

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5636177号  
(P5636177)

(45) 発行日 平成26年12月3日(2014.12.3)

(24) 登録日 平成26年10月24日(2014.10.24)

|                |              |                  |                    |
|----------------|--------------|------------------|--------------------|
| (51) Int.Cl.   |              | F I              |                    |
| <b>A 6 1 B</b> | <b>1/06</b>  | <b>(2006.01)</b> | A 6 1 B 1/06 A     |
| <b>A 6 1 B</b> | <b>1/04</b>  | <b>(2006.01)</b> | A 6 1 B 1/04 3 7 0 |
| <b>G O 2 B</b> | <b>23/24</b> | <b>(2006.01)</b> | G O 2 B 23/24 B    |
| <b>G O 2 B</b> | <b>23/26</b> | <b>(2006.01)</b> | G O 2 B 23/26 B    |

請求項の数 2 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2009-183203 (P2009-183203)  
 (22) 出願日 平成21年8月6日(2009.8.6)  
 (65) 公開番号 特開2011-30985 (P2011-30985A)  
 (43) 公開日 平成23年2月17日(2011.2.17)  
 審査請求日 平成24年6月11日(2012.6.11)

(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 樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、および内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体腔内の画像を撮像するためのC M O S イメージセンサと、  
 前記体腔内を照明する光を供給するための光源と、  
 前記光源から供給される照明光の光路上に配置され、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C M O S イメージセンサにおける先頭ラインの蓄積開始のタイミングと、最終ラインの電荷の蓄積開始のタイミングとの中間のタイミングを検出して、中間タイミング検出信号を生成する中間タイミング信号生成手段と、

前記照明光が前記C M O S イメージセンサにおけるグローバル露光期間にのみ、前記体腔内を照明するように、前記照明光の明滅を制御するための制御信号を生成する制御信号生成手段と、

前記制御信号に従って、前記照明光明滅手段を制御する明滅制御手段と、  
 を備え、

前記照明光明滅手段は、前記光源から供給される照明光を通過させるための開口部と、  
 前記光源から供給される照明光を遮蔽するための遮光部とを有する回転盤を備え、

前記グローバル露光期間は、前記最終ラインにおける電荷の蓄積が開始されてから前記先頭ラインの電荷が転送開始されるまでの期間であり、

前記制御信号生成手段は、前記中間タイミング検出信号に基づいて前記制御信号を生成し、

10

20

前記明滅制御手段は、前記照明光が前記遮光部の中央に位置するタイミングと前記中間タイミング検出信号とが同期するように前記回転盤を制御することを特徴とする、内視鏡システム。

【請求項 2】

前記回転盤の開口部の大きさを調整する開口部調整手段を更に備え、

前記開口部調整手段は、前記 CMOS イメージセンサにおけるグローバル露光期間にのみ、前記照明光が前記体腔内を照明するように、前記開口部の開口角を調整することを特徴とする、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、内視鏡システム、特に撮像素子として CMOS を備えた内視鏡に明滅光を供給する内視鏡システムに関する。

【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内視鏡システムは、先端部に備えられた固体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撮像素子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、撮像素子で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、撮像素子における露光時間の調整を行うことができる。さらに、特許文献 1 の内視鏡では、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、回転盤の回転が制御される。これにより、撮像素子によって撮像される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】

40

【0004】

【特許文献 1】特公平 6 - 38134 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、光電変換を行う撮像素子としては CCD (Charge Coupled Device) または CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) を用いたイメージセンサが良く知られている。CMOS イメージセンサは、CCD に比べて低消費電力、低コストであり、また小型化も容易であるというメリットがある。その一方で、CMOS は暗時ノイズ等のノイズの発生が大きく、画質の面において CCD に劣っていることから、従来の電子内

50

視鏡システムにおいては、主にCCDが採用されている。しかしながら、近年、ノイズの改善によってCMOSにおける高画質化が進み、CCDと比べて遜色のない画像を取得できるようになってきた。これに伴い、細径化、小型化という恒常的な課題を持つ電子内視鏡にも、撮像素子としてCMOSイメージセンサを採用したいという要望がある。

