

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4679013号

(P4679013)

(45) 発行日 平成23年4月27日(2011.4.27)

(24) 登録日 平成23年2月10日(2011.2.10)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

G 0 2 B 5/20 (2006.01)

G 0 2 B 5/20

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B

H 0 4 N 5/225 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 C

請求項の数 2 (全 16 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-302788 (P2001-302788)  
 (22) 出願日 平成13年9月28日(2001.9.28)  
 (65) 公開番号 特開2003-102680 (P2003-102680A)  
 (43) 公開日 平成15年4月8日(2003.4.8)  
 審査請求日 平成19年10月11日(2007.10.11)

(73) 特許権者 000000376  
 オリンパス株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号  
 (74) 代理人 100076233  
 弁理士 伊藤 進  
 (72) 発明者 上野 仁士  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパス光学工業株式会社内  
 (72) 発明者 秋本 俊也  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパス光学工業株式会社内  
 (72) 発明者 今泉 克一  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

青色の少なくとも一部の波長帯域を遮光する帯域フィルタが撮像素子の前面に配置された内視鏡の前記撮像素子から出力される信号を画像処理して白色光による通常画像モードと、蛍光情報を含む蛍光画像モードとを切り換えてカラー画像信号を発生する内視鏡用画像処理装置において、

前記通常画像モード時において、赤色の色信号と、青色または緑色の色信号とを用いて所定の色素量を算出する色素量算出手段と、

前記通常画像モード時に、前記色素量算出手段により算出された所定の色素量に基づいて、前記カラー画像信号のうち、所定の色信号のゲインを調整する調整手段と、  
 を具備したことを特徴とする内視鏡用画像処理装置。

【請求項 2】

前記色素量は、ヘモグロビン量であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、1つの撮像素子で通常画像モードと、蛍光画像モードとの2つのモードの画像を撮像する内視鏡を用い、通常画像モードと、蛍光画像モードとを切り換えて観察画像を得る内視鏡用画像処理装置に関する。

## 【 0 0 0 2 】

## 【 従来の技術 】

近年、内視鏡装置は、医療用分野及び工業用分野で広く用いられる。上記内視鏡装置は、挿入部先端側に撮像手段を備えた電子内視鏡を用いたものがある。上記内視鏡装置は、上記電子内視鏡で得た撮像信号を信号処理してモニタ等の表示手段に内視鏡画像を表示させる内視鏡用画像処理装置を備えている。

また、内視鏡装置は、医療用分野において、通常の白色光による通常画像を得る内視鏡装置の他に、蛍光画像を得る内視鏡装置も実現されている。

## 【 0 0 0 3 】

上記蛍光画像を得る内視鏡装置は、例えば、特開平 8 - 1 4 0 9 2 8 号公報や特開平 8 - 1 4 0 9 2 9 号公報に記載されているように通常画像と蛍光画像とを切り換え、又は同時に表示手段に表示させるものが提案されている。

上記特開平 8 - 1 4 0 9 2 8 号公報や特開平 8 - 1 4 0 9 2 9 号公報に記載の内視鏡装置は、挿入部先端側に通常画像用撮像素子及び蛍光画像用撮像素子の 2 つの撮像素子が配置される内視鏡を用いている。

## 【 0 0 0 4 】

上記蛍光画像用撮像素子の前面には、青色を遮光するカットフィルタが配置されている。そして、上記内視鏡装置は、光源から R ( 赤色 ) , G ( 緑色 ) , B ( 青色 ) の照明光が順次供給される。そして、上記内視鏡装置は、B ( 青色 ) の照明光が供給されたとき、蛍光画像用の観察像を撮像するようになっている。

しかしながら、上記特開 8 - 1 4 0 9 2 8 号公報や特開平 8 - 1 4 0 9 2 9 号公報に記載の内視鏡装置は、通常画像と蛍光画像との両方を観察可能にするため、内視鏡の挿入部先端側に 2 つの撮像素子を配置すると、挿入部先端側が太くなる問題や、コストが高くなる問題等がある。

## 【 0 0 0 5 】

これを解消するために、内視鏡装置は、挿入部先端側に 1 つの撮像素子を設けた内視鏡を用いるものが考えられる。

この場合、上記内視鏡は、上記撮像素子の前面に青色を遮光するカットフィルタを配置して、通常画像モードと蛍光画像モードとの両方の観察画像を得られるように構成される。

## 【 0 0 0 6 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

しかしながら、上記 1 つの撮像素子を設けた内視鏡を用いる内視鏡装置は、上記撮像素子の前面に青色を遮光するカットフィルタを配置しているので、通常画像モード時に、上記撮像素子で撮像される通常画像用の観察像に青色が欠けてしまう。この場合、上記内視鏡装置に用いられる従来の内視鏡用画像処理装置は、青色が欠けた通常画像用の観察像を撮像した撮像信号を画像処理することになるので、正しい色再現を行うことが困難となる。

## 【 0 0 0 7 】

本発明は、これらの事情に鑑みてなされたものであり、1 つの撮像素子で通常画像モードと、蛍光画像モードとの 2 つのモードの画像を撮像する内視鏡を用い、通常画像モード時に際しても良好な観察画像を得られる内視鏡用画像処理装置を提供することを目的とする。

## 【 0 0 0 8 】

## 【 課題を解決するための手段 】

上記目的を達成するため、本発明の 内視鏡用画像処理装置は、青色の少なくとも一部の波長帯域を遮光する帯域フィルタが撮像素子の前面に配置された内視鏡の前記撮像素子から出力される信号を画像処理して白色光による通常画像モードと、蛍光情報を含む蛍光画像モードとを切り換えてカラー画像信号を発生する内視鏡用画像処理装置において、前記通常画像モード時に、赤色の色信号と、青色または緑色の色信号とを用いて所定の色素量を算出する色素量算出手段と、前記通常画像モード時に、前記色素量算出手段により算出された所定の色素量に基づいて、前記カラー画像信号のうち、所定の色信号のゲイ

10

20

30

40

50

ンを調整する調整手段と、を具備したことを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

【 発明の実施の形態 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

( 第 1 の実施の形態 )

