

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ト* (参考)
A 6 1 B 1/06		A 6 1 B 1/06	B 2 H 0 4 0
1/04	372	1/04	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B 5 C 0 2 2
23/26		23/26	B 5 C 0 2 4
H 0 4 N 5/225		H 0 4 N 5/225	C 5 C 0 5 4
審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 8 数) 最終頁に続く			

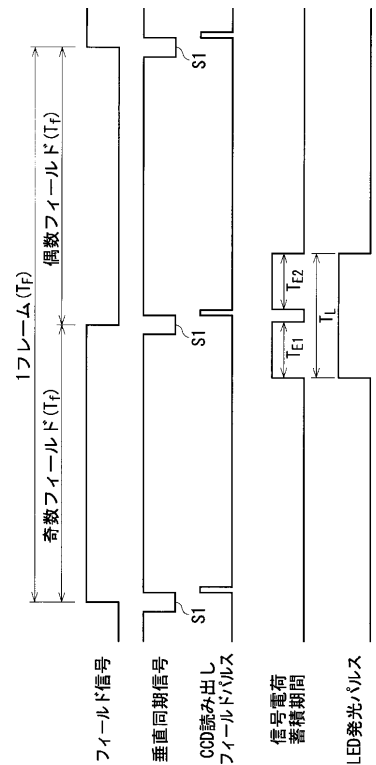
(21)出願番号	特願2001 - 39964(P2001 - 39964)	(71)出願人	000000527 旭光学工業株式会社 東京都板橋区前野町2丁目36番9号
(22)出願日	平成13年2月16日(2001.2.16)	(72)発明者	日比 春彦 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学 工業株式会社内
		(72)発明者	池谷 浩平 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学 工業株式会社内
		(74)代理人	100090169 弁理士 松浦 孝
		最終頁に続く	

(54)【発明の名称】 電子内視鏡用光源制御装置

(57)【要約】

【課題】 電子内視鏡において解像度が高くブレの少ない静止画像を撮影する。

【解決手段】 L E D光源を奇数フィールドの終了部と、偶数フィールドの開始部とを含む露光期間 T_L に渡り発光し、電子内視鏡の照明光として用いる。この照明光により奇数フィールドの期間 T_{E1} に撮像された奇数フィールドの画像と、偶数フィールドの期間 T_{E2} に撮像された偶数フィールドの画像から1フレームの静止画像を構成する。L E D光源の発光する露光期間 T_L の長さに対応して、適切な露出が得られるようにL E D光源の光度を調整する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 光源の発光タイミングを制御する発光タイミング制御手段を備え、前記発光タイミング制御手段が第 1 フィールドの撮像の終了部と第 2 フィールドの撮像の開始部とを含む期間に設けられた 1 フィールド期間よりも短い露光期間において、前記光源を少なくとも 1 回以上発光可能であることを特徴とする電子内視鏡用光源制御装置。

【請求項 2】 前記光源が前記露光期間中に 1 回のみ発光し、前記露光期間が連続した 1 つの期間であることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡用光源制御装置。

【請求項 3】 前記露光期間のうち、前記第 1 フィールドの撮像が行われる第 1 の露光期間と前記第 2 フィールドの撮像が行われる第 2 の露光期間とが略等しいことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡用光源制御装置。

【請求項 4】 前記光源から照射される照明光の放射強度を調整する照明強度調整手段を備え、前記照明強度調整手段が前記露光期間の長さに応じて前記放射強度を調整し、適正な露出を得ることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡用光源制御装置。

【請求項 5】 前記光源が少なくとも 1 つ以上の LED を有し、前記照明光の放射強度が前記 LED の光度を調整することにより行われることを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡用光源制御装置。

【請求項 6】 前記発光タイミング制御手段の駆動が電子内視鏡の操作部に設けられたスイッチを操作することにより開始されることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡用光源制御装置。

【請求項 7】 請求項 1 に記載された電子内視鏡用光源制御装置を備えることを特徴とする電子内視鏡用映像信号処理装置。

【請求項 8】 前記露光期間中、前記第 1 フィールドにおいて撮像される第 1 フィールド画像と前記第 2 フィールドにおいて撮像される第 2 フィールド画像とを記録可能な画像メモリを備えることを特徴とする請求項 7 に記載の電子内視鏡用映像信号処理装置。

【請求項 9】 前記第 1 フィールド画像及び前記第 2 フィールド画像から 1 フレーム分の静止画像の映像信号を生成できることを特徴とする請求項 8 に記載の電子内視鏡用映像信号処理装置。

