

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4917822号  
(P4917822)

(45) 発行日 平成24年4月18日(2012.4.18)

(24) 登録日 平成24年2月3日(2012.2.3)

(51) Int.Cl.	F 1
<b>G 0 2 B 23/24 (2006.01)</b>	G O 2 B 23/24 B
<b>G 0 2 B 23/26 (2006.01)</b>	G O 2 B 23/26 B
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 O O D
<b>A 6 1 B 1/06 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/06 B

請求項の数 3 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2006-92920 (P2006-92920)  
 (22) 出願日 平成18年3月30日(2006.3.30)  
 (65) 公開番号 特開2007-264537 (P2007-264537A)  
 (43) 公開日 平成19年10月11日(2007.10.11)  
 審査請求日 平成21年2月10日(2009.2.10)

(73) 特許権者 306037311  
 富士フイルム株式会社  
 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 藤田 寛  
 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

審査官 堀井 康司

(56) 参考文献 特開2003-093336 (JP, A)

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】

照明光が照射された被観察体を内視鏡に搭載された撮像素子で撮像する内視鏡装置において、

波長域の異なる光を発光する3つの光源を有し、これら3つの光源からの光を合成して上記照明光として出力する光源部と、

この光源部の3つの光源を独立して駆動すると共に、それぞれの光源光の出力強度を可変調整する光源駆動回路と、

この光源駆動回路を制御し、上記3つの光源の各波長域光の出力強度が可変調整された複数種類の合成照明光を形成し、順次出力するための制御回路と、

上記複数種類の合成照明光の照射に応じて上記撮像素子の出力信号から複数の画像を形成する画像処理回路と、

この画像処理回路から出力された複数の画像のデータと上記3つの光源光の出力強度データに基づき、分光画像を得るためのマトリクス演算を行う演算回路と、を設け、

上記3つの光源光の出力強度の可変により任意の分光画像を形成することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

上記分光画像の波長域を選択するための波長選択手段を設け、

上記制御回路は、この波長選択手段にて選択された波長域に基づいて上記3つの光源の出力強度を可変設定する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3つの光源の出力強度を選択するための光強度選択手段を設け、

上記制御回路は、この光強度選択手段からの出力に基づいて上記3つの光源の出力強度を可変設定することを特徴とする請求項1記載の内視鏡装置。

## 【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、特定の波長域の画像情報からなる分光画像を形成し表示するための構成に関する。

## 【背景技術】

10

## 【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、従来では不明瞭であった微細構造等が明瞭に観察可能となる。

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ックスデータ（係数セット）として求め、このマトリックスデータと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と同等のもの得るのである。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

## 【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、上記特許文献1では、RGB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示す演算データ（マトリックスデータ）を用いているが、このような演算データは、対物光学系の分光透過特性や撮像系の分光透過特性等に依存しており、内視鏡の種類やその分光透過特性の個

40

体差を考慮しなければならないという複雑さがある。本願発明は、このような対物光学系及び撮像系の分光透過特性等に依存しない形で、分光画像を得ることができる従来にない新しい手法の内視鏡装置を提案するものである。

## 【0005】

一方、内視鏡装置の分光画像では、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、また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等が期待されており、従来では描出できなかった新しい被観察体内情報を有する分光画像が得られれば、診断等に役立つ有用な被観察体画像情報を提供することが可能になる。

50

## 【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、対物光学系及び撮像系の分光透過特性等の個体差に依存しない形で各種の微細構造等が描出される分光画像を形成することができ、診断等に役立つ有用な被観察体画像情報を提供す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】

## 【0007】

上記目的を達成するために、請求項1の発明は、照明光が照射された被観察体を内視鏡に搭載された撮像素子で撮像する内視鏡装置において、波長域の異なる光を発光する3つの光源を有し、これら3つの光源からの光を合成して上記照明光として出力する光源部と、この光源部の3つの光源を独立して駆動すると共に、それぞれの光源光の出力強度を可変調整する光源駆動回路と、この光源駆動回路を制御し、上記3つの光源の各波長域光の出力強度が可変調整された複数種類の合成照明光を形成し、順次出力するための制御回路と、上記複数種類の合成照明光の照射に応じて上記撮像素子の出力信号から複数の画像を形成する画像処理回路と、この画像処理回路から出力された複数の画像のデータと上記3つの光源光の出力強度データに基づき、分光画像を得るためのマトリックス演算を行う演算回路と、を設け、上記3つの光源光の出力強度の可変により任意の分光画像を形成することを特徴とする。

