

(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2006-212335

(P2006-212335A)

(43) 公開日 平成18年8月17日(2006.8.17)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 372	2H040
G02B 23/26 (2006.01)	G02B 23/26 B	4C061
H04N 5/225 (2006.01)	H04N 5/225 C	5C122

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2005-30686 (P2005-30686)
 (22) 出願日 平成17年2月7日(2005.2.7)

(71) 出願人 000000527
 ペンタックス株式会社
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号
 (74) 代理人 100098235
 弁理士 金井 英幸
 (72) 発明者 松井 豪
 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
 (72) 発明者 榎本 貴之
 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
 Fターム(参考) 2H040 BA09 CA02 CA04 CA09 CA10
 CA11 CA23 DA51 FA01 FA02
 FA13 GA02 GA10

最終頁に続く

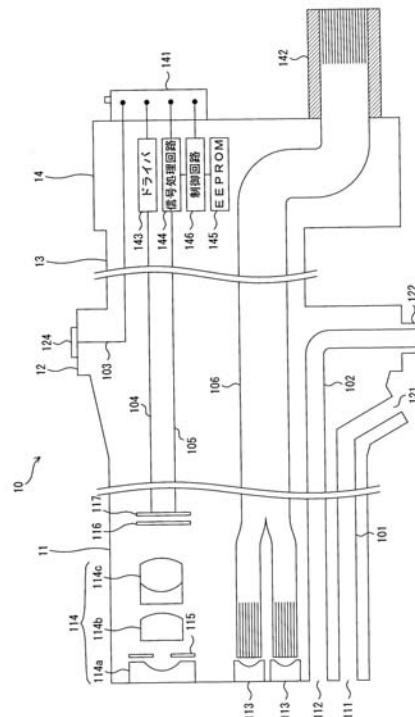
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 可視帯域に属する波長の励起光を励起光として用いることができるものであって、電子内視鏡用プロセッサに接続されたときに色調や輝度の調整を行わなくて済む電子内視鏡を、提供する。

【解決手段】 電子内視鏡10の接続部14内には、挿入部11内の撮像素子117から出力されるアナログの画像信号に所定の係数を演算することによってYCC成分のコンポーネント信号を出力する信号処理回路144が、内蔵されている。信号処理回路144は、挿入部11の先端から励起光が射出されているときに撮像素子117が取得した画像信号に対して処理を施す際には、制御回路146によってEEPROM145内から読み出された補正データを所定の係数に加算し、YCC成分のコンポーネント信号に基づく画像の色調や輝度を補正する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電子内視鏡用プロセッサに接続されることにより、挿入部内に引き通されたライトガイドに対して白色光と可視帯域中の一部の波長の励起光とが選択的に供給される電子内視鏡であって、

前記挿入部の先端に対向する被写体の像を形成する対物光学系、

前記対物光学系が形成する像を撮像する撮像素子、

前記挿入部の先端から前記撮像素子までの光路上において、前記励起光と同じ波長の光成分を除去しその他の波長の光成分を透過させる励起光除去フィルタ、

前記撮像素子が生成した画像信号に所定の係数を演算することによって各種の処理を施して前記電子内視鏡用プロセッサへ出力する信号処理部、 10

少なくとも、前記ライトガイドに前記励起光が供給されたときに前記撮像素子が生成した画像信号に各種の処理を前記所定の係数に対して加算するための第 1 の補正データを記憶する記憶部、及び、

前記ライトガイドに前記励起光が供給されたときに前記撮像素子が生成した画像信号については、前記信号処理部に対し、前記所定の係数に前記記憶部内の前記第 1 の補正データを加算させる制御部

を備えることを特徴とする電子内視鏡。

【請求項 2】

前記記憶部は、前記ライトガイドに前記白色光が供給されているときに前記所定の係数に対して加算するための第 2 の補正データをも記憶し、 20

前記制御部は、前記ライトガイドに前記白色光が供給されたときに前記撮像素子が生成した画像信号については、前記信号処理部に対し、前記所定の係数に前記記憶部内の前記第 2 の補正データを加算させる

ことを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡。

【請求項 3】

前記記憶部、前記信号処理部、及び、前記制御部が、前記電子内視鏡用プロセッサに着脱自在に装着される接続部に内蔵されている

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

前記記憶部は、その電子内視鏡が励起光の供給を受け得るものであるか否かを前記電子内視鏡用プロセッサが判定するための使用可否情報を記憶し、 30

前記制御部は、前記電子内視鏡用プロセッサから要求されたときに、前記記憶部内の使用可否情報を前記電子内視鏡用プロセッサへ引き渡す

ことを特徴とする請求項 1、2 又は 3 記載の電子内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内の観察に使用される電子内視鏡に、関する。

【背景技術】

【0002】

周知のように、生体組織は、特定の波長の光が照射されると、励起して蛍光を発する。また、腫瘍や癌などの病変が生じている異常な生体組織は、正常な生体組織よりも弱い蛍光を発する。この反応現象は、体腔壁下の生体組織によっても引き起こされ得る。近年では、この反応現象を利用して体腔壁下の生体組織に生じた異状を検出する電子内視鏡システムが、開発されている。

【0003】

この種の電子内視鏡システムは、電子内視鏡の挿入部内に引き通されているライトガイドに対し、少なくとも、生体組織を励起させるための励起光を供給し、挿入部の先端前方の生体組織が発する蛍光をその挿入部内の対物光学系を介して撮像素子の撮像面で受光す 50

ることによって、対物光学系が撮像面上に形成した像を画像データに変換し、その画像データに基づく蛍光画像を表示装置に表示するようになっている。

【0004】

また、この種の電子内視鏡システムは、体腔壁の表面で反射された励起光が撮像素子に入射してこないようにするため、ライトガイドへ供給される励起光と同じ波長の光成分を遮蔽して他の波長の光成分を透過させる励起光除去フィルタを、撮像面の前方の光路上に備えている。

【0005】

ところで、生体組織を励起させ得る光の波長は、従来、紫外帯域中の特定の波長しかないと考えられていた。しかし、近年の研究では、可視帯域中の幾つかの波長の光によっても生体組織が励起することが、判明しつつある。そのため、前述したような電子内視鏡システムの中には、紫外帯域から可視帯域に亘る波長帯域の中から選択された波長の光を励起光として用いることができるものがある。

10

【0006】

具体的には、このような電子内視鏡システムは、ライトガイドへ供給する励起光の波長を選択的に切り替えることができる励起光源を電子内視鏡用プロセッサ内に備えている。そして、励起光除去フィルタの除去する光成分の波長が互いに異なる電子内視鏡が幾つか用意され、そのうちの何れか一つの電子内視鏡が、電子内視鏡用プロセッサに装着されるようになっている。

【0007】

このため、利用者は、蛍光観察に利用する励起光の波長を選択して、その波長と同じ波長の光成分を除去する励起光除去フィルタを内蔵した電子内視鏡を電子内視鏡用プロセッサに装着した後、電子内視鏡用プロセッサに対し、その波長の励起光を電子内視鏡内のライトガイドへ供給させることにより、希望の波長の励起光を用いた蛍光画像の観察ができることとなる。

20

【特許文献1】特開2002-369798号公報

【特許文献2】特開平09-113820号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

前述したように、励起光の波長を替えられる電子内視鏡システムでは、励起光の波長を替えるたびに、電子内視鏡を付け替えて、励起光除去フィルタが除去する光成分の波長を切り替えねばならない。

30

【0009】

しかしながら、励起光が可視帯域の光であると、励起光除去フィルタが除去する光成分の波長を切り替えたときに、撮像素子へ向かう可視光の中に撮像面に入射しない光成分が含まれることとなったり、撮像面に入射しない光成分の波長が変化することとなったりして、蛍光画像の色調や輝度が変化するという問題が生じてしまう。

【0010】

この蛍光画像の色調や輝度が変わるという問題は、被検者に施術を行う術者による誤診を誘発させる原因となる虞があるため、この問題ができるだけ解消されることが望まれている。また、術者が手動で蛍光画像の色調や輝度の調整を行うこともできなくはないが、施術中にそのような作業を行うことは、手間が掛かる上、施術に集中できなくなる可能性があるため、現実的ではない。

40

【0011】

本発明は、前述したような従来技術の有する問題点に鑑みてなされたものであり、その課題は、可視帯域に属する波長の光をも励起光として用いる場合において、電子内視鏡を交換することによって励起光除去フィルタの透過特性を変更したときでも、色調や輝度の調整を行わなくて済むようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

50

【0012】

上記の課題を解決するために発明された電子内視鏡は、電子内視鏡用プロセッサに接続されることにより、挿入部内に引き通されたライトガイドに対して白色光と可視帯域中の一部の波長の励起光とが選択的に供給される電子内視鏡であって、前記挿入部の先端に対向する被写体の像を形成する対物光学系，前記対物光学系が形成する像を撮像する撮像素子，前記挿入部の先端から前記撮像素子までの光路上において、前記励起光と同じ波長の光成分を除去しその他の波長の光成分を透過させる励起光除去フィルタ，前記撮像素子が生成した画像信号に所定の係数を演算することによって各種の処理を施して前記電子内視鏡用プロセッサへ出力する信号処理部，少なくとも、前記ライトガイドに前記励起光が供給されたときに前記撮像素子が生成した画像信号に各種の処理を前記所定の係数に対して加算するための第1の補正データを記憶する記憶部，及び、前記ライトガイドに前記励起光が供給されたときに前記撮像素子が生成した画像信号については、前記信号処理部に対し、前記所定の係数に前記記憶部内の前記第1の補正データを加算させる制御部を備えることを、特徴としている。

