

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-42193

(P2015-42193A)

(43) 公開日 平成27年3月5日(2015.3.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2013-174099 (P2013-174099)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成25年8月26日 (2013. 8. 26)		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
		(74) 代理人	100169856
			弁理士 尾山 栄啓
		(72) 発明者	林 佳宏
			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
		F ターム (参考)	2H040 CA04 GA02 GA06
			4C161 CC06 HH51 LL02 QQ02 TT09

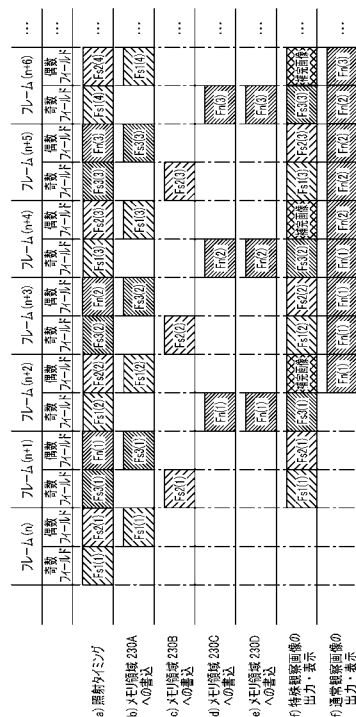
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】垂直方向の解像度の低下を抑えつつ被写体の動き量が多い場合の残像感や動画ぼやけを抑えることが難しかった。

【解決手段】電子内視鏡システムを、第一の光と第二の光とをフィールドレートに同期したタイミングで循環的に射出する光源部であって、第一の光のみ2フィールド以上続けて射出するものと、第一の光による第一のフィールド画像及び第二の光による第二のフィールド画像を生成する手段と、第一及び第二のフィールド画像をフィールドレートで一画面内に同時に表示させる表示手段と、被写体の動き量を検出する手段と、検出された動き量が多いか否かを判定する判定手段より構成する。表示手段は、被写体の動き量が多いとき、第一のフィールド画像の欠落フィールドにおいて、直前の第一のフィールド画像を表示させ、被写体の動き量が少ないとき、欠落フィールドにおいて、更に1つ前のフィールドの第一のフィールド画像を表示させる。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

分光特性及び光量の少なくとも一方が異なる第一の光と第二の光とを所定のフィールドレートに同期したタイミングで循環的に射出する光源部であって、該第一の光のみ 2 フィールド以上続けて射出するものと、

前記第一の光により照射された被写体のフィールド画像を第一のフィールド画像として生成し、前記第二の光により照射された該被写体のフィールド画像を第二のフィールド画像として生成するフィールド画像生成手段と、

生成された第一のフィールド画像及び第二のフィールド画像を前記所定のフィールドレートで一画面内に同時に表示させる表示手段と、

前記被写体の動き量を検出する動き量検出手段と、

検出された動き量が大きいかな否かを判定する動き量判定手段と、
を備え、

前記表示手段は、

前記動き量判定手段により前記被写体の動き量が大きいと判定されたとき、前記第一のフィールド画像が欠落する欠落フィールドにおいて、直前のフィールドの第一のフィールド画像を前記画面に表示させ、

前記動き量判定手段により前記被写体の動き量が小さいと判定されたとき、前記欠落フィールドにおいて、直前のフィールドの更に 1 つ前のフィールドの第一のフィールド画像を前記画面に表示させる、

電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記動き量検出手段は、

前記直前のフィールドの第一フィールド画像と、該直前のフィールドの 2 つ前のフィールドの第一フィールド画像との差分に基づいて前記被写体の動き量を検出する、
請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

前記光源部は、

白色光を射出する光源と、

前記白色光を前記第一の光にフィルタリングする第一のフィルタと、該白色光を前記第二の光にフィルタリングする第二のフィルタとが円周方向においてフィールド周期に応じた角度範囲に並べて配置された回転板であって、該第一のフィルタのみ、連続する 2 フィールド以上の期間に対応する角度範囲に並べられたものと、

前記回転板を回転させることにより、前記第一及び第二の各フィルタを前記所定のフィールドレートに同期したタイミングで前記白色光の光路に順次挿入する回転駆動部と、

を備える、

請求項 1 又は請求項 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光源部は、

前記第一の光の射出期間と前記第二の光の射出期間とを入れ替える入替手段

を備える、

請求項 1 又は請求項 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記光源部は、

白色光を射出する光源と、

前記白色光を前記第一の光にフィルタリングする第一のフィルタと、該白色光を前記第二の光にフィルタリングする第二のフィルタとが円周方向に 2 列であって、それぞれのフィルタがフィールド周期に応じた角度範囲に並べて配置された回転板であって、一方の列では該第一のフィルタのみ、連続する 2 フィールド以上の期間に対応する角度範囲に並べられ、他方の列では該第二のフィルタのみ、連続する 2 フィールド以上の期間に対応す

