

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 190089

(P2003 - 190089A)

(43)公開日 平成15年7月8日(2003.7.8)

(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	A 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 5 4
H 0 4 N 5/225		H 0 4 N 5/225	C

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 9 数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001 - 396003(P2001 - 396003)

(22)出願日 平成13年12月27日(2001.12.27)

(71)出願人 000000527

ペンタックス株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(72)発明者 入山 兼一

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

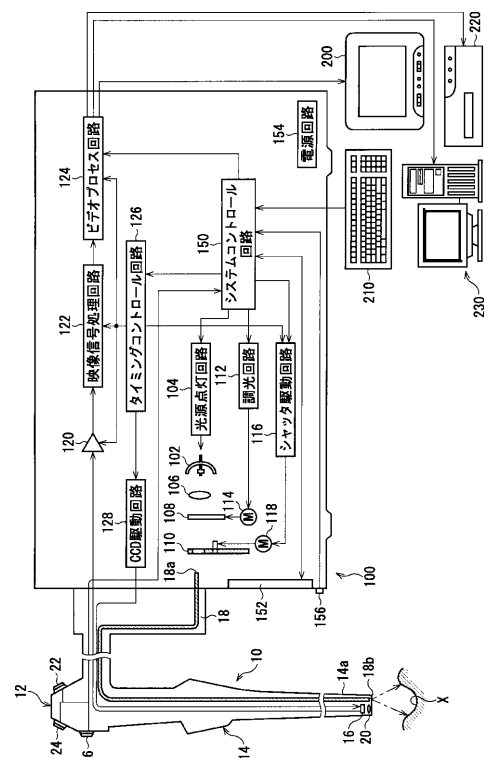
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電子内視鏡装置および電子内視鏡システムおよびシャッタ部材

(57)【要約】

【課題】 電子内視鏡システムにおいて、解像度が高くブレの少ない静止画像を得る。

【解決手段】 シャッタ部材110は、奇数フィールドの撮像の終了期間とそれに続く偶数フィールドの撮像の開始期間に、光源102からの照明光を光ガイド部材118に供給し、患部等を照明する。撮像センサ116から読み出された1組の奇数フィールド画像と偶数フィールド画像から構成される1フレームの静止画像を、モニタ装置200の画面上に表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 光源から電子内視鏡の固体撮像素子までの間の光路を横切るように回転するシャッタ部材を備え、このシャッタ部材が前記固体撮像素子における第 1 フィールドの撮像期間のうち撮像終了に到るまでの所定の撮像終了期間に照明光を透過させるための第 1 光透過領域と、前記固体撮像素子における第 2 フィールドの撮像期間のうち撮像開始から所定時間経過するまでの撮像開始期間に照明光を透過させるための第 2 光透過領域とを備えることを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】 前記シャッタ部材が、1 フレームの撮像期間に同期して回転することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】 前記シャッタ部材が遮光性部材から形成され、前記第 1 および第 2 光透過領域が前記シャッタ部材に形成された扇形開口部であることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 4】 前記シャッタ部材の前記第 1 光透過領域と前記第 2 光透過領域との間に遮光領域が設けられ、この遮光領域が前記光路を横切る期間が、前記第 1 フィールドの撮像終了から前記第 2 フィールドの撮像開始までに要する期間よりも長いことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 5】 請求項 1 に記載の電子内視鏡装置を備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 6】 光源から電子内視鏡の固体撮像素子までの間の光路上に設けられ、前記光路を横切るように回転するシャッタ部材であって、前記固体撮像素子における第 1 フィールドの撮像期間のうち撮像終了に到るまでの所定の撮像終了期間に照明光を透過させるための第 1 光透過領域と、前記固体撮像素子における第 2 フィールドの撮像期間のうち撮像開始から所定時間経過するまでの撮像開始期間に照明光を透過させるための第 2 光透過領域とを備えることを特徴とするシャッタ部材。

【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露出制御に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、開腹せずに消化器官等の観察や処置を適切に行う方法として、固体撮像素子例えば CCD を備えた電子内視鏡を用いる手法が普及している。この電子内視鏡観察においては、患部等を撮像してその静止画像に基づいて病変を観察したりまたこの静止画像を記録したりすることがしばしば行われるので、一般に電子内視鏡には静止画像を得るためのフリーズ機能が備わっている。

【0003】一般に、電子内視鏡の撮像およびカラー画像の再現には N T S C 方式が採用されており、例えば C

CD の奇数フィールドに患部の光学像に対応した信号電荷を蓄積してこれを読み出してモニタ画面上に再現した後に偶数フィールドの電荷蓄積および読出しを行ってモニタ画面上に再現する動作が 1 / 30 秒周期で繰り返されることにより、モニタ画面にはリアルタイムの動画が表示される。