10

請求項2の発明は、上記分光画像の波長域を選択するための波長選択手段を設け、上記制御回路は、この波長選択手段にて選択された波長域に基づいて上記3つの光源の出力強度を可変設定することを特徴とする。

20

請求項3の発明は、上記3つの光源の出力強度を選択するための光強度選択手段を設け、上記制御回路は、この光強度選択手段からの出力に基づいて上記3つの光源の出力強度を可変設定することを特徴とする。

## 【0008】

上記の構成によれば、第1乃至第3光源のそれぞれから波長域と強度の異なる光が出力され、これらを合成した光が照明光として被観察体へ照射されることになり、この合成照明光によって撮像素子では被観察体の画像（映像）が撮像される。そして、例えば波長域で強度の異なる3種類の合成照明光の照射によって得られた3つ（例えば3フレーム）の画像データに基づき、分光マトリックス演算を行うことにより分光画像が形成される。

30

## 【0009】

以下に、波長域の異なる3つの光源光の強度を変えて3種類の合成照明光を作り、この合成照明光で撮影した3フレーム分の画像データに基づいて分光画像が形成できることを数式を用いて説明する。

ここで、3つの独立する光源は、その注入電流に比例した強度の出力となり、この場合の各光源の分光スペクトル波形（形状）は、強度に依存せず一定であり、また3つの光源の光を合成した光の分光スペクトル及び強度は、その線形和で表すことができることを前提とする。

## 【0010】

まず、LED（発光ダイオード）等からなる第1乃至第3の光源の分光スペクトル（その強度を規格化したものとする）を、 $S_1(\lambda)$ 、 $S_2(\lambda)$ 、 $S_3(\lambda)$ とし、この各光源の強度を、駆動制御される注入電流により、 $I_1$ 、 $I_2$ 、 $I_3$ で代表させるとき、3通りの合成光源の分光スペクトル $S_{c1}(\lambda)$ 、 $S_{c2}(\lambda)$ 、 $S_{c3}(\lambda)$ は、次の数式1となる。

40

## 【数 1】

$$\begin{aligned} S_{c1}(\lambda) &= \alpha_1 \cdot S_1(\lambda) + \beta_1 \cdot S_2(\lambda) + \gamma_1 \cdot S_3(\lambda) \\ S_{c2}(\lambda) &= \alpha_2 \cdot S_1(\lambda) + \beta_2 \cdot S_2(\lambda) + \gamma_2 \cdot S_3(\lambda) \quad \dots(1) \\ S_{c3}(\lambda) &= \alpha_3 \cdot S_1(\lambda) + \beta_3 \cdot S_2(\lambda) + \gamma_3 \cdot S_3(\lambda) \end{aligned}$$

## 【0011】

今、観察する生体の分光反射特性を  $R(\lambda)$ 、対物光学系の分光透過特性を  $L(\lambda)$  とし、撮像系の分光透過特性を  $D_1(\lambda)$ 、 $D_2(\lambda)$ 、 $D_3(\lambda)$ （それぞれ、RGBに対応する）とする。このとき、撮像系より得られる最終の3つの刺激値（ $r$ 、 $g$ 、 $b$ ）は、一般に次の数式2で表される[ $S(\lambda)$ は光源一般を意味する]。

## 【数 2】

$$\begin{aligned} r &= \int S(\lambda) \cdot R(\lambda) \cdot L(\lambda) \cdot D_1(\lambda) d\lambda \\ g &= \int S(\lambda) \cdot R(\lambda) \cdot L(\lambda) \cdot D_2(\lambda) d\lambda \quad \dots(2) \\ b &= \int S(\lambda) \cdot R(\lambda) \cdot L(\lambda) \cdot D_3(\lambda) d\lambda \end{aligned}$$

10

20

## 【0012】

そして、上記数式1を数式2に展開し、以下の数式3のように定義する。

## 【数 3】

$$s_{ij} = \int S_i(\lambda) \cdot R(\lambda) \cdot L(\lambda) \cdot D_j(\lambda) d\lambda \quad \dots(3)$$

この数式3により上記数式1での3通りの合成照明光より得られる最終刺激値（ $r_1$ 、 $g_1$ 、 $b_1$ 、 $r_2$ 、 $g_2$ 、 $b_2$ 、 $r_3$ 、 $g_3$ 、 $b_3$ ：3フレーム分の3波長域の画像データ）は、以下の数式4のように表される。

