

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4246503号
(P4246503)

(45) 発行日 平成21年4月2日(2009.4.2)

(24) 登録日 平成21年1月16日(2009.1.16)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 6 2 J

A 6 1 B 1/06 B

請求項の数 8 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2003-6745 (P2003-6745)
 (22) 出願日 平成15年1月15日(2003.1.15)
 (65) 公開番号 特開2004-215877 (P2004-215877A)
 (43) 公開日 平成16年8月5日(2004.8.5)
 審査請求日 平成17年10月3日(2005.10.3)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100081433
 弁理士 鈴木 章夫
 (72) 発明者 高見 敏
 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

審査官 谷垣 圭二

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像対象物を撮像デバイスで撮像し、所要の信号を出力する電子スコープと、前記電子スコープから出力される信号を信号処理してモニタ装置に画像表示するプロセッサとを備える電子内視鏡において、前記電子スコープは、前記対象物を照明するための照明光を出射する光源部と、前記撮像デバイスから出力された信号を所要の映像信号に処理して外部に出力可能な信号処理部と、前記各部に電力を供給する電源部と、当該電子スコープが前記プロセッサに接続されたときに前記電源部をオフ状態とするスイッチ回路部とを含むサブプロセッサを備えることを特徴とする電子内視鏡。

【請求項 2】

撮像対象物を撮像デバイスで撮像し、所要の信号を出力する電子スコープと、前記電子スコープから出力される信号を信号処理してモニタ装置に画像表示するプロセッサとを備える電子内視鏡において、前記電子スコープに着脱可能なアダプタを備え、前記アダプタは、撮像対象物を照明するための照明光を出射する光源部と、前記電子スコープから出力された信号を所要の映像信号に処理して外部に出力可能な信号処理部と、前記電子スコープと前記アダプタの光源部及び前記信号処理部に電力を供給する電源部と、前記アダプタが前記プロセッサに接続されたときに前記信号処理部及び前記光源部に対する前記電源部の電力供給をオフ状態とするスイッチ回路部とを含むサブプロセッサを備えることを特徴とする電子内視鏡。

【請求項 3】

10

20

前記電子スコープは、前記撮像デバイスで撮像された撮像信号から前記プロセッサでの映像信号処理を可能にする信号を生成する撮像信号処理回路を備えていることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

前記光源部は、前記電子スコープ内に延設されるライトガイドと前記プロセッサとの接続境界部に介在される導光体と、前記導光体に臨んで配設されて照明光を出射する光源とを備え、前記導光体は前記照明光を前記ライトガイドに導光させる一方で前記プロセッサから出射される照明光を前記ライトガイドに導光させる手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の電子内視鏡。

【請求項 5】

前記スイッチ回路部は、前記光源部を前記電源部に選択的に接続するためのスイッチと、前記信号処理部を前記電源部と前記プロセッサに接続される電源線とで切り替えるスイッチと、前記プロセッサが接続された状態を検出し、検出したときに前記各スイッチを切り替え動作させるスイッチコントローラとを備えることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の電子内視鏡。

【請求項 6】

前記スイッチ回路部は、前記光源部を前記電源部に選択的に接続するためのスイッチと、前記電子スコープを前記電源部と前記プロセッサに接続される電源線とで切り替えるスイッチと、前記プロセッサが接続された状態を検出し、検出したときに前記各スイッチを切り替え動作させるスイッチコントローラとを備えることを特徴とする請求項 2 , 3 又は 4 に記載の電子内視鏡。

【請求項 7】

前記アダプタの一部には、前記電子スコープに設けられて前記プロセッサに接続可能な光源用差込口と電気コネクタにそれぞれ接続される光学コネクタと電気コネクタが設けられ、他の一部には前記プロセッサの光学コネクタと電気コネクタにそれぞれ接続される光源用差込口と電気コネクタが設けられていることを特徴とする請求項 2 , 3 , 4 又は 6 に記載の電子内視鏡。

【請求項 8】

前記電源部は、電子スコープ又は前記アダプタ内に内蔵される電池と、前記電池の電圧を所望の電圧に変換するコンバータとで構成されることを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載の電子内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は電子内視鏡に関し、特に使用場所に制限を受けることなく携帯性に優れるとともに、既存の電子スコープやプロセッサを利用して経済性の面でも有利な電子内視鏡に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

電子内視鏡は、例えば、図 1 に概略構成を示すように、患者等の体腔内に挿入されて体腔内を撮像するための可撓性導管で構成される電子スコープ 1 と、撮像した画像を観察するためのモニタ装置 2 と、電子スコープ 1 で撮像して得られた撮像信号を信号処理して映像信号を生成し、この映像信号により撮像画像をモニタ装置 2 に表示することを可能にしたプロセッサ 3 とを備えている。また、モニタ装置 2 とともに図外のプリンタを用いて撮像画像をプリントするように構成する場合もある。電子スコープ 1 は、操作部 11 の一部から挿入部 12 が延長されており、また、前記操作部 11 の他の一部からはライトガイドケーブル 13 が延長され、このライトガイドケーブル 13 の他端はコネクタ部 14 に接続されている。挿入部 12 及びライトガイドケーブル 13 は可撓性導管で構成されており、この可撓性導管内には挿入部 12 の先端部から前記コネクタ部 14 にまでわたって光ファイバで構成されたライトガイドが延長状態に内挿されている。このライトガイドは先端部か

10

20

30

40

50

ら照明光を出射して患者の体腔内を照明するものである。また、挿入部 1 2 の先端部には、図には現れないが対象物を撮像して撮像信号を出力する CCD イメージセンサ等の撮像デバイスが内装されており、撮像デバイスに接続された信号線が挿入部 1 2 を通して操作部 1 1 まで延長され、さらにライトガイドケーブル 1 3 を通してコネクタ部 1 4 にまで延長されている。このような電子内視鏡は、例えば、特許文献 1 に記載されている。

【 0 0 0 3 】

【特許文献 1】

特許第 2 6 4 8 4 7 8 号明細書

【 0 0 0 4 】

なお、近年の一部の電子スコープには、得られた撮像信号に基づいて撮像画像をモニタ等に表示させるための信号処理を行なう信号処理部をコネクタ部 1 4 内に内蔵したものが提案されている。一方、プロセッサ 3 は電子スコープ 1 から出力される撮像信号をモニタ装置 2 に対応した映像信号に信号処理する信号処理部や、電子スコープ 1 のライトガイドに照明光を導入させるための光源部、さらにはこれらを動作させるための電源部とを備えており、接続されるモニタ装置に対応した適切な映像信号を選択して出力することができるように構成されている。