【0004】この動画をフリーズする場合、フレーム単位あるいはフィールド単位でフリーズすることができる。フレーム単位でフリーズした場合、奇数フィールドおよび偶数フィールド間での露光タイミングにフィールド期間 (1 / 60 秒) 分の時間的ずれが生じる、即ち 1 フレームの静止画像を得るときの実質的なシャッタ速度が 1 / 60 秒以上となるため、両フィールド画像を合成して得られる静止画像には像ブレが生じ易い。特に食道等の動きの早い観察部位であればこの像ブレは顕著になる。

【0005】一方、フィールド単位でフリーズした場合、静止画像は奇数フィールド画像または偶数フィールド画像の何れか一方に相当する。この場合 CCD の電子シャッタ機能によりシャッタ速度をフィールド期間より短くできるので像ブレを極力抑えることができる。しかし、静止画像が 1 フィールド分の垂直解像度しか持たないため、フレーム単位でフリーズした場合に比べて垂直解像度が半分に低下する、いわゆる粗い画像になるという問題が生じる。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】本発明は上記問題点を鑑みて成されたものであり、解像度が高くかつブレの少ない静止画像を得るための電子内視鏡装置、電子内視鏡システムおよびシャッタ部材を得ることを目的としている。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明の電子内視鏡装置は、光源から電子内視鏡の固体撮像素子までの間の光路を横切るように回転するシャッタ部材を備え、このシャッタ部材が固体撮像素子における第 1 フィールドの撮像期間のうち撮像終了に到るまでの所定の撮像終了期間に照明光を透過させるための第 1 光透過領域と、固体撮像素子における第 2 フィールドの撮像期間のうち撮像開始から所定時間経過するまでの撮像開始期間に照明光を透過させるための第 2 光透過領域とを備えることを最も主要な特徴とする。これにより実質的にシャッタ速度を短くしてブレの少なくした解像度の高い静止画像が得られる。

【0008】上記電子内視鏡装置において、シャッタ部材が、1 フレームの撮像期間に同期して回転してもよい。またシャッタ部材が遮光性部材から形成されてもよく、このとき好ましくは第 1 および第 2 光透過領域がシャッタ部材に形成された扇形開口部である。

【0009】また上記電子内視鏡装置において、シャッ

タ部材の第 1 光透過領域と第 2 光透過領域との間に遮光領域が設けられ、この遮光領域が光路を横切る期間が、第 1 フィールドの撮像終了から第 2 フィールドの撮像開始までに要する期間よりも長いことが好ましい。

【0010】また本発明の電子内視鏡システムは、光源から電子内視鏡の固体撮像素子までの間の光路を横切るように回転し、固体撮像素子における第 1 フィールドの撮像期間のうち撮像終了に到るまでの所定の撮像終了期間に照明光を透過させるための第 1 光透過領域と、固体撮像素子における第 2 フィールドの撮像期間のうち撮像開始から所定時間経過するまでの撮像開始期間に照明光を透過させるための第 2 光透過領域とを備えるシャッタ部材が設けられた電子内視鏡装置を備えることを特徴とする。

【0011】また本発明によるシャッタ部材は、光源から電子内視鏡の固体撮像素子までの間の光路上に設けられ、光路を横切るように回転するシャッタ部材であって、固体撮像素子における第 1 フィールドの撮像期間のうち撮像終了に到るまでの所定の撮像終了期間に照明光を透過させるための第 1 光透過領域と、固体撮像素子における第 2 フィールドの撮像期間のうち撮像開始から所定時間経過するまでの撮像開始期間に照明光を透過させるための第 2 光透過領域とを備えることを特徴とする。

【0012】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施形態について添付図面を参照して説明する。

【0013】図 1 は、本発明による電子内視鏡装置の実施形態を示す図であって、電子内視鏡システムの主要構成を概略的に示すブロック図である。

【0014】電子内視鏡システムは、電子内視鏡 10、映像信号処理装置 100 およびモニタ装置 200 を備える。本実施形態では撮像方式として同時方式が採用され、またカラー画像を再現するための信号規格として NTSC 規格が採用される。

【0015】電子内視鏡 10 はコネクタを介して映像信号処理装置 100 に接続され、モニタ装置 200 はビデオ信号用ケーブルを介して映像信号処理装置 100 に接続される。映像信号処理装置 100 には、さらに周辺機器として、キーボード等の外部入力装置 210、ビデオプリンタや VCR 等の記録装置 220、パーソナルコンピュータ（以下、PC と記載する）230 等が接続される。

【0016】電子内視鏡 10 は、操作部 12 と、この操作部 12 から延びた可撓性管部材である挿入部 14 とを備え、この挿入部 14 の先端部 14a には固体撮像素子である撮像センサ 16 が固設される。本実施形態ではカラー画像を再現するために同時方式が採用され、撮像センサ 16 は補色チップフィルタが受光面上に配された CCD を備える。