図 1 ないし図 1 0 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は第 1 の実施の形態を備えた内視鏡装置の全体構成図、図 2 は通常観察用フィルタと蛍光観察用フィルタが設けられた切替フィルタの構成を示す説明図、図 3 はフィルタの波長に対する透過特性を示す特性図であり、図 3 ( A ) は通常観察用フィルタの透過特性図、図 3 ( B ) は蛍光観察用フィルタの透過特性図、図 3 ( C ) は励起光カットフィルタの透過特性図、図 4 は通常画像モードで白い被写体を観察した場合の CCD で受光した光強度の波長に対する特性を示す特性図、図 5 は生体組織に含まれるヘモグロビンの吸光度の波長に対する特性を示す特性図、図 6 は図 1 の画像処理回路の構成を示す回路ブロック図、図 7 はヘモグロビン濃度に対するゲイン調整量の関係を示すグラフ、図 8 は図 6 の画像処理回路の変形例を示す回路ブロック図、図 9 は 5 0 0 - 7 0 0 n m の波長帯域を透過する励起光カットフィルタの透過特性を示す特性図、図 1 0 は図 9 の励起光カットフィルタにおける通常画像モード時の CCD で受光した光強度の波長に対する特性を示す特性図である。

10

【 0 0 1 0 】

図 1 に示す本発明の第 1 の実施の形態の通常画像モード及び蛍光画像モードとを備えた内視鏡装置 1 A は、体腔内に挿入して観察するための電子内視鏡 2 A と、通常観察用の光及び励起用の光を発する光源装置 3 A と、通常観察画像と蛍光画像を構築する画像処理を行う内視鏡用画像処理装置としての ( 以下、画像処理装置 ) 4 A と、通常光による画像と蛍光による画像を表示するモニタ 5 とにより構成される。

20

【 0 0 1 1 】

電子内視鏡 2 A は、体腔内に挿入される細長の挿入部 7 を有している。この挿入部 7 の先端部 8 は、照明手段及び撮像手段を内蔵している。

挿入部 7 は、通常観察のための照明光及び励起光を伝送するライトガイドファイバ 9 が挿通され、このライトガイドファイバ 9 の手元側の入射端に設けた光源用コネクタ 1 0 は光源装置 3 A に着脱自在に接続される。

30

【 0 0 1 2 】

光源装置 3 A は、ランプ駆動回路 1 1 により発光するように駆動され、赤外波長帯域から可視光帯域を含む光を放射するランプ 1 2 と、このランプ 1 2 による照明光路上に設けられ、ランプ 1 2 からの光量を制限する光源絞り 1 3 と、照明光路上に設けられた切替フィルタ部 1 4 と、この切替フィルタ部 1 4 を通った光を集光するコンデンサレンズ 1 5 とを備えている。

【 0 0 1 3 】

この切替フィルタ部 1 4 は回転用モータ 1 6 により回転されると共に、移動用モータ 2 0 により光路上に配置されるフィルタが切り替えられる切替フィルタ 1 7 と、回転用モータ 1 6 に取り付けたラック 1 8 に螺合するピニオン 1 9 を回転駆動することにより、回転用モータ 1 6 と共に切替フィルタ 1 7 を光軸に垂直な方向に移動する移動用モータ 2 0 とを備えている。

40

【 0 0 1 4 】

切替フィルタ 1 7 は、図 2 に示すように内周側と外周側とに同心状に通常観察用の R G B フィルタ 2 1 と蛍光観察用フィルタ 2 2 とが設けている。切替フィルタ 1 7 は、前記移動用モータ 2 0 を駆動することにより光路上に通常照明用フィルタ 2 1 を設定して通常画像モードでの動作状態に設定したり、通常照明用フィルタ 2 1 から蛍光照明用フィルタ 2 2 に切り換えて蛍光画像モード ( 蛍光モードともいう ) に設定した動作状態に切り替えができるようにしている。

【 0 0 1 5 】

上記 R G B フィルタ 2 1 は、周方向に R ( 赤 ) 、 G ( 緑 ) 、 B ( 青 ) の各波長帯域の光を

50

それぞれ透過するＲフィルタ２１ａ、Ｇフィルタ２１ｂ、Ｂフィルタ２１ｃが３等分するように設けてあり、回転モータ１６で回転駆動されることによりそれぞれが光路中に順次、略連続的に介挿される。

【００１６】

また、Ｒフィルタ２１ａ、Ｇフィルタ２１ｂ、Ｂフィルタ２１ｃの透過特性は図３（Ａ）に示すように、６００－７００ｎｍ、５００－６００ｎｍ、４００－５００ｎｍの各波長帯の光をそれぞれ透過するフィルタ特性を有する。図３等では符号２１ａ、２１ｂ、２１ｃの代わりに、そのフィルタ透過特性に対応する符号Ｒ、Ｇ、Ｂを用いて示している（後述する蛍光観察用フィルタ２２においても、同様である）。

【００１７】

また、蛍光観察用フィルタ２２は、周方向に狭帯域の赤（Ｒ１）、狭帯域の緑（Ｇ１）、狭帯域の励起光をそれぞれ透過するＲ１フィルタ２２ａ、Ｇ１フィルタ２２ｂ、Ｅ１フィルタ２２ｃが３等分するように設けてあり、回転用モータ１６で回転駆動されることによりそれぞれが光路中に順次介挿される。

また、Ｒ１フィルタ２２ａ、Ｇ１フィルタ２２ｂ、Ｅ１フィルタ２２ｃの透過特性は図３（Ｂ）に示すように６００－６２０ｎｍ、５４０－５６０ｎｍ、３９０－４４５ｎｍを各波長帯域の光をそれぞれ透過するフィルタ特性を有する。

【００１８】

光源装置３Ａからの照明光はライトガイドファイバ９により、電子内視鏡２Ａの挿入部７の先端側に伝送（導光）される。このライトガイドファイバ９は蛍光観察のための光と通常観察のための光を少ない伝送ロスで伝送する。このライトガイドファイバ９としては、例えば多成分系ガラスファイバ、石英ファイバ等で構成される。

【００１９】

ライトガイドファイバ９の先端面に伝送された光は、その先端面に対向する照明窓に取り付けた照明レンズ２４を経て、拡開して体腔内の観察対象部位を照明するようになっている。

【００２０】

先端部８は、この照明窓に隣接して観察窓が設けている。この観察窓の後端側は、光学像を結ぶための対物レンズ系２５と、励起光をカットする励起光カットフィルタ２７と、蛍光及び反射光の各画像を撮像する撮像素子として例えばモノクロ撮像（或いは白黒撮像）を行う電荷結合素子（ＣＣＤと略記）２８とが配置されている。

蛍光及び反射画像を撮像する撮像素子としては、ＣＣＤ２８の代わりにＣＭＤ（Charged Modulation Device）撮像素子、ＣＭＯＳ（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）撮像素子、ＡＭＩ（Amplified MOS Imager）、ＢＣＣＤ（Back Illuminated CＣＤ）でも良い。

