

(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2009-125411

(P2009-125411A)

(43) 公開日 平成21年6月11日(2009.6.11)

(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	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2007-305385 (P2007-305385)
 (22) 出願日 平成19年11月27日(2007.11.27)

(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324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
 (74) 復代理人 100134245
 弁理士 本澤 大樹
 (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

最終頁に続く

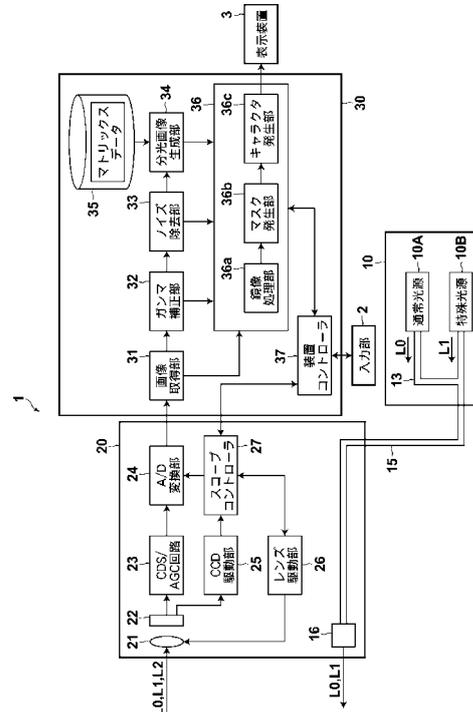
(54) 【発明の名称】 内視鏡画像処理方法および装置ならびにこれを用いた内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】簡単なシステム構成で蛍光画像と背景画像とを取得する。

【解決手段】被写体に励起光 L 1 が照射されたときに、撮像素子 2 2 により被写体から反射した励起光 L 1 と被写体から発する蛍光 L 2 とが撮像され、画像取得部 3 1 においてカラー画像 P が取得される。その後、分光画像生成部 3 4 においてカラー画像 P のうち励起光 L 1 の波長成分 1 と蛍光 L 2 の波長成分 2 とを別々の原色成分に割り当てることにより、励起光 L 1 を示す背景画像 S P b と蛍光 L 2 を示す蛍光画像 S P r とからなる分光推定画像 S P が生成される。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被写体に励起光が照射されたときに該被写体から反射した励起光と該被写体が発した蛍光とを撮像してカラー画像を取得し、

取得した前記カラー画像のうち前記励起光の波長成分と前記蛍光の波長成分とを別々の原色成分に割り当てることにより、前記励起光を示す背景画像と前記蛍光を示す蛍光画像とからなる分光推定画像を生成する

ことを特徴とする内視鏡画像処理方法。

【請求項 2】

被写体に励起光が照射されたときに該被写体から反射した励起光と該被写体が発した蛍光とを撮像してカラー画像を取得する画像取得部と、

該画像取得部により取得された前記カラー画像から前記励起光の波長成分と前記蛍光の波長成分とを別々の原色成分に割り当てることにより、前記励起光を示す背景画像と前記蛍光を示す蛍光画像とからなる分光推定画像を生成する分光画像生成部と

を備えたことを特徴とする内視鏡画像処理装置。

10

【請求項 3】

前記画像取得部において取得された前記カラー画像に対しガンマ補正を行うガンマ補正部をさらに備え、

前記分光画像生成部が、前記ガンマ補正部によりガンマ補正された前記カラー画像を用いて前記分光推定画像を生成するものであることを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡画像処理装置。

20

【請求項 4】

前記励起光が青色の波長域を有し前記蛍光が自家蛍光であり、

前記分光画像生成部が、前記励起光の波長域に対応したマトリクスパラメータと、前記蛍光の波長域に対応したマトリクスパラメータとを用いて前記分光推定画像を生成するものであることを特徴とする請求項 2 または 3 記載の内視鏡画像処理装置。

【請求項 5】

前記分光画像生成部が前記カラー画像もしくは前記分光推定画像から緑色の波長域からなるサブ蛍光画像を生成する機能を有するものであり、

前記蛍光画像の画素値に対する前記サブ蛍光画像の画素値の比を病変指数として各画素毎に算出し、算出した該病変指数の値に基づいて色づけした病変指数画像を生成する病変画像生成部をさらに備えたことを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡画像処理装置。

30

【請求項 6】

前記励起光が青色の波長域を有し、前記蛍光が 5-アミノレブリン酸により染色された前記被写体から射出したものであることを特徴とする請求項 2 または 3 記載の内視鏡画像処理装置。

【請求項 7】

前記励起光が赤外光であり、前記蛍光がインドシアニングリーンにより染色された前記被写体から射出したものであることを特徴とする請求項 2 または 3 記載の内視鏡画像処理装置。