【0017】電子内視鏡 10 には光ファイバ束から成る

光ガイド部材 18 が先端部 14a にまで挿通しており、光ガイド部材 18 の入射端部 18a 側は映像信号処理装置 100 に内蔵された光源 102 へ、電子内視鏡 10 の映像信号処理装置 100 への装着時に光学的に接続される。光源 102 としては、例えばハロゲンランプ、キセノンランプ、複数の LED 素子から成る LED 光源等が挙げられる。光源 102 は光源点灯回路 104 により制御され、映像信号処理装置 100 の電源投入時には常に一定の光量の白色照明光を射出する。

【0018】光源 102 と光ガイド部材 18 の入射端部 18a との間には、集光レンズ 106、絞り 108 およびシャッタ部材 110 が設けられる。集光レンズ 106 は光源 102 から射出された白色照明光を入射端部 18a に集光する。絞り 108 は調光回路 112 により駆動されるモータ 114 によってその開度が調整され、これにより光ガイド部材 12 に供給する白色照明光の光量が適宜調節される。

【0019】電子内視鏡 10 は通常外光の届かない部位に挿入されて使用されるので、光ガイド部材 18 を介して先端部 14a から供給される照明光を用いて撮像が行われる。本実施形態では、従来 CCD が備える高速電子シャッタ機能を使用せず、シャッタ部材 110 によって高速シャッタ機能を実現している。シャッタ部材 110 は例えば遮光性材料から成る円板部材であり、シャッタ駆動回路 116 により駆動制御されるモータ 118 によって光路を横切るように光路に略平行な中心軸周りに回転させられる。シャッタ部材 110 の回転周期は CCD の駆動周期（1/30 秒）に実質的に一致させられる。シャッタ部材 110 には第 1 光透過領域および第 2 光透過領域が設けられ、光源 102 から供給された白色照明光がこの第 1 または第 2 光透過領域を透過するときのみ、入射端部 18a に照明光が供給される。

【0020】従って、光ガイド部材 18 の射出端部 18b から白色照明光が一定時間だけ間欠的に 2 回射出され、その前方に位置する観察部位、例えば消化器官の内壁 X が白色照明光により照明され、CCD の各画素で光学像に対応した量の信号電荷が蓄積される。CCD からの電荷読出しは第 1 または第 2 光透過領域の後に続く遮光領域によって光路が遮られる期間に行われる。このように、本実施形態においては円板状のシャッタ部材 110 を CCD 駆動と同期して回転させることにより露光タイミングおよび露光時間を定めており、連続的な高速シャッタ機能を実現している。

【0021】先端部 14a には撮像センサ 16 と組み合わされた対物レンズ系 20 が設けられており、観察部位からの反射光は対物レンズ系 20 によって CCD の受光面に結像される。撮像センサ 16 では、1/60 秒周期で観察部位の光学像が 1 フィールド画像分のアナログ電気信号、即ちアナログ画素信号に光電変換されて、1 フィールド毎に、即ち奇数フィールドおよび偶数フィール

ドが交互に読み出される。このアナログ画素信号は CCD 上の補色チップフィルタによって分離された補色信号である。

【0022】撮像センサ 16 から読み出されたアナログ画素信号は、映像信号処理装置 100 に順次送られ、プリアンプ 120 によって適切な信号レベルに増幅された後、映像信号処理回路 122 に入力される。映像信号処理回路 122 では、アナログ画素信号が原色の R (赤)、G (緑) および B (青) の 3 色画像信号に変換され、さらに撮像センサ 16 の特性や電子内視鏡 10 の光学特性等に応じた映像信号処理が施される。

【0023】映像信号処理回路 122 から出力された R 信号、G 信号および B 信号はビデオプロセス回路 124 に入力され、ここでデジタル変換処理および輝度信号 Y およびクロマ信号 C への変換処理が施され、さらにタイミングコントロール回路 126 により生成された複合同期信号 C・SYNC が付加されて、NTSC コンポジットビデオ信号としてモニタ装置 200 および記録装置 220 に出力される。モニタ装置 200 では NTSC コンポジットビデオ信号に基づいて画面上に観察部位の光学像がカラーで再現され、記録装置 220 では必要に応じて適宜カラー画像が記録される。

【0024】ビデオプロセス回路 124 はまた、RGB の 3 色デジタル画像信号および複合同期信号 C・SYNC から成るコンポーネントビデオ信号を生成して PC230 に出力し、PC230 では必要に応じてファイリング処理、即ちカラー画像に対応するコンポーネントビデオ信号の記録が行われる。

【0025】モニタ装置 200 ではインタレース走査方式が採用され、奇数フィールドを走査した後その間を埋めるように偶数フィールドを飛び越し走査することにより 1 フレームの画像を生成するという動作を 1/30 秒周期で行う。従って、CCD からアナログ画素信号の読み出しはフィールド単位即ち 1/60 秒周期で実行され、モニタ装置 200 の画面に表示されるカラー画像もフィールド (1/60 秒) 毎に更新される。

