

(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2017-836

(P2017-836A)

(43) 公開日 平成29年1月5日(2017.1.5)

(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 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 有 請求項の数 11 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2016-188378 (P2016-188378)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成28年9月27日 (2016. 9. 27)		H O Y A 株式会社
(62) 分割の表示	特願2012-114338 (P2012-114338)		東京都新宿区西新宿六丁目 1 〇 番 1 号
原出願日	平成24年5月18日 (2012. 5. 18)	(74) 代理人	100078880
			弁理士 松岡 修平
		(74) 代理人	100169856
			弁理士 尾山 栄啓
		(74) 代理人	100183760
			弁理士 山鹿 宗貴
		(72) 発明者	千葉 亨
			東京都新宿区西新宿六丁目 1 〇 番 1 号 H
			O Y A 株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 CA04 CA11 CA12 CA23 DA11
			DA12 GA02 GA10 GA11

最終頁に続く

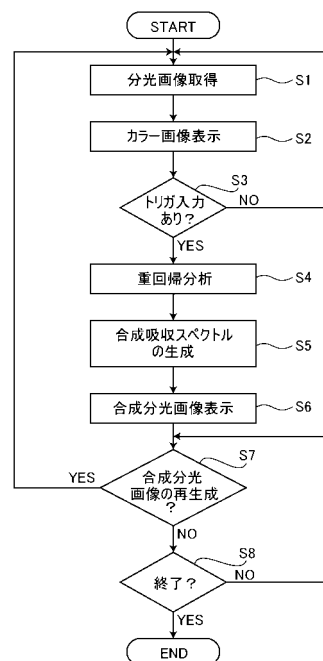
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】病変部と健常部とを特定しやすい画像を表示することが可能な電子内視鏡装置を提供すること。

【解決手段】電子内視鏡装置が、生体組織の所定波長領域の分光画像を撮影して分光画像データを得る分光画像撮影手段と、分光画像データに基づいて生体組織のカラー画像データを生成する画像処理手段と、分光画像データから散乱光に基づく成分を除去することにより、生体組織の健常部と病変部を識別可能な合成画像を表す合成画像データを生成する合成画像生成手段と、カラー画像データに基づくカラー画像及び合成画像データに基づく合成画像を並べて表示する表示手段と、を備える。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織の所定波長領域の分光画像を撮影して分光画像データを得る分光画像撮影手段と、

前記分光画像データに基づいて前記生体組織のカラー画像データを生成する画像処理手段と、

前記分光画像データから散乱光に基づく成分を除去することにより、前記生体組織の健常部と病変部を識別可能な合成画像を表す合成画像データを生成する合成画像生成手段と、

前記カラー画像データに基づくカラー画像及び前記合成画像データに基づく合成画像を並べて表示する表示手段と、

を備える、

電子内視鏡装置。

【請求項 2】

前記合成画像生成手段は、

前記分光画像データから、前記生体組織に含まれる所定の生体物質の量を示す成分を分離し、

前記所定の生体物質の量を示す成分に基づいて、前記合成画像データを生成する、請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】

前記所定の生体物質は、酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンである、

請求項 2 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 4】

前記分光画像撮影手段は、

波長領域がそれぞれ異なる複数の分光画像を撮影し、

前記画像処理手段は、

前記複数の分光画像にそれぞれ対応する複数の前記分光画像データを取得し、

前記複数の分光画像データに含まれる各画素について、該複数の分光画像データの第 1 平均値を算出し、

前記第 1 平均値を各画素の画素値とする前記カラー画像データを生成する、

請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 5】

前記所定波長領域は、400～800nmであり、

前記複数の分光画像は、1～10nmの範囲で定められる所定の波長毎に撮影された複数の画像である、

請求項 4 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 6】

前記散乱光に基づく成分は、散乱係数のスペクトルであり、

前記合成画像生成手段は、

前記複数の分光画像データの夫々を回帰分析し、前記散乱係数のスペクトルを含む所定の複数の成分スペクトルに分解するスペクトル分解手段と、

前記複数の分光画像データの夫々について、前記所定の複数の成分スペクトルを、少なくとも前記散乱係数のスペクトルを除いて再合成して複数の再合成データを生成し、

前記複数の再合成データに基づいて、前記合成画像データを生成する、スペクトル合成手段と、

を有する、

請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 7】

前記スペクトル合成手段は、

複数の前記再合成データに含まれる各画素について、該複数の再合成データの第 2 平

10

20

30

40

50

均値を算出し、

前記第2平均値を各画素の画素値とする前記合成画像データを生成する、
請求項6に記載の電子内視鏡装置。

【請求項8】

前記所定の複数の成分スペクトルは、酸素化ヘモグロビンの吸収スペクトル、還元ヘモグロビンの吸収スペクトル及び散乱係数のスペクトルを含み、

前記スペクトル分解手段は、前記分光画像データを目的変数とし、前記酸素化ヘモグロビンの吸収スペクトル、前記還元ヘモグロビンの吸収スペクトル及び前記散乱係数のスペクトルを説明変数として前記回帰分析を行い、

前記スペクトル合成手段は、前記酸素化ヘモグロビンの吸収スペクトルと前記還元ヘモグロビンの吸収スペクトルとを再合成する、
請求項6又は請求項7に記載の電子内視鏡装置。