40

【請求項 8】

被写体に励起光を射出する光源ユニットと、該光源ユニットから射出した前記励起光を前記被写体まで導波するとともに、前記被写体に前記励起光が照射されたときに該被写体から反射した励起光と該被写体が発した蛍光とを撮像する撮像素子を備えたスコープと、該スコープにより撮像された被写体像から蛍光画像を抽出する内視鏡画像処理装置とを備えた内視鏡システムであって、

前記内視鏡画像処理装置が、

前記撮像素子により撮像されたカラー画像を取得する画像取得部と、

該画像取得部により取得された前記カラー画像から前記励起光の波長成分と前記蛍光の波長成分とを別々の原色成分に割り当てることにより、前記励起光を示す背景画像と前記

50

蛍光を示す蛍光画像とからなる分光推定画像を生成する分光画像生成部とを備えたものであることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 9】

前記スコープが、前記撮像素子の受光面側に配置された、該撮像素子において前記励起光の波長域の受光光量を減少させるカットフィルタをさらに備えたものであることを特徴とする請求項 8 記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被写体に励起光を照射したときに被写体から射出する蛍光を観察するための内視鏡画像処理方法および装置ならびにこれを用いた内視鏡システムに関するものである。

10

【背景技術】

【0002】

生体組織に特定の波長の励起光が照射されたとき、生体組織の自家蛍光が発することが知られている。そこで、内視鏡装置を用いて体腔内の生体組織に励起光を照射し、生体組織からの自家蛍光を検出する内視鏡装置が提案されている。ここで、蛍光観察を行う際、励起光が照射されている部位と蛍光が射出されている部位とを比較するために、蛍光の状態を示す蛍光画像および励起光の照射状態を示す背景画像が必要になる。

【0003】

ここで、被写体から反射した励起光と蛍光とをハーフプリズムやバンドパスフィルタ等を用いて分光し、励起光と蛍光とを別々の撮像素子を用いて撮像することが知られている。あるいは特許文献 1 に示すように、撮像素子の受光面側に励起光を遮光して蛍光を透過する過フィルタと励起光を透過する過フィルタとを一定周期で切り替えることにより、異なる時間に蛍光を撮像した蛍光画像と励起光を撮像した背景画像とをそれぞれ取得する方法が提案されている。

20

【特許文献 1】特開 2000 - 270265 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、蛍光信号の撮像と背景信号の撮像とを別々に設けたときには撮像素子が複数必要になるとともにハーフプリズム等の光学部品が必要になり、システム構成が複雑になるという問題がある。また、特許文献 1 に示すように、時系列的に蛍光と背景画像とを取得するとき、被写体が動いたときに背景画像と蛍光画像との空間的な位置のずれが生じる場合があり、正確な診断を行うことができないという問題がある。

30

【0005】

そこで、本発明は、簡単なシステム構成で蛍光画像と背景画像とを取得することができる内視鏡画像処理方法、装置ならびに内視鏡システム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】

40

【0006】

本発明の内視鏡画像処理方法は、被写体に励起光が照射されたときに被写体から反射した励起光と被写体が発した蛍光とを撮像してカラー画像を取得し、取得したカラー画像のうち励起光の波長成分と蛍光の波長成分とを別々の原色成分に割り当てることにより、励起光を示す背景画像と蛍光を示す蛍光画像とからなる分光推定画像を生成することを特徴とするものである。

【0007】

本発明の内視鏡画像処理装置は、被写体に励起光が照射されたときに被写体から反射した励起光と被写体が発した蛍光とを撮像してカラー画像を取得する画像取得部と、画像取得部により取得されたカラー画像から励起光の波長成分と蛍光の波長成分とを別々の原色

50

成分に割り当てることにより、励起光を示す背景画像と蛍光を示す蛍光画像とからなる分光推定画像を生成する分光画像生成部とを備えたことを特徴とするものである。

【0008】

本発明の内視鏡システムは、被写体に励起光を射出する光源ユニットと、光源ユニットから射出した励起光を被写体まで導波するとともに、被写体に励起光が照射されたときに被写体から反射した励起光と被写体が発した蛍光とを撮像する撮像素子を備えたスコープと、スコープにより撮像された被写体像から蛍光画像を抽出する内視鏡画像処理装置とを備えた内視鏡システムであって、内視鏡画像処理装置が、撮像素子により撮像されたカラー画像を取得する画像取得部と、画像取得部により取得されたカラー画像から励起光の波長成分と蛍光の波長成分とを別々の原色成分に割り当てることにより、励起光を示す背景画像と蛍光を示す蛍光画像とからなる分光推定画像を生成する分光画像生成部とを備えたものであることを特徴とするものである。

10

【0009】

ここで、蛍光は、励起光の照射により発せられたものであればよく、たとえば生体組織に青色の波長域の励起光を照射したとき、生体が本来持っている蛍光成分により緑色の波長域から赤色の波長域にかけて微弱な光を発光する自家蛍光であってもよい。あるいは、略5-アミノレブリン酸(5-AminoLevulinic Acid (ALA))に波長405nmの励起光を照射することにより、636nm近傍の波長からなる蛍光を撮像したものであってもよい。あるいは、たとえば体腔内に注入したインドシアニンググリーン(ICG)に波長780nmの励起光を照射することにより、840nm近傍の波長からなる蛍光を撮像したものであってもよい。