10

【 0 0 0 5 】

【発明が解決しようとする課題】

このように電子内視鏡は、電子スコープ、プロセッサ、モニタ装置をセットとして構成されているが、近年では患者の病室において電子内視鏡を使用する等、電子内視鏡の利便性を高めるためにその小型化、軽量化が図られている。しかしながら、これらのうちでも特にプロセッサは各種映像信号を出力可能とし、かつ比較的に高い光量の光源を備えた構成であるために装置の小型化には限界があり、目的を達成することは困難な状況にある。近年、このような目的を達成すべく小型のプロセッサの開発がなされているが、その場合でも電子スコープと共にプロセッサや専用モニタ装置を持ち運ぶ必要があり、携帯性の面で問題がある。さらに、このような小型化を図るためには、プロセッサを根本的に設計変形する必要があるため、開発費用が莫大なものになり、電子内視鏡の低コスト化を図る上での障害にもなっている。

20

【 0 0 0 6 】

本発明の目的は、電子スコープだけで撮像画像の観察を可能にして携帯性を改善する一方で、従来型電子スコープやプロセッサを利用しての画像の観察をも可能にして経済性の問題をも解消することを可能にした電子内視鏡を提供するものである。

30

【 0 0 0 7 】

【課題を解決するための手段】

本発明の第 1 の発明の電子内視鏡は、撮像対象物を撮像デバイスで撮像し、所要の信号を出力する電子スコープと、電子スコープから出力される信号を信号処理してモニタ装置に画像表示するプロセッサとを備える電子内視鏡において、電子スコープは、撮像対象物を照明するための照明光を出射する光源部と、撮像デバイスから出力される信号を所要の映像信号に処理して外部に出力可能な信号処理部と、各部に電力を供給する電源部と、当該電子スコープがプロセッサに接続されたときに電源部をオフ状態とするスイッチ回路部とを含むサブプロセッサを備えることを特徴としている。

40

【 0 0 0 8 】

また、本発明の第 2 の発明の電子内視鏡は、撮像対象物を撮像デバイスで撮像し、所要の信号を出力する電子スコープと、電子スコープから出力される信号を信号処理してモニタ装置に画像表示するプロセッサとを備える電子内視鏡において、電子スコープに着脱可能なアダプタを備え、このアダプタは、撮像対象物を照明するための照明光を出射する光源部と、電子スコープから出力される信号を所要の映像信号に処理して外部に出力可能な信号処理部と、電子スコープとアダプタの光源部及び信号処理部に電力を供給する電源部と、アダプタがプロセッサに接続されたときに電子スコープ及び光源部に対する電源部の電力供給をオフ状態とするスイッチ回路部とを含むサブプロセッサを備えることを特徴とし

50

ている。

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、プロセッサを用いることなくスコープのみで、あるいはアダプタを付属させるだけで撮像した画像をＴＶ（テレビジョン）等において観察することが可能になり、プロセッサや専用モニタ装置を持ち運ぶ必要がなくなり、電子内視鏡の携帯性が改善される。また、電子スコープをアダプタを介して既存のプロセッサに接続して従来と同様に画像を観察することも可能であり、既存の電子スコープを利用することで経済的にも有利なものとなる。

【 0 0 1 0 】

【 発明の実施の形態 】

次に、本発明の実施形態を図面を参照して説明する。図２は本発明の第１の実施形態の電子内視鏡の概略構成図である。基本的には図１に示した電子内視鏡の電子スコープと同じであり、電子スコープ１は、操作部１１の一部から挿入部１２が延長されており、また、前記操作部１１の他の一部からはライトガイドケーブル１３が延長され、このライトガイドケーブル１３の他端はコネクタ部１４に接続されている。前記挿入部１２及びライトガイドケーブル１３は可撓性導管で構成されており、この可撓性導管内には前記挿入部１２の先端部から前記コネクタ部１４にまでわたって光ファイバで構成されたライトガイド１５が延長状態に内挿されている。このライトガイド１５は挿入部１２の先端部から照明光を出射して患者の体腔内を照明するものであることはいうまでもない。また、前記挿入部１２の先端部には撮像光学系を構成する対物レンズ１６と、この対物レンズ１６によって結像された対象物像を光電変換して撮像信号を出力するＣＣＤイメージセンサ等の撮像デバイス１７が内装されており、撮像デバイス１７に接続された電気配線１８が前記挿入部１２を通して前記操作部１１にまで延長され、さらに前記ライトガイドケーブル１３を通して前記コネクタ部１４にまで延長されている。前記操作部１１には、電子スコープを操作する際に必要とされる各種スイッチ１１１や鉗子を挿入するための鉗子口を始めとする各種操作口１１２が配設されているが、ここではこれらについての詳細な説明は省略する。

【 0 0 1 1 】

前記コネクタ部１４にはサブプロセッサ（前記プロセッサ３とほぼ同等の機能を有する回路構体、本明細書ではこの回路構体をサブプロセッサと称する）２０が内装されており、前記撮像デバイス１７に接続されている前記配線１８や、前記操作部１１に設けられた各種スイッチ１１１に接続される他の配線１９などが接続されている。また、前記コネクタ部１４には、図１に示したようなプロセッサ３の光学コネクタ３１に機械的かつ光学的に結合することが可能なチューブ状の光源用差込口２１が突出形成されており、この光源用差込口２１はプロセッサ３に内蔵されている光源から出射された照明光を前記ライトガイド１５の基端部に導光させるために用いられる。また、前記コネクタ部１４には前記プロセッサ３に設けられた電気コネクタ３２に接続可能な電気コネクタ２２が形成されており、前記サブプロセッサ２０に電気接続されている。

【 0 0 1 2 】

前記コネクタ部１４の内部構成、特にサブプロセッサ２０の構成を図３のブロック構成図を用いて説明する。サブプロセッサ２０は、電池２１１を電源とする電源部２１０と、前記ライトガイド１５に光を導光させる光源部２２０と、前記撮像デバイス１７を駆動する一方で、当該撮像デバイス１７から出力される撮像信号を信号処理する信号処理部２３０と、前記電源部２１０に対する前記光源部２２０及び信号処理部２３０の電気接続状態を自動的に切り替えることが可能なスイッチ回路部２４０とを備えて構成されている。

【 0 0 1 3 】

前記電源部２１０は、電源としての電池２１１と、この電池２１１の出力電圧を前記光源部２２０や信号処理部２３０において必要とされる電圧、例えば＋１５Ｖ、＋５Ｖ、－１５Ｖ等の信号用電圧や１２Ｖの光源用電圧にまで昇圧ないし変圧するＤＣ／ＤＣコンバータ２１２とで構成される。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 4 】

