

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4895750号
(P4895750)

(45) 発行日 平成24年3月14日 (2012. 3. 14)

(24) 登録日 平成24年1月6日 (2012. 1. 6)

(51) Int. Cl.

F I

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

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

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

H 0 4 N 7/18 M

請求項の数 8 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2006-272098 (P2006-272098)
 (22) 出願日 平成18年10月3日 (2006. 10. 3)
 (65) 公開番号 特開2008-86605 (P2008-86605A)
 (43) 公開日 平成20年4月17日 (2008. 4. 17)
 審査請求日 平成21年7月28日 (2009. 7. 28)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100090169
 弁理士 松浦 孝
 (74) 代理人 100124497
 弁理士 小倉 洋樹
 (74) 代理人 100127306
 弁理士 野中 剛
 (74) 代理人 100129746
 弁理士 虎山 滋郎
 (74) 代理人 100132045
 弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡プロセッサ、自家蛍光画像表示プログラム、及び内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体組織に照射すると蛍光を発光させる励起光または参照光が異なるタイミングで照射されるそれぞれの被写体の光学像に基づいたそれぞれの画像信号を生成する撮像素子から、前記参照光が照射される時に生成される前記画像信号である参照光画像信号と前記励起光が照射される時に生成される前記画像信号である蛍光画像信号とを受信する受信部と、前記参照光画像信号を形成する色信号成分に基づいて、出血部位と推定される出血推定領域を、前記撮像素子に撮影された領域である撮像領域内部において特定する色判別部と

、前記出血推定領域以外の前記撮影領域である非出血領域のみにおいて、前記蛍光画像信号に基づく病変部推定画像を作成する画像処理部とを備える

10

ことを特徴とする内視鏡プロセッサ。

【請求項 2】

前記色信号は R 信号成分、G 信号成分、および B 信号成分であり、

前記色判別部は、R 信号成分に対する G 信号成分および B 信号成分の信号強度の比である G/R 、 B/R を算出し、 G/R が第 1 の範囲内であって、 B/R が第 2 の範囲内である領域を前記出血推定領域に特定する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡プロセッサ。

【請求項 3】

前記色判別部による前記出血推定領域の特定は、前記蛍光画像信号に相当する蛍光画像

20

において閾値より輝度が低い領域に対して行なわれることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡プロセッサ。

【請求項 4】

前記病変部推定画像は、前記参照光画像信号に基づいて作成されることを特徴とする請求項 1 ～ 請求項 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡プロセッサ。

【請求項 5】

前記画像処理部は、前記出血推定領域を所定の色に着色することを特徴とする請求項 1 ～ 請求項 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡プロセッサ。

【請求項 6】

前記画像処理部は、前記出血推定領域に所定の形態の網掛けをすることを特徴とする請求項 1 ～ 請求項 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡プロセッサ。

10

【請求項 7】

生体組織に照射すると蛍光を発光させる励起光または参照光が異なるタイミングで照射されるそれぞれの被写体の光学像に基づいたそれぞれの画像信号を生成する撮像素子から、前記参照光が照射される時に生成される前記画像信号である参照光画像信号と前記励起光が照射される時に生成される前記画像信号である蛍光画像信号とを受信部に受信させる駆動部と、

前記参照光画像信号を形成する色信号に基づいて、出血部位と推定される出血推定領域を、前記撮像素子に撮影された領域である撮像領域内部において特定する色判別部と、

前記出血推定領域以外の前記撮影領域である非出血領域のみにおいて、前記蛍光画像信号に基づく病変部推定画像を作成する画像処理部として内視鏡プロセッサを機能させることを特徴とする自家蛍光画像表示プログラム。

20

【請求項 8】

参照光と生体組織に照射すると蛍光を発光させる励起光とを出射する光源ユニットと、前記励起光と前記参照光とを異なるタイミングで出射させる光源制御部と、

前記励起光が被写体に照射されるときの前記被写体の光学像を受光して蛍光画像信号を生成し、前記参照光が被写体に照射されるときの前記被写体の光学像を受光して参照光画像信号を生成する撮像素子と、

前記参照光画像信号を形成する色信号に基づいて、出血部位と推定される出血推定領域を、前記撮像素子に撮影された領域である撮像領域内部において特定する色判別部と、

30

前記出血推定領域以外の前記撮影領域である非出血領域のみにおいて、前記蛍光画像信号に基づく病変部推定画像を作成する画像処理部と、

前記画像処理部に作成された前記病変部含有画像を表示するモニタとを備えることを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、自家蛍光を利用した電子内視鏡システムにおいて、病変部の特定に寄与する画像を作成する内視鏡プロセッサに関する。

【背景技術】

40

【0002】

紫外線等の特定の波長の光（励起光）を生体組織に照射することにより、生体組織が蛍光を発する自家蛍光が知られている。また、がん細胞等の病変部位においてはこの蛍光の光量が低いことが知られている。この性質を利用した電子内視鏡システムが知られている（特許文献 1 参照）。

