

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5273865号  
(P5273865)

(45) 発行日 平成25年8月28日 (2013. 8. 28)

(24) 登録日 平成25年5月24日 (2013. 5. 24)

(51) Int. Cl.		F 1			
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/06</b>	<b>(2006. 01)</b>	A 6 1 B	1/06	A
<b>G 0 2 B</b>	<b>23/26</b>	<b>(2006. 01)</b>	G 0 2 B	23/26	B
<b>G 0 2 B</b>	<b>23/24</b>	<b>(2006. 01)</b>	G 0 2 B	23/24	B

請求項の数 6 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2009-184633 (P2009-184633)  
 (22) 出願日 平成21年8月7日 (2009. 8. 7)  
 (65) 公開番号 特開2011-36319 (P2011-36319A)  
 (43) 公開日 平成23年2月24日 (2011. 2. 24)  
 審査請求日 平成24年6月11日 (2012. 6. 11)

(73) 特許権者 000113263  
 HOYA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 HOYA株式会社内  
 審査官 樋熊 政一

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、  
 前記内視鏡から照射される照明光を検出するための照明光検出手段と、を有し、  
 前記制御手段は、前記照明光検出手段によって前記照明光が検出された場合に、前記第1の周波数よりも高い第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、内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

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または請求項2に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記内視鏡からの信号は、垂直同期信号であることを特徴とする請求項1から請求項3のいずれか一項に記載の内視鏡用光源装置。

## 【請求項 5】

前記照明光検出手段は、前記内視鏡用光源装置の外部であってかつ体腔外を照明する光を検出するフォトセンサを含むことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の内視鏡用光源装置。

## 【請求項 6】

前記照明光検出手段は、前記フォトセンサによって検出された光の明滅と、前記第 1 の周波数によって明滅される照明光の明滅とが同期する場合に、前記内視鏡から照射される照明光が検出されたと判断することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡用光源装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

10

## 【0001】

本発明は、明滅する照明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 CCD などの撮像素子で体腔内を撮像する電子内視鏡と、電子内視鏡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内視鏡に供給する光源装置とから構成される。また、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内視鏡の先端から体腔内へ向けて照射され、体腔壁で反射した反射光が CCD によって光電変換される。そして、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、ビデオプロセッサに転送されてモニタに出力される。

20

## 【0003】

また、従来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、CCD にて撮影される各フレーム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、内視鏡の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オプティカルチョッパ（以下、「チョッパ」という。）を備えた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、開口部と遮光部とからな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。そして、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、回転盤を通過する光が周期的に点滅を繰り返す間欠的な照明光（以下、「明滅光」という）としてライトガイドに入射する。また、回転盤における開口部または遮光部の割合等を調整することにより、CCD における露光時間の調整を行うことができる。さらに、チョッパの回転盤は、通過する光が内視鏡の画像転送信号に同期して明滅するように回転制御される。これにより、各フレーム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。

30

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0004】

【特許文献 1】特公平 6 - 38134 号公報

40

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

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。このような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、それに伴い撮像素子のフィールドレートが低下する。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フィールドレートは、30 Hz 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内視鏡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、通過する光が上記フィールドレートにおける画像転送信号に同期して約 30 Hz の周波数で明滅するように、その回

50

転速度が制御される。

【 0 0 0 6 】

通常、上述のようなチョッパによる明滅光は、電子内視鏡を体腔内に挿入した状態で体腔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内視鏡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内視鏡の照明光が利用される場合など、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。

【 0 0 0 7 】

ここで、一般的に人間が連続光として認識する光の周波数は50 Hz以上とされている。そのため、50 Hz以上のフィールドレートで撮影を行う電子内視鏡を用いる場合は、当該電子内視鏡が放射する明滅光が直接術者等の目に入ったとしても、連続光として認識される。しかしながら、上述のように30 Hzのフィールドレートで撮影を行う電子内視鏡を用いる場合は、当該電子内視鏡から放射される30 Hzの明滅光が、人間の目にも明滅光として感知される。特に、電子内視鏡の検査中や検査前後の検査室内はあらかじめ暗くなっていることもあり、明滅光が感知されやすい。そのため、明滅光を見た術者等が光のちらつきによる不快感を覚えたり、適切な直接観察を行なえないといった問題があった。

