

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5810016号
(P5810016)

(45) 発行日 平成27年11月11日(2015.11.11)

(24) 登録日 平成27年9月18日(2015.9.18)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01) A 6 1 B 1/04 3 6 2 J
A 6 1 B 1/06 (2006.01) A 6 1 B 1/04 3 7 2
 A 6 1 B 1/06 A

請求項の数 1 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2012-63976 (P2012-63976)
 (22) 出願日 平成24年3月21日(2012.3.21)
 (65) 公開番号 特開2013-192796 (P2013-192796A)
 (43) 公開日 平成25年9月30日(2013.9.30)
 審査請求日 平成26年9月17日(2014.9.17)

(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4番2号
 (74) 代理人 100089118
 弁理士 酒井 宏明
 (72) 発明者 木内 英明
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 浦川 勉
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 三上 尊正
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の画素から光電変換後の電気信号を画像情報として出力する撮像部および前記撮像部が出力した前記画像情報を光信号に変換して外部へ送信する送信部を有する内視鏡と、前記内視鏡に接続され、該内視鏡との間で光信号の送受信が可能な処理装置と、内視鏡の先端から出射する照明光を発生する光源装置と、を備えた内視鏡システムであって、

前記処理装置は、

前記光源装置が前記照明光の出射を開始してからの時間に基づいて、前記送信部が前記光信号を外部へ送信する際の光信号の送信出力特性を経時的に変化させる制御を行う処理制御部を備えた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、撮像用の複数の画素のうち読み出し対象として任意に指定された画素から光電変換後の電気信号を画像情報として出力可能である撮像素子を備えた撮像装置から送信された画像情報に所定の画像処理を内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、医療分野においては、患者等の被検体の臓器を観察する際に内視鏡システムが用いられている。内視鏡システムは、たとえば可撓性を有する細長形状をなし、被検体

の体腔内に挿入される撮像装置（電子スコープ）と、撮像装置の先端に設けられて体内画像を撮像する撮像素子と、撮像素子が撮像した体内画像に所定の画像処理を行う処理装置（外部プロセッサ）と、処理装置が画像処理を行った体内画像を表示可能な表示装置とを有する。内視鏡システムを用いて体内画像を取得する際には、被検体の体腔内に挿入部を挿入した後、この挿入部の先端から体腔内の生体組織に照明光を照射し、撮像素子が体内画像を撮像する。医師等のユーザは、表示装置が表示する体内画像に基づいて被検体の臓器の観察を行う。

【0003】

このような内視鏡システムとして、撮像装置に設けられた発光素子を用いることにより、撮像素子が撮像した体内画像情報を光信号で処理装置に出力する技術が知られている（特許文献1参照）。この技術では、撮像装置と処理装置とをつなぐ伝送路を構成する配線の数を少なくすることができるので、挿入部の細径化を行うことができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2008-36356号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上述した従来技術では、撮像装置の周囲の環境、たとえば温度等によって、発光素子の出力が低下することで、体内画像情報を適切に送信することができないという問題点があった。

20

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、撮像装置の周囲の環境に関わらず、体内画像情報を適切に送信することができる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】

【0007】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる内視鏡システムは、複数の画素から光電変換後の電気信号を画像情報として出力する撮像部および前記撮像部が出力した前記画像情報を光信号に変換して外部へ送信する送信部を有する撮像装置と、前記撮像装置に接続され、該撮像装置との間で光信号の送受信が可能な処理装置とを備えた内視鏡システムであって、前記処理装置は、前記送信部が前記光信号を外部へ送信する際の光信号の送信出力特性を制御する処理制御部を備えたことを特徴とする。

30

【0008】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、上記発明において、前記処理制御部は、前記処理装置に接続される前記撮像装置の識別情報に基づいて、前記送信出力特性を経時的に変化させる制御を行うことを特徴とする。

【0009】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、上記発明において、前記撮像装置は、温度を検出する温度検出部をさらに備え、前記処理制御部は、前記温度検出部が検出する検出結果に基づいて、前記送信出力特性を制御することを特徴とする。

40

【0010】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、上記発明において、前記処理装置は、前記送信部が送信する前記光信号を受光して電気信号に変換する受光部を有し、前記処理制御部は、前記受光部が変換した電気信号の強度に基づいて、前記送信出力特性を制御することを特徴とする。

【発明の効果】

【0011】

本発明にかかる内視鏡システムによれば、撮影制御部が送信部によって画像情報を光信号で送信される際の送信出力特性を制御する。これにより、撮像装置の周囲の環境に関わ

50

らず、体内画像情報を適正に送信することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1にかかる内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態1にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態1にかかる内視鏡システムの撮像制御部が実行する送信部の送信出力特性の制御処理の概要を示すフローチャートである。

【図4】図4は、本発明の実施の形態1にかかる内視鏡システムの送信部の発光部が発光する光量と時間との関係を示す図である。

【図5】図5は、本発明の実施の形態2にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【図6】図6は、本発明の実施の形態2にかかる内視鏡システムの撮像制御部が実行する送信部の送信出力特性の制御処理の概要を示すフローチャートである。

【図7】図7は、本発明の実施の形態2にかかる内視鏡システムの駆動部が供給する順方向電流と送信部の発光部が発光する光量の温度特性との関係を模式的に示す図である。

【図8】図8は、本発明の実施の形態2の変形例にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【図9】図9は、本発明の実施の形態3にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【図10】図10は、本発明の実施の形態3にかかる内視鏡システムの撮像制御部が実行する送信部の送信出力特性の制御処理の概要を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）として、患者等の被検体の体腔内の画像を撮像して表示する医療用の内視鏡システムについて説明する。また、この実施の形態により、この発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付している。さらにまた、図面は、模式的なものであり、各部材の厚みと幅との関係、各部材の比率等は、現実と異なることに留意する必要がある。また、図面の相互間においても、互いの寸法や比率が異なる部分が含まれている。

【0014】

（実施の形態1）

図1は、本発明の実施の形態1にかかる内視鏡システムの概略構成を示す図である。図2は、本発明の実施の形態1にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【0015】

図1および図2に示すように、内視鏡システム1は、被検体の体腔内に先端部を挿入することによって被検体の体内画像を撮像する撮像装置としての内視鏡2（電子スコープ）と、内視鏡2が撮像した体内画像に所定の画像処理を施すとともに、内視鏡システム1全体の動作を統括的に制御する処理装置3（外部プロセッサ）と、内視鏡2の先端から射出する照明光を発生する光源装置4と、処理装置3が画像処理を施した体内画像を表示する表示装置5と、を備える。

【0016】

内視鏡2は、可撓性を有する細長形状をなす挿入部21と、挿入部21の基端側に接続され、各種の操作信号の入力を受け付ける操作部22と、操作部22から挿入部21が延びる方向と異なる方向に延び、処理装置3および光源装置4とを接続する各種ケーブルを内蔵するユニバーサルコード23と、を備える。

【0017】

10

20

30

40

50

挿入部 2 1 は、後述する撮像素子を内蔵した先端部 2 4 と、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部 2 5 と、湾曲部 2 5 の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓管部 2 6 と、を有する。