【0003】

この電子内視鏡システムでは、白色光等の参照光を照射した時の参照光画像と励起光を照射した時の自家蛍光画像を比較して、自家蛍光画像では暗く、参照光画像では明るい画素を抽出する信号処理を行い、この画素を着色した擬似カラー画像を表示することにより、病変部位の特定を可能としていた。

50

【 0 0 0 4 】

自家蛍光画像では病変部位以外にも管腔の奥や凹部などが暗く表示されるため病変部位との区別が難しく、病変部位の特定が困難であった。そこで、前述のような画素の抽出を行なって着色した擬似カラー画像の表示により、病変部位と推定される領域の特定が容易となった。

【 0 0 0 5 】

ところで、ヘモグロビンは励起光および自家蛍光を強く吸収するため、病変部位と関係のない出血部位も病変部位と同様に自家蛍光画像では暗く表示され、参照光画像では明るく表示される。それゆえ、擬似カラー画像ではこのような出血部位も着色されるため、病変部位と出血部位とを判別することが困難であった。

10

【特許文献1】特開2005-40181号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

したがって、本発明では、擬似カラー画像のように自家蛍光画像に基づいて病変部位を特定させるための画像を、出血部位を表示する領域以外の領域において作成する内視鏡プロセッサの提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

本発明の内視鏡プロセッサは、生体組織に照射すると蛍光を発光させる励起光または参照光が異なるタイミングで照射されるそれぞれの被写体の光学像に基づいたそれぞれの画像信号を生成する撮像素子から、参照光が照射される時に生成される画像信号である参照光画像信号と励起光が照射される時に生成される画像信号である蛍光画像信号とを受信する受信部と、参照光画像信号を形成する色信号成分に基づいて出血部位と推定される出血推定領域を撮像素子に撮影された領域である撮像領域内部において特定する色判別部と、出血推定領域以外の撮影領域である非出血領域のみににおいて蛍光画像信号に基づく病変部推定画像を作成する画像処理部とを備えることを特徴としている。

20

【 0 0 0 8 】

なお、色信号はR信号成分、G信号成分、およびB信号成分であり、色判別部はR信号成分に対するG信号成分およびB信号成分の信号強度の比である G/R 、 B/R を算出し G/R が第1の範囲内であって B/R が第2の範囲内である領域を前記出血推定領域に特定することが好ましい。

30

【 0 0 0 9 】

また、色判別部による出血推定領域の特定は蛍光画像信号に相当する蛍光画像において閾値より輝度が低い領域に対して行なわれることが好ましい。

【 0 0 1 0 】

また、病変部推定画像は参照光画像信号に基づいて作成されることが好ましい。

【 0 0 1 1 】

また、画像処理部は出血推定領域を所定の色に着色することが好ましい。または、画像処理部は出血推定領域に所定の形態の網掛けをすることが好ましい。

40

【 0 0 1 2 】

本発明の擬似カラー画像作成プログラムは、生体組織に照射すると蛍光を発光させる励起光または参照光が異なるタイミングで照射されるそれぞれの被写体の光学像に基づいたそれぞれの画像信号を生成する撮像素子から参照光が照射される時に生成される画像信号である参照光画像信号と励起光が照射される時に生成される画像信号である蛍光画像信号とを受信部に受信させる駆動部と、参照光画像信号を形成する色信号に基づいて出血部位と推定される出血推定領域を撮像素子に撮影された領域である撮像領域内部において特定する色判別部と、出血推定領域以外の撮影領域である非出血領域のみににおいて蛍光画像信号に基づく病変部推定画像を作成する画像処理部として内視鏡プロセッサを機能させることを特徴としている。

50

【 0 0 1 3 】

本発明の内視鏡システムは、参照光と生体組織に照射すると蛍光を発光させる励起光とを出射する光源ユニットと、励起光と参照光とを異なるタイミングで出射させる光源制御部と、励起光が被写体に照射されるときに被写体の光学像を受光して蛍光画像信号を生成し参照光が被写体に照射されるときに被写体の光学像を受光して参照光画像信号を生成する撮像素子と、参照光画像信号を形成する色信号に基づいて出血部位と推定される出血推定領域を撮像素子に撮影された領域である撮像領域内部において特定する色判別部と、出血推定領域以外の撮影領域である非出血領域のみにおいて蛍光画像信号に基づく病変部推定画像を作成する画像処理部と、画像処理部に作成された病変部推定画像を表示するモニタとを備えることを特徴としている。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、出血推定領域以外の非出血領域のみにおいて蛍光画像信号に基づく病変部位を推定するための病変部推定画像の作成が可能となる。したがって、出血部位と病変部位の判別が容易になる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 5 】

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

図 1 は、本発明の一実施形態を適用した内視鏡プロセッサを有する内視鏡システムの内部構成を概略的に示すブロック図である。

20

【 0 0 1 6 】

内視鏡システム 1 0 は、内視鏡プロセッサ 2 0、電子内視鏡 5 0、およびモニタ 6 0 によって構成される。内視鏡プロセッサ 2 0 は、電子内視鏡 5 0、及びモニタ 6 0 に接続される。