【 0 0 0 8 】

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】

【 0 0 0 9 】

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、内視鏡から照射される照明光を検出するための照明光検出手段とを有し、制御手段は、照明光検出手段によって照明光が検出された場合に、第1の周波数よりも高い第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する内視鏡用光源装置が提供される。

【 0 0 1 0 】

この場合、第2の周波数は、第1の周波数の整数倍に設定されても良い。また、第2の周波数は50 Hz以上であることが好ましい。このような構成により、照明光検出手段によって内視鏡から照射される照明光が検出された場合、すなわち内視鏡が患者の体内に挿入されておらず、術者や検査室内にいる人の目に直接入るような場合には、明滅光の周波数を切り替えることで、術者等の光のちらつきによる不快感を防ぐことができる。

【 0 0 1 1 】

また、上記内視鏡からの信号は、垂直同期信号であっても良い。このように構成することで、各フィールドにおける露光時間を一定時間に調節することができる。

【 0 0 1 2 】

また、上記照明光検出手段は、内視鏡用光源装置の外部であってかつ体腔外を照明する光を検出するフォトセンサを含む構成であっても良い。さらに、上記照明光検出手段は、フォトセンサによって検出された光の明滅と、第1の周波数によって明滅される照明光の明滅とが同期する場合に、内視鏡から照射される照明光が検出されたと判断するものでも良い。このように構成することにより、検査室内に明滅光が散乱しているか否かを適切に検出することが可能となる。

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

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。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の実施形態における電子内視鏡システムの概略構成図である。

【図2】本発明の実施形態における回転盤の(a)拡大正面図および(b)拡大側面図である。

【図3】本発明の実施形態におけるモータ制御部の構成を示す図である。

【図4】本発明の実施形態における周波数切り替え処理を示すフローチャートである。

10

【図5】本発明の実施形態における明滅光検出回路の構成を示すブロック図である。

【図6】本発明の実施形態における明滅光検出処理を示すフローチャートである。

【図7】本発明の実施形態における明滅光検出処理を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態に係る内視鏡用光源装置を用いた電子内視鏡システム1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1の概略構成を示す図である。電子内視鏡システム1は、患者の体腔内を術者が観察、診断するための医療用観察システムである。電子内視鏡システム1は、体腔内の画像を撮影するための電子内視鏡10、本発明の内視鏡用光源装置を含むプロセッサ20、およびモニタ30から構成される。

20

【0017】

電子内視鏡10は、患者の体内に挿入される長尺の可撓管からなる挿入部10a、およびプロセッサ20に電気的および光学的に接続される接続部10cからなる。電子内視鏡10の接続部10cから挿入部10aの先端まで、プロセッサ20から供給される光を伝搬するためのライトガイド101が延在している。また、挿入部10aの先端には、ライトガイド101にて伝搬された光を観察部位に射出するための配光レンズ102、観察部位で反射された光を撮像素子の受光面に結像させるための対物レンズ103、および受光面に結像された被写体像に基づいて画像信号を生成する固体撮像素子であるCCD104が配置される。

30

【0018】

また、電子内視鏡10の接続部10cには、CCD104の駆動制御、およびCCD104で生成された画像信号に対する画像処理を行う駆動/処理回路105、および電子内視鏡10の機種情報等を記憶するEEPROM106が備えられている。

【0019】

プロセッサ20は、電子内視鏡システム1全体の駆動制御や同期を図るためのシステムコントローラ201およびタイミングコントローラ202、電子内視鏡10から出力される映像信号をモニタ30への表示に適した形式へ変換するための映像信号処理回路203、主電源スイッチなどを含む各種操作ボタンが配されたフロントパネル204、および電子内視鏡10に照明光を供給するための光源部205を備えている。また、光源部205は、ハロゲンランプやキセノンランプなどの高輝度ランプからなる光源251、ならびに光源251から照射される光を明滅させるためのオプティカルチョッパを構成するモータ制御部252、モータドライバ253、モータ254、エンコーダ255、回転盤256およびフォトインタラプタ257からなる。

40

【0020】

また、本実施形態のプロセッサ20のフロントパネル204の近傍には、透明カバー208aが設けられている。さらに、透明カバー208aの後方には、フォトセンサ208が配置されている。フォトセンサ208は、フォトランジスタやCDS素子などからなり、透明カバー208aを介してプロセッサ20が配置される検査室内の光を検出するた

