

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5734060号
(P5734060)

(45) 発行日 平成27年6月10日 (2015. 6. 10)

(24) 登録日 平成27年4月24日 (2015. 4. 24)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/06 C

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

A 6 1 B 1/04 3 7 2

G O 2 B 23/24 (2006. 01)

A 6 1 B 1/06 B

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

G O 2 B 23/24 B

G O 2 B 23/26 (2006. 01)

H O 4 N 7/18 M

請求項の数 8 (全 15 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2011-83109 (P2011-83109)
 (22) 出願日 平成23年4月4日 (2011. 4. 4)
 (65) 公開番号 特開2012-217485 (P2012-217485A)
 (43) 公開日 平成24年11月12日 (2012. 11. 12)
 審査請求日 平成25年11月29日 (2013. 11. 29)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100115107
 弁理士 高松 猛
 (74) 代理人 100151194
 弁理士 尾澤 俊之
 (74) 代理人 100164758
 弁理士 長谷川 博道
 (72) 発明者 遠藤 安土
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその駆動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端部に被写体に対して赤色光、緑色光、青色光の3原色光を混合した照明光を照射する照明窓が設けられ、該被写体からの光を受光する固体撮像素子を前記先端部に搭載した電子内視鏡と、

それぞれ異なる波長域の光を発光する複数の光源と、前記複数の光源をそれぞれ駆動する複数の光源駆動回路と、前記複数の光源駆動回路の制御を行う光源制御部とを含み、該光源の発光光を前記電子内視鏡に導入する光源装置と、

前記複数の光源に対する駆動量に応じた、前記照明窓からの前記照明光の前記3原色光の各色成分の光量を示す特性データを記憶したメモリと、を備え、

前記光源制御部は、前記被写体に照射される前記照明光の強度を変更する際、前記メモリの前記特性データを利用して前記複数の光源駆動回路を個別に制御し、前記被写体に照射される前記照明窓からの前記照明光の赤成分の光量をR、緑成分の光量をG、青成分の光量をBとしたとき、 B/G と R/G を、それぞれ一定にする内視鏡システム。

【請求項 2】

請求項1に記載の内視鏡システムであって、

前記複数の光源は、赤色光を発光する第1の光源と、緑色光を発光する第2の光源と、青色光を発光する第3の光源とを含む内視鏡システム。

【請求項 3】

請求項1に記載の内視鏡システムであって、

10

20

前記複数の光源は、前記赤色光、緑色光、青色光のいずれかの所定色の第1波長域の光を発光する主光源と、前記主光源からの光と同じ色で且つ前記第1波長域とは異なる第2波長域の光を発光する補助光源を含み、

前記主光源と前記補助光源からの光を導くライトガイドの出射端と前記照明窓との間に設けられ、前記主光源と前記補助光源からの光を吸収して残り2色の混合光を発光すると共に吸収されなかった前記主光源と前記補助光源からの光を透過する蛍光体を備え、

前記蛍光体は、前記残り2色を発光させる効率、又は前記主光源と前記補助光源からの光を透過させる効率の少なくとも一つが、前記主光源と前記補助光源とで異なる内視鏡システム。

【請求項4】

10

請求項3に記載の内視鏡システムであって、

前記第1波長域の光は波長445nmの光であり、前記第2波長域の光は波長405nmの光である内視鏡システム。

【請求項5】

先端部に被写体に対して赤色光、緑色光、青色光の3原色光を混合した照明光を照射する照明窓が設けられ、該被写体からの光を受光する固体撮像素子を前記先端部に搭載した電子内視鏡と、

それぞれ異なる波長域の光を発光する複数の光源と、前記複数の光源をそれぞれ駆動する複数の光源駆動回路と、前記複数の光源駆動回路の制御を行う光源制御部とを含み、該光源の発光光を前記電子内視鏡に導入する光源装置と、

20

前記複数の光源に対する駆動量に応じた、前記照明窓からの前記照明光の前記3原色光の各色成分の光量を示す特性データを記憶したメモリと、を備える内視鏡システムの駆動方法であって、

前記光源制御部が、前記被写体に照射される前記照明光の強度を変更する際、前記メモリの前記特性データを利用して前記複数の光源駆動回路を個別に制御し、前記被写体に照射される前記照明窓からの前記照明光の赤成分の光量をR、緑成分の光量をG、青成分の光量をBとしたとき、 B/G と R/G を、それぞれ一定にする内視鏡システムの駆動方法。

【請求項6】

30

請求項5に記載の内視鏡システムの駆動方法であって、

前記複数の光源は、赤色光を発光する第1の光源と、緑色光を発光する第2の光源と、青色光を発光する第3の光源とを含む内視鏡システムの駆動方法。

【請求項7】

請求項5に記載の内視鏡システムの駆動方法であって、

前記複数の光源は、前記赤色光、緑色光、青色光のいずれかの所定色の第1波長域の光を発光する主光源と、前記主光源からの光と同じ色で且つ前記第1波長域とは異なる第2波長域の光を発光する補助光源を含み、

前記主光源と前記補助光源からの光を導くライトガイドの出射端と前記照明窓との間に設けられ、前記主光源と前記補助光源からの光を吸収して残り2色の混合光を発光すると共に吸収されなかった前記主光源と前記補助光源からの光を透過する蛍光体を備え、

40

前記蛍光体は、前記残り2色を発光させる効率、又は前記主光源と前記補助光源からの光を透過させる効率の少なくとも一つが、前記主光源と前記補助光源とで異なる内視鏡システムの駆動方法。

