

(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2011-59408

(P2011-59408A)

(43) 公開日 平成23年3月24日(2011.3.24)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)
G02B	5/20	(2006.01)	G02B	5/20	101	2H040
A61B	1/04	(2006.01)	A61B	1/04	370	2H048
G02B	23/24	(2006.01)	G02B	23/24	B	4C061
H04N	7/18	(2006.01)	H04N	7/18	M	5C054
H04N	9/04	(2006.01)	H04N	9/04	B	5C065

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2009-209371 (P2009-209371)
 (22) 出願日 平成21年9月10日 (2009.9.10)

(71) 出願人 000113263
 HOYA株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (74) 代理人 100148895
 弁理士 荒木 佳幸
 (72) 発明者 千葉 亨
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内

Fターム(参考) 2H040 GA02 GA05 GA11
 2H048 BA02 BB02 BB42
 4C061 AA00 BB00 CC06 DD00 LL02
 MM02 NN01 NN05 NN07 QQ02
 SS11 TT01 WW09 YY14

最終頁に続く

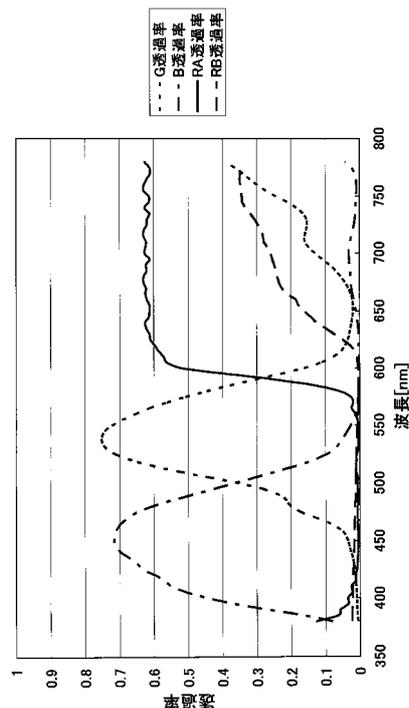
(54) 【発明の名称】 カラーフィルタ及び電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 生体粘膜の分光特性をモニタ上でより正確に再現可能なモニタ用のカラーフィルタ及び、このカラーフィルタが設けられたモニタを用いる電子内視鏡システムを提供することである。

【解決手段】 カラーフィルタが、複数色の微小なサブフィルタが規則的に配列されたものであり、サブフィルタは第1赤色サブフィルタと第2赤色サブフィルタを含み、第1赤色サブフィルタは、波長が550nm以下の区間では殆ど光を透過せず、550nmから600nmの間の区間に透過率が上昇する区間を有し、その後、透過率が殆ど減少することなく、波長650nmから800nmの間の区間では透過率が略一定となり、第2赤色サブフィルタは、波長550nm以下の光は殆ど透過せず、550nmから650nmの間の区間にて透過率の上昇が始まり、波長700nmから800nmの間の区間まで透過率の上昇が続くものである。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

カラーモニタに取り付けられる、複数色の微小なサブフィルタが規則的に配列されたカラーフィルタであって、

前記サブフィルタは、第 1 赤色サブフィルタと第 2 赤色サブフィルタを含み、

前記第 1 赤色サブフィルタは、波長が 550 nm 以下の区間では殆ど光を透過せず、550 nm から 600 nm の間の区間に透過率が上昇する区間を有し、その後、透過率が殆ど減少することなく、波長 650 nm から 800 nm の間の区間では透過率が略一定となり、

前記第 2 赤色サブフィルタは、波長 550 nm 以下の光は殆ど透過せず、550 nm から 650 nm の間の区間にて透過率の上昇が始まり、波長 700 nm から 800 nm の間の区間まで透過率の上昇が続くものである

ことを特徴とするカラーフィルタ。

【請求項 2】

前記第 1 赤色サブフィルタは、波長が 575 nm から 605 nm の間の区間で透過率が急激に上昇し、その後、透過率が殆ど減少することなく、波長 620 nm から 800 nm の間の区間では透過率が略一定となる、任意の透過特性を有するフィルタであることを特徴とする請求項 1 に記載のカラーフィルタ。