50

めのセンサである。また、プロセッサ20は、フォトセンサ208の検出結果に基づき、後述する明滅光検出処理を行う明滅光検出回路206を備える。また、モニタ30は、映像信号処理回路203によって処理されたビデオ信号に基づいて画像を表示する、一般的な受像機能を備えた表示装置である。

#### 【0021】

上記の構成を備えた電子内視鏡システム1における体腔内観察は、以下のように行われる。まず、プロセッサ20の電源が投入されると、光源251が駆動され、照明光が照射される。そして、術者によって電子内視鏡10の挿入部10aが患者の体内に挿入される。光源251から照射された連続光は、その光路中に配置された回転盤256によって明滅光へと変換される。尚、フロントパネル204の図示しないスイッチを押すまでは回転盤は光通過状態で停止制御され、電子内視鏡10の先端からは連続光が照射される。図2は、回転盤256を拡大して示した図である。図2(a)は回転盤256の正面図であり、図2(b)は回転盤256の側面図である。回転盤256は、回転軸256aを中心とした円盤形状を有している。そして、回転盤256は、開口部256bおよび遮光部256cを有している。

10

#### 【0022】

回転盤256の回転軸256aには、モータ254およびエンコーダ255が取り付けられている。モータ254は、モータドライバ253から供給される駆動信号に従って駆動し、回転盤256を所定の速度で回転させる。エンコーダ255は、回転軸256aに連動しており、回転盤256が一回転する毎にインデックスパルス信号を出力する。また、モータドライバ253は、モータ制御部252から出力される制御信号に従って、モータ254を駆動させる。モータ制御部252における処理については、後で詳述する。

20

#### 【0023】

光源251から照射された連続光は、回転盤256の開口部256bがその光路中にあるときは、ライトガイド101の一端に入射する。一方、回転盤256の遮光部256cがその光路中にあるときは、遮光部256cによって光が遮られるため回転盤256を通過することができない。つまり、モータ254によって回転盤256が回転することにより、光源251から照射された連続光を明滅光に変換することができる。

#### 【0024】

また、回転盤256には、フォトインタラプタ257が取り付けられている。フォトインタラプタ257は、発光ダイオード等からなる発光部とフォトランジスタ等からなる受光部とを備えており、発光部と受光部とが回転盤256を挟んで対向するように配置される。また、フォトインタラプタ257は、光源251の光束位置と、回転軸256aを中心とした同じ半径線上に配置される。そして、フォトインタラプタ257が回転盤256の開口部256bに位置するときは、発光部からの光が受光部に到達し、回転盤256の遮光部256cに位置するときは、遮光部256cによって発光部からの光が遮られる。これにより、フォトインタラプタ257によって、ライトガイド101に入射する明滅光と同期した出力信号(以下、「明滅光信号」という)が発生される。

30

#### 【0025】

電子内視鏡10のライトガイド101に入射した明滅光は、ライトガイド101内を伝播され、配光レンズ102を介して、挿入部10aの先端から射出される。そして、体腔内の生体組織で反射した光は、対物レンズ103を介してCCD104の受光面に結像される。本実施形態では、カラー撮像方式として単板同時式が適用されており、CCD104の受光面上にはイエロー(Ye)、シアン(Cy)、マゼンタ(Mg)、グリーン(G)の各色要素が市松状に並べられた補色カラーフィルタ(図示せず)が受光面の各画素に対応して配置されている。そして、CCD104では、補色カラーフィルタを透過した光の強度に応じた画像信号が光電変換により発生し、フィールドレートに基づく所定時間間隔ごとに1フィールド分の画像信号が、色差線順次方式によって順次読み出され、駆動/処理回路105に送られる。

40

#### 【0026】

50

駆動/処理回路105では、画像信号に所定の処理が施され、輝度信号Yおよび色差信号R-Y、B-Yを含む映像信号が生成される。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（ガンマ）特性を補正するガンマ補正処理等が含まれる。駆動/処理回路105によって生成された映像信号は、プロセッサ20の映像信号処理回路203に出力される。尚、駆動/処理回路105は、CCD104を駆動するためのCCDドライバとして、CCD104へ駆動信号を出力する。

【0027】

映像信号処理回路203では、受信した映像信号における輝度信号成分に、ノイズリダクション処理等が施され、ノイズが低減された輝度信号、色差信号および復号同期信号を多重したNTSC方式のコンポジットビデオ信号などのビデオ信号が生成される。そして、生成されたビデオ信号はプロセッサ20からモニタ30へ出力され、モニタ30にて、ビデオ信号に基づいた被写体像が表示される。これにより術者や診断者は、モニタ30に映し出される被写体像から患者の体腔内の状態を観察することができる。

