

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4712505号
(P4712505)

(45) 発行日 平成23年6月29日 (2011. 6. 29)

(24) 登録日 平成23年4月1日 (2011. 4. 1)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

G 0 2 B 23/24 (2006. 01)

G 0 2 B 23/24 B

H 0 4 N 7/18 (2006. 01)

H 0 4 N 7/18 M

請求項の数 7 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2005-289146 (P2005-289146)
 (22) 出願日 平成17年9月30日 (2005. 9. 30)
 (65) 公開番号 特開2007-97710 (P2007-97710A)
 (43) 公開日 平成19年4月19日 (2007. 4. 19)
 審査請求日 平成20年4月16日 (2008. 4. 16)

(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 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324
 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324
 番地 フジノン株式会社内

審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

互いに異なる波長域に対応した各照明光の順次照射を受けた生体粘膜で反射した前記各照明光の反射光を受光する受光手段を有し、前記生体粘膜の分光画像を示す分光画像データを取得する面順次方式の分光画像取得手段と、

前記分光画像データと予め入力され記憶された分光反射推定マトリクスデータとに基づく分光画像推定演算により前記生体粘膜の特定波長における分光画像を示す分光演算画像データを得る分光画像データ演算手段と、

前記分光演算画像データに基づいて前記生体粘膜の診断用分光画像を作成する診断用分光画像作成手段とを備えた電子内視鏡装置において、

前記分光画像取得手段が、前記互いに異なる波長域のうちの最も長波長側の長波長域の反射光を受光した前記受光手段での受光レベル J_p に対する前記長波長域より短波長側の短波長域の反射光を受光した前記受光手段での受光レベル J_s の比率 H_j ($H_j = J_s / J_p$) を、前記生体粘膜上の前記反射光の反射領域における前記長波長域での分光反射率 K_p に対する前記反射領域における前記短波長域での分光反射率 K_s の比率 H_k ($H_k = K_s / K_p$) より大きく ($H_j > H_k$) なるようにして前記反射光を受光するものであり、

前記分光画像データ演算手段が、前記長波長域の受光レベルに対する前記短波長域の受光レベルの比率を大きくした前記受光手段での受光で得られた前記短波長域に対応する前記分光画像データの値を、前記長波長域の受光レベルに対する前記短波長域の受光レベル

10

20

の比率を大きくすることのない前記受光手段での受光で得られる前記短波長域に対応する分光画像データの値に補正した分光画像推定演算を実行するものであることを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】

前記互いに異なる波長域が、赤色の波長域、緑色の波長域、および青色の波長域であることを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】

前記分光画像取得手段が、前記互いに異なる波長域における前記受光手段での各受光レベルのいずれをも最大受光レベルの 50% 以上にするものであることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の電子内視鏡装置。

10

【請求項 4】

前記分光画像取得手段が、前記短波長域における前記受光手段での受光レベルを前記長波長域における前記受光手段での受光レベルに略一致させるものであることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項記載の電子内視鏡装置。

【請求項 5】

前記分光画像取得手段が、前記生体粘膜へ順次照射される各照明光の光強度を定める開口絞りと、前記開口絞りの開口量を制御する開口絞り制御手段とを有するものであり、前記制御手段が、前記各照明光のうちの前記短波長域に対応する短波長域照明光の光強度に対する前記各照明光のうちの前記長波長域に対応する長波長域照明光の光強度の比率 H_n を、前記分光反射率間の比率 H_k に略一致させるものであることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項記載の電子内視鏡装置。

20

【請求項 6】

前記分光画像取得手段が、前記互いに異なる波長域に対応する各照明光を前記生体粘膜へ順次照射する照明光順次照射手段を有するものであり、前記照明光順次照射手段が、照明光源と、該照明光源から発せられた光を順次互いに異なる波長域に分光して各照明光を生成するための分光手段と、前記照明光源に供給する電流を制御して前記各照明光の光強度を調節する光強度調節手段とを有し、前記短波長域に対応する短波長域照明光の光強度に対する前記長波長域に対応する長波長域照明光の光強度の比率 H_n を、前記分光反射率間の比率 H_k に略一致させるものであることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項記載の電子内視鏡装置。

30

【請求項 7】

前記長波長域が波長 600 nm ~ 700 nm の波長域、前記短波長域が波長 400 nm ~ 500 nm の波長域であり、かつ、前記分光画像取得手段が、前記受光レベル間の比率 H_j を 0.25 以上にするものであることを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 項記載の電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は電子内視鏡装置に関し、詳しくは、生体粘膜の分光画像を作成してこの生体粘膜を診断する電子内視鏡装置に関するものである。

40

【背景技術】

【0002】

従来より、固体撮像素子を用いた電子内視鏡装置として、狭い波長帯域のみに光を透過させる狭帯域バンドパスフィルタを通して消化器官、例えば胃等の生体粘膜を撮像して上記生体粘膜の狭帯域分光画像を得、上記狭帯域分光画像等を合成して診断用分光画像を生成する電子内視鏡装置(Narrow Band Imaging-NBI)が知られている。この装置は、互いに異なる波長域の光を透過させる 3 種類の狭帯域バンドパスフィルタを組み合わせた回転フィルタを備え面順次方式で撮像を行なうものであり、上記各狭帯域バンドパスフィルタを通して分光された各照明光を順次生体粘膜に照射しつつ上記生体粘膜を撮像してこの生体粘膜を示す狭帯域分光画像を取得するものである。このようにして得られた狭帯域分光画

50

像を合成して得られた上記生体粘膜の診断用分光画像は、従来では得られなかった生体粘膜の微細構造を表現することができる。

【 0 0 0 3 】

一方、固体撮像素子に通常のカラー画像撮影に使用するRGB回転フィルタを配置して面順次方式で撮像を行なう電子内視鏡装置に関しても、生体粘膜の撮像で得られたカラー画像データに基づく演算処理により上記狭帯域バンドパスフィルタを通して得られた狭帯域分光画像と同等の画像を取得する方式が提案されている。

【 0 0 0 4 】

上記方式は、可視波長域における生体粘膜の分光反射率に関する多数の測定データを用いて上記生体粘膜の分光反射率を推定するための主成分分析を行った結果、第1主成分から第3主成分の3つの主成分により上記生体粘膜の可視波長全域に亘る分光反射率を略復元できることを見出して提案されたものである。この復元手法によれば、上記生体粘膜の分光反射率に関する多数の測定データを用いて予め求めた分光反射推定マトリクスデータと、上記3つの主成分に対応する通常のRGB回転フィルタを通した撮像で得られたRGB各色の画像データとの演算により上記狭帯域分光画像と同等の画像を疑似的に得ることができる（特許文献1および非特許文献1参照）。

【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】

【 0 0 0 5 】

ところで、生体粘膜の分光反射率は図4に示すように長波長域より短波長域の方が低くなるため、上記生体粘膜で反射した反射光を撮像素子で撮像したときの長波長域（例えば赤色）の光の受光レベルに比して短波長域（例えば緑色や青色）の光の受光レベルが低くなる。一方、上記各色の光の受光によって得られる画像信号に含まれるノイズ成分には撮像素子で受光可能な最大の受光レベルに対して略一定の割合で混入する固定ノイズ成分が存在する。すなわち、上記画像信号を読み取って得られる分光画像には受光レベルに関係なく最大受光レベルに対して一定の割合で混入する固定ノイズ成分が含まれている。したがって、上記長波長域に対応する分光画像に混入する固定ノイズ成分の割合に比して短波長域に対応する分光画像に混入する固定ノイズ成分の割合が大きくなり、短波長域に対応する分光画像の品質が低下する。そのため、短波長域に対応する分光画像に混入する固定ノイズ成分の割合を小さくしたいという要請がある。

【 0 0 0 6 】

これに対して、撮像素子で撮像する際の短波長域に対応する受光レベルを高めて上記短波長域に対応する分光画像に混入する固定ノイズ成分の割合を小さくすることが考えられるが、短波長域に対応する受光レベルを高めると長波長域に対応する受光レベルが上記最大受光レベルを超えて飽和してしまうという問題がある。

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、診断用分光画像の品質の低下を抑制することができる電子内視鏡装置を提供することを目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明の電子内視鏡装置は、互いに異なる波長域に対応した各照明光の順次照射を受けた生体粘膜で反射した前記各照明光の反射光を受光する受光手段を有し、前記生体粘膜の分光画像を示す分光画像データを取得する面順次方式の分光画像取得手段と、前記分光画像データと予め入力され記憶された分光反射推定マトリクスデータとに基づく分光画像推定演算により前記生体粘膜の特定波長における分光画像を示す分光演算画像データを得る分光画像データ演算手段と、前記分光演算画像データに基づいて前記生体粘膜の診断用分光画像を作成する診断用分光画像作成手段とを備えた電子内視鏡装置において、分光画像

取得手段が、互いに異なる波長域のうちの最も長波長側の長波長域の反射光を受光した受光手段での受光レベル J_p に対する前記長波長域より短波長側の短波長域の反射光を受光した前記受光手段での受光レベル J_s の比率 H_j ($H_j = J_s / J_p$) を、前記生体粘膜上の前記反射光の反射領域における前記長波長域での分光反射率 K_p に対する前記反射領域における前記短波長域での分光反射率 K_s の比率 H_k ($H_k = K_s / K_p$) より大きく ($H_j > H_k$) なるようにして前記反射光を受光するものであり、分光画像データ演算手段が、前記長波長域の受光レベルに対する前記短波長域の受光レベルの比率を大きくした受光手段での受光で得られた前記短波長域に対応する前記分光画像データの値を、前記長波長域の受光レベルに対する前記短波長域の受光レベルの比率を大きくすることのない受光手段での受光で得られる前記短波長域に対応する分光画像データの値に補正した分光画像推定演算を実行することを特徴とするものである。