【請求項8】

請求項7に記載の内視鏡システムの駆動方法であって、

前記第1波長域の光は波長445nmの光であり、前記第2波長域の光は波長405nmの光である内視鏡システムの駆動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、内視鏡先端部に固体撮像素子を搭載した電子内視鏡を備える内視鏡システム及びその駆動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、内視鏡システムを利用した医療診断が盛んに行われている。内視鏡システムは、体腔内に挿入される挿入部を備えた電子内視鏡（スコープ）と、この電子内視鏡が着脱自在に接続される本体装置とで構成される。

【0003】

本体装置は、プロセッサ装置と光源装置とを備える。プロセッサ装置は、電子内視鏡の挿入部先端に内蔵された固体撮像素子から出力される撮像信号を受信して画像処理を行い、得られた観察画像をモニタに表示する。光源装置は、電子内視鏡内に挿通されたライトガイドを通して体腔内を照明する光を発生する。

【0004】

電子内視鏡の挿入部先端に搭載される固体撮像素子としては、特許文献1に記載されている様に、低電圧駆動が可能で多画素化と高速読出化が容易なCMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）型や、CCD（Charge Coupled Device）型が使われる。

【0005】

電子内視鏡は、一般的なデジタルカメラ等とは異なり、特殊な環境下で使用される。例えば、図7（a）に示す様に、電子内視鏡先端部1を暗所である体腔2内に挿入し、患部3を遠くから撮影したり、図7（b）に示す様に、電子内視鏡先端部1を患部3に近づけて患部3の拡大画像を撮影したりする。図7（a）の撮影状態における照明光の強さで患部3に近づき、図7（b）の撮影状態にすると、照明光が強すぎて患部3の観察画像が白飛びしてしまう。

【0006】

そこで、光源装置で発生させる照明光の強さを弱くするのであるが、この比が、電子内視鏡では、例えば2000：1と大きい。つまり、図7（a）の撮影状態にしたときの照明光の強さを、1/2000程度に弱めて図7（b）の撮影状態にする必要がある。

【0007】

この様に、照明光の強さを大きく変えると、別の問題が発生する。図8は、この問題の一例を説明するグラフである。カラー画像を撮影するために、照明光には、赤（R）、緑（G）、青（B）の三原色の波長帯域の光が含まれる様にしている。このRGBの照明光に含まれる色成分の割合が、照明光の強さを大きく変えると、変化してしまう。例えば、図8に示す例では、照明光が弱いときに比べて照明光を強くすると、発光効率等の光源個体差が出てR光量、G光量、B光量のバランスが変わり、R/Gは一定であるのに対し、B/Gが上昇してしまう場合がある。

【0008】

このような場合、同じ患部3の観察画像を電子内視鏡先端部1を患部3に近づけながら観察していた医者は、図7（a）における観察画像と、図7（b）における観察画像とで、色味の違う画像を観察することになり、違和感を感じてしまう。特に、表層血管観察を行う場合、B/Gは一定である必要がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開2009-201540号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明の目的は、照明光の明るさ（強度）を変化させても観察画像の色味変化を抑制する内視鏡システム及びその駆動方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

本発明の内視鏡システムは、先端部に被写体に対して赤色光、緑色光、青色光の3原色光を混合した照明光を照射する照明窓が設けられ、該被写体からの光を受光する固体撮像素子を前記先端部に搭載した電子内視鏡と、

それぞれ異なる波長域の光を発光する複数の光源と、前記複数の光源をそれぞれ駆動する複数の光源駆動回路と、前記複数の光源駆動回路の制御を行う光源制御部とを含み、該光源の発光光を前記電子内視鏡に導入する光源装置と、

前記複数の光源に対する駆動量に応じた、前記照明窓からの前記照明光の前記3原色光の各色成分の光量を示す特性データを記憶したメモリと、を備え、

前記光源制御部は、前記被写体に照射される前記照明光の強度を変更する際、前記メモリの前記特性データを利用して前記複数の光源駆動回路を個別に制御し、前記被写体に照射される前記照明窓からの前記照明光の赤成分の光量をR、緑成分の光量をG、青成分の光量をBとしたとき、 B/G と R/G を、それぞれ一定にする。

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、遠い被写体の画像と近い被写体の画像で色味変化がなくなり、見易い画像を提供可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図1】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムの全体構成図である。

【図2】図1に示す電子内視鏡の先端部の先端面正面図である。

【図3】図1に示す電子内視鏡の先端部の縦断面図である。

【図4】図1に示す内視鏡システムの制御系のブロック構成図である。

【図5】図4の実施形態における波長445nmの光の発光量と波長405nmの光の発光量との関係を示すグラフである。

【図6】図4に代わる実施形態の内視鏡システムの制御系ブロック構成図である。

【図7】患部を遠くから撮影する場合(a)と患部に近づいて撮影する場合(b)の説明図である。

【図8】照明光の明るさに対する B/G 、 R/G の変化の一例を示す特性図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 4 】

以下、本発明の一実施形態について、図面を参照して説明する。

【 0 0 1 5 】

図1は本発明の一実施形態に係る内視鏡システムの概略構成を示した全体構成図である。本実施形態の内視鏡システム10は、電子内視鏡12と、本体装置を構成するプロセッサ装置14及び光源装置16とから構成される。電子内視鏡12は、患者(被検体)の体腔内に挿入される可撓性の挿入部20と、挿入部20の基端部分に連設された操作部22と、プロセッサ装置14及び光源装置16に接続されるユニバーサルコード24とを備えている。

【 0 0 1 6 】

挿入部20の先端には先端部26が連設され、先端部26内に、体腔内撮影用の撮像チップ(撮像装置)54(図3参照)が内蔵される。先端部26の後方には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部28が設けられている。湾曲部28は、操作部22に設けられたアングルノブ30が操作されたとき、挿入部20内に挿設されたワイヤが押し/引きされ、上下左右方向に湾曲動作する。これにより、先端部26が体腔内で所望の方向に向けられる。