10

【0028】

次に、モータ制御部252における回転盤256の回転制御について説明する。図3は、モータ制御部252の概略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252は、位相比較器2521および分周器2523を有している。位相比較器2521には、電子内視鏡10から送信される同期信号と、分周器2523によって変換されたエンコーダ255からのインデックスパルス信号とが入力される。なお、ここでいう同期信号とは、電子内視鏡10における画像転送の際の垂直同期信号に同期した信号である。位相比較器2521は、入力された同期信号とインデックスパルス信号の位相とを比較し、位相差をなくすようにモータ254を制御して回転盤256を回転させる。

20

【0029】

また、分周器2523は、エンコーダ255から出力されるインデックスパルス信号の周波数を、 $1/N$ の周波数に変換する。分周器2523における分周数Nは、明滅光検出回路206による明滅光検出処理の結果に基づいて、1または2に設定される。ここで、分周数Nが1に設定された場合は、エンコーダ255からのインデックスパルス信号の周波数が変更されることなく位相比較器2521へ出力される。これにより、モータ254は、光源251からの連続光を電子内視鏡10の同期信号と同じ周波数で明滅させるような速さで、回転盤256を回転させる。一方、分周数Nが2に設定された場合は、エンコーダ255からのインデックスパルス信号の周波数が $1/2$ に変換され、位相比較器2521へ出力される。これにより、モータ254は、光源251からの連続光を電子内視鏡10の同期信号の2倍の周波数で明滅させるような速さ（すなわち倍速）で、回転盤256を回転させる。

30

【0030】

続いて、本実施形態における明滅光の周波数切り替え処理について説明する。上述のように、本実施形態では、分周器2523における分周数Nの値を切り替えることによって、明滅光の周波数が切り替えられる。また、本実施形態では、電子内視鏡10の先端から明滅光が放射された状態で検査室に置かれている場合、すなわち明滅光が検査室内に散乱している場合に、明滅光の周波数を50Hz以上となるように切り替える。図4は、本実施形態における周波数切り替え処理の流れを示すフローチャートである。本処理は、システムコントローラ201の制御の下、電子内視鏡10がプロセッサ20に接続され、フロントパネル204等进行操作することにより、明滅光の照射が開始された時点で開始される。

40

【0031】

本処理では、まず、モータ制御部252の分周器2523における分周数Nが初期値である1に設定される（S1）。続いて、プロセッサ20に接続された電子内視鏡10のフィールドレートが50Hz以上であるか否かが判断される（S2）。詳しくは、電子内視鏡10がプロセッサ20に接続されると、電子内視鏡10のEEPROM106に記憶さ

50

れる機種情報が、プロセッサ 20 に送信される。システムコントローラ 201 は、送信された機種情報に基づいて、電子内視鏡 10 のフィールドレートの判定を行う。

【0032】

そして、電子内視鏡 10 のフィールドレートが 50 Hz 以上である場合は (S2: Yes)、分周数 N を 1 としたまま (S6)、S2 の処理へ戻る。ここで、上述のように、一般的に人間が連続光として認識する光の周波数は 50 Hz 以上とされている。このことから、50 Hz 以上のフィールドレートで駆動する電子内視鏡の垂直同期信号に同期した場合には、50 Hz 以上で明滅する光が照射されるため、人には連続光として認識される。そのため、接続されている電子内視鏡 10 のフィールドレートが 50 Hz 以上である場合には、分周数 N を 1 として、回転盤 256 の回転が制御される。

10

【0033】

一方、電子内視鏡 10 のフィールドレートが 50 Hz 以上でない場合は (S2: No)、続いて、明滅光検出処理が行われる (S3)。明滅光検出処理では、フォトセンサ 208 による検出結果に基づいて、電子内視鏡 10 の先端から放射される明滅光が検査室内に散乱しているか否かが判断される。図 5 ~ 図 7 を参照して、明滅光検出処理について説明する。図 5 は、明滅光検出回路 206 の概略構成を示すブロック図であり、図 6 は明滅光検出処理のフローチャートである。