20

【0010】

また、分光推定画像は、各原色成分を別々に表示装置に表示することにより、蛍光画像のみもしくは背景画像のみを表示させることができる。

【0011】

なお、内視鏡画像処理装置は、画像取得部において取得されたカラー画像に対しガンマ補正を行うガンマ補正部をさらに備えたものであってもよい。このとき、分光画像生成部は、ガンマ補正部によりガンマ補正されたカラー画像を用いて分光推定画像を生成する。

【0012】

また、分光画像生成部は、RGBの各原色成分からなる分光推定画像のいずれの原色成分に蛍光の波長域を割り当ててもよく、たとえば励起光の波長成分をR信号およびB信号に割り当てて背景画像とし、蛍光の波長成分をG信号に割り当てて蛍光画像として分光推定画像を生成するようにしてもよい。

30

【0013】

なお、分光画像生成部は、分光推定画像を生成する他に、カラー画像もしくは分光推定画像から略500~550nm(緑色)の波長域からなるサブ蛍光画像を生成する機能を有していてもよい。このとき、内視鏡画像処理装置は、分光推定画像における蛍光の原色成分の各画素値に対するサブ蛍光画像の比を病変指数として算出し、算出した病変指数の値に基づいて色づけした病変指数画像を生成する病変画像生成部をさらに備えたものであってもよい。

40

【0014】

また、スコープは、撮像素子の受光面側に配置された、撮像素子における励起光の受光量を減少させるカットフィルタをさらに備えたものであってもよい。

【発明の効果】

【0015】

本発明の内視鏡画像処理方法および装置ならびにこれを用いた内視鏡システムによれば、被写体に励起光が照射されたときに被写体から反射した励起光と被写体から発した蛍光とを撮像してカラー画像を取得し、取得したカラー画像のうち励起光の波長成分と蛍光の波長成分とを別々の原色成分に割り当てた分光推定画像を生成することにより、従来のように、別々の撮像素子を設ける必要がなくても励起光および蛍光の波長域情報に基づきカ

50

ラー画像から背景画像および蛍光画像を生成することができ、簡単な構成で蛍光の発光状態を確認することができる。

【0016】

なお、画像取得部において取得されたカラー画像に対しガンマ補正を行うガンマ補正部をさらに備え、分光画像生成部が、ガンマ補正部によりガンマ補正されたカラー画像を用いて分光推定画像を生成するものであれば、分光推定画像における励起光を示す信号値を小さくし蛍光を示す信号値を大きくすることができるため、蛍光部分を強調した分光推定画像を生成することができる。

【0017】

また、励起光が青色の波長域を有し蛍光が自家蛍光であり、分光画像生成部が、カラー画像もしくは分光推定画像から緑色の波長域からなるサブ蛍光画像を生成する機能を有するものであり、蛍光画像の画素値に対するサブ蛍光画像の画素値の比を病変指数として各画素毎に算出し、算出した該病変指数の値に基づいて色づけした病変指数画像を生成する病変画像生成部をさらに備えたものであれば、病変部位よりも正常部位の方が自家蛍光の波長域において緑色の波長域の強度が占める割合が高いことに着目し、蛍光を発した部分における緑色の波長域である略500～550nmの占める割合を病変指数画像として可視化することにより、正確な蛍光診断を行うことができる。

10

【0018】

さらに、スコープが、撮像素子の受光面側に配置された、撮像素子における励起光の受光量を減少させるカットフィルタをさらに備えたものであるとき、蛍光の発光量を増加させるために励起光の照射光量を増大させたときであっても、撮像素子が飽和するのを防止して精度良く励起光および蛍光の撮像を行うことができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

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。図1は、本発明の一実施形態による内視鏡システム1の基本構成を示すものである。内視鏡システム1は、光源ユニット10、スコープ20、内視鏡画像処理装置30を備えている。

【0020】

光源ユニット10は内視鏡による観察を行うための光を射出するものであって、通常観察を行うための通常光L0を射出するキセノンランプ等からなる通常光源10Aと、蛍光観察を行うための励起光L1とを射出する可視レーザ装置等からなる特殊光源10Bとを備えている。光源ユニット10は、スコープ20のライトガイド15に光学的に接続されており、通常観察時においては通常光源10Aから射出された通常光L0がライトガイド15内に入射され、蛍光観察時においては特殊光源10Bから射出された励起光L1がライトガイド15内に入射される。そして、通常光L0および励起光L1はライトガイド15を介して観察窓16から被写体に照射される。