前記光源部 2 2 0 は、小型のナトリウムランプ、ハロゲンランプ、あるいは L E D 等の白色光或いは単色光を出射する光源 2 2 1 と、この光源 2 2 1 から出射された光を前記ライトガイド 1 5 の基端部に光学結合するためのライトアダプタ 2 2 2 とで構成される。前記ライトアダプタ 2 2 2 は、ここでは、前記ライトガイド 1 5 の基端面に一端面が衝接して光学的に連結され、他端部が前記光源用差込口 2 1 まで延長されている導光ロッド 2 2 3 を有している。この導光ロッド 2 2 3 の内部の長さ方向の中間位置には光軸に対して 4 5 度の角度で傾斜されたハーフミラー 2 2 4 が埋設されている。このハーフミラー 2 2 4 は、例えば導光ロッド 2 2 3 を光軸に対して 4 5 度の角度で切断し、この切断面にアルミニウムを薄く蒸着することによって形成することが可能である。そして、前記光源 2 2 1 は前記ハーフミラー 2 2 4 に対向位置される前記導光ロッド 2 2 3 の一側面に取着されており、前記光軸と直交する方向から前記ハーフミラー 2 2 4 に向けて照明光を出射するように配設されている。そして、光源 2 2 1 から出射された光はハーフミラー 2 2 4 で反射され、導光ロッド 2 2 3 内を光軸方向に導光され、ライトガイド 1 5 の基端面からライトガイド 1 5 内に導光され、さらに先端面に向けて導光される。

10

【 0 0 1 5 】

前記信号処理部 2 3 0 は撮像信号処理回路 2 3 1 と、その後段に接続された映像信号処理回路 2 3 2 とで構成されている。図 4 に詳細なブロック回路図を示すように、前記撮像信号処理回路 2 3 1 は、パルス発生器 3 0 1 と、このパルス発生器 3 0 1 から出力されるパルス信号に基づいて前記撮像デバイス 1 7 (C C D イメージセンサ) を駆動するための C C D 駆動回路 3 0 2 を備えている。また、前記撮像デバイス 1 7 から出力されてくる R , G , B の各信号から Y 信号 (輝度信号) 、 R - Y 信号 (赤色差信号) 、 B - Y 信号 (青色差信号) をそれぞれ生成するマトリクス回路 3 0 3 を備えている。さらに、直交する副搬送波を生成可能な同期信号発生器 3 0 4 及び π 移相器 3 0 5 と、生成された R - Y 信号と B - Y 信号をそれぞれ前記同期信号発生器 3 0 4 及び π 移相器 3 0 5 から出力される直交する各副搬送波で変調する平衡変調器 3 0 6 , 3 0 7 と、これら平衡変調器 3 0 6 , 3 0 7 の出力を加算する加算器 3 0 8 と、加算した信号の帯域を制限するバンドパスフィルタ 3 0 9 とを備えており、これらで前記 R - Y 信号と B - Y 信号から C 信号 (色信号) C を生成する。また、前記 Y 信号 Y を遅延して C 信号 C との同期を取る遅延回路 3 1 0 を備えている。

20

30

【 0 0 1 6 】

一方、前記映像信号処理回路 2 3 2 は、前記撮像信号処理回路 2 3 1 の前記遅延回路 3 1 0 から出力される Y 信号 Y と、バンドパスフィルタ 3 0 9 から出力される C 信号 C とを混合するミキサ 3 1 1 と、このミキサ 3 1 1 で混合された信号に、前記同期信号から生成される水平、垂直の各同期信号 S Y を混合して N T S C コンポジット信号 S T を生成するための同期付加回路 3 1 2 を備えている。このように生成された N T S C コンポジット信号 S T は T V 信号として、前記コネクタ部 1 4 に設けられた T V 端子 2 3 を通して外部に出力可能とされている。また、前記撮像信号処理回路 2 3 1 からは、前記 Y 信号 Y と、前記 C 信号 C と、前記同期信号 S Y が、それぞれバイパス線 2 5 0 を通して前記電気コネクタ 2 2 から前記プロセッサ 3 に出力可能とされている。

40

【 0 0 1 7 】

前記スイッチ回路部 2 4 0 は、図 3 に示すように、前記 D C / D C コンバータ 2 1 2 から出力されて前記信号処理部 2 3 0 に供給するための信号用電圧 (+ 5 V , + 1 5 V , - 1 5 V) と、前記電気コネクタ 2 2 に接続される配線を通して前記プロセッサ 3 から入力されてくる信号用電圧とを選択する第 1 ないし第 3 の信号処理部用スイッチ 2 4 1 , 2 4 2 , 2 4 3 と、前記 D C / D C コンバータ 2 1 2 から出力される光源用電圧を前記光源 2 2 1 に対して選択的に接続する光源部用スイッチ 2 4 7 とを備えており、これらのスイッチはスイッチコントローラ 2 4 8 によって同時に切替動作されるように、例えばリレースイッチで構成されている。前記スイッチコントローラ 2 4 8 は、例えば前記電気コネクタ 2 2 を介してプロセッサ 3 の内部電圧を検出可能に構成されており、プロセッサ 3 が接続さ

50

れていないときには内部電圧を検出しないため、各スイッチ241, 242, 243, 247を図3の切り替え状態とし、前記DC/DCコンバータ212の出力を前記光源221及び信号処理部230に供給するように構成される。一方、プロセッサ3が接続されてスイッチコントローラ248が当該内部電圧を検出したときには、コネクタ部14がプロセッサ3に接続されたと検知し、そのときに前記各スイッチ241, 242, 243, 247を図3の状態から反対側に切り替えて、プロセッサ3からの電力を前記光源221や信号処理部230に供給する。

【0018】

ここで図1に示したプロセッサ3は、既に知られている汎用構成のものが用いられているので、その内部構成の図示は省略するが、図1を参照して説明したように、前記電子スコープ1のコネクタ部14が接続されたときに、前記光源用差込口21に機械的、光学的に結合される光学コネクタ32と、コネクタ部14の電気コネクタ22に電氣的に接続される電気コネクタ32とを備えており、これらによって電子スコープ1と電氣的、光学的な接続が行われる。また、前記プロセッサ3は商用電源を電源として点灯される光源を有しており、この光源の光をR, G, Bの各色光として前記コネクタ部14に配設されているライトガイド15に導光させる。そのための構成として例えば回転式カラーフィルタを備えており、この回転式カラーフィルタを所要の周期で回転することで、ライトガイド15に対してR, G, Bの各色光の照明光を順序的に供給し、当該ライトガイド15を導光させて体腔内での各色の照明を可能にする。これにより、撮像デバイス17ではR, G, Bの各色の撮像信号を面順次方式で出力し、前記R, G, Bの各色信号を出力することが可能になる。

【0019】

また、前記プロセッサ3は図には現れないメインの信号処理部を備えている。このメインの信号処理部は基本的には前記サブプロセッサ20の信号処理部230の映像信号処理回路232の構成と同様であるが、ここでは、電気コネクタ32から入力されるY信号Y、C信号C、同期信号Sに基づいてNTSCコンポジット信号(TV信号)を生成して出力するのみならず、各種モニタ装置に用いられるR, G, B信号を出力することが可能に構成されている。また、このメインの信号処理部では、生成された映像信号をデジタル信号として記録するためのA/Dコンバータ及び記録手段や、この記録手段に記録された信号を映像信号として出力するためのD/Aコンバータや、映像信号に文字や記号等のキャラクタを付加するためのキャラクタ処理回路等の各種機能回路が設けられている。