10

【0013】

このように構成されると、記憶部に記録する補正データを、励起光除去フィルタによって所定の光成分が除去されることによる色調や輝度の変化分を適正に補正するためのものとしておくことができ、然も、その補正データは、励起光が挿入部の先端から射出されたときに撮像素子が取得した画像信号に対し、自動的に利用されることとなる。つまり、この電子内視鏡を電子内視鏡用プロセッサに接続したときには、色調や輝度の調整が自動的に行われることとなる。

20

【発明の効果】

【0014】

このように、本発明によれば、可視帯域に属する波長の光をも励起光として用いる場合において、電子内視鏡を交換することによって励起光除去フィルタの透過特性を変更したときでも、色調や輝度の調整を行わなくて済むようになる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態について説明する。

【0016】

図1は、本実施形態の電子内視鏡システムの構成図である。本実施形態の電子内視鏡システムは、電子内視鏡10，本体装置（電子内視鏡用プロセッサ）20，及び、表示装置30を、備えている。

30

【0017】

電子内視鏡10は、光の届かない体腔内を観察するための器具である。図2は、電子内視鏡10の構成図である。電子内視鏡10は、挿入部11，操作部12，ケーブル部13，及び、接続部14に、区分される。

【0018】

挿入部11は、体腔内に挿入される部分であり、樹脂製の被覆管とこの被覆管に覆われた管状の骨格構造とを主要な構成としている。その骨格構造は、与えられた外力に応じて柔軟に屈曲するとともに、体腔壁を傷つけない程度に屈曲の状態を維持できる剛性を保有する。挿入部11の内部の構成については後述する。

40

【0019】

操作部12は、鉗子口121，ホース継手122，アングルノブ123，ボタン群124などを備えた部分であり、挿入部11の基端に接続されている。なお、ホース継手122は、図2にのみ図示され、アングルノブ123は、図1にのみ図示されている。

【0020】

鉗子口121は、挿入部11の内部に鉗子チャンネルとして引き通された細管101へ、鉗子や剪刀や凝固電極などの処置具を挿入するための開口である。但し、図1では、鉗子口121には蓋がされている。

50

【0021】

ホース継手122は、挿入部11の内部に送気送水チャンネルとして引き通された細管102と図示せぬ送気送水装置から延びるホースとを接続するための口金であり、操作部12においてアングルノブ123がある側とは反対側に備えられている。

【0022】

アングルノブ123は、挿入部11におけるその先端から基端に向かって所定の長さの部分に組み込まれた図示せぬ湾曲機構を遠隔操作するための把手であり、このアングルノブ123が操作されると、挿入部11の先端部分の湾曲状態が変化する。

【0023】

ボタン群124は、本体装置20が図示せぬ操作盤上で操作者から受け付けている各種の操作機能のうちいくつかを遠隔で実行指示するための遠隔操作器具である。なお、このボタン群124には、この電子内視鏡システムに用意された三つの動作モードを順に切り替える操作を行うためのボタンが、含まれている。三つの動作モードは、通常観察モード、蛍光観察モード、及び、特殊観察モードである。各動作モードでの動作については、後で詳述する。

10

【0024】

ケーブル部13は、各種の信号線103～105とそれら信号線103～105を覆う樹脂製の管とを備えた電纜であり、その先端は、図1に示されるように、操作部12の側面に接続されている。ケーブル部13内に引き通された信号線103～105のうち、信号線103は、図2に示されるように、操作部12のボタン群124に接続された信号線

20

【0025】

接続部14は、ケーブル部13の基端を本体装置20に着脱自在に装着するためのいわゆるプラグである。接続部14は、本体装置20の図示せぬソケットに装着された際に本体装置20に接する装着面に、端子141を備えている。この端子141の各電極には、ケーブル部13内に引き通された信号線103～105のうち、信号線103の端部が接続されている。

【0026】

これら各部11～14に区分される電子内視鏡10は、更に、束ねられた多数の光ファイバからなるライトガイド106を内蔵している。ライトガイド106は、接続部14、ケーブル部13、操作部12、及び、挿入部11内に順に引き通されており、ライトガイド106の基端は、接続部14における上記の装着面から突出する金属管142内に固定されている。ライトガイド106の先端部分は、それを構成する多数の光ファイバが二つの束に分けられてそれぞれ別個に束ねられることによって、二股に分岐しており、束ねられてなる各枝部の先端は、双方とも、挿入部11の先端に固定されている。

30

【0027】

この挿入部11の先端面には、図示されていないが、五個の貫通孔が形成されている。そのうちの二個の貫通孔には、鉗子チャンネルとしての細管101、及び、送気送水チャンネルとしての細管102が接続されており、双方の貫通孔は、鉗子チャンネルの開口端111、及び、送気送水チャンネルの開口端112として機能する。なお、送気送水チャンネルの開口端112には、細管102を通じて送られてきた液体や気体を後述の対物光学系114の表面に向けて噴出するための図示せぬノズルが、装着されている。

40

【0028】

また、残りの三個の貫通孔のうち、二個の貫通孔には、配光レンズ113、113が嵌め込まれている。図2に示されるように、二個の配光レンズ113、113には、それぞれ、ライトガイド106の先端部分に形成された各枝部の先端面が対向している。

【0029】

さらに、残りの一個の貫通孔には、第1レンズ114aが嵌め込まれている。第1レンズ114aは、挿入部11内に配置された第2レンズ114b及び第3レンズ114cとともに、対物光学系114を構成する。対物光学系114は、挿入部11の先端に対向し

50

た被写体の像を形成する光学系である。第1レンズ114aと第2レンズ114bとの間には、明るさ絞り115が配置されている。明るさ絞り115は、第1レンズ114aと第2レンズ114bとの間を通過する光の量を制限する光学素子である。

【0030】

さらに、挿入部11は、励起光除去フィルタ116を内蔵している。励起光は、蛍光の放射という現象を生体組織において引き起こさせる光であり、励起光除去フィルタ116は、入射してきた光の中からその励起光と同じ波長の光を遮蔽してその他の波長の光を透過させるフィルタである。この励起光除去フィルタ116は、対物光学系114の後方に配置されており、対物光学系114から射出された光からは、励起光と同じ波長成分が除去される。

10

【0031】

さらに、挿入部11は、撮像素子117を内蔵している。撮像素子117は、二次元的に配列された多数の画素により構成される撮像面を有する単板のエリアイメージセンサであり、その撮像面上には補色系のカラーフィルタがオンチップされている。撮像素子117は、励起光除去フィルタ116を挟んで対物光学系114がある側とは反対側に配置されており、その撮像面の位置は、対物光学系114の像面の位置に一致している。

【0032】

ケーブル部13内に引き通された信号線103~105のうち、信号線104,105は、更に挿入部11に引き通されており、撮像素子117に接続されている。これら信号線104,105のうち、撮像素子117の入力側の信号線104は、接続部14内に配置されたドライバ143に接続されており、このドライバ143の入力側の信号線は、端子141の電極に接続されている。ドライバ143は、撮像素子117の駆動を制御するための回路であり、2フィールド：1フレームの飛越走査方式にて蓄積電荷を読み出させるように撮像素子117を制御する。

20

【0033】

その一方、撮像素子117の出力側の信号線105は、接続部14内に配置された信号処理回路144に接続されており、その信号処理回路144の出力側の信号線は、端子141の電極に接続されている。この信号処理回路144は、撮像素子117から入力されるアナログの画像信号に処理を施してYCC成分のコンポーネント信号を出力する回路であるが、その処理の内容は、EEPROM145と端子141の電極とに接続された制御回路146によって制御される。以下、具体的に説明する。

30

【0034】

図3は、信号処理回路144,EEPROM145,及び、制御回路146の構成図である。信号処理回路144は、図3に示されるように、主要な構成として、信号分離回路144a,第1のマトリクス回路144b,及び、第2のマトリクス回路144cを、含んでいる。

【0035】

このうち、信号分離回路144aは、撮像素子117から出力されたアナログの画像信号から各補色信号(Mg+Ye,G+Cy,G+Ye,Mg+Cy)を分離するための回路である。第1のマトリクス回路144bは、所定の係数を用いた第1のマトリクス演算によって各補色信号からRGB成分のコンポーネント信号を生成する回路であり、第2のマトリクス回路144cは、上記の係数とは別の係数を用いた第2のマトリクス演算によりRGB成分のコンポーネント信号からYCC成分のコンポーネント信号を生成する回路である。

40

【0036】

EEPROM145は、この電子内視鏡10のためにのみ用いられる情報を記憶した記憶素子である。このEEPROM145が記憶する情報には、具体的には、信号処理回路144がマトリクス演算の際に用いる係数に対して加算するための補正データ,及び、この電子内視鏡10の種類を識別するためのスコープ識別情報が、含まれる。

【0037】

50

図4は、このEEPROM145が記憶する情報の各項目の一覧表である。図4に示されるように、EEPROM145には、少なくとも、白色光用の補正データ、励起光用の補正データ、スコープIDが、記録されている。

【0038】

白色光用の補正データは、挿入部11の先端から白色光が射出されたときに撮像素子117が取得する画像データについての第1及び第2のマトリクス演算に対して用いられるものであり、励起光用の補正データは、挿入部11の先端から励起光が射出されたときに撮像素子117が取得する画像データについての第1及び第2のマトリクス演算に対して用いられるものである。また、スコープIDは、前述したスコープ識別情報である。