【請求項9】

前記散乱係数のスペクトルは、レイリー散乱の散乱係数のスペクトル及びミー散乱の散乱係数のスペクトルを含む、
請求項8に記載の電子内視鏡装置。

【請求項10】

前記所定の複数の成分スペクトルは、前記電子内視鏡装置の装置固有のオフセット示すスペクトルを含む、
請求項6から請求項9の何れか一項に記載の電子内視鏡装置。

【請求項11】

前記回帰分析は、重回帰分析である、
請求項6から請求項10の何れか一項に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、生体組織に複数の異なる波長の光を照射し、分光画像を取得可能な電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、特許文献1に記載されているもののような、分光画像撮影機能を備えた電子内視鏡が提案されている。このような電子内視鏡によれば、胃や直腸等の消化器の粘膜等の生体組織の分光特性（光の吸収率の周波数特性）を含む画像情報を得ることができる。生体組織の分光特性は、測定対象となる生体組織の表層近傍に含まれる物質の種類や濃度の情報を反映していることが知られている。具体的には、生体組織の分光特性は、その生体組織を構成する複数の要素物質の分光特性を重畳したものとなる。

【0003】

病変部の生体組織においては、健常部の生体組織には殆ど含まれていない物質が多く含まれる場合がある。そのため、病変部を含む生体組織の分光特性は、健常部のみの生体組織の分光特性とは異なったものとなる。このように、健常部と病変部とでは分光特性が異なるため、両者の分光特性を比較して、生体組織に何らかの病変部が含まれるかどうかを判断することができる。

【0004】

また、ヒトの皮膚や粘膜の組織における散乱係数の波長特性等も研究されており、400～2,000nmの波長領域における生体組織の散乱の波長特性が、レイリー散乱とミー散乱の波長特性を重畳したものに略一致することが報告されている（非特許文献1）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2007-135989号公報

10

20

30

40

50

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】A N Bashkatov、他3名, “Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000nm”, JOURNAL OF PHYSICS D: APPLIED PHYSICS, 2005年, 第38巻, p.2543-2555

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

生体組織の内視鏡観察像は、主に生体組織の表面で反射した観察光が結像したものであるが、観察光には生体組織の表面での反射光のみならず、生体組織内で発生する散乱光も含まれている。しかしながら、撮影画像における散乱光の影響の度合いを正確に特定するのが困難であったため、従来の分光画像の解析においては散乱光の影響は無視されていた。本願の発明者は、分光画像データを用いて散乱光の影響を定量的に評価する手法を見出し、これによって観察光（すなわち、観察画像）を評価することにより、散乱光が想定された以上に観察光に影響し、これが生体組織の分光特性を評価する上でノイズとなっていることを見出した。

10

【0008】

本発明は上記のような事情に鑑みてなされたものである。すなわち、本発明は、散乱光等の影響を排除して、コントラストが高く、病変部と健常部とを特定しやすい画像を表示することが可能な電子内視鏡装置を提供することを目的とする。

20

【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、本発明の電子内視鏡装置は、体腔内において所定波長領域の分光画像を撮影して分光画像データを得る分光画像撮影手段と、分光画像データに含まれる各画素の分光データを回帰分析し、所定の複数の成分スペクトルに分解するスペクトル分解手段と、所定の複数の成分スペクトルを、該複数の成分スペクトルの少なくとも一つを除いて再合成し、合成画像データを生成するスペクトル合成手段と、合成画像データに基づいて画面表示を行う表示手段と、を備えることを特徴とする。

【0010】

このような構成によれば、ノイズ成分となる成分スペクトルを排除した上で合成画像データが生成されるため、コントラストが高く、病変部と健常部とを特定しやすい画像を表示することが可能となる。

30

【0011】

また、複数の成分スペクトルは、酸素化ヘモグロビンの吸収スペクトル、還元ヘモグロビンの吸収スペクトル及び散乱係数のスペクトルを含み、スペクトル分解手段は、分光データを目的変数とし、酸素化ヘモグロビンの吸収スペクトル、還元ヘモグロビンの吸収スペクトル及び散乱係数のスペクトルを説明変数として回帰分析を行い、スペクトル合成手段は、酸素化ヘモグロビンの吸収スペクトルと前記還元ヘモグロビンの吸収スペクトルとを再合成する構成とすることができる。この場合、散乱係数のスペクトルは、レイリー散乱の散乱係数のスペクトル及びミー散乱の散乱係数のスペクトルを含むことが好ましい。このような構成によれば、散乱光の影響を排除して、より正確な酸素化ヘモグロビン及びの還元ヘモグロビンの回帰係数を求めることができ、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの濃度など、目的に応じた合成画像データが生成される。

40

【0012】

また、複数の成分スペクトルは、電子内視鏡装置の装置固有のオフセット示すスペクトルを含むことができる。このような構成によれば、装置固有のオフセットを排除されるため、電子内視鏡装置を校正する必要がなくなる。

【0013】

また、スペクトル合成手段は、再合成された成分スペクトルの平均値を求め、該平均値を画素値として合成画像データを生成するように構成することができる。このような構成

50

によれば、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの濃度に応じた合成画像データを容易に生成することが可能となる。

【0014】

また、所定波長領域は、400～800nmであり、分光画像は、1～10nmの範囲で定められる所定の波長毎に撮影された複数の画像であることが好ましい。

【0015】

また、回帰分析は、重回帰分析であることが好ましい。

【発明の効果】

【0016】

以上のように、本発明の電子内視鏡装置によれば、散乱光等の影響を排除して、コントラストが高く、病変部と健常部とを特定しやすい画像を表示することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】図1は、本発明の実施形態の電子内視鏡装置のブロック図である。