【0020】

以上の構成の電子内視鏡の利用形態について説明する。電子スコープ1を単独で用いる場合には、図5に示すように、例えば電子スコープ1のみを患者の居る病室に持込み、病室に備付けのTV4をコネクタ部14のTV端子23にTVケーブル5で接続する。このときコネクタ部14にプロセッサ3を接続しないことは勿論である。コネクタ部14のサブプロセッサ20では、スイッチコントローラ248はプロセッサ3の内部電圧を検出できないため、すなわちコネクタ部14にプロセッサ3が接続されていることを検出できないため、第1ないし第3の信号処理部用スイッチ241~243と光源部用スイッチ247はいずれも図3に示した接続状態にある。したがって、DC/DCコンバータ212の光源用電圧が光源221に供給されて光源221が点灯し、光源221から出射される照明光は導光体223内に導入され、ハーフミラー224で反射されてライトガイド15の先端部に向けてライトアダプタ222内を導光され、さらにライトガイド15を導光された上で挿入部12の先端部においてその先端面から出射されて患者の体腔内を照明する。

【0021】

また、これと同時にスイッチ241~243により信号用電圧が信号処理部230に供給されて信号処理部230が動作状態となり、撮像デバイス17が駆動されるためライトガイド15により照明された体腔内は対物レンズ16及び撮像デバイス17により撮像され、撮像信号は配線18を通してコネクタ部14内のサブプロセッサ20の信号処理部230に入力される。入力される撮像信号はR, G, B信号であり、マトリクス回路303に

においてY信号、R-Y信号、B-Y信号Yとなり、さらに平衡変調器306、307、加算器308、バンドパスフィルタ309によってC信号Cが生成される。ただし、この実施形態の場合には、サブプロセッサ20に設けられている光源221の照明光は白色光であるため、R、G、B信号はそれぞれ実質的に同一のものとなり、C信号は生成されず、Y信号Yのみとなる。したがって、同期付加回路312から出力されるNTSCコンボジット信号STは白黒画像のTV信号としてTV端子23から出力されることになる。これにより病室のTV4において電子スコープで撮像した映像を白黒画像で観察することができる。このように、この電子スコープ1は、プロセッサを使用することなく電子スコープを使用するのみでTVにおいて患者の体腔内を観察することが可能になる。この場合TVに代えて、あるいはTVと共にプリンタに接続して画像をプリントアウトすることも可能である。さらには、信号処理部230から出力される映像信号をモニタ用映像信号となるように構成の一部を変更することで、TVに代えて携帯型モニタ装置での画像の観察も可能になる。いずれにしても電子スコープの携帯性が改善されることになる。

10

【0022】

一方、この電子スコープ1をこれまでの電子スコープと同様に図1に示したプロセッサ3に接続して使用することも可能である。すなわち、診察室のようにプロセッサ3、モニタ装置2を固定的に配備してある場所において電子スコープ1を使用する場合には、図1のように電子スコープ1のコネクタ部14をプロセッサ3に接続する。これにより、電子スコープ1とプロセッサ3の両者の電気コネクタ22、32が相互に接続され、同時に光源用差込口21と光学コネクタ32が接続される。この接続を受けて、電子スコープ1のサブプロセッサ20内のスイッチコントローラ248はプロセッサ3の内部電圧を検出するようになり、コネクタ部14がプロセッサ3に接続されていることを検知して各スイッチ241~243、247を図3の状態から反対側に切り替える。これにより、光源部用スイッチ247ではDC/DCコンバータ212の光源用電圧は光源221に供給されなくなり、光源221が点灯されることはない。また、DC/DCコンバータ212の信号用電圧が信号処理部230に供給されることもない。

20

【0023】

一方、プロセッサ3において商用電源がオンされると、プロセッサ3内の光源が点灯され、この光源から出射される照明光は回転式カラーフィルタによってR、G、Bの各色光の照明光として周期的に光学コネクタ31から光源用差込口21内のライトアダプタ222に導入されてくる。導入された照明光はライトアダプタ222内のハーフミラー224を透過し、ライトガイド15に導光され、当該ライトガイド15を導光されて挿入部12において体腔内での各色光での照明を行う。

30

【0024】

また、これと同時にプロセッサ3で発生される電力は電気コネクタ32、22からサブプロセッサ20に供給され、第1ないし第3の信号処理部用スイッチ241~243を介して信号処理部230に供給されるため、当該信号処理部230は動作される状態となる。そして、撮像デバイス17を駆動することにより、撮像デバイス17ではR、G、Bの各色光の照明に伴ってR、G、Bの各色の撮像信号を面順次方式で出力し、信号処理部230に入力させる。このR、G、Bの撮像信号は信号処理部230において処理され、Y信号YとC信号Cを生成する。このY信号YとC信号C及び同期信号SYは電気コネクタ22、32を介してプロセッサ3に入力される。プロセッサ3のメインの信号処理部では、前記Y信号Y、C信号C及び同期信号SYによりカラーのNTSCコンボジット信号を生成し、あるいは、R、G、Bの各撮像信号をデジタル信号に変換し、記録手段に記録する。これにより、プロセッサ3に接続したモニタ装置2においてカラー画像を観察することが可能になる。勿論、プリンタ等によりプリントアウトすることも可能である。

40

【0025】

以上のように、本実施形態の電子内視鏡は、プロセッサ3や専用のモニタ装置2を使用することなく、電子スコープ1を単独で用いてTV等で対象物の画像を観察することができるので、電子スコープと共にプロセッサや専用のモニタ装置を持ち運ぶ必要がなく、プロ

50

セッサやモニタ装置が配備されていない病室等で電子スコープを容易に使用することが可能になり、電子スコープの携帯性を改善することが可能になる。その一方で、既存のプロセッサに接続した場合でも従来の電子スコープと全く同様に使用することが可能であり、プロセッサ用の電子スコープを別に用意する必要もなく、経済的にも有利であり、備品管理も容易である。なお、プロセッサに接続して使用する際には電子スコープ内の電源の電池が消費されることがないので電池寿命を長くでき、また光源が点灯しないので光源の寿命を長くすることも可能である。

【 0 0 2 6 】

ここで前記実施形態ではサブプロセッサ 20 を電子スコープ 1 のコネクタ部 14 内に一体的に形成した例を説明したが、このサブプロセッサに相当する部分をアダプタとして電子スコープとは別体に構成し、このアダプタをコネクタ部に対して着脱可能な構成としてもよい。図 6 はその一例を示す図である。電子スコープ 1 は操作部 11、挿入部 12、ライトガイドケーブル 13、コネクタ部 14 で構成されており、この電子スコープ 1 は図 1 に示したような従来から提供されている電子スコープがそのまま用いられる。したがって、コネクタ部 14 内には前記実施形態のような電源部 210、光源部 220、スイッチ部 240 に相当するものは備えられていない。また、この第 2 の実施形態では、コネクタ部 14 内には、従来の一部の電子スコープに備えられているような、Y 信号 Y、C 信号 C、及び同期信号 S Y を生成するための信号処理部として撮像信号処理部 231A が設けられ、電気コネクタ 22 から Y 信号 Y、C 信号 C、同期信号 S Y が出力されるようになっている。また、ライトガイド 15 はその基端部が光源用差込口 21 内に配設されている。そして、このコネクタ部 14 にアダプタ 6 が取着されるようになっている。

