

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5412052号
(P5412052)

(45) 発行日 平成26年2月12日 (2014. 2. 12)

(24) 登録日 平成25年11月15日 (2013. 11. 15)

(51) Int. Cl.

F 1

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

A 6 1 B 1/06

A

G 0 2 B 23/26 (2006. 01)

A 6 1 B 1/06

D

G 0 2 B 23/26

B

請求項の数 9 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-120253 (P2008-120253)
 (22) 出願日 平成20年5月2日 (2008. 5. 2)
 (65) 公開番号 特開2009-268617 (P2009-268617A)
 (43) 公開日 平成21年11月19日 (2009. 11. 19)
 審査請求日 平成23年1月20日 (2011. 1. 20)

(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 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (72) 発明者 入山 兼一
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内
 審査官 伊藤 昭治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡に照明光を供給するための内視鏡用光源装置であって、
 光源と前記内視鏡のライトガイドとの間に配置され、通過する前記照明光を周期的に明滅させる照明光明滅手段と、
 前記内視鏡からの信号に基づく第1の周波数で照明光を明滅させるように前記照明光明滅手段を制御する制御手段と、
 前記内視鏡から同期信号を受信したか否かに基づいて、電子内視鏡が接続されたか否かを検知する接続検知手段と、
 を有し、

前記制御手段は、

前記接続検知手段によって電子内視鏡の接続が検知されない場合に、前記第1の周波数と異なる第2の周波数であって、人がちらつきを感じない周波数で照明光を明滅させるように前記照明光明滅手段を制御することを特徴とする、内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記第2の周波数が前記第1の周波数よりも高いことを特徴とする、請求項1に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記第2の周波数が50Hz以上であることを特徴とする、請求項1もしくは2に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記第 2 の周波数が前記第 1 の周波数の整数倍であることを特徴とする、請求項 1 から 3 のいずれかに記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記接続検知手段が、リミットスイッチを有し、該リミットスイッチからの信号に基づいて電子内視鏡が接続されたか否かを検知することを特徴とする、請求項 1 から 4 のいずれかに記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記内視鏡用光源装置は、

該内視鏡用光源装置のユーザによる操作を受け付ける手動操作部を更に有し、

前記制御手段が、前記手動操作部が前記ユーザによる操作を受け付けたときに、前記第 2 の周波数で照明光を明滅させるように前記照明光明滅手段を制御することを特徴とする、請求項 1 から 5 のいずれかに記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 7】

前記内視鏡用光源装置は、

電子内視鏡によって撮像された画像の変化を検知する画像変化検知手段を更に有し、

前記制御手段が、前記画像変化検知手段によって前記画像の変化が検知されなかった場合に、前記第 2 の周波数で照明光を明滅させるように前記照明光明滅手段を制御することを特徴とする、請求項 1 から 6 のいずれかに記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 8】

前記画像変化検知手段が、前記電子内視鏡から送信される輝度信号に基づき、前記画像の変化を検知することを特徴とする、請求項 7 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 9】

前記画像変化検知手段が、前記電子内視鏡から送信される色差信号に基づき、前記画像の変化を検知することを特徴とする、請求項 7 に記載の内視鏡用光源装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、明滅光を供給可能な内視鏡用光源装置に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、患者の体腔内を診断又は治療するための電子内視鏡システムは、先端部に備えられた撮像素子で体腔内を撮像する電子スコープと、電子スコープにより生成された画像信号を処理してモニタに出力するビデオプロセッサと、体腔内の観察部位を照明するための光を電子スコープに供給する光源装置とから構成される。ビデオプロセッサには、光源装置を内蔵しているものもある。このような電子内視鏡システムでは、光源装置からの照明光が電子スコープの先端から体腔内へ向けて照射され、体腔内壁で反射した反射光が CCD などの撮像素子によって光電変換される。光電変換によって生成された電荷は、画像信号として読み取られて、ビデオプロセッサに転送されてモニタに出力される。

【0003】

従来、上記の電子内視鏡システムにおいて、動きのある被写体を鮮明に撮像するために、撮像素子のフィールドレートに同期させたオプティカルチョッパ（以下、「チョッパ」という。）を使用して、各フィールドにおける露光時間を短くする手法が知られている。特許文献 1 には、このような露光時間の調整を行なうために、ライトガイドと光源との間に照明光を明滅させるためのチョッパを備えた電子内視鏡用光源装置が記載されている。特許文献 1 に記載のチョッパは、開口部と遮光部を有する回転盤を有しており、回転盤が照明光の光路を横断するように配置されている。回転盤が一定の回転速度で回転することにより、照明光が開口部を通過する状態と、遮光部によって遮断される状態とが交互に繰り返される。このため、回転盤を通過する光は、回転盤の回転によって明滅光となる。また、チョッパは電子スコープから転送される画像信号に同期して回転するように制御され

10

20

30

40

50

る。これにより、各フィールドにおける露光時間が一定時間に調節される構成となっている。

【特許文献１】特公平６－３８１３４号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

ところで、近年、電子内視鏡システムで用いられる撮像素子の高画素化、より詳しくはメガピクセル化が進んでいる。高画素数の撮像素子では、撮像の際に電荷を蓄える時間が長く必要になり、それに伴いビデオプロセッサに画像信号を転送する転送レートが低くなる。例えば、電子内視鏡での利用に適した１２０万画素の撮像素子における画像信号の転送レートは３０Ｈｚ程度になる。このような高画素数の撮像素子を備えた電子スコープを使用して明滅光による撮像を行なう場合、光源装置に備えられたチョッパは、電子スコープから転送される画像信号に同期して約３０Ｈｚの周波数で回転し、照明光を明滅させる。

10

【０００５】

通常、上述のようなチョッパによる明滅光は、電子スコープを体腔内に挿入した状態で体腔内壁に向けて照射されるため、術者や患者の目に入ることは想定されていない。しかしながら、実際には、検査前後に明滅光を放射している状態の電子スコープが検査室内に置かれる場合もあり、明滅光が術者など検査室内にいる人の目に入ることがある。また、その他にも、体腔内から摘出した病巣や検査前の口腔内を観察する際の照明として電子スコープの照明光が利用される場合や、ファイバースコープを光源装置に接続して検査を行なう場合など、直接観察に光源装置からの照明光を使用する場合にも、術者等の目に明滅光が入ることになる。