【 0 0 1 8 】

先端部 2 4 は、ガラスファイバ等を用いて構成されて光源装置 4 が発光した光の導光路をなすライトガイド 2 4 1 と、ライトガイド 2 4 1 の先端に設けられた照明レンズ 2 4 2 と、集光用の光学系 2 4 3 と、光学系 2 4 3 の結像位置に設けられ、光学系 2 4 3 が集光した光を受光して電気信号に光電変換して所定の信号処理を施す撮像素子 2 4 4 と、処理装置 3 から送信された光信号を受信する受信部 2 4 5 と、撮像素子 2 4 4 から入力された画像情報を含む電気信号を光信号で変換して処理装置 3 に送信する送信部 2 4 6 と、を有する。

10

【 0 0 1 9 】

光学系 2 4 3 は、一または複数のレンズを用いて構成され、画角を変化させる光学ズーム機能および焦点を変化させるフォーカス機能を有する。

【 0 0 2 0 】

撮像素子 2 4 4 は、光学系 2 4 3 からの光を光電変換して電気信号を出力するセンサ部 2 4 4 a と、センサ部 2 4 4 a が出力した電気信号に対してノイズ除去や A / D 変換を行うアナログフロントエンド 2 4 4 b (以下、「 A F E 部 2 4 4 b 」という) と、センサ部 2 4 4 a の駆動タイミングおよび A F E 部 2 4 4 b における各種信号処理のパルスを発生するタイミングジェネレータ 2 4 4 c と、送信部 2 4 6 を駆動する駆動部 2 4 4 d と、撮像素子 2 4 4 の動作を制御する撮像制御部 2 4 4 e と、を有する。撮像素子 2 4 4 は、 C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサである。また、タイミングジェネレータ 2 4 4 c がタイマーとして機能する。

20

【 0 0 2 1 】

センサ部 2 4 4 a は、光量に応じた電荷を蓄積するフォトダイオードおよびフォトダイオードが蓄積した電荷を増幅する増幅器をそれぞれ有する複数の画素が 2 次元マトリックス状に配設された受光部 2 4 4 f と、受光部 2 4 4 f の複数の画素のうち読み出し対象として任意に設定された画素が生成した電気信号を画像情報として読み出す読み出し部 2 4 4 g と、を有する。

【 0 0 2 2 】

A F E 部 2 4 4 b は、電気信号 (アナログ) に含まれるノイズ成分を低減するノイズ低減部 2 4 4 h と、電気信号の増幅率 (ゲイン) を調整して一定の出力レベルを維持する A G C (Auto Gain Control) 部 2 4 4 i と、 A G C 部 2 4 4 i を介して出力された画像情報 (画像信号) としての電気信号を A / D 変換する A / D 変換部 2 4 4 j と、を有する。ノイズ低減部 2 4 4 h は、たとえば相関二重サンプリング (Correlated Double Sampling) 法を用いてノイズの低減を行う。

30

【 0 0 2 3 】

駆動部 2 4 4 d は、後述する撮像制御部 2 4 4 e の制御のもと、送信部 2 4 6 に電流を供給することにより、撮像素子 2 4 4 が生成した画像情報を含む光信号を送信部 2 4 6 に出力させる。

40

【 0 0 2 4 】

撮像制御部 2 4 4 e は、処理装置 3 から受信した設定データにしたがって、先端部 2 4 の各種動作を制御する。撮像制御部 2 4 4 e は、 C P U (Central Processing Unit) 等を用いて構成される。撮像制御部 2 4 4 e は、後述する送信部 2 4 6 が光信号を処理装置 3 へ送信する際の送信出力特性を制御する。具体的には、撮像制御部 2 4 4 e は、送信部 2 4 6 が光信号を処理装置 3 へ送信する際の送信出力特性を経時的に変化させる制御を行う。

【 0 0 2 5 】

受信部 2 4 5 は、処理装置 3 から送信された光信号を所定の波長帯域ごとに分岐する波長分岐部 2 4 5 a と、波長分岐部 2 4 5 a が分岐した光信号を受光してタイミングジェネ

50

レータ 2 4 4 c にタイミング信号を出力する受光部 2 4 5 b と、波長分岐部 2 4 5 a が分岐した光信号を受光して撮像制御部 2 4 4 e に設定データを出力する受光部 2 4 5 c と、を有する。波長分岐部 2 4 5 a は、ローパスフィルタ等を用いて構成される。受光部 2 4 5 b および受光部 2 4 5 c は、光を受光する受光素子、たとえばフォトダイオードの光電変換素子等を用いて構成される。

【 0 0 2 6 】

送信部 2 4 6 は、撮像素子 2 4 4 から入力された画像情報の電気信号を光信号に変換して処理装置 3 に出力する発光部 2 4 6 a と、撮像制御部 2 4 4 e から入力された設定データの電気信号を光信号に変換して処理装置 3 に出力する発光部 2 4 6 b と、発光部 2 4 6 a および発光部 2 4 6 b がそれぞれ出力（発光）した 2 つの光信号の多重化（重畳）を行って処理装置 3 に出力する波長多重部 2 4 6 c と、を有する。発光部 2 4 6 a および発光部 2 4 6 b は、面発光レーザ（V C S E L）等の発光素子を用いて構成される。発光部 2 4 6 a および発光部 2 4 6 b は、駆動部 2 4 4 d から供給される電流に基づいて、発光する光量が変化する。さらに、発光部 2 4 6 a および発光部 2 4 6 b は、互いに異なる波長帯域を有する光を出射する。

10

【 0 0 2 7 】

記録部 2 4 7 は、内視鏡 2 の各種情報を記録する。具体的には、記録部 2 4 7 は、内視鏡 2 を識別する機種情報や送信部 2 4 6 の送信出力特性を含む識別情報、撮像素子 2 4 4 の識別情報、送信部 2 4 6 の発光部 2 4 6 a が発光する光量と時間との関係を示す送信出力特性情報および撮像制御部 2 4 4 e が実行する各種プログラムを記録する。

20

【 0 0 2 8 】

操作部 2 2 は、湾曲部 2 5 を上下方向および左右方向に湾曲させる湾曲ノブ 2 2 1 と、体腔内に生体鉗子、レーザーメスおよび検査プローブ等の処理具を挿入する処置具挿入部 2 2 2 と、処理装置 3、光源装置 4 に加えて、送気手段、送水手段、送ガス手段等の周辺機器の操作指示信号を入力する操作入力部である複数のスイッチ 2 2 3 と、を有する。処置具挿入部 2 2 2 から挿入される処置具は、先端部 2 4 の処置具チャンネル（図示せず）を経由して開口部（図示せず）から表出する。

【 0 0 2 9 】

ユニバーサルコード 2 3 は、ライトガイド 2 4 1 と、1 または複数の光ファイバーをまとめた集合ケーブル 2 4 8 と、を少なくとも内蔵している。ユニバーサルコード 2 3 は、光源装置 4 に着脱自在なコネクタ部 2 7 を有する。コネクタ部 2 7 は、コイル状のコイルケーブル 2 7 a が延設し、コイルケーブル 2 7 a の延出端に処理装置 3 と着脱自在なコネクタ部 2 8 を有する。