10

【0009】

なお、前記面順次方式とは、互いに異なる波長域に対応した各照明光の順次照射を受けた生体粘膜で反射した前記各照明光の反射光のそれぞれを互いに異なるタイミングで受光手段により受光する方式である。

【0010】

また、前記長波長域の受光レベル J_p に対する前記短波長域の受光レベル J_s の比率 H_j を、生体粘膜の長波長域の分光反射率 K_p に対するこの生体粘膜の分光反射率 K_s の比率 H_k より大きくするとは、長波長域の受光レベル J_p を小さくすることなく、短波長域の受光レベル J_s を大きくして前記受光レベル間の比率 H_j を前記分光反射率間の比率 H_k より大きくすることを意味する。

20

【0011】

前記互いに異なる波長域は、赤色の波長域、緑色の波長域、および青色の波長域とすることができる。

【0012】

前記分光画像取得手段は、互いに異なる波長域における受光手段での各受光レベルのいずれをも最大受光レベルの50%以上、好ましくは80%以上にすることが望ましい。

【0013】

前記分光画像取得手段は、短波長域における受光手段での受光レベルを長波長域における受光手段での受光レベルに略一致させるものとすることができる。なお、前記受光レベルを略一致させるとは、長波長域における受光レベルと短波長域における受光レベルとの差を長波長域における受光レベルの $\pm 20\%$ 以内、好ましくは $\pm 10\%$ 以内であることを意味する。

30

【0014】

前記分光画像取得手段は、生体粘膜へ順次照射される各照明光の光強度を定める開口絞りと、開口絞りの開口量を制御する開口絞り制御手段とを有するものとし、前記制御手段は、各照明光のうちの短波長域に対応する短波長域照明光の光強度に対する前記各照明光のうちの長波長域に対応する長波長域照明光の光強度の比率 H_n を、前記前記分光反射率間の比率 H_k に略一致させるものとすることができる。なお、前記略一致させるとは、前記比率 H_k と前記比率 H_n との差を前記比率 H_k の $\pm 20\%$ 以内、好ましくは $\pm 10\%$ 以内であることを意味する。

40

【0015】

前記分光画像取得手段は、互いに異なる波長域に対応する各照明光を生体粘膜へ順次照射する照明光順次照射手段を有するものとし、前記照明光順次照射手段は、照明光源と、この照明光源から発せられた光を順次互いに異なる波長域に分光して各照明光を生成するための分光手段と、前記照明光源に供給する電流を制御して各照明光の光強度を調節する光強度調節手段とを有し、短波長域に対応する短波長域照明光の光強度に対する長波長域に対応する長波長域照明光の光強度の比率 H_n を、前記分光反射率間の比率に略一致させるものとすることができる。なお、前記略一致させるとは、前記比率 H_k と前記比率 H_n

50

との差を前記比率 H_k の $\pm 20\%$ 以内、好ましくは $\pm 10\%$ 以内にすることを意味する。

【0016】

前記長波長域は波長 $600\text{ nm} \sim 700\text{ nm}$ の波長域、前記短波長域は波長 $400\text{ nm} \sim 500\text{ nm}$ の波長域とし、かつ、前記分光画像取得手段は、前記受光レベル間の比率 H_j を 0.25 以上にするものとすることができる。

【0017】

前記互いに異なる波長域は、互いに重複しない波長域であって、かつ、各波長域の和を取った合成波長域が可視波長域の全域をカバーするものであることが望ましいが、必ずしもそのような場合に限らない。

【発明の効果】

10

【0018】

本発明の電子内視鏡装置によれば、分光画像取得手段を、互いに異なる波長域に対応した各照明光の順次照射を受けた生体粘膜で反射した各照明光の反射光のうちの長波長域の反射光を受光した受光手段での受光レベル J_p に対する短波長域の反射光を受光した受光手段での受光レベル J_s の比率 H_j を、生体粘膜上の上記反射光の反射領域における長波長域での分光反射率 K_p に対する上記短波長域での分光反射率 K_s の比率 H_k より大きくなるようにして上記反射光を受光して分光画像データを取得するものとし、分光画像データ演算手段を、長波長域の受光レベルに対する短波長域の受光レベルの比率を大きくした受光手段での受光で得られた上記短波長域に対応する分光画像データの値を、上記短波長域の受光レベルの比率を大きくすることのない受光手段での受光で得られる上記短波長域に対応する分光画像データの値に補正した分光画像推定演算を実行するものとしたので、上記短波長域に対応する分光画像データに混入するノイズ成分の割合を少なくすることができ、上記分光画像データに基づいて作成した診断用分光画像の品質の低下を抑制することができる。

20

【0019】

すなわち、受光手段で得られる分光画像データに混入するノイズ成分の中には、受光レベルの変動量に比例して増減するノイズ成分も存在するが、受光レベルの変動量に比例して増減しない固定的なノイズ成分も存在する。このような、固定ノイズ成分は、受光レベルの大きさにかかわらず分光画像データ中に略一定量混入している。したがって、受光レベルの大きいときに得られた分光画像データの値中に占める固定ノイズ成分の割合は、受光レベルの小さいときに得られた分光画像データの値中に占める固定ノイズ成分の割合より小さくなる。すなわち、大きな受光レベルで得られた分光画像データの値の方が、小さな受光レベルで得られた分光画像データの値より上記値に占める固定ノイズ成分の割合を少なくすることができる。

30

【0020】

一方、生体粘膜の短波長域における分光反射率は長波長域における分光反射率より小さく、また、従来の方式では、生体粘膜で反射した反射光を受光手段で受光したときの長波長域の受光レベルに対する短波長域の受光レベルの比率と、上記生体粘膜の長波長域における分光反射率に対する短波長域における分光反射率とが等しくなるように設定されていた。すなわち、電子内視鏡装置を用いて被写体を観察した場合と、上記被写体を直接観察した場合とで上記被写体の色が一致するように設定していた。

40

【0021】

上記のことににより、上記長波長域に対応する受光レベル J_p に対する短波長域に対応する受光レベル J_s の比率 H_j を、生体粘膜の長波長域における分光反射率 K_p に対する短波長域における分光反射率 K_s の比率 H_k より大きくなるようにして受光手段で受光し分光画像データを取得することにより、短波長域に対応する分光画像データの値に含まれる固定ノイズ成分の割合を少なくすることができる。これにより、固定ノイズ成分の割合を少なくした短波長域の分光画像データを用いた分光画像推定演算を実行することができ、診断用分光画像に含まれるノイズ成分を低減することができるので、上記診断用分光画像の品質の低下を抑制することができる。

50

【 0 0 2 2 】

また、互いに異なる波長域を、赤色の波長域、緑色の波長域、および青色の波長域とすれば、これらの波長域は、従来のカラー画像観察用の電子内視鏡装置で使用されている波長域であるので、従来の電子内視鏡装置の多くの部分を流用して本発明の電子内視鏡装置を製作することができ装置コストの上昇を抑えることができる。

【 0 0 2 3 】

また、分光画像取得手段を、互いに異なる各波長域における受光レベルのいずれをも最大受光レベルの50%以上、より好ましくは80%以上とすれば、より確実に短波長域に対応する分光画像データの値中に占める固定ノイズの割合を小さくすることができるので、診断用分光画像の品質の低下をより確実に抑制することができる。

10

【 0 0 2 4 】

なお、分光画像取得手段を、短波長域における受光手段での受光レベルを長波長域における受光手段での受光レベルに略一致させるものとすれば、各波長域における受光レベルをさらに高めることができる。すなわち、上記反射光は受光手段の最大受光レベルを超えることなく受光する必要があるため、各波長域における反射光の互いの受光レベルを近づけた方が、より高い受光レベルでの受光手段による受光が可能となる。例えば各波長域における受光レベルを互いに一致させれば、受光手段の最大受光レベルでの受光が可能となる。これにより分光画像データの値中に占める固定ノイズの割合をさらに小さくすることができるので、診断用分光画像の品質の低下をさらに抑制することができる。

【 0 0 2 5 】

20

ここで、分光画像取得手段を、生体粘膜へ順次照射される各照明光の光強度を定める開口絞りと、開口絞りの開口量を制御する開口絞り制御手段とを有するものとし、上記制御手段が、上記各照明光のうちの短波長域に対応する短波長域照明光の光強度に対する上記各照明光のうちの長波長域に対応する長波長域照明光の光強度の比率 H_n を、上記分光反射率間の比率 H_k に略一致させるものとすれば、より確実に短波長域に対応する分光画像データの値中に占める固定ノイズの割合を小さくすることができるので、診断用分光画像の品質の低下をより確実に抑制することができる。

【 0 0 2 6 】

また、分光画像取得手段を、互いに異なる波長域に対応する各照明光を生体粘膜へ順次照射する照明光順次照射手段を有するものとし、上記照明光順次照射手段を、照明光源と、この照明光源から発せられた光を順次互いに異なる波長域に分光して各照明光を生成するための分光手段と、照明光源に供給する電流を制御して各照明光の光強度を調節する光強度調節手段とを有し、上記短波長域に対応する短波長域照明光の光強度に対する上記長波長域に対応する長波長域照明光の光強度の比率 H_n を、前記分光反射率間の比率 H_k に略一致させるものとすれば、より確実に短波長域に対応する分光画像データの値中に占める固定ノイズの割合を小さくすることができるので、診断用分光画像の品質の低下をより確実に抑制することができる。