【 0 0 1 7 】

ユニバーサルコード24の基端にはコネクタ36が設けられている。コネクタ36は、複合タイプのものであり、プロセッサ装置14に接続される他、光源装置16にも接続される。

【 0 0 1 8 】

プロセッサ装置 14 は、ユニバーサルコード 24 内に挿通されたケーブル 68 (図 3 参照) を介して電子内視鏡 12 に給電を行い、撮像チップ 54 の駆動を制御すると共に、撮像チップ 54 からケーブル 68 を介して伝送された撮像信号を受信し、受信した撮像信号に各種信号処理を施して画像データに変換する。

【0019】

プロセッサ装置 14 で変換された画像データは、プロセッサ装置 14 にケーブル接続されたモニタ 38 に内視鏡撮影画像 (観察画像) として表示される。また、プロセッサ装置 14 は、コネクタ 36 を介して光源装置 16 とも電氣的に接続され、光源装置 16 を含め内視鏡システム 10 の動作を統括的に制御する。

【0020】

図 2 は、電子内視鏡 12 の先端部 26 の先端面 26a を示した正面図である。図 2 に示すように、先端部 26 の先端面 26a には、観察窓 40 と、照明窓 42 と、鉗子出口 44 と、送気・送水用ノズル 46 が設けられている。

【0021】

観察窓 40 は、先端面 26a の中央且つ片側に偏心して配置されている。照明窓 42 は、観察窓 40 に関して対称な位置に 2 個配され、体腔内の被観察部位に光源装置 16 からの照明光を照射する。

【0022】

鉗子出口 44 は、挿入部 20 内に配設された鉗子チャンネル 70 (図 3 参照) に接続され、操作部 22 に設けられた鉗子口 34 (図 1 参照) に連通している。鉗子口 34 には、注射針や高周波メスなどが先端に配された各種処置具が挿通され、各種処置具の先端が鉗子出口 44 から体腔内に出される。

【0023】

送気・送水用ノズル 46 は、操作部 22 に設けられた送気・送水ボタン 32 (図 1 参照) の操作に応じて、光源装置 16 に内蔵された送気・送水装置から供給される洗浄水や空気を、観察窓 40 や体腔内に向けて噴射する。

【0024】

図 3 は電子内視鏡 12 の先端部 26 の縦断面図である。図 3 に示すように、観察窓 40 の奥には、体腔内の被観察部位の像光を取り込むための対物光学系 50 を保持する鏡筒 52 が配設されている。鏡筒 52 は、挿入部 20 の中心軸に対物光学系 50 の光軸が平行となるように取り付けられている。鏡筒 52 の後端には、対物光学系 50 を経由した被観察部位の像光を、略直角に曲げて撮像チップ 54 に向けて導光するプリズム 56 が接続されている。

【0025】

撮像チップ 54 は、CMOS 型の固体撮像素子 58 と、固体撮像素子 58 の駆動及び信号の入出力を行う周辺回路 60 とが一体形成されたモノリシック半導体 (いわゆる CMOS センサチップ) であり、支持基板 62 上に実装されている。

【0026】

固体撮像素子 58 の撮像面 (受光面) 58a は、プリズム 56 の出射面と対向するように配置されている。撮像面 58a 上には、矩形枠状のスペーサ 63 を介して矩形板状のカバーガラス 64 が取り付けられている。撮像チップ 54 とスペーサ 63 とカバーガラス 64 とは、接着剤を介して組み付けられており、これにより、塵埃などの侵入から撮像面 58a が保護される。

【0027】

挿入部 20 の後端に向けて延設された支持基板 62 の後端部には、複数の入出力端子 62a が支持基板 62 の幅方向に並べて設けられている。入出力端子 62a には、ユニバーサルコード 24 を介してプロセッサ装置 14 との各種信号のやり取りを媒介するための信号線 66 が接合されており、入出力端子 62a は、支持基板 62 に形成された配線やボンディングパッド等 (図示せず) を介して撮像チップ 54 内の周辺回路 60 と電氣的に接続されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

信号線 6 6 は、可撓性の管状のケーブル 6 8 内にまとめて挿通されている。ケーブル 6 8 は、挿入部 2 0、操作部 2 2、及びユニバーサルコード 2 4 の各内部を挿通し、コネクタ 3 6 に接続されている。

【 0 0 2 9 】

また、図 2、図 3 では図示を省略しているが、照明窓 4 2 の奥には、照明部が設けられている。照明部には、光源装置 1 6 からの照明光を導くライトガイド 1 2 0 (図 4 参照) の出射端 1 2 0 a が配されており、本実施形態では、この出射端と照明窓 4 2 との間に蛍光体 5 3 を設けている。ライトガイド 1 2 0 は、ケーブル 6 8 と同様に、挿入部 2 0、操作部 2 2、及びユニバーサルコード 2 4 の各内部を挿通し、コネクタ 3 6 に入射端が接続されている。

10

【 0 0 3 0 】

図 4 は、内視鏡システム 1 0 の制御系を示したブロック図である。図 4 に示すように、電子内視鏡 1 2 の先端部 2 6 には、固体撮像素子 5 8 と、アナログ信号処理回路 (A F E : アナログフロントエンド) 7 2 と、T G (タイミングジェネレータ) 7 8 と、C P U 8 0 とが設けられている。

【 0 0 3 1 】

T G 7 8 は、C P U 8 0 の制御に基づき、固体撮像素子 5 8 の駆動パルス (垂直 / 水平走査パルス、リセットパルス等) と A F E 7 2 用の同期パルスとを発生する。固体撮像素子 5 8 は、T G 7 8 から入力される駆動パルスにより駆動され、対物光学系 5 0 を介して撮像面 5 8 a に結像された光学像を光電変換して撮像信号として出力する。

