

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4761899号
(P4761899)

(45) 発行日 平成23年8月31日 (2011.8.31)

(24) 登録日 平成23年6月17日 (2011.6.17)

(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 23/26 (2006.01)

G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2005-263942 (P2005-263942)
 (22) 出願日 平成17年9月12日 (2005.9.12)
 (65) 公開番号 特開2007-75198 (P2007-75198A)
 (43) 公開日 平成19年3月29日 (2007.3.29)
 審査請求日 平成20年6月6日 (2008.6.6)

(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】 電子内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照明光及び自家蛍光を励起させるための励起光を、内視鏡スコープの先端部まで伝送し、前記先端部から生体組織に向けて照射する光照射手段と、

前記先端部に設けられ、前記照明光が照射された生体組織の反射光による照明光画像と、前記励起光によって励起されて生体組織で生じた蛍光による蛍光画像とを撮像する撮像手段と、

前記照明光画像と前記蛍光画像を合成し、合成画像を生成する画像合成手段とを備え、

前記合成画像の色信号は、前記照明光画像の色信号であるとともに、

前記合成画像の輝度信号は、前記照明光画像の輝度レベルと、前記蛍光画像の輝度レベルとが一致させられ、その一致した輝度レベルが維持されるように、前記蛍光画像の輝度信号と前記照明光画像の輝度信号が所定の割合で加算されたものであることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記照明光画像の輝度レベルと、前記蛍光画像の輝度レベルが一致するように、前記照明光画像及び蛍光画像の少なくとも一方の輝度信号のゲインを調整するゲイン調整手段を備え、

前記合成画像は、前記一致した輝度レベルが維持されつつ合成されることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

10

20

前記照明光画像の輝度値の平均値と、前記蛍光画像の輝度値の平均値が一致させられるように調整されて、前記照明光画像の輝度レベルと、前記蛍光画像の輝度レベルとが一致させられることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光照射手段は、前記照明光と前記励起光を 1 フィールド期間毎交互に、生体組織に向けて照射させるとともに、前記撮像手段は、1 フィールド期間毎交互に前記照明光画像と前記蛍光画像を撮像し、

前記画像合成手段は、その交互に撮像された前記照明光画像及び前記蛍光画像を合成することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

各 1 フィールド期間に撮像された前記照明光画像及び蛍光画像の映像信号は、前記各 1 フィールド期間中に前記合成手段に入力されるとともに、次の 1 フィールド期間中にも前記合成手段に入力され、

前記合成手段は、同じ 1 フィールド期間中に入力された前記照明光画像及び蛍光画像を合成して前記合成画像を生成することを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

前記所定の割合は、スイッチ入力により設定されることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内の生体組織に励起光を照射したときに、生体組織から発する自家蛍光を利用して、生体組織の異常を観察する自家蛍光観察内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

生体組織は、紫外線等特定の波長の光（励起光）が照射されると、自家蛍光により蛍光を発する。自家蛍光は、病変組織では正常組織に比べて弱くなるので、近年この特性を利用して、自家蛍光画像により病変組織を検出する自家蛍光観察内視鏡システムが知られている。

【0003】

自家蛍光画像では、自家蛍光が弱くなる病変組織に加えて、励起光がほとんど照射されない管腔部についても、暗くなるので、自家蛍光画像を取得するだけでは病変組織を特定することができない。したがって、自家蛍光観察内視鏡システムにおいては、病変組織を特定するために、白色光を生体内に照射したときに得られる白色光画像も併せて参照される。白色光画像においては、管腔部が自家蛍光観察画像と同様に暗く表示される一方、病変組織と正常組織の明るさに差異は生じないので、白色光画像では明るい、自家蛍光画像で暗い部分が病変組織として特定することができる。

【0004】

従来の自家蛍光観察内視鏡システムにおいては、例えば自家蛍光画像と白色光画像とをモニタ画面の左右に並べて表示し、2つの画像を参照して、目視観察により病変組織を特定する方法が知られている。しかし、この方法によれば、各画像の画像表示領域が小さくなるので、病変組織の発見が難しくなる場合がある。また、2つの画像を目視により対比し、病変組織を特定するので、病変組織の特定は、医師の経験や勘に頼らざるを得ない部分がある。

【0005】

そこで、近年、自家蛍光画像の画像データと白色光画像の画像データが、画像処理により適宜合成され、観察画像において、病変組織を強調表示させるシステムが開発されつつなる。

【0006】

例えば、自家蛍光画像と白色光画像のそれぞれの輝度値から、病変組織を自動的に識別し、白色光画像の病変組織に相当する領域に、赤や黄色の擬似カラーを重ね合わせ、白色光画像において病変組織を擬似カラー表示させる方法が知られている（例えば特許文献1）。このように、病変組織が自動的に擬似カラー表示されれば、経験の少ない医師でも簡単に病変組織を特定することができる。

【0007】

また、特許文献2においては、異なる2色の照明光の照明光画像と、蛍光画像とに対応する3つの映像信号が、演算処理され、それぞれ異なる色成分からなる信号に変換され、その色変換された映像信号を基に観察画像が生成されることが開示されている。ここで3つの信号それぞれは、輝度かつ/または色相が正常組織と病変組織で異なるとともに、病変組織が空間座標において特定の範囲に入るように演算処理されるので、特許文献2においても、病変組織が正常組織に対して異なる色で表示される。したがって、特許文献1と同様に、病変組織を容易に特定することができる。