【請求項 10】 請求項 1 に記載された電子内視鏡用光源制御装置を備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、電子内視鏡の光源制御装置に関するものであり、特に静止画像の撮像を行う際の光源制御に関する。

【0002】

【従来の技術】より適切な診断や処置を行うため電子内視鏡観察では、患部等の静止画像を撮像し、病変の観察および記録を行うことがしばしば行われるので多くの電子内視鏡システムには静止画を撮像するためのフリーズ機能が設けられている。電子内視鏡に用いられる CCD 等の撮像素子に設けられたフリーズ機能には、従来フィールド単位に静止画を撮像するフィールドフリーズ機能とフレーム単位で静止画を撮像するフレームフリーズ機能とが存在する。フレームフリーズ機能を用いるときには、1 フレーム分の垂直解像度で静止画像が得られるが、シャッタースピードはフレーム期間（1 / 30 秒）に対応するため撮像画像には大きなブレが生じてしまう。一方、フィールドフリーズ機能では、電子シャッター機能が利用できるためフィールド期間（1 / 60 秒）よりも速いシャッタースピードで静止画の撮像が可能となりブレを抑えることができるが、撮像された静止画は 1 フィールド分の垂直解像度しかもたないため、フレームフリーズ機能に対し垂直解像度が半分に低下してしまう。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであり、解像度が高くブレの少ない静止画像を撮影するための電子内視鏡用の光源制御装置、この光源制御装置を備えた電子内視鏡用映像信号処理装置及び電子内視鏡システムを得ることを目的としている。

【0004】

【課題を解決するための手段】本発明の電子内視鏡用光源制御装置は、光源の発光タイミングを制御する発光タイミング制御手段を備え、発光タイミング制御手段は第 1 フィールドの撮像の終了部と第 2 フィールドの撮像の開始部とを含む期間に設けられた 1 フィールド期間よりも短い露光期間において、光源を少なくとも 1 回以上発光可能であることを特徴としている。

【0005】例えば、露光期間中の光源の発光を 1 回とし、露光期間を連続した 1 つの期間とすると、光源のタイミング制御は簡単に行うことができる。

【0006】露光期間のうち、第 1 フィールドの撮像が行われる第 1 の露光期間と第 2 フィールドの撮像が行われる第 2 の露光期間とを略等しくすることが好ましく、これにより照明光の調光が容易になる。また、電子内視鏡用光源制御装置は、光源から照射される照明光の放射強度を調整する照明強度調整手段を備えることが好ましく、照明強度調整手段は露光期間の長さに応じて放射強度を調整し、これにより適正な露出が得られるように調光を行うことができる。

【0007】光源は少なくとも 1 つ以上の LED から構成されることが好ましく、照明光の放射強度は例えば LED の光度を調整することにより行われる。LED は高

速な応答性を有するので、高速なシャッタースピードに対応する発光を容易に行なうことが可能となるとともに、光源による発熱や雑音を抑え、消費電力も低減することもできる。

【0008】また、静止画像撮像の際の操作性を向上するために、発光タイミング制御手段の駆動は、電子内視鏡の操作部に設けられたスイッチを操作することにより開始されることが好ましい。

【0009】本発明の電子内視鏡用映像信号処理装置は、上記電子内視鏡用光源制御装置を備えることを特徴としてい

【0010】電子内視鏡用映像信号処理装置は、露光期間中、第1フィールドにおいて撮像される第1フィールド画像と第2フィールドにおいて撮像される第2フィールド画像とを記録可能な画像メモリを備えることが好ましく、第1フィールド画像及び第2フィールド画像から1フレーム分の静止画像の映像信号を生成可能である。これにより、撮像された1フレームの静止画像をテレビモニタ等に表示可能となる。

【0011】また、本発明の電子内視鏡システムは、上記電子内視鏡用光源制御装置を備えることを特徴としてい

【0012】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。図1は、本発明の第1の実施形態である電子内視鏡システムの回路構成の概略を示すブロック図である。

【0013】本実施形態の電子内視鏡システムは、電子内視鏡10、映像信号処理装置20及びテレビモニタ30等から構成される。電子内視鏡10はコネクタを介して映像信号処理装置20に着脱自在に接続され、テレビモニタ30はビデオ信号用のケーブルを介して映像信号処理装置20に接続される。なお本実施形態では、映像信号処理装置20の周辺装置としてテレビモニタ30のみが示されているが、通常はこの他にもビデオプリンタやVCR、コンピュータ等の装置が接続される。