【図2】図2は、本発明の実施形態の電子内視鏡装置で取得した胃粘膜の分光画像データを示すグラフである。

【図3】図3は、ヘモグロビンの吸収特性を示すグラフである。

【図4】図4は、通常のカラ画像（内視鏡画像）と、合成分光画像の例を示す図である。

【図5】図5は、本発明の実施形態の電子内視鏡装置の画像処理部によって実行される画像生成処理を示すフローチャートである。

【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、図面を用いて詳細に説明する。

【0019】

図1は、本発明の実施形態の電子内視鏡装置1のブロック図である。本実施形態の電子内視鏡装置1は、胃や腸等の消化器の疾患を診断する際に医師によって参照されるカラ画像（合成分光画像）を生成するものである。電子内視鏡装置1は、電子内視鏡100と、電子内視鏡用プロセッサ200と、画像表示装置300と、を有する。また、電子内視鏡用プロセッサ200には、光源部400と、画像処理部500が内蔵されている。

【0020】

電子内視鏡100は、体腔内に挿入される挿入管110を有し、挿入管110の先端部（挿入管先端部）111に、対物光学系121が設けられている。挿入管先端部111の周囲の生体組織Tの対物光学系121による像は、挿入管先端部111に内蔵されている撮像素子141の受光面に結像するようになっている。

【0021】

撮像素子141は、受光面に結像した像に対応する映像信号を、周期的に（例えば1/30秒おきに）出力している。撮像素子141から出力された映像信号は、ケーブル142を介して電子内視鏡用プロセッサ200の画像処理部500に送られる。

【0022】

画像処理部500は、A/D変換回路510、一時記憶メモリ520、コントローラ530、ビデオメモリ540及び信号処理回路550を有する。A/D変換回路510は、電子内視鏡100の撮像素子141からケーブル142を介して入力される映像信号をA/D変換してデジタル画像データを出力する。A/D変換回路510から出力されるデジタル画像データは、一時記憶メモリ520に送られ記憶される。コントローラ530は、一時記憶メモリ520に記憶された任意の単数又は複数の画像データを処理して一枚の表示用画像データを生成し、これをビデオメモリ540に送る。例えば、コントローラ530は、単一の画像データから生成された表示用画像データ、複数の画像データの画像が並べて表示される表示用画像データ、或いは複数の画像データを画像演算して得られた画像や、画像演算の結果得られるグラフが表示されている表示用画像データ等を生成して、こ

10

20

30

40

50

れをビデオメモリ 540 に記憶させる。信号処理回路 550 は、ビデオメモリ 540 に記憶されている表示用画像データを所定の形式（例えば NTSC 形式）のビデオ信号に変換し、出力する。信号処理回路 550 から出力されたビデオ信号は、画像表示装置 300 に入力される。この結果、電子内視鏡 100 によって撮像された内視鏡画像等が、画像表示装置 300 に表示される。

【0023】

また、電子内視鏡 100 にはライトガイド 131 が設けられている。ライトガイド 131 の先端部 131a は挿入管先端部 111 の近傍に配置されており、一方ライトガイド 131 の基端部 131b は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、キセノンランプ等の光量の大きい白色光を生成する光源 430 等を有する光源部 400（後述）を内蔵しており、この光源部 400 によって生成された光は、ライトガイド 131 の基端部 131b に入射するようになっている。ライトガイド 131 の基端部 131b に入射した光は、ライトガイド 131 を通ってその先端部 131a に導かれ、先端部 131a から放射される。電子内視鏡 100 の挿入管先端部 111 の、ライトガイド 131 の先端部 131a の近傍には、レンズ 132 が設けられており、ライトガイド 131 の先端部 131a から放射される光は、レンズ 132 を透過して、挿入管先端部 111 の近傍の生体組織 T を照明する。

【0024】

このように、電子内視鏡用プロセッサ 200 は、電子内視鏡 100 の撮像素子 141 から出力される映像信号を処理するビデオプロセッサとしての機能と、電子内視鏡 100 の挿入管先端部 111 近傍の生体組織 T を照明するための照明光を電子内視鏡 100 のライトガイド 131 に供給する光源装置としての機能を兼ね備えるものである。

【0025】

本実施形態においては、電子内視鏡用プロセッサ 200 の光源部 400 は、光源 430 と、コリメータレンズ 440 と、分光フィルタ 410 と、フィルタ制御部 420 と、集光レンズ 450 とを有している。光源 430 から出射される白色光は、コリメータレンズ 440 によって平行光となり、分光フィルタ 410 を通過した後、集光レンズ 450 によってライトガイド 131 の基端部 131b に入射する。分光フィルタ 410 は、光源 430 から入射される白色光を所定の波長の光に分光する（すなわち、波長選択する）円盤型のフィルタであり、回転角度に応じて 400、405、410、・・・、800 nm の狭帯域（帯域幅約 5 nm）の光を波長選択して出力する。分光フィルタ 410 の回転角度は、コントローラ 530 に接続されたフィルタ制御部 420 によって制御されており、コントローラ 530 がフィルタ制御部 420 を介して分光フィルタ 410 の回転角度を制御することにより、所定の波長の光がライトガイド 131 の基端部 131b に入射し、挿入管先端部 111 の近傍の生体組織 T を照明する。そして、生体組織 T によって反射された光や生体組織 T 内で散乱された光が、上述のように撮像素子 141 の受光面に結像し、映像信号がケーブル 142 を介して画像処理部 500 に送られる。

【0026】

画像処理部 500 は、ケーブル 142 を介して得られた生体組織 T の像から、波長 5 nm 刻みの複数の分光画像を得る装置である。具体的には、分光フィルタ 410 が、中心波長 400、405、410、・・・、800 nm の狭帯域（帯域幅約 5 nm）の光をそれぞれ波長選択して出力している場合に、各波長の分光画像を得る。

【0027】

画像処理部 500 は、分光フィルタ 410 によって生成される複数の分光画像を処理して、後述するようにカラー画像（合成分光画像）を生成する機能を有する。そして、画像処理部 500 は、処理された合成分光画像を画像表示装置 300 に表示させる。