【0034】

明滅光検出処理では、まずフォトセンサ 208 によって、プロセッサ 20 が設置されている外部 (すなわち検査室内) の光が検出され、検出結果が出力信号として取得される (S31)。そして、取得された出力信号が、明滅光検出回路 206 の帯域制限回路 261 に出力される。帯域制限回路 261 では、フォトセンサ 208 の出力信号の帯域が制限され、ノイズ成分がカットされる (S32)。帯域制限された出力信号は、増幅回路 262 に出力され、増幅回路 262 にて増幅される (S33)。そして、増幅された信号は、波形整形回路 263 に入力され、後述する比較のために、矩形波になるよう波形の整形が行われる (S34)。そして、矩形波に整形された信号は、位相・速度比較器 264 へ出力される。

20

【0035】

位相・速度比較器 264 では、フォトセンサ 208 からの出力信号と、フォトインタラプタ 257 から出力される明滅光信号との位相および周波数の比較が行われる (S35)。図 7 は、位相・速度比較器 264 における位相および周波数の比較について説明するための図である。尚、図 7 の各波形においては、横軸が時間であり、縦軸が信号の出力値である。図 7 の (a) は、フォトインタラプタ 257 から出力される明滅光信号であり、図 7 (b) は、波形整形回路 263 で整形されたフォトセンサ 208 からの出力信号である。そして、位相・速度比較器 264 では、図 7 (a) に示される明滅光信号の周波数および位相に対して、図 7 (b) に示される出力信号の周波数および位相がどれだけずれているかを検出し、そのずれ分に応じた図 7 (c) に示されるような信号を出力する。

30

【0036】

ここで、フォトセンサ 208 によって、電子内視鏡 10 から放射される明滅光が検出された場合、フォトセンサ 208 からの出力信号と、フォトインタラプタ 257 からの明滅光信号とは略同期する。一方、フォトセンサ 208 によって、電子内視鏡 10 から放射される明滅光以外の光、例えばモニタ 30 の表示画面からの光や検査室外からの漏れ光などのみが検出された場合、フォトセンサ 208 の出力信号がフォトインタラプタ 257 からの明滅光信号と同期することはなく、位相・速度比較器 264 によって位相および周波数のずれに応じた信号が出力される。

40

【0037】

続いて、位相・速度比較器 264 からリップル除去回路 265 に信号が出力される。リップル除去回路 265 では、位相・速度比較器 264 から出力される信号が平均化され、図 7 (d) に示すような信号へと変換される (S36)。図 7 (d) に示されるように、リップル除去後の信号では、フォトインタラプタ 257 からの明滅光信号と、フォトセンサ 20

50

8からの出力信号とが同期している期間P1およびP4においては、出力値が $1/2V_{cc}$ となる。一方、フォトインタラプタ257からの明滅光信号に対して、フォトセンサ208からの出力信号が進んでいる期間P2においては、出力値が0となる。さらに、フォトインタラプタ257からの明滅光信号に対して、フォトセンサ208からの出力信号が遅れている期間P3においては、出力値が $V_{cc}$ となる。尚、本実施形態のリプル除去回路265は、数秒間の時定数を持つローパスフィルタで構成される。このようなリプル除去回路265によって、位相・速度比較器264から出力される数秒間分の信号に基づいて平均化を行うことで、ノイズによる影響を低減することが可能となる。

【0038】

続いて、リプル除去回路265からの出力信号が $1/2V_{cc}$ であるか否かが判断される(S37)。ここで、リプル除去回路265からの出力信号が $1/2V_{cc}$ である場合(S37:Yes)は、フォトセンサ208によって明滅光が検出されたと判断される(S38)。一方、リプル除去回路265からの出力信号が $1/2V_{cc}$ でない場合(S37:No)、フォトセンサ208によって明滅光は検出されなかったと判断される(S39)。S38およびS39の処理後は明滅光検出処理を終了し、図4の周波数切り替え処理へと戻る。

【0039】

図4に戻って、続くS4では、明滅光検出処理の結果について判定が行われる。ここで、明滅光検出処理にて明滅光が検出されたと判断されると(S4:Yes)、分周器2523における分周数Nが2に設定される(S5)。これにより、モータ制御部252にて、エンコーダ255からのインデックスパルス信号の周波数が分周器2523によって1/2に変換され、位相比較器2521へ出力される。その結果、例えば、電子内視鏡10の同期信号の周波数(フィールドレート)が30Hzである場合、光源251からの連続光をその2倍の周波数である60Hzで明滅させるように、回転盤256が倍速で回転制御される。これにより、検査室内に放射される明滅光の周波数が60Hzとなり、術者等によって連続光として認識される。