【請求項 3】

前記第 2 赤色サブフィルタは、波長 600 nm から 625 nm の間の区間にて透過率の上昇が始まり、波長 725 nm から 775 nm の区間まで透過率の上昇が続くものであることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載のカラーフィルタ。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載のカラーフィルタを備えたモニタと、

電子内視鏡と、

前記電子内視鏡によって撮像された画像の映像信号を処理して前記モニタに表示させる画像データを生成する電子内視鏡用プロセッサと、

を有する電子内視鏡システムであって、

前記電子内視鏡プロセッサは、

前記映像信号から前記電子内視鏡によって撮像された画像の分光特性を推定する分光特性推定手段と、

前記カラーフィルタを構成する各サブフィルタの透過特性に基づいて、前記モニタに表示される画像の分光特性が前記分光特性推定手段によって推定された分光特性に略一致するような画像データを生成する画像データ生成手段と、

を有することを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記画像データ生成手段は、最小自乗法を用いて前記画像データを生成することを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、カラーモニタに設けられるカラーフィルタ及び電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

消化器の生体粘膜は、正常部と病変部とで分光特性が異なることが知られている。この分光特性の計測には、分光計を接続した大がかりな電子内視鏡システムを必要とする。このため、非特許文献 1 に記載されているような、電子内視鏡の出力信号から、分光特性を

10

20

30

40

50

推定するシステムが提案されている。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0003】

【非特許文献1】三宅洋一「『デジタルカラー画像の解析・評価』第10章 分光反射率の推定とその応用」 東京大学出版

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上記のように、電子内視鏡の出力信号から生体粘膜の分光特性を推定することは可能であった。しかしながら、従来の電子内視鏡システムでは、生体粘膜と同様の分光特性を持つ内視鏡画像をモニタに表示させることができなかった。より具体的には、従来電子内視鏡システムに使用されていたモニタでは、生体粘膜と同様の分光特性を有する色を表示させることができなかった。

10

【0005】

モニタに使用されるRGB3色のフィルタの波長-透過率線図を図5に示す。

【0006】

図5に示されるように、赤色サブフィルタRの透過特性(図5中、実線で示される。)は、波長550nm以下の光は殆ど透過しないが、550nmから波長が長くなるにつれ、透過率が急激に上昇し、波長600nmで大凡透過率80%程度に達する。これより波長の長い領域においては、波長が長くなるにつれ、ゆるやかに透過率が上昇し、波長700nm以上の領域では透過率は一定の大きさ(約90%)となる。緑色サブフィルタGの透過特性(図5中、破線で示される。)は、波長530nm程度で透過率がピークとなり(透過率約75%)、450nm以下および600~700nm程度の波長の光は殆ど透過しない。また、700nm以上の波長の領域では、波長が長くなるにつれ、透過率が上昇し、波長780nmでは大凡40%程度の透過率となる。青色サブフィルタBの透過特性(図5中、一点鎖線で示される。)は、波長450nm程度で透過率がピークとなり(透過率約70%)、380nm以下及び530nm以上の波長の光は殆ど透過しない。

20

【0007】

胃の生体粘膜の一般的な分光特性(波長-反射率線図)及び、上記のカラーフィルタを有するモニタにて上記の生体粘膜の画像を表示させたときの分光特性(波長-透過率線図)を、図6に示す。図6に示されるように、生体粘膜の分光特性と、モニタ上に表示された生体粘膜の分光特性は、特に波長550~600nmにおいて大きく異なる。

30

【0008】

本発明は上記の問題を解決するためになされたものである。すなわち、本発明は生体粘膜の分光特性をモニタ上でより正確に再現可能なモニタ用のカラーフィルタ及び、このカラーフィルタが設けられたモニタを用いる電子内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記の目的を達成するため、本発明のカラーフィルタは、複数色の微小なサブフィルタが規則的に配列されたものであり、サブフィルタは第1赤色サブフィルタと第2赤色サブフィルタを含み、第1赤色サブフィルタは、波長が550nm以下の区間では殆ど光を透過せず、550nmから600nmの間の区間に透過率が上昇する区間を有し、その後、透過率が殆ど減少することなく、波長650nmから800nmの間の区間では透過率が略一定となり、第2赤色サブフィルタは、波長550nm以下の光は殆ど透過せず、550nmから650nmの間の区間にて透過率の上昇が始まり、波長700nmから800nmの間の区間まで透過率の上昇が続くものである。