【0028】

なお、分光フィルタ 410 には、分光フィルタ（ファブリ＝ペロー型のフィルタ等）や、透過型回折格子を使用して分光した光を得る、既知の分光画像撮影方法を採用したものが利用可能である。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

前述のように、本実施形態の画像処理部 5 0 0 は、波長の異なる複数枚の分光画像を用いて、解像度が高く、健常部と病変部とを容易に識別可能な合成分光画像を生成する機能を有する。この合成分光画像の生成機能について、以下に説明する。

【 0 0 3 0 】

図 2 は、本実施形態の電子内視鏡装置 1 で取得した胃粘膜の分光画像データをスペクトル表示（すなわち、波長毎の輝度の分布として表示）したものである。個々の波形は、撮像素子 1 4 1 によって得られる分光画像中の特定の画素のスペクトルを示している。図 2（a）は、胃粘膜の病変部に対応する画素のスペクトルを示したものであり、図 2（b）は、胃粘膜の健常部に対応する画素のスペクトルを示したものである。なお、図 2（a）及び図 2（b）に示される健常部及び病変部の各画素のスペクトルには、所定の規格化処理を施している。具体的には、ライトガイド 1 3 1 の先端部 1 3 1 a から放射される照明光と被写体（生体組織 T）とのなす角度や、挿入管先端部 1 1 1（図 1）から生体組織 T までの距離の違い等により、撮像素子 1 4 1 の各画素は異なる光量の光を受光することになるため（すなわち、撮像素子 1 4 1 の受光面全体にわたり一定の光量を受光することができないため）、この光量差の影響を補正して示している。本実施形態においては、健常部に対応する画素のスペクトルと病変部に対応する画素のスペクトルとは、特に高波長側においてほぼ同様の特性を示す（すなわち、あまり差が認められない）ことが実験により判明しているため、各画素のスペクトルについて、所定の波長域（例えば波長 6 0 0 n m ~ 8 0 0 n m）の輝度値を積算し、この積算値が所定の基準値となるようにスペクトル全体の大きさ（すなわち、各波長における輝度値）を補正している。すなわち、本実施形態においては、規格化処理を行うことにより、各画素のスペクトルを基準の大きさに揃えることで、病変部に対応する画素のスペクトルと、健常部に対応する画素のスペクトルとを正確に比較できるように構成している。

【 0 0 3 1 】

図 2 に示すように、胃粘膜画像のスペクトルは、健常部であるか病変部であるかに拘わらず、波長 5 0 0 ~ 5 9 0 n m にかけて谷部（ボトム）を有した略 M 字状の特性を示すものとなる点で共通するが、病変部に対応する画素のスペクトルは、健常部に対応する画素のスペクトルに比較して分散（バラツキ）が大きく、特に波長約 5 4 0 n m と約 5 7 0 n m の分光特性において著しく異なった特性を示す。この違いは、病理学的に広く知られており、病変部と健常部とでは、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとの構成比率が異なり、また酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとの光吸収特性が異なるためとされている。本発明は、この点に着目してなされたものであり、後述するように、本発明者は、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの光吸収特性の違いから酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとの構成比率を定量的に求める手法を見出し、さらにこれを画像化することで、健常部と病変部とを容易に識別可能な合成分光画像を生成する構成を見出した。

【 0 0 3 2 】

図 3 は、ヘモグロビンの吸収特性を示すグラフであり、実線が酸素化ヘモグロビンの光の吸収特性を示し、破線が還元ヘモグロビンの光の吸収特性を示している。なお、図 3 において、縦軸は分光光学における吸光度（単位：m g / d l）、横軸は波長（単位：n m）である。図 3 に示すように、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンは、波長 5 0 0 ~ 5 9 0 n m の光を吸収する（すなわち、吸収特性が波長 5 0 0 ~ 5 9 0 n m の範囲で上昇する）点で共通するが、還元ヘモグロビンの特性が波長約 5 5 8 n m に 1 つのピークを有するのに対し、酸素化ヘモグロビンの特性は波長約 5 4 2 n m と約 5 7 8 n m に 2 つのピークを有し、波長約 5 6 0 n m がボトムとなる点で異なる。そして、酸素化ヘモグロビンの吸光度は、波長約 5 4 2 n m と約 5 7 8 n m において、還元ヘモグロビンの吸光度よりも高くなり、波長約 5 5 8 n m において、還元ヘモグロビンの吸光度よりも低くなる。このように、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光特性が異なるため、図 2 に示される胃粘膜の分光画像データを目的変数、酸素化ヘモグロビンの光の吸収特性、及び還元ヘモグロビンの光の吸収特性を説明変数として重回帰分析を行うことにより、これらの構成

比率を求めることが可能である。しかし、撮像素子 141 によって得られる分光画像データは、生体組織 T によって反射された光のみならず、生体組織 T 内で散乱された光をも含むものであり、さらに装置固有のノイズ（誤差）も考えられるため、正確な酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの構成比率（すなわち、重回帰係数）を得るためには、これらの影響を排除する必要がある。そこで、発明者は、散乱等の影響を排除するために、レイリー散乱とミー散乱の波長特性も説明変数に加え、さらに電子内視鏡装置 1 に起因する装置固有オフセットも説明変数に加えて重回帰分析を行った。その結果、胃粘膜の分光画像データは、これらの説明変数を用いてほぼ正確に説明する（すなわち、フィティングする）ことができ、これによって得られた酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの重回帰係数に基づいて画像を再構成すると、解像度が高く、健常部と病変部とを特定しやすいカラー画像（合成分光画像）を得ることができることを見出した。