【0040】

一方、明滅光検出処理において明滅光は検出されなかったと判断される(S3:No)と、分周数Nが1に設定される(S6)。この場合は、電子内視鏡10は患者の体内に挿入されているなど、直接術者等の目に入る状態ではないと考えられるため、光源251からの連続光を電子内視鏡10の同期信号の周波数(例えば30Hz)と同期して明滅させるよう、回転盤256が回転制御される。

【0041】

S5およびS6の処理後は、S2の処理へと戻り、プロセッサ20に接続される電子内視鏡10のフィールドレート、およびフォトセンサ208による明滅光の検出結果に基づいて、分周数Nが切り替えられる。例えば、S5において分周数Nが2に設定され、同期信号の倍の周波数の明滅光とされた後に、電子内視鏡10が検査室内に置かれたままの場合は、S3の明滅光検出処理にて、再度明滅光を検出したと判断される。これは、図7の期間P4に示されるように、フォトインタラプタ257からの明滅光信号とフォトセンサ208からの出力信号とがともに倍の周波数で同期しているためである。そして、この場合には、引き続き分周数Nは2に設定され、同期信号の倍の周波数の明滅光となるように、回転盤256が制御される。

【0042】

一方、S5において分周数Nが2に設定され、同期信号の倍の周波数の明滅光が供給された後に、体内観察のために電子内視鏡10が患者の体内に挿入された場合、S3の明滅光検出処理にて、明滅光は検出されないと判断され、分周数Nが1に切り替えられる。これにより、同期信号と同期する明滅光となるように、回転盤256の回転速度が自動的に制御される。

【0043】

このように、本実施形態におけるプロセッサ20は、電子内視鏡10から放射される明

10

20

30

40

50

滅光が検査室内に散乱しているか否かを、フォトセンサ 208 の検出結果に基づいて明滅光検出回路 206 によって判断する。そして、明滅光検出回路 206 によって、明滅光が検出されたと判断する場合には、光源 251 からの連続光を 50 Hz 以上の周波数で明滅させるように、分周数 N を設定して回転盤 256 を制御する構成となっている。このように構成することにより、電子内視鏡 10 の挿入部 10a が、患者の体内から取り出され、明滅光が術者等の目に直接入る状態では、人間が連続光と認識する 50 Hz 以上の周波数で明滅する明滅光が供給される。これにより、明滅光が直接人間の目に入る場合でも、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、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内視鏡の照明光が利用される場合などの直接観察に光源装置からの照明光を使用する場合にも、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。

10

## 【0044】

また、明滅光検出回路 206 によって、明滅光が検出されなくなった場合には、光源 251 からの連続光を電子内視鏡 10 の同期信号に同期するように分周数 N を設定して回転盤 256 を制御する構成となっている。このように構成することにより、電子内視鏡 10 が患者の体内に挿入されている場合、すなわち電子内視鏡 10 による内視鏡観察時には、体腔内の撮影に適した明滅光が供給される。

## 【0045】

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、上記実施形態では、連続光を明滅光に変換する手段として、回転盤式のオプティカルチョップを用いる構成としたが、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。

20

## 【0046】

また、上記実施形態においては、分周器 2523 における分周数が 1 または 2 のいずれかに設定される構成となっているが、これに限定されるものではなく、任意の整数が設定される構成としても良い。これにより、明滅光の周波数を電子内視鏡 10 からの同期信号の整数倍に設定することが可能となり、広範囲の電子内視鏡（例えば低フィールドレート（20 Hz など）の電子内視鏡）についても対応可能となる。

30

## 【0047】

さらに、上記実施形態では、プロセッサ 20 のフロントパネル 204 の近傍にフォトセンサ 208 を備える構成としたが、例えば電子内視鏡 10 の把持部にフォトセンサを備える構成としても良い。この場合、電子内視鏡 10 のフォトセンサにて検出された信号をプロセッサ 20 の明滅光検出回路 206 へ送信し、明滅光検出処理を行う構成となる。このように構成することで、プロセッサ 20 と電子内視鏡 10 とが離れた位置にある場合にも、適切に明滅光の検出を行うことが可能となる。