【0014】電子内視鏡10は、細長の可撓性の挿入部を有し、挿入部の先端には撮像素子としてカラー単板式のCCD11とライトガイド12の射出端12aが配置されている。ライトガイド12は超極細の光ファイバーの束からなり、その一方の端である射出端12aから照明光が射出される。CCD11では、射出端12aから射出された照明光により撮像が行われ、画像信号として検出される。この画像信号はケーブルを介して電子内視鏡10に接続された映像信号処理装置20に送られアンプ21に入力される。アンプ21では適切な信号レベルに画像信号が増幅され、映像信号処理回路22に出力される。映像信号処理回路22では、入力された画像信号に対しアナログやデジタルの各種信号処理が施されるとともに、例えばNTSC方式等のビデオ信号（例えば輝

度及び色信号Y/C）への変換が行われる。このビデオ信号はビデオ用信号ケーブル等を介してテレビモニタ30に出力される（後述）。

【0015】CCD11は、映像信号処理装置20内に設けられたCCDドライバ23から出力されるCCD駆動パルスにより駆動制御され、CCDドライバ23は、タイミングコントロール回路24から出力されるクロックパルスに基づいて駆動される。また、アンプ21、映像信号処理回路22、システムコントロール回路25もタイミングコントロール回路24から出力されるクロックパルスに同期して駆動される。

【0016】光源ユニット26は、例えば多数の白色LED（図示せず）から構成され、各LEDから照射された光は、映像信号処理装置20に装着された電子内視鏡10のライトガイド12の入射端12bに集光され、入射端12bから各光ファイバーに入射される。これにより光はライトガイド12を介して電子内視鏡先端部に伝送され、射出端12aから照明光として照射される。光源ユニット26の光度や発光のタイミングは、ランプ制御回路27により制御される。

【0017】映像信号処理回路22、タイミングコントロール回路24、ランプ制御回路27は、システムコントロール回路25に接続されており、システムコントロール回路25からの制御命令に基づいて制御される。またシステムコントロール回路25には、電子内視鏡10に設けられた操作ボタン（スイッチ）群A、及びに映像信号処理装置に設けられ、各種のスイッチ群を備えるフロントパネル28が接続されている。システムコントロール回路25は、操作ボタン群Aやフロントパネル28に設けられたスイッチ群の操作に従って制御される。

【0018】図2は、図1に示された映像信号処理回路22の内部構造をより詳細に示すブロック図であり、映像信号処理回路22以外としては、CCDドライバ23、タイミングコントロール回路24、システムコントロール回路25のみが示され、その他は省略されている。

【0019】映像信号処理回路22は、プロセス回路40、A/D変換器41、画像メモリ42R、42G、42B、増幅器43R、43B、D/A変換器44、エンコーダー45等から概略なる。アンプ21で適宜増幅され映像信号処理回路22へ入力された画像信号は、まずプロセス回路40に入力される。プロセス回路40では、CCD11から出力されたアナログ画像信号をR（赤）、緑（G）、青（B）の画像信号に変換するとともに増幅、ブランキング、クランプ、ホワイトバランス、ガンマ補正等の処理が行われる。アナログのRGBの画像信号はA/D変換器41に送られ、それぞれデジタルの画像信号に変換される。RGBにそれぞれ対応するデジタルの画像信号は、それぞれ画像メモリ42R、42G、42Bに記録される。画像メモリ42R、42

G、42Bはそれぞれ少なくとも1フレーム分以上の画像データを記憶することができる。画像メモリ42R、42Bに記録されたR及びBに関する画像信号は、それぞれR、Bのゲインを調整するための増幅器43R、43BGを介してD/A変換器44に送られアナログの画像信号に変換される。一方、画像メモリ42Gに記録されたGに関する画像信号はメモリから読み出されると直接D/A変換器44に送られアナログの画像信号に変換される。アナログ信号に変換されたRGBの画像信号は、それぞれエンコーダー45に入力され、テレビ用の映像信号に変換されテレビモニタ30等へ出力される。本実施形態のエンコーダーでは、RGBの画像信号は輝度及び色信号であるY/C信号に変換され、その同期信号SYNCとともにテレビモニタ30等へ出力される。