10

【0033】

本実施形態における分光画像データの計測モデルは、下記の数 1 で示される。

【0034】

【数 1】

$$X(\lambda) = A(\lambda) + S_{Mie}(\lambda) + S_{Rayleigh}(\lambda) + F$$

【0035】

ここで、 X は胃粘膜の分光画像の 1 画素分のデータ（対数表現）、 λ は光の波長、 A は媒質（生体組織 T）の吸収係数、 $S_{Rayleigh}$ は媒質のレイリー散乱の散乱係数、 S_{Mie} は媒質のミー散乱の散乱係数、 F は装置固有オフセットである。なお、装置固有オフセット F は、撮像素子 141 の基準の信号強度を示すパラメータである。数 1 に示すように、本実施形態の分光画像データ X は、吸収計数 A と、レイリー散乱の散乱係数 $S_{Rayleigh}$ 、ミー散乱の散乱係数 S_{Mie} 、装置固有オフセット F の和で表現される。吸収係数 A は、ランベルト・ベールの法則（Beer-Lambert Law）に基づき、下記の数 2 のように示される。

20

【0036】

【数 2】

$$A(\lambda) = -\log_{10} \frac{I(\lambda)}{I_0(\lambda)} = \varepsilon(\lambda) C d$$

30

【0037】

ここで、 A は媒質（生体組織 T）の吸収係数、 I_0 は媒質に入射する前の光の放射強度、 I は媒質中を距離 d だけ移動した時の光の強度、 ε はモル吸光係数、 C はモル濃度である。そして、媒質が n 種類の吸光物質を有する場合には、吸収係数 A は下記の数 3 のように示される。

【0038】

【数 3】

$$A(\lambda) = \sum_i^n \varepsilon_i(\lambda) C_i d$$

40

【0039】

すなわち、 n 種類の吸光物質を有する場合の吸収係数 A は、各吸光物質の吸収特性の総和として表わされることとなる。そこで、下記の数 4 に示すように、図 2 に示されるような胃粘膜の分光画像データを目的変数、酸素化ヘモグロビンの光の吸収特性、還元ヘモグロビンの光の吸収特性、生体組織 T のレイリー散乱の散乱係数、生体組織 T のミー散乱の散乱係数及び装置固有オフセットを説明変数として重回帰分析を行った。

【0040】

【数 4】

$$\begin{bmatrix} X_{400} \\ X_{405} \\ \vdots \\ X_{800} \end{bmatrix} \equiv P1 \times \begin{bmatrix} a_{400} \\ a_{405} \\ \vdots \\ a_{800} \end{bmatrix} + P2 \times \begin{bmatrix} b_{400} \\ b_{405} \\ \vdots \\ b_{800} \end{bmatrix} + P3 \times \begin{bmatrix} c_{400} \\ c_{405} \\ \vdots \\ c_{800} \end{bmatrix} + P4 \times \begin{bmatrix} d_{400} \\ d_{405} \\ \vdots \\ d_{800} \end{bmatrix} + P5 \times \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ \vdots \\ 1 \end{bmatrix}$$

【0041】

10

ここで、Xは分光画像の1画素分のデータであり、中心波長400から800nmまでの5nm刻みの各波長の光を照射して得られる分光画像の輝度値を対数で表現したものである。また、aは波長400から800nmまでの5nm刻みの酸素化ヘモグロビンの光の吸収特性(図3)であり、bは波長400から800nmまでの5nm刻みの還元ヘモグロビンの光の吸収特性(図3)である。c及びdは、それぞれ波長400から800nmまでの5nm刻みの媒質のレイリー散乱及びミー散乱の散乱係数であり、本実施形態においては、非特許文献1に記載の以下の式から各波長における散乱係数を得ている。

【0042】

【数 5】

20

$$S_{Mie}(\lambda) = 73.7\lambda^{-0.22}$$

【数 6】

$$S_{Rayleigh}(\lambda) = 1.1 \times 10^{12} \lambda^{-4}$$

【0043】

また、数4の最後の項は、装置固有オフセットFに相当する定数項であり、本実施形態においては、重回帰係数P5は装置固有オフセットFと同じ値となる。

【0044】

なお、通常、撮像素子141の信号強度は校正されていないため、撮像素子141が生成する映像信号の強度の絶対値には少なからず誤差が含まれている。また、観察条件(例えば観察領域の周囲の明るさ)によっても、映像信号の基準のレベルが変動する。映像信号に含まれるこのような誤差を残したまま重回帰分析を行うと、精度の高い(すなわち残差の小さい)分析結果を得ることができない。そこで、本実施形態では、数4に示すように、装置固有オフセットを説明変数に含めて重回帰分析を行うことにより、撮像素子141の信号強度を校正することなく、基準レベルの適切な補正が自動的に行われるようになっている。そのため、精度の高い重回帰分析が実現される。

30

【0045】

数4の式について重回帰分析(すなわち、フィッティング)を行うと、分光画像の1画素分のデータは、酸素化ヘモグロビンの光の吸収特性のスペクトル、還元ヘモグロビンの光の吸収特性のスペクトル、レイリー散乱の散乱係数のスペクトル、ミー散乱の散乱係数のスペクトル及び装置固有オフセットのスペクトルに分解され、各スペクトル(成分スペクトル)の寄与率が重回帰係数P1~P5として求まる。すなわち、この重回帰係数P1~P5は、分光画像の1画素分のデータを構成する各要素(すなわち、酸素化ヘモグロビン、還元ヘモグロビン、レイリー散乱、ミー散乱、装置固有オフセット)の構成比率を示す係数に他ならないため、重回帰分析によって得られた酸素化ヘモグロビンの重回帰係数P1と還元ヘモグロビンの重回帰係数P2から、生体組織T内の酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの構成比率を求めることが可能となり、これによって健常部と病変部を略特定することが可能となる。しかしながら、これらの重回帰係数を一種の指標として健常部と病変部を特定する場合、実際に観察している内視鏡画像との対応関係を取り、内視鏡画像のどの部分が健常部又は病変部であるのかを術者に示す必要がある。そこで、本実施形