20

【 0 0 3 2 】

固体撮像素子 5 8 の撮像面 5 8 a には、多数の画素がマトリクス状に配置されており、各画素にはそれぞれフォトセンサ (光電変換素子) が設けられている。固体撮像素子 5 8 の撮像面 5 8 a に入射した光は各画素のフォトセンサに電荷として蓄積される。そして、垂直走査回路及び水平走査回路 (いずれも不図示) による垂直方向と水平方向の走査によって、各画素のフォトセンサに蓄積された信号電荷量は画素信号として順次読み出され、所定のフレームレートで出力される。

【 0 0 3 3 】

なお、図示は省略するが、固体撮像素子 5 8 は、複数の色セグメントからなるカラーフィルタ (例えば、ベイヤ配列の原色カラーフィルタ) を備えた単板カラー撮像方式の固体撮像素子である。

30

【 0 0 3 4 】

また、固体撮像素子 5 8 の各フォトセンサの蓄積電荷を撮像信号として読み出す信号読出回路の構成は従来周知であり、例えば 3 トランジスタ構成や 4 トランジスタ構成などの一般的な構成を適用することが可能であり、ここでは説明を省略する。

【 0 0 3 5 】

A F E 7 2 は、相関二重サンプリング (C D S) 回路と、自動ゲイン回路 (A G C) と、A / D 変換器とにより構成されている。C D S 回路は、固体撮像素子 5 8 から出力される撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、固体撮像素子 5 8 で生じるリセット雑音及びアンプ雑音の除去を行う。

40

【 0 0 3 6 】

A G C は、C D S 回路によりノイズ除去が行われた撮像信号を、C P U 8 0 から指定されたゲイン (増幅率) で増幅する。A / D 変換器は、A G C により増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタル信号に変換して出力する。A F E 7 2 でデジタル化されて出力された撮像信号 (デジタル撮像信号) は、信号線 6 6 を通してプロセッサ装置 1 4 に入力される。

【 0 0 3 7 】

プロセッサ装置 1 4 は、C P U 8 2 と、R O M 8 4 と、R A M 8 5 と、画像処理回路 (D S P) 8 6 と、表示制御回路 8 8 とを備えて構成される。

50

【 0 0 3 8 】

C P U 8 2 は、プロセッサ装置 1 4 内の各部を制御するとともに、内視鏡システム 1 0 の全体を統括的に制御する。R O M 8 4 には、プロセッサ装置 1 4 の動作を制御するための各種プログラムや制御用データが記憶される。また、R A M 8 5 には、C P U 8 2 により実行されるプログラムやデータなどが一時記憶される。

【 0 0 3 9 】

D S P 8 6 は、C P U 8 2 の制御に基づき、A F E 7 2 から入力された撮像信号に対し、色補間、色分離、色バランス調整、ガンマ補正、画像強調処理等を施し、画像データを生成する。

【 0 0 4 0 】

D S P 8 6 から出力された画像データは表示制御回路 8 8 に入力され、表示制御回路 8 8 は、D S P 8 6 から入力された画像データを、モニタ 3 8 に対応した信号形式に変換しモニタ 3 8 の画面に表示させる。

【 0 0 4 1 】

プロセッサ装置 1 4 の操作部 9 0 は、固体撮像素子 5 8 の動作モードを選択し又は切り替えるためのモード切替ボタンや、その他ユーザの指示入力を受け付ける各種ボタンが設けられている。

【 0 0 4 2 】

光源装置 1 6 は、主光源 1 0 0 と、主光源駆動回路 1 0 1 と、補助光源 1 0 2 と、補助光源駆動回路 1 0 3 と、C P U 1 0 4 と、合波部 1 0 5 とを備えて構成される。C P U 1 0 4 は、プロセッサ装置 1 4 の C P U 8 2 と通信を行い、主光源駆動回路 1 0 1 の制御を行う。

【 0 0 4 3 】

補助光源駆動回路 1 0 3 は、C P U 指示の主光源駆動回路 1 0 1 による主光源 1 0 0 の主発光量に基づいて、補助光源 1 0 2 の発光量が後述する補助発光量となるように補助光源 1 0 2 の発光制御を行う。合波部 1 0 5 は、主光源 1 0 0 と補助光源 1 0 2 の夫々の出射光を合波してライトガイド 1 2 0 の入射端 1 2 0 b に出射する。本実施形態では、C P U 指示による主発光量で補助発光量を制御するため、制御の応答遅れがなくなり、安定した色味制御が可能となる。

【 0 0 4 4 】

主光源 1 0 0 は、本実施形態では波長 4 4 5 n m の青色レーザを発光するレーザダイオードであり、主光源駆動回路 1 0 1 によりパルス駆動されて発光量が制御される。補助光源 1 0 2 は、本実施形態では波長 4 0 5 n m の青色レーザを発光するレーザダイオードであり、補助光源駆動回路 1 0 3 によりパルス駆動されて発光量が制御される。波長 4 0 5 n m の青色光は、特殊光観察で使用される。

【 0 0 4 5 】

ライトガイド 1 2 0 の出射端 1 2 0 a と電子内視鏡 1 2 の先端照明窓 4 2 との間には、上述した様に蛍光体 5 3 が設けられている。ライトガイド 1 2 0 を通った青色レーザ光は蛍光体 5 3 に照射され、蛍光体 5 3 を励起状態にすると共に、その一部は蛍光体 5 3 を透過して青色光として照明窓 4 2 から出射される。