## 【符号の説明】

## 【0048】

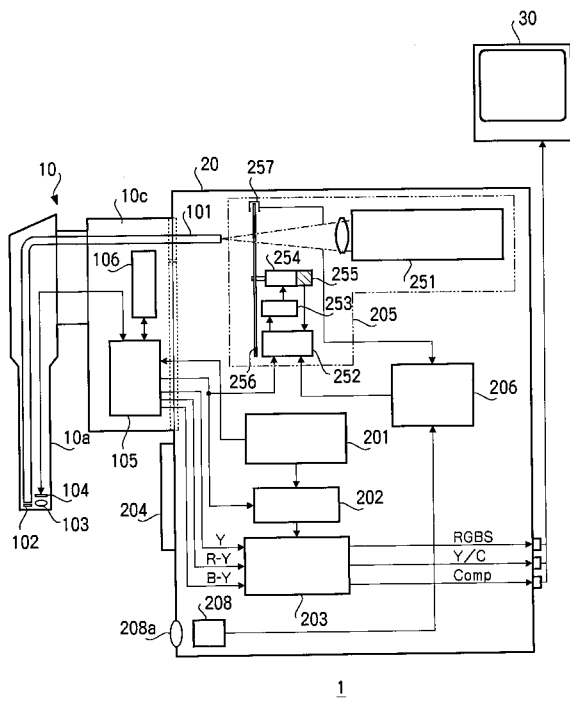
- 1 電子内視鏡システム
- 10 電子内視鏡
- 20 プロセッサ
- 30 モニタ
- 205 光源部
- 251 光源
- 252 モータ制御部
- 253 モータドライバ
- 254 モータ
- 255 エンコーダ
- 256 回転盤