【0039】

制御回路146は、信号処理回路144とEEPROM145の制御を行う回路である。この制御回路146は、信号処理回路が用いる補正データの変更が端子141を通じて本体装置20から指示されたときには、指定されたパラメータ情報をEEPROM145から読み出して、信号処理回路144の第1及び第2のマトリクス回路144b, 144cへ使用させる処理を行う。

【0040】

なお、以上に説明した電子内視鏡10は、励起光の供給を受け得るタイプのものであるが、本実施形態の電子内視鏡システムでは、励起光の供給を受けることができないタイプの電子内視鏡10も、使用することができる。後者のように励起光の供給を受けることができない電子内視鏡10は、励起光除去フィルタ116を内蔵していない。このため、励起光と同じ波長の光成分を除去することはできない。

【0041】

また、本実施形態の電子内視鏡システムでは、紫外帯域から可視帯域までの範囲のうちの何れかの波長の光を、励起光として使用することができる。すなわち、本実施形態では、励起光の供給を受け得るタイプとして、本実施形態の電子内視鏡システムに使用することができる電子内視鏡10には、紫外帯域の励起光を除去できる励起光除去フィルタ116を内蔵するものと、可視帯域の励起光を除去できる励起光除去フィルタ116を内蔵するものとが、含まれる。

【0042】

本体装置20は、以上に説明した電子内視鏡10を制御するためのプロセッサである。図5は、本体装置20の構成図である。本体装置20は、タイミングコントロールユニット21, 光源ユニット22, 画像処理ユニット23, 及び、システムコントロールユニット24を、備えている。

【0043】

タイミングコントロールユニット21は、各種の基準信号を生成してその信号の出力を制御する機器である。タイミングコントロールユニット21は、光源ユニット22, 画像処理ユニット23, 及び、システムコントロールユニット24に接続されており、これらユニット22~24へ各基準信号を送出する。

【0044】

なお、電子内視鏡10の接続部14が本体装置20に装着されると、このタイミングコントロールユニット21は、接続部14内のドライバ143に接続される。図5には、ドライバ143がタイミングコントロールユニット21に接続された状態が、示されている。このタイミングコントロールユニット21は、ドライバ143に接続されると、このドライバ143にも各基準信号を送出する。ドライバ143は、この各基準信号に従って、飛越走査のタイミングを制御する。

【0045】

光源ユニット22は、電子内視鏡10のライトガイド106の基端面に光を供給するための機器である。なお、電子内視鏡10の接続部14が本体装置20に装着されると、接続部14の金属管142が、光源ユニット22内に挿入され、ライトガイド106の基端が、光源ユニット22内に固定される。

10

20

30

40

50

【0046】

図6は、光源ユニット22の構成図である。光源ユニット22は、その光学構成として、白色光源装置221、回転遮蔽板222、励起光源装置223、平行化レンズ224、ダイクロイックミラー225、及び、集光レンズ226を、備えている。

【0047】

白色光源装置221は、白色光を平行光として射出する装置である。白色光源装置221は、図示されていないが、焦点から放射される光を反射することにより平行光に変換する放物面鏡、及び、放物面鏡の焦点に配置された発光点から白色光を発するキセノンランプを、主要な構成としている。

【0048】

回転遮蔽板222は、略半円形に形成された板であり、その略半円形の円弧の中心において、第1のモータ227の駆動軸の先端に固定されている。なお、図7は、回転遮蔽板222の正面図である。この回転遮蔽板222は、図6に示されるように、白色光源装置221から平行光として射出される白色光の光路に対して垂直に挿入される。このため、第1のモータ227が駆動すると、回転遮蔽板222がその駆動軸周りに回転されて白色光の光路に繰り返し挿入され、その結果、白色光が周期的に遮蔽されることとなる。従って、回転遮蔽板222は、いわゆるロータリーシャッタとして機能する。

10

【0049】

励起光源装置223は、前述した励起光を射出する装置であり、励起光として使用される波長帯域を持つレーザ光を放射する半導体レーザを、主要な構成としている。この励起光源装置223は、紫外帯域から可視帯域までの範囲のうちの何れかの波長のレーザ光を出力するように構成されており、何れの波長のレーザ光を出力するかは、後述する第2の出力制御回路223aを介して、後述するシステムコントロールユニット24にて指示される。

20

【0050】

平行化レンズ224は、励起光源装置223から励起光として射出されるレーザ光を平行光に変換するいわゆるコリメートレンズである。この平行化レンズ224から平行光として射出される励起光の光路は、回転遮蔽板222を挟んで白色光源装置221がある側とは反対側において、この白色光源装置221から平行光として射出される白色光の光路と直交している。

30

【0051】

ダイクロイックミラー225は、白色光を透過させるとともに励起光を反射する光学素子である。ダイクロイックミラー225は、白色光の光路と励起光の光路とが交差する位置に配置されており、何れの光路に対しても45°傾いている。これにより、平行化レンズ224から平行光として射出された励起光は、ダイクロイックミラー225によって直角に反射され、ダイクロイックミラー225を透過した白色光と同一の光路上を、この白色光と同一の進行方向へ進む。従って、ダイクロイックミラー225は、光路合成素子として機能する。

【0052】

集光レンズ226は、平行光を収斂させるためのいわゆるコンデンサレンズである。集光レンズ226は、ダイクロイックミラー225を透過した白色光の光路（すなわち当該ミラー225にて反射された励起光の光路）上に配置されており、電子内視鏡10の接続部14の金属管142内に固定されているライトガイド106の基端面に向けて、これら光を収斂させる。従って、ライトガイド106の基端面は、入射端面として機能し、挿入部11の先端に配置されるライトガイド106の先端面は、射出端面として機能する。

40

【0053】

また、光源ユニット22は、前述した回転遮蔽板222が駆動軸に固定されている第1のモータ227を平行移動させるための構成として、ステージ機構228及び第2のモータ229を、備えている。

【0054】

50

ステージ機構 228 は、ステージ上の物体を一方向に往復自在に平行移動させるための機構であり、そのステージが白色光の光路に対して垂直な方向へ平行移動するように、光源ユニット 22 内に配置されている。そして、そのステージ上には、第 1 のモータ 227 が載置されており、ステージ上では、第 1 のモータ 227 は、その駆動軸を白色光の光路と平行な方向に向けている。このため、ステージ機構 228 は、ステージの移動によって、第 1 のモータ 227 の駆動軸に固定された回転遮蔽板 222 を、白色光を周期的に遮蔽できる位置、又は、白色光を遮蔽できない位置に、配置させることができる。

【0055】

第 2 のモータ 229 は、ステージ機構 228 に駆動力を与えるための装置であり、その駆動軸の先端には、ステージ機構 228 の図示せぬギア機構に噛み合わされたギアが固定されている。そして、この第 2 のモータ 229 が駆動することにより、ステージ機構 228 上の第 1 のモータ 227 及び回転遮蔽板 222 が、図 6 の矢印方向に平行移動することとなる。

10

【0056】

この光源ユニット 22 は、前述した白色光源装置 221 及び励起光源装置 223、並びに、第 1 及び第 2 のモータ 227、229 の動作を制御するため、更に、第 1 の出力制御回路 221a、第 2 の出力制御回路 223a、第 1 の駆動回路 227a、及び、第 2 の駆動回路 229a を、備えている。

【0057】

これら各回路 221a、223a、227a、229a は、何れも、後述のシステムコントロールユニット 24 に接続されている。このシステムコントロールユニット 24 は、前述した三つの動作モードのうちの設定されている一つの動作モードに応じた動作が行われるように、各光源装置 221、223 及びモータ 227、229 を制御する。

20

【0058】

通常観察モードでは、第 2 の駆動回路 229a が、白色光を遮蔽できない位置に回転遮蔽板 222 を配置するように、第 2 のモータ 229 を通じてステージ機構 228 を駆動した後、第 1 の出力制御回路 221a が、白色光源装置 221 に対して白色光の連続出力を行わせ、第 2 の出力制御回路 223a が、励起光源装置 223 の駆動を停止させる。これにより、白色光だけがライトガイド 106 の入射端面に連続的に入射する。その結果、ライトガイド 106 の射出端面から、電子内視鏡 10 の挿入部 11 の先端前方に向けて、白色光が連続的に射出される。

30

【0059】

蛍光観察モードでは、第 1 の出力制御回路 221a が、白色光源装置 221 の駆動を停止させ、第 2 の出力制御回路 223a が励起光源装置 223 に対して励起光の連続出力を行わせる。これにより、励起光だけがライトガイド 106 の入射端面に連続的に入射する。その結果、ライトガイド 106 の射出端面から、電子内視鏡 10 の挿入部 11 の先端前方に向けて、励起光が連続的に射出される。

【0060】

特殊観察モードでは、第 2 の駆動回路 229a が、白色光を周期的に遮蔽できる位置に回転遮蔽板 222 を配置するように、第 2 のモータ 229 を通じてステージ機構 228 を駆動した後、第 1 の出力制御回路 221a が白色光源装置 221 に対して白色光の連続出力を行わせ、第 2 が出力制御回路 223a が励起光源装置 223 に対して励起光の周期的な出力を行わせ、第 1 の駆動回路 227a が第 1 のモータ 227 を通じて回転遮蔽板 222 を回転させる。このとき、第 2 の出力制御回路 223a 及び第 1 の駆動回路 227a は、タイミングコントロールユニット 21 から入力される信号に従って励起光源装置 223 及び第 1 のモータ 227 を制御する。具体的には、第 2 の出力制御回路 223a は、前述した 1 フレーム中の第 2 フィールドの画像データに相当する電荷を撮像素子 117 が蓄積する間だけ、励起光が出力されるように励起光源装置 223 の出力周期を制御し、第 1 の駆動回路 227a は、1 フレーム中の第 1 フィールドの画像データに相当する電荷を撮像素子 117 が蓄積する間だけ、回転遮蔽板 222 が白色光の光路に挿入されないように回