【 0 0 1 7 】

内視鏡プロセッサ 2 0 から被写体を照明するための照明光が供給される。照明された被写体が電子内視鏡 5 0 により撮影される。電子内視鏡 5 0 の撮影により生成する画像信号が内視鏡プロセッサ 2 0 に送られる。

【 0 0 1 8 】

内視鏡プロセッサ 2 0 では、電子内視鏡 5 0 から得られた画像信号に対して所定の信号処理が施される。所定の信号処理を施した画像信号はビデオ信号としてモニタ 6 0 に送られ、送られたビデオ信号に相当する画像がモニタ 6 0 に表示される。

30

【 0 0 1 9 】

内視鏡プロセッサ 2 0 には、光源ユニット 3 0、画像処理ユニット 4 0、システムコントローラ 2 1、及びタイミングコントローラ 2 2 等が設けられる。後述するように、光源ユニット 3 0 は被写体を照明するための照明光を発光する。また、後述するように、画像処理ユニット 4 0 では画像信号に対して所定の信号処理が施される。

【 0 0 2 0 】

システムコントローラ 2 1 により内視鏡プロセッサ 2 0 全体の動作が制御される。タイミングコントローラ 2 2 により内視鏡プロセッサ 2 0 の各部位における動作のタイミングが調整される。

40

【 0 0 2 1 】

内視鏡プロセッサ 2 0 と電子内視鏡 5 0 とを接続すると、光源ユニット 3 0 と電子内視鏡 5 0 に設けられるライトガイド 5 1 とが光学的に接続される。また、内視鏡プロセッサ 2 0 と電子内視鏡 5 0 とを接続すると、画像処理ユニット 4 0 と電子内視鏡 5 0 に設けられる撮像素子 5 2 とが、撮像素子駆動回路 2 3 を介してタイミングコントローラ 2 2 と撮像素子 5 2 とが電氣的に接続され、更にシステムコントローラ 2 1 と電子内視鏡 5 0 に設けられる操作入力部 5 3 とが電氣的に接続される。

【 0 0 2 2 】

光源ユニット 3 0 は、白色光を発する光源 3 1、集光レンズ 3 2、光源フィルタ 3 3、

50

光源フィルタ駆動機構 3 4、およびモータ 3 5 によって構成される。光源 3 1 から照射される光をライトガイド 5 1 の入射端に導くための光路中に集光レンズ 3 2 が設けられる。集光レンズ 3 2 により光源 3 1 が発する光が集光され、ライトガイド 5 1 の入射端に入射される。

【 0 0 2 3 】

光源フィルタ 3 3 は光源フィルタ駆動機構 3 4 に支持され、光源 3 1 の光路中に挿入および離脱可能である。光源フィルタ 3 3 の光源 3 1 の光路への挿入および離脱は、モータ 3 5 を駆動することにより実行される。モータ 3 5 の駆動は、システムコントローラ 2 1 によって制御される。

【 0 0 2 4 】

10

なお、光源フィルタ駆動機構 3 4 には位置検出センサ 3 6 が設けられ、光源フィルタ 3 3 の位置が位置検出センサ 3 6 によって検出される。また、位置検出センサ 3 6 によって検出される光源フィルタ 3 3 の位置がシステムコントローラ 2 1 に送られる。光源フィルタ 3 3 の位置に基づいて、システムコントローラ 2 1 によって前述のようにモータ 3 5 の駆動が制御される。

【 0 0 2 5 】

なお、光源フィルタ 3 3 は、照射される光の中の赤色光成分を吸収し、青色および緑色の光成分を透過する部材によって形成される。したがって、光源フィルタ 3 3 を光源 3 1 の光路中に挿入すると、白色光のうちの青色および緑色の一部光成分または紫外成分である励起光がライトガイド 5 1 の入射端に入射される。一方、光源フィルタ 3 3 を光源 3 1

20

【 0 0 2 6 】

なお、光源フィルタ 3 3 の光路への挿入または離脱は、電子内視鏡 5 0 に設けられる操作入力部 5 3 を操作することにより実行される。操作入力部 5 3 への入力に基づいて、システムコントローラ 2 1 がモータ 3 5 を制御して、光源フィルタ 3 3 の挿入または離脱が行なわれる。

【 0 0 2 7 】

なお、内視鏡システム 1 0 には、参照光画像表示モード、自家蛍光画像表示モード、および擬似カラー画像表示モードが設けられる。参照光画像表示モードでは、光源フィルタ 3 3 が光路から離脱する。自家蛍光画像表示モードでは、光源フィルタ 3 3 が光路に挿入される。また、擬似カラー画像表示モードでは、光源フィルタ 3 3 の光路への挿入と離脱が連続するフィールドに同期して交互に繰返される。

30

【 0 0 2 8 】

次に電子内視鏡 5 0 の構成について詳細に説明する。電子内視鏡 5 0 には、ライトガイド 5 1、撮像素子 5 2、操作入力部 5 3、及び励起光カットフィルタ 5 4 等が設けられる。ライトガイド 5 1 は、内視鏡プロセッサ 2 0 との接続部分から電子内視鏡 5 0 の挿入管 5 5 の先端まで延設される。