【００２１】

励起光カットフィルタ２７は蛍光観察時に、蛍光を発生させるために励起される励起光を遮光するフィルタである。この励起光カットフィルタ２７の特性を図３（Ｃ）に示す。この図３（Ｃ）に示すように４７０－７００ｎｍの波長帯域を透過する、つまり、青色帯域の一部の波長（４００－４７０ｎｍ）を除いた可視光を透過する特性を有する。

【００２２】

尚、この電子内視鏡２Ａは、蛍光画像モードと通常画像モードとを選択する指示操作や、フリーズ、リリースの指示操作を行うためのスコープスイッチ２９が設けてあり、その操作信号は制御回路３７に入力され、制御回路３７はその操作信号に対応した制御動作を行う。

【００２３】

例えばスコープスイッチ２９におけるモード切換スイッチの通常モードスイッチを操作すると、光源装置３Ａはライトガイドファイバ９に通常画像モードの照明光、つまりＲ、Ｇ、Ｂの光を順次供給する状態となり、また画像処理装置４Ａも通常画像モードに対応した信号処理を行う状態になる。

10

20

30

40

50

## 【0024】

また、モード切換スイッチの蛍光モードスイッチを操作すると、光源装置3Aはライトガイドファイバ9に蛍光モードの照明光、つまりR1、G1、E1の光を順次供給する状態となり、また画像処理装置4Aも蛍光モードに対応した信号処理を行う状態になる。

## 【0025】

CCD28は画像処理装置4A内に設けたCCD駆動回路31からのCCD駆動信号により駆動されるようになっている。このCCD28は、結像された光学像を光電変換して画像信号を出力するようになっている。

## 【0026】

この画像信号は、画像処理装置4A内に設けたプリアンプ32で増幅され、更にオートゲインコントロール(AGC)回路33で所定レベルまで増幅された後、A/D変換回路34によりアナログ信号からデジタル信号(画像データ)に変換され、各画像データは切換を行うマルチプレクサ35を経て、第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36b及び第3フレームメモリ36cに一時格納(記憶)されるようになっている。

尚、CCD駆動回路31は、制御回路37により制御される。具体的には、制御回路37は、蛍光モードにおいて、E1フィルタ22cにより励起光を照射して蛍光画像を得る期間におけるCCD28で受光される光量がR1フィルタ22a、G1フィルタ22bで照明を行った場合の反射光の場合よりもはるかに低下するので、CCD駆動回路31を制御してCCD28の電子シャッタ機能を動作させる。

## 【0027】

また、制御回路37は選択されたモードに応じて移動用モータ20を制御するようになっている。また、回転用モータ16は制御回路37により制御されると共に、この回転用モータ16の回転軸等に取り付けた図示しないエンコーダの出力は制御回路37に輸入され、制御回路37はこのエンコーダの出力に同期してCCD駆動回路31やマルチプレクサ35の切換等を制御する。

## 【0028】

また、制御回路37は、マルチプレクサ35の切換を制御し、通常画像モードではRフィルタ21a、Gフィルタ21b、Bフィルタ21cの照明のもとで撮像した各画像データをそれぞれ第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36b、第3フレームメモリ36cに順次記憶させるように制御する。

## 【0029】

また、蛍光モードにおいても、制御回路37は、マルチプレクサ35の切換を制御し、R1フィルタ22a、G1フィルタ22b、E1フィルタ22cの照明のもとで撮像した各信号をそれぞれ第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36b、第3フレームメモリ36cに順次記憶させるように制御する。

上記フレームメモリ36a~36cに格納された画像データは画像処理回路38に輸入され、マトリクス演算などが施された後、D/A変換回路39によりアナログのRGB信号に変換されてモニタ5に出力される。

## 【0030】

また、この画像処理装置4Aは、プリアンプ32を通した信号に基づいて光源装置3A内の光源絞リ13の開口量を自動的に制御する調光回路40が設けてある。また、この調光回路40は、制御回路37により制御される。

また、この制御回路37は、ランプ駆動回路11のランプ12を発光駆動するランプ電流を制御する。また、この制御回路37はスコープスイッチ29の操作に応じた制御動作を行う。

## 【0031】

また、この画像処理装置4Aは、例えば電子内視鏡2Aの他に図示しない2つの撮像素子を内蔵した機種等が異なる電子内視鏡でも使用できるように、接続されたスコープの識別情報を識別するための機種検知回路48が設けてある。

## 【0032】

一方、スコープ 2 A は、種類（機種）を含む固有の識別情報を発生するスコープ ID 回路 4 7 a を有する。尚、スコープ ID 回路 4 7 a は、スコープ 2 A の機種を含む情報が書き込まれたメモリ素子で構成されるが、これに限定されるものでなく、例えば複数のスイッチからなるディップスイッチ等で構成することもできる。

【 0 0 3 3 】

機種検知回路 4 8 は、検知された機種情報を制御回路 3 7 に送信し、制御回路 3 7 は検出された機種に応じてその機種のスコープに適した蛍光モード及び通常画像モードで観察できるように光源装置 3 A を制御するようになっている。

尚、スコープ 2 A は、その機種を含む固有の ID（識別情報）を発生するスコープ ID 回路 4 7 a を備えた構成であるが、単に機種情報を画像処理装置 4 A にそれぞれ入力しても良い。

10

【 0 0 3 4 】

また、この画像処理装置 4 A は、スコープ ID 回路 4 7 a を設けていないスコープにも対応可能である。この場合、スコープ ID 回路 4 7 a を設けていないスコープが画像処理装置 4 A に接続されたとき、スコープ ID を発生しないので、機種検知回路 4 8 の出力により制御回路 3 7 はスコープ ID 回路 4 7 a を設けていない機種であると判断して、対応する制御動作を行うこともできる。

【 0 0 3 5 】

このような構成の内視鏡装置 1 A では、光源装置 3 A の切替フィルタ 1 7 の R G B フィルタ 2 1、蛍光観察用フィルタ 2 2 及び、電子内視鏡 2 A の撮像光路中に設けた励起光カットフィルタ 2 7 のフィルタ特性を図 3（A）～図 3（C）に示すように設定したことが特徴の 1 つになっている。

20

【 0 0 3 6 】

この特徴を図 4 等を参照して以下に説明する。図 4 は通常画像モードにより、白い紙等の白い被写体を撮像した場合における C C D 2 8 の受光面（撮像面）での光強度を示す。