【0006】

ここで、CCDとCMOSとの動作上の相違点の一つとして、電荷の蓄積および転送方法の違いが挙げられる。詳しくは、CCDでは受光面の全画素において同時に電荷の蓄積が開始され、全画素に蓄積された電荷が同時に転送される。これに対し、CMOSでは、受光面の先頭ラインに含まれる画素から順に電荷の蓄積が開始され、蓄積が終了した先頭ラインから電荷が順に転送される。このようなラインごとに電荷蓄積および転送のタイミングが異なるCMOSを電子内視鏡に備える場合、特許文献1に記載されるように画像転送信号に同期した明滅光を供給すると、明滅光のタイミングによっては、画像の上部と下部とで電荷の蓄積のタイミングが異なってしまう。そして、これにより、特に動きがある被写体に対して明滅光を用いて静止画の撮影を行った場合には、露光のムラが発生し、モニタに表示される画像に割れやひずみが生じてしまうことがある。

10

【0007】

そこで、本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、CMOSイメージセンサを備えた内視鏡に適した明滅光を供給することが可能な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】

20

【0008】

上記の課題を解決するため、本発明により、体腔内の画像を撮像するための撮像手段と、体腔内を照明する光を供給するための光源と、光源から供給される照明光の光路上に配置され、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、照明光が撮像手段におけるグローバル露光期間にのみ、体腔内を照明するように、照明光の明滅を制御するための制御信号を生成する制御信号生成手段と、制御信号に従って、照明光明滅手段を制御する明滅制御手段と、を備える内視鏡システムが提供される。また、本発明は、例えば上記撮像手段がCMOSイメージセンサの場合に好適に実施される。

【0009】

このように構成することにより、撮像手段のグローバル露光期間にのみ照明光を照射することができ、動きが速い被写体を撮影した場合でも、画像の割れやひずみ等を発生させることなく、適切な画像を提供することが可能となる。

30

【0010】

また、上記制御信号生成手段は、CMOSイメージセンサにおける先頭ラインの電荷蓄積開始のタイミングと最終ラインの電荷蓄積開始のタイミングに基づいて、制御信号を生成するものであっても良い。

【0011】

このように構成することにより、CMOSイメージセンサの電荷蓄積タイミングに基づいた制御信号を生成することができ、CMOSイメージセンサのグローバル露光期間にのみ、照明光を照射するよう、光を明滅させることが可能となる。

40

【0012】

また、上記照明光明滅手段は、光源から供給される照明光を通過させるための開口部と、光源から供給される照明光を遮蔽するための遮光部とを有する回転盤からなるものであっても良い。また、上記内視鏡システムは、回転盤の開口部の大きさを調整する開口部調整手段を更に備え、開口部調整手段は、撮像手段におけるグローバル露光期間にのみ、照明光が体腔内を照明するように、開口部の開口角を調整するものであっても良い。

【0013】

このように構成することにより、撮像手段のグローバル露光期間の長さに応じて、開口部の開口角を調整することができ、グローバル露光期間にのみ照明光を照射させることが可能となる。

50

## 【0014】

さらに、本発明により、体腔内の画像を撮像するための撮像手段と、体腔内を照明するための照明光を伝播する導光手段と、照明光が撮像手段におけるグローバル露光期間にのみ、体腔内を照明するように、照明光の明滅を制御するための制御信号を生成する制御信号生成手段と、を備える内視鏡が提供される。

## 【発明の効果】

## 【0015】

したがって、本発明によれば、内視鏡の撮像素子としてCMOSを用いた場合でも、適切なタイミングで明滅する光を供給することが可能となり、割れのない画像を提供することが可能となる。

10

## 【図面の簡単な説明】

## 【0016】

【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回転盤の制御を説明するための図である。

【図4】本発明の実施形態における回転盤制御の別の例を説明するための図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0017】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態における電子内視鏡システム1について説明する。