【特許文献1】特開2003-290130号公報

【特許文献2】特開2003-126014号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかし、特許文献1の方法によれば、擬似カラーが白色光画像に重ねられて表示されるので、擬似カラーが重ねられた部分の生体組織の様子が観察しにくくなる。さらに、生体内において出血があると、その出血部分は、自家蛍光画像において輝度値が低くなる一方、白色光画像において輝度値が高くなることがあるので、病変組織と識別され、その出血部分に擬似カラーが重ねられて誤認してしまう場合がある。

【0009】

また、特許文献2の方法によれば、得られる観察画像は、白色光画像とは全く異なる色表現により表現されるので、人間の視覚的感覚からすると、違和感のある画像となり、正常な判断をすることが難しくなる場合がある。

【0010】

本発明は、上記問題点に鑑みてなされたものであり、白色光画像において、人間にとって違和感のない表現方法で病変組織を強調して表示することができる電子内視鏡システム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】

【0011】

本発明に係る電子内視鏡システムは、照明光及び自家蛍光を励起させるための励起光を、内視鏡スコープの先端部まで伝送し、先端部から生体組織に向けて照射する光照射手段と、先端部に設けられ、照明光が照射された生体組織の反射光による照明光画像と、励起光によって励起されて生体組織で生じた蛍光による蛍光画像とを撮像する撮像手段と、照明光画像と蛍光画像を合成し、合成画像を生成する画像合成手段とを備える。そして、合成画像の色信号は、照明光画像の色信号であるとともに、合成画像の輝度信号は、蛍光画像の輝度信号と照明光画像の輝度信号を所定の割合で加算したものであることを特徴とする。なお、照明光は可視光であれば良いが、白色光、又は実質的に白色光と同視できる光であることが好ましい。

【0012】

以上の構成によれば、正常組織は合成画像において相対的に明るく表示される一方、病変組織は相対的に暗く表示され、これにより病変組織と正常組織を判別することが可能である。また、病変組織は、照明光や励起光が全く照射されない管腔部よりは明るく表示されるので、管腔部とも区別して表示される。さらに、合成画像の色信号は、照明光画像の色信号がそのまま用いられるので、合成画像において、生体組織は照明光画像と同様に色再現性良く表示される。

【0013】

本発明に係る電子内視鏡システムは、さらに照明光画像の輝度レベルと、蛍光画像の輝度レベルが一致するように、照明光画像及び蛍光画像の少なくとも一方の輝度信号のゲインを調整するゲイン調整手段を備えることが好ましい。すなわち、蛍光画像の輝度レベルは、通常、照明光画像の輝度レベルより低いので、蛍光画像の輝度レベルを上昇させて、照明光画像の輝度レベルに一致させることが好ましい。そして、合成画像は、一致した輝度レベルが維持されつつ合成されることが好ましい。

【0014】

上記ゲイン調整の手法としては、種々の方法があり、例えば、照明光画像の輝度値の最大値と、蛍光画像の輝度値の最大値を一致させるように、輝度信号のゲイン調整が行なわれても良い。しかし、照明光画像の各画素の出力レベルは相対的に高いので、照明光画像においては、ハレーション等のノイズの輝度値が、最大値と認識される場合がある。また、蛍光画像においても、ノイズの輝度値が、最大値と認識される場合があり、特に蛍光画像はノイズの影響を受けやすい。このような場合、上述のように輝度値の最大値が一致するように、輝度信号のゲインを調整しても、輝度レベルを正確に一致させることができない。

【0015】

したがって、本発明においては、照明光画像の輝度値の平均値と、蛍光画像の輝度値の平均値が一致するように、輝度信号のゲインが調整されることが好ましい。この方法によれば、蛍光画像で発生するノイズの影響を最小限に抑えつつ、ゲイン調整が適正に行なわれる。

【0016】

光照射手段は、例えば、照明光と励起光を１フィールド期間毎交互に、生体組織に向けて照射させるとともに、撮像手段は、例えば、１フィールド期間毎交互に照明光画像と蛍光画像を撮像する。この場合、画像合成手段は、その交互に撮像された照明光画像及び蛍光画像を合成する。

【0017】

各１フィールド期間に撮像された照明光画像及び蛍光画像の映像信号は、例えば、各１フィールド期間中に合成手段に入力されるとともに、次の１フィールド期間中にも合成手段に入力される。そして、合成手段は、例えば、同じ１フィールド期間中に入力された照明光画像及び蛍光画像を合成して合成画像を生成する。また上記所定の割合は、例えば、スイッチ入力により設定される。

【発明の効果】

【0018】

合成画像において、病変組織は、正常組織に比べ輝度が低く表示されるとともに管腔部に比べ輝度が高く表示され、正常組織や管腔部と区別して表示されるので、合成画像を見るだけで病変組織を特定することができる。また、合成画像の色信号は、照明光画像の色信号がそのまま用いられるので、生体組織は、合成画像において、照明光画像と同様に色再現性良く表示される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、本発明に係る実施形態について、図面を参照して説明する。

図１は、本実施形態に係る電子内視鏡システムのブロック図である。図１に示すように、内視鏡システム１０は、プロセッサ２０に電子内視鏡スコープ１１及びモニタ４６が接続されて構成される。