20

【０００６】

一般的に人間が連続光として認識する光の周波数は５０Ｈｚ以上とされている。そのため、上記のように３０Ｈｚの周波数で明滅する光は、人間の目にも明滅光として感知される。従って、上記のように明滅光が体腔外に放射される状況では、術者や周囲の人間の目に明滅光が感知され、光のちらつきによる不快感を覚えたり、術者が適切な直接観察を行なえないといった問題が生じる。

【０００７】

30

そこで、本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、明滅光が術者等の目に入る状況においては、照明光が明滅する周波数をちらつきを感じない周波数域に切り替えることが可能な内視鏡用光源装置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】

【０００８】

上記の課題を解決するため、本発明により、内視鏡に照明光を供給するための内視鏡用光源装置であって、光源と内視鏡のライトガイドとの間に配置され、通過する照明光を周期的に明滅させる照明光明滅手段と、内視鏡からの信号に基づく第１の周波数で照明光を明滅させるように照明光明滅手段を制御する制御手段と、内視鏡から同期信号を受信したか否かに基づいて、電子内視鏡が接続されたか否かを検知する接続検知手段と、を有するものが提供される。この内視鏡用光源装置は、制御手段が、接続検知手段によって電子内視鏡の接続が検知されない場合に、第１の周波数と異なる第２の周波数で照明光を明滅させるように照明光明滅手段を制御することを特徴としている。

40

【０００９】

この場合、第２の周波数は、第１の周波数よりも高い値に設定される。また、第２の周波数は５０Ｈｚ以上であることが好ましい。このような構成により、例えばファイバースコープが内視鏡用光源装置に接続された場合には、第２の周波数で明滅する照明光がファイバースコープに供給されるため、術者が観察像のちらつきによって不快を感じることなく、快適に観察を行うことができる。また、接続検知手段が、電子内視鏡から同期信号を受信したか否かに基づいて、電子内視鏡が接続されたか否かを検知する構成であるため、信号

50

の有無という簡単な判断処理によって第2の周波数で明滅すべきか否かを判断することができる。

【0010】

また、第2の周波数は、第1の周波数の整数倍であることが好ましい。これにより、第2の周波数で照明光を明滅した場合でも、各フレームあたりの露光時間は一定となる。このため、第2の周波数で明滅させた照明光を使用して電子内視鏡観察を行っても、ちらつきの無い映像が得られる。

【0012】

また、接続検知手段がリミットスイッチを有し、リミットスイッチからの信号に基づいて電子内視鏡が接続されたか否かを検知するような構成であってもよい。この構成により、電子内視鏡がリミットスイッチのある電気接続部を介して光源装置に接続されているか否かが判断される。これにより、例えばファイバスコープなどが電気接続部を介さずに接続される場合には、第2の周波数で明滅すべきと判断され、術者が観察像のちらつきによって不快を感じることなく、快適に観察を行うことができる。

【0014】

内視鏡用光源装置は、ユーザによる操作を受け付ける手動操作部を更に有していてもよい。この場合において、制御手段は、手動操作部がユーザによる操作を受け付けたときに、第2の周波数で照明光を明滅させるように照明光明滅手段を制御することが好ましい。このような構成により、ユーザ（術者等）が必要とするときに確実に第2の周波数で照明光を明滅させることができる。

【0015】

内視鏡用光源装置は、電子内視鏡によって撮像された画像の変化を検知する画像変化検知手段を更に有していてもよい。この場合において、制御手段が、画像変化検知手段によって撮像画像の変化が検知されなかった場合に、第2の周波数で照明光を明滅させるように照明光明滅手段を制御する構成が好ましい。このような構成によれば、内視鏡観察の前後に照明光が放射されている状態で電子内視鏡が検査室内等（体腔外）に置かれたときに、不快なちらつき光が検査室内等に放出され続けることが無い。また、この場合において、画像変化検知手段が、電子内視鏡から送信される輝度信号もしくは色差信号に基づいて撮像画像の変化を検知する構成であってもよい。

【発明の効果】

【0016】

したがって、本発明によれば、明滅光が術者等の目に入る状況では、照明光が明滅する周波数を不快なちらつきを感じない周波数域に切り替えることが可能な内視鏡用光源装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、図面を参照して、本発明に係る内視鏡用光源装置について説明する。

【0018】

図1は、本実施形態の電子内視鏡システム100の構成を示したブロック図である。電子内視鏡システム100は、患者の体腔内を術者が観察・診断するためのシステムである。電子内視鏡システム100は、本発明の内視鏡用光源装置を含むプロセッサ100A、体腔内を撮像するための電子スコープ100Bおよびモニタ100Cを有している。

【0019】

プロセッサ100Aは、システムコントローラ1、タイミングコントローラ2、光源部3、画像処理部4を備えている。システムコントローラ1やタイミングコントローラ2は、プロセッサ100A本体のみならず、電子内視鏡システム100全体の駆動制御や同期を図るための回路部である。光源部3は、電子スコープ100Bによる撮像時に体腔内を照明するための照明光を生成する。光源部3にて生成された照明光は、ライトガイド接続部102に差し込まれる電子スコープ100Bのライトガイド5へ供給される。画像処理部4は、電子スコープ100Bにより撮像された体腔内の画像に関する信号（画像信号）

を、電気接続部 101 を介して電子スコープ 100B から受信し、所定の処理を施してモニタ 100C に出力する。プロセッサ 100A は、さらにプロセッサ 100A に電子スコープ 100B が接続されているか否かを検知するスコープ検知部 12、後述する回転板 36 の回転周波数を切り替えるための周波数切替ボタン 13、および電子スコープ 100B から受信した撮像画像の変化を検知するための画像変化検知部 14 を備えている。