40

【0010】

このようなカラーフィルタを使用するカラーモニタは、生体粘膜の分光特性をモニタ上

50

でより正確に再現可能となる。

【0011】

好ましくは、第1赤色サブフィルタは、波長が575nmから605nmの間の区間で透過率が急激に上昇し、その後、透過率が殆ど減少することなく、波長620nmから800nmの間の区間では透過率が略一定となる、任意の透過特性を有するフィルタである。

【0012】

また、好ましくは、第2赤色サブフィルタは、波長600nmから625nmの間の区間にて透過率の上昇が始まり、波長725nmから775nmの区間まで透過率の上昇が続くものである。

【0013】

また、上記の目的を達成するため、本発明の電子内視鏡システムは、上記のいずれかの特徴を有するカラーフィルタを備えたモニタと、電子内視鏡と、電子内視鏡によって撮像された画像の映像信号を処理して前記モニタに表示させる画像データを生成する電子内視鏡用プロセッサと、を有する電子内視鏡システムであって、電子内視鏡プロセッサが、映像信号から電子内視鏡によって撮像された画像の分光特性を推定する分光特性推定手段と、カラーフィルタを構成する各サブフィルタの透過特性に基づいてモニタに表示される画像の分光特性が前記分光特性推定手段によって推定された分光特性に略一致するような画像データを生成する画像データ生成手段とを有する。

【0014】

このような構成とすることによって、電子内視鏡で撮像した生体粘膜の分光特性が再現された内視鏡画像をモニタ上に表示可能な電子内視鏡システムが実現される。

【0015】

また、画像データ生成手段は、例えば最小自乗法を用いて画像データを生成する。

【発明の効果】

【0016】

以上のように、本発明によれば、生体粘膜の分光特性をモニタ上でより正確に再現可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】図1は、本発明の実施の形態の電子内視鏡システムのブロック図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態の電子内視鏡システムのモニタに設けられたカラーフィルタのパターンを示したものである。

【図3】図3は、本発明の実施の形態のカラーフィルタの各色のフィルタの透過特性を示したグラフである。

【図4】図4は、本発明の実施の形態のモニタに表示された生体粘膜の分光特性と、生体粘膜の分光特性を示すグラフである。

【図5】図5は、従来モニタ用のカラーフィルタの各色のフィルタの透過特性を示したグラフである。

【図6】図6は、従来モニタに表示された生体粘膜の分光特性と、生体粘膜の分光特性を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の実施の形態について図面を用いて説明する。図1は、本実施形態の電子内視鏡システムのブロック図である。本実施形態の電子内視鏡システム1は、電子内視鏡100、電子内視鏡用プロセッサ200及びモニタ300を有するものであり、電子内視鏡100の挿入管110の先端部111の周囲をモニタ300にて観察する装置である。

【0019】

電子内視鏡100は、挿入管110の基端側に設けられた操作部150と、操作部150から電子内視鏡用プロセッサ200に向かって延びるライトガイド管120とを有する

10

20

30

40

50

。電子内視鏡 100 は、ライトガイド管 120 の基端側に設けられたコネクタ部 121 を介して電子内視鏡用プロセッサ 200 と接続されている。また、挿入管 110 の先端部 111 には、対物光学系 101 及び CCD 102 が設けられている。対物光学系 101 によって得られる先端部 111 の周囲の像は、CCD 102 の受光面で結像し、CCD 102 はこの像を光電変換して CCD 信号を生成する。

【0020】

ライトガイド管 120 から挿入管 110 にかけて、信号ケーブル 122 が挿通されている。信号ケーブル 122 の一端は、CCD 102 に接続されている。また、電子内視鏡 100 の信号ケーブル 122 の他端は、コネクタ部 121 を介して電子内視鏡用プロセッサ 200 に接続されている。電子内視鏡用プロセッサ 200 は、CCD 102 から信号ケーブル 122 を介して得られる CCD 信号から、モニタ 300 に送信されるビデオ信号を生成するための、CPU 201、A/D コンバータ 211、初段信号処理回路 212、ビデオメモリ 213、後段信号処理回路 214 及びメモリ 215 を有する。