【0020】

電子内視鏡スコープ１１は、体内に挿入され体内を観察するためのスコープであり、プロセッサ２０に対して着脱可能である。電子内視鏡スコープ１１の先端部１１ａには、配光レンズ１２、及び対物レンズ１３が配設される。先端部１１ａにおいて、対物レンズ１３の光軸上後方には、励起光カットフィルタ１９、及び撮像素子１４が順に配設される。内視鏡スコープ１１内には、ライトガイド１５が挿通され、ライトガイド１５の一方の端

10

20

30

40

50

部（出射端）は配光レンズ１２の光軸上後方に、他方の端部（入射端）は、プロセッサ２０内に挿入されている。

【００２１】

プロセッサ２０は、白色光Ｗを出射する白色光光源（例えば、キセノンランプ）２１と、励起光Ｆを出射する励起用光源（例えばレーザ光源）３１を備える。白色光Ｗは、図中右から左向きに白色光光源２１から出射し、調光用絞り２２及びロータリーシャッター２３を介して、ダイクロックミラー２４を透過し、集光レンズ２５に入射する。励起光Ｆは、図中下から上向きに拡散光として励起用光源３１から出射し、コリメートレンズ３２で平行光にされた後、ダイクロックミラー２４で反射され、白色光Ｗと同様に、図中右から左に進む光として集光レンズ２５に入射する。集光レンズ２５に入射した白色光Ｗ又は励起光Ｆは、集光レンズ２５で集光された後、ライトガイド１５の入射端に入射する。

10

【００２２】

白色光光源２１は、ランプ用電源２６から電力が供給されることにより、白色光Ｗを照射し、白色光光源２１のオン（点灯）－オフ（消灯）の制御は、ランプ用電源２６からの電力供給をオン－オフ制御することにより行われる。白色光Ｗの光量は調光用絞り２２によって調整され、調光用絞り２２の絞り量（絞り開度）は、モータ２７により制御される。

【００２３】

ロータリーシャッター２３は、図２に示すように、遮光部分２３ａ及び透過部分２３ｂが周方向の半周に亘ってそれぞれ形成される。遮光部分２３ａが白色光Ｗの光路中に介挿される場合、白色光Ｗは、ロータリーシャッター２３により遮光され、ライトガイド１５の入射端に入射しない。一方、透過部分２３ｂが光路中に介挿される場合、白色光Ｗは、ロータリーシャッター２３を透過し、ライトガイド１５の入射端に入射する。ロータリーシャッター２３はモータ３５によって一定の速度で回転させられる。なお、モータ２７、３５は、それぞれモータ駆動・制御回路２８、３６により駆動及び制御される。

20

【００２４】

励起用光源３１は光源駆動・制御回路３４によって駆動させられ、励起光Ｆの照射のオン－オフ及び励起光Ｆの光量は、光源駆動・制御回路３４により制御される。

【００２５】

ライトガイド１５の入射端に入射した白色光Ｗ及び励起光Ｆは、ライトガイド１５の出射端、すなわち内視鏡スコープ１１の先端部１１ａから、生体内の生体組織に照射される。生体組織に照射された白色光Ｗは、生体内で反射され、その反射光は、対物レンズ１３を介して、撮像素子１４の受光面に入射し、受光面には反射光像に応じた白色光画像（照明光画像）が形成される。一方、励起光Ｆが照射された生体組織では自家蛍光が発光し、発光した自家蛍光は、対物レンズ１３を介して、撮像素子１４の受光面に入射し、受光面には自家蛍光像に応じた蛍光画像が形成される。なお、励起光Ｆが照射された際に被写体で反射された励起光Ｆは、励起光カットフィルタ１９で吸収され、撮像素子１４には入射しない。

30

【００２６】

撮像素子１４は、その受光面に形成された白色光画像又は自家蛍光画像に対応した映像信号をアナログ信号として生成する。撮像素子１４は、例えばインターレースＣＣＤであって、後述する奇数フィールド期間では奇数フィールドの画像を、偶数フィールド期間では偶数フィールドの画像を生成する。撮像素子１４は、撮像素子駆動・制御回路３８から入力される制御信号によって制御される。撮像素子で生成された１フィールド分の映像信号は、各画素それぞれの信号が輝度信号Ｙ及び色差信号Ｃｂ、Ｃｒ（色信号）から成る映像信号として、信号処理ブロック５０に入力される。映像信号は、信号処理ブロック５０で所定の画像処理が施された後、モニタ４６に観察画像として表示される。

40

【００２７】

プロセッサ２０には、タイミングコントローラ４０及びシステムコントローラ４１が設けられる。タイミングコントローラ４０では、フレーム信号Ｓｇ及びフィールド信号Ｓｆ

50

(図7参照)が発生させられ、プロセッサ20内の各回路の動作タイミングは、これらフレーム信号S_g、及びフィールド信号S_fによって制御される。システムコントローラ41は、タイミングコントローラ40を含む電子内視鏡システム10全体の動作を制御する。

【0028】

また、プロセッサ20には、モード切り替えスイッチ37及びレベル設定スイッチ61が設けられ、これらのスイッチ入力に基づいてモードの変更や条件設定等の変更が行なわれる。