【0026】システムコントロール回路 150 は映像信号処理装置 100 の全動作を制御するマイクロコンピュータであり、中央演算処理ユニット (CPU)、種々のルーチンを実行するためのプログラムやパラメータを格納する読み出し専用メモリ (ROM)、データ等を一時的に格納する書込み/読み出し自在なメモリ (RAM)、入出力インターフェース (I/O) を備える。

【0027】外部入力装置 210 から入力された患者名や図示しないタイマ回路から得られる検査日時等の文字情報はシステムコントロール回路 150 により文字パターン信号に変換されてビデオプロセス回路 124 に出力され、ここでビデオ信号に付加される。これにより、モニタ装置 200 の画面上には観察部位の再現カラー画像と共に文字情報が表示される。

【0028】タイミングコントロール回路 126 では基本クロック発生回路 (不図示) から得られる基本クロックパルス及びシステムコントロール回路 150 からの制御信号に基づいて種々の制御クロックパルスが生成され、これら制御クロックパルスにより電子内視鏡 10 および映像信号処理装置 100 の各回路が同期して駆動せられる。具体的には、CCD 駆動回路 128 による CCD の電荷蓄積および撮像センサ 16 からアナログ画素信号の読み出し、プリアンプ 120 の増幅処理、映像信号処理回路 122 の映像信号処理、ビデオプロセス回路 124 によるエンコード処理等が制御される。

【0029】操作パネル 152 は映像信号処理装置 100 の筐体の外側壁面に取付けられ、ホワイトバランスや光量などを手動で調整するスイッチや、種々のモードを設定するためのスイッチを複数個備えている。また、その側方には電源回路 154 の ON/OFF を切替える主電源ボタン 156 が設けられる。電源回路 154 は図示しない商用電源に接続され、主電源スイッチ 156 を ON に切替えると、映像信号処理装置 100 の各回路や光源 102 および電子内視鏡 10 へ給電され、映像信号処理装置 100 および電子内視鏡 10 は作動可能状態となる。

【0030】電子内視鏡 10 の操作部 12 表面には、フリーズ機能の ON/OFF を切替えるためのフリーズボタン 22、PC230 による画像の記録動作を実行するための記録ボタン 24、オートフォーカス機能の ON/OFF を切替えるためのフォーカスボタン 26 等が設けられる。これら各種操作ボタン 22、24、26 はシステムコントロール回路 150 に電気的に接続され、これら操作ボタン 22、24 および 26 の手動操作に従って各機器が操作される。

【0031】図 2 は、映像信号処理回路 122 の構成をさらに詳細に示すブロック図である。映像信号処理回路 122 はプロセス回路 162 と、A/D 変換器 164 と、3 つの画像メモリ 166 g、166 b および 166 r と、2 つの増幅器 168 b および 168 r とを備える。

【0032】映像信号処理回路 122 に入力されたアナログ画素信号は、プロセス回路 162 において原色の RGB アナログ画像信号に変換され、さらに適当な映像信号処理、例えばクランプ処理やサンプルホールド処理、ホワイトバランス補正処理、ガンマ補正処理、輪郭強調処理および増幅処理等が施される。続いて、A/D 変換器 164 において G、B、R のデジタル画像信号に変換され、各色に対応した 3 つの画像メモリ 166 g、166 b および 166 r に選択的に書き込まれ、一時的に格納される。画像メモリ 166 g、166 b および 166 r はそれぞれ 1 フレーム分 (1 組の奇偶フィールド分) 以上の画像信号を格納できる容量を有する。システムコントロール回路 150 により、画像メモリ 166 g、1

66bおよび166rに対するR、G、B信号の書込みまたは読出しが許可されると、タイミングコントロール回路126からの制御クロックパルスに基づいてそれぞれ書込みまたは読出しが実行される。

【0033】画像メモリ166gから読み出されたG信号は、ビデオプロセス回路124へ直接送られるが、画像メモリ166bから読み出されたB信号は増幅器168bによって、また画像メモリ166rから読み出されたR信号は増幅器168rによってそれぞれゲイン調整されてビデオプロセス回路124へ送られる。3色画像信号がビデオプロセス回路124へ同時に入力されるように、タイミングコントロール回路126によりそれぞれ読出しタイミングが調整される。増幅器168bおよび168rの増幅率は、フロントパネル152の所定のスイッチを手動操作することにより任意に調整される。これにより、モニタ装置200の画面上に表示されるカラー画像について青味を強くするあるいは赤味を強くするように、操作者の好みに応じて色調が調整される。

【0034】電子内視鏡10の通常観察時には、画像メモリ166g、166bおよび166rに対する画像信号の書込みが許可されており、フィールド単位で即ち1/60秒毎に各画像メモリ166g、166bおよび166rに格納されたRGB画像信号は更新される。これに伴って、モニタ装置200の画面上に表示されるカラー画像も次々に新たに撮像されたものに更新される。従って、モニタ装置200の画面上には観察部位Xの光学像がリアルタイムの動画として表示される。