【0020】

電子スコープ 100B は、電気接続部 101 およびライトガイド接続部 102 を介して、プロセッサ 100A に着脱自在に接続される。また、電子スコープ 100B は、体腔内に挿入される可撓性の挿入部可撓管を有している。電子スコープ 100B の内部には、光の伝送路である光ファイバ束から成るライトガイド 5 が延在している。ライトガイド 5 の挿入部可撓管の先端側には伝送された光を外側（つまり体腔内）に照射するための配光レンズ 6 が設けられている。また、上記先端には配光レンズ 3 の他に対物レンズ 7 が設けられており、その後方に固体撮像素子 8 が配置されている。電子スコープ 100B は、さらにスイッチ 10、スコープ制御部 9 および DSP (Digital Signal Processor) 11 を有している。

10

【0021】

システムコントローラ 1 の制御の下、光源部 3 の光源 31 から連続光が照射される。光源 31 から照射された連続光の光路中には、回転板 36 が配設されている。図 2 は、回転板 36 を拡大して示した図である。図 2 (a) は回転板 36 の正面図であり、図 2 (b) は回転板 36 の側面図である。回転板 36 は、回転軸 36a を中心とした円盤形状を有している。回転板 36 は、開口部 36b と遮光部 36c を有している。

20

【0022】

光源 31 から放射された連続光は、回転板 36 の開口部 36b が光路中にあるときのみライトガイド 5 の一端に入射し、遮光部 36c が光路中にあるときは遮光部 36c によって遮られるため回転板 36 を通過することができない。つまり、光源 31 から照射された連続光は、回転板 36 が回転することにより、周期的に点滅を繰り返す間欠的な照明光（明滅光）に変換される。なお、このように連続光を明滅光に変換する手段は、本実施形態のような回転板式のオプティカルチョッパに限定されない。例えば、回転するミラーを有する反射型のものや、液晶セルやカーセル等の電気光学効果を利用したシャッター、あるいはファラデー効果や磁気カー効果等の磁気光学効果を利用したシャッター等を照明光を明滅する手段として使用してもよい。

30

【0023】

回転板 36 は、モータ制御部 32 によって駆動制御される。具体的には、回転板 36 は、モータ制御部 32 がドライバ 33 を介してモータ 34 を駆動することにより回転する。回転板 36 には、エンコーダ 35 が取り付けられている。エンコーダ 35 は、図示しないセンサ部を有しており、回転板 36 に設けられた図示しない凸部がセンサ部を横切るたびにパルスを出力する。モータ制御部 32 による回転板 36 の制御については、後で詳述する。

【0024】

回転板 36 によって明滅された照明光は、電子スコープ 100B のライトガイド 5 内を伝播し、配光レンズ 6 を介して、挿入部可撓管の先端から射出される。体腔内の生体組織で反射した明滅光は、対物レンズ 7 を介して固体撮像素子 8 に入射する。固体撮像素子 8 は、入射する光に応じた電荷を蓄積しつつ、システムコントローラ 1 の制御の下、定期的に電荷の掃捨、転送を繰り返す。なお、ここで掃捨とは蓄積した電荷を廃棄し画像生成には用いない処理を意味する。転送とは蓄積した電荷を画像信号として出力する処理を意味する。

40

【0025】

固体撮像素子 8 から出力された画像信号は、DSP 11 に入力される。DSP 11 は、電子スコープ 100B とプロセッサ 100A との間で信号の整合性をとるため、画像信号に所定の処理を施す。ここでいう所定の処理には、例えば、画像信号のダイナミックレン

50

ジを所定の範囲に制限するクリッピング処理、輝度の階調特性や色再現性が適切になるように γ （ガンマ）特性を補正するガンマ補正処理等が含まれる。固体撮像素子8から出力された画像信号は、DSP11にてこれらの処理を施されることにより、プロセッサ100Aの入力仕様を満たすように変換される。

【0026】

具体的には、固体撮像素子8からの画像信号は、DSP11によりサンプリング、色分離されて輝度信号Y、および色差信号R-Y、B-Yに変換される。そして、各信号Y、R-Y、B-Yは、プロセッサ100Aに出力される。

【0027】

DSP11から出力された各信号Y、R-Y、B-Yは、プロセッサ100Aの画像処理部4に入力される。画像処理部4は、入力した各信号Y、R-Y、B-Yに所定の処理を施し、モニタ100Cの入力規格に適合する映像信号に変換して、モニタ100Cに出力する。モニタ100Cは、入力された映像信号に対応する画像を表示する。

【0028】

以下、本発明の特徴である、回転板36の回転周波数を制御するモータ制御部32の制御処理について詳述する。図3は、モータ制御部の構成を示す図である。図3に示されるように、モータ制御部32は、位相比較部32aと、速度比較部32bと、制御切替部32cとから構成される。位相比較部32aには、エンコーダ35から回転板36の回転に応じて出力されるパルスと、電子スコープ100Bから送信される同期信号とが入力される。この同期信号とは、DSP11から、プロセッサ100Aに画像信号が転送される際の転送パルスに同期した信号である。本実施形態では、100万画素以上の撮像素子を備えた電子スコープにおける画像信号の転送パルスに同期した30Hzの周波数で同期信号が送信される。位相比較部32aは、入力された同期信号とパルスの位相とを比較し、位相差をなくすように回転板36の回転動作を制御する。これにより、回転板36は、電子スコープ100Bの同期信号と同期して回転する。

【0029】

また、速度比較部32bには、エンコーダ35から回転板36の回転に応じて出力されるパルスと、システムコントローラ1の図示しないメモリに記憶されている周波数指示値とが入力される。本実施形態では、周波数指示値は50Hz以上に設定されている。これは、人間が連続光として感知することができる光の明滅する周波数が凡そ50Hz以上であることを考慮して設定されたものである。すなわち、周波数指示値は、電子スコープ100Bの同期信号よりも高い周波数に設定される。速度比較部32bでは、エンコーダ35からのパルスに基づいて算出された回転板36の回転速度と、周波数指示値に基づいて算出された速度とを比較し、両者の速度差をなくすように、回転板36の回転動作を制御する。これにより回転板36は、予め設定された周波数指示値に基づいた速度で回転する。