40

50

態においては、酸素化ヘモグロビンの重回帰係数 P_1 と還元ヘモグロビンの重回帰係数 P_2 に基づいて画像を再構築することで、酸素化ヘモグロビンの重回帰係数 P_1 と還元ヘモグロビンの重回帰係数 P_2 を術者に示す内視鏡画像にフィードバックしている。具体的には、重回帰分析によって得られた P_1 、 P_2 の推定値を使用して、数 7 により合成吸収スペクトル X^* を生成する。すなわち、数 7 によって、酸素化ヘモグロビンの光の吸収特性のスペクトルと還元ヘモグロビンの光の吸収特性のスペクトルのみが再合成されることとなる。

【 0 0 4 6 】

【 数 7 】

$$\begin{bmatrix} X_{400}^* \\ X_{405}^* \\ \vdots \\ X_{800}^* \end{bmatrix} \equiv P1 \times \begin{bmatrix} a_{400} \\ a_{405} \\ \vdots \\ a_{800} \end{bmatrix} + P2 \times \begin{bmatrix} b_{400} \\ b_{405} \\ \vdots \\ b_{800} \end{bmatrix}$$

10

【 0 0 4 7 】

数 7 と数 4 とを比較すると分かるように、合成吸収スペクトル X^* は、レイリー散乱、ミー散乱及び装置固有オフセットをノイズ成分と見なして排除している。そのため、合成吸収スペクトル X^* を使用して画像化すれば、散乱及び装置固有オフセットの影響を排除した画像（合成分光画像）を生成することができる。

20

【 0 0 4 8 】

図 4 は、通常のカラ画像（内視鏡画像）と、合成分光画像の例を説明する図である。具体的には、図 4（a）は口腔内を波長 400 から 800 nm までの 5 nm 刻みで撮像した分光画像スペクトルを画素値とするカラ画像であり、図 4（b）は数 7 の合成吸収スペクトル X^* を画素値とする合成分光画像である。なお、図 4（a）及び（b）は、各画素に対応するスペクトルデータの平均値を画素値として表示したものである。分光画像スペクトル及び合成吸収スペクトル X^* は、共に 400 から 800 nm のスペクトルを有しているため、本実施形態においては、これらのスペクトルの平均を求めることでこの波長範囲を積分し、略白色光によって得られた内視鏡画像と同等のカラ画像を得ている。

30

【 0 0 4 9 】

図 4（a）のカラ画像と図 4（b）の合成分光画像とを比較すると、血液を多く含む舌下組織の微細構造が図 4（b）の合成分光画像の方が明るく鮮明に表示されていることが分かる。また、図 4（b）の合成分光画像では、散乱光が有効に除去されているため、表面に血液を含まない歯牙は暗く写っている。すなわち、本実施形態の合成分光画像によれば、散乱光等のノイズ成分が除去され、酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの検出精度が高められる結果、生体組織の輪郭が強調され、健常部と病変部がより明確なものとなること分かる。

【 0 0 5 0 】

次に、本実施形態の画像処理部 500 によって実行される画像生成処理について説明する。図 5 は、本実施形態の画像処理部 500 によって実行される画像生成処理を示すフローチャートである。画像生成処理は、上述のカラ画像及び合成分光画像を生成し、画像表示装置 300 に表示を行うためのルーチンである。本ルーチンは、電子内視鏡装置 1 の電源投入によって実行される。

40

【 0 0 5 1 】

本ルーチンが開始すると、ステップ S1 が実行される。ステップ S1 では、画像処理部 500 は、フィルタ制御部 400 に分光画像を取得させるための制御信号を送る。フィルタ制御部 400 は、この制御信号を受信すると、分光フィルタ 410 の回転角度を制御し、400、405、410、・・・、800 nm の狭帯域（帯域幅約 5 nm）の光を順次波長選択し、画像処理部 500 は、各波長で得られる分光画像を撮影して一時記憶メモリ

50

520に記録する。次いでステップS2に進む。

【0052】

ステップS2では、ステップS1にて取得した分光画像の各画素について、スペクトルデータの平均値を求め、この平均値を画素値として、一枚のカラー画像データを生成する。このカラー画像データは、400から800nmのスペクトルの平均輝度値であるため、通常観察の内視鏡画像（すなわち、白色光によって得られた内視鏡画像）と同等のカラー画像となる。そして、画像処理部500は、生成されたカラー画像データをビデオメモリ540に送り、画像表示装置300のスクリーンの左側に表示させる。その結果、画像表示装置300には、図4（a）に示す画像が表示されることとなる。次いで、ステップS3に進む。

10

【0053】

ステップS3では、ステップS1又はS2が実行されている間に、電子内視鏡用プロセッサ200の操作部（不図示）が操作されて、合成分光画像の生成を指示するトリガ入力が発生したかどうかの確認が行われる。トリガ入力が発生していないのであれば（S3：NO）、ステップS1に進み、再度分光画像の取得が行われる。すなわち、トリガ入力が無い限り、分光画像から得られるカラー画像は、逐次更新されて画像表示装置300に表示され続ける。一方、ステップS1からS2が実行されている間にトリガ入力が発生していた場合は（S3：YES）、ステップS4に進む。

【0054】

ステップS4では、ステップS1で取得した分光画像について重回帰分析が行われる。具体的には、ステップS1で取得した分光画像の全ての画素について数4を用いて重回帰係数P1～P5を求める。次いで、ステップS5に進む。