20

## 【0018】

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、電子内視鏡10が着脱自在に接続されるプロセッサ20、およびモニタ30から構成される。

## 【0019】

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CMOSイメージセンサ104(以下、「CMOS104」という)が配置される。

30

## 【0020】

また、電子内視鏡10の接続部10cには、CMOS104で生成された画像信号に対して所定の画像処理を行う初段信号処理回路105、CMOS104の駆動制御を行うCMOS駆動回路106、および電子内視鏡10の各部を統括的に制御する制御回路107が備えられている。

40

## 【0021】

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後段信号処理回路203、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、および開口制御モータ257(図2にのみ記載)からなる。また、モニタ30は、後段信号処理回路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

50

、一般的な受像機能を備えた表示装置である。

#### 【 0 0 2 2 】

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 2 0 の電源が投入されると、システムコントローラ 2 0 1 の制御の下、光源 2 5 1 が駆動される。そして、術者によって電子内視鏡 1 0 の挿入部 1 0 a が患者の体内に挿入される。光源 2 5 1 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 2 5 6 によって明滅光へと変換される。尚、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、連続光が先端から照射される。図 2 は、回転盤 2 5 6 を拡大して示した図である。図 2 ( a ) は回転盤 2 5 6 の正面図であり、図 2 ( b ) は回転盤 2 5 6 の側面図である。

10

#### 【 0 0 2 3 】

回転盤 2 5 6 は、回転軸 2 5 6 a を中心とした同一形状の 2 枚の円盤 2 5 6 1 および 2 5 6 2 によって構成される。回転盤 2 5 6 を構成する各円盤 2 5 6 1 および 2 5 6 2 には、1 8 0 度の開口角を有する開口部が設けられている。そして、回転盤 2 5 6 における開口部 2 5 6 c は、開口制御モータ 2 5 7 によって円盤 2 5 6 1 および 2 5 6 2 が別々に回転されることによって、その開口角が 0 度から 1 8 0 度の間で調整される。円盤 2 5 6 1 および 2 5 6 2 は、回転盤 2 5 6 における開口部 2 5 6 c の開口角が所望の角度に調整されると、その状態で固定され、その後は一体の回転盤 2 5 6 として同時に回転制御される。開口制御モータ 2 5 7 における開口角の調整は、プロセッサ 2 0 の図示しないフロント

20

#### 【 0 0 2 4 】

回転盤 2 5 6 の回転軸 2 5 6 a には、モータ 2 5 4 およびエンコーダ 2 5 5 が取り付けられている。モータ 2 5 4 は、モータドライバ 2 5 3 から供給される駆動信号に従って駆動し、回転盤 2 5 6 を所定の速度で回転させる。エンコーダ 2 5 5 は、回転軸 2 5 6 a に連動しており、回転盤 2 5 6 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 2 5 3 は、モータ制御部 2 5 2 から出力される制御信号に従って、モータ 2 5 4 を駆動させる。

#### 【 0 0 2 5 】

モータ制御部 2 5 2 には、電子内視鏡 1 0 から出力される回転盤制御信号と、エンコーダ 2 5 5 から出力されるインデックスパルス信号とが入力される。モータ制御部 2 5 2 は、位相比較器を備えており、入力された回転盤制御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 2 5 4 を制御して回転盤 2 5 6 を回転させる。すなわち、本実施形態では電子内視鏡 1 0 から送られる回転盤制御信号を基準として、回転盤 2 5 6 の回転制御が行われる。尚、回転盤制御信号については、後で詳述する。

30

#### 【 0 0 2 6 】

光源 2 5 1 から照射された連続光は、回転盤 2 5 6 の開口部 2 5 6 b がその光路中にあるときは、ライトガイド 1 0 1 の一端に入射する。一方、回転盤 2 5 6 の遮光部 2 5 6 c がその光路中にあるときは、遮光部 2 5 6 c によって光が遮られるため回転盤 2 5 6 を通過することができない。つまり、モータ 2 5 4 によって回転盤 2 5 6 が回転されることにより、光源 2 5 1 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。