【0029】

本実施形態においては、モード切り替えスイッチ37の入力に従って、複数モードから1つのモードが設定され、そのモードに従って、モニタ46に表示される観察画像が変更される。例えば、モードが白色光画像モードであるならば、モニタ46には観察画像として図3に示す白色光画像71が表示される。白色光画像71は、白色光Wが照射されときの生体組織の様子を示す画像である。白色光画像71では、生体組織は白色光Wの反射光を反映してカラー表示されるとともに、白色光Wが照射されない管腔部Dが暗く黒色に表示される。

【0030】

モードが蛍光画像モードであるならば、モニタ46には観察画像として図4に示す蛍光画像72が表示される。蛍光画像72は、励起光Fによって励起された生体組織で生じた自家蛍光によって表される画像である。蛍光画像72においては、励起光Fが照射される生体組織のうち、正常組織Cは蛍光発色が強くなり相対的に明るく表示される一方、病変組織Eは蛍光発色が弱く、相対的に暗く表示される。したがって、蛍光画像72においては、蛍光発色の強弱により生体組織内の病変組織Eを判別可能である。ただし、蛍光画像72においては、励起光Fが照射されない管腔部Dについても、相対的に暗く表示され、すなわち、病変組織Eと管腔部Dは共に暗く表示され、これらは蛍光画像72において明確に区別して表示されない。

【0031】

モードが2画面表示モードならば、図5に示すように、モニタ46には観察画像として、2画面表示画像73が表示される。2画面表示画像73は、白色光画像71と蛍光画像72が左右に並べられて表示される画像である。

【0032】

モードが合成画像モードであるならば、図6に示すように、モニタ46には観察画像として合成画像74が表示される。合成画像74は、各画素の色差信号C_b、C_rとして白色光画像71の色差信号C_b、C_rが用いられるとともに、各画素の輝度信号Yとして、蛍光画像72の輝度信号Y_fと白色光画像71の輝度信号Y_wが所定の割合で加算された信号が用いられる。

【0033】

以下、本実施形態の特徴的な構成である合成画像の生成方法について、図7～9を用いて説明する。図7は、合成画像モードのとき撮像素子14において生成される映像信号の生成方法を示すためのタイミングチャートである。なお、図7においては、便宜的に5フレーム期間(以下の説明においては、それぞれのフレーム期間を便宜的に第1～第5フレーム期間という。)における動作が示されるが、他のフレーム期間でも同様の動作が行われる。また、各第nフレーム期間で生成される白色光画像及び蛍光画像の映像信号を、それぞれ映像信号W_Ln、及び映像信号F_Lnとする。

【0034】

図7に示すように、フレーム信号S_gは、1フレーム期間(例えば1/30秒間)出力され、次の1フレーム期間出力されない信号であって、フレーム信号S_gの出力・非出力は繰り返される。フィールド信号S_fは、フレーム信号S_gに応じて出力され、1フレーム期間の前半の1/60秒間(奇数フィールド期間)出力され、後半の1/60秒間(偶数フィールド期間)出力されない信号である。

10

20

30

40

50

【0035】

フィールド信号 S_f の出力に応じて、励起用光源 31 の動作、及びロータリーシャッター 23 (図 1 参照) の回転が制御される。具体的には、奇数フィールド期間では、白色光 W が、ロータリーシャッター 23 の透過部 23b (図 2 参照) を透過し、生体組織に照射されるとともに、励起光 F の発光が停止させられる。偶数フィールド期間では、白色光 W はロータリーシャッター 23 の遮光部 23a (図 2 参照) によって遮光され、生体組織に照射されない一方、励起用光源 31 から励起光 F が生体組織に照射される。以上のように、合成画像モードでは、奇数フィールドで白色光 W が、偶数フィールド期間で励起光 F が照射され、すなわち、白色光 W 及び励起光 F は 1 フィールド期間毎交互に生体組織に向けて照射される。

10

【0036】

撮像素子 14 (図 1 参照) は、フィールド信号 S_f によって制御され、各フィールド期間において、その受光面に形成された白色光画像又は蛍光画像に対応する電荷を蓄積し、蓄積した電荷を 1 フィールド分の映像信号に変換する。すなわち、奇数フィールド期間においては、生体組織に白色光 W が照射され、撮像素子 14 の受光面では白色光 W の反射光に応じた白色光画像が形成されるので、撮像素子 14 ではその白色光画像に対応した 1 フィールド分の映像信号 WLn が生成される。そして、映像信号 WLn はその各奇数フィールド期間において、撮像素子 14 から映像信号処理ブロック 50 に出力される。

【0037】

一方、偶数フィールド期間では、生体組織に励起光が照射され、撮像素子 14 の受光面では生体組織で生じた蛍光が受光されるので、撮像素子 14 では蛍光画像に対応した 1 フィールド分の映像信号 FLn が生成される。そして、映像信号 FLn は映像信号処理ブロック 50 に出力される。以上のように、合成画像モードでは、奇数フィールドで白色光画像の映像信号 WLn が、偶数フィールドで蛍光画像の映像信号 FLn が生成され、すなわち、撮像素子 14 では、映像信号 WLn と、映像信号 FLn が 1 フィールド毎交互に生成・出力される。

20

【0038】

図 8 は、映像信号処理ブロック 50 を詳細に示すための回路構成図である。撮像素子 14 から出力された映像信号 WLn 、 FLn は、まず前段信号処理回路 51 に入力され、色調整等、映像信号に必要な画像処理が施されるとともに、A/D 変換され、デジタル信号に変換される。デジタル信号に変換された白色光画像及び蛍光画像の映像信号は、それぞれ、擬似フレームブロック 52 及びスイッチ回路 53 において、擬似フレーム化される。