【0035】ここで、電子内視鏡10のフリーズボタン22が押下されてフリーズ機能がOFFからONに切替えられると、画像メモリ166g、166bおよび166rに対する画像信号の書込みが禁止され、これらからはフリーズボタン22の押下時点で格納されていた1フレーム分、即ち1組の奇偶フィールド分のRGB画像信号が繰り返し読み出される。これにより、モニタ装置200の画面上には同じカラー画像が表示され続ける、即ち実質的に静止画が表示されることになる。なお、フリーズボタン22が再度押下されてフリーズ機能がONからOFFに切替えられると、画像メモリ166g、166bおよび166rに対する画像信号の書込みが再び許可されて、モニタ画面上では静止画から動画へ切替わる。

【0036】次に図3のタイミングチャートを参照して、電子内視鏡システムの動作を説明する。図3(a)に示すようにCCDの露光タイミングは1/60秒周期で行われており、露光期間が終了すると、CCD駆動回路128は図示しない水平転送パルスおよび垂直転送パルス(図3(b)参照)を発生し、これにより蓄積された信号電荷が垂直ブランキング期間 T_b において奇数フィールドまたは偶数フィールド分だけ読み出される。

【0037】シャッタ部材110が1回転するのに要す

る期間は1/30秒であり、これはCCDの1フレーム分の撮像期間 T_f 、即ち奇数フィールドおよびそれに続く偶数フィールドの電荷蓄積から読出しまでに要する期間に一致する。シャッタ部材110は、奇数フィールドの撮像期間のうち撮像終了に到るまでの所定時間(撮像終了期間)だけ照明光を第1透過領域において透過させ、また偶数フィールドの撮像期間のうち撮像開始から所定時間経過するまでの期間(撮像開始期間)だけ第2透過領域において照明光を透過させる。ここでは奇数フィールドの撮像終了期間を第1露光期間 T_{E1} 、偶数フィールドの撮像開始期間を第2露光期間 T_{E2} と定義する。第1露光期間 T_{E1} と第2露光期間 T_{E2} とは等しい期間長さである。図3(c)はシャッタ部材110を透過する照明光の光量を示す。第1光透過領域と第2光透過領域との間の遮光領域が光路を横切る遮光期間は、垂直ブランキング期間 T_b の開始タイミングの直前から終了タイミングの直後に到るまでの期間に設定される、即ち垂直ブランキング期間 T_b よりも長く設定される。これにより奇数フィールドの信号電荷読出し時に照明光がCCDへ混入することが防止される。

【0038】このように、フリーズ機能がONのときに1組の奇数フィールド画像と偶数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、第1露光期間 T_{E1} の開始から第2露光期間 T_{E2} の終了までに要する期間Sのシャッタ速度で撮像された静止画像に相当する。本実施形態においてはシャッタ部材110によって奇偶フィールドの露光タイミングのずれをフィールド期間(1/60秒)より短くすることにより、第1および第2露光期間 T_{E1} および T_{E2} と遮光期間 T_s との和であるシャッタ速度Sを実質的に短くしており、これにより解像度が高く像ブレの少ない静止画像を得ることができる。

【0039】図4はシャッタ部材110を光源102側(図1の右方)から見た平面図である。シャッタ部材110は中心CR周りに回転する遮光性の円板部材であり、その一部に隣り合う2つの扇形の開口部1101、1102が形成されている。2つの開口部1101、1102の開き角はそれぞれ $\theta 1$ [rad]、 $\theta 2$ [rad]で示される。本実施形態においては開口部1101、1102は互いに同寸法形状を呈しており、 $\theta 1 = \theta 2$ である。2つの開口部1101、1102は中心角 $\theta 3$ [rad]だけ離れており、この中心角 $\theta 3$ の領域を遮光部1103と定義する。

【0040】シャッタ部材110が時計回りに定速回転する時、照明光が図中右方の第1開口部1101によって所定時間だけ透過させられ、その後に続く遮光部1103によって所定時間遮られた後、図中左方の第2開口部1102によって再び所定時間だけ透過させられる、という一連の動作が繰り返し行われる。従って、シャッタ部材110が1/30秒で1回転する場合、第1開口部1101、第2開口部1102および遮光部1103

はそれぞれ第 1 光透過領域、第 2 光透過領域および遮光領域にそれぞれ相当し、また第 1 開口部 1101 が照明光を透過する期間は第 1 露光期間 T_{E1} に相当し、遮光部 1103 が照明光を遮る期間は遮光期間 T_s に相当し、第 2 開口部 1102 が照明光を透過する期間は第 2 露光期間 T_{E2} に相当する。