40

#### 【 0 0 2 7 】

電子内視鏡 1 0 のライトガイド 1 0 1 に入射した明滅光は、ライトガイド 1 0 1 内を伝播し、配光レンズ 1 0 2 を介して、挿入部 1 0 a 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 1 0 3 を介して CMOS 1 0 4 の受光面に結像される。CMOS 1 0 4 では、CMOS 駆動回路 1 0 6 からの駆動制御信号に従い、受光面の先頭ラインから順に電荷の蓄積が開始される。そして、CMOS 駆動回路 1 0 6 からの転送信号に従って、先頭ラインから順に光電変換された画像信号が読み出され、初段信号処理回路 1 0 5 に送られる。

50

## 【 0 0 2 8 】

初段信号処理回路 1 0 5 では、画像信号に所定の処理を施して、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。初段信号処理回路 1 0 5 によって生成された映像信号は、プロセッサ 2 0 の後段信号処理回路 2 0 3 に出力される。

## 【 0 0 2 9 】

後段信号処理回路 2 0 3 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 N T S C 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、ビデオ信号はプロセッサ 2 0 からモニタ 3 0 へ出力され、モニタ 3 0 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 3 0 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。また、上述のような体腔内観察中に、電子内視鏡 1 0 の操作部に備えられたフリーズボタン（不図示）を操作することによって、被写体の静止画像を取得することができる。

## 【 0 0 3 0 】

続いて、回転盤制御信号による回転盤 2 5 6 の制御について、図 3 を参照して説明する。図 3 の各波形において、横軸は時間、縦軸は出力値（図 3（a）においては電荷量）を示す。図 3（a）は、C M O S 1 0 4 における電荷の蓄積の状態を示す図である。図 3（a）においては、C M O S 1 0 4 の受光面における先頭ラインの電荷蓄積状態が実線で示され、最終ラインの電荷蓄積状態が破線で示される。図 3（a）に示されるように、C M O S 1 0 4 では、先頭ラインと最終ラインとで、電荷の蓄積を開始するタイミングが異なる。ここで、C M O S 1 0 4 の先頭ラインから最終ラインまでの全ての画素において電荷の蓄積が行われている期間、すなわち、最終ラインにおける電荷の蓄積が開始されてから先頭ラインの電荷が転送されるまでの間をグローバル露光期間という。本実施形態においては、C M O S 1 0 4 のグローバル露光期間にのみ照明光がライトガイド 1 0 1 に入射するように、回転盤 2 5 6 の制御を行うための回転盤制御信号が電子内視鏡 1 0 の C M O S 駆動回路 1 0 6 にて生成される。

## 【 0 0 3 1 】

C M O S 駆動回路 1 0 6 では、まず中間タイミング検出信号が生成される。この中間タイミング検出信号は、C M O S 1 0 4 の先頭ラインの蓄積開始のタイミングと、最終ラインの電荷の蓄積開始のタイミングとの中間のタイミングを検出した結果を示すパルス信号である。ここで、先頭ラインにおける電荷の蓄積開始タイミングと、最終ラインにおける電荷の蓄積開始タイミングとの時間差は、C M O S 1 0 4 の駆動周波数と画素数（ライン数）によって求められる。そのため、C M O S 駆動回路 1 0 6 では、この時間差に基づいて、先頭ラインの蓄積開始のタイミングと、最終ラインの電荷の蓄積開始のタイミングとの中間タイミングが検出され、図 3（b）に示されるパルス信号が生成される。

## 【 0 0 3 2 】

続いて、C M O S 駆動回路 1 0 6 では、上記のように生成された中間タイミング検出信号および C M O S 1 0 4 におけるフレーム周波数に基づいて、回転盤制御信号が生成される。回転盤制御信号は、図 3（c）に示されるように、中間タイミング検出信号に同期して立ち上がり、先頭ラインの画像信号の電荷蓄積終了のタイミングに同期して立ち下がる信号である。そして、C M O S 駆動回路 1 0 6 にて生成された回転盤制御信号は、モータ制御部 2 5 2 に送られる。