30

【 0 0 2 7 】

上記長波長域を波長600nm~700nmの波長域、上記短波長域を波長400nm~500nmの波長域とし、かつ、上記分光画像取得手段を、上記受光レベルの間の比率 H_j を0.25以上にするものとすれば、より確実に短波長域に対応する分光画像データの値中に占める固定ノイズの割合を小さくすることができるので、診断用分光画像の品質の低下をより確実に抑制することができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 8 】

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は本発明の電子内視鏡装置の実施の形態の概略構成を示すブロック図、図2は撮像部および分光モザイクフィルタを拡大して示す斜視図である。

【 0 0 2 9 】

本発明の電子内視鏡装置は、生体粘膜の分光画像を撮像する際に、長波長域より短波長

50

域を強調した撮像を行って上記分光画像を示す分光画像データを得、上記分光画像データを用いて上記短波長域の強調分を補正した分光画像推定演算を実行して特定波長における分光画像を示す分光演算画像データを得、上記分光演算画像データに基づいて診断用分光画像を作成するものである。

【0030】

図1に示すように、本発明の実施の形態の1例である電子内視鏡装置100は、互いに異なる波長域である赤色域、緑色域、青色域に対応した各照明光 L_{er} 、 L_{eg} 、 L_{eb} の順次照射を受けた生体粘膜1で反射した各照明光 L_{er} 、 L_{eg} 、 L_{eb} の反射光 L_{kr} 、 L_{kg} 、 L_{kb} を受光する受光手段であるCCD等からなる撮像部12を有し、上記生体粘膜1の分光画像を示す分光画像データ G_s を取得する面順次方式の分光画像取得手段10と、上記分光画像データ G_s と予め入力され記憶された分光反射推定マトリクスデータとに基づく分光画像推定演算により上記生体粘膜1の特定波長における分光画像を示す分光演算画像データ G_e を得る分光画像データ演算手段20と、上記分光演算画像データ G_e に基づいて生体粘膜1の診断用分光画像を作成する診断用分光画像作成手段30とを備えている。

10

【0031】

分光画像取得手段10は、上記互いに異なる波長域のうちの最も長波長側の長波長域の反射光を受光した撮像部12での受光レベル J_p に対する上記長波長域より短波長側の短波長域の反射光を受光した撮像部12での受光レベル J_s の比率 H_j ($H_j = J_s / J_p$)を、生体粘膜1上の上記反射光の反射領域における長波長域における分光反射率 K_p に対する短波長域における分光反射率 K_s の比率 H_k ($H_k = K_s / K_p$)より大きく ($H_j > H_k$) なるようにして上記反射光を受光するものである。なお、上記分光画像取得手段10は、上記長波長域の反射光を受光した撮像部12での受光レベル J_p を低下させることなく、上記受光レベル間の比率 H_j を上記分光反射率間の比率 H_k より大きくするようにして上記反射光を撮像部12で受光するものである。

20

【0032】

分光画像データ演算手段20は、上記受光レベル間の比率 H_j を上記分光反射率間の比率 H_k より大きくするようにした受光で得られた上記短波長域に対応する分光画像データの値を、上記長波長域の受光レベルに対する短波長域の受光レベルの比率を大きくすることのない受光手段での受光で得られる上記短波長域に対応する分光画像データの値に補正した分光画像推定演算を実行するものである。

30

【0033】

以下、上記分光画像取得手段10について説明する。分光画像取得手段10は、上記受光手段である撮像部12の他に、上記互いに異なる波長域に対応する各照明光 L_{er} 、 L_{eg} 、 L_{eb} を生体粘膜1へ順次照射する照明光順次照射手段14を有している。

【0034】

上記撮像部12は、図2に示すように、多数の受光画素12Gが2次元状に配列されたものである。

【0035】

上記照明光順次照射手段14は、平行光束にせしめられた光を発する照明光源65と、照明光源65から発せられた光を通し順次互いに異なる波長域に分光して各照明光 L_{er} 、 L_{eg} 、 L_{eb} を生成するための分光手段である円板形状の回転分光フィルタ66および回転分光フィルタ66を回転させる回転モータ67と、照明光源65に供給する電流を制御して上記各照明光 L_{er} 、 L_{eg} 、 L_{eb} の光強度を調節する光強度調節手段68とを有している。上記光強度調節手段68は、短波長域である緑色域に対応する照明光 L_{eg} の光強度に対する長波長域である赤色域に対応する照明光 L_{er} の光強度の比率を分光反射率間の比率 H_k に略一致させるとともに、短波長域である青色域に対応する照明光 L_{eb} の光強度に対する長波長域である赤色域に対応する照明光 L_{er} の光強度の比率を上記分光反射率間の比率 H_k に略一致させる。

40

【0036】

50

なお、上記照明光源 6 5 から発せられる光は、ここでは白色光として説明するが、このような場合に限らず、上記白色光とは異なる分光光強度特性を有する光とすることもできる。

【 0 0 3 7 】

回転分光フィルタ 6 6 は、上記円板形状を円周方向に 3 分割した各部分である赤色域透過フィルタ部分 6 6 R、緑色域透過フィルタ部分 6 6 G、および青色域透過フィルタ部分 6 6 B を組み合わせて形成したものである。また、赤色域透過フィルタ部分 6 6 R の赤色域の光に対する透過率、緑色域透過フィルタ部分 6 6 G の緑色域の光に対する透過率、および青色域透過フィルタ部分 6 6 B の青色域の光に対する透過率は共に等しい。

【 0 0 3 8 】

光強度調節手段 6 8 は、回転モータ 6 7 に配されているエンコーダからの回転位置信号を入力し、上記回転位置信号から上記各透過フィルタ部分 6 6 (赤色域透過フィルタ部分 6 6 R、緑色域透過フィルタ部分 6 6 G、青色域透過フィルタ部分 6 6 B) の回転位置を検出する。そしてこの光強度調節手段 6 8 は、照明光源 6 5 に供給する電流の大きさを調節することにより照明光源 6 5 から発せられ各透過フィルタ部分に入射させる光の強度を各透過フィルタ部分 6 6 毎に調節する。

【 0 0 3 9 】

また、上記照明光順次照射手段 1 4 は、上記照明光源 6 5 から発せられ回転分光フィルタ 6 6 で分光された光を伝播させる後述する照明光伝播光学系 6 4 を有している。

【 0 0 4 0 】

なお、上記分光画像取得手段 1 0 は、上記撮像部 1 2 および上記照明光伝播光学系 6 4 の一部分を収容した湾曲自在で細長形状の挿入部 7 2、および挿入部 7 2 に接続され一体化された上記挿入部 7 2 の湾曲動作等を操作するアングル操作部 7 4 からなる内視鏡部 7 0 を有している。上記アングル操作部 7 4 は上記照明光源 6 5 の側に位置しており上記挿入部 7 2 が被検体内に挿入される。

【 0 0 4 1 】

上記挿入部 7 2 の被検体内に挿入される先端を成す先端部 7 2 A には、各照明光 L e r、L e g、L e b で照明された観察対象となる生体粘膜 1 の像を撮像部 1 2 上に結像させる対物レンズ 1 8 が配置されている。

【 0 0 4 2 】

また、上記内視鏡部 7 0 の内部には、撮像部 1 2 で取得した分光画像データ G s を分光画像データ演算手段 2 0 へ伝送する信号線 S g と、照明光源 6 5 から発せられ回転分光フィルタ 6 6 で分光された光を伝播させる上記照明光伝播光学系 6 4 とがアングル操作部 7 4 から挿入部 7 2 の先端部 7 2 A に亘って施設されている。

【 0 0 4 3 】

上記照明光伝播光学系 6 4 は、照明光源 6 5 から発せられ回転分光フィルタ 6 6 で分光された赤色域の光、緑色域の光、および青色域の光を、上記照明光伝播光学系 6 4 を構成する後述するライトガイド 6 1 の一端へ入射させるための集光レンズ 6 2、上記集光レンズ 6 2 で集光され上記一端へ入射された上記各光を先端部 7 2 A に導くライトガイド 6 1、および上記先端部 7 2 A に配置され上記ライトガイド 6 1 から射出された光束を通し上記光束を広げて生体粘膜 1 を照明する照明レンズ 6 3 からなるものである。

【 0 0 4 4 】

なお、上記照明光伝播光学系 6 4 および対物レンズ 1 8 の可視波長域における分光透過率は一定である。すなわち、照明光伝播光学系 6 4 および対物レンズ 1 8 の可視波長域における透過率は波長によらず一定である。

【 0 0 4 5 】

上記長波長域である赤色域における照明光 L e r の光強度より上記短波長域である緑色域の照明光 L e g や青色域の照明光 L e b の光強度が大きくなるように生体粘膜 1 を照明するために、光強度調節手段 6 8 が上記照明光源 6 5 に供給する電流を調節する。すなわち、上記光強度調節手段 6 8 は、緑色域透過フィルタ部分 6 6 G に入射させる光の強度を

10

20

30

40

50

赤色域透過フィルタ部分 66R に入射させる光の強度より大きくするように調節し、青色域透過フィルタ部分 66B に入射させる光の強度を赤色域透過フィルタ部分 66R に入射させる光の強度より大きくするように調節する。

【0046】

次に、上記分光画像データ演算手段 20 について説明する。分光画像データ演算手段 20 は、例えば、上記生体粘膜 1 で反射した赤色域の反射光 L_{kr} を撮像部 12 で受光したときの受光レベルに対する上記生体粘膜 1 で反射した緑色域の反射光 L_{kg} を撮像部 12 で受光したときの受光レベルの比率を大きくして得られた、上記緑色域に対応する分光画像データの値を、上記比率を大きくすることのない撮像部 12 での受光で得られる上記緑色域に対応する分光画像データの値に補正し、さらに、生体粘膜 1 で反射した赤色域の反射光 L_{kr} を撮像部 12 で受光したときの受光レベルに対する上記生体粘膜 1 で反射した青色域の反射光 L_{kb} を撮像部 12 で受光したときの受光レベルの比率を大きくして得られた上記青色域に対応する分光画像データの値を、上記比率を大きくすることのない撮像部 12 での受光で得られる上記青色域に対応する分光画像データの値に補正して、上記分光画像推定演算を実行するものである。