【 0 0 2 7 】

前記撮像信号処理部 231A は、図 4 の撮像信号処理回路 231 と同じである。すなわち、図 4 を参照するとパルス発生器 301 と、撮像デバイス (CCD イメージセンサ) を駆動するための CCD 駆動回路 302 と、前記撮像デバイスから出力されてくる R、G、B の各信号から Y 信号 (輝度信号)、R - Y 信号 (赤色差信号)、B - Y 信号 (青色差信号) をそれぞれ生成するマトリクス回路 303 と、直交する副搬送波を生成するための同期信号発生器 304 及び π 移相器 305 と、生成された R - Y 信号と B - Y 信号をそれぞれ直交副搬送波で変調する平衡変調器 306、307 と、これら平衡変調器 306、307 の出力を加算する加算器 308 と、加算した信号の帯域を制限するバンドパスフィルタ 309 と、生成される Y 信号 Y を遅延して C 信号 C との同期を取る遅延回路 310 を備える。

【 0 0 2 8 】

前記アダプタ 6 は、ケーシングの一方の側面に前記コネクタ部 14 の光源用差込口 21 と電気コネクタ 22 とが嵌合される光学コネクタ 63 と電気コネクタ 64 と配設され、反対側の側面にコネクタ部 14 と同様な光源用差込口 61 と電気コネクタ 62 とが配設されている。すなわち、この反対側の側面の光源用差込口 61 と電気コネクタ 62 はプロセッサ 3 の光学コネクタ 31 と電気コネクタ 32 にそれぞれ嵌合可能とされている。これにより、電子スコープ 1 のコネクタ部 14 にアダプタ 6 が接続され、さらにこのアダプタ 6 がプロセッサ 3 に接続されることで、電子スコープ 1 はアダプタ 6 を介してプロセッサ 3 に接続されることになる。

【 0 0 2 9 】

前記アダプタ 6 は、図 7 にブロック構成を示すように、サブプロセッサ 20A を備えている。なお、このサブプロセッサ 20A において、図 3 のサブプロセッサ 20 と等価な部分には同一符号を付してある。前記サブプロセッサ 20A は、電源部 210、光源部 220、スイッチ回路部 240、映像信号処理部 232A を備えている。なお、このアダプタ 6 の電源部 210 は第 1 の実施形態のサブプロセッサ 20 に設けられた構成と同じであり、電池 211 と DC / DC コンバータ 212 とを備えている。光源部 220 も同様であるが、ここではライトアダプタ 222 は前記光学コネクタ 63 と光源用差込口 61 との間にわたって導光ロッド 223 を延設し、この導光ロッド 223 内にハーフミラー 224 を埋設

10

20

30

40

50

し、かつこのハーフミラー 2 2 4 に対向する位置に光源 2 2 1 を取付している。

【 0 0 3 0 】

前記サブプロセッサの映像信号処理部 2 3 2 A には、前記第 1 の実施形態の撮像信号処理回路 2 3 1 に相当する回路は存在しておらず、前記撮像信号処理回路 2 3 2 に相当する回路として構成されている。すなわち、図示は省略するが、図 4 を参照すると、撮像信号処理部 2 3 1 A から出力されてくる Y 信号 Y と C 信号 C とを混合するミキサ 3 1 1 と、同じく同期信号発生器 3 0 4 から出力されてくる同期信号 S Y とに基づいて水平、垂直の各同期信号を混合して N T S C コンポジット信号 S T を生成するための同期付加回路 3 1 2 を備えている。そして、生成された N T S C コンポジット信号はアダプタ 6 に設けられた T V 端子 2 3 を通して外部に出力可能とされている。また、サブプロセッサ 2 0 A には、撮像信号処理部 2 3 1 A から出力される各種信号、ここでは図に示される Y 信号 Y、C 信号 C、同期信号 S Y をバイパスさせるためにケーシングの両側面に設けられた各電気コネクタ 6 4、6 2 を相互に接続するバイパス線 2 5 0 が設けられている。

10

【 0 0 3 1 】

スイッチ回路部 2 4 0 は、図 7 に示すように、アダプタ 6 が図外のプロセッサ 3 (図 1 参照) に接続されていない場合と接続されている場合に、当該プロセッサ 3 の内部電圧を検出せず、あるいは検出することでスイッチコントローラ 2 4 8 によって切り替えられる第 4 ないし第 6 の信号処理部用スイッチ 2 4 4 ~ 2 4 6 と光源部用スイッチ 2 4 7 を備えている。前記第 4 ないし第 6 の信号処理部用スイッチ 2 4 4 ~ 2 4 6 は電子スコープに接続される側の電気コネクタ 6 4 を D C / D C コンバータ 2 1 2 と反対側の電気コネクタ 6 2 とを選択して切り替え、これら電気コネクタ 6 4、6 2 を通してコネクタ部 1 4 内の第 1 の信号処理部 2 3 1 A に D C / D C コンバータ 2 1 2 とプロセッサ 3 の内部電源とを選択して接続することができるように構成されている。なお、ここでは映像信号処理部 2 3 2 A には常時 D C / D C コンバータ 2 1 2 から電圧が供給されるようになっているため、第 1 の実施形態のような第 1 ないし第 3 の信号処理部用スイッチ 2 4 1 ~ 2 4 3 に相当するものは設けられていない。

20

【 0 0 3 2 】

このようなサブプロセッサ 2 0 A を備えるアダプタ 6 を用いることにより、病室等に図 1 に示したような電子スコープ 1 と共にアダプタ 6 を持込み、電子スコープ 1 のコネクタ部 1 4 にアダプタ 6 を接続し、このアダプタ 6 の T V 端子 2 3 に病室に備付けの T V を接続する。アダプタ 6 にはプロセッサ 3 を接続していないため、アダプタ 6 内のスイッチコントローラ 2 4 はプロセッサ 3 の内部電圧を検出することができず、第 4 ないし第 6 の信号処理部用スイッチ 2 4 4 ~ 2 4 6 と光源部用スイッチ 2 4 7 をいずれも図 7 に示した接続状態とする。これにより、D C / D C コンバータ 2 1 2 の光源用電圧が光源 2 2 1 に供給されて光源 2 2 1 が点灯し、光源 2 2 1 から出射される照明光はライトアダプタ 2 2 2 内に導入され、ハーフミラー 2 2 4 で反射されて光学コネクタ 6 3 から光源用差込口 2 1 内のライトガイド 1 5 に導光され、当該ライトガイド 1 5 の先端部に向けて導光され、挿入部 1 2 の先端部において患者の体腔内を照明する。