10

【0021】

CCD 102 から信号ケーブル 122 を介して送信される CCD 信号は、A/D コンバータ 211 に入力される。A/D コンバータ 211 は、アナログ信号である CCD 信号をサンプリングしてデジタル信号に変換する。A/D コンバータ 211 によって生成されたデジタル信号は、初段信号処理回路 212 に送信される。

【0022】

初段信号処理回路 212 は、A/D コンバータ 211 が作成したデジタル信号を所定の演算ルーチン（後述）に基づいて、RGB 方式のデジタル画像データに変換し、メモリ 215 に保存する。

20

【0023】

次いで、電子内視鏡用プロセッサ 200 の CPU 201 は、メモリ 215 に保存されたデジタル画像データの各画素の RGB 夫々の輝度値 b_{R1} 、 b_{G1} 、 b_{B1} から下記の数 1 に基づいて、画素毎に分光特性 S (0_{350} 、 0_{355} 、 0_{360} 、 \dots 、 0_{780}) を算出する。算出された分光特性 S は、メモリ 215 に保存される。なお、 o は、波長の光の反射率である。

【0024】

【数 1】

$$\begin{bmatrix} o_{350} \\ o_{355} \\ o_{360} \\ \vdots \\ o_{780} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} G_{R-350} & G_{G-350} & G_{B-350} \\ G_{R-355} & G_{G-355} & G_{B-355} \\ G_{R-360} & G_{G-360} & G_{B-360} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ G_{R-780} & G_{G-780} & G_{B-780} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} b_{R1} \\ b_{G1} \\ b_{B1} \end{bmatrix}$$

30

40

【0025】

数 1 に示されるように、RGB 輝度値から分光特性への変換は、変換マトリックス G によって行われる。この変換マトリックスの値は、多数のサンプルの分光特性と RGB 輝度値から算出された値である。

【0026】

次いで、CPU 201 は、メモリ 215 に保存された分光特性 S とモニタ 300 に設けられたカラーフィルタの透過特性に基づいて、最小自乗法により、分光特性 S に近似の分光特性 S' をモニタ 300 に表示させるための輝度値を算出する。そして、メモリ 215 に保存されたデジタル画像データの各画素に対応する輝度値データが、表示用デジタル画像データとしてビデオメモリ 213 に保存される。

50

【0027】

後段信号処理回路214は、一定の間隔（例えば1秒に30回）でビデオメモリ213から表示用画像データを読み出し、これを所定の形式のビデオ信号に変換し、これをモニター300に送る。この結果、モニター300にはCCD102によって撮像された画像がカラー画像として表示されることになる。

【0028】

CCD102は、一定の間隔（例えば1秒に30回）おきに撮像した画像をCCD信号として送出しており、ビデオメモリ213に保存された表示用デジタル画像データも一定の間隔ごとに書き換えられることになる。この結果、モニター300には、CCD102が撮像した画像が動画として表示されることになる。なお、CPU201は、CCD102による撮像間隔と比べて、極めて高速に分光特性Sの算出及び表示用デジタル画像データの作成を行っており、CCD102が撮像した画像は、殆ど遅延することなくモニター300に表示されるようになっている。

10

【0029】

また、電子内視鏡100のライトガイド管120及び挿入管110には、挿入管110の先端部111の周囲を照明するための照明光を供給するライトガイド123が挿通されている。ライトガイド123の先端部123aは、挿入管110の先端部111に露出している。ライトガイド123の基端部123bは、コネクタ121を介して電子内視鏡用プロセッサ200の内部に導かれている。

【0030】

電子内視鏡用プロセッサ200は、CCD信号を処理してモニター300に画像を表示させるためのビデオプロセッサとしての機能のみならず、ライトガイド123を介して電子内視鏡100に供給される照明光を生成する光源としての機能をも有する。電子内視鏡用プロセッサ200には、キセノンランプなどの低コヒーレント且つ高輝度の白色光を生成するランプ221と、ランプ221からの光を集光してライトガイド123の他端に入射させる集光レンズ222を有する。このため、電子内視鏡100を電子内視鏡用プロセッサ200に接続し、ランプ221を点灯することによって、電子内視鏡100の挿入管110の先端部111から照明光が照射される。