30

【0039】

擬似フレームブロック 52 は、第 1 及び第 2 メモリ 52a、52b を備える。第 1 及び第 2 メモリ 52a、52b は、それぞれメモリ制御線によりタイミングコントローラ 40 に接続され、第 2 メモリ 52a、52b における映像信号の書き込み及び読み出しタイミングは、タイミングコントローラ 40 により制御される。

【0040】

スイッチ回路 53 は、入力端子 m_1 、 m_2 と出力端子 n_1 から成る第 1 スイッチ 53a と、入力端子 m_3 、 m_4 と出力端子 n_2 から成る第 2 スイッチ 53b を備える。

40

【0041】

前段信号処理回路 51 の出力端子は 4 つ設けられ、そのうち 2 つが、それぞれ第 1 及び第 2 メモリ 52a、52b に接続され、第 1 及び第 2 メモリ 52a、52b はそれぞれ、入力端子 m_1 、 m_3 に接続されている。他の 2 つの出力端子はそれぞれ、メモリを介さずに、スイッチ 53a、53b の入力端子 m_2 、 m_4 に接続される。第 1 及び第 2 スイッチ 53a、53b は、スイッチ制御線によりタイミングコントローラ 40 に接続され、これらスイッチの切替タイミングは、タイミングコントローラ 40 によって制御される。

【0042】

図 9 は、擬似フレーム化の方法を示すためのタイミングチャートである。図 9 においては、図 7 と同様に便宜的に 5 フレーム期間における動作を示す。以下、図 8、9 を用いて

50

、第1フレーム期間における白色光画像の擬似フレーム化について説明するが、他のフレーム期間における白色光画像の擬似フレーム化も同様に行われるので、その説明は省略する。

【0043】

第1フレーム期間の奇数フィールドでは、第1スイッチ53a(図8参照)が、入力端子m2を出力端子n1に接続する。そして、前段信号処理回路51からは、映像信号WL1が出力され、その映像信号WL1は入力端子m2及び出力端子n1を介して、AGC(auto gain controller)回路54(図8参照)に入力される。また、映像信号WL1は、第1メモリ52a(図8参照)にも書き込まれる。

【0044】

第1フレーム期間の偶数フィールドでは、第1スイッチ53aは、入力端子m1を出力端子n1に接続する。そして、奇数フィールドでは、第1メモリ52aに書き込まれていた映像信号WL1が読み出され、映像信号WL1は、端子m1及びn1を介して、AGC回路54に入力される。すなわち、偶数フィールドでは、白色光画像の映像信号が撮像素子14で生成されないので、第1メモリ52aに格納されている映像信号WL1が偶数フィールドの映像信号として読み出される。

【0045】

以上により、第1フレーム期間では、擬似フレームブロック52(図8参照)及びスイッチ回路53によって、奇数、偶数フィールドともに映像信号WL1から成る1フレーム分の白色光画像が、擬似フレーム化画像として、AGC回路54に入力される。

【0046】

次に、蛍光画像の擬似フレーム化について説明する。以下蛍光画像についても、第1フレーム期間における擬似フレーム化について説明するが、他のフレーム期間における蛍光画像の擬似フレーム化も同様に行われる。

【0047】

第1フレーム期間の奇数フィールドでは、第2スイッチ53b(図8参照)は、入力端子m3を出力端子n2に接続する。また、第2メモリ52b(図8参照)には、先のフレーム期間(第0フレーム期間)の偶数フィールドで書き込まれた蛍光画像の映像信号FL0が格納されている。すなわち、奇数フィールドでは、撮像素子14において蛍光画像の映像信号が生成されないので、第0フレーム期間の偶数フィールドで生成された映像信号FL0が、第2メモリ52bから読み出され、第1フレーム期間の奇数フィールドの映像信号として、AGC回路54に入力される。

【0048】

第1フレーム期間の偶数フィールドでは、第2スイッチ53bが、入力端子m4を出力端子n2に接続するとともに、前段信号処理回路51からは、第1フレーム期間の偶数フィールドにおいて撮像素子14で生成された映像信号FL1が出力される。出力された映像信号FL1は、端子m4、n2を介してAGC回路54に入力される。また、映像信号FL1は第2メモリ52bに書き込まれ、書き込まれた映像信号FL1は次の第2フレーム期間の奇数フィールドで読み出される。

【0049】

以上のように、第1フレーム期間では、擬似フレームブロック52、スイッチ回路53によって、奇数フィールドが映像信号FL0で、偶数フィールドが映像信号FL1である1フレーム分の蛍光画像が、蛍光画像の擬似フレーム化画像としてAGC回路54に入力される。

【0050】

次に、図8を参照して擬似フレーム化された映像信号の処理について説明する。なお、以下の説明においては、第1フレーム期間の奇数フィールドにおける映像信号処理について説明するが、他のフィールドにおける映像信号処理も同様であるので、その説明は省略する。