40

50

転遮蔽板 2 2 2 の回転位相を制御する。これにより、白色光と励起光とが、ライトガイド 1 0 6 の入射端面に交互に入射する。その結果、ライトガイド 1 0 6 の射出端面から、挿入部 1 1 の先端前方に向けて、白色光と励起光とが交互に射出される。

【 0 0 6 1 】

画像処理ユニット 2 3 は、電子内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 内の信号処理回路 1 4 4 が生成する Y C C 成分の画像信号に所定の処理を施してビデオ信号に変換するための機器である。なお、電子内視鏡 1 0 の接続部 1 4 が本体装置 2 0 に装着されると、画像処理ユニット 2 3 は、接続部 1 4 の端子 1 4 1 及び信号処理回路 1 4 4 を介して、挿入部 1 1 の先端内の撮像素子 1 1 7 に接続される。図 5 には、画像処理ユニット 2 3 が信号処理回路 1 4 4 に接続された状態が、示されている。

10

【 0 0 6 2 】

図 8 は、画像処理ユニット 2 3 の構成図である。画像処理ユニット 2 3 は、前段処理回路 2 3 1 , R メモリ 2 3 2 r , G メモリ 2 3 2 g , B メモリ 2 3 2 b , マトリクス回路 2 3 3 , C メモリ 2 3 4 c , F メモリ 2 3 4 f , 演算回路 2 3 5 , 合成回路 2 3 6 , 及び、後段処理回路 2 3 7 から、構成されている。

【 0 0 6 3 】

前段処理回路 2 3 1 は、電子内視鏡 1 0 の接続部 1 4 内の信号処理回路 1 4 4 がアナログ信号の電送形態で出力した画像データのデータ形式を以後の処理に適切なデータ形式へと変換するための回路である。具体的には、前段処理回路 2 3 1 は、信号処理回路 1 4 4 から入力される Y C C 成分のコンポーネント信号に対し、色分離及び色空間変換を行うこと
20
によって、R G B 成分の画像データを順次生成する。前段処理回路 2 3 1 は、R メモリ 2 3 2 r , G メモリ 2 3 2 g , 及び、B メモリ 2 3 2 b に接続されているとともに、マトリクス回路 2 3 3 にも接続されており、前述した処理が施されてなる R G B の色成分毎の画像データを、順次、各メモリ 2 3 2 r , 2 3 2 g , 2 3 2 b とマトリクス回路 2 3 3 とにそれぞれ出力する。

20

【 0 0 6 4 】

R メモリ 2 3 2 r , G メモリ 2 3 2 g , 及び、B メモリ 2 3 2 b は、何れも、画像データを一時的に記録しておくための記憶装置である。なお、前述した R G B の色成分毎の画像データは、前段処理回路 2 3 1 からその色成分に対応するメモリ 2 3 2 r , 2 3 2 g , 2 3 2 b へ順次出力されるが、各メモリ 2 3 2 r , 2 3 2 g , 2 3 2 b が画像データを保
30
存するか否かは、図示せぬメモリコントロール回路によって制御される。また、各メモリ 2 3 2 r , 2 3 2 g , 2 3 2 b に保存された画像データを出力するタイミングも、図示せぬメモリコントロール回路によって制御される。

30

【 0 0 6 5 】

具体的には、図示せぬメモリコントロール回路は、通常観察モード下又は蛍光観察モード下では、R G B の色成分毎の画像データを、前段処理回路 2 3 1 から送られてくるたびに、各メモリ 2 3 2 r , 2 3 2 g , 2 3 2 b に記録させ、後述の後段処理回路 2 3 7 が 1 フィールド分の画像データについての処理を開始するタイミングにて、出力させる。

【 0 0 6 6 】

他方、特殊観察モード下では、図示せぬメモリコントロール回路は、1 フレーム中の第 1 フィールドの画像データを各メモリ 2 3 2 r , 2 3 2 g , 2 3 2 b に記録させ、1 フレーム中の第 2 フィールドの画像データを各メモリ 2 3 2 r , 2 3 2 g , 2 3 2 b に記録させない。そして、図示せぬメモリコントロール回路は、各メモリ 2 3 2 r , 2 3 2 g , 2 3 2 b に記録されている R G B の色成分毎の画像データを、後述の後段処理回路 2 3 7 が第 1 フィールドの画像データについて処理を開始するタイミングにて出力させるとともに、同じ画像データを、後段処理回路 2 3 7 が第 2 フィールドの画像データについて処理を開始するタイミングにも出力させる。

40

【 0 0 6 7 】

マトリクス回路 2 3 3 は、R G B 画像データから輝度成分 (Y 成分) の画像データを生成するための回路である。C メモリ 2 3 4 c 及び F メモリ 2 3 4 f は、何れも、画像デー
50

50

タを一時的に記録しておくための記憶装置である。なお、前述した輝度成分の画像データは、マトリクス回路233からCメモリ234c及びFメモリ234fへ順次出力されるが、各メモリ234c, 234fが画像データを保存するか否かは、図示せぬメモリコントロール回路によって制御される。また、これら各メモリ234c, 234fに保存された画像データを出力するタイミングも、図示せぬメモリコントロール回路によって制御される。

【0068】

具体的には、図示せぬメモリコントロール回路は、通常観察モード下及び蛍光観察モード下では、Cメモリ234c及びFメモリ234fの何れに対しても、マトリクス回路233から出力される画像データを記録させない。

10

【0069】

他方、特殊観察モード下では、図示せぬメモリコントロール回路は、1フレーム中の第1フィールドの画像データの輝度成分をCメモリ234cに記録させ、1フレーム中の第2フィールドの画像データの輝度成分をFメモリ234fに記録させる。

【0070】

なお、特殊観察モードにおける第1フィールドの画像データは、挿入部11の先端の前方にある体腔壁の表面に入射した白色光のうちその表面で反射された光によって形成される像に基づいて、撮像素子117により生成されたものである。以下、この画像データを、便宜上、「参照画像データ」と表記する。

【0071】

また、特殊観察モードにおける第2フィールドの画像データは、励起光が照射された体腔壁下の生体組織から放射される蛍光によって形成される像に基づいて、撮像素子117により生成されたものである。以下、この画像データを、便宜上、「蛍光画像データ」と表記する。

20

【0072】

つまり、特殊観察モードでは、撮像素子117は、参照画像データと蛍光画像データとを交互に生成するので、マトリクス回路233からは、参照画像データの輝度成分と蛍光画像データの輝度成分とが、交互に出力される。そして、Cメモリ234cには、参照画像データの輝度成分が記録され、Fメモリ234fには、蛍光画像データの輝度成分が記録される。

30

【0073】

演算回路235は、参照画像データの輝度成分と蛍光画像データの輝度成分とに基づいて新たな画像データを生成するための回路である。この演算回路235が行う処理内容を具体的に説明すると、まず、演算回路235は、1フレーム分の参照画像データ及び蛍光画像データの各輝度成分がCメモリ234c及びFメモリ234fにそれぞれ記録されると、双方の画像データの輝度成分を、最大輝度値と最小輝度値との間の階調数が互いに等しくなるようにそれぞれ規格化する。続いて、演算回路235は、参照画像データの規格化後の輝度成分から蛍光画像データの規格化後の輝度成分を減算する（同一の座標における輝度値の差分を全座標のそれぞれについて算出する）。その後、演算回路235は、その減算の結果得られる差分データにおける各画素値のうち、画素値が所定の閾値を下回る画素についてのみその画素値を0に変換した後、変換後の差分データに基づいてRGBの色成分からなる画像データを生成し、生成したRGB成分の画像データを、患部画像データとして、後述の後段処理回路237が第1フィールドの画像データについて処理を開始するタイミングにて出力するとともに、同じ患部画像データを、後述の後段処理回路237が第2フィールドの画像データについて処理を開始するタイミングにも出力する。

40

【0074】

合成回路236は、画像データ同士を合成するための回路であり、RGBの各メモリ232r, 232g, 232bと演算回路235とに接続されている。通常観察モード下又は蛍光観察モード下では、RGBの各メモリ232r, 232g, 232bからはRGBの各成分の画像データが入力されるが、演算回路235からは患部画像データが入力され

50

ない。そのため、合成回路 236 は、通常観察モード下又は蛍光観察モード下では、RGB の各色成分の画像データに何の処理を施すこともなくそのままこれを出力する。一方、特殊観察モード下では、合成回路 236 は、RGB の各メモリ 232r, 232g, 232b から RGB の各色成分の画像データが入力されるとともに、演算回路 235 から患部画像データが入力される。このとき、合成回路 236 は、参照画像データの各画素のうち、患部画像データにおけるゼロ以外の輝度値を有する画素と同じ位置にある画素の各色成分の輝度値を、その患部画像データの各色成分の輝度値に置換することにより、参照画像データと患部画像データとを合成する。なお、この合成により、参照画像には、患部画像がオーバーレイされることとなる。

【0075】

後段処理回路 237 は、RGB の各色成分の画像データのデータ形式を外部装置へ出力するのに適切なデータ形式へと変換するための回路である。具体的には、後段処理回路 237 は、合成回路 236 から出力される RGB の各色成分の画像データに対し、アナログ化及びエンコーディング等の一般的な処理を施すことによって、飛越走査方式に準拠した例えば NTSC 信号などのビデオ信号を生成する。後段処理回路 237 は、生成したビデオ信号を、外部出力端子へ出力する。この外部出力端子には、表示装置 30 が接続されており、表示装置 30 は、この画像処理ユニット 23 からビデオ信号の電送形態で出力された画像データに基づいて、画像を表示する。