20

【0031】

なお、初段信号処理回路212及びランプ221は、電子内視鏡用プロセッサ200のCPU201によって制御される。

30

【0032】

本実施形態のモニター300の受光面には、カラーフィルタ330が設けられている。このカラーフィルタ330について以下に説明する。

【0033】

図2は、カラーフィルタ330のパターンを示したものである。図2に示されるように、カラーフィルタ130は、第1赤色サブフィルタ R_A 、第2赤色サブフィルタ R_B 、緑色サブフィルタG及び青色サブフィルタBの4種類のフィルタから構成されている。より具体的には、水平2×垂直2で構成される4つのサブピクセルの夫々に異なる色のサブフィルタが配置される。この4つのサブピクセルが、1つのカラー画素を構成する。

40

【0034】

第1赤色サブフィルタ R_A 、第2赤色サブフィルタ R_B 、緑色サブフィルタG及び青色サブフィルタBの波長に対する透過率を示したグラフを図3に示す。

【0035】

図3に示されるように、第1赤色サブフィルタ R_A の透過特性（図3中、実線で示される。）は、波長580nm以下の光は殆ど透過しないが、580nmから波長が長くなるにつれ、透過率が急激に上昇し、波長600nmで大凡透過率60%程度に達する。これより波長の長い領域においては、透過率は一定の大きさ（約63%）となる。第2赤色サブフィルタ R_B の透過特性（図3中、長い破線で示される。）は、波長620nm以下の光は殆ど透過せず、620nmから波長が長くなるにつれ、透過率が上昇し、波長750

50

n m前後では約35%の透過率となる。緑色サブフィルタGの透過特性(図3中、短い破線で示される。)は、波長530nm程度で透過率がピークとなり(透過率約75%)、450nm以下および600~700nm程度の波長の光は殆ど透過しない。また、700nm以上の波長の領域では、波長が長くなるにつれ、波長が上昇し、波長780nmでは大凡40%程度の透過率となる。青色サブフィルタBの透過特性(図3中、一点鎖線で示される。)は、波長450nm程度で透過率がピークとなり(透過率約70%)、380nm以下及び530nm以上の波長の光は殆ど透過しない。なお、緑色サブフィルタG及び青色サブフィルタBは、従来構成のモニタに使用されているものと略同一の透過特性となっている。

【0036】

以上のような透過特性を有するカラーフィルタ330を備えたモニタ300のサブピクセル夫々の輝度は、前述のように最小自乗法を用いてCPU201(図1)によって算出されている。CPU201によって算出された、1画素を構成する4つのサブピクセルの輝度に対応するフィルタの透過率を乗じ、これらを合成したもの、すなわちモニタ300上のカラー画素の分光特性と、生体粘膜の分光特性を図4に示す。

【0037】

図4に示されるように、本実施形態の構成によれば、生体粘膜自身の分光特性に略等しい分光特性を有する内視鏡画像を、モニタ300上に表示させることが可能となる。

【0038】

なお、本実施形態においては、第1赤色サブフィルタR_Aは、波長580nm以下の光は殆ど透過しないが、580nmから波長が長くなるにつれ、透過率が急激に上昇し、波長600nmで大凡一定の大きさに達し、これより波長の長い領域においては、透過率は一定の大きさを維持するものである。また、本実施形態の第2赤色サブフィルタR_Bは、波長620nm以下の光は殆ど透過せず、620nmから波長が長くなるにつれ、透過率が上昇するものである。しかしながら、本発明は上記の構成に限定されるものではない。

【0039】

すなわち、第1赤色サブフィルタR_Aは、波長が550nm以下の区間では殆ど光を透過せず、550nmから600nmの間の区間に透過率が上昇する区間を有し、その後、透過率が殆ど減少することなく、波長650nmから800nmの間の区間では透過率が略一定となる、任意の透過特性を有するフィルタである。好ましくは、第1赤色サブフィルタR_Aは、波長が575nmから605nmの間の区間で透過率が急激に上昇し、その後、透過率が殆ど減少することなく、波長620nmから800nmの間の区間では透過率が略一定となる、任意の透過特性を有するフィルタである。