20

【0055】

ステップS5では、ステップS4で求めた各画素の重回帰係数P1及びP2について数7を用いて合成吸収スペクトル X^* を生成する。次いで、ステップS6に進む。

【0056】

ステップS6では、ステップS5で求められた合成吸収スペクトル X^* に基づいて合成分光画像を生成する。具体的には、各画素について、合成吸収スペクトル X^* の平均値を求め、この平均値を画素値として、合成分光画像データ（合成画像データ）を生成する。そして、生成された合成分光画像データをビデオメモリ540に送り、画像表示装置300のスクリーンの右側に表示させる。その結果、画像表示装置300には、図4（b）に示す画像が表示されることとなる。画像処理部500は、このように、合成吸収スペクトル X^* によって生成された合成分光画像と、ステップS2で生成されたカラー画像とを画像表示装置300のスクリーン上に並べて配置する。従って、電子内視鏡装置1の使用者（術者）は、カラー画像と合成分光画像とを比較しながら手技を行うことができる。次いで、ステップS7に進む。

30

【0057】

ステップS7では、画像処理部500は、再度合成分光画像を生成するかどうかを問い合わせるメッセージを画像表示装置300に表示させると共に、電子内視鏡用プロセッサ200の操作部（不図示）からの入力を受け付ける。電子内視鏡装置1の使用者が操作部を操作して、合成分光画像の再生成を選択した場合は（S7：YES）、ステップS1に戻る。一方、一定時間（例えば数秒）の間、合成分光画像の再生成が指示されなかった場合は（S7：NO）、ステップS8に進む。

40

【0058】

ステップS8では、画像処理部500は、合成分光画像の表示を終了させるかどうかを問い合わせるメッセージを画像表示装置300に表示させると共に、電子内視鏡用プロセッサ200の操作部（不図示）からの入力を受け付ける。電子内視鏡装置1の使用者が操作部を操作して、合成分光画像の表示を終了することを選択した場合は（S8：YES）、本ルーチンを終了する。一方、一定時間（例えば数秒）の間、合成分光画像の表示が指示されなかった場合は（S8：NO）、ステップS7に進む。

50

【 0 0 5 9 】

以上のように、図 5 のフローチャートで示されるルーチンを画像処理部 5 0 0 が実行することにより、通常の内視鏡画像と、健常部と病変部を特定するのに有効な合成分光画像とが、画像表示装置 3 0 0 に同時に表示される。このような合成分光画像が表示されることにより、医師は、病変部の位置や範囲を特定しながら、また周辺組織と比較しながら診断することが可能となる。

【 0 0 6 0 】

なお、本実施形態においては、画像処理部 5 0 0 は、波長 4 0 0 ~ 8 0 0 n m の範囲について 5 n m 刻みで取得した分光画像データを全て用いて重回帰分析する構成としたが、本発明はこの構成に限定されるものではない。例えば、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸収波長帯域である 5 0 0 n m ~ 5 9 0 n m の波長帯域と画素ごとの規格化に必要な基準値を含む、より狭い範囲とすることも可能である。また、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸収波長帯域である 5 0 0 n m ~ 5 9 0 n m の波長帯域の分光画像データだけを用いて重回帰分析する構成としてもよい。また、病変部に対応する画素のスペクトルと健常部に対応する画素のスペクトルとを識別できれば、必ずしも 5 n m 刻みで分光画像データを取得する構成でなくてもよい。分光画像データを取得する波長の間隔は、例えば、1 ~ 1 0 n m の範囲で選択可能な構成とすることができる。

10

【 0 0 6 1 】

また、本実施形態においては、重回帰分析によってフィティングする構成としたが、多変量解析によってフィティング（最適化）ができれば良く、非負拘束値の重回帰分析、最小二乗法等、他の線形回帰分析や、ニュートン法、準ニュートン法、共役勾配法、減衰最小自乗法等、線形回帰分析以外の他の最適化法も適用可能である。

20

【 符号の説明 】

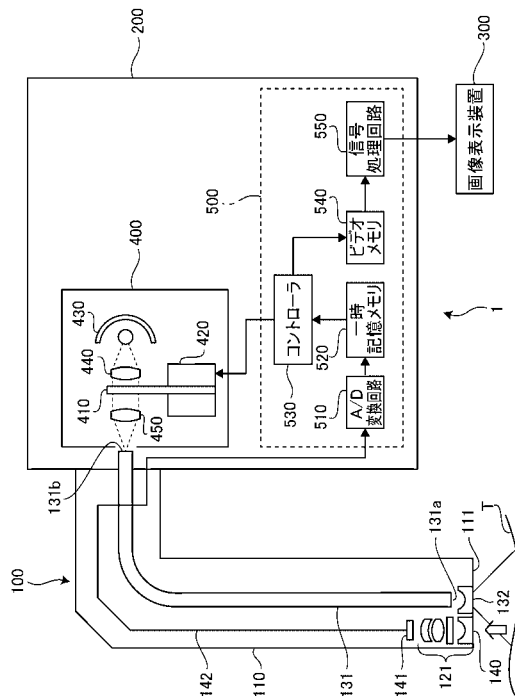
【 0 0 6 2 】

1	診断システム
1 0 0	電子内視鏡
1 1 0	挿入管
1 1 1	挿入管先端部
1 2 1	対物光学系
1 3 1	ライトガイド
1 3 1 a	先端部
1 3 1 b	基端部
1 3 2	レンズ
1 4 1	撮像素子
1 4 2	ケーブル
2 0 0	電子内視鏡用プロセッサ
3 0 0	画像表示装置
4 0 0	光源部
4 1 0	分光フィルタ
4 2 0	フィルタ制御部
4 3 0	光源
4 4 0	コリメータレンズ
4 5 0	集光レンズ
5 0 0	画像処理部
5 1 0	A / D 変換回路
5 2 0	一時記憶メモリ
5 3 0	コントローラ
5 4 0	ビデオメモリ
5 5 0	信号処理回路