【0051】

A G C回路 5 4 では、同一フィールド期間で入力される映像信号 W L 1 と映像信号 F L 0 の輝度レベルが一致するように、ゲイン調整が行われる。具体的には、まず 1 フィールド分の映像信号 W L 1 及び映像信号 F L 0 それぞれの輝度値の平均値が算出される。そして、映像信号 W L 1 の輝度値の平均値と、映像信号 F L 0 の輝度値の平均値が一致するように、映像信号 F L 0 の各画素の輝度値（輝度信号）に同一の係数が乗せられ、これにより、映像信号 F L 0 の輝度値のゲイン調整が行なわれる。一般的に、蛍光画像の輝度値は白色光画像の輝度値よりも低くなるので、係数は 1 以上に設定され、映像信号 F L 0 の輝度値はゲインアップされる。

【 0 0 5 2 】

なお、映像信号 W L 1 及び映像信号 F L 0 の輝度レベルを一致させるために、映像信号 W L 1 中の輝度値の最大値と、映像信号 F L 0 中の輝度値の最大値を一致させるように、映像信号 F L 0 の輝度値のゲイン調整が行なわれても良い。

【 0 0 5 3 】

ゲイン調整後、映像信号 W L 1、F L 0 はノイズリダクション回路 5 5 に入力される。蛍光画像の映像信号 F L 0 は、A G C回路 5 4 でゲインアップさせられ、ノイズも増幅されているので、ノイズリダクション回路 5 5 でノイズが軽減された後、合成画像演算回路 5 6 に入力される。一方、映像信号 W L 1 は、A G C回路 5 4 でゲインアップされないで、ノイズリダクション回路 5 5 では、ノイズの軽減処理が行われずに、そのまま合成画像演算回路 5 6 に入力される。なお、ノイズリダクション回路 5 5 としては、メディアアンフィルタ等が使用される。

【 0 0 5 4 】

合成画像演算回路 5 6 では、映像信号 W L 1、F L 0 が合成され、合成画像の映像信号が生成される。ここで、合成画像の各画素の色差信号 C b、C r は、白色光画像の映像信号 W L 1 の各画素の色差信号 C b、C r がそのまま用いられる。

【 0 0 5 5 】

一方、合成画像の輝度信号 Y s は、各画素について、白色光画像（映像信号 W L 1）の輝度信号 Y w と、蛍光画像（映像信号 F L 0）の輝度信号 Y f とを所定の割合で加算して生成される。具体的には、合成画像の各画素の輝度信号 Y s は、式（ 1 ）により表される。

$$Y s = \alpha \times Y w + \beta \times Y f \quad \cdots (1)$$

（ただし、 $\alpha + \beta = 1$ 、 $\alpha \geq 0$ 、 $\beta \geq 0$ ）

【 0 0 5 6 】

なお、 $\alpha + \beta = 1$ と設定されるのは、A G C回路 5 4 で一致させた輝度レベルを合成画像において維持させて、輝度信号 Y w と、輝度信号 Y f を所定の割合で加算させるためである。また、 α 及び β の値は、プロセッサ 2 0 に設けられたレベル設定スイッチ 6 1（図 1 参照）のスイッチ入力によって設定される。

【 0 0 5 7 】

合成画像演算回路 5 6 で生成された合成画像は、後段信号処理回路 5 8 で D / A 変換され、アナログ信号としてモニタ 4 6 に出力され、図 6 に示すような合成画像 7 4 として表示される。

【 0 0 5 8 】

図 6 に示すように、正常組織 C は、白色光 W 又は励起光 F が照射された場合、白色光 W を反射し、又は蛍光を強く発し、いずれの場合においても輝度が高くなるので、合成画像 7 4 において相対的に明るく表示される。一方、病変組織 E は、白色光 W が照射された場合、正常組織 C と同等に白色光 W を反射するが、励起光 F が照射された場合、自家蛍光を相対的に弱く生じさせる。したがって、病変組織 E は、合成画像 7 4 において、正常組織 C に比べ輝度が低く表示され、これにより病変組織 E と正常組織 C を判別することが可能となる。また、合成画像 7 4 は白色光画像 7 1 の輝度も反映するので、病変組織 E は、白色光 W 及び励起光 F が全く照射されない管腔部 D と同明るさが異なるように表示される。

【 0 0 5 9 】

さらに、合成画像 7 4 の色差信号は、白色光画像 7 1 の色差信号がそのまま用いられるので、合成画像 7 4 において、生体組織は白色光画像 7 4 と同様に色再現性良く表示される。したがって、例えば、出血部分は、病変組織 E と同様に、蛍光が弱く輝度が低く表示されるが、出血部分は赤く表示される一方、病変組織 E は他の生体組織の色と同一に表示されるので、出血部分は病変組織 E から区別して表示される。

【 0 0 6 0 】

また、及び の値は、レベル設定スイッチ 6 1 を操作することにより、任意に設定することができるので、蛍光画像の参照する割合を使用者の要求に応じて変更することができる。

【 0 0 6 1 】

以下設定されるモードが合成画像モード以外のモードである場合における動作を説明する。モードが 2 画面表示モードである場合、ライトガイド 1 5 の出射端からは、図 7 に示すように画像合成モードと同様に、白色光及び励起光が 1 フィールド毎交互に出射され、撮像素子 1 4 では 1 フィールド毎交互に白色光画像と蛍光画像が生成される。そして、このように、交互に生成された白色光画像と蛍光画像は、擬似フレームブロック 5 2 で 2 画面表示画像に合成される。以下、擬似フレームブロック 5 2 で実施される 2 画面表示画像の生成方法について説明するが、以下の説明においては、図 7 における第 1、3、5 フレーム期間を奇数フレーム、第 2、4 期間を偶数フレームとして説明する。