【0041】照明光が第 1 開口部 1101 または第 2 開口部 1102 を透過する期間、即ち第 1 露光期間 T_{E1} および第 2 露光期間 T_{E2} はそれぞれフィールド期間 (1/60 秒) より短く設定され、照明光の光量即ち絞り 108 の開度はこれら第 1 露光期間 T_{E1} および第 2 露光期間 T_{E2} に応じて適宜調整される。

【0042】このとき、シャッタ速度 $S [1/sec]$ は以下の (1) 式により表される。ただし、シャッタ部材 110 の回転周波数は $F [Hz]$ で示され、シャッタ部材 110 を透過するときの照明光束 (ハッチングで示される円形領域) の半径 r は無視できる程小さいものとする。

$$S = (\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) / 2\pi F \quad \dots (1)$$

【0043】中心 CR から照明光束までの距離を R 、光束半径を r とすると、遮光部 1103 の中心角 θ_3 を次の (2) 式を満たす値に設定すれば、CCD 駆動と同期してシャッタ部材 110 が回転する際に、何れか一方の開口部 1101 または 1102 のみを透過した光束が光ガイド部材 18 に導かれるので、多重露光が防止される。

$$\theta_3 = \sin^{-1}(r/R) \quad \dots (2)$$

【0044】図 5 は、シャッタ駆動機構の構成を示すブロック図である。シャッタ部材 110 の近傍には位置検出センサ 1161 が設けられており、この位置検出センサ 1161 はシャッタ部材 110 の遮光部 1103 が光路上に位置している否かを検出し、遮光部 1103 が光路上に来た時にハイレベルとなるパルス信号をシャッタ駆動回路 116 の位相比較器 1162 に出力する。位相比較器 1162 には位置検出センサ 1161 の出力とタイミングコントロール回路 126 から出力されたフレームパルスとが入力され、両者の位相差が検出される。この位相差に対応する直流電圧はアンプ 1163 によって増幅された後、混合器 1167 へ送られる。フレームパルスは、奇数フィールドの露光期間 T_i とそれに続く偶数フィールドの露光期間 T_j との間の垂直ブランキング期間 T_b のときにのみハイレベルとなるパルス信号である。従って、上記垂直ブランキング期間 T_b のときに光路がシャッタ部材 110 の遮光部 1103 によって遮られている時にはアンプ 1163 の出力電圧は 0 レベルとなり、遮光部 1103 以外の領域が光路上に位置する場合にはアンプ 1163 から 0 以外のレベルの電圧が出力される。

【0045】シャッタ部材 110 の近傍にはまた速度検出センサ 1164 が設けられており、この速度検出セン

サ 1164 は、シャッタ部材 110 の回転周波数を検出した結果をシャッタ駆動回路 116 の F/V コンバータ 1165 に出力する。F/V コンバータ 1165 は検出された回転周波数を電圧値に変換してアンプ 1166 に出力する、アンプ 1166 には F/V コンバータ 1165 の出力電圧と、システムコントロール回路 150 から与えられた基準速度電圧とが入力され、ここで両者の電圧差が増幅されて混合器 1167 に与えられる。基準速度電圧は、本実施形態では回転周波数となるべき 60 Hz に対応する電圧値である。シャッタ部材 110 の回転周波数が 60 Hz に一致する場合にはアンプ 1166 の出力電圧は 0 レベルとなり、シャッタ部材 110 の回転周波数が 60 Hz より高い場合にはアンプ 1166 から 0 以外のレベルの電圧が出力される。

【0046】混合器 1167 は 2 つのアンプ 1163 および 1166 の出力の積に比例した検波出力を発生し、モータドライバ 1168 へ出力する。モータドライバ 1168 は混合器 1167 の出力が 0 レベルとなるように、即ち上記垂直ブランキング期間のときに光路がシャッタ部材 110 の遮光部 1103 によって遮られるようにモータ 118 を駆動制御し、シャッタ部材 110 を CCD 駆動に同期して回転させる。

【0047】このように、本実施形態においては 2 つのセンサ 1161 および 1164 を用いてシャッタ部材 110 の回転位置および回転速度を検出して、モータ 118 即ちシャッタ部材 110 の回転をフィードバック制御しており、これにより CCD の露光タイミングおよび露光時間を常に高精度に CCD 駆動に同期させることができる。

【0048】このように、本実施形態の電子内視鏡装置および電子内視鏡システムによると、フリーズボタン 22 の押下によりフリーズ機能が ON に切替えられると、奇数フィールドの撮像の終了期間と、それに続く偶数フィールドの撮像の開始期間にシャッタ部材 110 が照明光を透過し、撮像センサ 16 から読み出された 1 組の奇数フィールド画像と偶数フィールド画像から構成される 1 フレームの静止画像がモニタ装置 200 の画面上に表示される。これによりシャッタ速度 S をフィールド期間 (1/60) よりも短くして高速シャッタ機能を実現することができ、解像度が高く像ブレの少ない静止画像を得ることができる。