【0020】なお、プロセス回路40、A/D変換器41、画像メモリ42R、42B、42G、D/A変換器44及びエンコーダー45の駆動は、タイミングコントロール回路からのクロック信号に基づいて制御される。また、画像メモリ42R、42B、42Gにおける入力、及び増幅器43R、43Bにおける増幅率は、システムコントロール回路25により制御される。なお、増幅器43R、43Bにおけるゲインは、システムコントロール回路25に接続されたフロントパネル28のゲイン調整するためのスイッチ操作に基づいて調整される。

【0021】電子内視鏡観察の通常の状態では、電子内視鏡10のCCD11で撮像される動画がテレビモニタ30に表示されている。このとき、電子内視鏡操作者が例えば電子内視鏡10の操作部に設けられたボタン群Aの1つを操作すると、静止画像の表示のための処理が行われ、テレビモニタ30には撮像画像の静止画像が表示される。この静止画像は、操作者が静止画から動画に戻すためのボタン群Aの操作を行うまで、テレビモニタ30に表示され続ける。すなわち、静止画像を表示するためのボタン(ボタン群Aの1つのボタン)が押されると、後に述べるタイミングで光源ユニット26に設けられたLED光源の発光が行われるとともに、この発光により撮像された1フレーム分の画像データが画像メモリ42G、42B、42Rに記録される。これと同時に、画像信号の画像メモリ42G、42B、42Rへの入力を禁止するとともに、記録された1フレーム分の画像データがそれぞれフィールド単位で繰り返し読み出され、D/A変換、エンコード等が行われた後、映像信号としてテレビモニタ30へ出力し静止画像として表示される。これは、静止画から動画へ復帰するためのボタン(ボタン群Aの1つのボタン)が操作されるまで続けられ、動画表示復帰のためのボタンが操作されると、再び画像信号の画像メモリ42G、42B、42Rへの入力が許可され、画像メモリ42G、42B、42Rに記録された画像データは、フィールド単位で次々と新しく撮像された画像に更新される。これにともなって、画像メ

モリ42G、42B、42Rから読み出されエンコーダー45等を介してテレビモニタ30に出力される映像も次々に新しく撮像された映像に更新され、テレビモニタ30にはリアルタイムの動画として表示される。なお静止画像がテレビモニタ30に表示されている間、この静止画像の映像信号は、例えばビデオプリンタやVCR等(図示せず)に出力することも可能である。

【0022】次に図3、図4、図6を参照して第1の実施形態における静止画像を表示するための光源の発光動作について説明する。本実施形態の光源ユニット26には、白色照明を得るために例えば多数の白色のLED光源が用いられ、その発光のタイミングはランプ制御回路27により制御される(図1参照)。図3、図4は、静止画像を撮像する際のLED光源における発光のタイミングを示したものであり、図4は図3よりも相対的にシャッタースピードが速い場合を示している。また、図6は従来の電子シャッター動作のタイミングを示している。

【0023】電子内視鏡10が動画を撮像しているときには、光源ユニット26のLED光源は例えば常時点灯されており、各フィールド期間毎に画像が撮像され、奇数フィールド(第1フィールド)、偶数フィールド(第2フィールド)が交互にテレビモニタ30等に表示される。したがって、各フィールドの画像にはシャッタースピードが1/60秒のときに相当するブレが生じている可能性があるが、動画であるため人が観察する際、これらのブレは問題とならない。一方、静止画像では、小さなブレであっても人の目にブレとして認識されるため、より高速なシャッタースピードで画像を撮像する必要がある。通常CCDは、基板へ蓄積電荷を掃出すことにより電子シャッター動作を実現する電子シャッターモードが備えられている。すなわち、電子シャッターモードでは図6に示されるように、垂直同期信号S1の出力終了から所定の電荷掃出し期間 T_s の間、CCDに蓄積された電荷を基板に掃出すことによりシャッタースピードに対応する電荷蓄積期間(電荷掃出し期間 T_s 終了から次の垂直同期信号S1が出力されるまでの期間) T_e を設定し、電子シャッター動作を実現している。しかし、この電荷掃出し期間 T_s は垂直同期信号S1に同期して設定されるため、奇数フィールドでの電荷蓄積期間 T_e と偶数フィールドでの電荷蓄積期間 T_e とは、1フィールド期間 T_f ($=T_s+T_e=1/60$ 秒)相当する時間差が生じている。したがって、これら偶奇フィールドの電荷蓄積期間 T_e に撮像された画像を1組として1フレームの静止画像を構成するとシャッタースピードが $T_s+2T_e(>1/60$ 秒)に相当することとなり、大きなブレが生じ得る。一方、1フィールドの画像のみを用いて静止画像を構成すると、シャッタースピードは T_e となるが、走査線数が1フレームのときの半分となるため解像度が大幅に低下してしまう。