【 0 0 2 9 】

前述のように光源ユニット 3 0 から出射される参照光または励起光がライトガイド 5 1 の入射端に入射される。入射端に入射された光は、出射端まで伝達される。ライトガイド 5 1 の出射端から出射する光が、配光レンズ 5 6 を介して挿入管 5 5 先端付近に照射される。

40

【 0 0 3 0 】

撮像素子 5 2 は、参照光が連続して照射される間、或いは励起光が連続して照射される間に少なくとも 1 フィールドずつの被写体像を撮像するように、撮像素子駆動回路 2 3 によって駆動される。なお、撮像素子駆動回路 2 3 の動作はタイミングコントローラ 2 2 によって制御される。

【 0 0 3 1 】

参照光が照射されたときの被写体の反射光による光学像及び励起光が照射されたときの被写体の蛍光による光学像が、対物レンズ 5 7 によって撮像素子 5 2 の受光面に結像させ

50

られる。

【 0 0 3 2 】

なお、励起光照射時は、励起光カットフィルタ 5 4 により対物レンズ 5 7 を介して入射した光から被写体で反射された励起光成分が除去される。励起光成分が除去されることにより、被写体である生体組織が発する蛍光成分のみが、撮像素子 5 2 により撮像される。

【 0 0 3 3 】

撮像動作の実行により、撮像素子 5 2 は画像信号を生成する。したがって、参照光が照射されたときには、被写体の反射光による光学像に相当する参照光画像信号が生成される。また、励起光が照射されたときには、生体組織の蛍光による光学像に相当する蛍光画像信号が生成される。参照光画像信号および蛍光画像信号は画像処理ユニット 4 0 に送られる。

10

【 0 0 3 4 】

なお、撮像素子 5 2 の受光面には、複数の画素（図示せず）が設けられる。撮像素子 5 2 の撮像動作の実行により各画素における受光量に応じた画素信号が生成される。画像信号は、これら複数の画素において生成される画素信号によって構成される。

【 0 0 3 5 】

各画素は、R フィルタ、G フィルタ、B フィルタ（図示せず）のいずれかのカラーフィルタにより覆われる。各カラーフィルタはペイヤー方式にしたがって配置される。

【 0 0 3 6 】

各カラーフィルタに覆われた画素において生成される画素信号は、それぞれのカラーフィルタが透過する光成分の受光量に応じた画素信号である。すなわち、R フィルタによって覆われた画素からは赤色光成分の受光量に応じた R 信号成分が、G フィルタによって覆われた画素からは緑色光成分の受光量に応じた G 信号成分が、B フィルタによって覆われた画素からは青色光成分の受光量に応じた B 信号成分が生成され、画像処理ユニット 4 0 に送られる。

20

【 0 0 3 7 】

次に画像処理ユニット 4 0 の構成について説明する。画像処理ユニット 4 0 は、前段信号処理回路 4 1、画像処理部 4 2、D R A M 4 3、および後段信号処理回路 4 4 などによって構成される。

【 0 0 3 8 】

前述の R 信号成分、G 信号成分、および B 信号成分によって構成される画像信号は、前段信号処理回路 4 1 に送られる。前段信号処理回路 4 1 において画像信号は、アナログ信号からデジタル信号に変換される。

30

【 0 0 3 9 】

さらに、前段信号処理回路 4 1 において、色補間処理やホワイトバランスなどの所定の信号処理が施される。各画素に対応する画素信号は R 信号成分、G 信号成分、および B 信号成分のいずれかであるが、色補間処理により各画素に対応する R 信号成分、G 信号成分、および B 信号成分が生成される。

【 0 0 4 0 】

所定の信号処理の施された画像信号は、画像処理部 4 2 に送られる。画像処理部 4 2 に送られた画像信号は D R A M 4 3 に送られ、格納される。参照光画像表示モードまたは自家蛍光画像表示モードにおいて、D R A M 4 3 に格納された画像信号が画像処理部 4 2 を介して後段信号処理回路 4 4 に送られる。一方、擬似カラー画像表示モードにおいて、D R A M 4 3 に格納された画像信号に対して、後述するように擬似カラー画像を作成するための擬似カラー画像処理が施される。擬似カラー画像処理の施された画像信号が後段信号処理回路 4 4 に送られる。

40

【 0 0 4 1 】

後段信号処理回路 4 4 に送られた画像信号に対して、クランプ、ブランキング処理等の所定の信号処理が施され、またこれらの画像信号はデジタル信号からアナログ信号に変換される。アナログ信号に変換された画像信号は、モニタ 6 0 に送られる。送られた画像信

50

号に相当する画像がモニタ 60 に表示される。

【0042】

次に、画像処理部 42 の構成および擬似カラー画像表示モードにおいて画像処理部 42 によって行なわれる擬似カラー画像処理について図 2 を用いて説明する。図 2 は、画像処理部 42 の内部構成を示すブロック図である。