【0030】

制御切替部32cは、位相比較部32aおよび速度比較部32bのいずれによってモータドライバ33を制御するかを切り替えるものである。この切替えは、システムコントローラ1から出力される切替信号に基づいて行なわれる。

【0031】

次に、システムコントローラ1によって出力される切替信号の生成を含む明滅周波数切り替え処理について、図4のフローチャートを参照して説明する。本実施形態では、プロセッサ100Aに電子スコープ以外が接続されている場合、術者によって手動で周波数の切り替えが指示された場合、または電子スコープの撮像画像の変化が検知されない場合に、電子スコープによる体腔内観察は行われていないとみなし、回転板36を50Hz以上の周波数で回転するように制御が行われる。また、本処理は、システムコントローラ1によって実行され、プロセッサ100Aの電源がONになったときに開始される。

【0032】

まず、S1にて、電子スコープの接続有無を表すパラメータNについて、初期設定値と

10

20

30

40

50

して0が入力される。なお、 $N = 1$ は電子スコープが接続されていることを示し、 $N = 0$ は電子スコープが接続されていないことを示す。次に、S2にて、プロセッサ100Aに電子スコープが接続されているか否かが確認される。本実施形態では、電気接続部101の接続状態等を検知することで、電子スコープが接続されているか否かが判断される。具体的には、プロセッサ100Aの電気接続部101に何も電氣的に接続されていない場合に、電子スコープ以外の内視鏡（例えば、ファイバースコープなど）がライトガイド接続部5のみを介して接続されていると判断する。

【0033】

図5は、スコープ検知部12にて行なわれる具体的な電子スコープの接続検知処理（図4における処理S2）を示すフローチャートである。まず、S11にて、プロセッサ100Aに備えられたリミットスイッチ15の状況を確認する（図1）。リミットスイッチ15は、電気接続部101のコネクタ挿通孔の内側に設けられた機械式のスイッチである。リミットスイッチ15は、電子スコープ100Bのコネクタがコネクタ挿通孔に挿入された場合にはON状態であることを示す信号をプロセッサ100Aに送信し、コネクタ挿通孔に何も挿入されていない場合はOFF状態であることを示す信号をプロセッサ100Aに送信する。

【0034】

リミットスイッチ15からの信号に基づき、リミットスイッチ15がOFF状態であると判断された場合（S11：NO）、電子スコープが接続されていないと判断され、処理はS12に進み、Nの値に0が入力されて本処理S2が終了する。一方、リミットスイッチ15がON状態であると判断された場合（S11：YES）、処理はS13へ進み、スコープ制御部9との通信が行なわれる。

【0035】

ここでの通信とは、システムコントローラ1とスコープ制御部9との間で電子スコープ100Bのシリアルナンバーなどの内視鏡識別データに関するやり取りを行なうことである。続くS14では、スコープ制御部9との通信が成功したか否かが判断される。ここで、通信の成功とは、ただ単純に内視鏡識別データに関するやりとりが実行されただけでなく、システムコントローラ1が該識別データに基づき本実施形態の明滅周波数切替処理に好適な電子スコープ（例えばメガピクセル内視鏡）が接続されていると判断したことも含む。通信が成功した場合は（S14：YES）、明滅周波数切替処理に好適な電子スコープが接続されていると判断され、Nに1が入力される（S15）。一方、通信が成功しなかった場合は（S14：NO）、明滅周波数切替処理に好適な電子スコープは接続されていないと判断されて、処理はS12に進み、Nに0が入力される。S15およびS12の処理が行なわれると、処理S2は終了する。なお、以下の本文では、説明の簡略化のため、特段の断りがない限りは、明滅周波数切替処理に好適な電子スコープを単純に電子スコープと記す。

【0036】

図4に戻って、次にS3において、 $N = 1$ 、すなわち電子スコープ100Bが接続されていると判断された場合は（S3：YES）、S4の処理へ進む。一方、S3において、 $N = 0$ 、すなわち電子スコープ100Bが接続されていないと判断された場合は（S3：NO）、システムコントローラ1は、周波数指示値に基づいて回転板36を制御するように指示する切替信号を生成し、モータ制御部32へ出力する（S8）。

【0037】

これにより、例えば、ファイバースコープなどで直接観察が行なわれる等、プロセッサ100Aの照明光が術者の目に入る場合には、自動的に回転板36の回転周波数が50Hz以上になるよう制御される。

【0038】

S4では、周波数切替ボタン13がONか否かが判断される。周波数切替ボタン13は、図1に示すようにプロセッサ100Aの外装に備えられた図示しないフロントパネルに設けられている。もしくは、周波数切替ボタン13は、電子スコープ100Bの把持部（

10

20

30

40

50

図示なし)に設けられても良い。周波数切替ボタン13は、術者によって手動でON/OFFされるものである。周波数切替ボタン13がOFFになっていると判断された場合は(S4:NO)、S5の処理へ進む。一方、周波数切替ボタン13がONになっていると判断された場合は(S4:YES)、システムコントローラ1は、周波数指示値に基づいて回転板36を制御するように指示する切替信号を生成し、モータ制御部32へ出力する(S8)。

【0039】

これにより、周波数切替ボタン13がONになっている場合は、術者により周波数の切替が指示されたと判断して、モータ制御部32を切り替えるための切替信号を送信する。そのため、術者が体腔内から摘出した病巣や検査前の口腔内などを照らす照明として電子スコープ100Bの照明光を利用するときなどには、術者が周波数切替ボタン13を手動操作でONにすることにより、回転板36の回転周波数が50Hz以上となり、ちらつきの無い照明光がスコープの先端から放射になるよう制御される。