【0024】電子内視鏡では通常外光の届かない人体内において、ライトガイドから照射される照明光を用いて撮像が行われる。このことから、本実施形態では、従来のCCDが備える電子シャッター機能を使用せず、照明光の発光を制御することによりシャッター機能を実現している。例えば、静止画像を撮像するためのボタン（ボタン群Aの1つのボタン）が操作されると、それまで常時点灯していた光源ユニット26のLEDが消灯され、図3、図4に示されるように、偶奇フィールドを跨ぐ期間 T_L （露光期間）の間、連続的に光源ユニット26のLEDが点灯される。このとき奇数フィールドでは、奇数フィールドの終了部を含む期間 T_{E1} （第1の露光期間）に渡って信号電荷が蓄積され、偶数フィールドでは、偶数フィールドの開始部を含む期間 T_{E2} （第2の露光期間）に渡って信号電荷が蓄積される。なお、期間 T_{E1} と期間 T_{E2} の間に存在する隙間（信号蓄積が行われていない期間）は、偶数フィールド（期間 T_{E2} ）の蓄積を開始する前に、直前の奇数フィールド（期間 T_{E1} ）に蓄積された信号電荷をCCD10の垂直転送部へ転送するなどの動作が行われる期間である。

【0025】このように、期間 T_{E1} に撮像された画像が奇数フィールドの画像（第1フィールド画像）として得られ、期間 T_{E2} に撮像された画像が偶数フィールドの画像（第2フィールド画像）として得られる。期間 T_{E1} 、 T_{E2} に撮像される各フィールド画像は、照明光が点灯（照明）されている期間 T_L に撮像されるので、これら偶奇1組のフィールド画像から構成される1フレームの静止画像は、期間 T_L のシャッタースピードで撮像された静止画像に相当する。期間 T_L は、ランプ制御回路27を介してシステムコントロール回路25により容易に制御できるので、1フィールド期間よりも短い任意のシャッタースピードが設定可能となり、このシャッタースピードに対応する1フィールドの静止画像が容易に得られる。なお、LEDの点灯期間 T_L が短くなると、露光時間が短くなるためLEDの光度が同一のままであると十分な露出が得られない。したがって適切な露出を得るには露光時間に合わせてLEDの光度を調整し、ライトガイド12の射出端12aから放射される照明光の放射強度を調整（調光）すればよい。LEDの光度の調整は、例えばLEDへ供給される電流を制御することにより行われる。すなわち、露光時間が短いときには、LEDに供給される電流を増大させLEDの光度を上げ、露光時間が長いときには、LEDに供給される電流を減少しLEDの光度を下げる。なお第1の実施形態では、略 $T_{E1} = T_{E2}$ となるようにその発光動作が調整されている。

【0026】以上のように、第1の実施形態によれば、電子内視鏡の照明光の発光を制御することにより簡単に、高解像度の静止画像を得ることができる。

【0027】次に図5を参照して第2の実施形態について

て説明する。図5は第2の実施形態におけるLED光源の発光のタイミングを示すタイミングチャートである。

【0028】第2の実施形態は、第1の実施形態とLED光源の発光タイミングが若干異なるのみで、その他の点では第1の実施形態と同様である。第1の実施形態では、奇数フィールドでの信号蓄積期間 T_{E1} と偶数フィールドでの信号蓄積期間 T_{E2} とが略等しくなるようにLED光源の発光が制御された。一方、第2の実施形態では、図5に示されるように、例えば奇数フィールドでの信号蓄積期間 T_{E1} に比べ偶数フィールドでの信号蓄積期間 T_{E2} の方が長くなるようなタイミングでLED光源の発光が制御されている。すなわち、LED光源は、図5の期間 T_L の間発光される。したがって、偶奇フィールドの信号蓄積期間 T_{E1} 、 T_{E2} に撮像された画像を1組とした1フィールドの静止画像は、シャッタースピード T_L に相当する。以上のように第2の実施形態によっても第1の実施形態と同様の効果が得られる。

【0029】なお、本実施形態では、光源ユニット26が映像信号処理装置20内に設けられているが、映像信号処理装置20とは別に光源ユニット26を光源装置として設けてもよいし、例えばLEDを電子内視鏡10の挿入部先端に設けて照明光を照射してもよい。また、本実施形態では、光源として白色のLED光源を用いたが、RGB等のLEDを多数設け、混色することにより白色光を得てもよいし、ハロゲンランプやキセノンランプ等を光源に用いてもよい。

