

(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2010-82141

(P2010-82141A)

(43) 公開日 平成22年4月15日(2010.4.15)

(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	2 G 0 4 3
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 0 6 1
G 0 1 N 21/64 (2006.01)	G 0 1 N 21/64 Z	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2008-253845 (P2008-253845)
 (22) 出願日 平成20年9月30日 (2008. 9. 30)

(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 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 藤田 寛
 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) 2G043 AA03 BA16 EA01 FA01 GA06
 HA01 HA05 KA02 LA03 NA01
 2H040 GA02 GA10 GA11

最終頁に続く

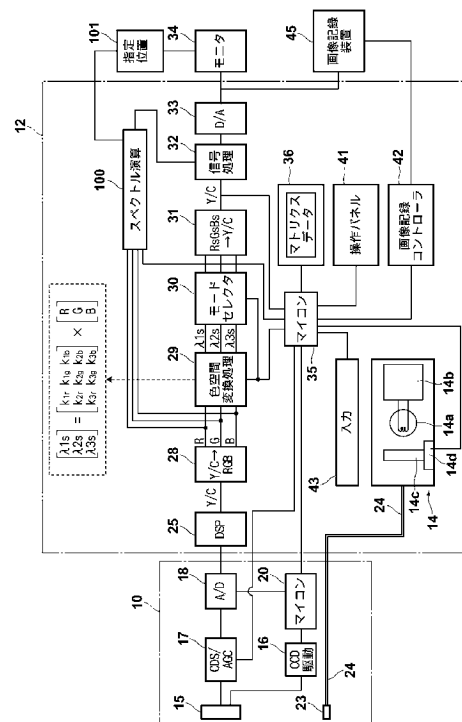
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】被観察体の自家蛍光画像や、被観察体の所望の関心部位に関する自家蛍光スペクトルを表示可能で、励起光カットフィルタを必要としない電子内視鏡装置を得る。

【解決手段】被観察体に白色光を照射する光源 1 4 と、被観察体を撮像するカラー撮像素子 1 5 と、該カラー撮像素子 1 5 の出力に基づいて被観察体のカラー画像を表示する画像表示手段 3 4 とを備えた電子内視鏡装置において、画像表示手段 3 4 上に表示されたカラー画像における関心部位を指定する位置指定手段 1 0 1 と、この手段 1 0 1 により指定された関心部位に関する RGB 3 色画像信号と、先見情報に基づく所定のマトリクスデータとの演算により、該関心部位に関する被観察体の自家蛍光スペクトルを推定する演算手段 1 0 0 と、この演算手段 1 0 0 の出力を受けてスペクトルを表示するスペクトル表示手段 3 4 とを設ける。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被観察体に白色光を照射する光源と、
この白色光の照射を受けた前記被観察体を撮像するカラー撮像素子と、
このカラー撮像素子の出力に基づく RGB 3 色画像信号から前記被観察体のカラー画像を表示する画像表示手段とを備えてなる電子内視鏡装置において、
先見情報に基づく前記被観察体の自家蛍光のスペクトルデータを記憶した記憶部と、
前記被観察体に照射される前記白色光から、前記自家蛍光の波長域の光をカットするフィルタと、
このフィルタを経た白色光が照射された被観察体に関する前記 RGB 3 色画像信号と、
前記記憶部が記憶しているスペクトルデータとのマトリクス演算に基づいて、被観察体の自家蛍光画像を示す画像データを形成するマトリクス演算部とを備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

10

【請求項 2】

被観察体に白色光を照射する光源と、
この白色光の照射を受けた前記被観察体を撮像するカラー撮像素子と、
このカラー撮像素子の出力に基づく RGB 3 色画像信号から前記被観察体のカラー画像を表示する画像表示手段とを備えてなる電子内視鏡装置において、
先見情報に基づく前記被観察体の自家蛍光のスペクトルデータを記憶した記憶部と、
前記被観察体に照射される前記白色光から、前記自家蛍光の波長域の光をカットするフィルタと、
前記画像表示手段上に表示されたカラー画像における所望の関心部位を指定する位置指定手段と、
前記フィルタを経た白色光が照射されたときの被観察体に関する前記 RGB 3 色画像信号のうち、前記位置指定手段により指定された関心部位についての RGB 3 色画像信号と、
前記記憶部が記憶しているスペクトルデータとのマトリクス演算により、該関心部位に関する被観察体の自家蛍光スペクトルを推定する演算手段と、
推定された前記自家蛍光スペクトルを表示するスペクトル表示手段とを備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

20

【請求項 3】

前記スペクトル表示手段として前記画像表示手段が兼用されていることを特徴とする請求項 2 記載の電子内視鏡装置。

30

【請求項 4】

前記演算手段が求めた被観察体の自家蛍光スペクトルを示す情報を記憶しておく記憶手段が設けられるとともに、
前記スペクトル表示手段が、この記憶手段から送出された情報が示す自家蛍光スペクトルを、それとは別に前記演算手段が新たに推定した自家蛍光スペクトルと併せて表示可能に形成されていることを特徴とする請求項 2 または 3 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 5】

前記フィルタを通さない白色光が照射された被観察体に関する前記カラー撮像素子の出力に基づく RGB 3 色画像信号と、所定のマトリクスデータとの演算により、指定された波長の分光画像を示す分光画像信号を形成する分光画像形成回路がさらに設けられていることを特徴とする請求項 1 から 4 いずれか 1 項記載の電子内視鏡装置。

40

【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、特に詳細には、被観察体の自家蛍光画像を取得することができる電子内視鏡装置、および被観察体の指定された関心部位の自家蛍光スペクトルを表示可能とした電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

固体撮像素子を用いた電子内視鏡装置の分野では、近年、胃粘膜等の消化器官における分光反射率に基づいて、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を行う装置、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 (R G B) 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。

10

【 0 0 0 3 】

また、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、2 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、白色光が照射された被観察体を撮像して得た画像信号を基に、演算処理にて分光画像を形成することも提案されている。これは、R G B 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 R G B 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。