【0076】

なお、通常観察モードでは、挿入部 11 の先端の前方にある体腔壁の表面に入射した白色光のうちその表面で反射された光によって、撮像素子 117 の撮像面に像が形成される。このため、表示装置 30 には、白色光によって照明された体腔内の像が、カラーの通常観察画像として表示されることとなる。また、蛍光観察モードでは、挿入部 11 の先端の前方にある体腔壁下の生体組織が放射した蛍光によって、撮像素子 117 の撮像面に像が形成される。このため、表示装置 30 には、蛍光によって形成される体腔内の像が、カラーの蛍光観察画像として表示されることとなる。また、特殊観察モードでは、表示装置 30 には、参照画像に患部画像がオーバーレイされてなる特殊観察画像が、表示されることとなる。

【0077】

以上に説明したタイミングコントロールユニット 21, 光源ユニット 22, 及び、画像処理ユニット 23 は、図 5 に示されるように、システムコントロールユニット 24 に接続されている。このシステムコントロールユニット 24 は、本体装置 20 全体を制御するための機器である。

【0078】

このシステムコントロールユニット 24 は、電子内視鏡 10 の接続部 14 が本体装置に装着されると、接続部 14 の端子 141 を介して、接続部 14 内の制御回路 146 に接続される。図 5 には、システムコントロールユニット 24 が制御回路 146 に接続された状態が、示されている。システムコントロールユニット 24 は、この制御回路 146 に接続されると、制御回路 146 に対して各種の指示を出せるようになる。

【0079】

また、このシステムコントロールユニット 24 は、電子内視鏡 10 の接続部 14 が本体装置 20 に装着されると、接続部 14 の端子 141 及び信号線 103 を介して、操作部 12 のボタン群 124 に接続される。図 5 には、システムコントロールユニット 24 がボタン群 124 に接続された状態が、示されている。前述したように、システムコントロールユニット 24 は、電子内視鏡 10 の操作部 12 における動作モードを切り替えるためのボタンが押下される毎に、動作モードを、通常観察モード、蛍光観察モード、特殊観察モードと順に切り替える。

【0080】

さらに、このシステムコントロールユニット 24 は、ROM 24a を内蔵している。この ROM 24a には、少なくとも、データテーブルと、2つのプログラムとが記録されて

10

20

30

40

50

いる。

【0081】

このROM 24 a内のデータテーブルは、スコープIDと、そのスコープIDが示す電子内視鏡10において励起光を使用できるか否かを定義する励起可否情報とを、対応付けている。すなわち、本体装置20に接続できる電子内視鏡10の中には、前述したように、励起光除去フィルタ116を持たないものがあり、その電子内視鏡10では、励起光を用いる蛍光観察や特殊観察は行えない。システムコントロールユニット24は、このデータテーブルにおいて、本体装置20に接続できる全ての電子内視鏡10のそれぞれについて、励起光を使用できるものであるか否かを、記憶している。

【0082】

また、スコープIDの示す電子内視鏡10が励起光を使用できるものである場合には、このデータテーブルは、その励起光の波長を定義する波長情報を、スコープIDに対応付けている。すなわち、システムコントロールユニット24は、このデータテーブルにおいて、本体装置20に接続できる全ての電子内視鏡10のそれぞれについて、その電子内視鏡10が有する励起光除去フィルタ116にて除去することができる光成分の波長を、記憶している。

【0083】

また、ROM 24 a内の第1のプログラムは、電子内視鏡10が電子内視鏡用プロセッサ20から取り外された時(或いは主電源の投入時)に起動するプログラムとなっている。図9は、この第1のプログラムに従ってシステムコントロールユニット24が実行する処理の内容を示す流れ図である。

【0084】

この処理の開始後、システムコントロールユニット24は、電子内視鏡10の接続部14が図示せぬソケットに接続されるまで待機する(S1001; NO)。そして、電子内視鏡10の接続部14が図示せぬソケットに接続されると(S1001; YES)、システムコントロールユニット24は、その電子内視鏡10の接続部14内の制御回路146との通信を確立し(S1002)、制御回路146に対してスコープIDを送信するように指示する(S1003)。なお、この指示を受けると、制御回路146は、EEPROM 145からスコープIDを読み出し、そのスコープIDをシステムコントロールユニット24へ送信する。

【0085】

システムコントロールユニット24は、スコープIDを受信すると、ROM 24 a内のデータテーブルを参照して、受信したスコープIDに対応する励起可否情報を読み出し、このスコープIDの示す電子内視鏡10が励起光を使用できるものであるか否かを、判別する(S1004)。

【0086】

そして、そのスコープIDの示す電子内視鏡10が励起光を使用できるものでないと判断した場合(S1004; NO)、システムコントロールユニット24は、図示せぬ内蔵RAMに記憶する励起光フラグを、「使用不可」に切り替え(S1005)、この図9に係る処理を終了する。

【0087】

一方、そのスコープIDの示す電子内視鏡10が励起光を使用できるものであると判断した場合(S1004; YES)、システムコントロールユニット24は、図示せぬ内蔵RAMに記憶する励起光フラグを、「使用可」に切り換えるとともに、ROM 24 a内のデータテーブルを参照して、そのスコープIDに対応付けられている波長情報を、図示せぬ内蔵RAMの所定領域に読み出し(S1006)、図9に係る処理を終了する。

【0088】

また、ROM 24 a内の第2のプログラムは、この図9に係る処理が終了した時に起動するプログラムとなっている。図10は、この第2のプログラムに従ってシステムコントロールユニット24が実行する処理の内容を示す流れ図である。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 9 】

この処理の開始後、システムコントロールユニット24は、ROM24a内に記録される初期値情報を読み出し(S2001)、その初期値情報に基づいて、図示せぬ内蔵RAM内の動作モード定義フラグを、「通常観察モード」に切り替える(S2002)。

【 0 0 9 0 】

なお、システムコントロールユニット24は、この図示せぬ内蔵RAM内のフラグの切り替えに従って、本体装置20内の各ユニットに対し、通常観察モードで動作するよう指示する。すると、前述したように、挿入部11の先端からは、白色光が射出されるようになり、その白色光により照明された体腔内の像が、撮像素子117に撮像され、その撮像素子117からアナログ信号が信号処理回路144へ出力されるようになる。また、システムコントロールユニット24は、図示せぬ内蔵RAM内のフラグの切り替えに従って、電子内視鏡10の制御回路146に対し、白色光用の補正データを使用するよう指示する。すると、制御回路146は、EEPROM145から白色光用の補正データを読み出して、信号処理回路144の第1及び第2のマトリクス回路144b, 144cに引き渡す。これを受けて、信号処理回路144は、撮像素子117から出力されるアナログ信号をYCCのコンポーネント信号に変換する際に、適正な補正を行うようになる。

10

【 0 0 9 1 】

システムコントロールユニット24は、図示せぬ内蔵RAM内の動作モード定義フラグを「通常観察モード」に切り替えた後、すなわち、動作モードを通常観察モードへ切り替えた後(S2002)、電子内視鏡10の操作部12のボタン群124における動作モードを切り替えるボタンが操作されるまで待機する(S2003; NO)。

20

【 0 0 9 2 】

そして、動作モードを切り替えるボタンが操作されると(S2003; YES)、システムコントロールユニット24は、図示せぬ内蔵RAM内に記憶する励起光フラグが「使用可」であるか否かを、判別する(S2004)。

【 0 0 9 3 】

そして、励起光フラグが「使用不可」と判断した場合(S2004; NO)、システムコントロールユニット24は、図示せぬ内蔵RAM内の動作モード定義フラグを「通常観察モード」以外の動作モードに切り替えることなく、通常観察モードでの動作を継続する。

30

【 0 0 9 4 】

一方、励起光フラグが「使用可」と判断した場合(S2004; YES)、システムコントロールユニット24は、図示せぬ内蔵RAM内の動作モード定義フラグを、「通常観察モード」から「蛍光観察モード」に切り替える(S2005)。

【 0 0 9 5 】

なお、システムコントロールユニット24は、この図示せぬ内蔵RAM内のフラグの切り替えに従って、本体装置20内の各ユニットに対し、蛍光観察モードで動作するよう指示する。すると、前述したように、挿入部11の先端からは、励起光が射出されるようになり、その励起光が、体腔壁表面で反射されるとともに、その励起光が照射された体腔壁下の生体組織が、蛍光を発する。そして、対物光学系114に入射した蛍光と励起光のうち、励起光と同じ波長成分は励起光除去フィルタ116によって遮蔽され、その他の波長成分による体腔内の像が撮像素子117に撮像され、その撮像素子117からアナログ信号が信号処理回路144へ出力されるようになる。また、システムコントロールユニット24は、図示せぬ内蔵RAM内のフラグの切り替えに従って、電子内視鏡10の制御回路146に対し、励起光用の補正データを使用するよう指示する。すると、制御回路146は、EEPROM145から励起光用の補正データを読み出して、信号処理回路144の第1及び第2のマトリクス回路144b, 144cに引き渡す。これを受けて、信号処理回路144は、撮像素子117から出力されるアナログ信号をYCCのコンポーネント信号に変換する際に、適正な補正を行うようになる。