10

【0047】

なお、上記分光画像データ演算手段 20 は、上記分光反射率間の比率に対する受光レベル間の比率である比率比較情報を記憶する比率比較情報記憶部 22 と、予め用意された分光反射推定マトリクスデータを記憶するマトリクスデータ記憶部 24 と、分光画像推定演算によって分光演算画像データ G_e 求める際の特長波長を指定する特長波長指定スイッチ 28 と、上記比率比較情報記憶部 22 が記憶している比率比較情報、マトリクスデータ記憶部 24 が記憶している分光反射推定マトリクスデータ、および分光画像取得手段 10 が取得した分光画像データ G_s を用いて上記特長波長指定スイッチ 28 で指定された特長波長に関する分光画像推定演算を実行する演算実行部 26 とを備えている。

20

【0048】

なお、上記分光反射推定マトリクスデータは、例えば、胃の粘膜に関する診断用分光画像の作成用に 1 種類、腸の粘膜に関する診断用分光画像の作成用に 1 種類等、各器官毎に用意しておくことが望ましい。

【0049】

上記演算実行部 26 は、上記分光画像データ G_s の値を補正した分光画像推定演算を実質的に実行するものであれば実際の演算はどのように行なってもよい。例えば、分光画像取得手段 10 が取得した分光画像データ G_s の値そのものを直接補正することなく、その補正分だけ分光反射推定マトリクスデータの係数を変更するようにしてもよい。すなわち、上記分光画像データ G_s に対する補正分は、演算の都合に応じて上記分光画像推定演算中の適当な演算箇所割振ることができる。

30

【0050】

上記診断用分光画像作成手段 30 は、画像合成部 34 および画像合成選択スイッチ 32 を有している。画像合成選択スイッチ 32 の切替えにより画像合成部 34 で作成し表示モニタ 82 に表示させる診断用分光画像の種類が定められる。

【0051】

40

上記診断用分光画像作成手段 30 には、上記分光画像データ演算手段 20 によって取得された分光演算画像データ G_e および分光画像取得手段 10 によって取得された分光画像データ G_s が入力される。そして、上記画像合成部 34 が、上記画像合成選択スイッチ 32 の設定に応じた診断用分光画像データ G_g を、上記入力された分光演算画像データ G_e や分光画像データ G_s に基づいて作成し表示モニタ 82 に出力する。上記診断用分光画像データ G_g が入力された表示モニタ 82 には上記生体粘膜 1 を示す診断用分光画像が表示される。

【0052】

なお、上記各部の動作および各動作のタイミングはコントローラ 80 によって制御される。

50

【 0 0 5 3 】

次に、本実施の形態における電子内視鏡装置 1 0 0 の作用について説明する。

【 0 0 5 4 】

はじめに、上記分光画像推定演算に用いる分光反射推定マトリクスデータを得るための主成分分析について説明する。

【 0 0 5 5 】

生体粘膜等の測定対象物の可視波長域における分光反射率は、約 4 0 0 n m ~ 約 7 0 0 n m の波長域の間で波長間隔 5 n m 毎あるいは 1 0 n m 毎に測定した反射率によって示すことができる。すなわち、分光反射率は 6 1 次元あるいは 3 1 次元の上記各波長における反射率の離散値として示すことができる。なお、上記分光反射率は、可視波長全域に亘って一定の光強度を有する白色光で生体粘膜 1 を照明したときの、上記各波長毎における白色光の光強度に対する生体粘膜 1 で反射した反射光の光強度の比率を測定することによって得られる。

10

【 0 0 5 6 】

一方、測定対象物となる生体粘膜に関する多数の分光反射率データを主成分分析することにより、上記 6 1 次元あるいは 3 1 次元より少ない分光反射率データから、上記可視波長全域に亘る分光反射率を復元することができる。

【 0 0 5 7 】

例えば、測定対象物がマンセル色票である場合には、多数のマンセル色票の分光反射率を測定した主成分分析により、第 1 主成分から第 8 主成分までの 8 種類の主成分を利用して上記マンセル色票の可視波長全域に亘る分光反射率を略復元できるという結果が得られている。

20

【 0 0 5 8 】

また、測定対象物が胃壁等の生体粘膜である場合には、多数の生体粘膜の分光反射率を測定した主成分分析により、第 1 主成分から第 3 主成分までの 3 種類の主成分を利用して上記生体粘膜の可視波長全域に亘る分光反射率を 9 9 % 復元できるという結果が得られている。

【 0 0 5 9 】

上記 3 種類の主成分で測定対象物の分光反射率を推定できるということは、例えば、生体粘膜 1 で反射した反射光の赤色域、緑色域、青色域の 3 種類の波長域における光強度の情報から可視波長全域に亘る分光反射率を推定できることを意味する。すなわち、可視波長全域に亘り波長間隔 5 n m 毎あるいは 1 0 n m 毎に分光反射率を推定できる。

30

【 0 0 6 0 】

生体粘膜の赤色域、緑色域および青色域の 3 種類の波長域での分光反射率の比、すなわち生体粘膜を白色光で照明したときにこの生体粘膜で反射した反射光の 3 種類の各波長域での光強度の比を示す分光反射光強度比マトリックスを C、取得したい各特定波長における分光反射率の比、すなわち生体粘膜を白色光で照明して上記生体粘膜で反射した反射光の各特定波長における光強度の比を示す特定波長マトリックスを F、上記主成分分析によって求めた分光反射推定マトリクスデータを A とすると、

【 数 1 】

40

$$CA = F$$

$$C = \begin{pmatrix} \vec{R} & \vec{G} & \vec{B} \end{pmatrix} \quad A = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{pmatrix} \quad F = \begin{pmatrix} \vec{F}_1 & \vec{F}_2 & \vec{F}_3 \end{pmatrix}$$

【 0 0 6 1 】

の式が成立する。ここで、分光反射推定マトリクスデータ A は多数の生体粘膜を測定することによって予め求めることができ、分光反射光強度比マトリックス C は測定によって得

50

ることができるので、特定波長マトリックスFを求めることができる。すなわち、例えば、3種類の特定波長600nm、540nm、420nmにおける生体粘膜の各分光反射率間の比率を求めることができる。より具体的には、3種類の特定の狭帯域波長600nm $\pm$ 5nm、540nm $\pm$ 5nm、420nm $\pm$ 5nmにおける生体粘膜の各分光反射率間の比率を求めることができる。

【0062】

したがって、上記生体粘膜1を白色光で照明したときにこの生体粘膜で反射した反射光の赤色域、緑色域および青色域の各波長域における各反射光の光強度と、予め用意した分光反射推定マトリクスデータとを用いて、白色光で照明された生体粘膜1で反射した上記白色光の反射光の各特定波長における光強度間の比率を演算によって推定することができる。

10

【0063】

上記分光画像推定演算は、上記分光画像データ演算手段20で実行する分光画像推定演算に対応するものである。なお、上記分光画像推定演算による特定波長域における分光画像の取得には、従来より知られている手法を適用することができる。

【0064】

次に、上記分光画像推定演算の手法を応用し、電子内視鏡装置100によって診断用分光画像を取得する場合について説明する。図3は各照明光の分光光強度分布を示す図、図4は生体粘膜の分光反射率を示す図、図5は生体粘膜で反射した反射光を撮像部で受光したときの反射光の光強度を示す図、図6は生体粘膜で反射した反射光を受光した撮像部での受光レベルを示す図、図7(a)は各透過フィルタ部分の分光透過率特性を示す図、図7(b)は分光画像推定演算で求めた生体粘膜で反射した反射光の特定波長における光強度を示す図である。

20

【0065】

なお、図3は縦軸Iに光強度、横軸 λ に波長を示すものである。図4は縦軸 ϵ に反射率、横軸 λ に波長を示すものである。図5は縦軸Iに光強度、横軸 λ に波長を示すものである。また、図6は縦軸に受光レベルを示し、横軸方向に青色域の受光レベル、緑色域の受光レベル、赤色域の受光レベルを並べて示している。また、図7(a)は縦軸 δ に透過率、横軸 λ に波長を示すものである。図7(b)は縦軸Iに光強度、横軸 λ に波長を示すものである。

30

【0066】

照明光源65から発せられ回転分光フィルタ66で分光された赤色域の光、緑色域の光および青色域の光のそれぞれは、照明光伝播光学系64を通して先端部72Aから順次射出され生体粘膜1を照明する。

【0067】

図3に、上記先端部72Aから順次射出された各照明光の分光光強度分布、すなわち赤色域の照明光の分光光強度分布 Q_r 、緑色域の照明光の分光光強度分布 Q_g 、青色域の照明光の分光光強度分布 Q_b を示す。図3から解るように、赤色域 E_r 照明光よりも、緑色域 E_g 照明光や青色域 E_b 照明光の方が光強度が大きく、さらに、緑色域 E_g 照明光より青色域 E_b 照明光の方が光強度が大きくなっている。赤色域 E_r 照明光の光強度 U_{1r} と緑色域 E_g 照明光の光強度 U_{1g} の比 $U_{1r} : U_{1g}$ は1 : 2であり、赤色域 E_r 照明光の光強度 U_{1r} と青色域 E_b 照明光の光強度 U_{1b} の比 $U_{1r} : U_{1b}$ は1 : 4である。