【 0 0 4 6 】

蛍光体 5 3 は、青色レーザ光で励起され、光の波長帯域でいうと、青色と緑色の境界当たりの波長域から赤色の波長域までの広範囲の光（色としては黄色）を発光する。この黄色の光と蛍光体 5 3 を透過する青色光（蛍光体 5 3 で発光する青色光も一部含む。）とが混合されて白色光となり、照明窓 4 2 を通して被写体を照明することになる。

【 0 0 4 7 】

この蛍光体 5 3 は、主として、波長 4 4 5 n m の青色レーザ光の照射を受けたとき黄色光を発光すると共に波長 4 4 5 n m の青色光を透過するが、波長 4 0 5 n m の青色レーザ光を受けたときはその殆どを透過する性質を持つ。

【 0 0 4 8 】

即ち、波長 445 nm の青色レーザ光と波長 405 nm の青色レーザ光との混合割合を制御することで、蛍光体 53 を透過する青色光と、蛍光体 53 で発光する黄色光との割合を制御することが可能となる。

【0049】

赤色 (R) 光と青色 (B) 光と緑色 (G) 光を含む白色光で照明された被写体 (患部) からの反射光を、RGB の 3 原色のカラーフィルタを搭載した固体撮像素子 58 で受光することで、被写体のカラー画像が再現される。

【0050】

上記のように構成された内視鏡システム 10 で体腔内を観察する際には、電子内視鏡 12 と、プロセッサ装置 14 と、光源装置 16 と、モニタ 38 の電源をオンにして、電子内視鏡 12 の挿入部 20 を体腔内に挿入し、光源装置 16 からの照明光で体腔内を照明しながら、固体撮像素子 58 により撮像される体腔内の画像をモニタ 38 で観察することになる。

10

【0051】

CPU 14 は、固体撮像素子 58 の撮像画像信号から照明光の光量制御を行うか否かを判断し、光量制御を行う場合には主光源駆動回路 101 に指令を出す。CPU からの指示を受けた主光源駆動回路 101 は、主光源 100 の発光量制御を行う。主光源 100 から発光される青色レーザ光 (波長 445 nm) を受けた蛍光体 53 は、そのレーザ光量に応じた黄色光 (緑色光 G は + 赤色 R) を発光すると共に、入射する波長 445 nm の青色光のうち所要割合の青色光を透過する。

20

【0052】

この透過する波長 445 nm の青色光は、図 8 に例示する特性を持つ蛍光体 53 及び主光源 100 の場合、発光量が多くなるほど即ち明るくなるほど、蛍光体 53 を透過する青色光の割合が増え、B/G が増加してしまう。

【0053】

即ち、図 8 の基準点位置 (A 点位置) に対して主光源 100 の発光量を増やして B 点位置の明るさにしたとき、R/G の割合が A 点位置と同じであるのに対し、B/G が上昇して観察画像は青みを帯びた画像になる。このように、B/G が変化すると、観察画像の色味が変化し、特に、高精度な表層血管観察に支障を来す場合がある。

【0054】

30

そこで、本実施形態では、主光源 100 からの青色レーザ光と補助光源 102 からの青色レーザ光とを所定の割合で混合した青色レーザ光を用いて A 点位置の明るさを定めておく。

【0055】

そして、照明光を明るくするために主光源 100 の発光量を増大させ B 点位置の明るさにしたとき、波長 445 nm の青色レーザ光が蛍光体 53 を透過する率が高くなった分だけ、波長 405 nm の補助光源 102 の発光量を減らし、蛍光体 53 を透過する青色光が、基準位置 A 点における青色光 (蛍光体 53 を透過する青色光) と同じとなるように制御する。

【0056】

40

図 5 は、主光源 100 の発光量 (波長 445 nm) と補助光源 102 の発光量 (波長 405 nm) の関係の一例を示すグラフである。主光源 100 の発光量 (CPU 82 の指示による発光量) を増大させたとき、補助光源 102 の発光量比率を減らし、照明光に含まれる青色光の割合が一定となるように制御する。図中の式の L は各波長の発光量を示し、a は補正発光量比率 (405) の傾き、b は切片である。これにより、照明光の強弱制御を行うために主光源 100 の発光量制御を行っても、観察画像の色味変化がなくなり、高精度な表層血管観察が可能となる。

【0057】

図 4 の構成で説明すると、主光源駆動回路 101 が主光源 100 の発光量を増大させたとき、補助光源駆動回路 103 は補助光源 102 の発光量比率を減少させ、主光源 100

50

の発光量を減少させたとき補助光源 102 の発光量比率を増大させることになる。なお、図 4 の構成では、補助光源駆動回路 103 は主光源駆動回路 101 の駆動量を受けて補助光源 102 の発光量制御を行っているが、補助光源駆動回路 103 も CPU 104 からの指示を受けて駆動する構成としても良い。

【0058】

蛍光体 53 の特性に対して主光源 100 と補助光源 102 の発光割合をどの様に制御すれば良いかは、予め求めておくことができる。つまり、図 8 に例示する特性は、予め計測しておくことができるため、この特性データを図 4 の ROM 84 内にテーブルデータとして格納しておけば、照明光の発光量制御を任意に行っても、常に色味に変化の無い観察画像を得ることが可能となる。

10

【0059】

図 6 は、本発明の別実施形態の内視鏡システムの制御系ブロック図である。図 4 の実施形態と異なる箇所は光源装置 16 である。図 4 の実施形態では、蛍光体 53 を用いたが、本実施形態では蛍光体 53 を用いずに、光源装置 16 として 3 原色夫々の LED 光源を用いている。