40

【 0 0 9 6 】

50

システムコントロールユニット24は、図示せぬ内蔵RAM内の動作モード定義フラグを「蛍光観察モード」に切り替えた後、すなわち、動作モードを蛍光観察モードへ切り替えた後(S2005)、電子内視鏡10の操作部12のボタン群124における動作モードを切り替えるボタンが操作されるまで待機する(S2006; NO)。

【0097】

そして、動作モードを切り替えるボタンが操作されると(S2006; YES)、システムコントロールユニット24は、図示せぬ内蔵RAM内の動作モード定義フラグを、「蛍光観察モード」から「特殊観察モード」に切り替える(S2007)。

【0098】

なお、システムコントロールユニット24は、この図示せぬ内蔵RAM内のフラグの切り替えに従って、本体装置20内の各ユニットに対し、特殊観察モードで動作するよう指示する。すると、前述したように、挿入部11の先端からは、白色光と励起光とが交互に射出されるようになり、白色光が挿入部11から射出されているときには、撮像素子117が参照画像データをアナログ信号の出力形態で信号処理回路144へ出力し、励起光が挿入部11から射出されているときには、撮像素子117が蛍光画像データをアナログ信号の出力形態で信号処理回路144へ出力する。また、システムコントロールユニット24は、図示せぬ内蔵RAM内のフラグの切り替えに従って、電子内視鏡10の制御回路146に対し、白色光用の補正データと励起光用の補正データとを交互に使用するように指示する。すると、制御回路146は、EEPROM145から白色光用の補正データと励起光用の補正データとを読み出して、信号処理回路144の第1及び第2のマトリクス回路144b, 144cに引き渡し、これら回路144b, 144cに対し、白色光と励起光の出力タイミングに同期させながら交互に補正データを使用させる。これを受けて、信号処理回路144は、撮像素子117から出力されるアナログ信号をYCCのコンポーネント信号に変換する際に、適正な補正を行うこととなる。

【0099】

システムコントロールユニット24は、図示せぬ内蔵RAM内の動作モード定義フラグを「特殊観察モード」に切り替えた後、すなわち、動作モードを特殊観察モードへ切り替えた後(S2007)、電子内視鏡10の操作部12のボタン群124における動作モードを切り替えるボタンが操作されるまで待機する(S2008; NO)。

【0100】

そして、動作モードを切り替えるボタンが操作されると(S2008; YES)、システムコントロールユニット24は、図示せぬ内蔵RAM内の動作モード定義フラグを、「特殊観察モード」から「通常観察モード」に切り替える(S2002)。

【0101】

本実施形態の電子内視鏡システムは、以上に説明したように構成されるため、以下に記述するような作用及び効果を、有する。

【0102】

本実施形態の電子内視鏡システムによると、波長が可視帯域に属する励起光除去フィルタ116を持つ電子内視鏡10が本体装置20に接続されたときには、励起光の波長が可視帯域に属することにより、可視光の一部が励起光除去フィルタ116において除去されるので、撮像素子117で得られる画像信号に基づく画像には、色調異常や輝度異常が生ずる。しかしながら、蛍光観察モードでの画像信号や特殊観察モードにおける第2フィールドの画像信号(蛍光画像の画像信号)を信号処理回路144において生成する際には、この電子内視鏡10の接続部14内のEEPROM145に記録されている励起光用の補正データが、使用されるようになってきているため、このEEPROM145内の励起光用の補正データ(第1の補正データに相当)を、励起光除去フィルタ116によって所定の光成分が除去されることによる色調や輝度の変化分を適正に補正するためのものとしておけば、励起光が挿入部11の先端から射出されたときに撮像素子117が取得した画像信号に基づく画像の色調や輝度が、信号処理回路144において自動的に補正されることとなる。

。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 3 】

また、通常観察モードでの画像信号や特殊観察モードにおける参照画像の画像信号を信号処理回路 1 4 4 において生成する際には、この電子内視鏡 1 0 の接続部 1 4 内の E E P R O M 1 4 5 に記録されている白色光用の補正データが、使用されるようになっていたため、この E E P R O M 1 4 5 内の白色光用の補正データ（第 2 の補正データに相当）を、ガンマ補正やホワイトバランス等の通常の補正を行うものとしておけば、本体装置 2 0 の画像処理ユニット 2 3 は、ガンマ補正やホワイトバランス等の補正を行う必要がなくなり、どの画像データに対しても常に同じような処理を行えば良いことになる。或いは、白色光用の補正データは、励起光除去フィルタ 1 1 6 による影響を打ち消すようなものとし、画像処理ユニット 2 3 がガンマ補正やホワイトバランス等の補正を行うようにしもよい。

10

【 0 1 0 4 】

また、本実施形態の電子内視鏡システムによると、波長が紫外帯域に属する励起光除去フィルタを持つ電子内視鏡 1 0 が本体装置 2 0 に接続されたときには、励起光の波長が可視帯域に属さないことにより、可視光が励起光除去フィルタ 1 1 6 において除去されることがないので、撮像素子 1 1 7 で得られるアナログ信号に基づく画像には、色調異常や輝度異常が生ずることがない。従って、紫外帯域の励起光を使用する電子内視鏡 1 0 については、接続部 1 4 内の E E P R O M 1 4 5 に記録しておく励起光用の補正データは、励起光除去フィルタ 1 1 6 による影響を打ち消すようなものではなく、ガンマ補正やホワイトバランス等の通常の補正を行うものとすることができる。

20

【 0 1 0 5 】

さらに、本実施形態の電子内視鏡システムによると、励起光除去フィルタ 1 1 6 を持つ電子内視鏡が本体装置 2 0 に接続されたときには、本体装置 2 0 が、通常観察モードと蛍光観察モードと特殊観察モードの何れにも移行し得る（S 2 0 0 3 ; Y E S）。その一方、励起光除去フィルタ 1 1 6 を持たない従来の電子内視鏡 1 0 が本体装置 2 0 に接続されたときには、本体装置 2 0 は、その電子内視鏡 1 0 の操作部 1 2 における動作モードを切り換えるボタンが押下されても、動作モードを通常観察モードに維持させる（S 2 0 0 3 ; N O）。従って、励起光除去フィルタ 1 1 6 を持たない電子内視鏡 1 0 に誤って励起光を供給することがなくなる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 0 6 】