【0049】なお、本実施形態においては第 1 および第 2 開口部 1101、1102 の中心角 θ_1 および θ_2 を等しい値に設定しているが、何れか一方が他方より大きい値であってもよい。

【0050】

【発明の効果】以上説明したように本発明の電子内視鏡装置は、シャッタ部材により高速シャッタ機能を実現しており、解像度が高くかつブレの少ない静止画像を得ることができるという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明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的に示すブロック図である。

【図2】図1に示す映像信号処理回路の構成を詳細に示すブロック図である。

【図3】電子内視鏡システムの動作を示すタイミングチャートである。

【図4】図1に示すシャッタ部材を光源側から見た平面図である。

【図5】図1に示す電子内視鏡システムに設けられたシ

*シャッタ駆動機構を示すブロック図である。

【符号の説明】

10 電子内視鏡

16 撮像センサ

100 電子内視鏡用映像信号処理装置

102 光源

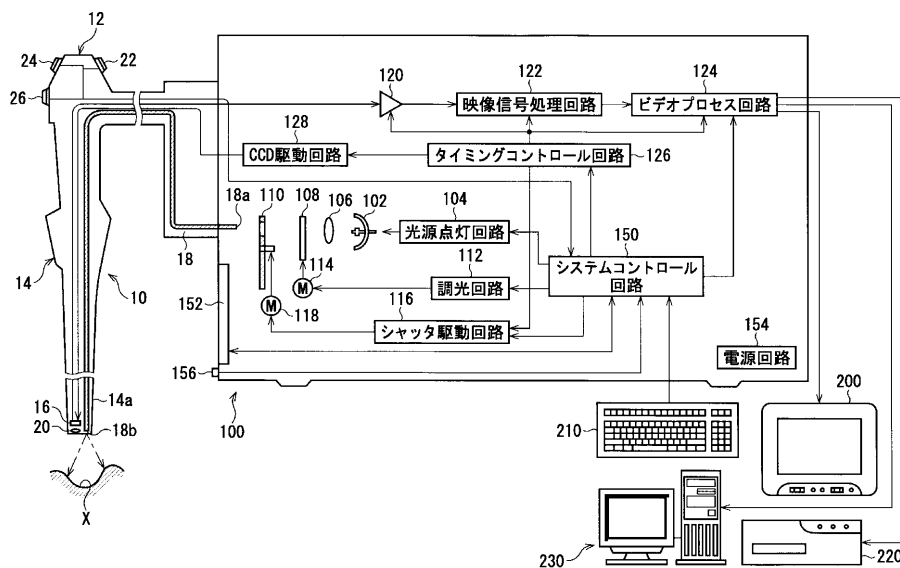
110 シャッタ部材

1101 第1開口部（第1光透過領域）

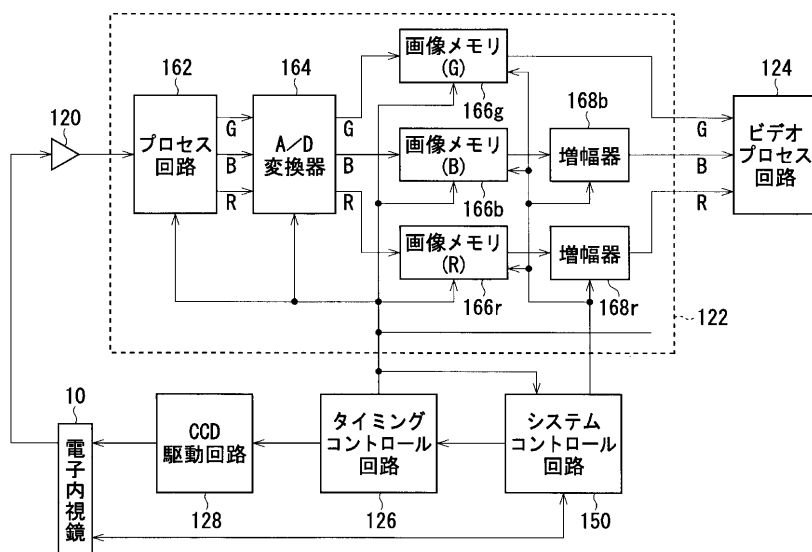
1102 第2開口部（第2光透過領域）

1103 遮光部（遮光領域）

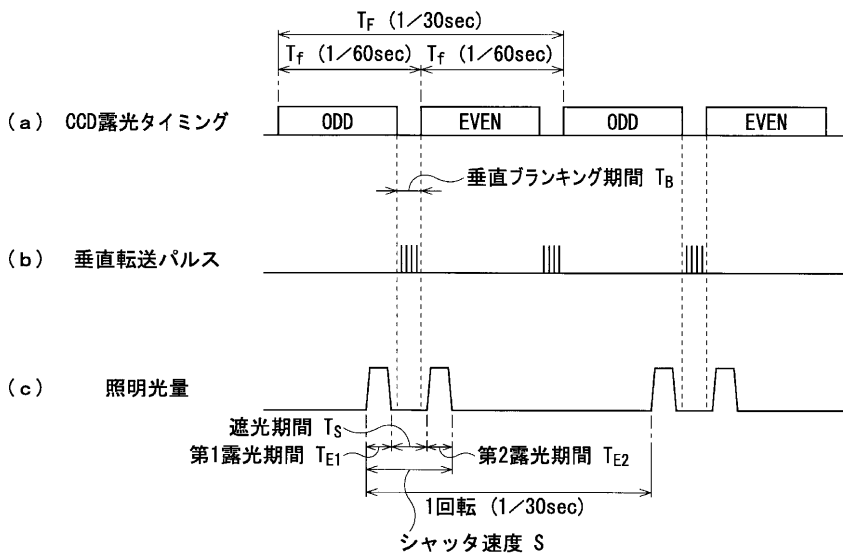
【図1】



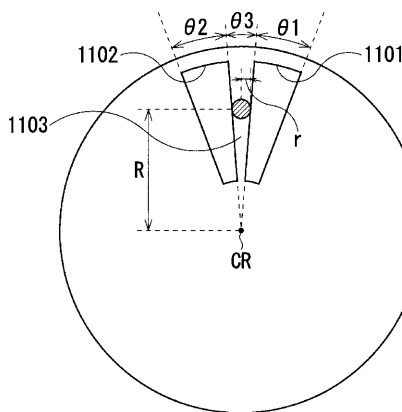
【図2】



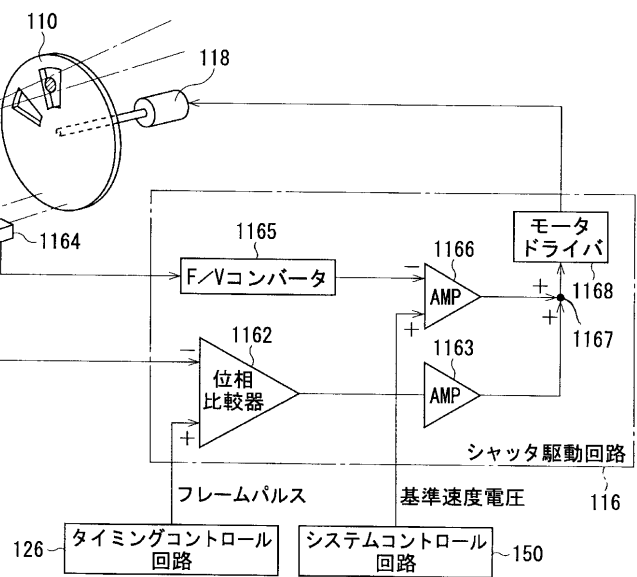
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷H 0 4 N 5/225
7/18

識別記号

F I

H 0 4 N 5/225
7/18

テマコード' (参考)

G
M

F ターム(参考) 2H040 BA01 BA11 CA06 CA10 GA03
GA06 GA10 GA12
4C061 CC06 DD03 GG01 LL02 MM05
NN01 NN05 QQ09 RR03 RR15
RR18 RR26 SS05 WW01
5C022 AA09 AB15 AC53
5C054 CC07 EB05 ED07 EH07 HA12

专利名称(译)	电子内窥镜设备和电子内窥镜系统和快门部件		
公开(公告)号	JP2003190089A	公开(公告)日	2003-07-08