30

【 0 0 3 0 】

つぎに、処理装置 3 の構成について説明する。処理装置 3 は、受信部 3 0 1 と、画像処理部 3 0 2 と、明るさ検出部 3 0 3 と、調光部 3 0 4 と、読出アドレス設定部 3 0 5 と、駆動信号生成部 3 0 6 と、入力部 3 0 7 と、記録部 3 0 8 と、処理制御部 3 0 9 と、基準クロック生成部 3 1 0 と、送信部 3 1 1 と、を備える。なお、本実施の形態 1 では、処理装置 3 として面順次の構成を例に説明するが、同時式であっても適用することができる。

【 0 0 3 1 】

受信部 3 0 1 は、ユニバーサルコード 2 3 を介して内視鏡 2 の送信部 2 4 6 から出力された多重化の多重光信号を所定の波長域ごとに分岐する波長分岐部 3 0 1 a と、波長分岐部 3 0 1 a が分岐した画像情報の光信号を受信して電気信号に変換し、この変換した電気信号を画像処理部 3 0 2 に出力する受光部 3 0 1 b と、波長分岐部 3 0 1 a が分岐した設定データの光信号を受信して電気信号に変換し、この変換した電気信号を処理制御部 3 0 9 に出力する受光部 3 0 1 c と、を有する。

40

【 0 0 3 2 】

画像処理部 3 0 2 は、受光部 3 0 1 b から入力された画像情報をもとに、表示装置 5 が表示する体内画像を生成する。画像処理部 3 0 2 は、同時化部 3 0 2 a と、ホワイトバランス（WB）調整部 3 0 2 b と、ゲイン調整部 3 0 2 c と、補正部 3 0 2 d と、D / A

50

変換部 302e と、フォーマット変更部 302f と、サンプル用メモリ 302g と、静止画像用メモリ 302h と、を有する。

【0033】

同時化部 302a は、画素情報として入力された画像情報を、画素ごとに設けられた 3 つのメモリ（図示せず）に入力し、読み出し部 244g が読み出した受光部 244f の画素のアドレスに対応させて、各メモリの値を順次更新しながら保持するとともに、これら 3 つのメモリの画像情報を RGB 画像情報として同時化する。同時化部 302a は、同時化した RGB 画像情報をホワイトバランス調整部 302b へ順次出力するとともに、一部の RGB 画像情報を、明るさ検出などの画像解析用としてサンプル用メモリ 302g へ出力する。

10

【0034】

ホワイトバランス調整部 302b は、RGB 画像情報のホワイトバランスを自動的に調整する。具体的には、ホワイトバランス調整部 302b は、RGB 画像情報に含まれる色温度に基づいて、RGB 画像情報のホワイトバランスを自動的に調整する。

【0035】

ゲイン調整部 302c は、RGB 画像情報のゲイン調整を行う。ゲイン調整部 302c は、ゲイン調整を行った RGB 信号を補正部 302d へ出力するとともに、一部の RGB 信号を、静止画像表示用、拡大画像表示用または強調画像表示用として静止画像用メモリ 302h へ出力する。

【0036】

補正部 302d は、表示装置 5 に対応させて RGB 画像情報の階調補正（補正）を行う。

20

【0037】

D/A 変換部 302e は、補正部 302d が出力した階調補正後の RGB 画像情報をアナログ信号に変換する。

【0038】

フォーマット変更部 302f は、アナログ信号に変換された画像情報をハイビジョン方式等の動画用のファイルフォーマットに変更して表示装置 5 へ出力する。

【0039】

明るさ検出部 303 は、サンプル用メモリ 302g が保持する RGB 画像情報から、各画素に対応する明るさレベルを検出し、検出した明るさレベルを内部に設けられたメモリに記録するとともに処理制御部 309 へ出力する。また、明るさ検出部 303 は、検出した明るさレベルをもとにゲイン調整値および光照射量を算出し、ゲイン調整値をゲイン調整部 302c へ出力する一方、光照射量を調光部 304 へ出力する。

30

【0040】

調光部 304 は、処理制御部 309 の制御のもと、明るさ検出部 303 が算出した光照射量をもとに光源装置 4 が発生する光の種類、光量、発光タイミング等を設定し、この設定した条件を含む光源同期信号を光源装置 4 へ送信する。

【0041】

読出アドレス設定部 305 は、センサ部 244a の受光面における読み出し対象の画素および読み出し順序を設定する機能を有する。すなわち、読出アドレス設定部 305 は、AFE 部 244b が読出すセンサ部 244a の画素のアドレスを設定する機能を有する。また、読出アドレス設定部 305 は、設定した読み出し対象の画素のアドレス情報を同時化部 302a へ出力する。

40

【0042】

駆動信号生成部 306 は、撮像素子 244 を駆動するための駆動用のタイミング信号を生成し、集合ケーブル 248 に含まれる所定の信号線を介してタイミングジェネレータ 244c へ送信する。このタイミング信号は、読み出し対象の画素のアドレス情報を含む。

【0043】

入力部 307 は、内視鏡システム 1 の動作を指示する動作指示信号等の各種信号の入力

50

を受け付ける。

【 0 0 4 4 】

記録部 3 0 8 は、フラッシュメモリや D R A M (Dynamic Random Access Memory) 等の半導体メモリを用いて実現される。記録部 3 0 8 は、内視鏡システム 1 を動作させるための各種プログラム、および内視鏡システム 1 の動作に必要な各種パラメータ等を含むデータを記録する。また、記録部 3 0 8 は、処理装置 3 の識別情報を記録する識別情報記録部 3 0 8 a を有する。ここで、識別情報には、処理装置 3 の固有情報 (I D)、年式、処理制御部 3 0 9 のスペック情報、伝送方式および伝送レート等が含まれる。

【 0 0 4 5 】

処理制御部 3 0 9 は、 C P U 等を用いて構成され、先端部 2 4 および光源装置 4 を含む各構成部の駆動制御、および各構成部に対する情報の入出力制御などを行う。処理制御部 3 0 9 は、撮像制御のための設定データを、集合ケーブル 2 4 8 に含まれる所定の信号線を介して撮像制御部 2 4 4 e へ送信する。

【 0 0 4 6 】

基準クロック生成部 3 1 0 は、内視鏡システム 1 の各構成部の動作の基準となる基準クロック信号を生成し、内視鏡システム 1 の各構成部に対して生成した基準クロック信号を供給する。

【 0 0 4 7 】

送信部 3 1 1 は、駆動信号生成部 3 0 6 が生成したタイミング信号を光信号に変換して波長多重部 3 1 1 c に出力する発光部 3 1 1 a と、処理制御部 3 0 9 から入力された設定データの電気信号を光信号に変換して波長多重部 3 1 1 c に出力する発光部 3 1 1 b と、発光部 3 1 1 a および発光部 3 1 1 b がそれぞれ出力した 2 つの光信号を多重化することによって内視鏡 2 に多重光信号を出力する波長多重部 3 1 1 c と、を有する。