30

【 0 0 3 3 】

また、信号用電圧が撮像及び映像の両信号処理部 2 3 1 A、2 3 2 A に供給されていて両者は動作状態であるため、照明された体腔内は対物レンズ 1 6 及び撮像デバイス 1 7 により撮像され、撮像信号は電子スコープ 1 の撮像信号処理部 2 3 1 A に入力される。入力された撮像信号は R、G、B 信号であり、第 1 の実施形態と同様に撮像信号処理部 2 3 1 A において Y 信号 Y と C 信号 C が生成される。この Y 信号 Y と C 信号 C、及び同期信号 S Y は電気コネクタ 2 2、6 4 を通してアダプタ 6 内の映像信号処理部 2 3 2 A に入力され、この映像信号処理部 2 3 2 A において第 1 の実施形態と同様に N T S C コンポジット信号 S T が生成され、T V 信号として T V 端子 2 3 から出力される。これにより病室の T V において電子スコープで撮像した映像を観察することが可能になる。すなわち、プロセッサ 3 を使用しなくとも、電子スコープ 1 にアダプタ 6 を取付することによりアダプタ 6 内のサブプロセッサ 2 0 A によって T V 画面において患者の体腔内を観察することが可能にな

40

50

る。

【 0 0 3 4 】

一方、この電子スコープ 1 をこれまでの電子スコープと同様に図 1 に示したプロセッサ 3 に接続して使用する場合には、コネクタ部 1 4 にはアダプタ 6 を取付せず、当該コネクタ部 1 4 をプロセッサ 3 に直接に接続する。これにより、プロセッサ 3 内の光源から照明光がライトガイド 1 5 に導光され、プロセッサ 3 内の電源から電子スコープ 1 に電源が供給される。また、電子スコープ 1 で生成される Y 信号 Y、C 信号 C、同期信号 S Y はプロセッサ 3 に入力され、プロセッサ 3 内での信号処理によって所要の映像信号が生成され、これにより T V やモニタ装置等によって画像を観察することが可能になる。また、その一方で、電子スコープ 1 のコネクタ部 1 4 にアダプタ 6 を取付した状態のままプロセッサ 3 に接続してもよい。この場合には、アダプタ 6 とプロセッサ 3 の両者の電気コネクタ 6 2 , 3 2 が相互に接続され、同時にアダプタ 6 の光源用差込口 6 1 とプロセッサ 3 の光学コネクタ 3 1 が接続される。この接続を受けて、アダプタ 6 内のスイッチコントローラ 2 4 8 はプロセッサ 3 の内部電圧を検知し、各スイッチ 2 4 4 ~ 2 4 7 を図 7 の状態から反対側に切り替える。これにより、光源部用スイッチ 2 4 7 では D C / D C コンバータ 2 1 2 の光源用電圧は光源 2 2 1 に供給されなくなり、光源 2 2 1 が点灯されることはない。

10

【 0 0 3 5 】

また、第 4 ないし第 6 の信号処理部用スイッチ 2 4 4 ~ 2 4 6 が切り替わることでプロセッサ 3 からの信号用電圧が電気コネクタ 3 2 , 6 2 , 6 4 , 2 2 を介して電子スコープ 1 の撮像信号処理部 2 3 1 A に供給され、電子スコープ 1 における撮像デバイス 1 7 での撮像が可能になり、電子スコープ 1 からの Y 信号 Y、C 信号 C、同期信号 S が電気コネクタ 2 2 , 6 4 , 6 2 , 3 2 を介してプロセッサ 3 に入力される。プロセッサ 3 では、Y 信号 Y、C 信号 C、同期信号 S Y に基づいて N T S C コンポジット信号を生成し、または、R , G , B のモニタ用信号を生成して出力する。さらには、生成した R , G , B のモニタ用信号をデジタル信号に変換し、記録手段に記録する。これにより、プロセッサ 3 に接続したモニタ装置 2 においてカラー画像を観察することが可能になる。

20

【 0 0 3 6 】

さらに、アダプタ 6 をプロセッサ 3 に接続した状態でも映像信号処理部 2 3 2 A には電圧が供給されて駆動状態にあるため、プロセッサ 3 に接続したモニタ装置 2 で画像を観察すると同時に、アダプタ 6 の T V 端子 2 3 に接続した T V 4 で同じ画像を観察することも可能である。このようにすれば、モニタ装置 2 あるいは T V 4 で画像の不良が生じたときに、その原因が電子スコープ 1 であるかプロセッサ 3 であるかを判定することが可能である。また、T V 4 で観察する電子スコープ 1 の画像をオリジナルとして、プロセッサ 3 で画像加工を行うような場合に、原画を比較しながら画像の加工が可能であるので加工効果を確認しながら加工を容易に行うことができる。特に、色強調などでは強調を高めるあまり原画の色が全く変わってしまう場合があるが、オリジナル画像があることで、その変化の程度が確認できるとともに、目的とする部分が強調されるように加工が行われたかを確認することが可能である。これは輪郭加工についても同様である。また、このような作用効果は第 1 の実施形態においても同様に得られるものであることは言うまでもない。

30

【 0 0 3 7 】

本実施形態の電子内視鏡では、アダプタ 6 を電子スコープ 1 に接続すれば第 1 の実施形態の電子スコープと同様に、プロセッサ 3 を使用することなく T V 4 で画像を観察することができるので、電子スコープ 1 と共にプロセッサ 3 や専用のモニタ装置 2 を持ち運ぶ必要がなく、プロセッサ 3 やモニタ装置 2 が配備されていない病室等で電子スコープ 1 を容易に使用することが可能になり、電子スコープの携帯性を改善することが可能になる。また一方で、電子スコープ 1 をプロセッサ 3 に接続した場合でも従来の電子スコープと全く同様に使用することが可能である。特に、この場合にはアダプタ 6 を電子スコープ 1 から取り外せば、あるいはアダプタ 6 を付けたままでも、これまでの使用形態と全く同様にして取り扱うことが可能である。さらに、本実施形態では、新たにアダプタ 6 を付加するだけで、既に病院等に配備されている既存の電子スコープをそのまま利用して、実質的に電子

40

50

スコープのみでの観察が可能になるため、既存の電子スコープが無駄になることがなく、経済的にも有利なものとなる。特に、アダプタ 6 は構成が簡易であるので、低価格に製造できるという利点もある。

【 0 0 3 8 】

ここで、第 2 の実施形態では、従来の一部の電子スコープに備えられているような、各信号生成するための撮像信号処理部がコネクタ部内に既に内装されている電子スコープに本発明を適用した例を示したが、第 1 の実施形態の電子スコープのように基本的には電子スコープのコネクタ部内に信号処理を行うための回路を備えていない電子スコープについても第 2 の実施形態のようにアダプタを接続させる構成としてもよい。この場合には、アダプタ内に設けるサブプロセッサには第 2 の実施形態で示した撮像信号処理部と映像信号処理部の両方を搭載するように構成すればよい。