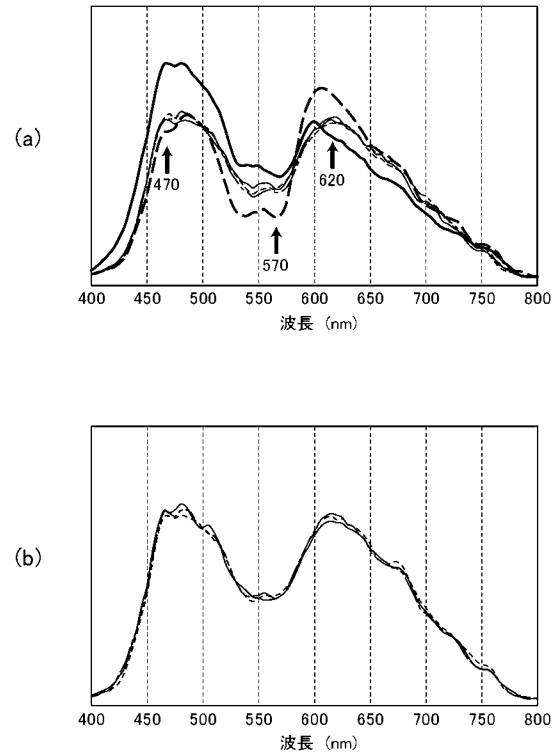
30

40

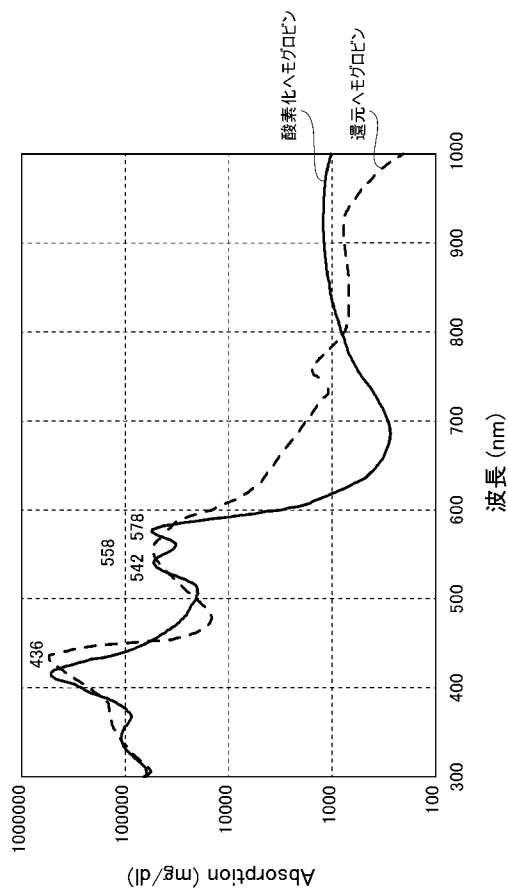
【図 1】



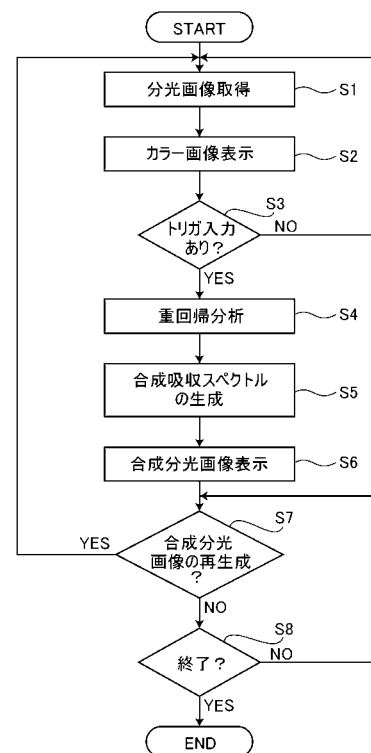
【図 2】



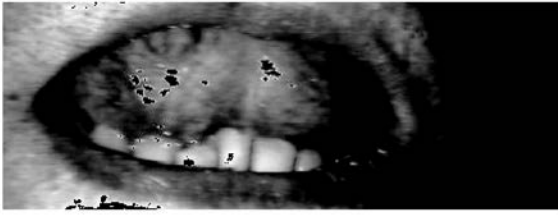
【図 3】



【図 5】



【 図 4 】



(a)



(b)

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 CC06 HH51 LL02 QQ02 QQ09 RR04 RR14 RR18 SS21 WW04
WW08 WW10

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2017000836A	公开(公告)日	2017-01-05
申请号	JP2016188378	申请日	2016-09-27
[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	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G02B23/24.B A61B1/00.520 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.611 A61B1/045.614 A61B1/045.617 A61B1/045.618		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA11 2H040/DA12 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW10		
代理人(译)	尾山荣启 山鹿SoTakashi		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够显示容易识别病变部位和健康部位的图像的电子内窥镜装置。一种电子内窥镜装置，包括光谱图像拍摄装置，用于拍摄活组织的预定波长区域的光谱图像，以基于光谱图像数据获得活组织的光谱图像数据和彩色图像数据。一种合成图像生成装置，用于生成表示合成图像的合成图像数据，该合成图像能够通过从光谱图像数据中去除基于散射光的分量来区分活组织的健康部位和病变部位。并且显示装置用于基于数据显示彩色图像和基于组合图像数据并排显示的合成图像。点域5