30

【0021】

スコープ20は、結像光学系21、撮像素子22、CDS/AGC回路23、A/D変換部24、CCD駆動部25、レンズ駆動部26等を有しており、各構成要素はスコープコントローラ27により制御されている。撮像素子22はたとえばCCDやCMOS等からなり、結像光学系21により結像された被写体像を光電変換してカラー画像Pを取得するものである。この撮像素子22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、あるいはRGBの色フィルタを有する原色型が用いられる。なお、撮像素子22の動作はCCD駆動部25により制御されている。撮像素子22が画像(映像)信号を取得したとき、CDS/AGC(相関二重サンプリング/自動利得制御)回路23がサンプリングして増幅し、A/D変換器24がCDS/AGC回路17から出力されたカラー画像PをA/D変換し、内視鏡画像処理装置30に出力される。

40

【0022】

なお、撮像素子22が飽和するのを防止するために、スコープ20には蛍光観察時にお

50

いて撮像素子 2 2 の受光面側に励起光 L 1 の波長域の光を遮光するバンドカットフィルタが設けられていてもよい。

【 0 0 2 3 】

次に、図 1 を参照して本発明の内視鏡画像処理装置の好ましい実施形態について説明する。内視鏡画像処理装置 3 0 は、スコープ 2 0 から出力されたカラー画像の画像処理を行うものであって、画像取得部 3 1、ノイズ除去部 3 3、分光画像生成部 3 4、表示制御部 3 6 等を備えている。

【 0 0 2 4 】

画像取得部 3 1 は、たとえば DSP (デジタルシグナルプロセッサ) 等からなり、スコープ 2 0 の撮像素子 2 2 により撮像された、被写体に励起光 L 1 が照射されたときに被写体から反射した励起光 L 1 と励起光 L 1 の照射により自家蛍光した蛍光 L 2 とをカラー画像 P として取得するものである。なお、この画像取得部 3 1 は、M g (マゼンタ) , Y e (イエロー) , C y (シアン) , G (グリーン) からなるカラー画像 P を取得したとき、R G B からなるカラー画像に変換する機能を有している。

【 0 0 2 5 】

ガンマ補正部 3 2 は、図 2 に示すようなガンマ曲線に基づいてカラー画像 P の各画素値を補正するものである。つまり、蛍光 L 2 は励起光 L 1 に比べて微弱であるため、カラー画像 P に対しガンマ補正を施すことにより、蛍光 L 2 の信号値を増大させるとともに、励起光 L 1 の信号値を減衰させる。これにより、画質のよい蛍光画像 S P r を取得することができる。ノイズ除去部 3 3 は、ガンマ補正部 3 2 によりガンマ補正されたカラー画像 P 内のノイズを除去するものであって、ノイズ除去方法としては公知の技術を用いることができる。

【 0 0 2 6 】

分光画像生成部 3 4 は、画像取得部 3 1 により取得されノイズ除去部 3 3 によりノイズ除去されたカラー画像 P から励起光 L 1 の波長成分と蛍光の波長成分とを別々の原色成分に割り当てた分光推定画像を生成するものである。分光画像生成部 3 4 の動作例の詳細については特開 2 0 0 3 - 9 3 3 3 6 号公報に記載されている。

【 0 0 2 7 】

具体的には、分光画像生成部 3 4 は、下記式 (1) に示すマトリクス演算を行うことにより、カラー画像 P のうち励起光の波長成分 1 からなる背景画像を抽出する。

【 数 1 】

$$\begin{bmatrix} R_{SP} \\ G_{SP} \\ B_{SP} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{1r} & k_{1g} & k_{1b} \\ k_{2r} & k_{2g} & k_{2g} \\ k_{1r} & k_{1g} & k_{1b} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R_P \\ G_P \\ B_P \end{bmatrix}$$

【 0 0 2 8 】

なお、上記式 (1) において、 R_{SP} 、 G_{SP} 、 B_{SP} は分光推定画像 S P の R G B 成分、 R_P 、 G_P 、 B_P はカラー画像 P の R G B 成分、 k_{1r} 、 k_{1g} 、 k_{1b} 、 k_{2r} 、 k_{2g} 、 k_{2b} はマトリクス演算を行うためのマトリクスパラメータをそれぞれ示している。

【 0 0 2 9 】

ここで、図 3 に示すように、パラメータデータベース 3 5 にはたとえば 4 0 0 n m から 7 0 0 n m の波長域を 5 n m 間隔で分けた波長域毎にマトリクスパラメータ $P_{ij} = (k_{r_i}, k_{g_i}, k_{b_i})$ ($i = 1 \sim 61$) が記憶されている。図 4 は自家蛍光における励起光 L 1 および蛍光 L 2 の波長帯域の一例を示すグラフである。図 4 に示すように、励起光 L 1 は略 4 0 5 ~ 4 6 0 n m の波長域 1 からなり、蛍光 L 2 は 4 6 0 n m ~ 7 0 0 n m の波長域 2 からなるものである。