【0030】本実施形態では、露光時間に合わせて射出端12aから照射される照明光の放射強度の調整のために、LEDに供給される電流を制御して光源の光度の調整を行った。しかし、例えば、光源ユニット26とライトガイド12の入射端12bとの間に絞装置を設け、ライトガイド12へ入射される光量を調整することによって行ってもよい。

【0031】また本実施形態において、光源は、奇数フィールドの信号電荷蓄積期間 T_{E1} の開始から偶数フィールドの信号電荷蓄積期間 T_{E2} の終了までの連続した期間 T_L に渡って発光されたが、光源は、信号電荷が蓄積される2つの期間 T_{E1} 、 T_{E2} に対応して2回発光されてもよい。

【0032】第2の実施形態において光源は、奇数フィールドよりも偶数フィールドにおいてより長い時間露光しているが、偶数フィールドよりも奇数フィールドにより長い露光が行なわれるように光源の発光を制御してもよい。

【0033】

【発明の効果】以上のように、本発明によれば、解像度が高くブレの少ない静止画像を撮影するための電子内視鏡用の光源制御装置、この光源制御装置を備えた電子内視鏡用映像信号処理装置及び電子内視鏡システムを得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態である電子内視鏡システムの回路構成を概略示すブロック図である。

【図 2】図 1 に示された映像信号処理回路の詳細を説明するためのブロック図である。

【図 3】第 1 の実施形態における LED 光源の発光タイミングを示すタイミングチャートであり、相対的に露光時間が長い場合を示している。

【図 4】第 1 の実施形態における LED 光源の発光タイミングを示すタイミングチャートであり、相対的に露光時間が短い場合を示している。

【図 5】第 2 の実施形態における LED 光源の発光タイ*

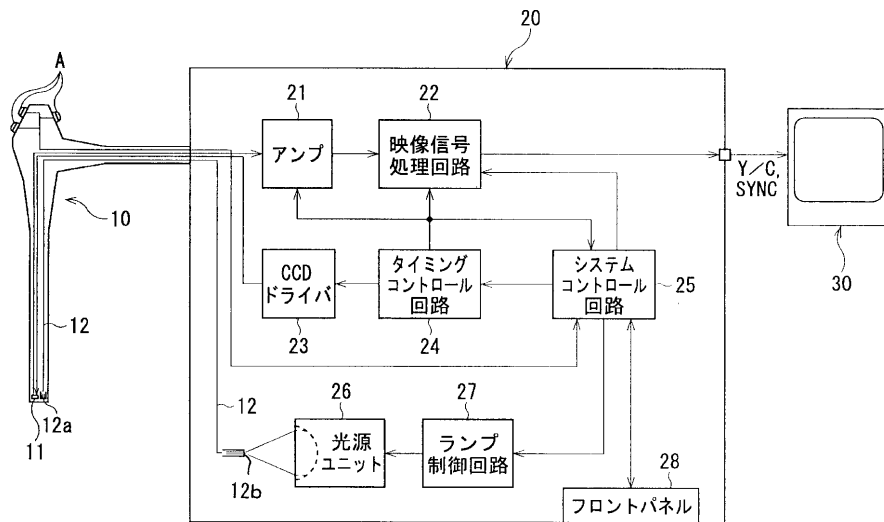
*ミングの 1 例を示すタイミングチャートである。

【図 6】従来の CCD における電子シャッター動作のタイミングを説明するタイミングチャートである。

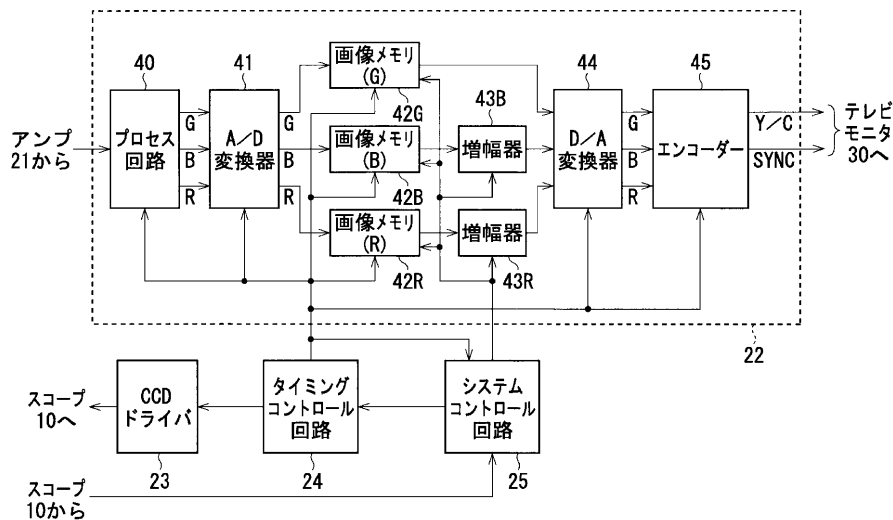
【符号の説明】

- 10 電子内視鏡
- 20 映像信号処理回路
- 23 CCD ドライバ
- 24 タイミングコントロール回路
- 25 システムコントロール回路
- 26 光源ユニット
- 27 ランプ制御回路
- 30 テレビモニタ