この場合、図 3（A）に示す特性の R フィルタ 2 1 a、G フィルタ 2 1 b、B フィルタ 2 1 c により R、G、B 光の照明が行われ、一方 C C D 2 8 の前に配置された励起光カットフィルタ 2 7 のフィルタ特性は図 3（C）に示すように G、R の光は全て透過するが、B の光に対してはその長波長側の一部を透過する特性である。このため、C C D 2 8 の受光面（撮像面）での光強度は、図 4 で 2 点鎖線で示す B の短波長側がカットされたものとなる。つまり、C C D 2 8 は、B の光に対して実線で示すようにその長波長側の一部のみが受光面（撮像面）で受光されることになる。

30

【 0 0 3 7 】

従って、B フィルタ 2 1 c による B 光での照明期間において、C C D 2 8 は、受光面（撮像面）で受光される光量が他の R フィルタ 2 1 a、G フィルタ 2 1 b による R 光、G 光での照明期間の場合よりも低下することになる。

このため、通常画像モードにおいて、B フィルタ 2 1 c による照明期間における撮像時、R フィルタ 2 1 a、G フィルタ 2 1 b による照明期間における撮像の場合に比べて、その照明光量を増大したり、信号処理系側で増幅率を増大させてホワイトバランスのとれた通常画像が得られるようにしている。

40

【 0 0 3 8 】

ここで、通常画像モード時に白色反射板等を撮像してモニタ上に反射板を白く表示させる際に、B 光の強度が低下するので、R G B の各信号出力が均一になるように調整すると、B 信号の信号出力は一部の光が制限されなかった場合に対して、B 信号のゲインが高く設定されるようになる。

【 0 0 3 9 】

また、図 5 に示すようにヘモグロビンの吸光度は、短波長になるに従い大きくなる。特に、ヘモグロビンの吸光度は、B 光の遮断される波長帯域（4 0 0 ～ 4 7 0 n m）に大きなピーク（s o l e t 帯）を持つ。

【 0 0 4 0 】

50

従って、通常画像モード時に生体体腔内を観察すると、図5に示すようにB光がヘモグロピンの吸収により大きく減衰される。しかしながら、470～500nmに制限されたB光では、ヘモグロピンの吸収が小さく、CCD28に到達するB光の強度が高くなる。このため、通常画像モード時に470～500nmに制限されたB光と、R光、G光で生体体腔内を観察すると、色調が変化することになる。

#### 【0041】

そこで、本実施の形態では、通常画像モード時に470～500nmに制限されたB光からの信号のゲインを一定値減衰させるように構成する。

図6に示すように画像処理回路38は、RGBの各信号の出力強度が一定値になるようにゲイン調整を行うホワイトバランス部50と、このホワイトバランス部50でのRGBのゲイン調整値をメモリすると共に、Bチャンネルのゲインを一定値減衰させるホワイトバランス設定部51と、前記ホワイトバランス部50でゲイン調整されたRGBの信号に対し、所定のマトリクス演算を施して蛍光画像信号又は通常画像信号を生成するマトリクス回路52と、前記制御回路37からモード信号を得て、マトリクス回路52に蛍光画像用のパラメータを出力するか、又は、通常観察用のパラメータを出力するか判断し、モードに適したパラメータを出力するパラメータ設定部53と、前記マトリクス回路52で生成された画像信号をモニタに表示するためのゲイン調整を行う補正回路54とから構成される。

以上の構成にすることで、通常画像モードでの良好な通常観察画像、蛍光モードでの明るい蛍光画像を実現できるようにしている。

#### 【0042】

このような構成による本実施の形態の作用を以下に説明する。

図1に示すように電子内視鏡2Aの光源用コネクタ10を光源装置3Aに接続し、また、電子内視鏡2Aの図示しない信号用コネクタを画像処理装置4Aに接続する。そして、図1に示すような接続状態に設定して、各装置の電源を投入し、動作状態に設定する。すると、制御回路37は初期設定の動作を行い、この初期設定の状態では例えば通常画像モードで動作するように設定する制御を行う。

#### 【0043】

この通常画像モードでは、制御回路37は光源装置3Aの移動用モータ20を制御して、切替フィルタ17をその内周側のRGBフィルタ21が照明光路中に位置するように設定する。

#### 【0044】

そして、回転モータ16を回転させる。ランプ12の白色光は切替フィルタ17のRフィルタ21a、Gフィルタ21b、Bフィルタ21cが順次照明光路中に配置されるようになり、観察対象側へR、G、Bの照明光が出射される。

通常画像モードでは切替フィルタによる（観察対象側への）照明光は上記のようにRフィルタ21a、Gフィルタ21b、Bフィルタ21cが順次照明光路中に配置される。

#### 【0045】

R、G、Bの光で照明され、CCD28で撮像された信号は、増幅、A/D変換された後、マルチプレクサ35が制御回路37で順次切り換えられることにより、第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36b、第3フレームメモリ36cに順次格納される。

#### 【0046】

これらフレームメモリ36a～36cに格納されたR、G、Bの色成分の画像データは所定のフレーム期間（例えば33ms、つまり1/30秒）で同時に読み出され、画像処理回路38でマトリクス演算等がされ、D/A変換回路39を経てアナログの標準的な映像信号、ここではRGB信号にされてモニタ5に出力され、モニタ5の表示面には（白色光を照射した場合に、直接被写体を観察した場合のカラー色調を反映した）通常観察画像がカラー表示される。

#### 【0047】

上述したように、Bフィルタ21cを通して照明を行った場合における被写体側での反射

10

20

30

40

50

光量は励起光カットフィルタ 27 によりその短波長側がカットされて C C D 28 で受光される。このため、その B 光の色成分画像の受光量が他の R、G 光の色成分画像の受光量より少なくなる（低下する）ので、R G B の各信号出力が均一になるように調整すると、B 信号の信号出力は一部の光が制限されなかった場合に対して、B 信号のゲインが高く設定される。

【0048】

この状態で、通常画像モード時に生体体腔内を観察すると、B 光がヘモグロビンの吸収により大きく減衰されるが、励起光カットフィルタ 27 により 470 ~ 500 nm に制限された B 光では、ヘモグロビンの吸収が小さく、C C D 28 に到達する B 光の強度が高くなってしまふ。すると、モニタに表示される通常画像モード時の生体体腔内の観察画像は、

10

【0049】

これを防止するために、画像処理回路 38 は、ホワイトバランス部 50 で R G B の各信号の出力強度が一定値になるようにゲイン調整を行う。このとき、ホワイトバランス設定部 51 は、ホワイトバランス部 50 での R G B のゲイン調整値をメモリすると共に、B チャンネルのゲインを一定値減衰させる。