申请号	JP2001396003	申请日	2001-12-27
[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		
[标]发明人	入山 兼一		
发明人	入山 兼一		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/26 H04N5/225 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/04.372 G02B23/24.B G02B23/26.B H04N5/225.C H04N5/225.G H04N7/18.M A61B1/045.650 A61B1/05 A61B1/06.611 A61B1/06.613 A61B1/07.730 H04N5/225		
F-TERM分类号	2H040/BA01 2H040/BA11 2H040/CA06 2H040/CA10 2H040/GA03 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA12 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ09 4C061/RR03 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR26 4C061/SS05 4C061/WW01 5C022/AA09 5C022/AB15 5C022/AC53 5C054/CC07 5C054/EB05 5C054/ED07 5C054/EH07 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS05 4C161/WW01 5C122/DA04 5C122/DA26 5C122/EA15 5C122/EA37 5C122/EA41 5C122/FA14 5C122/FC01 5C122/FC17 5C122/FF10 5C122/GE04 5C122/GE11 5C122/GG03 5C122/GG14 5C122/GG17 5C122/GG21 5C122/HA34 5C122/HA82 5C122/HB02		
代理人(译)	松浦 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在电子内窥镜系统中获得高分辨率且模糊很少的静止图像。快门构件（110）在奇数场的成像结束期间和随后的偶数场的成像开始期间将来自光源（102）的照明光提供给导光构件（18）以照明患病部位等。由一组从图像传感器16读取的奇数场图像和偶数场图像组成的一帧静止图像显示在监视器装置200的屏幕上。