【 0 0 3 0 】

そこで、分光画像生成部 3 4 は、パラメータデータベース D B 内のマトリクスパラメー

タ P_i から第 1 波長域 1 におけるマトリクスパラメータ P_i の各成分の総和を算出してパラメータ k_{1r} 、 k_{1g} 、 k_{1b} を求める。同様に、分光画像生成部 34 は、第 2 波長域 2 におけるマトリクスパラメータ P_i の各成分の総和を算出してパラメータ k_{2r} 、 k_{2g} 、 k_{2b} を求める。そして、分光画像生成部 34 は、上記式 (1) により励起光 L_1 を R 成分および B 成分に割り当てた背景画像 S_{pb} と、蛍光 L_2 を G 成分に割り当てた蛍光画像 S_{pr} とからなる分光推定画像 S_P を生成する。

【0031】

なお、蛍光 L_2 は励起光 L_1 の強度に対して微弱であるため、被写体に励起光 L_1 が照射されているとき、通常観察では明瞭な蛍光像を得ることができない。しかし、励起光 L_1 と蛍光 L_2 とは異なる波長域 1、2 からなるものであって (図 4 参照)、体腔内の大部分は赤色からなっているため、励起光 L_1 が被写体において反射する成分は少ないものである。よって、上記蛍光 L_2 の波長域 2 を抽出して分光推定画像 S_P の G 成分からなる蛍光画像 S_{pr} を取得することができる。

10

【0032】

また、図 3 および図 4 において、蛍光 L_2 が自家蛍光の場合について例示しているが、たとえば体腔内に注入した 5-アミノレブリン酸 (5-AminoLevulinic Acid (ALA)) に波長 405 nm の励起光 L_1 を照射することにより、636 nm 近傍の波長からなる蛍光 L_2 を撮像したものであってもよい。あるいは、たとえば体腔内に注入したインドシアニングリーン (ICG) に波長 780 nm の励起光 L_1 を照射することにより、840 nm 近傍の波長からなる蛍光 L_2 を撮像したものであってもよい。このとき、分光画像生成部 34 は、励起光 L_1 および蛍光 L_2 の各波長域 1、2 を予め調べておき、各波長域 1、2 に対応したマトリクスパラメータを用いたマトリクス演算を行うことにより、励起光 L_1 と蛍光 L_2 とを別々の原色成分に割り当てた分光推定画像 S_P を生成する。

20

【0033】

図 1 の表示制御部 36 は、液晶表示装置や CRT 等からなる表示装置 3 に各種画像を表示するものである。具体的には、表示制御部 36 は、画像取得部 31 において取得されたカラー画像 P 、ガンマ補正部 32 によりガンマ補正されたカラー画像 P 、ノイズ除去部 33 によりノイズ除去されたカラー画像 P 、分光画像生成部 34 により生成された分光推定画像 S_P 、分光推定画像 S_P を構成する背景画像 S_{pb} および蛍光画像 S_{pr} を入力部 2 からの入力に従い選択してもしくは並べて表示装置 3 に表示する機能を有している。なお、表示制御部 36 は鏡像処理を行う鏡像処理部 36a と、各種画像からマスク画像を生成して表示するマスク発生部 36b、上記各種画像に関する情報をキャラクタ情報として表示するキャラクタ発生部 36c とを有し、各種信号処理された画像を表示するようになっている。

30

【0034】

図 5 は本発明の内視鏡画像処理方法の好ましい実施形態を示すフローチャートであり、図 1 から図 5 を参照して内視鏡画像処理方法について説明する。まず、入力部 2 を介して内視鏡システム 1 全体が自家蛍光を観察するための蛍光観察モードに設定される。すると、光源ユニット 10 から励起光 L_1 が射出され、ライトガイド 15 および観察窓 16 を介して被写体に照射される (ステップ ST1)。

40

【0035】

そして、撮像素子 22 により被写体から反射した励起光 L_1 および被写体が自家蛍光 L_2 がカラー画像 P として取得される (ステップ ST2)。この撮像信号は $CDS/A/GC$ 回路 17 で相関二重サンプリングおよび自動利得制御による増幅されて、 A/D 変換器 18 において A/D 変換された後、内視鏡画像処理装置 30 に出力される。

【0036】

内視鏡画像処理装置 30 において、画像取得部 31 によりカラー画像 P が取得される (ステップ ST3)。その後、ガンマ補正部 32 によるガンマ補正処理およびノイズ除去部 33 によりノイズ除去処理が施される (ステップ ST4)。そして、分光画像生成部 34 においてカラー画像 P を用いて上記式 (1) および図 3 のマトリクスデータを用いてマト

50

リクス演算がなされ、分光推定画像 S P が生成される (ステップ S T 5)。生成した分光推定画像 S P は、表示制御部 3 6 により表示装置 3 に表示される。このとき、表示装置 3 には、入力部 2 の入力に従い、G 成分からなる蛍光画像 S P r、R G B 成分からなる分光推定画像 S P、R B 成分からなる励起光を示す画像が切り替え表示される。