40

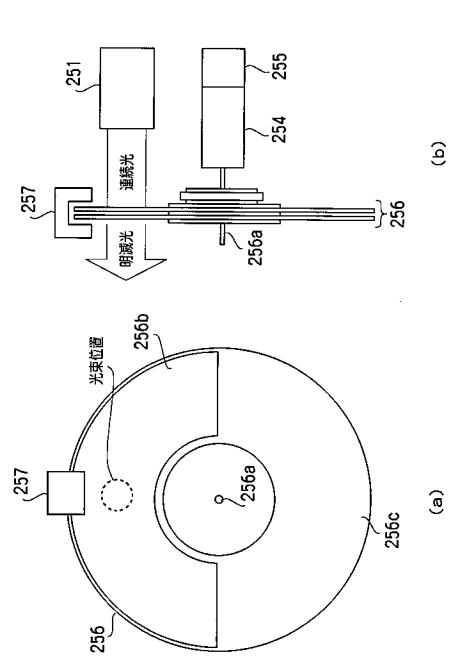
50

- 257 フォトインタラプタ
- 206 明滅光検出回路
- 208 フォトセンサ

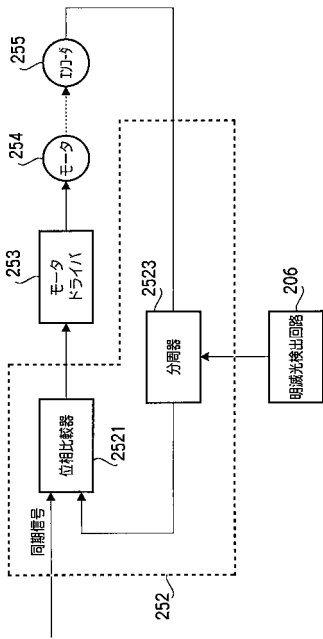
【図1】



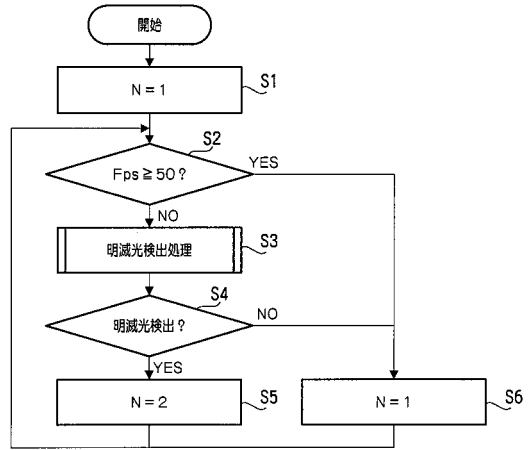
【図2】



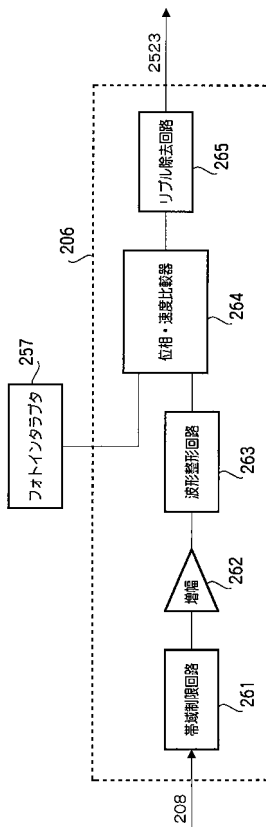
【図3】



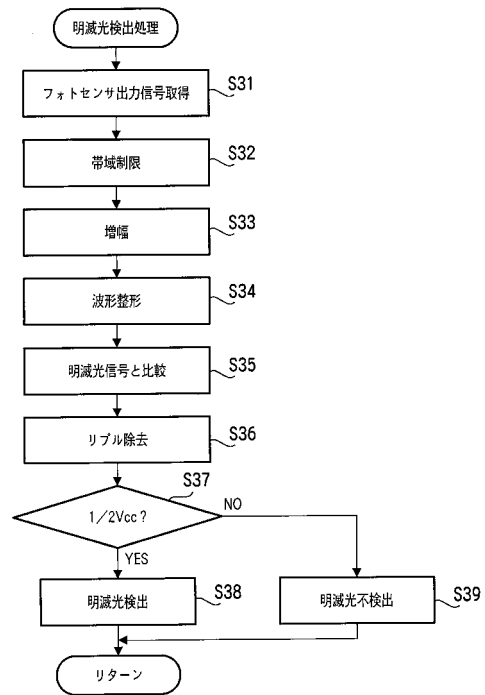
【図4】



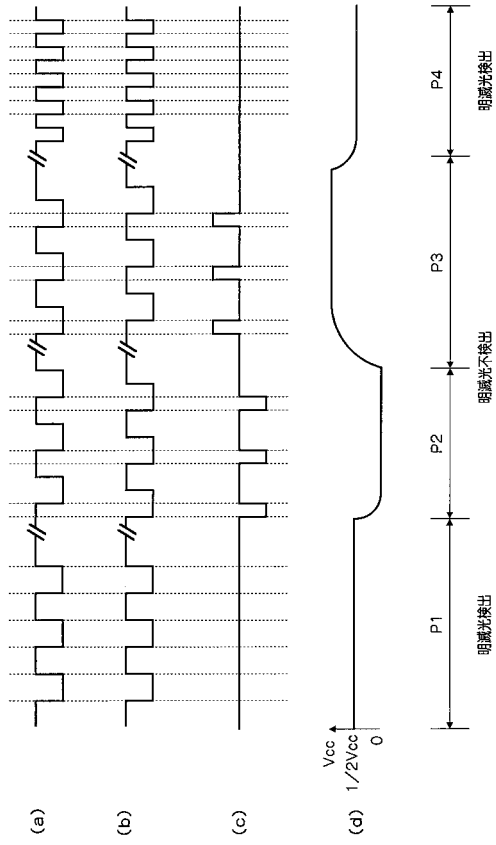
【図5】



【図6】



【 図 7 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-218737(JP,A)  
特開2002-028125(JP,A)  
特開昭62-073877(JP,A)  
特開2001-309885(JP,A)  
特開2008-264514(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/06  
G02B 23/24

专利名称(译)	内窥镜用光源装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP5273865B2</a>	公开(公告)日	2013-08-28
申请号	JP2009184633	申请日	2009-08-07
[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 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/06.A G02B23/26.B G02B23/24.B A61B1/06.611 A61B1/07.730 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA10 4C061/CC06 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ09 4C061/RR03 4C061/RR05 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR24 4C161/CC06 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR05 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR24		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2011036319A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供光源装置，如果闪烁的光线穿透人眼，则会改变闪烁光的频率。解决方案：内窥镜的光源装置用于向内窥镜供给照明光。光源装置包括设置在内窥镜的光源和光导之间用于周期性地闪烁通过的照明光的照明光闪烁装置，用于控制照明光闪烁装置的控制装置，以使照明光闪烁。在第一频率下，基于来自内窥镜的信号，以及照明光检测装置，用于检测从内窥镜发出的照明光。当照明光检测装置检测到照明光时，控制装置控制照明光闪烁装置，使得照明光以高于第一频率的第二频率闪烁。

【图 1】