【0043】

画像処理部 42 は、マトリックス回路 45、比率算出回路 46、判別回路 47、擬似カラー画像演算回路 48、および ROM 49 によって構成される。

【0044】

画像処理部 42 に送られた画像信号は、マトリックス回路 45 に入力される。マトリックス回路 45 において画像信号は R 信号成分、G 信号成分、および B 信号成分に分解される。分解された R 信号成分、G 信号成分、および B 信号成分は DRAM 43 に送られ、格納される。なお、擬似カラー画像表示モードであって、分解された画像信号が参照光画像信号であるときには、R 信号成分、G 信号成分、および B 信号が比率算出部 46 にも送られる。

10

【0045】

なお、DRAM 43 には、参照光画像格納領域と蛍光画像格納領域が設けられ、参照光画像信号を分解した参照光 R 信号成分、参照光 G 信号成分、および参照光 B 信号成分は参照光画像格納領域に格納され、蛍光画像信号を分解した蛍光 R 信号成分、蛍光 G 信号成分、および蛍光 B 信号成分は蛍光画像格納領域に格納される。

20

【0046】

比率算出回路 46 において、同一の画素の参照光 G 信号成分および参照光 B 信号成分が参照光 R 信号成分によって除算され、 G/R および B/R が算出される。算出された G/R および B/R は判別回路 47 に送られる。

【0047】

判別回路 47 において、 G/R および B/R に基づいて各画素が受光した光学像が出血推定領域であるか否かの判別が行なわれる。なお、出血推定領域とは、被写体像を撮像した撮像領域全体の中で被写体の出血部位を撮像したと考えられる領域である。

【0048】

図 3 に示すように、 G/R を横軸、 B/R を縦軸とするグラフ上において、 $g1 < G/R < g2$ とする第 1 の範囲、 $b1 < B/R < b2$ とする第 2 の範囲に囲まれる領域が出血判別領域として定められている。

30

【0049】

出血部位の光学像に相当する画素信号では、R 信号成分に対する G 信号成分および B 信号成分の信号強度は相対的に低い。したがって、出血部位における G/R 、 B/R は 1 より低い所定の範囲に含まれることが観測される。このように測定結果により前述の $g1$ 、 $g2$ 、 $b1$ 、 $b2$ の値が定められ、ROM 49 に記憶されている。

【0050】

各画素の G/R 、 B/R が、それぞれ第 1、第 2 の範囲に含まれるか否かが確認される。 G/R が第 1 の範囲に含まれ、かつ B/R が第 2 の範囲に含まれるときの画素は、出血推定領域の画素であると判別される。それ以外の画素、すなわち G/R および B/R の少なくとも一方が第 1、第 2 の範囲外である画素は非出血領域の画素であると判別される。

40

【0051】

出血推定領域の画素または非出血領域の画素であると判別した結果が判別信号として擬似カラー画像演算回路 48 に送られる。また、擬似カラー画像演算回路 48 には、DRAM 43 から画像信号が送られる。なお、DRAM 43 からは、参照光 R 信号成分、参照光 G 信号成分、および参照光 B 信号成分と、蛍光 R 信号成分、蛍光 G 信号成分、および蛍光 B 信号成分とが送られる。

【0052】

判別回路 47 が出血推定領域の画素であると判別した場合は、蛍光 R 信号成分、蛍光 G

50

信号成分、および蛍光 B 信号成分は破棄される。一方、参照光 R 信号成分、参照光 G 信号成分、および参照光 B 信号成分が後段信号処理回路 4 4 に送られる。すなわち、出血推定領域の画素であると判別された場合は、参照光画像信号を形成する画素信号が後段信号処理回路 4 4 に送られる。

【 0 0 5 3 】

判別回路 4 7 が非出血領域の画素であると判別した場合は、参照光 R 信号成分、参照光 G 信号成分、および参照光 B 信号成分と、蛍光 R 信号成分、蛍光 G 信号成分、および蛍光 B 信号成分とに基づいて擬似カラー画像（病変部推定画像）が作成される。

【 0 0 5 4 】

なお、擬似カラー画像とは、蛍光画像信号に相当する画像である蛍光画像において暗く表示される領域であって、参照光画像信号に相当する参照光画像において明るく表示される領域のみを所定の色で着色した画像である。

【 0 0 5 5 】

擬似カラー画像は、例えば以下のような処理を行うことにより作成される。まず、1 フィールドの参照光画像信号を形成する画素信号であって、非出血領域のすべての画素の画素信号の輝度が算出される。さらに、求められた輝度の平均値が算出される。

【 0 0 5 6 】

同様に1フィールドの蛍光画像信号を形成する画素信号であって、非出血領域のすべての画素の画素信号の輝度および輝度の平均値が算出される。両者の平均値を一致させるように、蛍光画像信号を形成する画素信号の正規化が行なわれる。