【 0 0 3 7 】

このように、励起光 L 1 の波長成分 1 と蛍光 L 2 の波長成分 2 とを別々の原色成分に割り当てた分光推定画像 S P を生成することにより、従来のように、別々の撮像素子を設ける必要がなく、簡単な構成で蛍光画像 S P r を取得して蛍光 L 2 の発光状態を確認することができる。また、背景画像 S P b と蛍光画像 S P r とを同一のカラー画像 P から取得することができるため、背景画像 S P b と蛍光画像 S P r の取得タイミングのずれによる位置ずれを生じるのを防止し、励起光 L 1 が照射されている部位と蛍光 L 2 を発している部位との比較を正確に行うことができる。

10

【 0 0 3 8 】

図 6 は本発明の内視鏡画像処理装置の別の実施形態を示すブロック図である。なお、図 6 の内視鏡画像処理装置 1 3 0 において図 1 の内視鏡画像処理装置 3 0 と同一の構成を有する部位には同一の符号を付してその説明を省略する。図 6 の内視鏡画像処理装置 1 3 0 が図 1 の内視鏡画像処理装置 3 0 と異なる点は、病変画像生成部 1 3 5 が設けられている点である。

【 0 0 3 9 】

病変画像生成部 1 3 5 は、病変指数を算出するとともに病変指数の値に基づいて色づけした病変指数画像を生成するものである。具体的には、分光画像生成部 3 4 はカラー画像 P もしくは分光推定画像 S P から緑色 (略 5 0 0 ~ 5 5 0 n m) の波長域からなるサブ蛍光画像 S P r 1 0 を生成する機能を有している。つまり、蛍光画像 S P r は緑色 ~ 赤色 (4 7 0 n m ~ 7 0 0 n m) の波長域を示す画像であるのに対し、サブ蛍光画像 S P r 1 0 は、蛍光画像 S P r のうち緑色の波長域 (略 5 0 0 ~ 5 5 0 n m の波長域) を示す画像である。

20

【 0 0 4 0 】

病変画像生成部 1 3 5 は、蛍光画像 S P r の画素値に対するサブ蛍光画像 S P r 1 0 の画素値の比を病変指数 (0 . 0 ~ 1 . 0) として各画素毎に算出し、算出した病変指数の値に基づいて色づけした病変指数画像を生成する。たとえば、病変指数が高くなるにつれて輝度が大きくなるような色づけを行う。そして、表示制御部 3 6 は入力部 2 からの入力に従い生成された病変指数画像を表示装置 3 に表示する。

30

【 0 0 4 1 】

このように、自家蛍光 L 2 の波長域において病変部位よりも正常部位の方が緑色の波長域の強度が占める割合が高いことに着目し、蛍光を発した部分における緑色の波長域である略 5 0 0 ~ 5 5 0 n m の占める割合を病変指数画像として可視化することにより、正確な蛍光診断を行うことができる。

【 0 0 4 2 】

上記各実施の形態によれば、被写体に励起光 L 1 が照射されたときに被写体から反射した励起光 L 1 と被写体から発した蛍光 L 2 とを撮像してカラー画像 P を取得し、取得したカラー画像 P のうち励起光 L 1 の波長成分と蛍光 L 2 の波長成分とを別々の原色成分に割り当てた分光推定画像 S P を生成することにより、従来のように、別々の撮像素子を設ける必要がなくとも励起光 L 1 および蛍光 L 2 の波長域情報に基づきカラー画像 P から背景画像 S P b および蛍光画像 S P r を生成することができ、簡単な構成で蛍光 L 2 の発光状態を確認することができる。

40

【 0 0 4 3 】

また、図 1 および図 2 に示すように、画像取得部 3 1 において取得されたカラー画像 P に対しガンマ補正を行うガンマ補正部 3 2 をさらに備え、分光画像生成部 3 4 が、ガンマ補正部 3 2 によりガンマ補正されたカラー画像 P を用いて分光推定画像 S P を生成するものであれば、分光推定画像 S P における励起光 L 1 を示す信号値を小さくし蛍光 L 2 を示

50

す信号値を大きくすることができるため、蛍光部分を強調した分光推定画像 S P を生成することができる。

【 0 0 4 4 】

また、図 6 に示すように、励起光 L 1 が青色の波長域を有し蛍光 L 2 が自家蛍光であり、分光画像生成部が、カラー画像 P もしくは分光推定画像 S P から緑色の波長域からなるサブ蛍光画像 S P r 1 0 を生成する機能を有するものであり、蛍光画像 S P r の画素値に対するサブ蛍光画像 S P r 1 0 の画素値の比を病変指数として各画素毎に算出し、算出した病変指数の値に基づいて色づけした病変指数画像を生成する病変画像生成部 1 3 5 をさらに備えたものであれば、病変部位よりも正常部位の方が自家蛍光 L 2 の波長域において緑色の波長域の強度が占める割合が高いことに着目し、蛍光 L 2 を発した部分における緑色の波長域である略 5 0 0 ~ 5 5 0 n m の占める割合を病変指数画像として可視化することにより、正確な蛍光診断を行うことができる。