20

【 0 0 0 4 】

他方、例えば特許文献 3 に示されるように、被観察体の自家蛍光画像を取得できるようにした蛍光内視鏡も従来提供されている。この種の蛍光内視鏡は基本的に、被観察体に含まれる自家蛍光物質を励起する励起光を該被観察体に照射し、そのとき発せられた蛍光を検出して、被観察体の自家蛍光画像を取得するものである。

【特許文献 1】特公平 7 - 9 6 0 0 5 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 3 - 9 3 3 3 6 号公報

【特許文献 3】特開 2 0 0 2 - 0 1 0 9 6 9 号公報

【非特許文献 1】三宅洋一著「分光画像処理入門」東京大学出版会、2 0 0 6 年、p . 2 1 ~ 3 5 並びに p . 1 7 1 ~ 1 7 3

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

上に述べた蛍光内視鏡においては一般に、被観察体に励起光を照射した際に、その表面で反射した励起光が蛍光検出用撮像素子に入射して不正な蛍光画像が形成されることを防止するために、蛍光検出用撮像素子の前に励起光カットフィルタが配設される。しかしそのような励起光カットフィルタを設けると、小型化が望まれる内視鏡スコープ(通常そこに蛍光検出部が含まれる)が大型になりやすい。

【 0 0 0 6 】

40

他方、実際の臨床分野においては、ある関心部位の自家蛍光スペクトルを、正常と分かっている部位の自家蛍光スペクトルと比較することにより、その関心部位が正常であるかどうかを判断することも提案されている。蛍光内視鏡を利用して、そのような自家蛍光スペクトルを表示させることもできるが、その場合も励起光カットフィルタが必要となるので、上に述べた問題がそのまま発生する。

【 0 0 0 7 】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、被観察体の自家蛍光画像や、被観察体の所望の関心部位に関する自家蛍光スペクトルを表示可能で、励起光カットフィルタを必要としない電子内視鏡装置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】

50

【 0 0 0 8 】

本発明による第 1 の電子内視鏡装置は、被観察体の自家蛍光画像を表示できるようにしたものであって、

被観察体に白色光を照射する光源と、

この白色光の照射を受けた前記被観察体を撮像するカラー撮像素子と、

このカラー撮像素子の出力に基づく R G B 3 色画像信号から前記被観察体のカラー画像を表示する画像表示手段とを備えてなる電子内視鏡装置において、

先見情報に基づく前記被観察体の自家蛍光のスペクトルデータを記憶した記憶部と、

前記被観察体に照射される前記白色光から、前記自家蛍光の波長域の光をカットするフィルタと、

このフィルタを経た白色光が照射された被観察体に関する前記 R G B 3 色画像信号と、前記記憶部が記憶しているスペクトルデータとのマトリクス演算に基づいて、被観察体の自家蛍光画像を示す画像データを形成するマトリクス演算部とを備えたことを特徴とするものである。

【 0 0 0 9 】

また、本発明による第 2 の電子内視鏡装置は、被観察体の自家蛍光スペクトルを推定、表示できるようにしたものであって、

被観察体に白色光を照射する光源と、

この白色光の照射を受けた前記被観察体を撮像するカラー撮像素子と、

このカラー撮像素子の出力に基づく R G B 3 色画像信号から前記被観察体のカラー画像を表示する画像表示手段とを備えてなる電子内視鏡装置において、

先見情報に基づく前記被観察体の自家蛍光のスペクトルデータを記憶した記憶部と、

前記被観察体に照射される前記白色光から、前記自家蛍光の波長域の光をカットするフィルタと、

前記画像表示手段上に表示されたカラー画像における所望の関心部位を指定する位置指定手段と、

前記フィルタを経た白色光が照射されたときの被観察体に関する前記 R G B 3 色画像信号のうち、前記位置指定手段により指定された関心部位についての R G B 3 色画像信号と、前記記憶部が記憶しているスペクトルデータとのマトリクス演算により、該関心部位に関する被観察体の自家蛍光スペクトルを推定する演算手段と、

推定された前記自家蛍光スペクトルを表示するスペクトル表示手段とを備えたことを特徴とするものである。

【 0 0 1 0 】

なお、この本発明による第 2 の電子内視鏡装置においては、スペクトル表示手段として前記画像表示手段が兼用されていることが望ましい。

【 0 0 1 1 】

またこの本発明による第 2 の電子内視鏡装置においては、

前記演算手段が求めた関心部位に関する被観察体の自家蛍光スペクトルを示す情報を記憶しておく記憶手段が設けられるとともに、

前記スペクトル表示手段が、この記憶手段から送出された情報が示す自家蛍光スペクトルを、それとは別に前記演算手段が新たに推定した自家蛍光スペクトルと併せて表示可能に形成されていることが望ましい。

【 0 0 1 2 】

また、本発明による電子内視鏡装置においては、前記フィルタを通さない白色光が照射された被観察体に関する前記カラー撮像素子の出力に基づく R G B 3 色画像信号と、所定のマトリクスデータとの演算により、指定された波長の分光画像を示す分光画像信号を形成する分光画像形成回路がさらに設けられていることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

なお、被観察体に照明光を照射したとき、該被観察体で反射する光のスペクトルを推定することは、例えば文献 津村徳道、羽石秀昭、三宅洋一等「重回帰分析によるマルチバ

10

20

30

40

50

「分光反射率の推定」 光学 1998年 27(7) p.384~391
1 において提案されているが、被観察体の自家蛍光スペクトルを推定して電子内視鏡装置において表示することは、従来全く行われていなかった。

【発明の効果】

【0014】

本発明による第1の電子内視鏡装置は、
先見情報に基づく前記被観察体の自家蛍光のスペクトルデータを記憶した記憶部と、
前記被観察体に照射される前記白色光から、前記自家蛍光の波長域の光をカットするフ
ィルタと、