【0050】

この B チャンネルのゲイン調整量は、図 7 に示すように生体体腔内のヘモグロビン濃度に依存する。このヘモグロビン濃度は、部位、臓器、組織の状態により変化する。本実施の形態では、ヘモグロビン濃度 1 % ~ 4 % に対して B チャンネルのゲイン調整量を

20

【0051】

そして、このようにゲインを調整された B 光と、R 及び G 光とは、マトリクス回路 52 に入力される。マトリクス回路 52 は、制御回路 37 からモード信号を得たパラメータ設定部 53 により、モードに適したパラメータを出力され、ゲイン調整された R G B の信号に対し、所定のマトリクス演算を施して通常画像信号を生成し、出力する。

【0052】

マトリクス回路 52 で生成された通常画像信号は、補正回路 54 でゲイン調整され、D / A 変換回路 39 で D / A 変換されてモニタに出力され、通常画像としてモニタに表示される。

30

【0053】

このようにして通常画像モードで被写体を観察でき、例えば注目する患部部位等の被写体に対して蛍光観察を行いたい場合には、スコープスイッチ 29 のモード切替スイッチの蛍光モードスイッチを操作する。すると、この操作信号を受けて、制御回路 37 は光源装置 3A は移動用モータ 20 を駆動して、切替フィルタ 17 を移動させ、蛍光観察用フィルタ 22 が照明光路上に配置される状態に設定し、蛍光モードに切り換える。

【0054】

蛍光モードに設定されると、電子内視鏡 2A のライトガイドファイバ 9 には蛍光モードの照明光、つまり R 1、G 1、E 1 の光が順次供給される状態となる。

そして、被写体には R 1、G 1、E 1 の光が順次照射される。R 1、G 1 の照明の場合には、通常画像モードでの R、G の光が順次照射された場合と同様の動作となる。つまり、この場合には R 1、G 1 の被写体での反射光を C C D 28 で受光する。この場合、励起光カットフィルタ 27 による影響を受けないで、C C D 28 は撮像することになる。

40

【0055】

これに対し、励起光 E 1 を照射した場合には、その励起光 E 1 の反射光は励起光カットフィルタ 27 で殆ど完全に遮光され、かつこの励起光カットフィルタ 27 の透過帯域内の被写体側からの蛍光を受光する。この蛍光の強度は、R 1、G 1 の被写体での反射光の強度に比べてはるかに小さいので、通常画像モードでの R、G の照明、B の照明及びそれらの場合の信号処理と類似した動作を行い、モニタに蛍光画像が表示される。このように蛍光モードにおいても、良好な蛍光画像が得られる。

50



## 【 0 0 5 6 】

この結果、本実施の形態の画像処理装置は、1つの撮像素子で通常画像モードと、蛍光画像モードとの2つのモードの画像を撮像する内視鏡を用い、通常画像モード時に際しても良好な観察画像を得られる。

## 【 0 0 5 7 】

また、上述した図6の画像処理回路38は、ホワイトバランス部50でRGBの各信号の出力強度が一定値になるように通常画像モード時のゲイン調整を行うように構成されているが、図8に示すようにホワイトバランス部50でホワイトバランスを行った後、マトリクス回路52で通常画像モード時のゲイン調整を行うように構成しても良い。図8は、本発明の第1の実施の形態の変形例を示す回路ブロック図である。

10

## 【 0 0 5 8 】

図8に示すように画像処理回路38Bは、通常画像モード時のゲイン調整を所定のマトリクス演算により行うマトリクス回路52bと、このマトリクス回路52bに対して、モードに適したパラメータを出力するパラメータ設定部53bと、前記補正回路とから構成される。尚、ホワイトバランス部50bは、ホワイトバランス設定部51bで設定された値に基づき、通常のホワイトバランスを行うようになっている。

## 【 0 0 5 9 】

前記マトリクス回路52bは、ホワイトバランス部50bで通常のホワイトバランスが行われた後、上記マトリクス演算を行うようになっている。

このマトリクス演算は、例えば、以下に示すような3行3列の行列式で演算が行われる。

20

## 【 0 0 6 0 】

## 【 式 1 】

$$\begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0.8 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R \\ G \\ B' \end{pmatrix}$$

また、B光のゲインを落とさずにR光及びG光のゲインをアップさせるようにしても良い。この場合、このマトリクス演算は、例えば、以下に示すような行列式で演算が行われる。

30

## 【 0 0 6 1 】

## 【 式 2 】

$$\begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 2 & 0 & 0 \\ 0 & 2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R \\ G \\ B' \end{pmatrix}$$

40

これら行列式に基づきマトリクス回路52bは、RGBの信号に対してマトリクス演算を行うことで、通常画像モード時のゲイン調整が可能となり、モニタに表示される通常画像モード時の生体体腔内の観察画像が良好なものとなる。

この結果、本変形例の画像処理部38Bは、上記第1の実施の形態と同様な効果を得る。

## 【 0 0 6 2 】

また、電子内視鏡2Aは、図9に示すように500 - 700nmの波長帯域を透過するフィルタ特性の励起光カットフィルタ27bを用いても良い。この場合、励起光カットフィルタ27bは、青色帯域の波長(400 - 500nm)を除いた可視光を透過する特性を

50

有している。

このため、CCD 28の受光面（撮像面）での光強度は、図10に示すように2点鎖線で示すB光全体がカットされたものとなる。

#### 【0063】

この場合、画像処理装置4Aに出力される信号は、R光と、G光の信号のみなので、図4、図8で画像処理部38、38Bは、B'光の信号をG光の信号に割り当て、R、G、Gとして上述した信号処理を施すように構成しても良い。更に、具体的に説明すると、例えば、画像処理部38は、R光、G光、G光の信号がホワイトバランス部50に入力され、このホワイトバランス部50でB'光の信号の代わりに割り当てたG光のゲインを調整する。この場合、ホワイトバランス設定部51で設定される減衰量は、40%となる。それ以外の構成は、上記第1の実施の形態と同様である。

10

#### 【0064】

（第2の実施の形態）

図11は本発明の第2の実施の形態の画像処理回路の構成を示す回路ブロック図である。本第2の実施の形態は、上記第1の実施の形態の構成に加え、ヘモグロビン濃度1%～4%に応じて青色信号を生成してBチャンネルのゲイン調整量を修正するように構成する。それ以外の構成は上記第1の実施の形態と同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