## 【 0 0 3 3 】

図 3（d）は、C M O S 駆動回路 1 0 6 にて生成された回転盤制御信号とともにモータ制御部 2 5 2 に入力される、エンコーダ 2 5 5 から出力されるインデックスパルス信号である。ここで、エンコーダ 2 5 5 から出力されるインデックスパルス信号は、光源 2 5 1 から照射される連続光の光束位置が、図 2（a）に示される位置、すなわち回転盤 2 5 6

10

20

30

40

50

の遮光部 2 5 6 d の中央に位置する毎に立ち上がるパルス信号である。そして、モータ制御部 2 5 2 にて、回転盤制御信号とインデックスパルス信号とが同期するように回転盤 2 5 6 が制御されることにより、図 3 ( e ) に示されるように、グローバル露光期間内において光源 2 5 1 からの照明光がライトガイド 1 0 1 に入射するように、回転盤 2 5 6 の回転が制御される。

#### 【 0 0 3 4 】

このような動作を行う各部のタイミングについて、具体的な数値を用いて説明する。図 3 では、例として CMOS 1 0 4 のフレーム周波数が 3 0 H z で、先頭ラインにおける電荷の蓄積開始タイミングと、最終ラインにおける電荷の蓄積開始タイミングとの時間差が、約 1 1 m s ( ミリ秒 ) である場合について説明する。尚、この場合、1 フレームが約 3 3 m s となるため、CMOS 1 0 4 におけるグローバル露光期間は約 2 2 m s となる。

10

#### 【 0 0 3 5 】

まず、CMOS 駆動回路 1 0 6 では、CMOS 1 0 4 の先頭ラインの蓄積開始のタイミングと、最終ラインの電荷の蓄積開始のタイミングとの中間タイミングを検出し、先頭ラインの蓄積開始から約 5 . 5 m s 後に立ち上がる中間タイミング検出信号が生成される ( 図 3 ( b ) ) 。また、中間タイミング検出信号に同期して生成される回転盤制御信号は、先頭ラインの蓄積開始から約 5 . 5 m s 後に立ち上がり、先頭ラインの電荷蓄積終了のタイミングである約 3 3 m s 後に立ち下がる信号となる ( 図 3 ( c ) ) 。

#### 【 0 0 3 6 】

20

続いて、モータ制御部 2 5 2 によって、先頭ラインの蓄積開始から約 5 . 5 m s 後に立ち上がる回転盤制御信号と、エンコーダ 2 5 5 から出力されるインデックスパルス信号とを同期させるよう回転盤 2 5 6 が制御される。すなわち、先頭ラインの蓄積開始から約 5 . 5 m s 後に、インデックスパルス信号が出力されるように、回転盤 2 5 6 の回転が制御される。ここで、回転盤 2 5 6 の開口部 2 5 6 c の開口角は、図 2 ( a ) に示されるように 1 8 0 度に設定されている。そして、回転盤 2 5 6 におけるインデックスパルス信号の基準位置と開口部 2 5 6 c との位置関係により、インデックスパルス信号の立ち上がりから、約 8 . 7 5 m s 後、すなわち先頭ラインの蓄積開始から約 1 3 . 7 5 m s 後に、光源 2 5 1 からの連続光が回転盤 2 5 6 の開口部 2 5 6 c に到達する。そして、その後 1 6 . 5 m s の間、開口部 2 5 6 c を通過した照明光がライトガイド 1 0 1 に入射される。このように、回転盤制御信号に基づいて、回転盤 2 5 6 を制御することにより、CMOS 1 0 4 における 2 2 m s のグローバル露光期間にのみ、ライトガイド 1 0 1 に照明光を入射させるよう、光源 2 5 1 からの照明光を明滅させることが可能となる。