【0040】

次に、S5では、電子スコープ100Bから送られる撮像画像に変化があるか否かが判断される。この画像変化検知処理は、電子スコープ100Bが内視鏡観察に使用されている状態にあるか、または観察に使用されず検査室内などに置かれている状態にあるかを判別するために行なわれる。図6は、電子スコープ100Bによって撮像された画像の変化を検知する画像変化検知部14で行なわれる画像変化検知処理(図4におけるS5)を表すフローチャートである。本実施形態では、電子スコープ100Bによって撮像される画像の変化は、電子スコープ100Bから送信される輝度信号Yに基づいて判断される。まず、本処理が開始されると、DSP11から転送される1フィールドの輝度信号Y1を取得する(S51)。そして次のフィールドの信号が送信されるまで待機する(S52)。その後、DSP11から次のフィールドの画像信号が転送されると、そのフィールドの輝度信号Y2を取得する(S53)。

【0041】

そして、続くS54にて、輝度信号Y1とY2の輝度レベルを比較して差分値を算出する。次に、S54にて算出された差分値が、予め定められた閾値以上であるか否かが判断される(S55)。ここで用いられる閾値は、内視鏡観察のために電子スコープ100Bが操作され、撮像画像に変化が生じていると判断されるフィールド間の輝度レベルの差分値を適宜設定したものである。例えば、電子スコープ100Bを実際に処置中の検査室内に置いた状態で内視鏡の映像を一定時間取得し、取得した映像における隣接フィールド間の輝度レベルの変化量の平均値に標準偏差の2倍(若しくは3倍)を加えた値を上記閾値として設定することができる。

【0042】

S55にて、差分値が閾値より大きい場合(S55:YES)は、電子スコープ100Bで撮像された画像に変化がある(すなわち、電子スコープ100Bが内視鏡観察に使用されている)と判断され、撮像画像の変化を示すパラメータDの値に1が入力される(S56)。一方、差分値が閾値以下の場合(S55:NO)は、電子スコープ100Bで取得された画像に変化がない(すなわち、電子スコープ100Bは内視鏡観察に使用されていない)と判断され、撮像画像の変化を示すパラメータDの値に0が入力される(S57)。S56およびS57の処理の後、撮像画像の変化検知処理(S5)は終了する。

【0043】

次に、処理は図4のS6に移る。S6において、D=1の場合、すなわちS5の処理において撮像画像に変化が有るため電子スコープ100Bが内視鏡観察に使用されていると判断された場合は(S6:YES)、処理はS7へ進む。S7において、システムコントローラ1は、同期信号に基づいて回転板36を制御するように指示する切替信号を生成し、モータ制御部32へ出力する。一方、S6において、D=0の場合、すなわちS5の処理において撮像画像に変化が無いため電子スコープ100Bは内視鏡観察に使用されていないと判断された場合は(S6:NO)、処理はS8へ進む。S8において、システムコ

ントローラ 1 は、周波数指示値に基づいて回転板 3 6 を制御するように指示する切替信号を生成し、モータ制御部 3 2 へ出力する。

【 0 0 4 4 】

これにより、電子スコープ 1 0 0 B が検査前後に照射光を放出した状態で検査室内などに置かれ、術者や検査室内にいる人の目に明滅光が直接入る場合などには、自動的に回転板 3 6 の回転周波数が 5 0 H z 以上になるよう制御される。

【 0 0 4 5 】

上記処理によってシステムコントローラ 1 から出力された切替信号に基づいて、モータ制御部 3 2 の制御切替部 3 2 c が切り替えられることにより、回転板の回転周波数およびそれにより明滅される明滅光の周波数が切り替えられる。

10

【 0 0 4 6 】

上述のように、本実施形態におけるプロセッサ 1 0 0 A は、電子スコープが未接続の場合（ファイバスコープが接続されている場合）、術者の手動操作により周波数切替ボタンが ON になっている場合、もしくは電子スコープ 1 0 0 B が撮像する撮像画像の変化が検知されない場合、のそれぞれの場合に、プロセッサ 1 0 0 A から供給される明滅光が人間の目に直接入ると判断し、回転板 3 6 を 5 0 H z 以上の周波数で回転制御する構成となっている。この構成により、電子スコープ 1 0 0 B による内視鏡観察時には、電子スコープ 1 0 0 B からの画像信号の転送パルスに同期した明滅光が供給され、その一方でファイバスコープ等により直接観察を行なう場合などには、人間が連続光と認識する 5 0 H z 以上の周波数で明滅する明滅光が供給されるように、回転板 3 6 の回転周波数が適切に切り替えられるようになる。これにより、明滅光が直接人間のみに入る場合でも、ちらつきを感知することなく不快感を防ぐことができる。またさらに、ファイバスコープなどを用いた場合も、ちらつきの無い照明光により適切な直接観察を行なうことができる。

20

【 0 0 4 7 】

以上が本発明の実施形態であるが、本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく様々な範囲で変形が可能である。例えば、上記実施形態における光源装置では、電子スコープが未接続の場合、周波数切替ボタンが ON になっている場合、および電子スコープ 1 0 0 B の撮像画像の変化が検知されない場合、のそれぞれを判断する手段を備える構成となっているが、これらの内、少なくとも何れか一つの判断手段を備える構成としても良い。

30

【 0 0 4 8 】

また、上記実施形態では、電子スコープ 1 0 0 B の同期信号、もしくはシステムコントローラ 1 に記憶されている周波数指示値の何れかに基づいて回転板 3 6 を制御することとしているが、電子スコープ 1 0 0 B がプロセッサ 1 0 0 A に接続されている場合は、電子スコープ 1 0 0 B からの同期信号の周波数、もしくは同期信号の周波数を整数倍した周波数のいずれかに基づいて回転板 3 6 を制御するようにしても良い。

【 0 0 4 9 】

図 7 は、上記変形例におけるモータ制御部 3 2 0 の構成を示す図である。図 7 では、図 3 のモータ制御部 3 2 と比べ、速度比較部 3 2 b の代わりに分周器 3 2 d を備えている点が異なる。さらに、図 7 のモータ制御部 3 2 0 では、制御切替部 3 2 e が、エンコーダ 3 5 から出力されるパルス有位相比較部 3 2 a に入力させるか、分周器 3 2 d からの出力を位相比較部 3 2 a に入力させるかを切り替えるようになっている。