#### 【0065】

即ち、図11に示すように本第2の実施の形態の画像処理回路38Cは、470～500nmに制限されたB'光とR光を用いて（又はR光とG光を用いて）、ヘモグロビン量を算出する色素算出部61と、この色素算出部61で算出されるヘモグロビン量に基づき、モードに適したパラメータを設定するパラメータ設定部53cと、このパラメータ設定部53cで設定されたパラメータに基づき、Bチャンネルのゲイン調整量を修正するマトリクス回路52cと、前記補正回路54とから構成される。

20

#### 【0066】

前記パラメータ設定部53cは、通常画像モード時、前記色素算出部61から出力されるヘモグロビン量に基づき、B信号のゲインを減衰されるようにパラメータを設定し、これを前記マトリクス回路52cに出力するようになっている。

#### 【0067】

前記色素算出部61での演算は、以下の色信号を用い、励起光カットフィルタ27で制限を受けないB光から形成される信号のゲインを以下の式に基づいて予測するようになっている。

30

#### 【0068】

生体から反射した光の強度は、以下の式で定義される。

$$IB = I0 \exp(-cd_B) \quad \dots (1)$$

$$IB' = I0 \exp(-cd_{B'}) \quad \dots (2)$$

$$IR = k \cdot I0 \exp(-cd_R) \quad \dots (3)$$

I0：ホワイトバランス後の出力信号

IB：励起光カットフィルタ27で光が遮断されなかったときのBの反射光強度

40

IB'：励起光カットフィルタ27で一部の光が遮断されたときのBの反射光強度

IR：R光の反射光強度

B：B光帯域のヘモグロビンの吸光度

B'：B'光帯域のヘモグロビンの吸光度

R：R光帯域のヘモグロビンの吸光度

c：ヘモグロビン濃度

d：光路長

尚、kは、ホワイトバランス取得時の係数である。本演算では、ホワイトバランス後であるので、k=1が成り立つ。従って、kは、演算式中より、削除される。

#### 【0069】

50

ここで、IRとIB'との値からIBの値を算出する。

(2)、(3)式からcdを求める。

【0070】

$$cd = (\log IR - \log IB') / (B' - R)$$

cdを(1)、(2)より求められる下式に代入する。

$$IB = IB' \cdot \exp(-cd \epsilon B) / \exp(-cd \epsilon B') \\ = IB' \cdot \exp\{-cd(\epsilon B - \epsilon B')\}$$

よって、IR/IBとIR/IB'との関係式は以下の式で求まる。

$$IR/IB = (IR/IB') \{ (B - R) / (B' - R) \} \quad \dots (4)$$

10

上記関係式により、B光帯域で遮断されなかったときのB光の反射光強度が求まる。

【0071】

尚、上記関係式は、R光とB'光との関係により、B光の強度を予測したが、R光とG光との関係により、B光の強度を予測しても良い。

次に、R光とG光とで色素量を求める場合は、上記(1)～(3)の関係式でB'がGに変更となる。

$$IB = I0 \exp(-cd B) \quad \dots (1)$$

$$IG = I0 \exp(-cd G) \quad \dots (2')$$

$$IR = k \cdot I0 \exp(-cd R) \quad \dots (3)$$

IG: G光の反射光強度

20

G: G光帯域のヘモグロビンの吸光度

ここで、IRとIGとの値からIBの値を算出する。

(2')、(3)式からcdを求める。

$$cd = (\log IR - \log IG) / (G - R)$$

cdを(1)、(2')より求められる下式に代入する。

$$IB = IG \cdot \exp(-cd \epsilon B) / \exp(-cd \epsilon G) \\ = IG \cdot \exp\{-cd(\epsilon B - \epsilon G)\}$$

よって、IR/IBとIR/IGとの関係式は以下の式で求まる。

$$IR/IB = (IR/IG) \{ (B - R) / (G - R) \} \quad \dots (5')$$

30

上記関係式により、B光帯域で遮断されなかったときのB光の反射光強度が求まる。

【0072】

色素算出部61は、上述した関係式(5)、(5')で算出されたB光の反射光強度に基づいてヘモグロビン量を算出し、この算出値をパラメータ設定部53cに出力する。

パラメータ設定部53cは、色素算出部61で算出されたヘモグロビン量に基づき、モードに適したパラメータを設定してマトリクス回路52cに出力する。

【0073】

マトリクス回路52cは、パラメータ設定部53cで設定されたパラメータに基づき、青色信号を生成してBチャンネルのゲイン調整量を修正するようマトリクス演算を行うようになっている。

40

このマトリクス演算は、例えば、以下に示すような3行3列の行列式で演算が行われる。

【0074】

【式3】

$$\begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & C \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R \\ G \\ B' \end{pmatrix}$$

尚、式 3 中の C は、色素演算部 6 1 で算出されたヘモグロビン量に基づき、決められるゲイン調整量である。

10

【 0 0 7 5 】

そして、マトリクス回路 5 2 c で生成された通常画像信号は、補正回路 5 4 でゲイン調整され、D / A 変換回路 3 9 で D / A 変換されてモニタに出力され、通常画像としてモニタに表示される。

【 0 0 7 6 】

この結果、本第 2 の実施の形態の画像処理装置は、上記第 1 の実施の形態の画像処理装置の効果に加え、通常画像モード時にヘモグロビン量に応じて良好な観察画像を得られる。

【 0 0 7 7 】

尚、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

20

【 0 0 7 8 】

[ 付記 ]

( 付記項 1 ) 青色の少なくとも一部の波長帯域を遮光する帯域フィルタが撮像素子の前面に配置された内視鏡の前記撮像素子から出力される信号を画像処理して白色光による通常画像モードと、蛍光情報を含む蛍光画像モードとを切り換えてカラー画像信号を発生する内視鏡用画像処理装置において、前記通常画像モード時に、前記カラー画像信号のうち、所定の色信号のゲインを調整する調整手段を設けたことを特徴とする内視鏡用画像処理装置。

【 0 0 7 9 】

( 付記項 2 ) 前記通常画像モード時に、前記カラー画像信号のうち、所定の色信号を用いて青色信号を生成する生成手段を設けたことを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡用画像処理装置。

30

【 0 0 8 0 】

( 付記項 3 ) 前記調整手段は、青色のゲインを減衰させることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡用画像処理装置。

【 0 0 8 1 】

( 付記項 4 ) 前記調整手段は、赤色及び緑色のゲインを増幅させることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡用画像処理装置。

【 0 0 8 2 】

( 付記項 5 ) 前記調整手段は、赤色と青色又は緑色の色信号を用いて色素量を算出し、ゲインの調整量を設定することを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡用画像処理装置。