【 図 1 】 本発明の実施形態である電子内視鏡システムの構成図

【 図 2 】 電子内視鏡の構成図

【 図 3 】 信号処理回路， E E P R O M ， 及び、制御回路の構成図

【 図 4 】 E E P R O M が記憶する情報の各項目の一覧表

【 図 5 】 本体装置の構成図

【 図 6 】 光源ユニットの構成図

【 図 7 】 回転遮蔽板の正面図

【 図 8 】 画像処理ユニットの構成図

【 図 9 】 電子内視鏡の認識のためにシステムコントロールユニットが行う処理の内容を示す流れ図

40

【 図 1 0 】 電子内視鏡の認識後にシステムコントロールユニットが行う処理の内容を示す流れ図

【 符号の説明 】

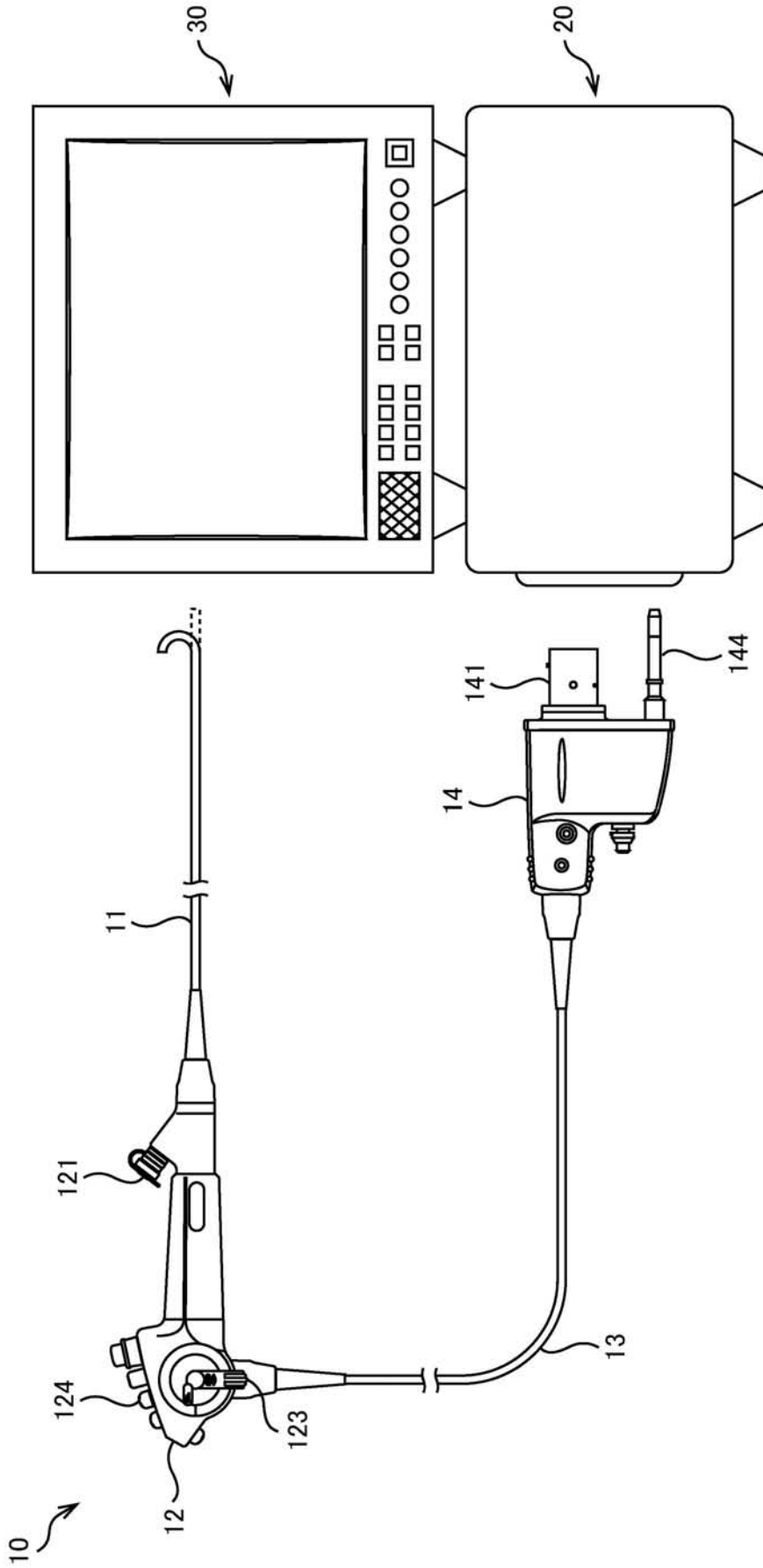
【 0 1 0 7 】

1 0	電子内視鏡
1 0 6	ライトガイド
1 1	挿入部
1 1 3	配光レンズ
1 1 4	対物光学系
1 1 6	励起光除去フィルタ

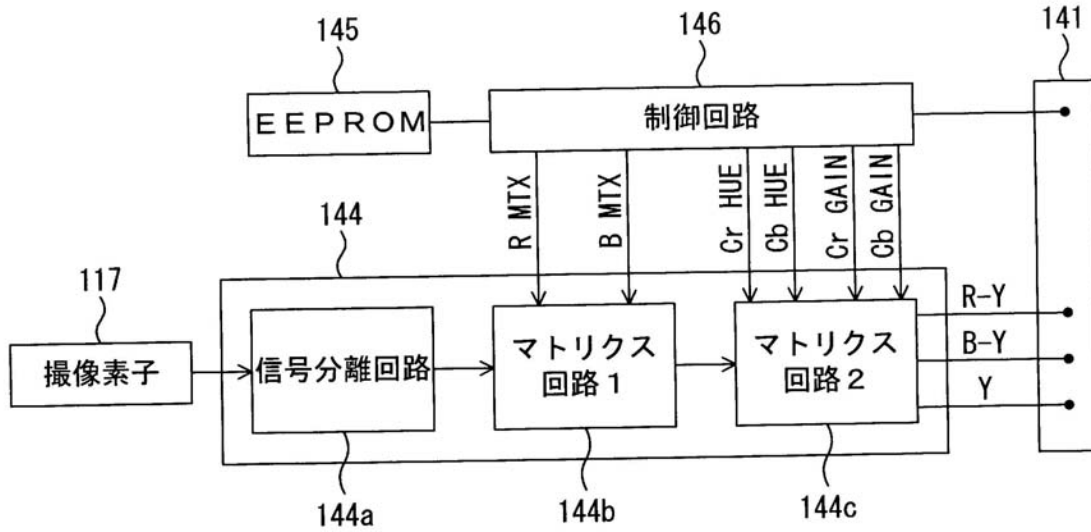
50

1 1 7	撮像素子	
1 2	操作部	
1 2 4	ボタン群	
1 3	ケーブル部	
1 4	接続部	
1 4 1	端子	
1 4 3	ドライバ	
1 4 4	信号処理回路	
1 4 4 a	信号分離回路	
1 4 4 b	第 1 のマトリクス回路	10
1 4 4 c	第 2 のマトリクス回路	
1 4 5	E E P R O M	
1 4 6	制御回路	
2 0	本体装置	
2 1	タイミングコントロールユニット	
2 2	光源ユニット	
2 2 1	白色光源装置	
2 2 2	回転遮蔽板	
2 2 3	励起光源装置	
2 2 4	ダイクロイックミラー	20
2 2 5	集光レンズ	
2 3	画像処理ユニット	
2 4	システムコントロールユニット	
2 4 1 a	R O M	
3 0	表示装置	

【 図 1 】



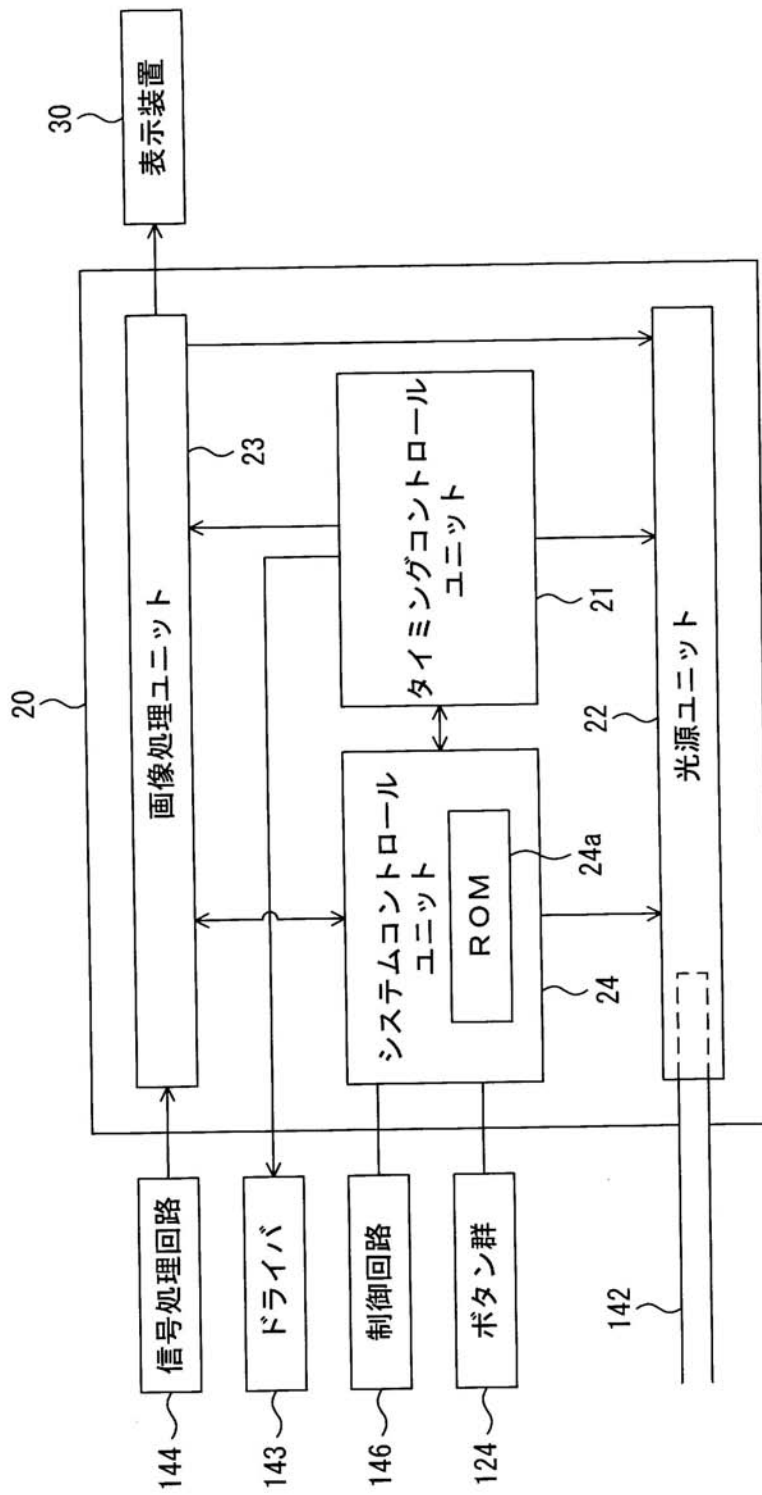
【 図 3 】



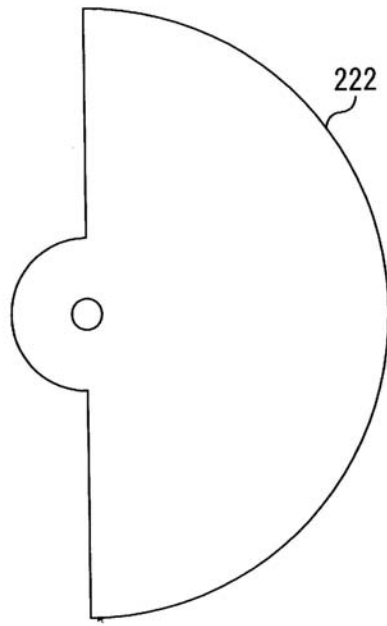
【 図 4 】

アドレス	データ	
000h	R MTX	白色光用 補正データ
001h	B MTX	
002h	Cr HUE	
003h	Cb HUE	
004h	Cr GAIN	
005h	Cb GAIN	
⋮	⋮	
100h	R MTX	励起光用 補正データ
101h	B MTX	
102h	Cr HUE	
103h	Cb HUE	
104h	Cr GAIN	
105h	Cb GAIN	
⋮	⋮	
200h	スコープID	その他の データ
201h	スコープ名	
202h	最終検査日	
⋮	⋮	