30

#### 【 0 0 3 7 】

ここで、上述のように、CMOS 1 0 4 のグローバル露光期間は、CMOS 1 0 4 のフレーム周波数、駆動周波数、および画素数 ( ライン数 ) によって決定される。そのため、例えば、CMOS 1 0 4 とフレーム周波数および駆動周波数が同じで画素数 ( ライン数 ) が 2 倍の CMOS 1 0 4 ' ( 不図示 ) では、先頭ラインにおける電荷の蓄積開始タイミングと、最終ラインにおける電荷の蓄積開始タイミングとの時間差が 2 倍の約 2 2 m s となり、グローバル露光期間が約 1 1 m s と短くなる。この場合、回転盤 2 5 6 の開口部 2 5 6 c の開口角を上記同様の 1 8 0 度とすると、回転盤 2 5 6 が 1 フレーム ( 3 3 m s ) で 1 周することにより、グローバル露光期間以上の約 1 6 . 5 m s の間、照明光がライトガイド 1 0 1 に入射されてしまう。本実施形態では、グローバル露光期間の長さに応じて、開口部 2 5 6 c の開口角を調整することで、グローバル露光期間が短くなった場合でも、CMOS のグローバル露光期間にのみ、照明光が電子内視鏡 1 0 に供給される構成となっている。

40

#### 【 0 0 3 8 】

この場合の各部のタイミングについて、図 4 を参照して具体的な数値を用いて説明する。図 4 ( a ) は、CMOS 1 0 4 ' における電荷の蓄積の状態を示す図である。図 4 ( a ) では、例として CMOS 1 0 4 ' のフレーム周波数が 3 0 H z で、先頭ラインにおける

50

電荷の蓄積開始タイミングと、最終ラインにおける電荷の蓄積開始タイミングとの時間差が、約 22 ms (ミリ秒) である場合について説明する。この場合、CMOS104におけるグローバル露光期間は約 11 ms となる。

#### 【0039】

まず、CMOS駆動回路106では、上記と同様にCMOS104の先頭ラインの蓄積開始のタイミングと、最終ラインの電荷の蓄積開始のタイミングとの中間タイミングを検出し、図4(b)に示されるように、先頭ラインの蓄積開始から11 ms後に立ち上がる中間タイミング検出信号が生成される。また、中間タイミング検出信号に同期して生成される回転盤制御信号は、図4(c)に示されるように、先頭ラインの蓄積開始から11 ms後に立ち上がり、先頭ラインの転送開始タイミングである33 ms後に立ち下がる信号となる。

10

#### 【0040】

一方、回転盤256の開口部256cの開口角は、開口制御モータ257によって、CMOS104におけるグローバル露光期間(11 ms)の半分の時間(すなわち5.5 ms)だけ開口するように制御される。この場合の開口制御モータ257への指示は、プロセッサ20の図示しないフロントパネルによって手動で設定されても良いし、システムコントローラ201によってCMOS104'の駆動周波数や画素数に関する情報に基づいて、自動的に設定されても良い。尚、回転盤256は、33 msで1回転することから、5.5 ms照明光を通過させるための開口角は、60度となる。また、この60度の開口部256cは、インデックスパルス信号の立ち上がりの基準点と回転軸256aを挟んで対向する点を中心に設けられる。

20

#### 【0041】

続いて、モータ制御部252では、先頭ラインの蓄積開始から約11 ms後に立ち上がる回転盤制御信号と、エンコーダ255から出力されるインデックスパルス信号とを同期させるよう回転盤256が制御される。すなわち、先頭ラインの蓄積開始から約11 ms後に、インデックスパルス信号が出力されるように、回転盤256が回転制御される。ここで、回転盤256の開口部256cの開口角は、上述のように60度に設定されている。そして、回転盤256における位置関係により、インデックスパルス信号の立ち上がりから、13.75 ms後、すなわち先頭ラインの蓄積開始から約24.75 ms後に、光源251からの連続光が回転盤256の開口部256cに到達する。そして、その後5.5 msの間、開口部256cを通過した照明光がライトガイド101に入射される。このように、開口部256cの開口角を調整し、回転盤制御信号に基づいて、回転盤256を制御することにより、CMOS104'における11 msのグローバル露光期間にのみ、ライトガイド101に照明光を入射させるよう、光源251からの照明光を明滅させることが可能となる。