## 【数 4】

$$\begin{pmatrix} r_1 & g_1 & b_1 \\ r_2 & g_2 & b_2 \\ r_3 & g_3 & b_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha_1 & \beta_1 & \gamma_1 \\ \alpha_2 & \beta_2 & \gamma_2 \\ \alpha_3 & \beta_3 & \gamma_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} & s_{13} \\ s_{21} & s_{22} & s_{23} \\ s_{31} & s_{32} & s_{33} \end{pmatrix} \quad \dots(4)$$

30

## 【0013】

一方、最終刺激値と第1乃至第3の各光源に注入した電流値は既知であるので、上記数式3に示す、使用している電子内視鏡装置の全体の系と、被観察体である生体の反射率特性により決まる固有の因子  $s_{ij}$  を、次の数式5の演算にて求めることができる。

## 【数 5】

$$\begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} & s_{13} \\ s_{21} & s_{22} & s_{23} \\ s_{31} & s_{32} & s_{33} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha_1 & \beta_1 & \gamma_1 \\ \alpha_2 & \beta_2 & \gamma_2 \\ \alpha_3 & \beta_3 & \gamma_3 \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} r_1 & g_1 & b_1 \\ r_2 & g_2 & b_2 \\ r_3 & g_3 & b_3 \end{pmatrix} \quad \dots(5)$$

40

## 【0014】

次に、内視鏡装置で表示したい任意の分光画像は、照射合成光を任意の分光スペクトル特性を持つ光源で照射すればよいので、この分光画像に相当する分光スペクトルを  $S_0(\lambda)$

50

)とし、 $S_0(\lambda) = \alpha_0 S_1(\lambda) + \beta_0 S_2(\lambda) + \gamma_0 S_3(\lambda)$ とすると、以下の数式6の関係が擬似的に成立する。

【数6】

$$(S_0(\lambda)) = (S_1(\lambda) \ S_2(\lambda) \ S_3(\lambda)) \begin{pmatrix} \alpha_0 \\ \beta_0 \\ \gamma_0 \end{pmatrix} \quad \dots(6)$$

【0015】

10

上記の数式5をそのまま解くことはできないので、この数式6の最終刺激値に係る係数 $(\alpha_0, \beta_0, \gamma_0)$ を求めるには、擬似方程式を解き、次のように最適近似係数として求める。即ち、光源スペクトルをn個からなる列ベクトルとして、数式7のように表記する。

【数7】

$$S_0(\lambda) \Rightarrow A, \ (S_1(\lambda) \ S_2(\lambda) \ S_3(\lambda)) \Rightarrow B \quad \dots(7)$$

$A:n \times 1 \quad B:n \times 3$

例えば、この数式7の上記 $S_0(\lambda), S_1(\lambda), S_2(\lambda), S_3(\lambda)$ を、波長400~700nmで5nm毎の要素からなる列ベクトルとして表記すると、 $61 \times 1$ の列ベクトルとなる。従って、この上記行列Aの $61 \times 1$ 、行列Bは $61 \times 3$ の構成をとることになる。このようにすれば、係数 $(\alpha_0, \beta_0, \gamma_0)$ 、次の数式8で近似される。

20

【数8】

$$A = B \begin{pmatrix} \alpha_0 \\ \beta_0 \\ \gamma_0 \end{pmatrix}, \quad \tilde{B} A = \tilde{B} B \begin{pmatrix} \alpha_0 \\ \beta_0 \\ \gamma_0 \end{pmatrix}$$

$$\therefore \begin{pmatrix} \alpha_0 \\ \beta_0 \\ \gamma_0 \end{pmatrix} = (\tilde{B} B)^{-1} \tilde{B} A \quad \dots(8)$$

30

なお、 $\tilde{B}$ は、行列Bの転置行列である。

【0016】

従って、分光画像に相当する分光スペクトル $S_0(\lambda)$ の特性をもつ光源にて照射した際の最終刺激値 $(r_0, g_0, b_0)$ は、上記数式2~8を用いて、以下の数式9のように推定される。