40

【0068】

なお、上記各照明光の各波長域における光強度には、例えば、各波長域である赤色域 E_r 、緑色域 E_g 、青色域 E_b それぞれの領域における光強度の平均値等を採用することができる。

【0069】

一方、白色光の照明を受けた生体粘膜1で反射した上記白色光の反射光の分光光強度分布に対応する上記生体粘膜1の分光反射率は、図4中の線K1で示すように短波長域より長波長域の方が反射率が大きくなる。上記生体粘膜1の分光反射率は予め測定されており

50

、赤色域 E_r の分光反射率 K_r は約 2 %、緑色域 E_g の分光反射率 K_g は約 1 %、青色域 E_b の分光反射率 K_b は約 0.5 % である。したがって、赤色域 E_r の分光反射率 K_r と緑色域 E_g の分光反射率 K_g の比 $K_r : K_g$ は 1 : 0.5 であり、赤色域 E_r の分光反射率 K_r と青色域 E_b の分光反射率 K_b の比 $K_r : K_b$ は 1 : 0.25 である。

【0070】

なお、上記各波長域における生体粘膜 1 の分光反射率には、例えば、各波長域である赤色域 E_r 、緑色域 E_g 、青色域 E_b それぞれの領域における分光反射率の平均値等を採用することができる。

【0071】

上記各照明光 L_{er} 、 L_{eg} 、 L_{eb} の順次照射を受けて生体粘膜 1 で反射した各反射光 L_{kr} 、 L_{kg} 、 L_{kb} は、対物レンズ 18 を通って撮像部 12 上に結像され撮像される。

10

【0072】

ここで、上記図 4 中の線 K_1 で示す分光反射率特性を有する生体粘膜 1 が上記図 3 中の Q_3 、 Q_2 、 Q_1 で示す各分光光強度分布を有する各照明光 L_{er} 、 L_{eg} 、 L_{eb} で照明される。上記生体粘膜 1 で反射した各反射光 L_{kr} 、 L_{kg} 、 L_{kb} の分光反射光強度分布のそれぞれは、図 5 中の線 K_{2r} 、 K_{2g} 、 K_{2b} で示すように、各反射光 L_{kr} 、 L_{kg} 、 L_{kb} の光強度が略一定の値 V_o を示すものとなる。

【0073】

したがって、図 6 に示すように、赤色域 E_r における反射光 L_{kr} を受光した撮像部 12 での受光レベル J_r 、緑色域 E_g における反射光 L_{kg} を受光した撮像部 12 での受光レベル J_g 、および青色域 E_b における反射光 L_{kb} を受光した撮像部 12 での受光レベル J_b も略一定の値となる。

20

【0074】

上記各受光レベル J_r 、 J_g 、および J_b は、撮像部 12 が飽和することなく受光可能な最大の受光レベルを 100 % としたときの受光レベルを示すものであり、上記略一定となった撮像部 12 での受光レベルは、例えば約 80 % となる。

【0075】

すなわち、上記分光画像取得手段 10 は、長波長域である赤色域と短波長域である緑色域とに関し、赤色域 E_r の反射光 L_{kr} を受光した撮像部 12 での受光レベル J_r ($J_r = 80\%$) に対する上記緑色域 E_g の反射光 L_{kg} を受光した撮像部 12 での受光レベル J_g ($J_g = 80\%$) の比率 H_{jg} ($H_{jg} = J_g / J_r = 1$; 図 6 参照) を、生体粘膜 1 上の上記反射光 L_k の反射領域での赤色域 E_r における分光反射率 K_r (2 %) に対する緑色域 E_g における分光反射率 K_g (1 %) の比率 H_{kg} ($H_{kg} = K_g / K_r = 0.5$; 図 4 参照) より大きく ($H_{jg} = 1 > H_{kg} = 0.5$) なるようにして上記反射光 L_k を受光する。上記のようにこの分光画像取得手段 10 は、短波長域である緑色域における撮像部 12 での受光レベルを長波長域である赤色域における撮像部 12 での受光レベルに略一致させるものである。

30

【0076】

また、上記分光画像取得手段 10 は、長波長域である赤色域と短波長域である青色域とに関し、上記赤色域 E_r の反射光 L_{kr} を受光した撮像部 12 での受光レベル J_r ($J_r = 80\%$) に対する上記青色域 E_b の反射光 L_{kb} を受光した撮像部 12 での受光レベル J_b ($J_b = 80\%$) の比率 H_{jb} ($H_{jb} = J_b / J_r = 1$; 図 6 参照) を、生体粘膜 1 上の上記反射光 L_k の反射領域での赤色域 E_r における分光反射率 K_r (2 %) に対する青色域 E_b における分光反射率 K_b (0.5 %) の比率 H_{kb} ($H_{kb} = K_b / K_r = 0.25$; 図 4 参照) より大きく ($H_{jb} = 1 > H_{kb} = 0.25$) なるようにして上記反射光 L_k を受光する。上記のようにこの分光画像取得手段 10 は、短波長域である青色域における撮像部 12 での受光レベルを長波長域である赤色域における撮像部 12 での受光レベルに略一致させるものである。

40

【0077】

50

上記赤色域と緑色域とに関し、上記受光レベル間の比率 $H_{jg} = 1$ は分光反射率間の比率 $H_{kg} = 0.5$ の2倍である。また、上記赤色域と青色域とに関し、上記受光レベル間の比率 $H_{jb} = 1$ は分光反射率間の比率 $H_{kb} = 0.25$ の4倍である。上記のように赤色域の照明光の光強度および受光レベルを基準にすると、緑色域では照明光の光強度が2倍になっているので受光レベルも2倍になり、青色域では照明光の光強度が4倍になっているので受光レベルも4倍になる。

【0078】

なお、上記分光画像取得手段10の照明光順次照射手段14は、短波長域である緑色域に対応する短波長域照明光の光強度に対する長波長域である赤色域に対応する長波長域照明光の光強度の比率 H_n ($H_n = 2/1$) を、生体粘膜1上の上記反射光の反射領域における長波長域である赤色域での分光反射率に対する上記反射領域における短波長域である緑色域での分光反射率の比率 H_k ($H_k = 1\% / 2\% = 1/2$) に略一致させた照明光を照射するものである。

10

【0079】

また、上記分光画像取得手段10の照明光順次照射手段14は、短波長域である青色域に対応する短波長域照明光の光強度に対する長波長域である赤色域に対応する長波長域照明光の光強度の比率 H_n ($H_n = 4/1$) を、生体粘膜1上の上記反射光の反射領域における長波長域である赤色域での分光反射率に対する上記反射領域における短波長域である青色域での分光反射率の比率 H_k ($H_k = 0.5\% / 2\% = 1/4$) に略一致させた照明光を照射するものでもある。

20

【0080】

なお、上記赤色域と緑色域についての受光レベル間の比率 H_{jg} に対する分光反射率間の比率 H_{kg} の大きさに関する情報、および赤色域と青色域についての受光レベル間の比率 H_{jb} に対する分光反射率間の比率 H_{kb} の大きさに関する情報は予め比率比較情報記憶部22に記憶させておく。

【0081】

撮像部12によって取得された上記生体粘膜1を示す分光画像データ G_s は、上記信号線 S_g を通して分光画像データ演算手段20へ伝送されるとともに、診断用分光画像作成手段30へも伝送される。

【0082】

分光画像データ G_s が入力された分光画像データ演算手段20では、特定波長指定スイッチ28によって定めた特定波長における分光画像を示す分光演算画像データ G_e を求めるための分光画像推定演算を実行する。

30

【0083】

なお、上記生体粘膜1の撮像によって得られた分光画像データ G_s は、白色光に相当する照明によって得られたものではないので、すなわち上記分光画像データ G_s は生体粘膜1の分光反射率に対応したものではないので、この分光画像データ G_s を補正することなく上記分光画像推定演算を実行しても、特定波長の分光画像を示す分光演算画像データを求めることはできない。

【0084】

そのため、上記分光画像データ G_s の値を白色光に相当する照明によって得られたもの、すなわち生体粘膜1の分光反射率に対応したものとなるように補正した後、上記分光画像推定演算の手法を適用する。

40

【0085】

すなわち、分光画像データ G_s が入力された演算実行部26において、例えば、上記分光画像データ G_s の値を赤色域における値を基準にして補正する。上記基準とする分光画像データ G_s の赤色域における値は変更することなくそのままの値とし、緑色域における分光画像データ G_s の値は受光レベルを2倍にして受光したので $1/2$ 倍し、青色域における分光画像データ G_s の値は受光レベルを4倍にして受光したので $1/4$ 倍して補正済の分光画像データを得る。上記補正は比率比較情報記憶部22に記憶させた上記比率比較

50

情報を参照して実施する。

【 0 0 8 6 】

また、特定波長指定スイッチ 2 8 により、例えばヘモグロビンの反射率が特に高くなる波長等の生体粘膜 1 の診断に有効な特定波長を指定する。上記指定された特定波長を示す情報は演算実行部 2 6 に入力される。演算実行部 2 6 は、マトリクスデータ記憶部 2 4 に予め記憶されている分光反射推定マトリクスデータのうちから、上記指定された各特定波長での各分光反射率間の比率、すなわち、各特定波長におけるそれぞれの分光反射光強度間の比率を求めるために使用する分光反射推定マトリクスデータを取得する。

【 0 0 8 7 】

そして、演算実行部 2 6 が、上記補正済の分光画像データと、上記特定波長に対応する分光反射推定マトリクスデータとを用いた分光画像推定演算を行って、上記特定波長における分光反射光強度を示す画像データ、すなわち各特定波長における分光画像を示す分光演算画像データ G e を得る。