30

#### 【0042】

上述のように、本実施形態では、電子内視鏡10にて搭載するCMOS104の駆動周波数や画素数などの情報に基づいた回転盤制御信号を生成してモータ制御部252に送信し、モータ制御部252にて回転盤制御信号に基づいた回転盤256の回転制御を行うことによって、グローバル露光期間にのみ、電子内視鏡10に照明光が供給されるように、照明光を明滅させることが可能となる。そして、このように、CMOS104のグローバル露光期間にのみ電子内視鏡10に照明光を供給することにより、CMOS104におけるライン毎の電荷の蓄積タイミングを同時にすることができる。その結果、動きが速い被写体を撮影した場合でも、画像の割れやひずみ等を発生させることなく、適切な画像を提供することが可能となる。

40

#### 【0043】

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パ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

50

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。この場合も、CMOSのグローバル露光期間にのみ、電子内視鏡に照明光が供給されるように、明滅光を明滅させる構成とすれば良い。また、本発明は、CMOS以外のグローバル露光期間を有する撮像素子を備えた電子内視鏡システムにも適用可能であり、この場合も上記実施形態と同様の効果を奏することができる。

【符号の説明】

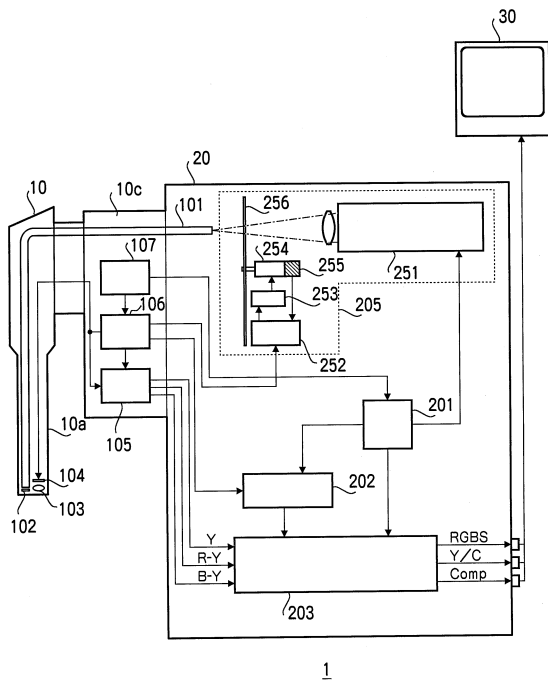
【0044】

- 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
- 104 CMOSイメージセンサ
- 106 CMOS駆動回路
- 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
- 257 開口制御モータ