【 0 0 4 8 】

つぎに、光源装置 4 の構成について説明する。光源装置 4 は、光源 4 1 と、光源ドライバ 4 2 と、回転フィルタ 4 3 と、駆動部 4 4 と、駆動ドライバ 4 5 と、光源制御部 4 6 と、を備える。

【 0 0 4 9 】

光源 4 1 は、白色 L E D を用いて構成され、光源制御部 4 6 の制御のもと、白色光を発生する。光源ドライバ 4 2 は、光源 4 1 に対して光源制御部 4 6 の制御のもとで電流を供給することにより、光源 4 1 に白色光を発生させる。光源 4 1 が発生した光は、回転フィルタ 4 3 および集光レンズ (図示せず) およびライトガイド 2 4 1 を経由して先端部 2 4 の先端から照射される。なお、光源 4 1 は、キセノンランプ等を用いて構成してもよい。

【 0 0 5 0 】

回転フィルタ 4 3 は、光源 4 1 が発した白色光の光路上に配置され、回転することにより、光源 4 1 が発する白色光を所定の波長帯域を有する光のみを透過させる。具体的には、回転フィルタ 4 3 は、赤色光 (R)、緑色光 (G) および青色光 (B) それぞれの波長帯域を有する光を透過させる赤色フィルタ 4 3 1、緑色フィルタ 4 3 2 および青色フィルタ 4 3 3 を有する。回転フィルタ 4 3 は、回転することにより、赤、緑および青の波長帯域 (例えば、赤 : 6 0 0 n m ~ 7 0 0 n m、緑 : 5 0 0 n m ~ 6 0 0 n m、青 : 4 0 0 n m ~ 5 0 0 n m) を有する光を順次透過させる。これにより、光源 4 1 が発する白色光は、狭帯域化した赤色光、緑色光および青色光いずれかの光を内視鏡 2 に順次出射することができる。

【 0 0 5 1 】

駆動部 4 4 は、ステッピングモータや D C モータ等を用いて構成され、回転フィルタ 4 3 を回転動作させる。駆動ドライバ 4 5 は、光源制御部 4 6 の制御のもと、駆動部 4 4 に所定の電流を供給する。

【 0 0 5 2 】

光源制御部 4 6 は、調光部 3 0 4 から送信された光源同期信号にしたがって光源 4 1 に供給する電流量を制御する。また、光源制御部 4 6 は、処理制御部 3 0 9 の制御のもと、

10

20

30

40

50

駆動ドライバ 4 5 を介して駆動部 4 4 を駆動することにより、回転フィルタ 4 3 を回転させる。

【 0 0 5 3 】

表示装置 5 は、映像ケーブルを介して処理装置 3 が生成した体内画像を処理装置 3 から受信して表示する機能を有する。表示装置 5 は、液晶または有機 E L (Electro Luminescence) を用いて構成される。

【 0 0 5 4 】

以上の構成を有する内視鏡システム 1 の撮像制御部 2 4 4 e が実行する送信部 2 4 6 の送信出力特性の制御処理について説明する。図 3 は、本実施の形態 1 にかかる内視鏡システム 1 の撮像制御部 2 4 4 e が実行する送信部 2 4 6 の送信出力特性の制御処理の概要を示すフローチャートである。なお、以下の制御処理は、施術者が内視鏡システム 1 を用いて被検体の検査を開始してから所定のタイミングごとに行われる。

【 0 0 5 5 】

図 3 に示すように、撮像制御部 2 4 4 e は、内視鏡 2 のコネクタ部 2 8 が処理装置 3 に接続されたか否かを判断する (ステップ S 1 0 1)。内視鏡 2 のコネクタ部 2 8 が処理装置 3 に接続されたら撮像制御部 2 4 4 e が判断した場合 (ステップ S 1 0 1 : Y e s)、内視鏡システム 1 は、ステップ S 1 0 2 へ移行する。これに対して、内視鏡 2 のコネクタ部 2 8 が処理装置 3 に接続されていないと撮像制御部 2 4 4 e が判断した場合 (ステップ S 1 0 1 : N o)、内視鏡システム 1 は、この判断を繰り返す。

【 0 0 5 6 】

続いて、撮像制御部 2 4 4 e は、タイミングジェネレータ 2 4 4 c から出力されるタイミング信号に基づいて、時間のカウントを開始し (ステップ S 1 0 2)、現在の時刻に基づいて、駆動部 2 4 4 d が発光部 2 4 6 a に供給する電流の強度を制御することにより、発光部 2 4 6 a が発光する光量を調整する (ステップ S 1 0 3)。

【 0 0 5 7 】

図 4 は、送信部 2 4 6 の発光部 2 4 6 a が発光する光量と時間との関係を示す図である。図 4 において、横軸が時間 (t) を示し、縦軸が光量 (mW) を示す。また、図 4 において、曲線 L 1 が発光部 2 4 6 a の光量特性を示す。

【 0 0 5 8 】

図 4 に示すように、送信部 2 4 6 の発光部 2 4 6 a は、時間の経過とともに光量が低下する。送信部 2 4 6 の発光部 2 4 6 a を含む先端部 2 4 には、ライトガイド 2 4 1 の熱が被検体の生体組織に伝熱することを防止するため、気密性の高い耐熱構造が用いられている。このため、送信部 2 4 6 の発光部 2 4 6 a を含む先端部 2 4 は、時間の経過に伴って先端部 2 4 の内部の温度が上昇することによって、送信部 2 4 6 の発光部 2 4 6 a の光量が低下する。そこで、本実施の形態 1 では、撮像制御部 2 4 4 e は、処理装置 3 から出力された設定データに含まれる被検体の検査を開始してからの時刻または光源装置 4 が照明光の出射を開始してからの時刻に基づいて、駆動部 2 4 4 d が発光部 2 4 6 a に供給する電流の強度を制御する。これにより、内視鏡 2 の周囲の環境に関わらず、画像情報を精度よく処理装置 3 に送信することができる。

【 0 0 5 9 】

図 3 に戻り、ステップ S 1 0 4 以降の説明を続ける。ステップ S 1 0 4 において、撮像制御部 2 4 4 e は、被検体の検査を終了する終了指示信号が入力されたか否かを判断する。終了指示信号が入力されたら撮像制御部 2 4 4 e が判断した場合 (ステップ S 1 0 4 : Y e s)、内視鏡システム 1 は、本処理を終了する。これに対して、終了指示信号が入力されていないと撮像制御部 2 4 4 e が判断した場合 (ステップ S 1 0 4 : N o)、内視鏡システム 1 は、ステップ S 1 0 3 へ戻る。

【 0 0 6 0 】

以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、撮像制御部 2 4 4 e が駆動部 2 4 4 d によって発光部 2 4 6 a に供給される電流 (順方向電流) を制御することにより、発光部 2 4 6 a の光量を調整する。これにより、撮像素子 2 4 4 が撮像した画像情報の送信出力特