【 0 0 5 7 】

正規化が行なわれた画素信号の輝度信号成分を、参照光画像信号を形成する画素信号の輝度信号成分によって除すことにより輝度比が算出される。輝度比が所定の閾値と比較され、所定の閾値より輝度比の小さい画素には、青色などの擬似カラーによって着色した画素信号が生成され、後段信号処理回路 4 4 に送られる。一方、所定の閾値より輝度比の大きな画素は参照光画像信号を形成する画素信号が後段信号処理回路 4 4 に送られる。

【 0 0 5 8 】

後段信号処理回路 4 4 には、出血推定領域の画素の画素信号と非出血領域の画素の画素信号によって1フレームの画像信号が送られる。このように、出血推定領域の画素の画素信号と非出血領域の画素の画素信号とによって形成される画像信号は、病変部と推定される領域のみ擬似カラーによって着色された参照光画像に相当する。

【 0 0 5 9 】

図 4 に示すような病変部位 D P、病変部の周りの健常部、および出血部位 B P を有する被写体を撮影した場合に、出血推定領域 B A（図 5 参照）において擬似カラー画像は作成されず、参照光画像が作成される。一方、病変部位 B P および健常部の撮影領域（図 5 における非出血領域 N B A 参照）においては、擬似カラー画像が作成される。その結果、図 6 に示すように病変部位 D P のみが擬似カラーで着色され、他の領域は通常の参照光画像となる全体画像が作成される。

【 0 0 6 0 】

次に擬似カラー表示モードに設定されているときの画像処理ユニット 4 0 において行なわれる擬似カラー画像処理について図 7 のフローチャートを用いて説明する。

【 0 0 6 1 】

擬似カラー画像表示モードに切替えられることにより、本実施形態における擬似カラー画像処理が開始される。まず、ステップ S 1 0 0 において、電子内視鏡 5 0 の生成した画像信号が受信される。次のステップ S 1 0 1 では、前段信号処理回路 4 1 における所定の信号処理が画像信号に対して施される。

【 0 0 6 2 】

所定の信号処理を施すとステップ S 1 0 2 に進み、画像信号は R 信号成分、G 信号成分、および B 信号成分に分解される。R 信号成分、G 信号成分、および B 信号成分に分解されると、ステップ S 1 0 3 に進む。

【 0 0 6 3 】

ステップ S 1 0 3 では、画素毎の G/R および B/R が算出される。次のステップ S 1 0 4 において、 G/R および B/R が出血判別領域（図 3 参照）の範囲内であるか否かの判別が行なわれる。すなわち、 $g_1 < G/R < g_2$ かつ $b_1 < B/R < b_2$ であるか否かの判別が行なわれる。

【 0 0 6 4 】

ステップ S 1 0 4 で G/R および B/R が出血判別領域の範囲外にあるときはステップ S 1 0 5 に進む。ステップ S 1 0 5 では、 G/R および B/R が出血判別領域の範囲外にある画素において擬似カラー画像が作成される。

【 0 0 6 5 】

ステップ S 1 0 4 で G/R および B/R が出血判別領域の範囲内にあるときはステップ S 1 0 6 に進む。ステップ S 1 0 6 では、 G/R および B/R が出血判別領域の範囲内にある画素において参照光画像が作成される。

【 0 0 6 6 】

全画素に対してステップ S 1 0 5 またはステップ S 1 0 6 の処理の終了後、画像処理ユニット 4 0 により行なわれる擬似カラー画像処理は終了する。

【 0 0 6 7 】

以上のように、本実施形態の内視鏡プロセッサ 2 0 によれば、出血推定領域に関しては擬似カラー画像が作成されず、非出血領域のみに対して擬似カラー画像が作成されるので、病変部と推定される領域をより確実に明示することが可能になる。

【 0 0 6 8 】

なお、本実施形態において、出血推定領域にある画素では参照光画像信号が生成される構成であるが、擬似カラーと異なる色によって着色される構成であってもよい。または、出血推定領域にある画素には所定の形態の網掛けによって覆われる構成であってもよい。

【 0 0 6 9 】

なお、前述のように出血推定領域にある画素を着色、または網掛けを行なう場合には、撮像領域全体に対して一旦擬似カラー画像を作成してもよい。全体の擬似カラー画像を作成後に着色または網掛けを行なうのであれば、出血推定領域には蛍光画像信号に関わらない画像が表示されるので、本実施形態と同様の効果を得ることが可能である。

【 0 0 7 0 】

また、本実施形態において、非出血領域における擬似カラー画像を作成したが、病変部位を推定し得るいかなる画像を作成してもよい。例えば、自家蛍光画像そのものを表示しても、出血部位と区別して病変部位の特定が可能である。ただし、自家蛍光画像では、管腔部位などと病変部位との区別が困難であるため、本実施形態のように病変部位を他の部位と区別可能に表示する画像が作成されることが好ましい。

【 0 0 7 1 】

病変部位を推定し得る画像として、本実施形態では一例の擬似カラー画像が作成されるが、参照光画像において明るく表示され、蛍光画像において暗く表示される画素を着色する擬似カラー画像が作成されれば、別の方法により作成される擬似カラー画像であってもよい。さらには、病変部位と推定される領域が擬似カラーにより着色されなくてもよい。例えば、病変部位と健常部位との境界が明示される構成であってもよい。