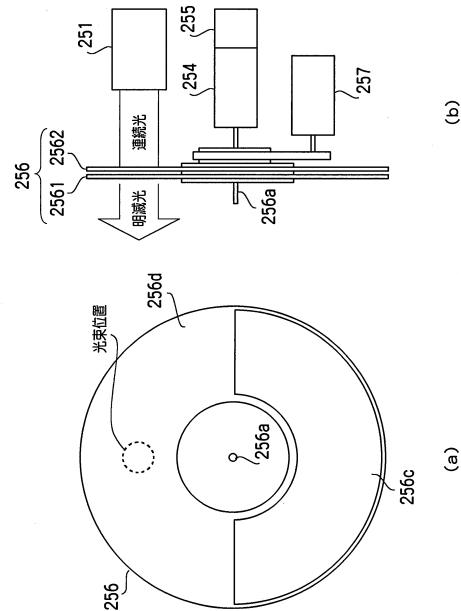
10

20

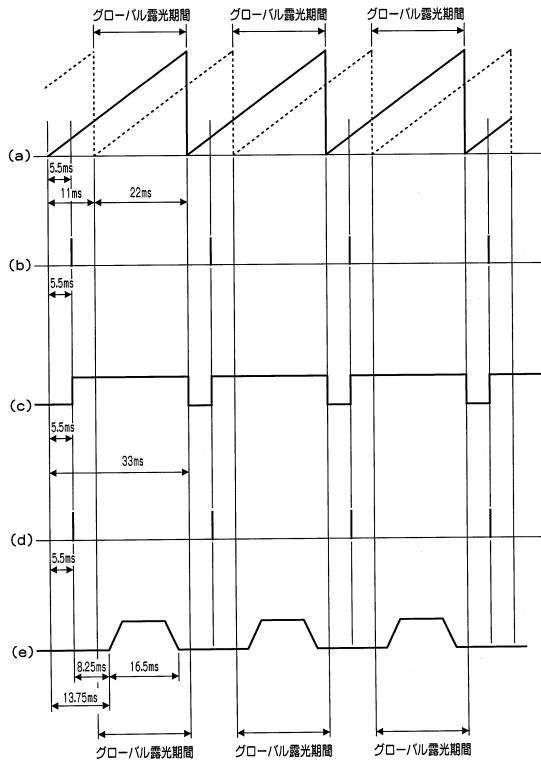
【図1】



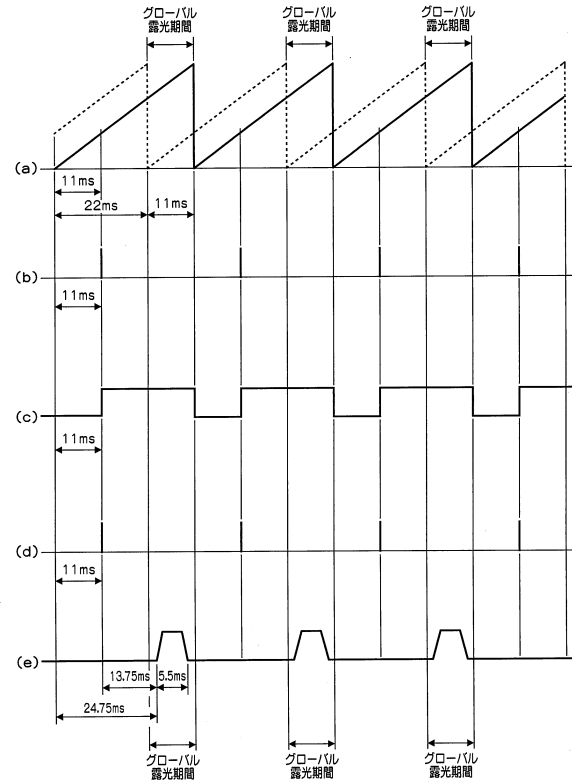
【図2】



【 図 3 】



【 図 4 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2009-136447(JP,A)  
特開昭62-156615(JP,A)  
特開2009-039432(JP,A)  
特開2009-136459(JP,A)  
特開2008-104614(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00  
H04N 5/30

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜系统和内窥镜   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5636177B2</a>   | 公开(公告)日 | 2014-12-03 |
| 申请号            | JP2009183203  | 申请日     | 2009-08-06 |
| [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 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26   |         |            |
| FI分类号          | A61B1/06.A A61B1/04.370 G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/04 A61B1/045.631 A61B1/06.611 A61B1/07.730  |         |            |
| F-TERM分类号      | 2H040/BA10 2H040/CA10 2H040/GA02 2H040/GA10 4C061/CC06 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/RR03 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR26 4C061/SS04 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/RR03 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS04 |         |            |
| 审查员(译)         | 棕熊正和  |         |            |
| 其他公开文献         | JP2011030985A   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够提供适合配备CMOS图像传感器的内窥镜的闪烁光的内窥镜系统。解决方案：内窥镜系统包括用于在体腔内成像的CMOS图像传感器，用于供应的光源照亮体腔内部的光，照明光闪烁装置，设置在从光源提供的照明光的光路上并周期性地闪烁通过照明光，控制信号形成装置，形成控制信号以控制照明光的闪烁使得照明光仅在成像装置中的全局曝光时段内照射体腔内部，并且闪烁控制装置根据控制信号控制照明光闪烁装置。

【图 1】