10

20

30

40

50

る角度範囲に並べられたものと、

前記回転板を前記白色光の光路と直交する方向に移動させる回転板移動手段と、

前記回転板が前記回転板移動手段により所定の第一の位置に移動された状態で該回転板を回転させることにより、前記一方の列に並ぶ前記第一及び第二の各フィルタを前記所定のフィールドレートに同期したタイミングで前記光路に順次挿入し、該回転板が該回転板移動手段により所定の第二の位置に移動された状態で該回転板を回転させることにより、前記他方の列に並ぶ該第一及び第二の各フィルタを該所定のフィールドレートに同期したタイミングで該光路に順次挿入する回転駆動部と、

を備える、

請求項 1 又は請求項 2 に記載の電子内視鏡システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、病変部等の被写体を観察するための電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療機器分野においては、特性の異なる波長域の光を使用した観察を同時に行うことで病変部の診断を容易にする電子内視鏡システムが知られている。この種の電子内視鏡システムの具体的構成は、例えば特許文献 1 に記載されている。

【0003】

20

特許文献 1 に記載の電子内視鏡システムでは、システムコントロール回路(42)は、奇数番フレームの第 1 フィールド及びそれに続く偶数番フレームの第 2 フィールドに白色光をライトガイド(16)に導入するとともに、奇数番フレームの第 2 フィールドに及びそれに続く偶数番フレームの第 1 フィールドに励起光をライトガイド(16)に導入する。前段処理回路(431)は、奇数番フレームの各フィールド及び偶数番フレームの各フィールドに得られた映像信号を各メモリ領域(432a~d)に上書きする。スキャンコンバータ(435)は、各フレームの第 1 フィールドでは、メモリ領域(432a, c)のそれぞれから通常カラー画像、蛍光画像の映像信号を読み出して結合し、各フレームの第 2 フィールドでは、メモリ領域(432d, b)のそれぞれから通常カラー画像、蛍光画像の映像信号を読み出して結合する。これにより、垂直方向の解像度の低下が抑えられた状態で通常カラー画像と蛍光画像とが一画面内に同時に表示される。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2005 - 319213 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献 1 では、各フィールドの通常カラー画像及び蛍光画像は、新たなフィールド画像によって更新されるまでの間に常に 2 回連続で(例えば、奇数番フレームの第 1 フィールドと次の偶数番フレームの第 1 フィールドに続けて、若しくは奇数番フレームの第 2 フィールドと次の偶数番フレームの第 2 フィールドに続けて)表示されるため、フィールド単位における実質的なリフレッシュレートが低い。そのため、例えば被写体の動き量が大い(速い)場合、残像感や動画ぼやけが目立つという欠点を抱えている。

40

【0006】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、垂直方向の解像度の低下を抑えつつ被写体の動き量が大い(速い)場合の残像感や動画ぼやけを抑えることが可能な電子内視鏡システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

50

本発明の実施形態に係る電子内視鏡システムは、分光特性及び光量の少なくとも一方が異なる第一の光と第二の光とを所定のフィールドレートに同期したタイミングで循環的に射出する光源部であって、第一の光のみ2フィールド以上続けて射出するものと、第一の光により照射された被写体のフィールド画像を第一のフィールド画像として生成し、第二の光により照射された被写体のフィールド画像を第二のフィールド画像として生成するフィールド画像生成手段と、生成された第一のフィールド画像及び第二のフィールド画像を所定のフィールドレートで一画面内に同時に表示させる表示手段と、被写体の動き量を検出する動き量検出手段と、検出された動き量が大きいか否かを判定する動き量判定手段とを備える。表示手段は、動き量判定手段により被写体の動き量が大きいと判定されたとき、第一のフィールド画像が欠落する欠落フィールドにおいて、直前のフィールドの第一のフィールド画像を画面に表示させ、動き量判定手段により被写体の動き量が小さいと判定されたとき、欠落フィールドにおいて、直前のフィールドの更に1つ前のフィールドの第一のフィールド画像を画面に表示させる。

10

【0008】

本実施形態では、被写体の動き量が大きい場合、欠落フィールドにおいて直前のフィールド画像を画面に表示させることにより、被写体の動き量が大きい(速い)場合に顕著に現れていた残像感や動画ぼやけが抑えられる。また、被写体の動き量が小さい場合は、欠落フィールドにおいて、直前のフィールドの更に1つ前のフィールド画像を画面に表示させることにより、水平方向の解像度の低下が避けられる。