10

20

30

40

50

性を制御することができるので、内視鏡 2 の周囲の環境に関わらず、画像情報を適切に処理装置 3 に送信することができる。

【 0 0 6 1 】

また、本実施の形態 1 によれば、画像情報を光伝送方式で伝送することによって、従来の電気伝送方式で困難であった高速通信が可能となるとともに、放射電磁界特性の改善や電気メス等の処理具から受け付け電磁妨害の影響を軽減することができる。

【 0 0 6 2 】

また、本実施の形態 1 では、撮像制御部 2 4 4 e がタイミングジェネレータ 2 4 4 c によって出力された時刻に基づいて、駆動部 2 4 4 d が発光部 2 4 6 a に供給する電流を制御していたが、たとえば、処理装置 3 の処理制御部 3 0 9 が基準クロック生成部 3 1 0 によって出力される時刻と内視鏡 2 の識別情報とに基づいて、駆動部 2 4 4 d が発光部 2 4 6 a に供給する電流の強度を制御することにより、発光部 2 4 6 a の光量を調整して送信出力特性を制御してもよい。この場合、処理制御部 3 0 9 は、ユニバーサルコード 2 3 の光ファイバーを介して内視鏡 2 から受信した光信号に含まれる内視鏡 2 を識別する識別情報、基準クロック生成部 3 1 0 が出力する時刻および記録部 3 0 8 が記録する各内視鏡 2 に対応付けられた送信部 2 4 6 の発光部 2 4 6 a が発光する光量と時間との関係を示す送信出力特性に基づいて、駆動部 2 4 4 d が発光部 2 4 6 a に供給する電流を示す設定データを送信部 3 1 1 の発光部 3 1 1 b に出力させる。これにより、撮像制御部 2 4 4 e は、設定データに基づいて、駆動部 2 4 4 d が供給する電流の強度を制御することにより、発行部 2 4 6 a が出力する送信出力特性を制御することができる。この結果、処理制御部 3 0 9 は、内視鏡 2 の種別毎に送信部 2 4 6 の発光部 2 4 6 a の送信出力特性を制御することができるので、内視鏡 2 の周囲の環境に関わらず、各内視鏡 2 に応じて画像情報を適切に送信させることができる。

【 0 0 6 3 】

(実施の形態 2)

つぎに、本発明の実施の形態 2 について説明する。本実施の形態 2 にかかる内視鏡システムは、上述した実施の形態にかかる内視鏡システムの内視鏡における撮像素子および内視鏡システムが実行する処理が異なる。具体的には、撮像素子が温度検出部を有する。このため、以下においては、本実施の形態 2 にかかる内視鏡システムの内視鏡における撮像素子を説明後、本実施の形態 2 にかかる内視鏡システムが実行する処理について説明する。なお、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【 0 0 6 4 】

図 5 は、本実施の形態 2 にかかる内視鏡システム 1 0 0 の要部の機能構成を示すブロック図である。図 5 に示すように、内視鏡システム 1 0 0 は、内視鏡 6 と、処理装置 3 と、を備える。

【 0 0 6 5 】

内視鏡 6 の先端部 2 4 は、ライトガイド 2 4 1 と、照明レンズ 2 4 2 と、光学系 2 4 3 と、光学系 2 4 3 の結像位置に設けられ、光学系 2 4 3 が集光した光を受光して電気信号に光電変換して所定の信号処理を施す撮像素子 6 0 1 と、受信部 2 4 5 と、送信部 2 4 6 と、を有する。

【 0 0 6 6 】

撮像素子 6 0 1 は、センサ部 2 4 4 a と、AFE 部 2 4 4 b と、タイミングジェネレータ 2 4 4 c と、駆動部 2 4 4 d と、撮像制御部 2 4 4 e と、温度検出部 6 0 2 と、を有する。撮像素子 6 0 1 は、CMOS イメージセンサである。

【 0 0 6 7 】

温度検出部 6 0 2 は、温度センサ等を用いて構成され、撮像素子 6 0 1 内の温度を検出し、この検出結果を撮像制御部 2 4 4 e に出力する。温度検出部 6 0 2 は、撮像素子 6 0 1 内の基板上 (1 チップ上) に一体的に形成される。

【 0 0 6 8 】

以上の構成を有する内視鏡システム 1 0 0 の撮像制御部 2 4 4 e が実行する送信部 2 4

10

20

30

40

50

6の送信出力特性の制御処理について説明する。図6は、本実施の形態2にかかる内視鏡システム100の撮像制御部244eが実行する送信部246の送信出力特性の制御処理の概要を示すフローチャートである。

【0069】

図6に示すように、撮像制御部244eは、内視鏡6のコネクタ部28が処理装置3に接続されたか否かを判断する(ステップS201)。内視鏡6のコネクタ部28が処理装置3に接続された場合と撮像制御部244eが判断した場合(ステップS201: Yes)、内視鏡システム100は、ステップS202へ移行する。これに対して、内視鏡6のコネクタ部28が処理装置3に接続されていないと撮像制御部244eが判断した場合(ステップS201: No)、内視鏡システム100は、この判断を繰り返す。

10

【0070】

続いて、撮像制御部244eは、温度検出部602が検出した検出結果に基づいて、駆動部244dが発光部246aに供給する電流の強度を制御することにより、発光部246aが発光する光量を調整する(ステップS202)。

【0071】

図7は、駆動部244dが供給する順方向電流と送信部246の発光部246aが発光する光量の温度特性との関係を模式的に示す図である。図7において、横軸が順方向電流(mA)を示し、縦軸が発光部246aの光量(mW)を示す。また、図7において、曲線L11が撮像素子601の低温時(たとえば-20度)における順方向電流と光量との関係(L-I特性)を示し、曲線L12が撮像素子601の高温時(たとえば90度)における順方向電流と光量との関係を示す。

20

【0072】

図7に示すように、送信部246の発光部246aの光量は、同じ順方向電流であっても、温度によって異なる。たとえば、発光部246aは、順方向電流が6mAの場合、高温時の光量(点P2)が略1.00(mW)であるのに対して、低温時の光量(点P1)が2.00(mW)になり、略半分になる。また、光信号で画像情報を適切に伝送する場合、発光部246aの発光時の光量と消光時との差(消光比)が所定の範囲内d1(たとえば3dB以上)になるように電流を出力しなければならない。具体的には、曲線L12に示すように、撮像制御部244eは、発光部246aに発光させる光量を1(mW)にする場合において、発光部246aを消光させるとき、駆動部244dに供給させる電流値の範囲W1を4~6(mA)にする一方、撮像制御部244eは、発光部246aに発光させる光量を1(mW)にする場合において、発光部246aを発光させるとき、駆動部244dに供給させる電流値の範囲W2を6~8(mA)にする。このように、撮像制御部244eは、温度検出部602の検出結果に基づいて、駆動部244dが発光部246aに供給する電流を発光部246aの発光時の光量と消光時との差が所定の範囲内d1になるように制御することにより、発光部246aが発光する光量を調整する。この結果、内視鏡2の周囲の環境に関わらず、画像情報を適切に処理装置3に送信することができる。