【 0 0 6 2 】

奇数フレーム期間の奇数フィールドでは、上述したように、撮像素子 1 4 から白色光画像の映像信号 $W L n$ が出力され、この映像信号 $W L n$ は、第 1 メモリ 5 2 a に書き込まれる。そして、偶数フィールドでは、撮像素子 1 4 から蛍光画像の映像信号 $F L n$ が出力されるが、この映像信号 $F L n$ も、第 1 メモリ 5 2 a に書き込まれる。一方、偶数フレーム期間において、得られる映像信号 $W L n$ 及び $F L n$ はいずれも第 2 メモリ 5 2 b に書き込まれる。

【 0 0 6 3 】

奇数フレーム期間で第 1 メモリ 5 2 a に書き込まれた映像信号 $W L n$ 及び $F L n$ は、次の偶数フレーム期間で第 1 メモリ 5 2 a から読み出される。ここで、映像信号 $W L n$ 及び $F L n$ は、ライン毎に順次交互に読み出されるとともに、読み出されるとき、1 ライン分の映像信号は、1 / 2 ライン分の映像信号に圧縮される。その圧縮された 1 / 2 ライン分の映像信号 $W L n$ と 1 / 2 ライン分の映像信号 $F L n$ は、1 ラインの映像信号として合成され、図 5 に示すような、左側に白色光画像、右側に蛍光画像が表示される 2 画面表示画像 7 3 が得られる。偶数フレーム期間で第 2 メモリ 5 2 b に書き込まれた映像信号 $W L n$ 及び $F L n$ についても、奇数フレーム期間で、同様に読み出される。

【 0 0 6 4 】

擬似フレームブロック 5 2 から読み出された映像信号は、A G C 回路 5 4、ノイズリダクション回路 5 5 でゲイン調整、ノイズ軽減処理がされた後、合成画像演算回路 5 6 では特に処理が行われずに、後段信号処理回路 5 8 に入力される。映像信号は、後段信号処理回路 5 8 で D / A 変換された後、モニタ 4 6 に 2 画面表示画像 7 3 として表示される。

【 0 0 6 5 】

次に、モードが白色光画像モードである場合について説明する。モードが白色光画像モードである場合、ライトガイド 1 5 の出射端から常に白色光が照射されるように制御され、撮像素子 1 4 では、いずれのフィールド期間においても白色光画像に関する映像信号が得られる。したがって、その映像信号は、擬似フレームブロック 5 2 等で擬似フレーム化されることなく、映像信号処理ブロック 5 0 で所定の画像処理された後、モニタ 4 6 に観察画像として順次表示される。

【 0 0 6 6 】

また、モードが蛍光画像モードである場合も、同様に、ライトガイド 1 5 の出射端から常に励起光が照射されるので、撮像素子 1 4 ではいずれのフィールド期間においても、蛍光画像が撮像され、この撮像素子 1 4 で撮像された蛍光画像は順次モニタ 4 6 に観察画像

10

20

30

40

50

として表示される。

【 0 0 6 7 】

以上のように、本実施形態の回路構成によれば、複雑な回路を用いることなく、合成画像モード、2画面表示モード、通常画像モード、及び蛍光画像モードの動作を実施することができる。なお、本実施形態においては、色信号の形式としては、色差信号以外のU、V形式、a、b形式等でも良い。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 8 】