【0060】

本実施形態の光源装置 16 は、光源としての R 光発光 LED 100r, G 光発光 LED 100g, B 光発光 LED 100b と、これら光源 100r, 100g, 100b の夫々を駆動する光源駆動回路 112r, 112g, 112b と、これら光源駆動回路 112r, 112g, 112b に制御指令を出力する CPU 114 と、各光源 100r, 100g, 100b の出射光を合波してライトガイド 120 の入射端 120b に入射させる合波部 115 とを備えて構成される。CPU 114 は、プロセッサ装置 14 の CPU 82 と通信を行い、光源駆動回路 112r, 112g, 112b の制御を行う。

20

【0061】

本実施形態では、光源として発光 LED 100r, 100g, 100b を用いたが、各色を発光するレーザダイオードを用いても良い。これら光源 100r, 100g, 100b は、各光源駆動回路 112r, 112g, 112b により発光強度が制御される。

【0062】

合波部 115 で合波された光は、被写体照明光として多数本の光ファイバを束ねて構成されるライトガイド 120 の入射端 120b に導入され、出射端 120a から照明窓 42 を通り被写体に向けて出射される。

30

【0063】

赤色 (R) 光と青色 (B) 光と緑色 (G) 光を含む白色光で照明された被写体 (患部) からの反射光を、RGB の 3 原色のカラーフィルタを搭載した固体撮像素子 58 で受光することで、被写体のカラー画像が再現される。

【0064】

図 7 で説明した様に、電子内視鏡 12 の先端部を患部から遠ざけて観察画像を撮像する場合と、患部に近づけて観察画像を撮像する場合、照明光の明るさ制御を行う。照明光の明るさは、図 4 の実施形態も同様であるが、固体撮像素子 58 の撮像画像信号から判断でき、観察画像が所定の明るさより暗くなったときは照明光の発光量を上げて明るくし、観察画像が所定の明るさより明るくなったときは照明光の発光量を下げて暗くする。

40

【0065】

しかし、発光 LED 100r, 100g, 100b の通電量を増減制御すると、発光 LED 100r, 100g, 100b 間の個体差が変化する等し、図 8 で説明した様に、照明光に含まれる R 光, G 光, B 光の割合が変化することがある。この場合、観察画像の色味が変化したり、B/G が上昇して表層血管観察に不向きとなる。

【0066】

そこで、本実施形態では、色味が変化しない様に、各光源 100r, 100g, 100b への通電量を制御し、常に、B/G, R/G が一定となるように、図 8 の例えば A 点位置の B/G, R/G と同じ B/G, R/G の値となる様にし、観察画像の色味が A 点位置

50

の色味と同じ色味となるように光源制御を行う。

【 0 0 6 7 】

なお、図 4 の実施形態と図 6 の実施形態を併せた光源とすることでも良い。即ち、図 6 の青色 (B) 発光光源 1 0 0 b として波長 4 4 5 n m の光を発光する光源を用い、波長 4 0 5 n m の特殊光を発光する光源を第 4 の光源として光源装置 1 6 内に設けても良い。

【 0 0 6 8 】

上述した実施形態では、図 8 に例示した特性を基に説明したが、照明光を強くしたとき、どの色の光量がどの色の光量に対して増減するかは、光源個体差によるため、本発明は図 8 の特性に限定されるものではない。照明光を強くしたときどのような各色光量の変化が起きるかは予め調べておくことができ、調べたデータを R O M 8 4 内にテーブルデータとして保持しておけば、C P U 8 2 は C P U 1 1 4 に適切な光源制御指示を行うことができ、常に基準位置の色味に合わせた照明光を生成することができる。

【 0 0 6 9 】

ここで、例えば図 8 の横軸の全て点におけるデータをテーブルデータとして保持しておく必要はなく、離散的な特定位置のデータ (図 8 の例では明るさ 5 0 , 1 0 0 , 1 5 0 , 2 0 0 , ... の各位置のデータ) を保持しておき、これらの間のデータは補間演算で求めれば良い。

【 0 0 7 0 】

なお、テーブルデータを、R O M 8 4 内に設けるとして説明したが、本体装置側ではなく、電子内視鏡 1 2 の個体差情報は、電子内視鏡 1 2 の C P U 8 0 内の図示しない R O M に保存しておき、電子内視鏡 1 2 が本体装置 1 4 , 1 6 に接続されたとき、C P U 8 0 から C P U 8 2 にテーブルデータを転送する構成にしておくと、電子内視鏡 1 2 を交換したとき電子内視鏡 1 2 に併せた制御が可能となる。

【 0 0 7 1 】

以上述べた実施形態の内視鏡システム及びその駆動方法は、先端部に固体撮像素子が搭載されると共に該固体撮像素子に隣接して照明部が設けられ、被検体の体腔内に前記先端部が挿入されたとき該体腔内の被写体を前記照明部から出射される照明光で照明し前記固体撮像素子で該被写体の画像を撮影する電子内視鏡と、

赤色光，緑色光，青色光の 3 原色光を混合した前記照明光を生成し、前記照明部から前記被写体に出射する照明手段とを備える内視鏡システム及びその駆動方法であって、

前記照明光の強度を変化させたとき、前記赤色光，緑色光，青色光の各色のうち他色の光量に対して少なくなる光量の色の照明光強度を上げ、又は、他色の光量に対して多くなる光量の色の照明光強度を下げることを特徴とする。

【 0 0 7 2 】

また、実施形態の内視鏡システム及びその駆動方法の前記照明手段は、前記赤色光，緑色光，青色光のいずれかの所定色の第 1 波長域の光を発光する主光源と、該主光源からの光を吸収して残り 2 色の混合光を発光すると共に吸収されなかった前記主光源からの光を透過する蛍光体と、前記主光源からの光と同じ色で且つ前記第 1 波長域とは異なる第 2 波長域の光であって前記蛍光体を発光させる効率、又は前記蛍光体を透過する効率の少なくとも一つが異なる光を発光する補助光源とを備えて構成されており、