【 0 0 7 2 】

また、本実施形態において、 G/R および B/R が第 1、第 2 の範囲に含まれるか否かによって、出血推定領域と非出血領域を判別する構成であるが、他のいかなる方法によって判別しても本実施形態と同様の効果を得ることが可能である。

【 0 0 7 3 】

また、本実施形態において、全画素に対して出血推定領域であるか非出血領域であるかの判別が行なわれる構成であるが、蛍光画像信号を形成する画素信号の輝度信号成分が閾値を下回る画素に対して出血推定領域であるか否かの判断が行なわれればよい。このように、一部の画素に対して出血推定領域であるか否かの判別を行なう構成によれば、出血推

10

20

30

40

50

定領域であるか否かの判別のための演算量を減らすことが可能である。

【 0 0 7 4 】

また、本実施形態を適用した内視鏡プロセッサ 2 0 は、光源ユニットを内蔵する汎用の内視鏡プロセッサ、または外部の光源ユニットに接続可能な汎用の内視鏡プロセッサに擬似カラー画像作成プログラムを読込ませて構成することも可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 5 】

【図 1】本発明の一実施形態を適用した内視鏡プロセッサを有する内視鏡システムの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【図 2】画像処理部の内部構成を概略的に示すブロック図である。

10

【図 3】出血判別領域を示すグラフである。

【図 4】出血部位と病変部位を含む生体組織の画像を示す。

【図 5】図 4 の生体組織の画像において、参照光画像が作成される領域と擬似カラー画像が作成される領域を説明するための図である。

【図 6】擬似カラー画像処理を施すことにより作成される画像を示す。

【図 7】画像処理ユニットにより行なわれる擬似カラー画像処理を説明するためのフローチャートである。

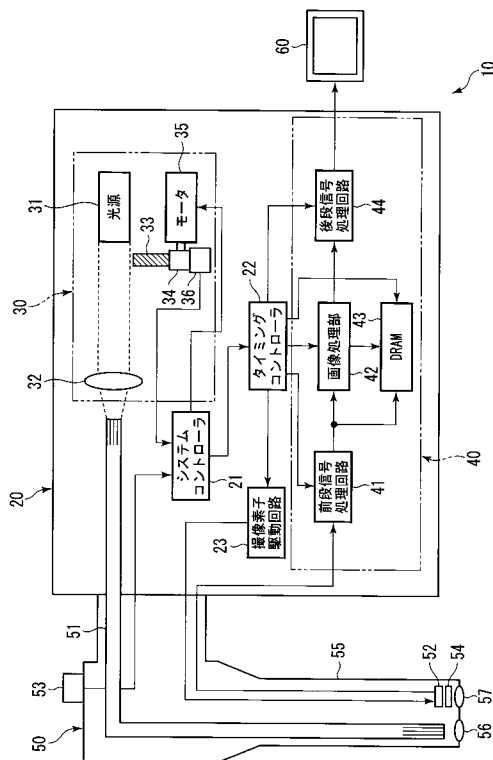
【符号の説明】

【 0 0 7 6 】

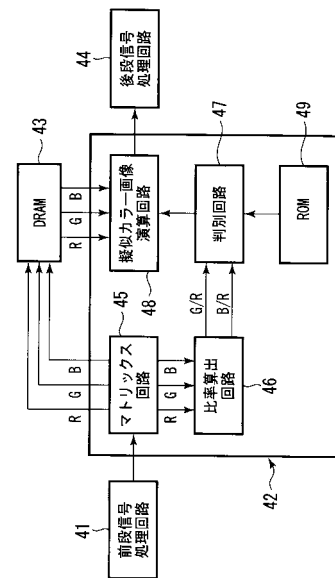
1 0	内視鏡システム	20
2 0	内視鏡プロセッサ	
2 1	システムコントローラ	
2 2	タイミングコントローラ	
2 3	撮像素子駆動回路	
3 0	光源ユニット	
3 1	光源	
3 2	集光レンズ	
3 3	光源フィルタ	
3 4	光源フィルタ駆動機構	
3 5	モータ	30
3 6	位置検出センサ	
4 0	画像処理ユニット	
4 1	前段信号処理回路	
4 2	画像処理部	
4 3	D R A M	
4 4	後段信号処理回路	
4 5	マトリックス回路	
4 6	比率算出回路	
4 7	判別回路	
4 8	擬似カラー画像演算回路	40
4 9	R O M	
5 0	電子内視鏡	
5 1	ライトガイド	
5 2	撮像素子	
5 3	操作入力部	
5 4	励起光カットフィルタ	
5 5	挿入管	
5 6	配光レンズ	
5 7	対物レンズ	
6 0	モニタ	50