40

【 0 0 5 0 】

また、分周器 3 2 d は、エンコーダ 3 5 から出力されるパルスの周波数を、 $1/N$ の周波数に変換する処理を行なうためのものである。分周器 3 2 d における分周数 N は、任意の整数値に設定される。以下に説明する本発明の変形例においては、分周数 N は 2 に設定されている。

【 0 0 5 1 】

図 8 は、本変形例における切替信号の生成を含む明滅周波数切り替え処理を説明するフローチャートである。このフローチャートは上記実施形態における図 4 のフローチャート

50

に対応する。なお、本変形例におけるプロセッサは電子スコープ専用装置を想定する。そのため、電子スコープの接続検知を行わない構成になっている。それにより、図8のフローチャートは、図4のフローチャートと比べて、電子スコープ接続検知に関する処理(S1~S3)を含んでいない点、ならびにS104及びS105の処理が異なる。本変形例においても、制御切替部32eの切替は、上記実施形態と同様にシステムコントローラ1からの切替信号によって行なわれる。具体的には、電子スコープを使用した通常の内視鏡観察であると判断された場合(S101:NO、かつ、S103:YES)は、エンコーダ35から出力されるパルス有位相比較部32aに inputs するよう指示する切替信号が出力される(S104)。一方、直接観察であると判断される等、上記通常の内視鏡観察以外の場合(S101:YESまたはS103:NO)には、分周器32dの出力を位相比較部32aに inputs させるように指示する切替部信号が出力される(S105)。

10

【0052】

制御切替部32eによって、エンコーダ35から出力されるパルスが位相比較部32aに inputs された場合は、図3のモータ制御部32と同様に、位相比較部32aにて電子スコープ100Bからの同期信号と、当該パルスの位相差が比較され、位相差がなくなるように回転板36の回転が制御される。これにより、通常の内視鏡観察の場合は、電子スコープ100Bからの同期信号と同期するように、回転板36が回転制御される。

【0053】

一方、切替部32eによって分周器32dからの出力が位相比較部32aに inputs される場合は、エンコーダ35から出力されたパルス列は、分周器32dによって1/2の周波数のパルス列に変換された後に、位相比較部32aに inputs される。そして、この場合も同様に、位相比較部32aにおいて、電子スコープ100Bからの同期信号とパルスとの位相差が比較され、位相差がなくなるように回転板36の回転が制御される。このとき、位相比較部32aでは、分周器32dによって実際に回転板36が回転する周波数(照明光が明滅する周波数)の1/2に相当する周波数のパルス列が同期信号と比較される。このように、同期信号と明滅周波数の1/2のパルス列との位相差が無くなるように制御が行なわれることにより、同期信号の2倍の周波数で回転するように回転板36が制御されることになる。具体的には、同期信号が30Hzであった場合は、その2倍の60Hzで回転するように回転板36が制御される。

20

【0054】

上記変形例においては、通常の内視鏡観察時は、電子スコープ100Bからの同期信号に同期した明滅光を供給し、その一方で直接観察などを行なうときには、同期信号の整数倍の周波数(例えば60Hz)で明滅する明滅光を供給するように、回転板36の回転周波数を適切に切り替えることが可能となる。これにより、明滅光が直接人間の目に入る場合も、ちらつきを感知することなく不快感を防ぐことができるという、上記実施形態と同様の効果を得ることができる。また、上記実施形態のように、速度比較部を必要としないため、モータ制御部を簡易に構成することが可能となる。

30

【0055】

また、上記変形例においては、プロセッサは電子スコープ専用装置であり、電子スコープ100Bがプロセッサ100Aに接続されていることを前提として電子スコープ接続検知処理を備えない構成としたが、図7のモータ制御部320に図3の速度比較部32bおよび制御切替部32cを追加することで、電子スコープ接続検知処理によって検知される電子スコープ100Bの接続状態によっても、回転板36の回転周波数を切り替えることが可能となる。

40

【0056】

また、その他の変形も可能である。例えば、上記実施形態における電子スコープ100Bの接続は、リミットスイッチの状況およびスコープ制御部9との通信に基づいて検知されている。このように重複して接続判断を行なうことにより、本発明に係る光源装置に好適な電子スコープの接続検知に関する信頼性をより高いものとしている。ただし、本発明に係る内視鏡用光源装置の構成は、これに限定されるものではない。リミットスイッチの

50

状況とスコープ制御部 9 との通信のいずれか一方のみの判断をもって、接続検知するような構成であっても良い。また、その他にも、例えば、電子スコープ 100B からの同期信号の有無に基づいて電子スコープの接続を検知することも可能である。

【0057】

また、上記実施形態では、プロセッサ 100A のフロントパネルまたは電子スコープ 100B の把持部に周波数切替ボタン 13 が設けられ、このボタンを手動操作することで回転板 36 の周波数の切替を行っているが、これに限定されるものではなく、フロントパネルに設けられた別の機能を有するボタン（例えばマニュアル調光設定ボタンなど）に周波数の切替機能を同時に割り当てることも可能である。この場合、例えばマニュアル調光設定ボタンに割り当てた場合では、マニュアル調光設定ボタンが操作されると、マニュアル調光設定モードが機能するのと同時に、周波数の切替が指示される。これにより、周波数切替のために別個ボタンを設ける必要がなくなり、部品点数も減少する。

10

【0058】

さらに、上記実施形態における電子スコープ 100B の撮像画像の画像変化検知処理では、輝度信号 Y の輝度レベルに基づいて画像の変化を検知しているが、これに限定されるものではなく、例えば映像信号の色差信号の各種パラメータに基づいて検知するなど、さまざまな方法が適用可能である。例えば、色差信号を利用する場合には、一般に体腔内の観察組織は赤味を有しているため、原色信号に変換した場合に赤色が強くなる（すなわち、色差信号 R - Y が大きい）画像信号が電子スコープから出力されている場合に電子スコープによる内視鏡観察が行なわれていると判断するような構成にしてもよい。

