト波長セットを読み出して、それを第3領域42cに記憶させる。

20

【 0 0 5 5 】

あるいは、上記第3領域42cに記憶されている装置操作者毎の波長セットを前述のようにして変更し、それに基づいて分光画像を形成、表示した後、図2の操作パネル41に有る一部リセットスイッチ41fが押されると、マイコン35は、その分光画像の形成に使用した1組の波長セット(a~hのいずれか)に代えて、第1領域42aに記憶されているデフォルト波長セット中の同組の波長セット(a~hのいずれか)を第3領域42cに記憶させる。

30

【 0 0 5 6 】

以上のどちらかのリセット操作を行うことにより、波長セットa~hのうちのいずれか1つあるいは複数における波長域 λ_1 , λ_2 , λ_3 をいろいろ変更しているうちに、どれが最良の波長域 λ_1 , λ_2 , λ_3 であるか混乱して分からなくなったような場合に、基準となるデフォルト波長セットに戻すことで、混乱を解消することが可能になる。

【 0 0 5 7 】

なお上記実施形態では、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たが、波長域 λ_1 , λ_2 , λ_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 λ_1 , λ_2 , λ_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。

40

【 0 0 5 8 】

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。

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 9 】

【図 1】本発明の一実施形態に係る内視鏡装置の構成を示すブロック図

【図 2】図 1 の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

【図 4】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

10

【図 7】図 1 の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】

【 0 0 6 0 】

1 0 スコープ（電子内視鏡本体部）

1 2 プロセッサ装置、

1 5 C C D

2 0 , 3 5 マイコン

2 5 D S P

2 6 切換器

2 9 色空間変換処理回路

20

3 0 モードセレクト

3 2 信号処理回路

3 4 モニタ

3 4 s 波長情報表示領域

3 6 メモリ

3 8 カラー信号処理回路

4 1 操作パネル

4 1 a セット選択スイッチ

4 1 b 波長選択スイッチ

4 1 c 切換え幅設定スイッチ

30

4 1 d モード切換えスイッチ

4 1 e オールリセットスイッチ

4 1 f 一部リセットスイッチ

4 1 g ドクターページスイッチ

4 1 h 保存スイッチ

4 1 j 分光画像形成スイッチ