B A 出血推定領域
 B P 出血部位
 D P 病変部位
 N B A 非出血領域

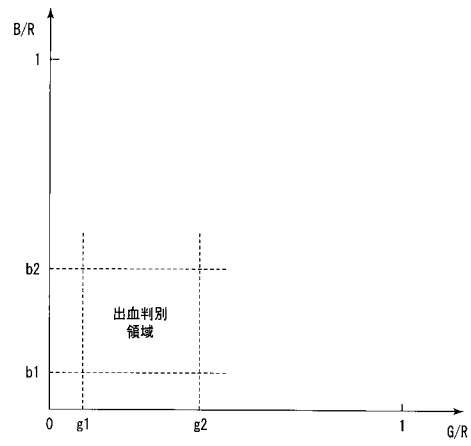
【図 1】



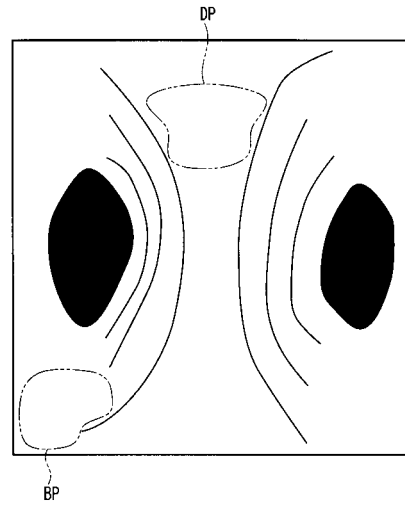
【図 2】



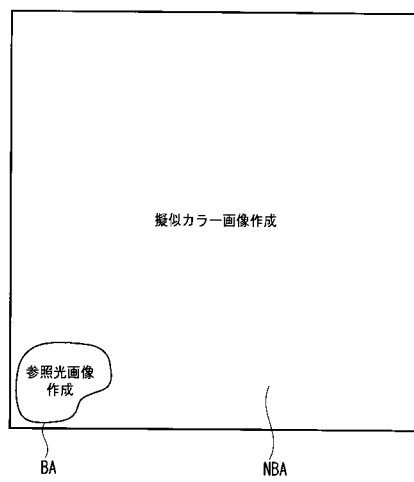
【図 3】



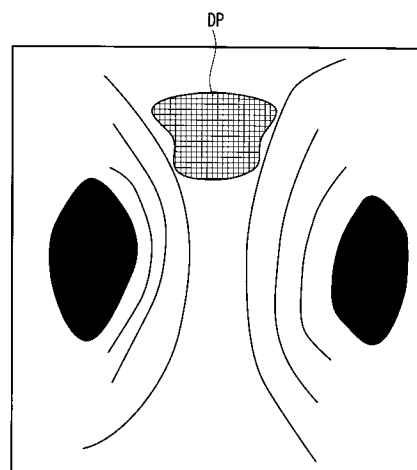
【図 4】



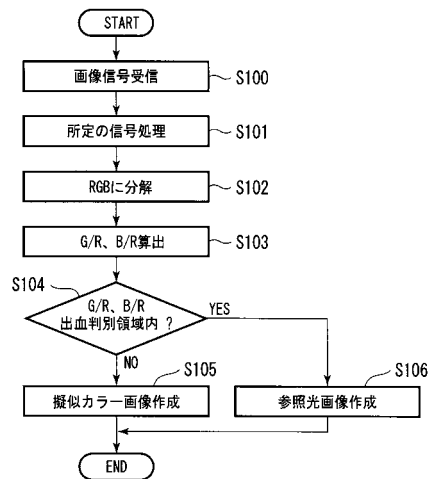
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 柴崎 裕一

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内

審査官 渡▲辺▼ 純也

(56)参考文献 特開2006-192065(JP,A)

特開2004-337596(JP,A)

特開2006-095166(JP,A)

特開2005-065976(JP,A)

特開2005-040181(JP,A)

特開平08-224240(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 ~ 1/32

H04N 7/18

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

专利名称(译)	内窥镜处理器，自发荧光图像显示程序和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP4895750B2	公开(公告)日	2012-03-14
申请号	JP2006272098	申请日	2006-10-03
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	柴崎裕一		
发明人	柴崎 裕一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.616 A61B1/045.618		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR17 4C061/RR20 4C061/RR26 4C061/SS10 4C061/SS21 4C061/WW08 4C061/WW17 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR17 4C161/RR20 4C161/RR26 4C161/SS10 4C161/SS21 4C161/WW08 4C161/WW17 5C054/CC07 5C054/FB03 5C054/FC07 5C054/FC12 5C054/FE05 5C054/HA12		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
其他公开文献	JP2008086605A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：生成能够确定荧光内窥镜系统中的病变和出血区域的图像。解决方案：前级信号处理电路41交替地接收参考光图像信号和荧光图像信号。矩阵电路45将图像信号溶解为R信号分量，G信号分量和B信号分量。RGB信号分量存储在DRAM43中。通过溶解参考光图像信号获得的RGB信号分量被发送到比率计算电路46。比率计算电路46基于RGB计算G/R，B/R。信号分量。确定电路47确定G/R，B/R是否包括在出血确定区域中。伪彩色图像运算电路48基于确定电路47的确定在放血估计区域中生成伪彩色图像。此外，伪彩色图像运算电路48在非放血区域中生成参考光图像。Z

【 图 1 】