【0040】

また、第2赤色サブフィルタR_Bは、波長550nm以下の光は殆ど透過せず、550nmから650nmの間の区間にて透過率の上昇が始まり、波長700nmから800nmの間の区間まで透過率の上昇が続くものである。好ましくは、第2赤色サブフィルタR_Bは、波長600nmから625nmの間の区間にて透過率の上昇が始まり、波長725nmから775nmの区間まで透過率の上昇が続くものである。

【符号の説明】

【0041】

- 1 電子内視鏡システム
- 100 電子内視鏡
- 200 電子内視鏡用プロセッサ
- 201 CPU
- 215 メモリ
- 300 モニタ
- 330 カラーフィルタ
- B 青色サブフィルタ
- G 緑色サブフィルタ

10

20

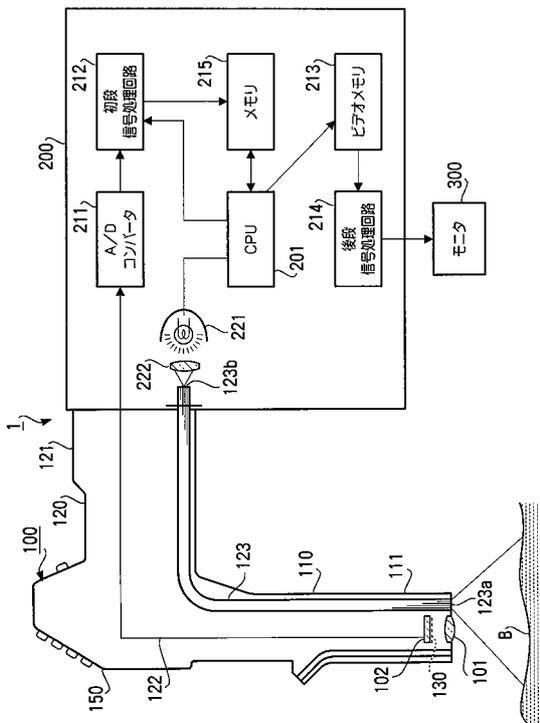
30

40

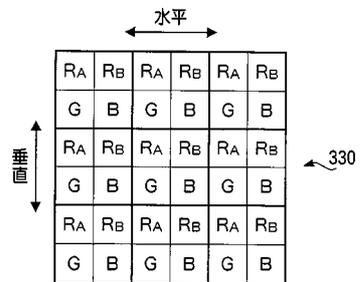
50

R_A 第1赤色サブフィルタ
 R_B 第2赤色サブフィルタ

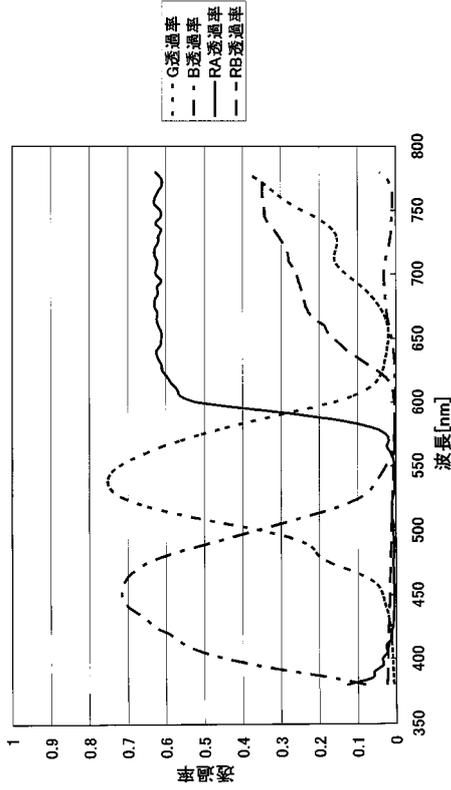
【図1】



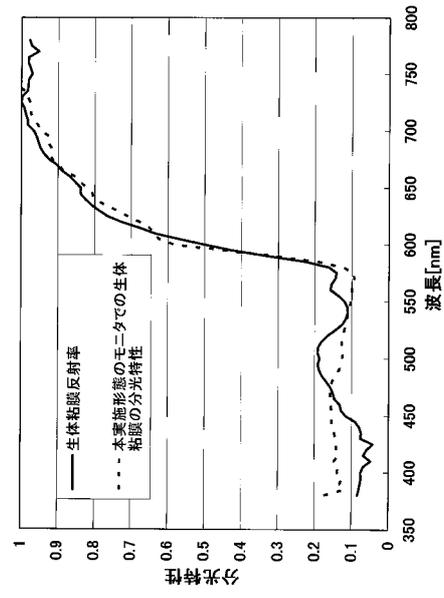
【図2】



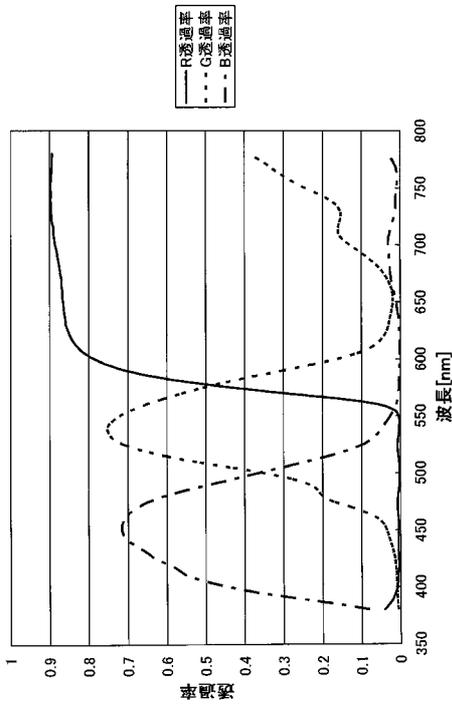
【 図 3 】



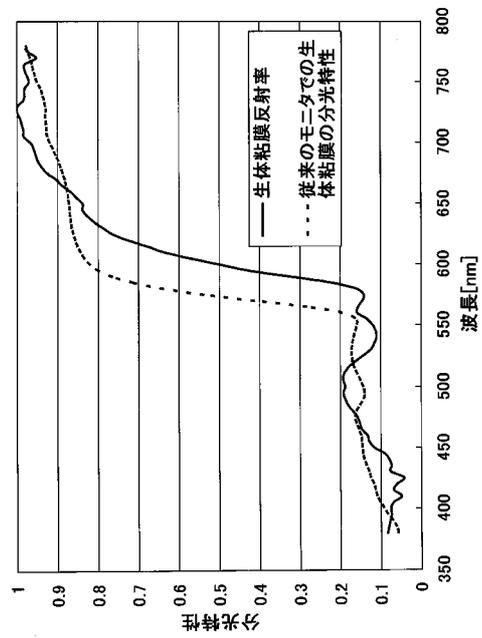
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 5C054 HA12

5C065 AA04 BB02 CC01 EE06

专利名称(译)	彩色滤光片和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2011059408A	公开(公告)日	2011-03-24
申请号	JP2009209371	申请日	2009-09-10
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	千葉亨		
发明人	千葉 亨		