4 2 波長セットメモリ

4 2 a 波長セットメモリの第 1 領域

4 2 b 波長セットメモリの第 2 領域

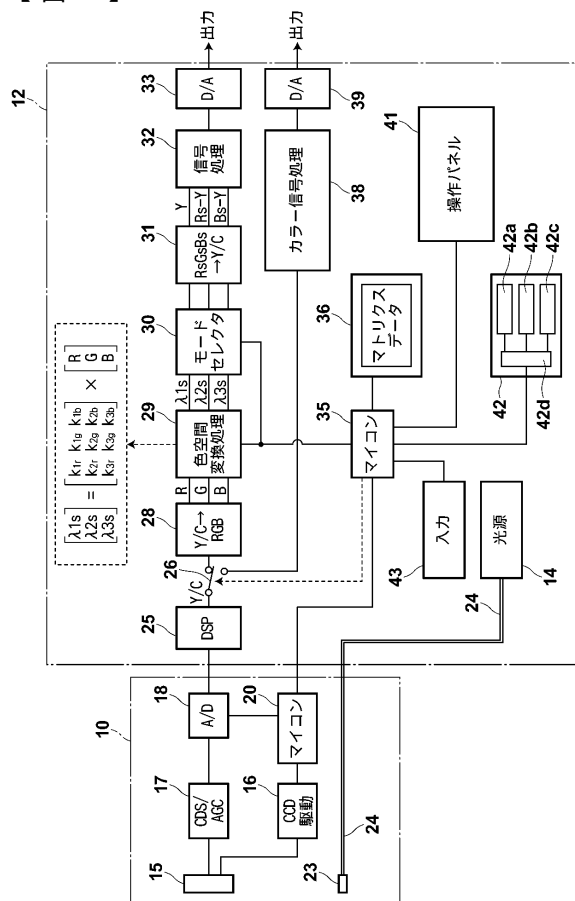
4 2 c 波長セットメモリの第 3 領域

40

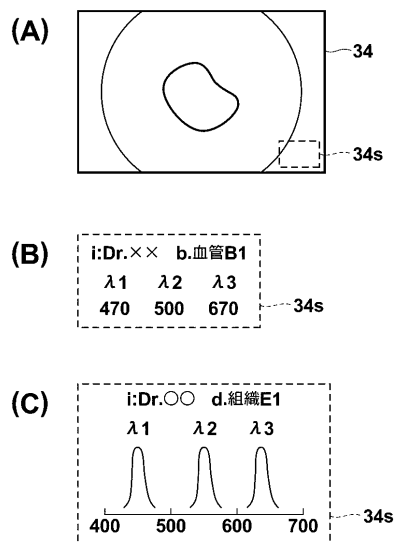
4 2 d 波長セットメモリの作業領域

4 3 入力部

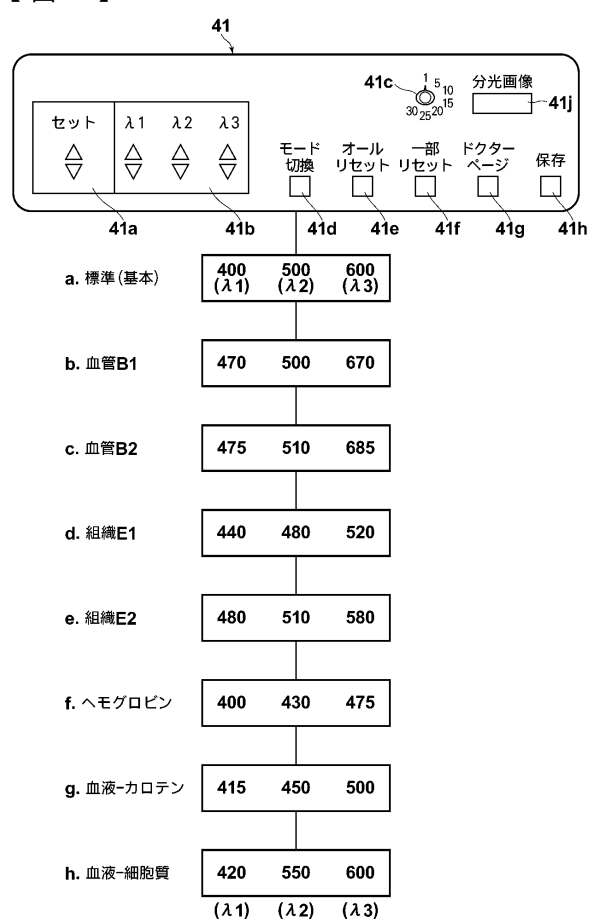
【圖 1】



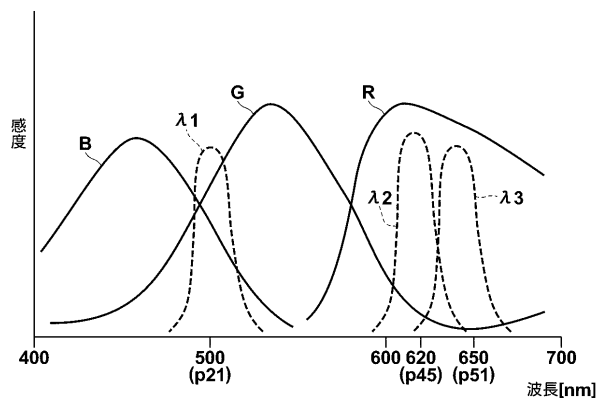
【 図 3 】



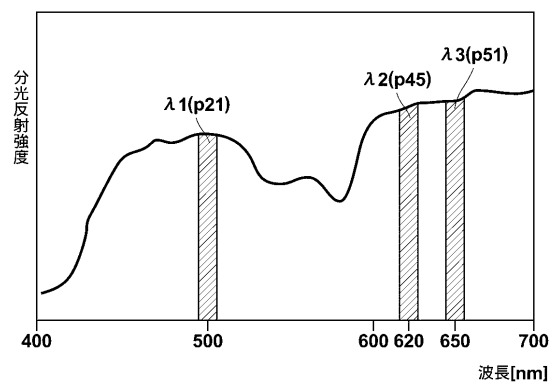
【圖 2】



【圖 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

(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 2 4 番地 フジノン株式会社内

F ターム(参考) 2H040 GA02 GA10 GA11

4C061 AA01 AA04 BB01 CC06 HH54 JJ17 MM04 NN05 TT03 TT13

WW08 WW17

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2007105290A5	公开(公告)日	2008-11-20
申请号	JP2005300192	申请日	2005-10-14
[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 樋口充 阿部一則		
发明人	竹内 信次 樋口 充 阿部 一則		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/MM04 4C061/NN05 4C061/TT03 4C061/TT13 4C061/WW08 4C061/WW17 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/MM04 4C161/NN05 4C161/TT03 4C161/TT13 4C161/WW08 4C161/WW17		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP2007105290A JP4813145B2		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜装置，其通过使用构成光谱图像的波长区域的矩阵数据来执行基于彩色图像信号的矩阵操作，并形成所选波长范围的光谱图像，可以使用矩阵数据。 种类代码：A1具有颜色空间转换处理电路的内窥镜，用于根据RGB信号和与所选择的三个波长区域的 λ_1 ， λ_2 和 λ_3 信号相对应的矩阵数据执行矩阵运算，以形成光谱图像存储器42具有用于存储为设备的每个用户创建的矩阵数据的区域42c，并且根据设备的用户从区域42c读取的矩阵数据被发送到颜色空间转换处理电路29。并基于矩阵数据形成光谱图像。 点域1