このフィルタを経た白色光が照射された被観察体に関する前記RGB3色画像信号と、
前記記憶部が記憶しているスペクトルデータとのマトリクス演算に基づいて、被観察体の
自家蛍光画像を示す画像データを形成するマトリクス演算部とを備えているので、マトリ
クス演算部が形成した画像データに基づいて、画像表示手段に被観察体の自家蛍光画像を
表示可能となる。

【0015】

一方本発明による第2の電子内視鏡装置においては、
先見情報に基づく前記被観察体の自家蛍光のスペクトルデータを記憶した記憶部と、
前記被観察体に照射される前記白色光から、前記自家蛍光の波長域の光をカットするフ
ィルタと、

前記画像表示手段上に表示されたカラー画像における所望の関心部位を指定する位置指
定手段と、

前記フィルタを経た白色光が照射されたときの被観察体に関する前記RGB3色画像信
号のうち、前記位置指定手段により指定された関心部位についてのRGB3色画像信号と
、前記記憶部が記憶しているスペクトルデータとのマトリクス演算により、該関心部位に
関する被観察体の自家蛍光スペクトルを推定する演算手段と、

推定された前記自家蛍光スペクトルを表示するスペクトル表示手段とを備えたことによ
り、被観察体の中の任意の関心部位に関するスペクトルデータを推定、表示可能となる。

【0016】

そして、これらの本発明による電子内視鏡装置においては、励起光カットフィルタが不
要となっているので、励起光カットフィルタを設けるためにスコープ部が大型化しやすい
という問題を防止可能となる。なおこれらの電子内視鏡装置においては、被観察体に照射
される白色光から、自家蛍光の波長域の光をカットするフィルタが配設されるが、そのよ
うなフィルタは例えば白色光源の直後に設ければよく、スコープ部に設ける必要はないの
で、このフィルタのためにスコープ部が大型化することは回避できる。

【0017】

なお、この本発明による第2の電子内視鏡装置において、特に上記のスペクトル表示手
段として、被観察体のカラー画像を表示するための画像表示手段が兼用されている場合は
、電子内視鏡装置のコストを低く抑えることが可能になる。

【0018】

また本発明による第2の電子内視鏡装置において、前記演算手段が求めた関心部位に関
する被観察体の自家蛍光スペクトルを示す情報を記憶しておく記憶手段が設けられるとと
もに、前記スペクトル表示手段が、この記憶手段から送出された情報が示す自家蛍光スペ
クトルを、それとは別に前記演算手段が新たに推定した自家蛍光スペクトルと併せて表示可
能に形成されている場合は、互いに異なる複数の関心部位の自家蛍光スペクトルを比較し
ながら表示可能となる。そこでこの場合は、例えば、正常と分かっている関心部位の自家
蛍光スペクトルと明らかに異なる自家蛍光スペクトルが表示されたとき、その後者の自家
蛍光スペクトルを得た関心部位は病巣部であると判断できるようになり、医療診断を支援
する効果が顕著なものとなる。

【0019】

さらに、本発明による電子内視鏡装置において、前記カラー撮像素子の出力に基づくR

10

20

30

40

50

G B 3 色画像信号と、所定のマトリクスデータとの演算により、指定された波長の分光画像を示す分光画像信号を形成する分光画像形成回路がさらに設けられている場合は、先ず、表示された自家蛍光画像や自家蛍光スペクトルから異常と疑われる関心部位を見つけ、その関心部位について詳細な分光画像を形成、表示することが可能となる。そうであれば、無駄な分光画像を数多く形成してしまうことを回避して、医療診断の能率を高めることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

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。

【0021】

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。本実施形態の電子内視鏡装置は、被観察体の通常画像を表示するモード、後述のようにして形成される被観察体の分光画像を表示するモード、および後述のようにして形成される被観察体の自家蛍光画像を表示するモードのうちの1つに設定され、さらに自家蛍光画像を表示するモードでは、所望の関心部位に関する被観察体の自家蛍光スペクトルを推定して、表示手段の一部領域にそれを表示可能とされている。

【0022】

最初に、分光画像表示モードおよびそのための構成について説明する。図示の通りこの電子内視鏡装置は、例えば被観察体の体腔内等に挿入されるスコープ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、プロセッサ装置12内には白色光を発する光源装置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、一端が上記光源装置14に接続されたライトガイド24の他端が対面している。

【0023】

上記光源装置14は、白色光を発する管球14aと、それに電流を供給する電源部14bと、上記白色光から被観察体の自家蛍光の波長域にある光をカットするフィルタ14cと、このフィルタ14cを管球14aの前に有る位置と、そこから外れた位置のいずれかに選択的に設定するフィルタ駆動部14dとから構成されている。なおこの光源装置14は、プロセッサ装置12とは別体の部分に配置されてもよい。

【0024】

上記スコープ10の先端部には、固体撮像素子であるCCD15が設けられている。このCCD15としては、例えば、撮像面にRGBの原色カラーフィルタを有する原色型が用いられる。

【0025】

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が配設されている。

【0026】

一方プロセッサ装置12には、A/D変換器18により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、上記画像信号から輝度（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、それを出力するものであり、該DSP25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、DSP25から出力されたY/C信号をR、G、Bの3色画像信号に変換する。なお、DSP25はスコープ10側に配置してもよい。

【0027】

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

10

20

30

40

50

、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。そして最後段のD/A変換器33は、プロセッサ装置12外に配置された例えば液晶表示装置やCRT等からなるモニタ34および、光走査記録装置等からなる画像記録装置45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。

10

【0028】

またプロセッサ装置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、またメモリ36に記憶されているマトリクス(係数)データを上記色空間変換処理回路29に入力し、さらには前記フィルタ駆動部14dの動作を制御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、並びにRGB信号に基づいて自家蛍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、分光画像形成用マトリクスデータの一例は次の表1のようになる。

20

【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
P1	1.00000	0.00000	0.00000
P2	0.00000	1.00000	0.00000
P3	0.00000	0.00000	1.00000

【0029】

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および、通常画像形成のためのパラメータP1～P3からなる。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} ($p=1\sim61$)から構成され、他方パラメータP1は係数(1.00000, 0.00000, 0.00000)から、パラメータP2は(係数0.00000, 1.00000, 0.00000)から、パラメータP3は係数(0.00000, 0.00000, 1.00000)からそれぞれ構成されている。