【 0 0 8 8 】

なお、回転分光フィルタ 6 6 を通った各照明光での生体粘膜 1 の照明によって得られた分光測定演算画像データ G s は、上記回転分光フィルタ 6 6 を構成する赤色域透過フィルタ部分 6 6 R、緑色域透過フィルタ部分 6 6 G、青色域透過フィルタ部分 6 6 B のそれぞれを通った広帯域である赤色域の反射光、広帯域である緑色域の反射光、広帯域である青色域の反射光の各光強度を示すものであるが、演算によって得られた分光測定演算画像データは、生体粘膜 1 で反射した反射光の特定波長、すなわち特定の狭波長帯域における光強度を示すものである。

【 0 0 8 9 】

すなわち、図 7 (a) に示すように、赤色域透過フィルタ部分 6 6 R は赤色波長域 E r を透過させる広帯域の分光透過特性 F r を有し、緑色域透過フィルタ部分 6 6 G は緑色波長域 E g を透過させる広帯域の分光透過特性 F g を有し、青色域透過フィルタ部分 6 6 B は青色波長域 E b を透過させる広帯域の分光透過特性 F b を有するものである。しかしながら、上記各透過フィルタ部分を通した撮像部 1 2 の受光で得られた分光測定演算画像データ G e を用いて分光画像推定演算を行なうことにより、図 7 (b) に示すように、上記広帯域より狭い狭帯域からなる任意の波長域 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3 \cdots$ における上記生体粘膜 1 で反射した反射光の光強度の値を演算によって推定することができる。なお、図 7 (b) 中の破線 K 1 ' は、上記分光画像推定演算を行なって推定可能な上記生体粘膜 1 で反射した反射光の可視波長全域における光強度の分布を示すものである。

【 0 0 9 0 】

つづいて、上記特定波長における分光画像を示す分光演算画像データ G e が、診断用分光画像作成手段 3 0 の画像合成部 3 4 に入力される。この画像合成部 3 4 では、上記入力された分光演算画像データ G e と既に入力済みの分光画像データ G s とを用いて診断用分光画像 G g を作成する。

【 0 0 9 1 】

例えば、上記分光演算画像データ G e から作成される上記特定波長のうちの少なくとも 1 種類に対応した分光画像を、上記分光画像データ G s から作成される通常画像上に合成した診断用分光画像を示す診断用画像データ G g や、分光演算画像データ G e から作成される互いに異なる 2 種類あるいは 3 種類の上記特定波長に対応する分光画像を合成した診断用分光画像を示す診断用画像データ G g を作成して表示モニタ 8 2 へ伝送する。

【 0 0 9 2 】

上記診断用画像データが入力された表示モニタ 8 2 には、この診断用画像データが示す診断用分光画像が表示される。

【 0 0 9 3 】

表示モニタ 8 2 に通常画像と分光画像を同時に表示する場合には、例えば、通常の観察に用いられる通常画像と血液を示す特定波長域の反射光を強調した分光画像とを対比して表示させ観察することができるので通常画像の表示のみでは観察できない微細な血管等を

10

20

30

40

50

観察することができ、生体組織の診断に非常に有用である。

【 0 0 9 4 】

なお、上記表示モニタ 8 2 に表示させる診断用画像の種類は、画像合成選択スイッチ 3 2 の切替えによって決定する。

【 0 0 9 5 】

ここで、分光画像取得手段 1 0 による上記分光反射率間の比率に対する受光レベル間の比率の設定と分光画像データ演算手段 2 0 による分光画像推定演算の補正とによって、上記診断用画像データに含まれるノイズ成分を低減する作用について説明する。図 8 は白色光に相当する照明を受けた生体粘膜で反射した反射光の撮像部での受光レベル中に占める固定ノイズの割合を示す図、図 9 は生体粘膜で反射した反射光の撮像部での受光レベル中に占める固定ノイズの割合を示す図、図 1 0 は補正した受光レベル中に占める固定ノイズの割合を示す図である。

10

【 0 0 9 6 】

なお、図 8、図 9 および図 1 0 では縦軸に受光レベルを示し、横軸方向に青色域の受光レベル、緑色域の受光レベル、赤色域の受光レベルを並べて示している。

【 0 0 9 7 】

分光画像取得手段 1 0 における上記生体粘膜 1 を照明する照明光が白色光に相当する場合、すなわち、順次照射される赤色域の光の光強度、緑色域の光の光強度、青色域の光の光強度が共に等しい場合には、図 8 に示すように、上記生体粘膜 1 で反射した反射光を撮像部 1 2 で受光したときの赤色域 E_r 、緑色域 E_g 、青色域 E_b の各波長域における受光レベルは、生体粘膜 1 上の上記反射光の反射領域における分光反射率（図 4 参照）に応じた受光レベルとなる。すなわち、撮像部 1 2 での赤色域 E_r における受光レベルが 8 0 % であったとすると、緑色域 E_g における受光レベルは 4 0 %、青色域 E_b における受光レベルは 2 0 % となる。

20

【 0 0 9 8 】

また、上記受光により撮像部 1 2 で得られる画像信号には、撮像部 1 2 で受光した光の光強度の大きさに比例することなく生じる固定ノイズ成分 N_s 、例えば暗電流等に起因する固定ノイズ成分 N_s が含まれている。このように、受光した光強度の大小にかかわらず最大受光レベルに対して一定量生じる固定ノイズ成分 N_s の発生量が最大受光レベルの 1 % であるとする、取得された分光画像データのうちの赤色域 E_r の反射光強度を示す分光画像データには 1 . 2 5 % (1 . 2 5 % = 1 % / 8 0 %) の固定ノイズ成分 N_{s_r} が含まれることになる。同様に、緑色域 E_g の反射光強度を示す分光画像データには 2 . 5 % (2 . 5 % = 1 % / 4 0 %) の固定ノイズ成分 N_{s_g} 、青色域 E_b の反射光強度を示す分光画像データには 5 % (5 % = 1 % / 2 0 %) の固定ノイズ成分 N_{s_b} が含まれることになる。

30

【 0 0 9 9 】

したがって、上記分光画像データを用いて生成した診断用画像にも、上記と同様に、赤色域において 1 . 2 5 % の固定ノイズ成分、緑色域において 2 . 5 % の固定ノイズ成分、青色域において 5 % の固定ノイズ成分を含むものとなる。

【 0 1 0 0 】

40

これに対して、上記実施の形態では、分光画像取得手段 1 0 における上記生体粘膜 1 を順次照明する各照明光として赤色域の光強度に対して緑色域あるいは青色域の光強度を大きくした各照明光を採用し、上記各照明光の照明を受けた生体粘膜 1 で反射した反射光を撮像部 1 2 で受光したときの各波長域における受光レベルを、図 9 に示すように共に約 8 0 % としている。このような場合には、上記撮像部 1 2 で受光した光の光強度の大きさに比例することなく生じる固定ノイズ成分 N_s が上記と同様に最大受光レベルの 1 % であるとする、取得された分光画像データに含まれる固定ノイズ成分の割合は、赤色域 E_r 、緑色域 E_g 、および青色域 E_b において共に 1 . 2 5 % (1 . 2 5 % = 1 % / 8 0 %) となる。

【 0 1 0 1 】

50

そして、上記演算実行部 26 による分光画像推定演算の補正に伴い分光画像データの値が補正された場合であっても上記分光画像データが含む上記固定ノイズの比率は変わらない。例えば図 10 に示すように、受光レベルを 2 倍にして受光した緑色域 E_g における分光画像データの値を 1 / 2 倍しても上記緑色域 E_g における分光画像データが含む上記固定ノイズの比率は変わらない。また、受光レベルを 4 倍にして受光した青色域 E_b における分光画像データの値を 1 / 4 倍しても上記青色域 E_b における分光画像データが含む上記固定ノイズの比率は変わらない。すなわち、上記補正済み分光画像データに含まれる固定ノイズ成分の割合は、赤色域 E_r、緑色域 E_g、および青色域 E_b において共に 1 . 2 5 % のままである。

【 0 1 0 2 】

10

したがって、上記赤色域の光強度に対して緑色域あるいは青色域の光強度を大きくした各照明光を採用して取得した分光画像データに含まれる固定ノイズ成分の割合を、上記のように白色光に相当する照明光を採用して取得した分光画像データに含まれる固定ノイズ成分の割合より小さくすることができる。これにより、上記診断用分光画像の品質の低下を抑制することができる。

【 0 1 0 3 】

上記演算実行部 26 による分光画像推定演算では、分光画像取得手段 10 が取得した分光画像データの値を補正する例を示したが、このような場合に限らず、その補正分を例えば分光反射推定マトリクスデータの係数を補正するようにして割振することもできる。

【 0 1 0 4 】

20

すなわち、上記各照明光の長波長域の光強度に対する上記各照明光の短波長域における光強度の比率を高めて得られた上記分光画像データの値を、上記比率を高めることなく撮像部 12 で受光したときに得られる分光画像データの値に補正した分光画像推定演算が実質的に実行されるように演算を実行するようにすれば、どのような方式で演算を行ってもよい。

【 0 1 0 5 】

なお、上記分光画像取得手段 10 による分光画像データ G_s の取得、分光画像データ演算手段 20 による分光画像推定演算の実行、診断用分光画像作成手段 30 による診断用分光画像データの作成等に関する各部の動作および各動作のタイミングはコントローラ 80 が制御する。