20

【0059】

さらに、検査室内（体腔外）に電子スコープが置かれる場合は、電子スコープの画像には交流電源（例えば、50Hz や 60Hz）に同期して明滅する室内照明光によって照明された像（又は結像しない単なる明暗）が写し出される。このことを利用し、電子スコープの画像から、50Hz あるいは 60Hz で明滅する室内照明光を検出することによって、電子スコープが体腔内に入れられて通常の内視鏡観察が行なわれているか、体腔外に出されて室内空間に内視鏡観察用の明滅光を放射しているかを判断することができる。そして、この判断結果に基づいて回転板の明滅速度を制御する構成にしてもよい。具体的には、電子スコープから転送される画像の明るさは、フレームレート（例えば 30Hz）と蛍光灯の明滅周期（例えば 50Hz）との差分（20Hz）の周波数で明暗が繰り返される（うなり）。この明暗の変化の周波数によって、画像が蛍光等の室内照明によって得られたものであるか否かが判断される。また、この室内照明の検知は、電子スコープ 100B の例えば先端部に上記室内照明光を検知するセンサなどを設け、該センサによる検知結果に基づき電子スコープ 100B が体腔外に出されて室内空間に内視鏡観察用の明滅光を放射しているかを判断しても良い。

30

【図面の簡単な説明】

【0060】

【図 1】本発明に係る電子内視鏡システムの構成図である。

【図 2】図 2（a）は、本発明の回転板の拡大正面図であり、図 2（b）は本発明の回転板の拡大側面図である。

40

【図 3】モータ制御部の構成を示す図である。

【図 4】明滅周波数切り替え処理を示すフローチャートである。

【図 5】明滅周波数切り替え処理における電子スコープ接続検知処理を示すフローチャートである。

【図 6】明滅周波数切り替え処理における撮像画像の変化検知処理を示すフローチャートである。

【図 7】本発明の変形例におけるモータ制御部の構成を示す図である。

【図 8】本発明の変形例における明滅周波数切り替え処理を示すフローチャートである。

【符号の説明】

【0061】

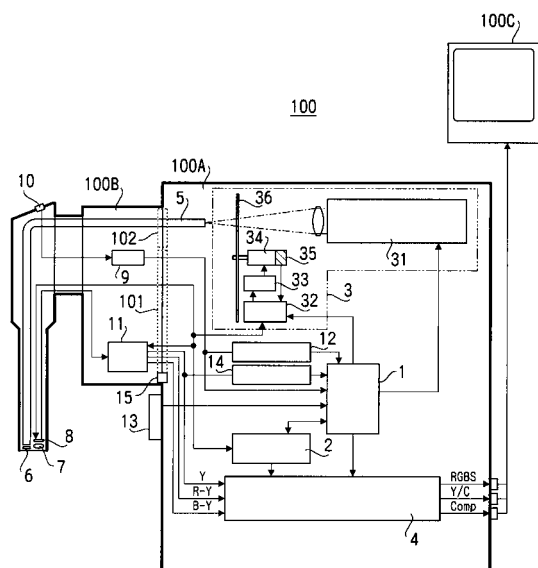
50

- | | |
|---------|-------------|
| 1 | システムコントローラ |
| 2 | タイミングコントローラ |
| 3 | 光源部 |
| 4 | 画像処理部 |
| 5 | ライトガイド |
| 9 | スコープ制御部 |
| 1 1 | D S P |
| 1 2 | スコープ検知部 |
| 1 3 | 周波数切替ボタン |
| 1 4 | 画像変化検知部 |
| 1 5 | リミットスイッチ |
| 3 1 | 光源 |
| 3 2 | モータ制御部 |
| 3 3 | モータドライバ |
| 3 4 | モータ |
| 3 5 | エンコーダ |
| 3 6 | 回転板 |
| 1 0 0 | 電子内視鏡システム |
| 1 0 0 A | プロセッサ |
| 1 0 0 B | 電子スコープ |
| 1 0 0 C | モニタ |