【0030】

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

10

20

30

40

50

換回路 28 から出力された R G B 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 $\lambda 1 s$, $\lambda 2 s$, $\lambda 3 s$ が形成される。

【数 1】

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

【0031】

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。

【0032】

なお色空間変換処理回路 29 は、後述するようにして通常画像表示あるいは記録の指示が与えられた際には、パラメータ P1 ~ P3 の係数を用いて上記マトリクス演算を行う。したがってその場合は、第 1 色変換回路 28 から出力された R G B 信号がそのまま該色空間変換処理回路 29 から出力される。

【0033】

マイコン 35 には前記メモリ 36 に加えて、操作パネル 41、画像記録コントローラ 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、前述した単色モードと 3 色モードとの切換えを行う単色 - 3 色モード切換えスイッチ 41d、分光画像形成を指示する分光画像形成スイッチ 41j、および自家蛍光画像形成を指示する自家蛍光画像形成スイッチ 41k が設けられている。なお上記分光画像形成スイッチ 41j や自家蛍光画像形成スイッチ 41k は、スコープ 10 側に設けることもできる。

【0034】

図 1 に戻ってプロセッサ装置 12 内にはさらに、第 1 色変換回路 28 が出力する R、G、B の 3 色画像信号を受けるスペクトル演算手段 100 が設けられている。このスペクトル演算手段 100 はプロセッサ装置 12 外に配置されたマウスおよびその制御装置等からなる位置指定手段 101 に接続されている。そしてこの位置指定手段 101 は、前述したモニタ 34 に接続されている。

【0035】

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。まず分光画像形成スイッチ 41j が押された場合、つまり分光画像の形成から説明する。

【0036】

この分光画像を形成する際には、図 1 に示すフィルタ 14c は管球 14a の前から外れた位置、つまりそこを上記白色光が通過しない位置に設定される。そしてその状態で光源装置 14 が駆動され、そこから発せられた白色光がライトガイド 24 に入射し、スコープ 10 内に配されたライトガイド 24 の先端に設けられた照明窓 23 から出射した白色光が被観察体に照射される。そして、CCD 駆動回路 16 によって駆動された CCD 15 がこの被観察体を撮像し、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。

【0037】

10

20

30

40

50

D S P 2 5 では、スコープ 1 0 からの出力信号に対してガンマ処理が行われると共に、M g , Y e , C y , G の色フィルタを介して得られた信号に対して色変換処理が行われ、前述の通りの Y / C 信号が形成される。この D S P 2 5 が出力する Y / C 信号は第 1 色変換回路 2 8 に入力され、そこで R G B 信号に変換される。この R G B 信号は色空間変換処理回路 2 9 に入力され、この色空間変換処理回路 2 9 において R G B 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マトリクス演算がなされる。

【 0 0 3 8 】

以下、この演算について詳しく説明する。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 が押された場合、色空間変換処理回路 2 9 は前述のメモリ 3 6 に記憶されているマトリクスデータを用いて、それと各画素毎の R G B 信号とにより、分光画像形成のための前記 (数 1) 式のマトリクス演算を行う。すなわち、この場合は操作パネル 4 1 の波長選択スイッチ 4 1 b 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。

【 0 0 3 9 】

例えば、3 つの波長域 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ として波長 5 0 0 n m , 6 2 0 n m , 6 5 0 n m 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、各画素毎の R G B 信号から次の (数 2) 式のマトリクス演算によって分光画像信号 $\lambda 1 s$, $\lambda 2 s$, $\lambda 3 s$ が形成される。

【 数 2 】

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

【 0 0 4 0 】

なお、図 2 の単色 - 3 色モード切換えスイッチ 4 1 d に接続されたモードセクタ 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 R s , G s , B s 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 R s , G s , B s の信号として第 2 色変換回路 3 1 に入力される。以下、上記 3 色モードが選択されている場合について詳しく説明する。

【 0 0 4 1 】

上記第 2 色変換回路 3 1 では、R s , G s , B s の 3 色画像信号が Y / C 信号 (Y , R s - Y , B s - 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 および画像記録装置 4 5 へ入力される。

【 0 0 4 2 】

上記 Y / C 信号に基づいてモニタ 3 4 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カラー画像となる。すなわち図 4 は、原色型 C C D 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 5 0 0 n m , 6 2 0 n m , 6 5 0 n m を中心波長とする $\pm 1 0$ n m 程度の範囲の波長域の分光画像を示す信号であり、これら 3 つの信号の組合せから構成されるカラー分光画像 (動画あるいは静止画) が表示あるいは記録されることになる。

【 0 0 4 3 】

なおこのようなカラー分光画像は、図 2 に示す固定色モードスイッチ 4 1 e が押されている場合は、固定の 3 色画像信号に基づくカラー画像となり、その一方、同図に示す実色モードスイッチ 4 1 f が押されている場合は被観察体を実物の色 (実物に近い色) で表示あるいは記録するカラー画像となる。

【 0 0 4 4 】

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 4 0 0 , 5 0 0 , 6 0 0 (n m 、以下同様) の標準セット a 、血管を描出するための 4 7 0 , 5 0 0 , 6 7 0 の血管 B 1 セット b 、同じく血管を描出するための 4 7 5 , 5 1 0 , 6 8 5 の血管 B 2 セット c 、特定組織を描出するための 4 4 0 , 4 8 0 , 5 2 0 の組織 E 1 セット d 、同じく特定組織を描出するための 4 8 0 , 5 1 0 , 5 8 0 の組織 E 2 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 4 0 0 , 4 3 0 , 4 7 5 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 4 1 5 , 4 5 0 , 5 0 0 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 4 2 0 , 5 5 0 , 6 0 0 の血液 - 細胞質セ