40

【 0 0 8 3 】

( 付記項 6 ) 前記生成手段は、所定の色信号のゲインを調整して青色信号とすることを特徴とする付記項 2 に記載の内視鏡用画像処理装置。

【 0 0 8 4 】

( 付記項 7 ) 接続される前記内視鏡の種類に関する情報を入力され、この情報に基づき、前記調整手段又は前記生成手段を制御する制御手段を有することを特徴とする付記項 1 又は 2 に記載の内視鏡用画像処理装置。

【 0 0 8 5 】

( 付記項 8 ) 前記ゲインの減衰量は、15% ~ 30% の範囲であることを特徴とする付

50

記項 3 に記載の内視鏡用画像処理装置。

【 0 0 8 6 】

( 付記項 9 ) 前記ゲインの増幅量は、 1 8 % ~ 4 2 % の範囲であることを特徴とする付記項 4 に記載の内視鏡用画像処理装置。

【 0 0 8 7 】

( 付記項 1 0 ) 前記生成手段でゲインを調整される所定の色信号は、緑色であることを特徴とする付記項 6 に記載の内視鏡用画像処理装置。

【 0 0 8 8 】

( 付記項 1 1 ) 前記ゲインの調整量は、 4 0 % に減衰することを特徴とする付記項 1 0 に記載の内視鏡用画像処理装置。

10

【 0 0 8 9 】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、 1 つの撮像素子で通常画像モードと、蛍光画像モードとの 2 つのモードの画像を撮像する内視鏡を用い、通常画像モード時に際しても良好な観察画像を得られる内視鏡用画像処理装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】第 1 の実施の形態を備えた内視鏡装置の全体構成図