10

【 0 0 3 9 】

また、前記各実施形態では、電子スコープに設けた撮像デバイスは面順次方式で R , G , B の各色の撮像信号を出力するように構成し、サブプロセッサに設けた光源部では白色照明光を出射可能に構成しているため、TV では白黒映像を観察する構成となっているが、CCD にカラーフィルタを設けて R , G , B の各色の撮像信号を同時に出力する同時方式の撮像デバイスで構成し、あるいは光源部で R , G , B の各色の照明光を順序的に出射可能に構成すれば、カラー画像を観察するように構成することも可能である。さらに、撮像デバイスから出力される信号は輝度信号 Y 、色差信号 R - Y , B - Y でも構わない。

【 0 0 4 0 】

20

さらに、前記各実施形態のサブプロセッサの信号処理部の回路構成は、モニタ装置やプリンタ等の出力装置に対応して適宜に変更することが可能であることは言うまでもない。さらに、サブプロセッサの電源部は小型の外部バッテリーや商用電源を利用した小型の電源アダプタを利用できるように構成してもよい。ただ、電池を電源とした場合には、電圧的にも人体に安全であり、絶縁度の部材も小型化できるので、装置の低コスト化や小型化を図る上で有利である。さらに、サブプロセッサに設けたスイッチコントローラは、コネクタ部やアダプタをプロセッサに接続した状態を機械的に検出する接触センサ等を備えて各スイッチを切り替えるように構成してよい。さらに、後者の実施形態の場合にはアダプタの一部に小型の液晶表示装置を配設し、この液晶表示装置で映像を観察できるようにしてもよく、この場合には TV 端子に TV を接続する必要がなく、電子内視鏡の更なる携帯性の改善を図ることが可能である。

30

【 0 0 4 1 】

【発明の効果】

以上説明したように本発明は、電子スコープのコネクタ部にサブプロセッサを備え、あるいは電子スコープに対して着脱可能なアダプタ内にサブプロセッサを備えており、電子スコープ単独、あるいは電子スコープにアダプタを取着した構成のみでもサブプロセッサによって TV 等を利用して撮像した映像を観察することが可能である。そのため、電子スコープの使用場所がプロセッサや専用モニタ装置が配備してある箇所に限定されることはなく、電子内視鏡の携帯性が高められ、利便性を高めることが可能になる。また、アダプタで構成する場合には、既存の電子スコープをそのまま利用することも可能であり、経済的にも極めて有利なものとなる。

40

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明が適用される電子内視鏡の概略説明図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施形態の電子内視鏡の電子スコープの全体構成図である。

【図 3】コネクタ部の内部構成を示す図である。

【図 4】信号処理部のブロック構成図である。

【図 5】本発明の電子内視鏡の使用状態を示す図である。

【図 6】本発明の第 2 の実施形態の電子内視鏡の要部の構成図である。

【図 7】第 2 の実施形態のアダプタの内部構成を示す図である。

【符号の説明】

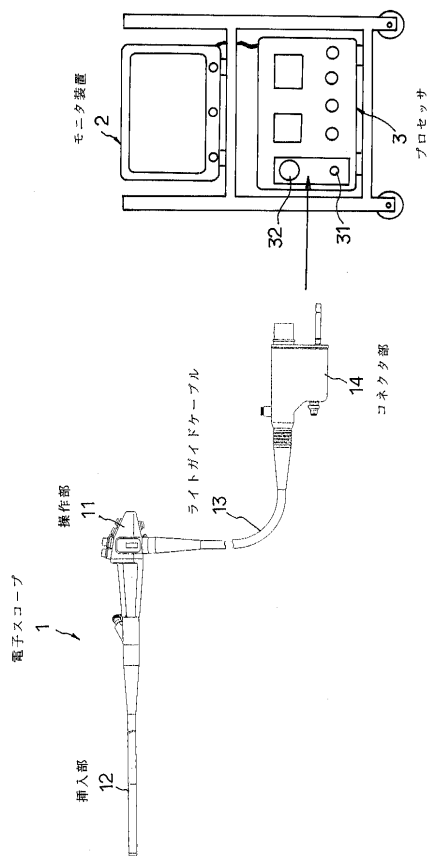
50

- 1 電子スコープ
- 2 モニタ装置
- 3 プロセッサ
- 4 TV
- 5 TVケーブル
- 6 アダプタ
- 11 操作部
- 12 挿入部
- 13 ライトガイドケーブル
- 14 コネクタ部
- 20, 20A サブプロセッサ
- 23 TV端子
- 21, 61 光源用差込口
- 31, 63 光学コネクタ
- 22, 62, 64, 32 電気コネクタ
- 210 電源部
- 220 光源部
- 230 信号処理部
- 231 撮像信号処理回路
- 232 映像信号処理回路
- 231A 撮像信号処理部
- 232A 映像信号処理部
- 240 スイッチ回路