10

【 0 0 4 5 】

電子内視鏡装置の工場出荷後、最初に電源を入れて装置を立ち上げると、上記デフォルト波長セットがマイコン 3 5 によって選択される。そして、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、上記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 3 4 において波長情報表示領域 3 4 s に表示される。このとき、モード切換えスイッチ 4 1 d 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 $\lambda 1 = 4 0 0 \text{ nm}$, $\lambda 2 = 5 0 0 \text{ nm}$, $\lambda 3 = 6 0 0 \text{ nm}$ に対応する各パラメータがメモリ 3 6 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 2 9 に入力される。色空間変換処理回路 2 9 は、こうして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う。

20

【 0 0 4 6 】

また臨床医師等の装置操作者は、図 2 の操作パネル 4 1 に有るセット選択スイッチ 4 1 a を操作することにより、デフォルト波長セットにおける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 3 5 はこうして選択された波長セットを、図 3 のモニタ 3 4 において波長情報表示領域 3 4 s 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 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ に対応する各パラメータがマイコン 3 5 によってメモリ 3 6 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 2 9 に入力される。色空間変換処理回路 2 9 は、こうして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う。

30

【 0 0 4 7 】

なおセット選択スイッチ 4 1 a 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 $\rightarrow$ h $\rightarrow$ g $\cdots$ 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 $\rightarrow$ b $\rightarrow$ c $\cdots$ と逐次選択される。

【 0 0 4 8 】

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 4 1 b 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 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ 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 4 1 c 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 4 1 c のツマミを回転させることにより、連続的切換えに近い 1 n m 幅、ステップ切換えである 5 n m 幅、1 0 n m 幅、2 0 n m 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 1 n m 幅で切り換える場合は、4 0 0 ~ 7 0 0 n m の範囲において 3 0 1 の波長域を設定し、この 3 0 1 の波長域に対応したマトリクスデータ (p ' 1 ~ p ' 3 0 1) を作成することになる。

40

【 0 0 4 9 】

図 6 はこの波長域の選択を示すものであり、上記 5 n m 幅を設定したときは、 $\lambda 1$ の切換えで示されるように、4 0 0 $\rightarrow$ 4 0 5 $\rightarrow$ 4 1 0 というように切り換えられ、上記 2 0 n m 幅を設定したときは、 $\lambda 3$ の切換えで示されるように、6 0 0 $\rightarrow$ 6 2 0 $\rightarrow$ 6 4 0 という

50

ように切り換えられ、この値がモニタ 3 4 の波長情報表示領域 3 4 s に表示される。

【 0 0 5 0 】

図 3 には、上記波長情報表示領域 3 4 s および後述するスペクトル表示領域 3 4 p 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 3 2 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 3 4 の右下部等に設定された波長情報表示領域 3 4 s 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 3 4 s 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。

【 0 0 5 1 】

図 2 に示すモード切換えスイッチ 4 1 d 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 4 1 d を押すと、単色モードへ切り換えられ、マイコン 3 5 により波長域 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ の全てが、4 7 0 , 4 7 0 , 4 7 0 というように同一の値に設定される。そしてモニタ 3 4 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 4 1 b によって任意の値を選択することができる。

【 0 0 5 2 】

ここで、上記 8 つの波長セットとして、前述したようなデフォルト波長セットの他に、装置使用者である医師の要望等に応じて別のセットを用意し、それらをメモリに記憶しておいて適宜選択使用できるようにしてもよい。また、上記の操作パネル 4 1 上のスイッチ類の一部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。

【 0 0 5 3 】

次に、被観察体の通常画像を表示するモードについて説明する。以上述べたようにして分光画像が形成、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 が再度押された場合、あるいは最初から分光画像形成スイッチ 4 1 j も自家蛍光画像形成スイッチ 4 1 k も押されない場合は、色空間変換処理回路 2 9 におけるマトリクス演算の係数として、前述のパラメータ P 1 ~ P 3 の係数が選択され、それにより該色空間変換処理回路 2 9 からは第 1 色変換回路 2 8 が出力した RGB 信号がそのまま出力される。そしてこの RGB 信号が第 2 色変換回路 3 1 で Y / C 信号に変換され、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 を介してモニタ 3 4 へ入力されるので、該モニタ 3 4 においては被観察体の通常カラー画像 (動画あるいは静止画) が表示される。

【 0 0 5 4 】

なお本実施形態においては、上記 D / A 変換器 3 3 の出力がモニタ 3 4 の他に画像記録装置 4 5 にも入力されるようになっており、マイコン 3 5 によって制御される画像記録コントローラ 4 2 が画像記録装置 4 5 に画像記録の指示を与えた場合は、その指示で指定されたシーンの通常カラー画像あるいは分光画像のハードコピーがこの画像記録装置 4 5 から出力される。

【 0 0 5 5 】

なお従来の内視鏡では、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 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$ 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。

【 0 0 5 6 】

次に、関心部位の反射スペクトルを推定、表示する機能について説明する。前述したメモリ 3 6 には、既述の分光画像形成用マトリクスデータの他に、既知情報として、光源装置 1 4 およびライトガイド 2 4 等からなる照明光学系の分光特性マトリクス

10

20

30

40

【数 3】

$$\vec{L} = \begin{pmatrix} L_{\lambda=400} & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \cdots & L_{\lambda=700} \end{pmatrix}$$

【0057】

CCD15のカラーフィルタを除く、受光系の分光特性マトリクス

【数 4】

$$\vec{O} = \begin{pmatrix} O_{\lambda=400} & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \cdots & O_{\lambda=700} \end{pmatrix}$$

10

【0058】

CCD15の原色カラーフィルタの分光特性マトリクス

【数 5】

$$\vec{C} = \begin{pmatrix} R_{\lambda=400} & G_{\lambda=400} & B_{\lambda=400} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ R_{\lambda=700} & G_{\lambda=700} & B_{\lambda=700} \end{pmatrix}$$

20

【0059】

が記憶されている。

【0060】

一方位置指定手段101は、モニタ34上に表示された分光画像あるいは通常画像上の任意の関心部位を指定可能となっており、その指定された関心部位を示す情報はスペクトル演算手段100に入力される。