【図 2】通常観察用フィルタと蛍光観察用フィルタが設けられた切替フィルタの構成を示す説明図

【図 3】フィルタの波長に対する透過特性を示す特性図

20

【図 4】通常画像モードで白い被写体を観察した場合の C C D で受光した光強度の波長に対する特性を示す特性図

【図 5】生体組織に含まれるヘモグロビンの吸光度の波長に対する特性を示す特性図

【図 6】図 1 の画像処理回路の構成を示す回路ブロック図

【図 7】ヘモグロビン濃度に対するゲイン調整量の関係を示すグラフ

【図 8】図 6 の画像処理回路の変形例を示す回路ブロック図

【図 9】 5 0 0 - 7 0 0 n m の波長帯域を透過する励起光カットフィルタの透過特性を示す特性図

【図 1 0】図 9 の励起光カットフィルタにおける通常画像モード時の C C D で受光した光強度の波長に対する特性を示す特性図

30

【図 1 1】本発明の第 2 の実施の形態の画像処理回路の構成を示す回路ブロック図

【符号の説明】

1 A ... 内視鏡装置

2 A ... 電子内視鏡

3 A ... 光源装置

4 A ... 画像処理装置

5 ... モニタ

7 ... 挿入部

8 ... 先端部

1 4 ... 切替フィルタ部

40

1 6 ... 回転用モータ

1 7 ... 切替フィルタ

2 1 ... R G B フィルタ

2 2 ... 蛍光観察用フィルタ

2 7 ... 励起光カットフィルタ

2 8 ... C C D

3 7 ... 制御回路

5 0 ... ホワイトバランス部

5 1 ... ホワイトバランス設定部

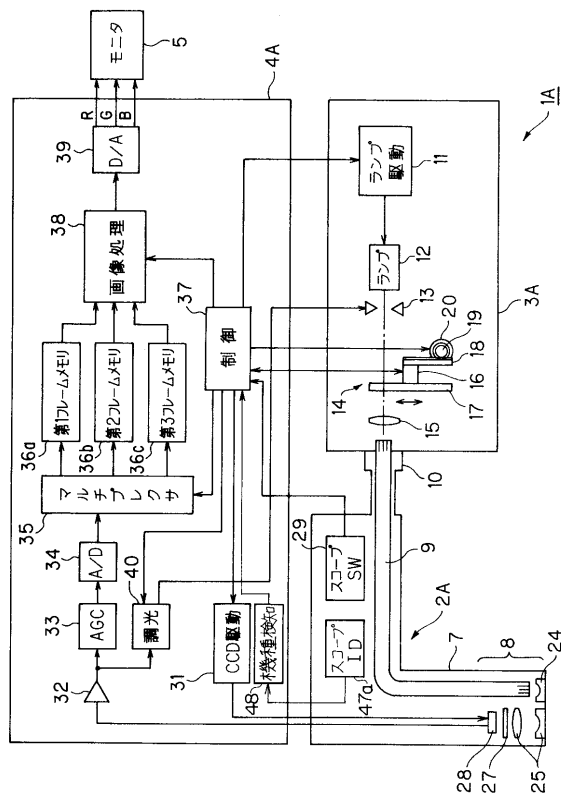
5 2 ... マトリクス回路

50

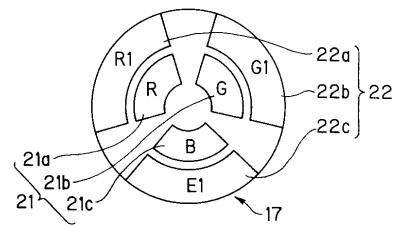
5 3 ... パラメータ設定部

5 4 ... 補正回路

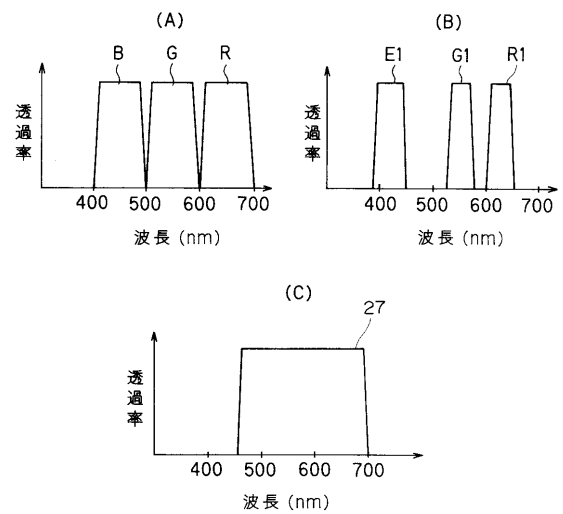
【図 1】



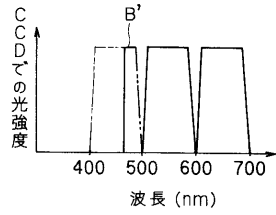
【図 2】



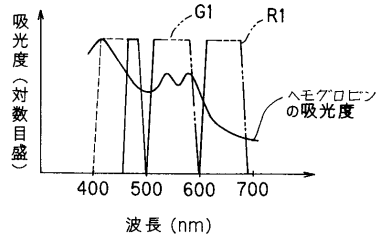
【図 3】



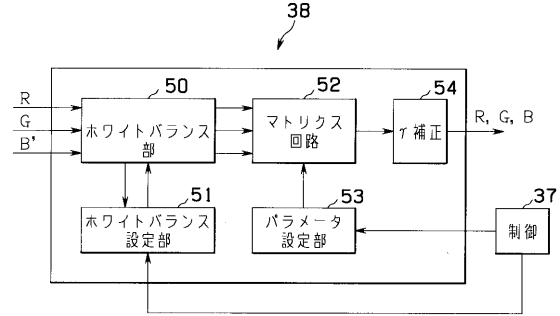
【図 4】



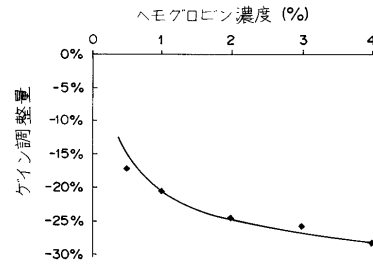
【図 5】



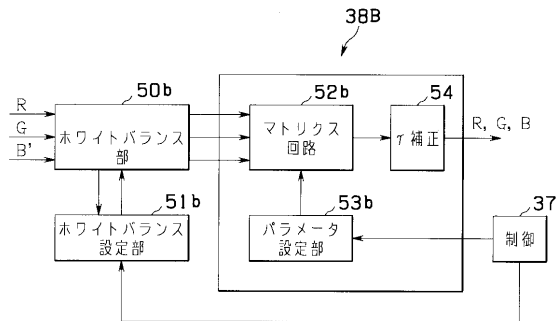
【図 6】



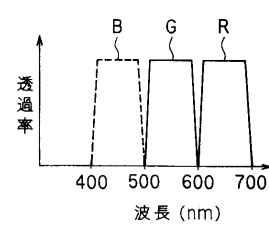
【図 7】



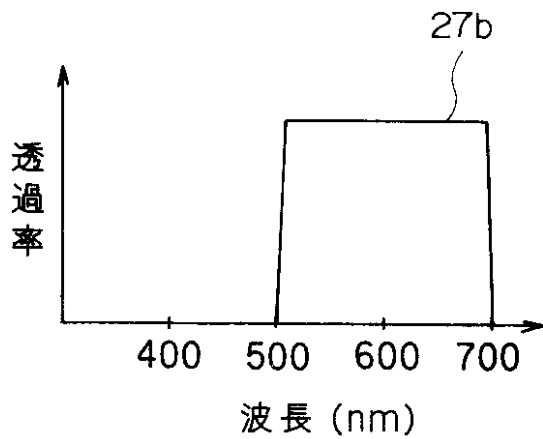
【図 8】



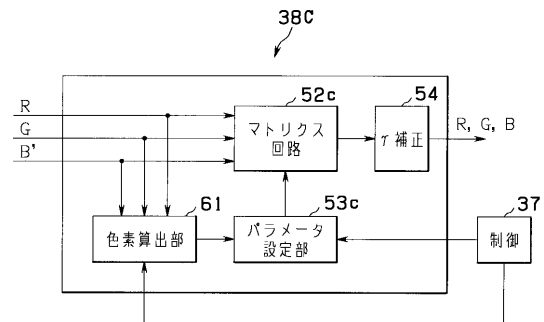
【図 10】



【図 9】



【図 11】



## フロントページの続き

(51)Int.Cl.			F I		
<i>H 0 4 N</i>	<i>7/18</i>	<i>(2006.01)</i>	<i>H 0 4 N</i>	<i>5/225</i>	<i>C</i>
<i>H 0 4 N</i>	<i>9/04</i>	<i>(2006.01)</i>	<i>H 0 4 N</i>	<i>7/18</i>	<i>M</i>
			<i>H 0 4 N</i>	<i>9/04</i>	<i>Z</i>

(72)発明者 金子 守  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 特開平10-151104(JP,A)  
特開2000-270265(JP,A)  
特開2001-137174(JP,A)  
特開昭63-155984(JP,A)  
特開平04-069615(JP,A)  
特開平07-275191(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 1/00



专利名称(译)	内窥镜用图像处理装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4679013B2</a>	公开(公告)日	2011-04-27
申请号	JP2001302788	申请日	2001-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	上野仁士 秋本俊也 今泉克一 金子守		
发明人	上野 仁士 秋本 俊也 今泉 克一 金子 守		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B5/20 G02B23/24 H04N5/225 H04N7/18 H04N9/04		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D G02B5/20 G02B23/24.B G02B23/24.C H04N5/225.C H04N7/18.M H04N9/04.Z A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/045.610 H04N5/225		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 2H048/AA12 2H048/AA18 2H148/AA12 2H148/AA18 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/QQ04 4C061/RR14 4C061/SS09 4C061/WW09 4C061/WW17 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/QQ04 4C161/RR14 4C161/SS06 4C161/SS09 4C161/WW09 4C161/WW17 5C022/AA09 5C022/AB13 5C022/AB20 5C022/AC42 5C022/AC55 5C022/AC69 5C054/AA01 5C054/AA05 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/EE04 5C054/FB03 5C054/HA12 5C065/AA04 5C065/BB02 5C065/BB30 5C065/CC01 5C065/DD02 5C065/EE15 5C065/GG15 5C122/DA26 5C122/EA12 5C122/FA07 5C122/FB00 5C122/FB17 5C122/FC01 5C122/FF11 5C122/FF15 5C122/FG06 5C122/FG14 5C122/FK23 5C122/GE08 5C122/GG03 5C122/HA82 5C122/HA87 5C122/HB06 5C122/HB10		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2003102680A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：通过使用内窥镜拍摄由正常图像模式和荧光图像模式组成的两种模式的图像，在正常图像模式下实现用于内窥镜的图像处理器，通过该图像处理器获得良好的观察图像。单个成像设备。解决方案：图像处理器（用于内窥镜）执行从具有出射光截止滤光器的内窥镜的CCD输出的信号的图像处理，用于屏蔽布置在CCD的前表面上的蓝色波长带的至少一部分。产生通过白光切换正常图像模式的彩色图像信号和包括荧光信息的荧光图像模式。图像处理器具有图像处理电路，用于在正常图像模式下调整彩色图像信号中的指定色度信号的增益。

$$\begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0.8 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R \\ G \\ B' \end{pmatrix}$$