30

【0073】

図6に戻り、ステップS203以降の説明を続ける。ステップS203において、撮像制御部244eは、被検体の検査を終了する終了指示信号が入力されたか否かを判断する。終了指示信号が入力された場合と撮像制御部244eが判断した場合(ステップS203: Yes)、内視鏡システム100は、本処理を終了する。これに対して、終了指示信号が入力されていないと撮像制御部244eが判断した場合(ステップS203: No)、内視鏡システム100は、ステップS202へ戻る。

40

【0074】

以上説明した本発明の実施の形態2によれば、撮像制御部244eが温度検出部602によって検出された検出結果に基づいて、送信部246の発光部246aの送信出力特性を制御する。これにより、内視鏡6の周囲の環境に関わらず、体内画像情報を適切に処理装置3に送信することができる。

50

【 0 0 7 5 】

また、本実施の形態 2 では、撮像素子 6 0 1 内に温度検出部 6 0 2 を設けていたが、図 8 に示すように、送信部 6 1 0 内に温度検出部 6 0 2 を設けてもよい。これにより、温撮像素子 2 4 4 をより小さく形成することができ、先端部 2 4 の細径化を行うことができる。

【 0 0 7 6 】

また、本実施の形態 2 では、撮像制御部 2 4 4 e が温度検出部 6 0 2 によって検出された検出結果に基づいて、送信部 2 4 6 の発光部 2 4 6 a の送信出力特性を制御していたが、たとえば駆動部 2 4 4 d が温度検出部 6 0 2 の検出結果を取得し、この出力した検出結果に基づいて、発光部 2 4 6 a に供給する電流の強度を変更することにより、発光部 2 4 6 a の送信出力特性を調整してもよい。これにより、上述した実施の形態に比して処理速度が速くなるので、画像情報をより高速で適切に処理装置 3 に送信することができる。

【 0 0 7 7 】

また、本実施の形態 2 では、処理装置 3 の処理制御部 3 0 9 が温度検出部 6 0 2 の検出結果に基づいて、送信部 2 4 6 の発光部 2 4 6 a の送信出力特性を制御してもよい。この場合、処理制御部 3 0 9 は、ユニバーサルコード 2 3 の光ファイバーを介して内視鏡 6 から温度検出部 6 0 2 の検出結果を取得し、この取得した検出結果に基づいて、駆動部 2 4 4 d が発光部 2 4 6 a に供給する電流の強度を示す設定データを発光部 3 1 1 a に出力させる。これにより、撮像制御部 2 4 4 e は、設定データに基づいて、駆動部 2 4 4 d が発光部 2 4 6 a に供給する電流の強度を制御することにより、発光部 2 4 6 a が出力する光信号の送信出力特性を制御することができる。この結果、内視鏡 6 の周囲の環境に関わらず、画像情報を適切に処理装置 3 に送信することができる。

【 0 0 7 8 】

(実施の形態 3)

つぎに、本発明の実施の形態 3 について説明する。本実施の形態 3 にかかる内視鏡システムは、上述した実施の形態にかかる内視鏡システムの内視鏡における送信部および内視鏡システムが実行する処理が異なる。このため、以下においては、本実施の形態 3 にかかる内視鏡システムの内視鏡における送信部を説明後、本実施の形態 3 にかかる内視鏡システムが実行する処理について説明する。なお、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【 0 0 7 9 】

図 9 は、本実施の形態 3 にかかる内視鏡システム 1 1 0 の要部の機能構成を示すブロック図である。図 9 に示すように、内視鏡システム 1 1 0 は、内視鏡 7 と、処理装置 3 と、を備える。

【 0 0 8 0 】

内視鏡 6 の先端部 2 4 は、ライトガイド 2 4 1 と、照明レンズ 2 4 2 と、光学系 2 4 3 と、光学系 2 4 3 の結像位置に設けられ、光学系 2 4 3 が集光した光を受光して電気信号に光電変換して所定の信号処理を施す撮像素子 2 4 4 と、受信部 2 4 5 と、送信部 7 0 1 と、を有する。

【 0 0 8 1 】

送信部 7 0 1 は、発光部 2 4 6 a と、発光部 2 4 6 b と、波長多重部 2 4 6 c と、分光部 7 0 2 と、受光部 7 0 3 と、を有する。

【 0 0 8 2 】

分光部 7 0 2 は、発光部 2 4 6 a が発光した光信号を波長多重部 2 4 6 c および受光部 7 0 3 にそれぞれ分光する。分光部 7 0 2 は、プリズムやダイナミックミラー等を用いて構成される。

【 0 0 8 3 】

受光部 7 0 3 は、分光部 7 0 2 が分光した光信号を受光して電気信号に変換し、変換した電気信号を撮像制御部 2 4 4 e に出力する。受光部 7 0 3 は、フォトダイオード等を用いて構成される。

【 0 0 8 4 】

このように構成された内視鏡システム 1 1 0 の送信部 7 0 1 が送信する送信出力特性の制御処理について説明する。図 1 0 は、本実施の形態 3 にかかる内視鏡システム 1 1 0 の撮像制御部 2 4 4 e が実行する送信部 7 0 1 の送信出力特性の制御処理の概要を示すフローチャートである。

【 0 0 8 5 】

図 1 0 に示すように、撮像制御部 2 4 4 e は、内視鏡 7 のコネクタ部 2 8 が処理装置 3 に接続されたか否かを判断する（ステップ S 3 0 1）。内視鏡 7 のコネクタ部 2 8 が処理装置 3 に接続されたら撮像制御部 2 4 4 e が判断した場合（ステップ S 3 0 1 : Y e s）、内視鏡システム 1 1 0 は、ステップ S 3 0 2 へ移行する。これに対して、内視鏡 7 のコネクタ部 2 8 が処理装置 3 に接続されていないと撮像制御部 2 4 4 e が判断した場合（ステップ S 3 0 1 : N o）、内視鏡システム 1 1 0 は、この判断を繰り返す。

10

【 0 0 8 6 】

続いて、撮像制御部 2 4 4 e は、受光部 7 0 3 から入力される電気信号に基づいて、駆動部 2 4 4 d が供給する電流の強度を制御することによって、発光部 2 4 6 a が発光する光量を調整する（ステップ S 3 0 2）。これにより、内視鏡 7 の周囲の環境に関わらず、画像情報を適切に処理装置 3 に送信することができる。

【 0 0 8 7 】

その後、撮像制御部 2 4 4 e は、被検体の検査を終了する終了指示信号が入力されたか否かを判断する（ステップ S 3 0 3）。終了指示信号が入力されたら撮像制御部 2 4 4 e が判断した場合（ステップ S 3 0 3 : Y e s）、内視鏡システム 1 1 0 は、本処理を終了する。これに対して、終了指示信号が入力されていないと撮像制御部 2 4 4 e が判断した場合（ステップ S 3 0 3 : N o）、内視鏡システム 1 1 0 は、ステップ S 3 0 2 へ戻る。