【0061】

スペクトル演算手段100は、数3、数4および数5式で示される既知のマトリクス情報および、第1色変換回路28から出力された上記関心部位に関する最終3色カラー画像信号セット

30

【数 6】

$$\vec{C}_H = \begin{pmatrix} R_1 & \cdots & R_n \\ G_1 & \cdots & G_n \\ B_1 & \cdots & B_n \end{pmatrix}$$

【0062】

に基づいて、被観察体（被検体）の反射スペクトルセット

40

【数 7】

$$\vec{S} = \begin{pmatrix} S_{1\lambda=400} & \cdots & S_{n\lambda=400} \\ \vdots & \cdots & \vdots \\ S_{1\lambda=700} & \cdots & S_{n\lambda=700} \end{pmatrix}$$

【0063】

を求める（なお上記数6および数7におけるnは、後述する関心部位の中で指定された点の数である）。すなわち、

【数 8】

$$\vec{C}_H = {}^t(\vec{L} \cdot \vec{O} \cdot \vec{C}) \cdot \vec{S} = \vec{A} \cdot \vec{S} \quad \vec{A} = \vec{L} \cdot \vec{O} \cdot \vec{C} \quad \text{となる。}$$

$$\text{但し、} \vec{A} = \begin{pmatrix} A_{R \lambda=400} & A_{G \lambda=400} & A_{B \lambda=400} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ A_{R \lambda=700} & A_{G \lambda=700} & A_{B \lambda=700} \end{pmatrix}$$

【0064】

10

であり、この逆問題を解くと、

【数 9】

$$\vec{S} = \left(\vec{A} \cdot {}^t\vec{A} \right)^{-1} \cdot \vec{A} \cdot \vec{C}_H = \vec{T} \cdot \vec{C}_H \quad \vec{T} = \left(\vec{A} \cdot {}^t\vec{A} \right)^{-1} \cdot \vec{A}$$

$$\text{但し、} \vec{T} = \begin{pmatrix} T_{R \lambda=400} & T_{G \lambda=400} & T_{B \lambda=400} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ T_{R \lambda=700} & T_{G \lambda=700} & T_{B \lambda=700} \end{pmatrix}$$

20

【0065】

となるので、結局

【数 10】

$$\vec{S} = \left(\vec{A} \cdot {}^t\vec{A} \right)^{-1} \cdot \vec{A} \cdot \vec{C}_H = \vec{T} \cdot \vec{C}_H$$

【0066】

として被観察体（被検体）の反射スペクトルセットが求められる。

【0067】

30

なお本実施形態では、位置指定手段 101 が、ある関心部位の中の複数点を指定可能に形成される一方、スペクトル演算手段 100 は、上記複数点に関してそれぞれ推定された複数の反射スペクトルを主成分分析し、その結果得られた第一主成分の反射スペクトルを示す信号を信号処理回路 32 に入力するように構成されている。そして、この反射スペクトルを示す信号に基づいて、その反射スペクトルがモニタ 34 のスペクトル表示領域 34p（図 3（D）参照）に表示される。

【0068】

以下、上記主成分分析について説明する。ここでは上記複数点の数を、先に述べた通り n とする。上記数 10 式から求められる反射スペクトルを

【数 11】

40

$$S = \begin{pmatrix} S_{1 \lambda=400} & \cdots & S_{n \lambda=400} \\ \vdots & \cdots & \vdots \\ S_{1 \lambda=700} & \cdots & S_{n \lambda=700} \end{pmatrix}$$

【0069】

とする。つまり本例では、波長 400 nm から 700 nm の間の例えば 61 波長点についてデータを求めるものとし、そこで数 11 式は 61 × n のマトリクスデータとなる。この主成分分析は、

【数 1 2】

$(\tilde{S} S)$ ただし $\tilde{S}$ は S の転置行列を示す (以下同様)。

【0 0 7 0】

なる共分散行列 ($n \times n$) の固有値と固有ベクトルを求めることになる。ここで、1 つの固有値を Λ 、そのときの固有ベクトルを

【数 1 3】

$\mathbb{X} (n \times 1)$

10

【0 0 7 1】

とすると、

【数 1 4】

$(\tilde{S} S) \mathbb{X} = \Lambda \mathbb{X}$

【0 0 7 2】

を満足する。本例の場合、

【数 1 5】

S

20

【0 0 7 3】

のランクは 3 なので、上記数 1 4 式を満足する、0 (ゼロ) でない Λ は 3 個となる。これらを Λ_1 、 Λ_2 、 Λ_3 とし、対応する

【数 1 6】

$\mathbb{X}$ を $\mathbb{X}_1$ 、 $\mathbb{X}_2$ 、 $\mathbb{X}_3$

【0 0 7 4】

とし、かつ $\Lambda_1 > \Lambda_2 > \Lambda_3$ とする。このとき、 Λ_1 に対応する

【数 1 7】

30

$\mathbb{X}_1$

【0 0 7 5】

を第 1 主成分とする。そこで、本例において、複数の点が指定された関心部位を代表する反射スペクトルは、

【数 1 8】

$S \mathbb{X}_1$

【0 0 7 6】

として求められる。つまり、

【数 1 9】

40

$S : 61 \times n \quad \mathbb{X}_1 : n \times 1$

【0 0 7 7】

であるので、数 1 9 式を演算すると 61×1 のデータとなり、これが関心部位を代表する反射スペクトルを示すものとなる。以上のように主成分分析を利用すれば、より信頼性の高い反射スペクトルを推定可能となる。

【0 0 7 8】

また本実施形態において信号処理回路 3 2 は、上記数 1 9 式のデータを 1 組記憶しておく図示外のメモリを備え、スペクトル演算手段 1 0 0 が新たに推定した 1 組の反射スペク

50

トルデータ（数 19 式のデータ）が入力されたとき、それら 2 組のデータを合成して、それらを同時に示す画像信号を出力する。それにより、図 3（D）のモニタ 34 のスペクトル表示領域 34 p（参照）には、そこに図示するように、相異なる関心部位に関する 2 通りの反射スペクトル SPr 、 SP が表示されることとなる。