30

【 0 1 0 6 】

図 11 (a) は照明光源から射出され分光された光束を絞って通す様子を光軸と直交する方向から見た図、図 11 (b) は上記様子を光軸方向から見た図である。

【 0 1 0 7 】

上記分光画像取得手段 10 は、照明光源 65 に供給する電流を制御して上記各照明光 L_{er}、L_{eg}、L_{eb} の光強度を調節する光強度調節手段 68 の代わりに、図 11 (a)、(b) に示すように、生体粘膜 1 へ順次照射する各照明光の光強度を定める開口絞り 75 と、開口絞り 75 の開口量を制御する開口絞り制御手段である回転モータ 67 とを有するものとしてもよい。なお、上記回転モータ 67 は上記回転分光フィルタ 66 を回転させる回転モータを兼用するものである。

40

【 0 1 0 8 】

ここで、開口絞り 75 は円板形状を成し、回転モータ 67 に配された回転分光フィルタ 66 の前面に重ねて配置される。この開口絞り 75 は、回転分光フィルタ 66 中の赤色域透過フィルタ部分 66 R 上に配置された赤色域の照明光 L_{er} 用の開口部分 75 R と、緑色域透過フィルタ部分 66 G 上に配置された緑色域の照明光 L_{eg} 用の開口部分 75 G と、青色域透過フィルタ部分 66 B 上に配置された青色域の照明光 L_{eb} 用の開口部分 75 B とを有している。

【 0 1 0 9 】

各開口部分は、開口絞り 75 の回転方向に沿って一定の幅を有しており、赤色域の照明光 L_{er} 用の開口部分 75 R の幅 W_r が最も小さく、緑色域の照明光 L_{eg} 用の開口部分

50

75 Gの幅 W_g は上記開口部分75 Rの幅 W_r より大きく、青色域の照明光 L_{eb} 用の開口部分75 Bの幅 W_b が最も大きくなっている。すなわち、各開口部分の幅の大きさは幅 $W_r < 幅W_g < 幅W_b$ の関係を満たすようになっている。

【0110】

したがって、照明光源65から平行光にせしめられて発せられ各透過フィルタ部分を通った光束の断面積は、赤色域透過フィルタ部分66 R上の開口部分75 Rを通ったときに最も小さくなり、緑色域透過フィルタ部分66 G上の開口部分75 Gを通ったときに上記開口部分75 Rより大きくなり、青色域透過フィルタ部分66 B上の開口部分75 Bを通ったときに最も大きくなる。

【0111】

上記のにより、既に説明済みの図3に示すように、上記開口絞り75および照明光伝播光学系64を通して先端部72 Aから順次射出させる各照明光を、赤色域 E_r 照明光 L_{er} より緑色域 E_g 照明光 L_{eg} や青色域 E_b 照明光 L_{eb} の光強度を大きくし、さらに、緑色域 E_g 照明光 L_{eg} より青色域 E_b 照明光 L_{eb} の光強度を大きくすることができる。

【0112】

具体的には、上記と同様に、赤色域 E_r 照明光 L_{er} の光強度 U_{1r} と緑色域 E_g 照明光 L_{eg} の光強度 U_{1g} の比 $U_{1r} : U_{1g}$ を1 : 2とし、赤色域 E_r 照明光 L_{er} の光強度 U_{1r} と青色域 E_b 照明光 L_{eb} の光強度 U_{1b} の比 $U_{1r} : U_{1b}$ を1 : 4とすることにより、すなわち、各照明光のうちの短波長域である緑色域の照明光の光強度に対する各照明光のうちの長波長域に対応する赤色域の照明光の光強度の比率を上記分光反射率間の比率 H_k に略一致させるとともに、各照明光のうちの短波長域である青色域の照明光の光強度に対する各照明光のうちの長波長域に対応する赤色域の照明光の光強度の比率を上記分光反射率間の比率 H_k に略一致させることにより、上記の場合と同様に、撮像部12での赤色域 E_r 、緑色域 E_g および青色域 E_b における各受光レベルを共に等しく例えば80%とすることができ、上記の場合と同様の効果を得ることができる。

【0113】

上記開口絞り制御手段である回転モータ67は、各照明光のうちの短波長域である緑色域に対応する短波長域照明光の光強度に対する各照明光のうちの長波長域である赤色域に対応する長波長域照明光の光強度の比率 $H_n(1/2)$ を、生体粘膜1上の上記反射光の反射領域における長波長域である赤色域での分光反射率に対する上記反射領域における短波長域である緑色域での分光反射率の比率 $H_k(H_k = 1\% / 2\% = 1/2)$ に略一致させるものである。

【0114】

また、上記開口絞り制御手段である回転モータ67は、各照明光のうちの短波長域である青色域に対応する短波長域照明光の光強度に対する各照明光のうちの長波長域である赤色域に対応する長波長域照明光の光強度の比率 $H_n(1/4)$ を、生体粘膜1上の上記反射光の反射領域における長波長域である赤色域での分光反射率に対する上記反射領域における短波長域である青色域での分光反射率の比率 $H_k(H_k = 0.5\% / 2\% = 1/4)$ に略一致させるものでもある。

【0115】

さらに、照明光伝播光学系64の分光透過率の分布の変更、対物レンズ18の分光透過率の分布の変更、回転分光フィルタ66の各分光透過フィルタ部分の分光透過率の分布の変更、および照明光源65の分光光強度分布の変更等を組み合わせて、上記実施の形態と同様に、撮像部12での赤色域、緑色域および青色域における各受光レベルを共に等しく例えば70%、あるいは90%等とするようにしてもよい。

【0116】

また、上記説明においては、撮像部12での赤色域、緑色域および青色域における各照明光の受光レベルを略一致させる場合について説明したが、長波長域における受光レベルを低下させることなく短波長域における受光レベルを高めるように、例えば、各受光レベ

10

20

30

40

50

ルの差を±10%以内としたり、各波長域における受光手段での各受光レベルのいずれをも最大受光レベルの50%以上、望ましくは80%以上にするように上記各部の分光透過率分布等を設定することにより上記実施の形態と同様の効果を得ることができる。

【0117】

上記のような場合には、比率比較情報を上記分光画像取得手段10の設定に応じて更新する。すなわち、生体粘膜1における長波長域での分光反射率に対する短波長域での分光反射率の比率に対する生体粘膜1で反射した長波長域の反射光を受光した受光手段での受光レベルに対する短波長域の反射光を受光した受光手段での受光レベルの比率を示す比率比較情報を上記分光画像取得手段10の設定に応じて変更し、上記変更した比率比較情報を比率比較情報記憶部22に記憶させておく。

10

【0118】

また、上記互いに異なる各波長域は、赤色域、緑色域、および青色域に限るものではなく、上記とは異なる波長域を利用したり、2種類あるいは4種類以上の互いに異なる波長域、例えば補色であるシアン、マゼンタ、黄色、緑(G・Cy・Mg・Ye)の波長域を用いて上記診断用分光画像を作成するようにしても上記と同様の効果を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0119】

【図1】本発明の電子内視鏡装置の実施の形態の概略構成を示すブロック図

【図2】撮像部および分光モザイクフィルタを拡大して示す斜視図

【図3】照明光の分光光強度分布を示す図

20

【図4】生体粘膜の分光反射率を示す図

【図5】生体粘膜で反射した反射光を撮像部で受光したときの光強度を示す図

【図6】生体粘膜で反射した反射光を受光した撮像部での受光レベルを示す図

【図7】図7(a)は各透過フィルタ部分の分光透過率特性を示す図、図7(b)は分光画像推定演算で求めた生体粘膜で反射した反射光の特定波長における光強度を示す図

【図8】白色光で照明した生体粘膜で反射した反射光を受光した撮像部での受光レベル中に占める固定ノイズの割合を示す図

【図9】生体粘膜で反射した反射光を受光した撮像部での受光レベル中の固定ノイズの割合を示す図

【図10】補正した受光レベル中の固定ノイズの割合を示す図

30

【図11】図11(a)は照明光源から射出され分光された光束を絞って通す様子を光軸と直交する方向から見た図、図11(b)は上記様子を光軸方向から見た図

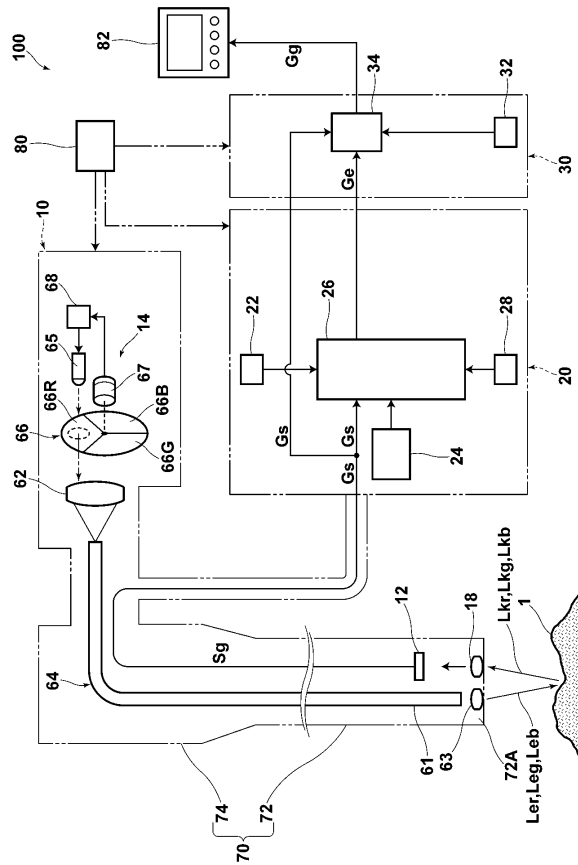
【符号の説明】

【0120】

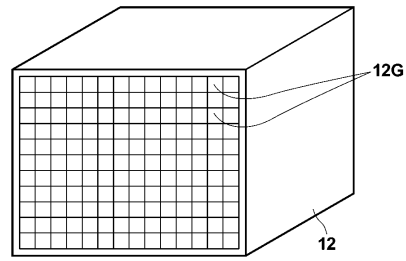
- 1 生体粘膜
- 10 分光画像取得手段
- 12 撮像部
- 20 分光画像データ演算手段
- 30 診断用分光画像作成手段
- 64 照明光伝播光学系
- 65 照明光源
- 66 回転分光フィルタ
- 80 コントローラ
- 100 電子内視鏡装置