20

【 0 0 8 8 】

以上説明した本発明の実施の形態 3 によれば、撮像制御部 2 4 4 e が受光部 7 0 3 から入力される電気信号の強度に基づいて、送信部 7 0 1 の発光部 2 4 6 a の送信出力特性を制御する。これにより、内視鏡 7 の周囲の環境に関わらず、画像情報を適切に処理装置 3 に送信することができる。

【 0 0 8 9 】

また、本実施の形態 3 では、撮像制御部 2 4 4 e が受光部 7 0 3 から入力された電気信号の強度に基づいて、発光部 2 4 6 a の送信出力特性を制御していたが、たとえば処理装置 3 の処理制御部 3 0 9 が受光部 3 0 1 b から入力される電気信号の強度に基づいて、発光部 2 4 6 a の送信出力特性を制御してもよい。この場合、処理制御部 3 0 9 は、受光部 3 0 1 b から入力される電気信号の強度に基づいて、駆動部 2 4 4 d が発光部 2 4 6 a に供給する電流の強度を示す設定データを発光部 3 1 1 a に出力させる。これにより、撮像制御部 2 4 4 e は、設定データに基づいて、駆動部 2 4 4 d が供給する電流の強度を制御することにより、発光部 2 4 6 a が出力する送信出力特性を制御することができる。この結果、内視鏡 7 の周囲の環境に関わらず、画像情報を適切に処理装置 3 に送信することができる。

30

【 0 0 9 0 】

（その他の実施の形態）

上述した実施の形態では、内視鏡と処理装置とを伝送する伝送路が光ファイバーのみで構成されていたが、たとえば内視鏡と処理装置との間にメタルケーブル等の電線を複数設けてもよい。この場合、画像情報を光ケーブルで伝送し、電線で設定データおよびタイミング信号を伝送するようにしてもよい。

40

【 0 0 9 1 】

また、上述した実施の形態では、撮像素子と送信部とが別体であったが、一体的に形成してもよい。さらに、撮像素子、送信部および受信部を一体的に形成してもよい。

【 0 0 9 2 】

また、上述した実施の形態では、複数の波長の光信号を多重化していたが、多重化を行

50

わない単波長による送信部であっても良い。また、光ファイバーを用いた伝送は、双方向に限らず単方向（たとえば制御装置から撮像装置に対する低速の制御信号は電気で通信する、など）であっても構わない。

【 0 0 9 3 】

(付記 1)

複数の画素から光電変換後の電気信号を画像情報として出力する撮像部と、
光信号が多重化された多重光信号を受信する受信部と、
前記撮像部が出力した前記画像情報を光信号に変換後、他の光信号と多重化し、該多重化した多重光信号を外部へ送信する送信部と、
前記送信部が前記多重光信号を外部へ送信する際の送信出力特性を制御する撮像制御部と、
を備えたことを特徴とする撮像装置。

10

【 0 0 9 4 】

(付記 2)

複数の画素から光電変換後の電気信号を画像情報として出力する撮像部を有する撮像装置と、前記撮像装置に接続され、該撮像装置との間で光信号の送受信が可能な処理装置とを備えた内視鏡システムであって、
前記撮像装置は、
光信号が多重化された多重光信号を受信する受信部と、
前記撮像部が出力した前記画像情報を光信号に変換後、他の光信号と多重化し、該多重化した多重光信号を外部へ送信する送信部と、
を有し、
前記処理装置は、
前記送信部が前記多重光信号を外部へ送信する際の送信出力特性を制御する処理制御部を有する
を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

20

【符号の説明】

【 0 0 9 5 】

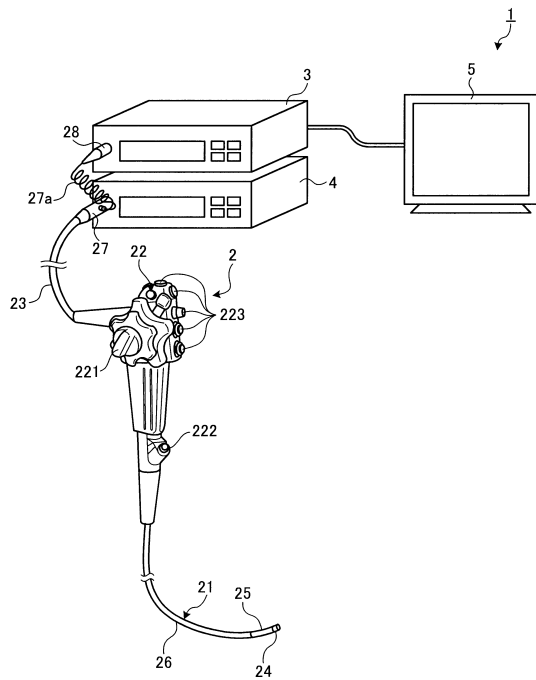
| | | |
|-----------------|-------------|----|
| 1, 1 0 0, 1 1 0 | 内視鏡システム | |
| 2, 6, 7 | 内視鏡 | 30 |
| 3 | 処理装置 | |
| 4 | 光源装置 | |
| 5 | 表示装置 | |
| 2 4 | 先端部 | |
| 2 1 | 挿入部 | |
| 2 2 | 操作部 | |
| 2 3 | ユニバーサルコード | |
| 2 5 | 湾曲部 | |
| 2 6 | 可撓管部 | |
| 2 7, 2 8 | コネクタ部 | 40 |
| 2 4 3 | 光学系 | |
| 2 4 4, 6 0 1 | 撮像素子 | |
| 2 4 4 a | センサ部 | |
| 2 4 4 b | アナログフロントエンド | |
| 2 4 4 c | タイミングジェネレータ | |
| 2 4 4 d | 駆動部 | |
| 2 4 4 e | 撮像制御部 | |
| 2 4 4 f | 受光部 | |
| 2 4 4 g | 読み出し部 | |
| 2 4 4 h | ノイズ低減部 | 50 |

- 244 i A G C 部
- 244 j A / D 変換部
- 245, 301 受信部
- 245 a, 301 a 波長分岐部
- 245 b, 245 c, 301 b, 301 c, 703 受光部
- 246, 311, 610, 701 送信部
- 246 a, 246 b, 311 a, 311 b 発光部
- 246 c, 311 c 波長多重部
- 247, 308 記録部
- 302 画像処理部
- 303 明るさ検出部
- 304 調光部
- 305 読出アドレス設定部
- 306 駆動信号生成部
- 307 入力部
- 308 a 識別情報記録部
- 309 制御部
- 310 基準クロック生成部
- 602 温度検出部
- 702 分光部