【数9】

$$\begin{pmatrix} r_0 \\ g_0 \\ b_0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} & s_{13} \\ s_{21} & s_{22} & s_{23} \\ s_{31} & s_{32} & s_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \alpha_0 \\ \beta_0 \\ \gamma_0 \end{pmatrix} \\ = \begin{pmatrix} \alpha_1 & \beta_1 & \gamma_1 \\ \alpha_2 & \beta_2 & \gamma_2 \\ \alpha_3 & \beta_3 & \gamma_3 \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} r_1 & g_1 & b_1 \\ r_2 & g_2 & b_2 \\ r_3 & g_3 & b_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \alpha_0 \\ \beta_0 \\ \gamma_0 \end{pmatrix} \quad \dots (9)$$

10

この数式9において、右辺の諸量は、全て既知の値であるから、最終刺激値 $(r_0, g_0, b_0)$ は一意に求まり、この最終刺激値が分光画像の最終刺激値、即ち求めるべき3つの波長域の画像データとなる。なお、上記数式1に代表される $\alpha_0, \beta_0, \gamma_0$ の値の全ては非負であるが、上記数式8に代表される $r_1, g_1, b_1, r_2, g_2, b_2, r_3, g_3, b_3$ は、少なくとも1つが非負であればよい。

【0017】

以上のように、数式9に示されるように、分光画像の最終刺激値(各波長域画像データ) $(r_0, g_0, b_0)$ は、撮像素子で撮影された3つの画像データ $(r_1, g_1, b_1, r_2, g_2, b_2, r_3, g_3, b_3$ : 3フレーム分の3波長域の画像データ)と、3種類の合成照明光の各波長域の光強度 $(I_{11}, I_{12}, I_{13}, I_{21}, I_{22}, I_{23}, I_{31}, I_{32}, I_{33})$ と、分光画像を構成する分光スペクトル(各波長域)の係数 $(\alpha_0, \beta_0, \gamma_0)$ から求められる。そして、上記数式9から分かるように、最終刺激値 $(r_0, g_0, b_0)$ は、対物光学系の分光透過特性 $L(\lambda)$ や撮像系の分光透過特性 $D(\lambda)$ に依存しない値であり、分光画像の形成が内視鏡の個体差に影響されることはない。

20

【0018】

また、本発明では波長選択手段が設けられており、この波長選択手段により分光画像の波長域が選択されると、制御回路は、この波長域の分光画像を得るための第1乃至第3光源の強度を光源駆動回路へ出力しており、この光源駆動回路によって第1乃至第3光源の出力光の強度が設定される。更に、光強度選択手段を設けてもよく、この光強度選択手段によれば、第1乃至第3光源の出力光の強度を直接的に選択設定することができる。このようにして選択・設定された第1乃至第3光源の光強度データが、3フレーム分の画像データとの演算データとして用いられることにより、分光画像が形成される。

30

【発明の効果】

【0019】

本発明の内視鏡装置によれば、対物光学系及び撮像系の分光透過特性等の個体差に依存しない形、即ち内視鏡の種類や個体差に関係なく、各種の微細構造等が描出される良好な分光画像を形成することができ、内視鏡画像上で、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の微細構造を観察でき、また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観察することができ、診断等に役立つ有用な被観察体画像情報が得られるという利点がある。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

図1には、実施例に係る電子内視鏡装置の構成ブロックが示され、図2には、光源部の構成が示されており、この電子内視鏡装置では、内視鏡先端部等に設けられる光源部として、図1に示されるように照射窓11、光合成部12、LED(発光ダイオード)からなる第1乃至第3光源14a, 14b, 14c及び第1乃至第3光源駆動回路15a, 15b, 15cが設けられる。即ち、実施例の光源部は、図2に示されるように、光合成部12として、例えばダイクロイック(2色性)プリズムが配置され、このダイクロイックプ

50

リズムの光合成部12の裏面側に第1光源14a、上面側に第2光源14b、下面側に第3光源14cが配置されており、これら第1、第2、第3光源14a~14cのそれぞれはその発光波長域が異なる、例えばR(赤)、G(緑)、B(青)のLEDから構成される。そして、第1光源14aが第1光源駆動回路15aにより、第2光源14bが第2光源駆動回路15bにより、第3光源14cが第3光源駆動回路15cにより点灯駆動され、かつその出力光の強度が電流(又は電圧)制御によって可変調整される。