10

【 0 0 4 5 】

さらに、スコープ 2 0 が、撮像素子 2 2 の受光面側に配置された、撮像素子における励起光 L 1 の受光光量を減少させるカットフィルタをさらに備えたものであるとき、蛍光 L 2 の発光量を増加させるために励起光 L 1 の照射光量を増大させたときであっても、撮像素子が飽和するのを防止して精度良く励起光 L 1 および蛍光 L 2 の撮像を行うことができる。

【 0 0 4 6 】

本発明の実施の形態は上記実施の形態に限定されない。たとえば、上記式 (1) において、分光推定画像 S P のうち、励起光 L 1 の波長域 1 を R 成分および B 成分に割り当て、蛍光 L 2 の波長域 2 を G 成分に割り当てた場合について例示しているが、励起光 L 1 および蛍光 L 2 は分光推定画像 S P のいずれの R G B 成分に割り当てられてもよい。

20

【 0 0 4 7 】

また、上記実施形態において、内視鏡画像処理装置 3 0 は D S P 等のハードウェアを用いて構成される場合について例示しているが、内視鏡画像処理装置がパーソナルコンピュータ等のコンピュータからなるものであってもよい。このとき、図 1 の内視鏡画像処理装置 3 0 の構成は補助記憶装置に読み込まれた内視鏡画像処理プログラムをコンピュータ (たとえばパーソナルコンピュータ等) 上で実行することにより実現される。

【 0 0 4 8 】

さらに、上記実施の形態において、内視鏡システム 1 は通常観察と蛍光観察の双方を行うことができる場合について例示しているが、蛍光観察のみを行う内視鏡システムについても上記内視鏡画像処理装置 3 0 を適用することができる。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 9 】

【 図 1 】 本発明の内視鏡画像処理装置の好ましい実施の形態を示すブロック図

【 図 2 】 図 1 のガンマ補正部におけるガンマ補正特性を示すグラフ

【 図 3 】 図 1 のマトリクスデータベースの一例を示すデータ図

【 図 4 】 励起光と自家蛍光の波長帯域の一例を示すグラフ

【 図 5 】 本発明の内視鏡画像処理方法の好ましい実施形態を示すフローチャート

40

【 図 6 】 本発明の内視鏡画像処理装置の別の実施形態を示すブロック図

【 符号の説明 】

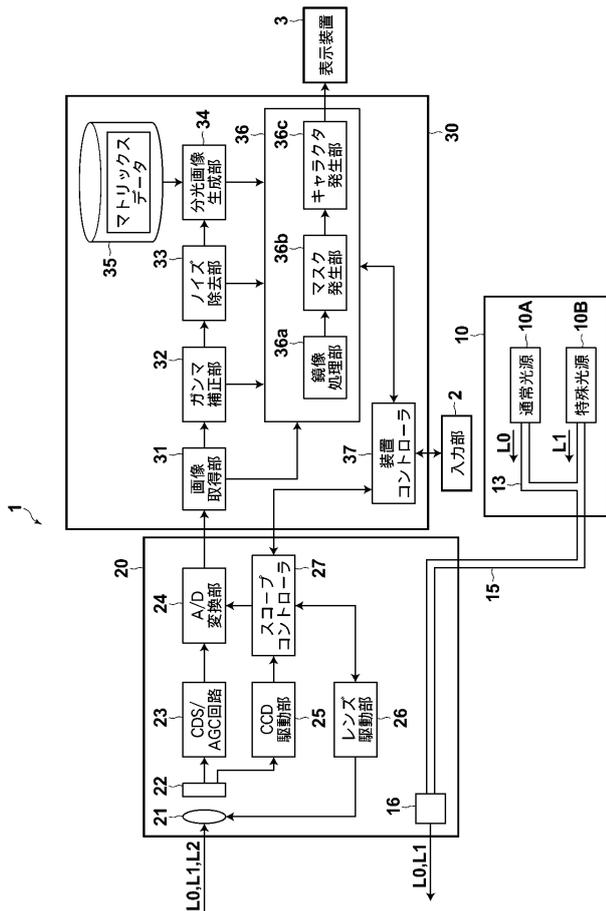
【 0 0 5 0 】

- 1 内視鏡システム
- 1 0 光源ユニット
- 1 5 ライトガイド
- 1 6 観察窓
- 2 0 スコープ
- 2 1 結像光学系
- 2 2 撮像素子

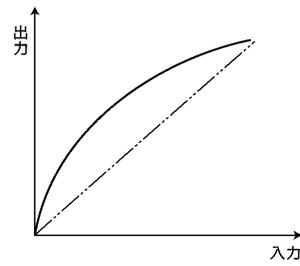
50

- 30、130 内視鏡画像処理装置
- 31 画像取得部
- 32 ガンマ補正部
- 33 ノイズ除去部
- 34 分光画像生成部
- L1 励起光
- L2 蛍光
- P カラー画像
- SP 分光推定画像
- SPb 背景画像
- SPr 蛍光画像
- SPr10 サブ蛍光画像