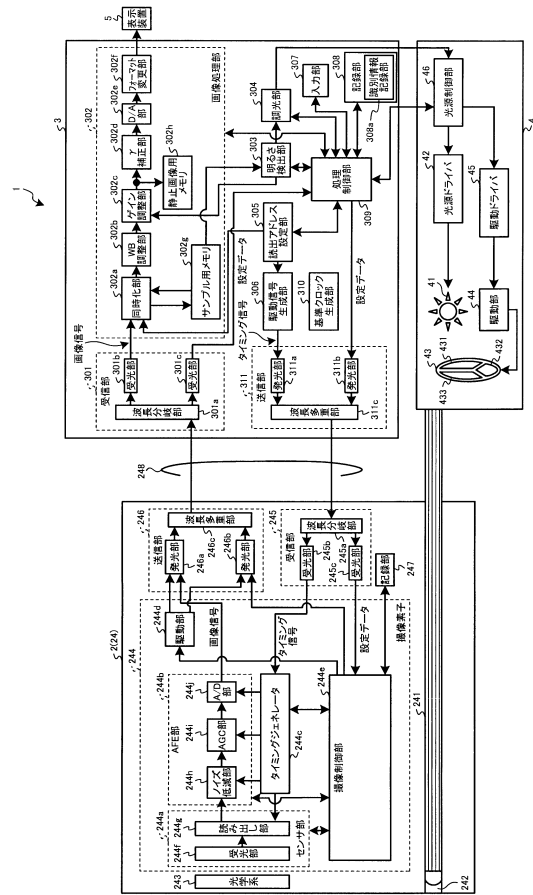
10

20

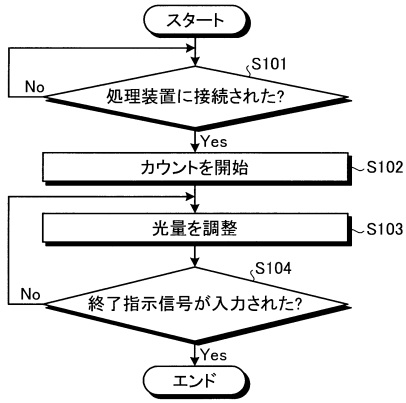
【図1】



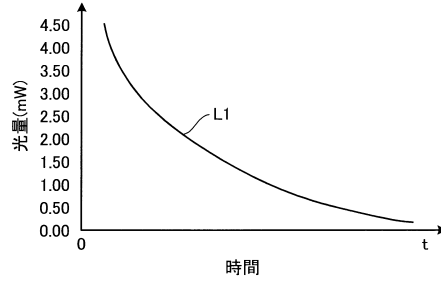
【図2】



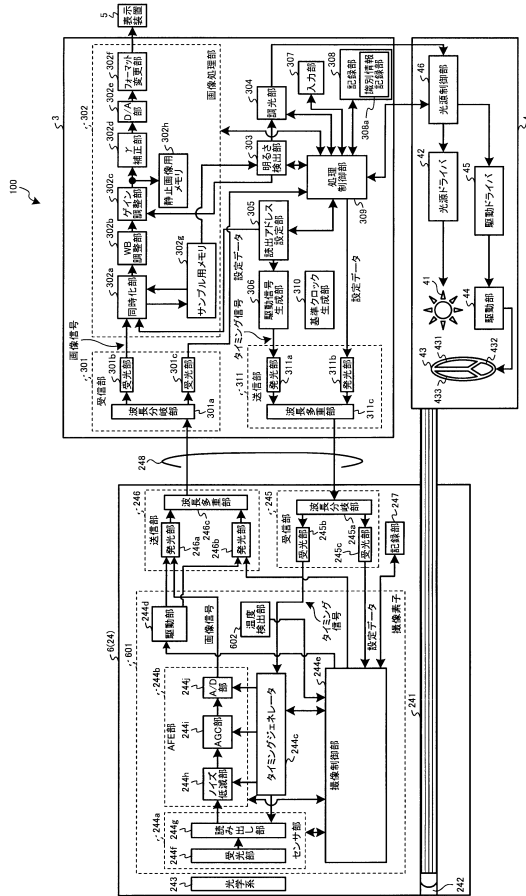
【図3】



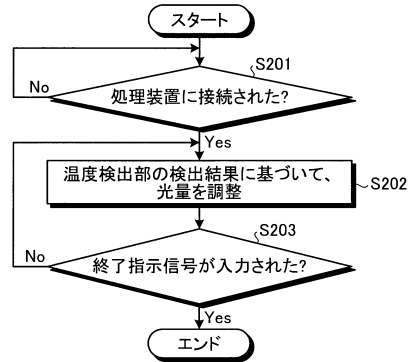
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 天野 正一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開2008-11504 (J P , A)

特開2006-181021 (J P , A)

特開2010-51503 (J P , A)

特開2008-136138 (J P , A)

特開平9-214043 (J P , A)

特開平4-56431 (J P , A)

特開平8-237204 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A 6 1 B 1 / 0 4

A 6 1 B 1 / 0 6

| | | | |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内窥镜系统 | | |
| 公开(公告)号 | JP5810016B2 | 公开(公告)日 | 2015-11-11 |
| 申请号 | JP2012063976 | 申请日 | 2012-03-21 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯医疗株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | オリンパスメディカルシステムズ株式会社 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯公司 | | |
| [标]发明人 | 木内英明 浦川勉 三上尊正 天野正一 | | |
| 发明人 | 木内 英明 浦川 勉 三上 尊正 天野 正一 | | |
| IPC分类号 | A61B1/04 A61B1/06 | | |
| CPC分类号 | A61B1/00013 | | |
| FI分类号 | A61B1/04.362.J A61B1/04.372 A61B1/06.A A61B1/00.550 A61B1/00.640 A61B1/00.680 A61B1/00.681 A61B1/05 A61B1/07.730 G02B23/24.B G02B23/26.C | | |
| F-TERM分类号 | 2H040/BA23 2H040/DA12 2H040/DA17 2H040/GA02 4C161/DD03 4C161/JJ11 4C161/JJ18 4C161/LL01 4C161/NN03 4C161/RR02 4C161/RR22 4C161/RR25 4C161/RR30 4C161/UU05 4C161/UU09 | | |
| 代理人(译) | 酒井宏明 | | |
| 其他公开文献 | JP2013192796A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供能够正确传输体内图像信息的内窥镜系统，而不管成像设备周围的环境如何。解决方案：内窥镜系统1包括：内窥镜2，其具有用于在从多个像素进行光电转换后输出电信号作为图像信息的成像元件244和用于将由成像元件244输出的图像信息转换为光信号的发送部分。将它们传送到外面；处理器3连接到内窥镜2，并且能够向/从内窥镜2发送和接收光信号。处理器3包括控制部分309，用于在发送部分246发送时控制光信号的发送输出特性。光信号到外面。

| | | | |
|-----------|-------------------------------|-----------|----------------------------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2012-63976 (P2012-63976) | (73) 特許権者 | 000000376 |
| (22) 出願日 | 平成24年3月21日 (2012. 3. 21) | | オリンパス株式会社 |
| (65) 公開番号 | 特開2013-192796 (P2013-192796A) | | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 |
| (43) 公開日 | 平成25年9月30日 (2013. 9. 30) | (74) 代理人 | 100089118 |
| 審査請求日 | 平成26年9月17日 (2014. 9. 17) | | 弁理士 酒井 宏明 |
| | | (72) 発明者 | 木内 英明 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンバスメディカルシステムズ株式会社内 |
| | | (72) 発明者 | 浦川 勉 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンバスメディカルシステムズ株式会社内 |
| | | (72) 発明者 | 三上 尊正 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンバスメディカルシステムズ株式会社内 |