#### 【0021】

一方、上記スコープ先端には、図1に示される対物光学系17と固体撮像素子であるCCDを有する撮像部18が設けられており、このCCD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のものが配置される。この撮像部18には、CCDから出力された信号に基づき、所定の画像(映像)処理(相関二重サンプリング、自動利得制御、補正等)を施す撮像信号処理回路20が設けられ、この撮像信号処理回路20の出力が表示系21に供給される。この表示系21には、例えば通常画像用モニター21aと分光画像用モニター21bが設けられており、通常画像と分光画像が並行して表示される(なお、これらの画像は1つのモニター画面に分割表示してもよい)。

10

#### 【0022】

そして、上記撮像信号処理回路20の後段に、この撮像信号処理回路20から出力されたビデオ信号[例えばY(輝度)/C(色差)信号等]から、3つの波長域の画像データ[例えばR(赤)、G(緑)、B(青)の各色信号のデータ]からなる画像1( $r_1, g_1, b_1$ )、画像2( $r_2, g_2, b_2$ )、画像3( $r_3, g_3, b_3$ )を形成出力する画像処理部24、上記数式5の演算を行う第1演算部25、上記数式9の演算を行う第2演算部26が設けられ、この第2演算部26で形成された分光画像信号が表示系21に供給される。

20

#### 【0023】

また、電子内視鏡装置には、この装置内の各回路を統括制御しかつ分光画像形成のための制御をする制御部(マイコン等)28、上記分光演算情報やプログラムを格納するメモリ29、そして分光画像生成のための波長や光強度等の入力手段としてキーボード30が設けられ、このキーボード30と上記表示系21にて波長選択手段及び光強度選択手段が構成される。即ち、表示系21のモニターに波長選択メニュー、光強度選択メニュー、描出したい特定構造や特定物質間差の選択メニュー等を表示し、このメニューの中でキーボード30にて波長や光強度を選択・設定することができる。なお、波長選択、光強度選択或いは特定構造等の選択のための操作スイッチ等を操作パネルに設けてもよい。

30

#### 【0024】

実施例は以上の構成からなり、まず図1の上記表示系21に表示された各メニューによりキーボード30を用いて所望の分光画像の波長や各光源14a~14cの光強度を選択することになるが、例えば図3(D)に記載したスペクトルの光源により照明を行った場合の分光画像を算出・表示する場合、即ち470nm( $b_0$ )、500nm( $g_0$ )、670nm( $r_0$ )の波長域(中心波長)で構成される場合、制御部28によって、図3(A)~(C)のように、第1乃至第3合成照明光の各光源14a~14cの光強度が決定され、これらの光強度が第1乃至第3光源駆動回路15a~15cの電流制御等によって設定される。即ち、図3(A)の第1合成照明光は、第1光源14aの光 $S_1$ (上記演算式では $r_1$ に対応する)の強度が $r_1$ (上記演算式の強度パラメータで代用する)、第2光源14bの光 $S_2$ (上記演算式では $g_1$ に対応する)の強度が $g_1$ 、第3光源14cの光 $S_3$ (上記演算式では $b_1$ に対応する)の強度が $b_1$ からなる合成光 $S_c$ となり、図3(B)の第2合成照明光は、第1光源14aの光 $S_1$ の強度が $r_2$ 、第2光源14bの光 $S_2$ の強度が $g_2$ 、第3光源14cの光 $S_3$ の強度が $b_2$ からなる合成光 $S_c$ となり、図3(C)の第3合成照明光は、第1光源14aの光 $S_1$ の強度が $r_3$ 、第2光源14bの光 $S_2$ の強度が $g_3$ 、第3光源14cの光 $S_3$ の強度が $b_3$ からなる合成光 $S_c$ となり、

40

50

これら第1合成照明光から第3合成照明光が順に被観察体へ照射される。

【0025】

そして、第1乃至第3の合成照明光が照射された被観察体は、対物光学系17を介して撮像部18で撮像され、この撮像部18から出力されたビデオ信号は撮像信号処理回路20で所定の処理が施され、この撮像信号処理回路20の出力は、表示系21と分光画像形成のための画像処理部24へ供給される。即ち、撮像信号処理回路20では、従来と同様に通常のビデオ信号が形成されており、表示系21の通常画像用モニタ21aには通常の被観察体画像が表示される。一方、画像処理部24では、分光演算に適した3波長域の画像データが形成され、 $r_1, g_1, b_1$ の信号データから構成される画像1(第1合成照明光で得られる画像)、 $r_2, g_2, b_2$ の信号データから構成される画像2(第2合成照明光で得られる画像)、 $r_3, g_3, b_3$ の信号データから構成される画像3(第3合成照明光で得られる画像)が順次出力される。