40

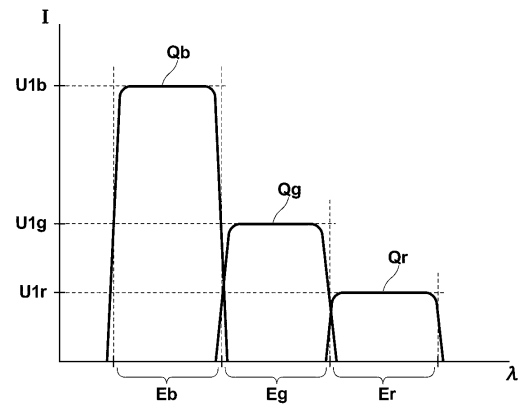
【図 1】



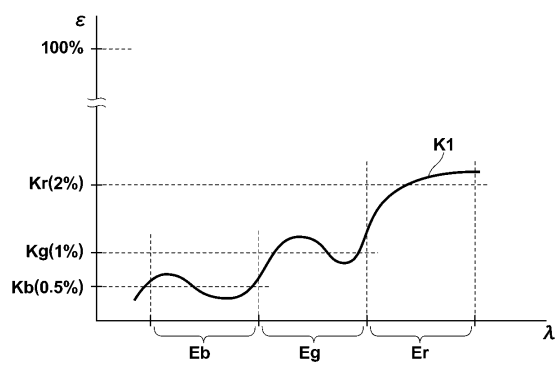
【図 2】



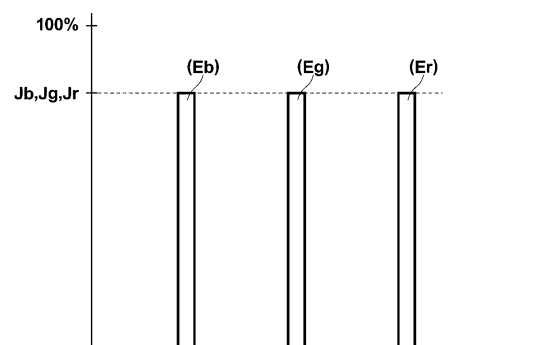
【図 3】



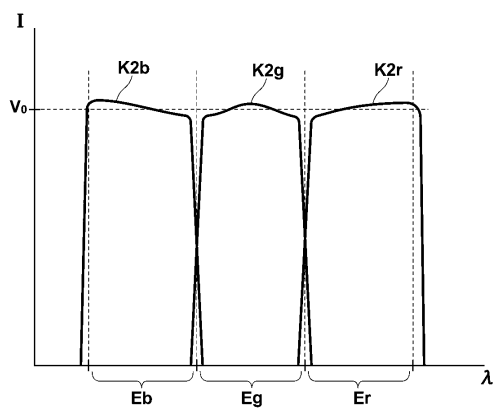
【図 4】



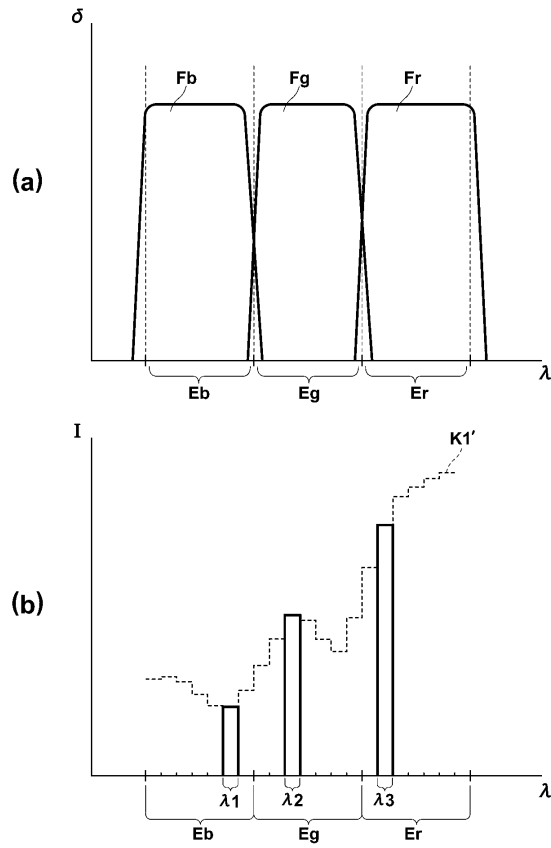
【図 6】



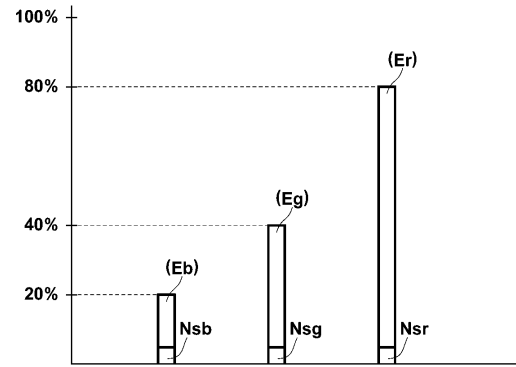
【図 5】



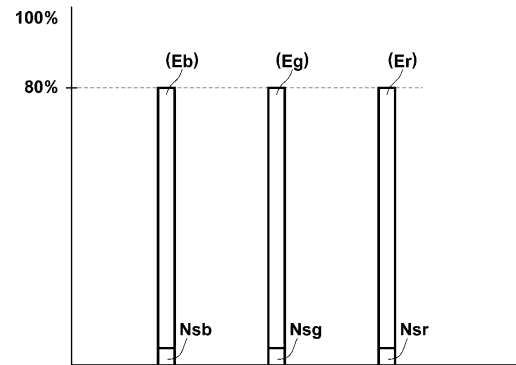
【図 7】



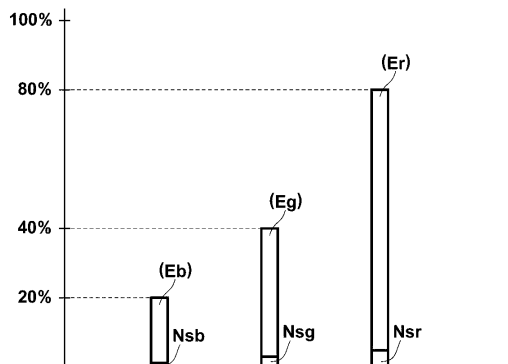
【図 8】



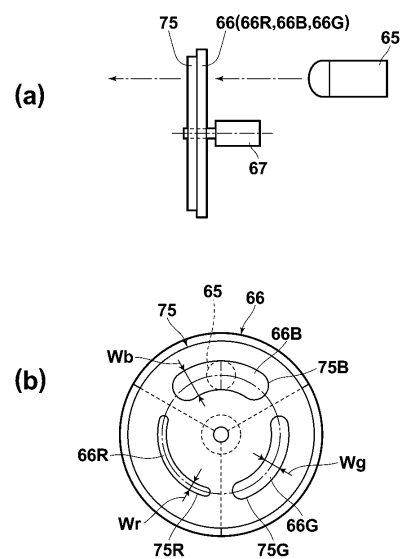
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2003-093336(JP,A)
特開昭60-053918(JP,A)
特開平04-341231(JP,A)
特開平02-036836(JP,A)
特開2003-135393(JP,A)
特開平05-084218(JP,A)
特開2001-221956(JP,A)
特開2001-224015(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	1/00 - 1/32
G02B	23/24 - 23/26
H04N	7/18

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP4712505B2	公开(公告)日	2011-06-29
申请号	JP2005289146	申请日	2005-09-30
[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	竹内信次 綾目大輔		
发明人	竹内 信次 綾目 大輔		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.520 A61B1/00.550 A61B1/045.610 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA42 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/MM03 4C061/RR04 4C061/SS09 4C061/SS22 4C061/TT13 4C061/WW08 4C161/CC06 4C161/MM03 4C161/RR04 4C161/SS09 4C161/SS22 4C161/TT13 4C161/WW08 5C054/AA05 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/CH02 5C054/EA01 5C054/HA12		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP2007097710A		

摘要(译)

要解决的问题：抑制电子内窥镜装置中的诊断光谱图像的质量降低。

ŽSOLUTION：当接收到反射光Lkr，Lkg和Lkb时，它们通过接收具有相互不同的波段并在生物体的粘膜上反射的各个照明光Ler，Leg和Leb的照射而形成，具有光接收装置如图12所示，利用用于捕获活体粘膜的场序光谱图像获取装置10获取光谱图像数据Gs，该电子内窥镜装置接收反射光，使得短波长的光接收水平的比率乐队到光接收由光接收装置12接收的长波段的电平设定为大于短波段中的光谱反射率与粘膜的长波段中的光谱反射率之比。光谱图像数据计算装置执行光谱图像估计计算，用于将光谱图像数据Gs的值校正为光谱图像数据的值，这防止短波长带的光接收电平的比率增大到通过光接收装置12的光接收获得长波段的光接收电平，获取光谱计算图像数据Ge并创建诊断光谱图像。Ž