【図1】



【図2】

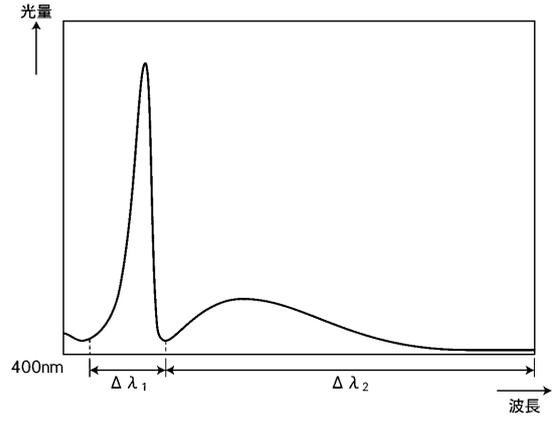


【 図 3 】

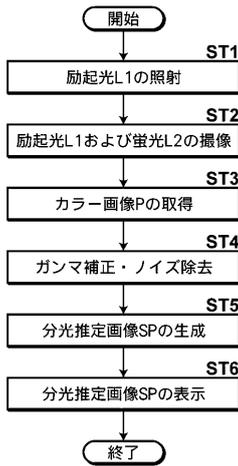
パラメータ P _i	k _i	k _g	k _b
P ₁	-0.0000144	-0.0000193	0.0000192
P ₂	-0.0000136	-0.0000202	0.0000181
P ₃	-0.0000108	-0.0000174	0.0000152
P ₄	-0.0000114	-0.0000171	0.0000157
P ₅	-0.0000124	-0.0000167	0.0000173
P ₆	-0.0000154	-0.0000211	0.0000232
P ₇	-0.0000227	-0.0000328	0.0000365
P ₈	-0.0000384	-0.0000555	0.0000642
P ₉	-0.0000708	-0.0000963	0.0001214
P ₁₀	-0.0001276	-0.0001494	0.0002176
P ₁₁	-0.0001757	-0.0001620	0.0002957
P ₁₂	-0.0000716	-0.0000489	0.0001206
P ₁₃	-0.0000097	-0.0000042	0.0000150
P ₁₄	-0.0000086	-0.0000041	0.0000112
P ₁₅	-0.0000113	0.0000019	0.0000141
P ₁₆	-0.0000145	0.0000105	0.0000180
P ₁₇	-0.0000150	0.0000039	0.0000187
P ₁₈	-0.0000160	0.00000402	0.0000182
⋮	⋮	⋮	⋮
P ₆₁	0.00548	-0.00229	0.00453

$\Delta \lambda_1$ (=400~465nm)
 $\Delta \lambda_2$ (=470~700nm)

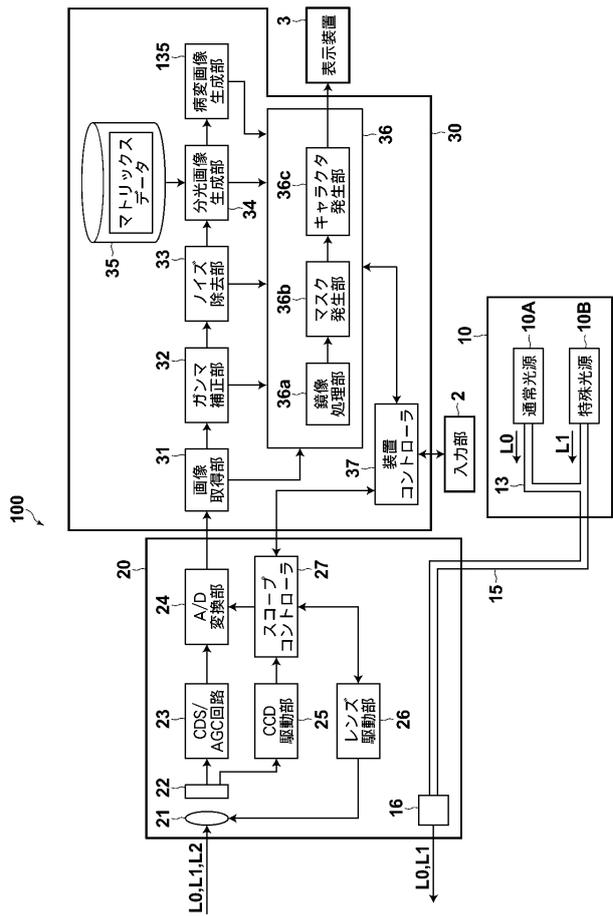
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 石井 秀一

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

(72)発明者 竹内 信次

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

(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) 4C061 AA00 BB02 CC06 DD00 HH51 JJ17 LL02 MM05 NN01 NN05
QQ02 QQ04 QQ07 SS10 TT03 WW08 WW17