前記主光源の発光強度を変化させ前記蛍光体から出射される前記第 1 波長域の光の比率が増加したときには、前記補助光源の発光強度比率を低下させ、前記主光源の発光強度を変化させ前記蛍光体から出射される前記第 1 波長域の光の比率が減少したときには、前記補助光源の発光強度比率を増加させることにより、前記蛍光体から出射する前記所定色の光の他色に対する割合を一定に保つ制御を行うことを特徴とする。

【 0 0 7 3 】

また、実施形態の内視鏡システム及びその駆動方法は、前記主光源の励起電流に応じて前記補助光源の励起電流を制御し、前記蛍光体から出射する前記所定色の光の他色に対する割合を一定に保つことを特徴とする。

【 0 0 7 4 】

また、実施形態の内視鏡システム及びその駆動方法は、前記第 1 波長域の光は波長 4 4 5 n m の光であり、前記第 2 波長域の光は波長 4 0 5 n m の光であることを特徴とする。

【 0 0 7 5 】

また、実施形態の内視鏡システム及びその駆動方法は、前記主光源の発光強度を変化させたときに前記蛍光体から出射される前記第 1 波長域の光の増減データをメモリに保持しておき、該メモリ内の格納データに基づいて前記補助光源の発光強度の制御を行うことを特徴とする。

【 0 0 7 6 】

また、実施形態の内視鏡システム及びその駆動方法の前記照明手段は、前記赤色光を発光する第 1 の光源と、前記緑色光を発光する第 2 の光源と、前記青色光を発光する第 3 の光源とを備えて構成され、

10

前記第 1 , 第 2 , 第 3 の光源の夫々発光強度を増加させて前記照明光の強度を上げたとき、前記赤色光 , 緑色光 , 青色光の各色のうち他色の光量に対して少なくなる光量の色を発光する前記光源の発光強度を他色の光を発光する前記光源の発光強度より上げ、前記第 1 , 第 2 , 第 3 の光源の夫々発光強度を減少させて前記照明光の強度を下げたとき、前記赤色光 , 緑色光 , 青色光の各色のうち他色の光量に対して多くなる光量の色を発光する前記光源の発光強度を他色の光を発光する前記光源の発光強度より下げ、前記照明光に含まれる赤色光 , 緑色光 , 青色光の混合割合を一定に保つことを特徴とする。

【 0 0 7 7 】

以上述べた実施形態によれば、内視鏡先端部を主要被写体に近づけて撮影しても遠ざけて撮影しても観察画像の色味が変化することがなくなり、違和感のない見易い観察画像を提供することが可能となる。

20

【産業上の利用可能性】

【 0 0 7 8 】

本発明に係る内視鏡システムは、被写体の近い画像と遠い画像とで色味変化がなくなり、見易い観察画像を提供でき、高品質画像を撮像可能な内視鏡システムとして有用である。

【符号の説明】

【 0 0 7 9 】

1 0 内視鏡システム

30

1 2 電子内視鏡

1 4 プロセッサ装置

1 6 光源装置

2 6 先端部

2 6 a 先端部先端面

4 0 観察窓

4 2 照明窓

5 3 蛍光体

5 4 撮像素子チップ

5 8 固体撮像素子

40

1 0 0 主光源 (波長 4 4 5 n m)

1 0 0 r R 光発光 L E D

1 0 0 g G 光発光 L E D

1 0 0 b B 光発光 L E D

1 0 1 主光源駆動回路

1 0 2 補助光源 (波長 4 0 5 n m : 特殊光観察光源)