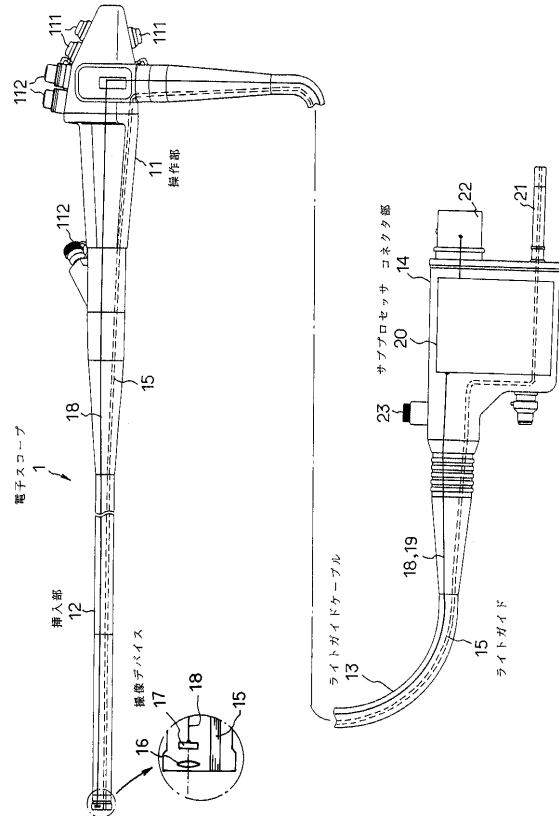
10

20

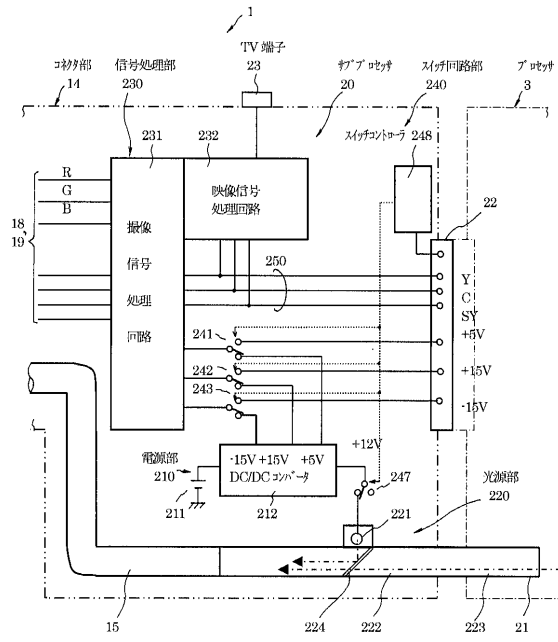
【図1】



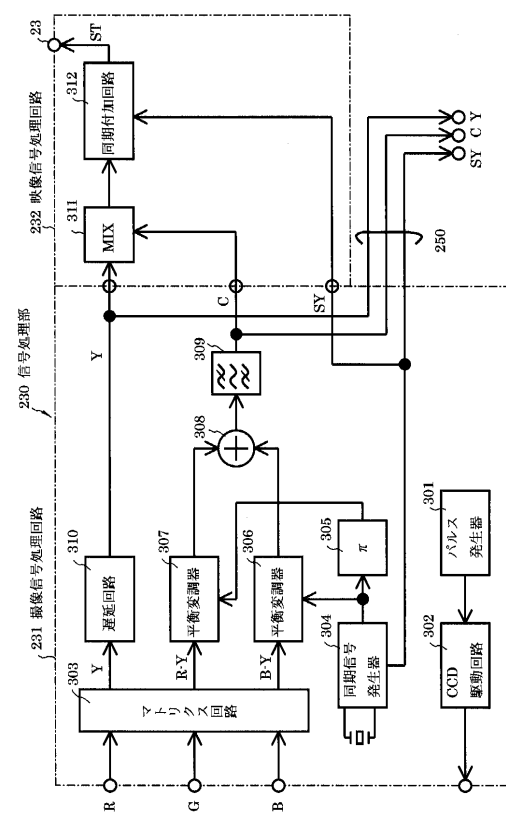
【図2】



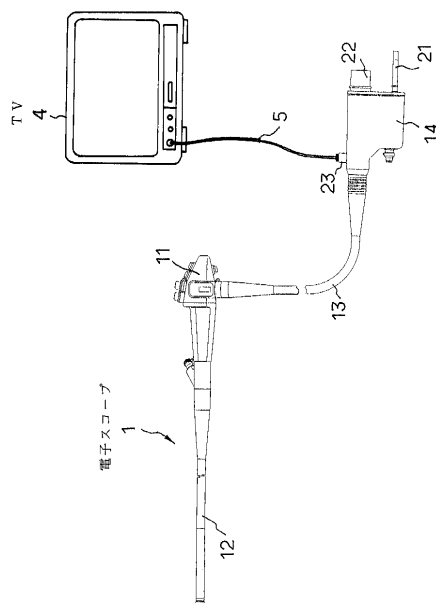
【 図 3 】



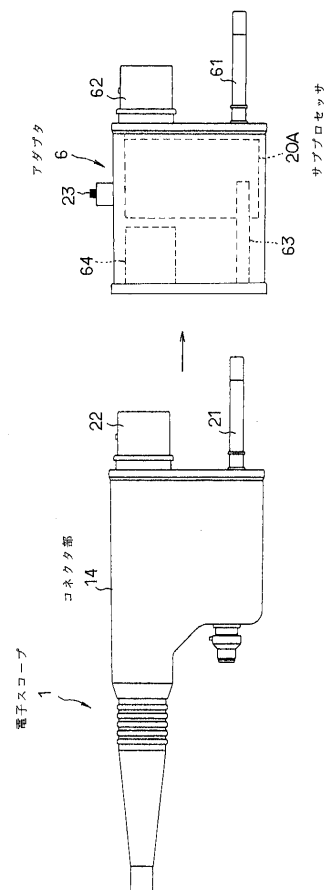
【 図 4 】



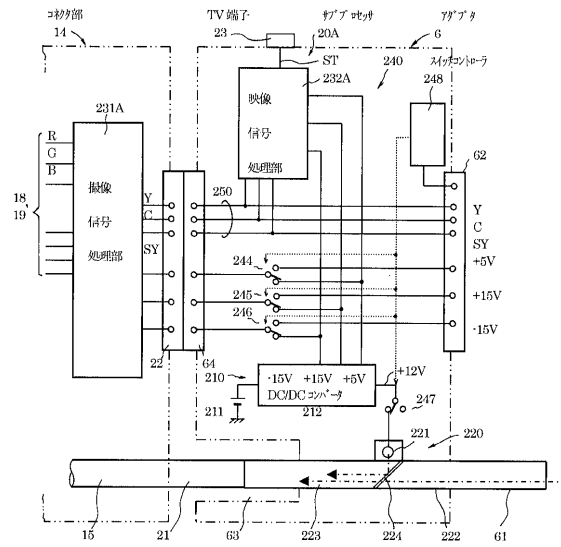
【 図 5 】



【 図 6 】



【図 7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平05-228109(JP,A)
特開2002-065601(JP,A)
特開2001-104248(JP,A)
特開平07-000360(JP,A)
特開平05-199990(JP,A)
特開2001-154119(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/04

A61B 1/06

专利名称(译)	电子内视镜		
公开(公告)号	JP4246503B2	公开(公告)日	2009-04-02
申请号	JP2003006745	申请日	2003-01-15
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	高見敏		
发明人	高見 敏		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/04.362.J A61B1/06.B A61B1/00.650 A61B1/00.680 A61B1/00.718 A61B1/04.520 A61B1/045.610 A61B1/045.640 A61B1/05 A61B1/06.510 A61B1/06.530		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/FF06 4C061/GG01 4C061/RR22 4C161/CC06 4C161/FF06 4C161/GG01 4C161/RR22		
代理人(译)	铃木昭雄		
其他公开文献	JP2004215877A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电子内窥镜，其能够仅通过电子示波器观察拾取图像而无需使用处理器并且提高了便携性。ŽSOLUTION：电子内窥镜配备有电子镜1和处理器3，通过对从电子镜1输出的视频信号进行信号处理，在监视器装置等上显示图像。电子内窥镜1配备有光源部件220，从其发出照明光的信号处理部分230，通过处理拾取信号输出到外部的信号处理部分230，用于将用照明光照射的物体成像的成像装置，以规定的方法，电源输出到视频信号中用于向每个部件供电的源部件210，以及包括开关电路部件240的子处理器20，当电子镜1与处理器3连接时，该开关电路部件240关闭电源部件210.由于观察到拾取图像在子处理器20的电视机上，电子内窥镜的便携性得到改善。Ž