IPC分类号	G02B5/20 A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18 H04N9/04		
FI分类号	G02B5/20.101 A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N7/18.M H04N9/04.B A61B1/00.520 A61B1/04 A61B1/04.510 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 2H048/BA02 2H048/BB02 2H048/BB42 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ02 4C061/SS11 4C061/TT01 4C061/WW09 4C061/YY14 5C054/HA12 5C065/AA04 5C065/BB02 5C065/CC01 5C065/EE06 2H148/BD02 2H148/BF02 2H148/BG01 2H148/BH05 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/SS11 4C161/TT01 4C161/WW09 4C161/YY14		
代理人(译)	荒木义行		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够在监视器上更准确地再现生物体粘膜的光谱特性的监视器彩色滤光片，以及使用带有该彩色滤光片的监视器的电子内窥镜系统。滤色器是其中规则地布置多种颜色的微小滤色器的滤色器，该滤色器包括第一红色滤色器和第二红色滤色器，并且第一红色滤色器包括：在波长为550nm以下的区域中几乎没有光透射，并且在550nm至600nm之间的区域中存在透射率增加的部分，此后，在650nm至800nm之间的透射率和波长几乎没有降低。在该部分中，透射率基本恒定，第二红色子滤光器几乎不透射波长为550 nm或更小的光，透射率在550 nm至650 nm的部分以及700 nm至800 nm的波长中开始增加。直至该部分的透射率继续增加。[选择图]图3