【図1】本実施形態に係る電子内視鏡システムのブロック図である。

【図2】ロータリーシャッターの構成を示すための模式図である。

10

【図3】モニタに表示される白色光画像を模式的に示す図である。

【図4】モニタに表示される蛍光画像を模式的に示す図である。

【図5】モニタに表示される2画面表示画像を模式的に示す図である。

【図6】モニタに表示される合成画像を模式的に示す図である。

【図7】撮像素子において、映像信号の生成方法を示すためのタイミングチャートである。

【図8】映像信号処理ブロックの構成を示すためのブロック図である。

【図9】擬似フレーム化の方法を示すためのタイミングチャートである。

【符号の説明】

【 0 0 6 9 】

20

10 内視鏡システム

11 内視鏡スコープ

14 撮像素子

20 プロセッサ

21 白色光光源

31 励起用光源

50 映像信号処理ブロック

52 擬似フレームブロック

52a 第1メモリ

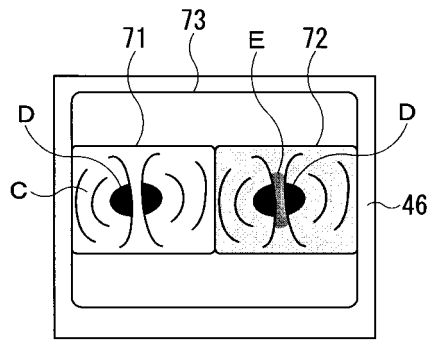
52b 第2メモリ

30

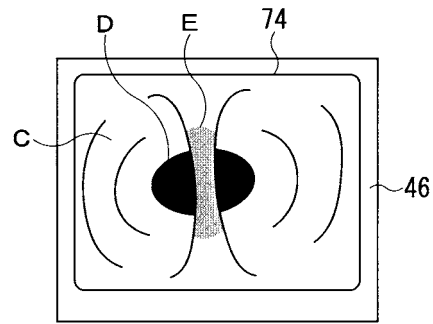
54 A G C 回路

56 合成画像演算回路

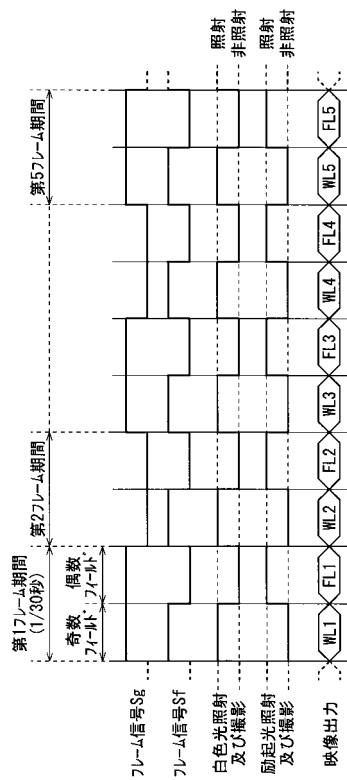
【図5】



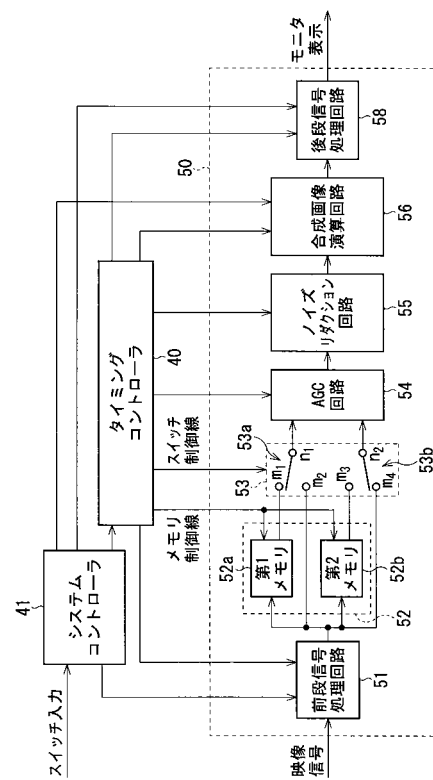
【図6】

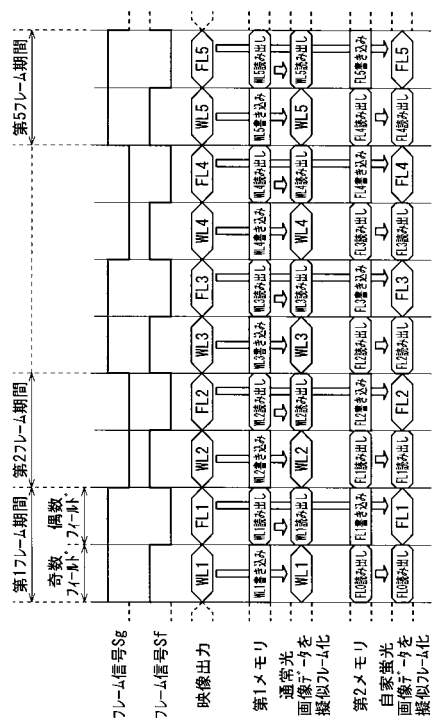


【図7】



【図8】





フロントページの続き

(72)発明者 池谷 浩平

東京都板橋区前野町2丁目3番9号 ペンタックス株式会社内

(72)発明者 福山 三文

東京都板橋区前野町2丁目3番9号 ペンタックス株式会社内

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開2005-204958(JP,A)

特開平10-309282(JP,A)

特開2005-137755(JP,A)

特開2005-058619(JP,A)

特開2003-290130(JP,A)

特開2003-126014(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP4761899B2	公开(公告)日	2011-08-31
申请号	JP2005263942	申请日	2005-09-12
[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	池谷浩平 福山三文		
发明人	池谷 浩平 福山 三文		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/042 A61B1/0005 A61B1/045 G02B23/2476		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/26.B A61B1/00.550		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA07 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD04 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR15 4C061/RR17 4C061/RR22 4C061/SS08 4C061/SS21 4C061/TT01 4C061/TT03 4C061/WW04 4C061/WW08 4C061/WW17 4C061/XX02 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD04 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR15 4C161/RR17 4C161/RR22 4C161/SS08 4C161/SS21 4C161/TT01 4C161/TT03 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW17 4C161/XX02		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
其他公开文献	JP2007075198A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电子内窥镜系统，其能够容易地区分正常组织与患病组织并获得具有良好颜色再现性的代表生物组织的图像。光导通过内窥镜系统的内窥镜镜插入，并且成像元件设置在内窥镜的远端部分。光导15将来自远端部分11a的白光和激发光照射到活组织。成像元件14捕获对应于用白光照射的活组织的图像的白光图像。此外，图像拾取装置14被激发光激发，并且还由于活组织中产生的荧光而拾取荧光图像。视频信号处理块50将由成像装置14产生的白光图像和荧光图像组合以产生合成图像。作为合成图像的色差信号，使用白光图像的色差信号。作为合成图像的亮度信号，使用以预定比率添加的荧光图像的亮度信号和白光图像的亮度信号。点域1

【 図 1 】