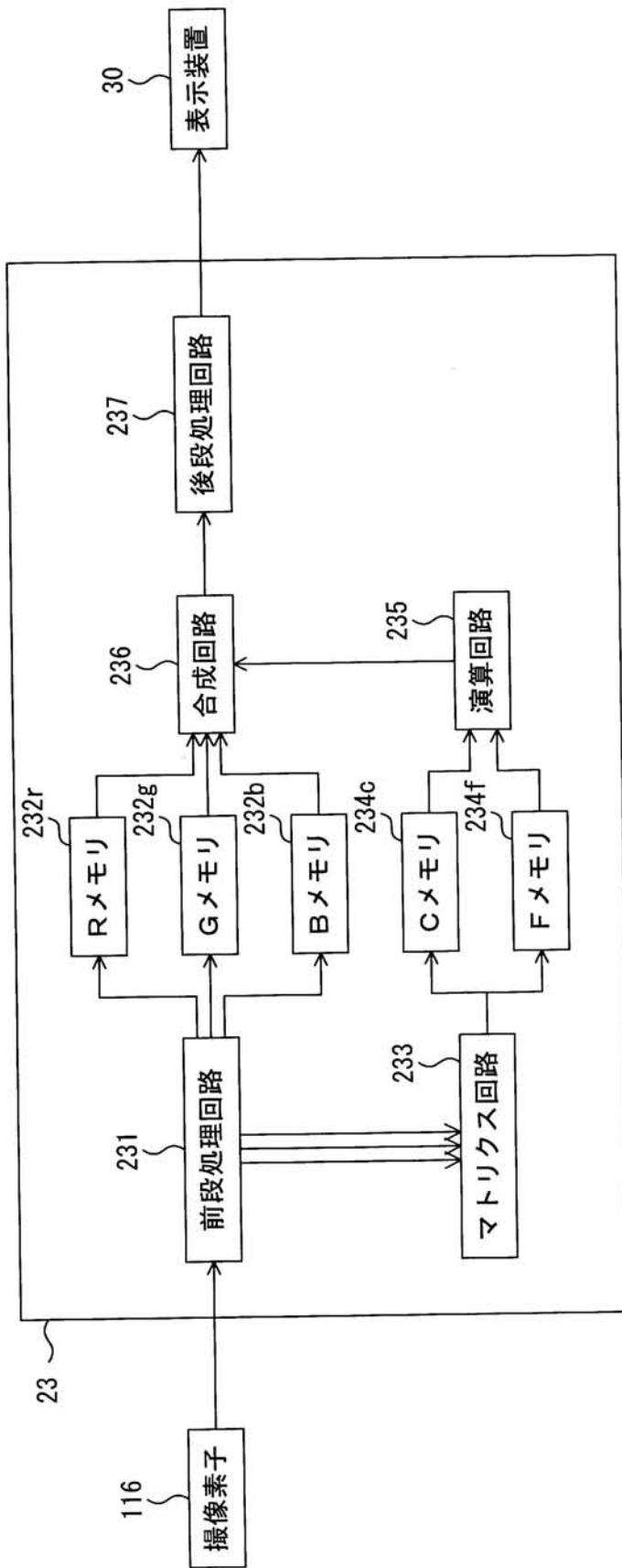
【 図 5 】



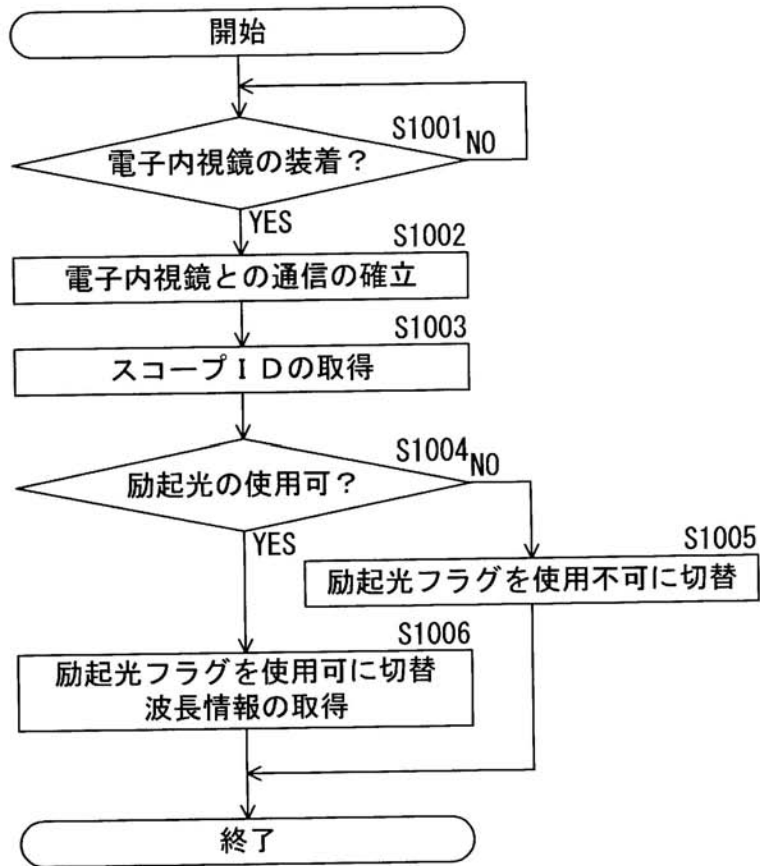
【 図 7 】



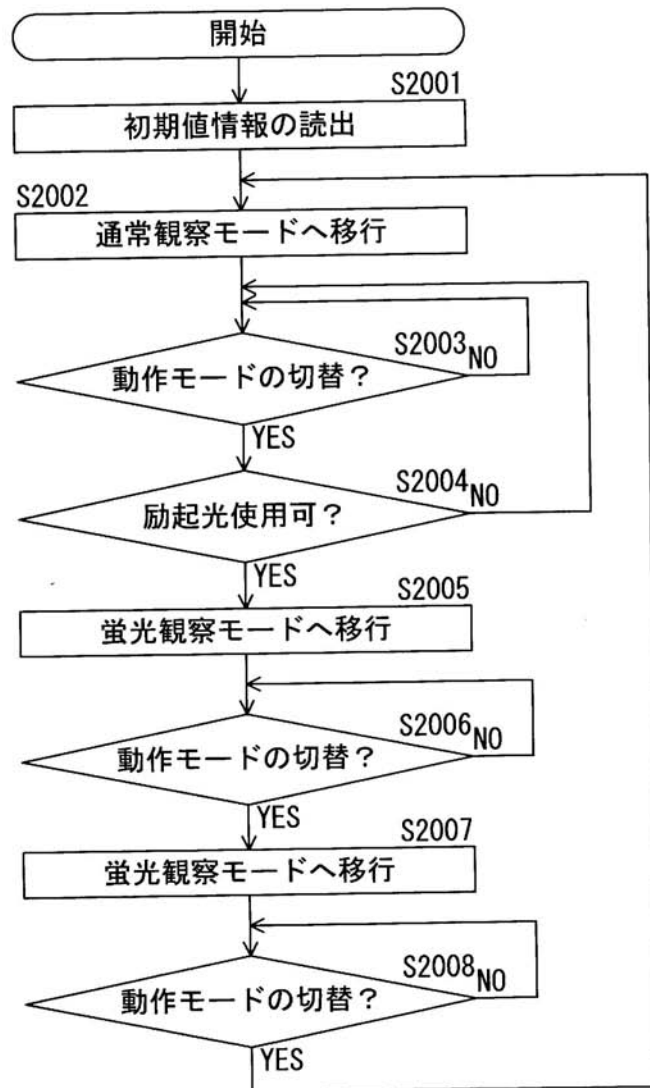
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 1 0 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C061 CC06 FF06 JJ18 LL02 QQ02 QQ04 QQ07 RR02 RR04 RR22
TT01 TT03 YY14
5C122 DA26 EA42 FB17 FH01 FH02 FK23 GG03 GG19 GG21 HA60
HB01

专利名称(译)	电子内视镜		
公开(公告)号	JP2006212335A	公开(公告)日	2006-08-17
申请号	JP2005030686	申请日	2005-02-07
[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		
[标]发明人	松井豪 榎本貴之		
发明人	松井 豪 榎本 貴之		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/26 H04N5/225		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0638 A61B5/0071 A61B5/0084 G01N21/6456 G01N2021/6463 G01N2021/6493		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/26.B H04N5/225.C A61B1/00.511 A61B1/00.640 A61B1/00.731 A61B1/045.610 A61B1/05 A61B1/06.B A61B1/06.510 A61B1/06.611 H04N5/225 H04N5/225.400 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/243		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA51 2H040/FA01 2H040/FA02 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA10 4C061/CC06 4C061/FF06 4C061/JJ18 4C061/LL02 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR22 4C061/TT01 4C061/TT03 4C061/YY14 5C122/DA26 5C122/EA42 5C122/FB17 5C122/FH01 5C122/FH02 5C122/FK23 5C122/GG03 5C122/GG19 5C122/GG21 5C122/HA60 5C122/HB01 4C161/CC06 4C161/FF06 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/TT01 4C161/TT03 4C161/YY14		
其他公开文献	JP4786910B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够使用具有可见波长范围的激发光的电子内窥镜，其在连接到电子内窥镜的处理器时不需要调整颜色数据和亮度。解决方案：信号处理电路144存储在电子内窥镜10的接头14中，并通过利用固有系数计算从插入部分11中的成像元件117输出的模拟图像信号，输出YCC分量的分量信号。当成像元件117处理所获得的图像信号时，当从插入部分11的尖端照射激发光时，信号处理电路144通过控制电路146将从EEPROM 145内部读出的重新调整数据与固有系数相加，并根据YCC组件的分量信号校正图像的颜色数据和亮度。Ž