1 0 3 補助光源駆動回路

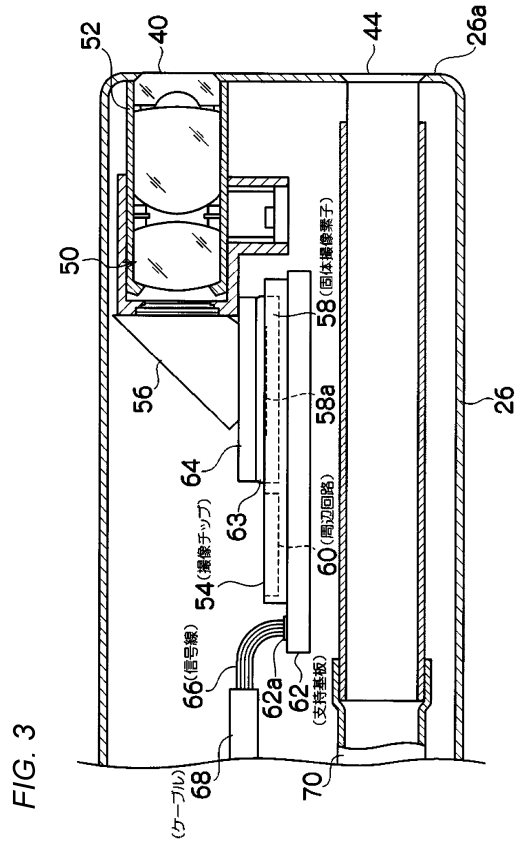
8 0 , 8 2 , 1 0 4 , 1 1 4 C P U

1 0 5 , 1 1 5 合波部

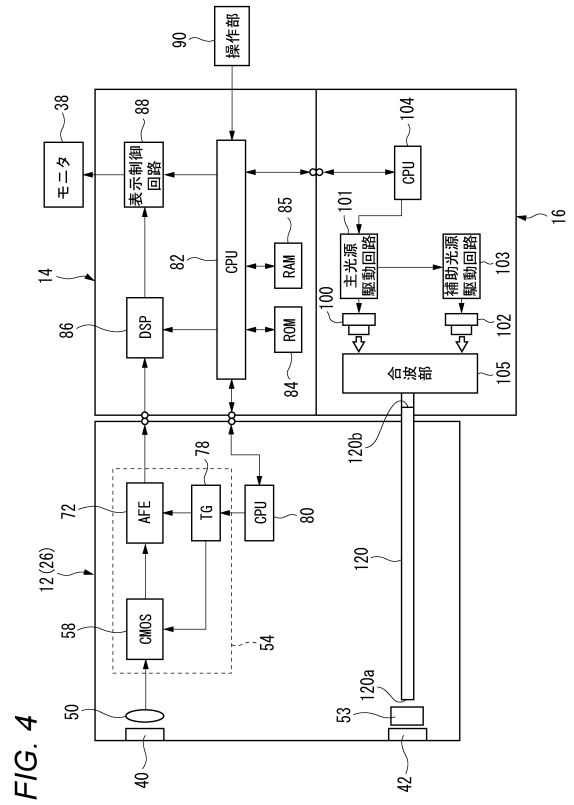
1 2 0 ライトガイド

50

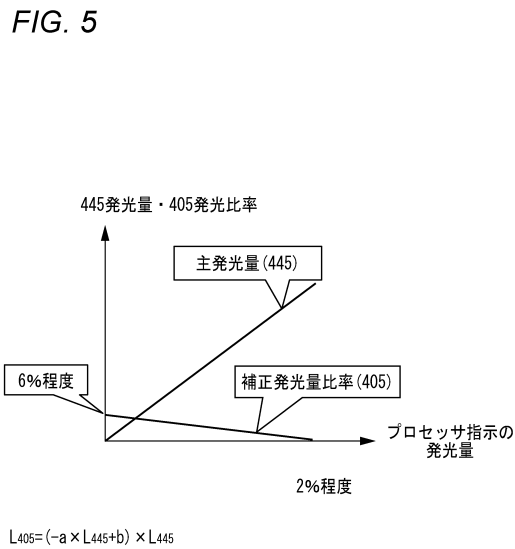
【 図 3 】



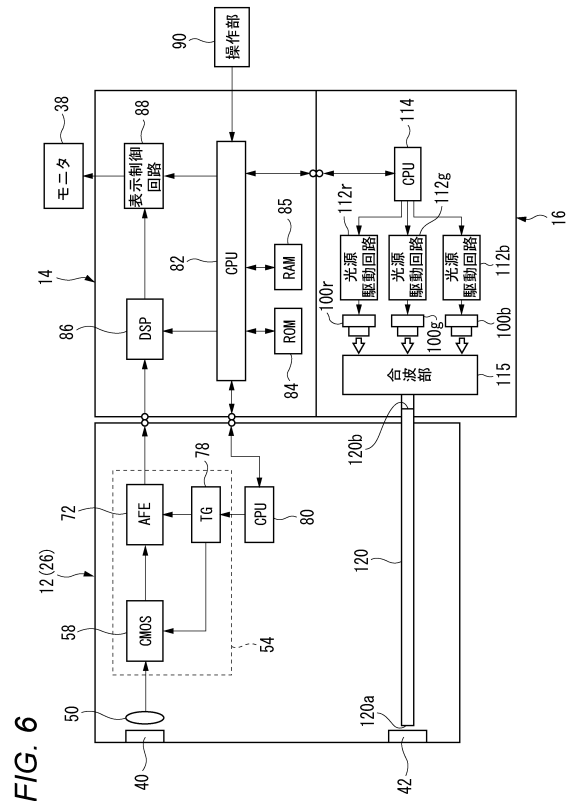
【 図 4 】



【 図 5 】

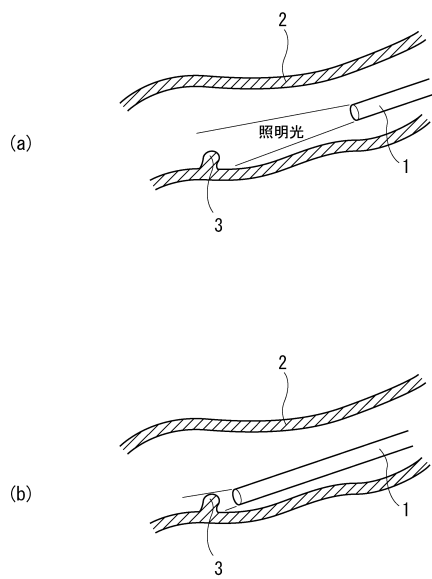


【 図 6 】



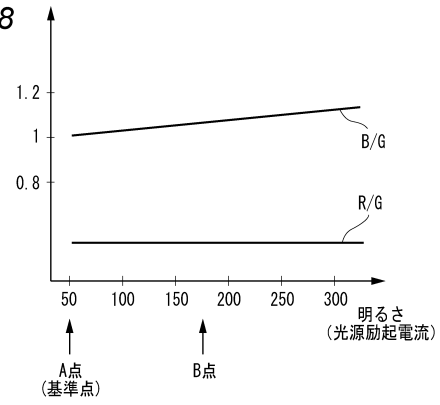
【図 7】

FIG. 7



【図 8】

FIG. 8



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 2 B 23/26

(56)参考文献 特開 2 0 1 1 - 0 1 0 9 9 8 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 0 3 6 3 6 1 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 1 5 8 4 1 5 (J P , A)
特開平 0 2 - 1 8 1 5 9 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6
H 0 4 N 7 / 1 8

【 ㊦ 1 】