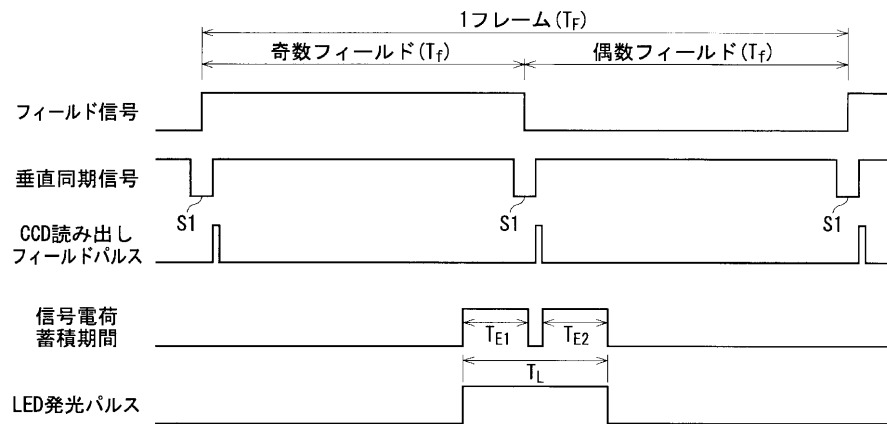
【図 1】



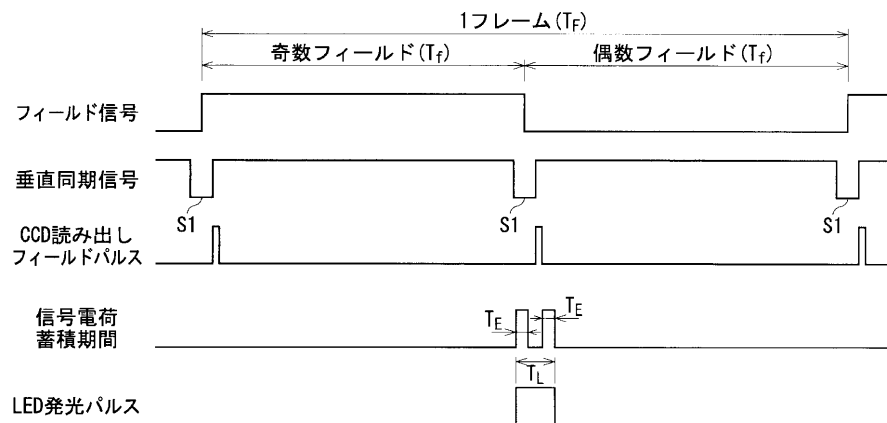
【図 2】



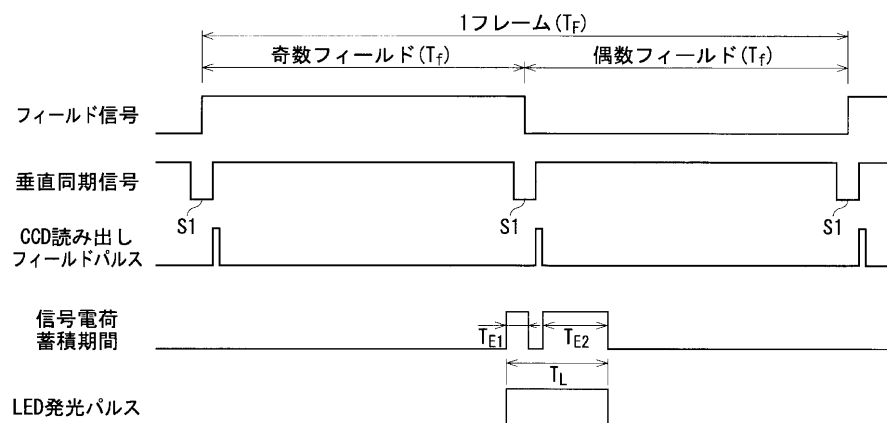
【図3】



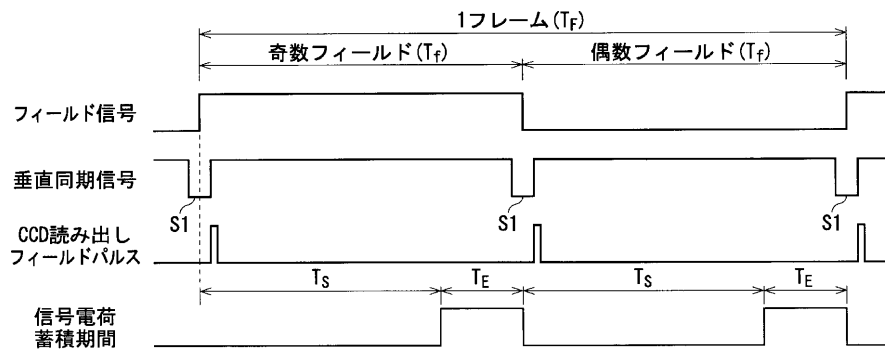
【図4】



【図5】



【図 6】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト' (参考)
H 0 4 N 5/335		H 0 4 N 5/335	Q
7/18		7/18	M

(72) 発明者 古谷 勝彦
 東京都板橋区前野町 2 丁目 36 番 9 号 旭光
 学工業株式会社内

(72) 発明者 松下 実
 東京都板橋区前野町 2 丁目 36 番 9 号 旭光
 学工業株式会社内

F タ-ム (参考) 2H040 BA09 CA03 CA10 CA11 CA23
 DA03 DA21 GA02 GA05 GA10
 GA12

4C061 GG01 LL02 MM05 QQ02 RR03
 RR26

5C022 AA09 AB15 AB19 AB64 AC31
 AC69

5C024 AX02 BX02 CX37 CX51 CX61
 CY14 DX04 GZ33 HX23 HX58
 JX43

5C054 AA01 CB03 CC07 EA01 EH07
 FE12 GA04 HA12

专利名称(译)	用于电子内窥镜的光源控制装置		
公开(公告)号	JP2002238845A	公开(公告)日	2002-08-27
申请号	JP2001039964	申请日	2001-02-16
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
[标]发明人	日比春彦 池谷浩平 古谷勝彦 松下実		
发明人	日比 春彦 池谷 浩平 古谷 勝彦 松下 実		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/26 H04N5/225 H04N5/335 H04N5/341 H04N5/353 H04N5/378 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/04.372 G02B23/24.B G02B23/26.B H04N5/225.C H04N5/335.Q H04N7/18.M A61B1/045.610 