10

【0026】

そして、分光演算では上記の3フレーム分の画像1~3のデータを用いて、第1演算部25では上記数式5の演算が行われ、第2演算部26では第1演算部25の出力に対して数式8の最終刺激値の係数( $\alpha_0, \beta_0, \gamma_0$ )を乗算する上記数式9のマトリックス演算が行われることにより、分光画像( $r_0, g_0, b_0$ )が形成される。この分光画像は、図3(D)に示されるように、470nmを中心とする波長域( $b_0$ )の画像データ、500nmを中心とする波長域( $g_0$ )の画像データ、670nmを中心とする波長域( $r_0$ )の画像データからなる画像であり、この分光画像が表示系21の分光画像用モニタ21bに表示される。なお、この分光画像の形成・表示において、3つの波長域の中の1つ又は2つの画像データのみで分光画像を表示することもできる。

20

【0027】

このような分光画像は、図3(A)から図3(C)の第1合成照明光から第3合成照明光における各光源14a~14cの強度( $I_1, I_2, I_3, I_4, I_5, I_6, I_7, I_8, I_9, I_{10}, I_{11}, I_{12}, I_{13}, I_{14}$ )をキーボード30によって設定することによっても、同様に形成・表示することができる。

【0028】

また、実施例では、例えば太い血管、毛細血管、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な特定構造を選択するメニュー、或いは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、特定物質間の差の描出を選択するメニュー等を設けており、この場合は、特定構造、特定物質間差のメニューを選択することにより、これら特定構造、特定物質間差を描出するための波長域( $r_0, g_0, b_0$ )から第1乃至第3光源14a~14cの強度を設定する(或いはこの強度を直接的に設定してもよい)ことにより、特定構造、特定物質間差を描出した分光画像が形成、表示される。

30

なお、上記実施例では、3種類の合成照明光を用いた場合を説明したが、この合成照明光は、2種類或いは4種類以上でもよい。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明の実施例に係る電子内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

40

【図2】実施例の光源部の構成を示す図である。

【図3】実施例で設定される第1乃至第3合成照明光とこれら照明光によって得られる分光画像の波長域の一例を示す波形図である。

【符号の説明】

【0030】

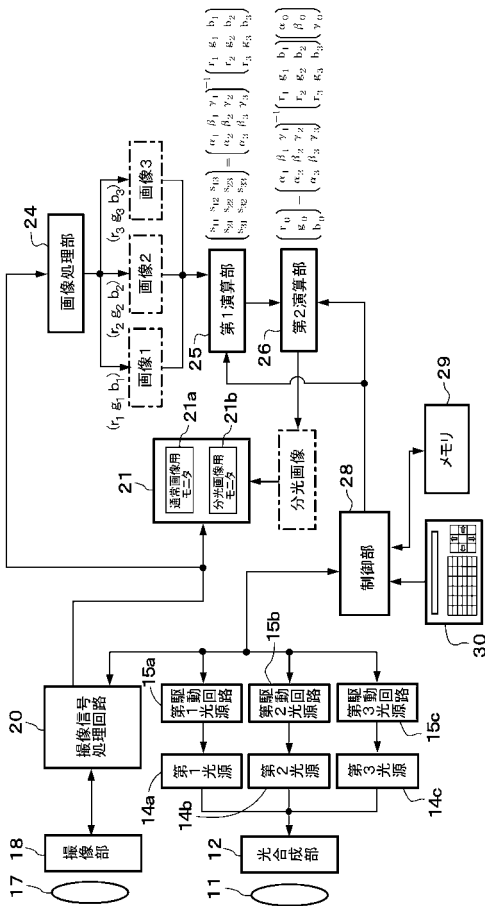
- |                               |                            |
|-------------------------------|----------------------------|
| 12 ... 光合成部、                  | 14 a ~ 14 c ... 第1乃至第3光源部、 |
| 15 a ~ 15 c ... 第1乃至第3光源駆動回路、 |                            |
| 17 ... 対物光学系、                 | 18 ... 撮像部、                |
| 21 ... 表示系(モニタ)、              | 24 ... 画像処理部、              |
| 25 ... 第1演算部、                 | 26 ... 第2演算部、              |