【0079】

そこでこの場合は、例えば、正常と分かっている関心部位の反射スペクトル SPr を表示させておき、それと明らかに異なる反射スペクトル SP が表示されたとき、その後者の反射スペクトルを得た関心部位は病巣部であると判断できるようになり、医療診断を支援する効果が顕著なものとなる。

【0080】

さらに、本実施形態の電子内視鏡装置は、指定された波長の分光画像を示す分光画像信号を形成可能に構成されているので、先ず、表示された反射スペクトルから異常と疑われる関心部位を見つけ、その関心部位について詳細な分光画像を形成、表示することが可能となる。そうであれば、無駄な分光画像を数多く形成してしまうことを回避して、医療診断の能率を高めることができる。

【0081】

なお、本実施形態においては、分光画像を表示する画像表示手段としてのモニタ 34 が、推定された反射スペクトルを表示する手段として兼用されているので、電子内視鏡装置のコストを低く抑えることができる。しかしそれら 2 つの表示手段は、兼用のものに限らず、各々専用のものが用いられても構わない。

【0082】

次に、図 2 に示す自家蛍光画像形成スイッチ 41 k が押された場合、つまり自家蛍光画像の形成について説明する。この場合、図 1 に示すフィルタ 14 c は管球 14 a の前に有る位置に設定される。そしてその状態で光源装置 14 が駆動され、そこから発せられた白色光がフィルタ 14 c を通過する。それにより、この白色光のうち被観察体の自家蛍光の波長域の光がカットされる。フィルタ 14 c を通過した光はライトガイド 24 に入射し、スコープ 10 内に配されたライトガイド 24 の先端に設けられた照明窓 23 から出射した光が被観察体に照射される。そして、CCD 駆動回路 16 によって駆動された CCD 15 がこの被観察体を撮像し、撮像信号を出力する。この撮像信号は $CDS/A/GC$ 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。

【0083】

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て色変換処理が行われ、前述の通りの Y/C 信号が形成される。この DSP 25 が出力する Y/C 信号は第 1 色変換回路 28 に入力され、そこで RGB 信号に変換される。この RGB 信号は色空間変換処理回路 29 に入力され、この色空間変換処理回路 29 において自家蛍光画像形成のためのマトリクス演算がなされる。

【0084】

以下、この演算について詳しく説明する。図 2 に示す操作パネル 41 の自家蛍光画像形成スイッチ 41 k が押された場合、色空間変換処理回路 29 は前述のメモリ 36 に記憶されているマトリクスデータを用いて、それと各画素毎の RGB 信号とにより、自家蛍光スペクトル推定、自家蛍光画像形成のためのマトリクス演算を行う。以下、この演算について詳しく説明する。この場合もメモリ 36 に記憶された既知情報として、光源装置 14 およびライトガイド 24 等からなる照明光学系の分光特性マトリクス（前記数 3 式のもの）、 CCD 15 のカラーフィルタを除く受光系の分光特性マトリクス（前記数 4 式のもの）および、 CCD 15 の原色カラーフィルタの分光特性マトリクス（前記数 5 式のもの）が利用される。そして、被観察体関心部位の反射スペクトルを

10

20

30

40

【数 2 0】

$$\vec{S} = \begin{pmatrix} S_{\lambda=400} \\ \vdots \\ S_{\lambda=700} \end{pmatrix}$$

【0085】

とし、CCD15から出力された最終カラー信号（RGB信号に変換されたもの）を

【数 2 1】

$$\begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix}$$

10

【0086】

とすると、

【数 2 2】

$$\begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \vec{L} \cdot \vec{O} \cdot \vec{C} \end{pmatrix} \cdot \vec{S} \quad \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} = \vec{A} \cdot \vec{S} \quad \vec{A} = \vec{L} \cdot \vec{O} \cdot \vec{C} \quad \text{となる。}$$

20

$$\text{但し、} \vec{A} = \begin{pmatrix} A_{R \lambda=400} & A_{G \lambda=400} & A_{B \lambda=400} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ A_{R \lambda=700} & A_{G \lambda=700} & A_{B \lambda=700} \end{pmatrix} \quad \vec{L} = \begin{pmatrix} L_{\lambda=400} & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \cdots & L_{\lambda=700} \end{pmatrix} \quad \vec{O} = \begin{pmatrix} O_{\lambda=400} & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \cdots & O_{\lambda=700} \end{pmatrix}$$

【0087】

となり、この逆問題を解くと、

【数 2 3】

$$\vec{S} = \left(\vec{A} \cdot \vec{A}' \right)^{-1} \cdot \vec{A} \cdot \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} = \vec{T} \cdot \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix}$$

30

$$\text{但し、} \vec{T} = \begin{pmatrix} T_{R \lambda=400} & T_{G \lambda=400} & T_{B \lambda=400} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ T_{R \lambda=700} & T_{G \lambda=700} & T_{B \lambda=700} \end{pmatrix}$$

【0088】

となる。ここで得られた推定スペクトル

【数 2 4】

$$\vec{S}$$

40

【0089】

は、 $S = R + F$ と分解できる。なお、 R は白色光照射により得られる反射光の成分、 F は白色光照射により励起されて発光する自家蛍光成分である。前述したメモリ36に記憶される先見情報として、被観察体の正常部位の反射率スペクトルを H 、白色光源である管球14aおよびフィルタ14cの積によるスペクトルを R' とすると、

$$S = R + F = H \cdot R' + F$$

となる。これより自家蛍光成分 F は、推定したスペクトルと先見情報により事前に知り得る被観察体の反射情報より、

$$F = S - H \cdot R'$$

50

として求めることができる。ただし、

【数 2 5】

$$R' = \begin{pmatrix} R'_{\lambda=400} & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \cdots & R'_{\lambda=700} \end{pmatrix} \quad H = \begin{pmatrix} H'_{\lambda=400} \\ \vdots \\ H'_{\lambda=700} \end{pmatrix}$$