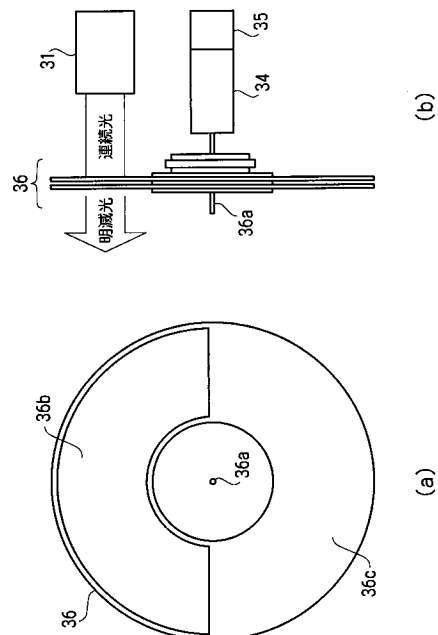
10

20

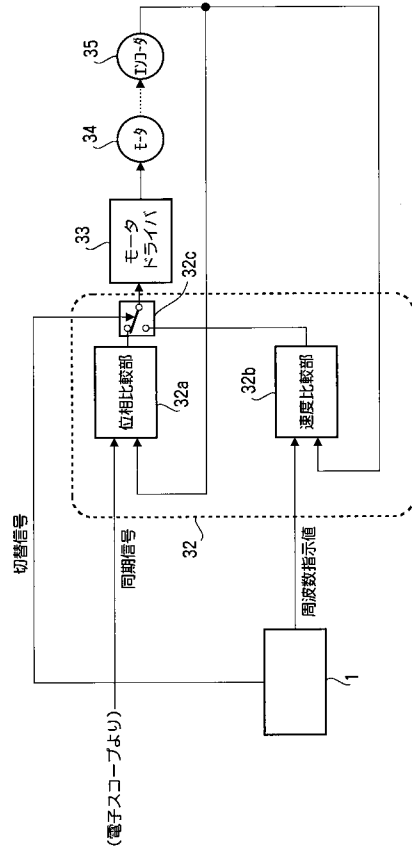
【图 1】



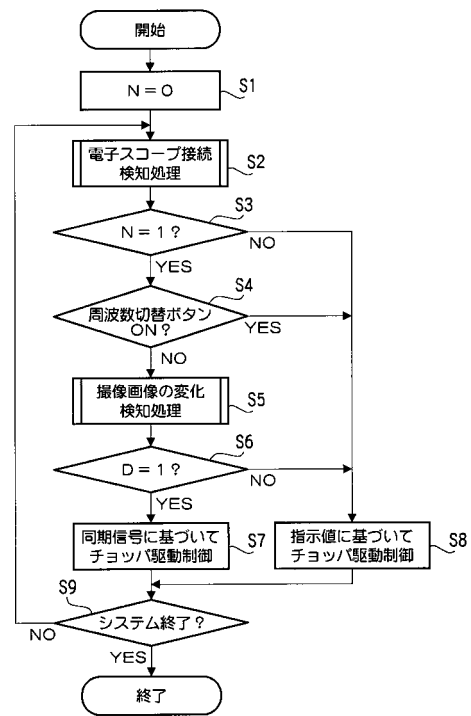
【圖 2】



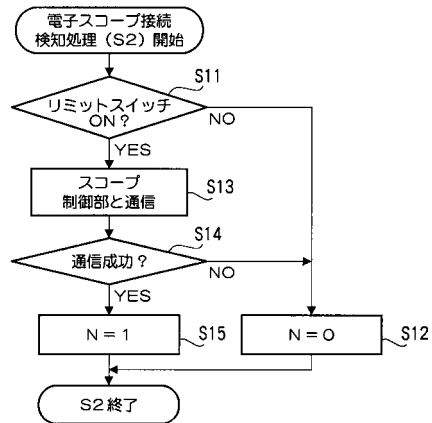
【 図 3 】



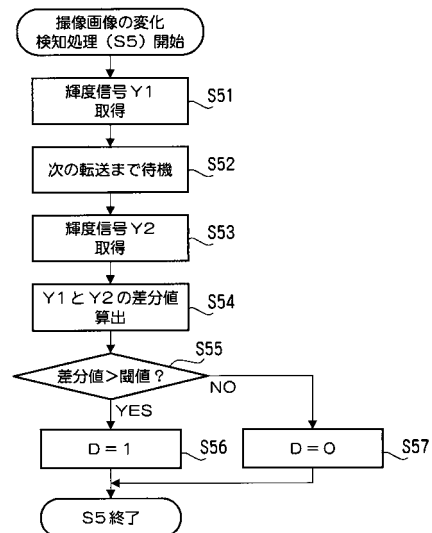
【 図 4 】



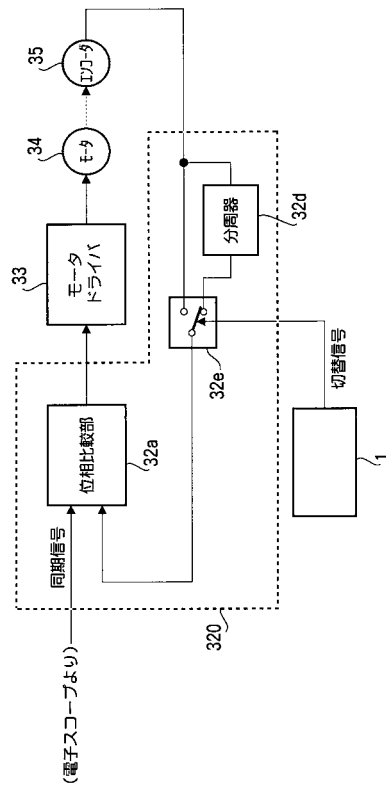
【 図 5 】



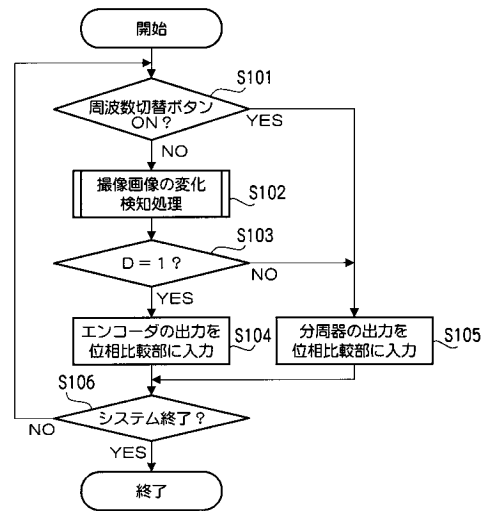
【 図 6 】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平01-259833(JP,A)
特開2001-218737(JP,A)
特開2004-243016(JP,A)
特公平06-038134(JP,B2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	1/00	-	1/32
G02B	23/24	-	23/26

专利名称(译)	内视镜用光源装置		
公开(公告)号	JP5412052B2	公开(公告)日	2014-02-12
申请号	JP2008120253	申请日	2008-05-02
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	入山 兼一		
发明人	入山 兼一		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/06.D G02B23/26.B A61B1/06.520 A61B1/06.610 A61B1/06.611 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/DA43 2H040/GA02 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF07 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/JJ18 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/RR03 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR22 4C061/RR24 4C061/RR25 4C061/RR26 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF07 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/RR03 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/RR24 4C161/RR25 4C161/RR26		
审查员(译)	伊藤商事		
其他公开文献	JP2009268617A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供光源装置，以在闪烁的光进入人的眼睛的状态下改变斩波器的旋转频率。ŽSOLUTION：这种用于内窥镜的光源装置设置有照明光闪烁装置，其设置在内窥镜的光源和光导之间并周期性地闪烁通过的照明光，以及用于控制照明光闪烁装置的控制装置使其闪烁。基于来自内窥镜的信号以第一频率照射光，其中，当满足预定条件时，控制装置控制照明光闪烁装置以不同于第一频率的第二频率使照明光闪烁。Ž