A61B1/045.632 A61B1/05 A61B1/06.510 A61B1/06.611 A61B1/06.612 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/235.400 H04N5/335.410 H04N5/335.530 H04N5/335.780 H04N5/341 H04N5/353 H04N5/378		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA03 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA03 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA10 2H040/GA12 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/QQ02 4C061/RR03 4C061/RR26 5C022/AA09 5C022/AB15 5C022/AB19 5C022/AB64 5C022/AC31 5C022/AC69 5C024/AX02 5C024/BX02 5C024/CX37 5C024/CX51 5C024/CX61 5C024/CY14 5C024/DX04 5C024/GZ33 5C024/HX23 5C024/HX58 5C024/JX43 5C054/AA01 5C054/CB03 5C054/CC07 5C054/EA01 5C054/EH07 5C054/FE12 5C054/GA04 5C054/HA12 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/QQ02 4C161/RR03 4C161/RR26 4C161/SS06 5C122/DA26 5C122/EA41 5C122/FF01 5C122/FL05 5C122/GG17 5C122/GG21 5C122/HB02		
代理人(译)	松浦 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在电子内窥镜中捕获高分辨率且几乎没有模糊的静止图像。LED光源在包括奇数场的端部和偶数场的起始部的曝光时间T大号内发光，并且用作电子内窥镜的照明光。该照明光由在奇数场时段T E1期间捕获的奇数场图像和在偶数场时段T E2期间捕获的偶数场图像形成一帧的静止图像。调节LED光源的发光强度，以便根据LED光源发光的曝光时间T 大号 的长度来获得适当的曝光。