【 0 0 9 0 】

である。

【 0 0 9 1 】

以上のようにして求められた自家蛍光スペクトルは、モニタ 3 4 のスペクトル表示領域 3 4 p (図 3 の (A) 参照) に表示される。その表示内容の一例を図 8 に示す。例えば上記関心部位が正常な場合の自家蛍光スペクトルは同図に曲線 Q で示すようなものであるのに対し、該関心部位に病巣があると同図に曲線 Q r で示すように長波長側に蛍光強度が高い部分が生じることが有り、それにより病巣有りと判断することができる。

【 0 0 9 2 】

なおこのような 2 つの自家蛍光スペクトルを併せて表示するには、前述した反射スペクトル表示の場合と同様に、例えば信号処理回路 3 2 にスペクトルデータを 1 組記憶するメモリを備え、スペクトル演算手段 1 0 0 が新たに推定した 1 組の反射スペクトルデータが入力されたとき、それら 2 組のデータを合成して、それらを同時に示す画像信号を出力させるようにすればよい。

【 0 0 9 3 】

以上の通りにしてモニタ 3 4 に自家蛍光スペクトルが表示されれば、そこから、自家蛍光スペクトルがどのような波長域において、どのような状態に分布しているかを知ることができる。そこで装置使用者により、この波長域内に有る 3 つの波長 λ_1 , λ_2 , λ_3 が選択され、それらが、操作パネル 4 1 の波長選択スイッチ 4 1 b によって入力される。それ以後、前述した分光画像形成の場合と同様にして色空間変換処理回路 2 9 により、それらの波長 λ_1 , λ_2 , λ_3 および各画素毎の R G B 信号を用いて前記 (数 1) 式のマトリクス演算がなされる。

【 0 0 9 4 】

以上のようにして、上記 (数 1) 式のマトリクス演算に基づいて、分光画像形成の場合と同様の分光画像信号 $\lambda_1 s$, $\lambda_2 s$, $\lambda_3 s$ が得られ、それらの信号の組合せからなる蛍光画像がモニタ 3 4 に表示される。

【 0 0 9 5 】

なお、前述した通りこの自家蛍光画像形成の場合は、管球 1 4 a の前にフィルタ 1 4 c が設定されて、被観察体に照射される白色光から該被観察体の自家蛍光の波長域の光がカットされる。そこで上記蛍光画像は、管球 1 4 a が発する光の影響は受けないものとなる。また上記 3 つの波長 λ_1 , λ_2 , λ_3 は、例えば前記曲線 Q r における蛍光強度が高い領域を該 3 つの波長のうちの 1 つに含む等、モニタ 3 4 に表示された自家蛍光スペクトルの状態を参考にして選択される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 9 6 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態に係る電子内視鏡装置の構成を示すブロック図

【 図 2 】 図 1 の電子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 の電子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 の電子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

10

20

30

40

50

図

【図 7】図 1 の電子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

【図 8】自家蛍光スペクトルの表示例を示す概略図

【符号の説明】

【 0 0 9 7 】

1 0	スコープ（電子内視鏡本体部）	
1 2	プロセッサ装置	
1 4	光源装置	
1 4 a	管球	
1 4 c	フィルタ	10
1 5	C C D	
1 7	C D S / A G C 回路	
2 0 , 3 5	マイコン	
2 5	D S P	
2 8	第 1 色変換回路	
2 9	色空間変換処理回路	
3 0	モードセレクト	
3 1	第 2 色変換回路	
3 2	信号処理回路	
3 4	モニタ	20
3 4 s	波長情報表示領域	
3 4 p	スペクトル表示領域	
3 6	メモリ	
4 1	操作パネル	
4 1 k	自家蛍光画像形成スイッチ	
4 3	入力部	
1 0 0	スペクトル演算手段	
1 0 1	位置指定手段	

【図 6】

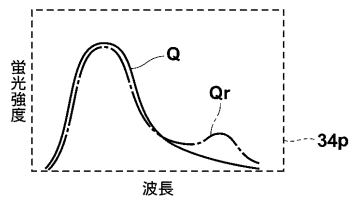
$\lambda 1$	$\lambda 2$	$\lambda 3$
400	500	600
↓	↓	↓
405	510	620
↓	↓	↓
410	520	640
↓	↓	↓
415	530	660
↓	↓	↓

【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

【図 8】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA01 AA04 BB01 CC06 LL02 MM02 NN01 NN05 NN07 QQ02
RR04 RR14 WW01 WW02 WW04 WW12 WW17 YY12 YY14

专利名称(译)	电子内窥镜装置		
公开(公告)号	JP2010082141A	公开(公告)日	2010-04-15
申请号	JP2008253845	申请日	2008-09-30
[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		
[标]发明人	藤田 寛		
发明人	藤田 寛		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G01N21/64 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A G01N21/64.Z G02B23/24.B A61B1/00.520 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/GA06 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/KA02 2G043/LA03 2G043/NA01 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ02 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/WW01 4C061/WW02 4C061/WW04 4C061/WW12 4C061/WW17 4C061/YY12 4C061/YY14 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/WW01 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW12 4C161/WW17 4C161/YY12 4C161/YY14		
代理人(译)	佐久间刚		

摘要(译)

要解决的问题：获得一种电子内窥镜装置，其显示待观察体的内在荧光图像或关于待观察体内的期望感兴趣区域的内在荧光光谱，并且不需要激发光截止滤光器。ŽSOLUTION：电子内窥镜装置包括：光源14，用于用白光照射待观察的身体；彩色成像装置15，用于对待观察的身体进行成像；基于彩色成像装置15的输出，图像显示装置34用于显示被观察体的彩色图像。电子内窥镜装置还包括：位置指定装置101，用于指定彩色图像中的感兴趣区域显示在图像显示装置34上；计算装置100，用于基于关于由装置101指定的关注区域的RGB三色图像信号和基于预测信息的规定矩阵数据的计算，估计关于关注区域的待观察体的固有荧光光谱；和频谱显示装置34，用于接收计算装置100的输出并显示频谱。Ž