50

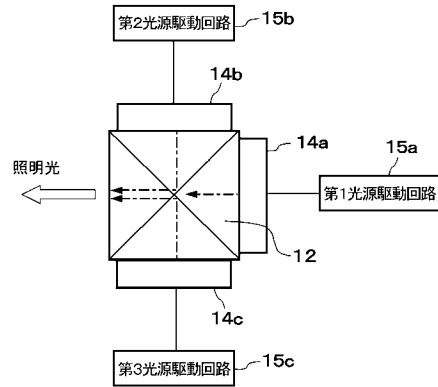
28 ... 制御部、  
30 ... キーボード。

29 ... メモリ、

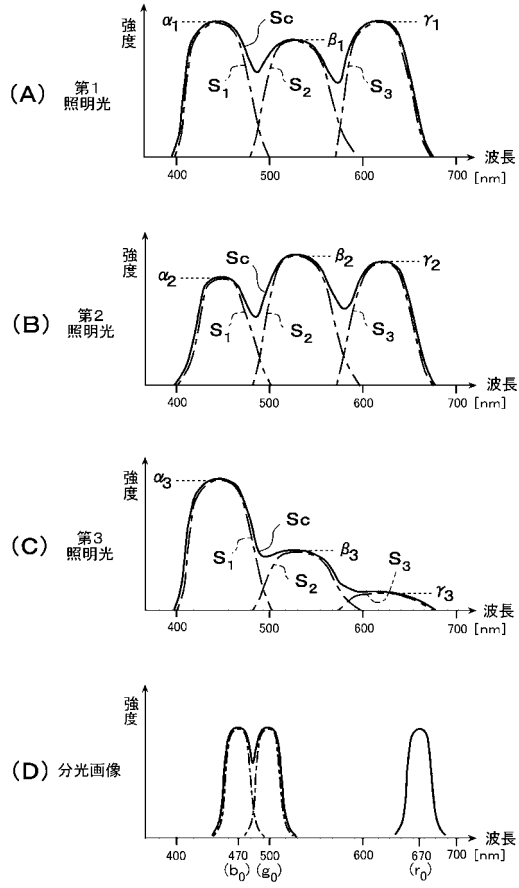
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



---

フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 0 2 B	2 3 / 2 4
A 6 1 B	1 / 0 0
A 6 1 B	1 / 0 6
G 0 2 B	2 3 / 2 6

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4917822B2</a>	公开(公告)日	2012-04-18
申请号	JP2006092920	申请日	2006-03-30
[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	藤田 寛		
发明人	藤田 寛		
IPC分类号	G02B23/24 G02B23/26 A61B1/00 A61B1/06		
FI分类号	G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/00.300.D A61B1/06.B A61B1/00.520 A61B1/00.550 A61B1/06.510 A61B1/06.610		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA01 4C061/AA22 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/QQ01 4C061/QQ02 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR26 4C061/SS21 4C061/WW10 4C061/WW15 4C161/AA01 4C161/AA22 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW10 4C161/WW15		
审查员(译)	堀井浩二		
其他公开文献	JP2007264537A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：形成光谱图像，其中表现出各种精细结构等，而不依赖于内窥镜的光谱透射特性等方面的个体差异，并提供身体的有用图像信息。观察到可用于诊断等。解决方案：内窥镜装置具有：发射波长区域不同的光束的第一至第三光源（LED）14a至14c；构成来自三个光源14a至14c的光束的光合成部分12；第一至第三光源驱动电路15a至15c独立地驱动光源14a至14c，并且还可变地调节每个光束的输出强度。通过从光源14a至14c辐射其输出强度可变地调节的三种合成照明光束，算术运算部分25和26执行矩阵算术运算，以基于三帧的图像数据和数据获得光谱图像。由成像部分18获得的光的输出强度。通过选择其波长区域或选择光源14a至14c的输出强度来形成光谱图像。Z

$$\begin{pmatrix} r_1 & g_1 & b_1 \\ r_2 & g_2 & b_2 \\ r_3 & g_3 & b_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_1 & \beta_1 & \gamma_1 \\ a_2 & \beta_2 & \gamma_2 \\ a_3 & \beta_3 & \gamma_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} & s_{13} \\ s_{21} & s_{22} & s_{23} \\ s_{31} & s_{32} & s_{33} \end{pmatrix} \quad \dots(4)$$