20

【0009】

動き量検出手段は、例えば、直前のフィールドの第一フィールド画像と、直前のフィールドの2つ前のフィールドの第一フィールド画像との差分に基づいて被写体の動き量を検出する。

【0010】

光源部は、白色光を射出する光源と、白色光を第一の光にフィルタリングする第一のフィルタ及び白色光を第二の光にフィルタリングする第二のフィルタを持つ所定の回転板と、回転板を回転させることにより、第一及び第二の各フィルタを所定のフィールドレートに同期したタイミングで白色光の光路に順次挿入する回転駆動部とを備える構成としてもよい。回転板は、例えば、第一のフィルタと第二のフィルタとが円周方向においてフィールド周期に応じた角度範囲に並べて配置された構成を有しており、第一のフィルタのみ、連続する2フィールド以上の期間に対応する角度範囲に並べられている。

30

【0011】

光源部は、第一の光の射出期間と第二の光の射出期間とを入れ替える入替手段を備えた構成としてもよい。

【0012】

光源部は、白色光を射出する光源と、白色光を第一の光にフィルタリングする第一のフィルタ及び白色光を第二の光にフィルタリングする第二のフィルタを持つ所定の回転板と、回転板を白色光の光路と直交する方向に移動させる回転板移動手段と、回転板移動手段により所定の第一又は第二の位置に移動された回転板を回転させることにより、第一及び第二の各フィルタを所定のフィールドレートに同期したタイミングで白色光の光路に順次挿入する回転駆動部とを備える構成としてもよい。回転板は、例えば、第一のフィルタと第二のフィルタとが円周方向に2列であって、それぞれのフィルタがフィールド周期に応じた角度範囲に並べて配置された構成を有しており、一方の列では第一のフィルタのみ、連続する2フィールド以上の期間に対応する角度範囲に並べられ、他方の列では第二のフィルタのみ、連続する2フィールド以上の期間に対応する角度範囲に並べられている。回転駆動部が回転板移動手段により所定の第一の位置に移動された回転板を回転させることにより、一方の列に並ぶ第一及び第二の各フィルタが所定のフィールドレートに同期したタイミングで光路に順次挿入される。回転駆動部が回転板移動手段により所定の第二の位置に移動された回転板を回転させることにより、他方の列に並ぶ第一及び第二の各フィルタが所定のフィールドレートに同期したタイミングで光路に順次挿入される。

40

50

【発明の効果】

【0013】

本発明の実施形態によれば、垂直方向の解像度の低下を抑えつつ被写体の動き量が大きい（速い）場合の残像感や動画ぼやけを抑えることが可能な電子内視鏡システムが提供される。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の実施形態の電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施形態のプロセッサに備えられる回転フィルタ部を集光レンズ側から見た正面図である。

【図3】特殊光及び通常光に関する各フェーズの処理タイミングを示すシーケンス図である。

【図4】本実施形態において行われる欠陥フィールド補完処理をフローチャートにて示す図である。

【図5】本発明の実施形態の変形例の電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図6】本発明の実施形態の変形例のプロセッサに備えられる回転フィルタ部を集光レンズ側から見た正面図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。なお、以下においては、本発明の一実施形態として電子内視鏡システムを例に取り説明する。

【0016】

〔電子内視鏡システム1の全体構成〕

図1は、本実施形態の電子内視鏡システム1の構成を示すブロック図である。図1に示されるように、電子内視鏡システム1は、電子スコープ100、プロセッサ200及びモニタ300を備えている。

【0017】

プロセッサ200は、システムコントローラ202及びタイミングコントローラ204を備えている。システムコントローラ202は、メモリ203に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡システム1全体を統合的に制御する。また、システムコントローラ202は、操作パネル218に接続されている。システムコントローラ202は、操作パネル218より入力されるユーザからの指示に応じて、電子内視鏡システム1の各動作及び各動作のためのパラメータを変更する。タイミングコントローラ204は、各部の動作のタイミングを調整するクロックパルスを電子内視鏡システム1内の各回路に出力する。

【0018】

ランプ208は、ランプ電源イグナイタ206による始動後、白色光束Lを射出する。ランプ208には、キセノンランプ、ハロゲンランプ、水銀ランプ、メタルハライドランプ等の高輝度ランプが適している。ランプ208より射出された白色光束Lは、回転フィルタ部260に入射される。

【0019】

図2は、回転フィルタ部260を集光レンズ210側から見た正面図である。回転フィルタ部260は、回転式ターレット261、DCモータ262、ドライバ263及びフォトインタラプタ264を備えている。図2に示されるように、回転式ターレット261には、特殊光用フィルタFs1、Fs2、Fs3、通常光用フィルタFnの4つの光学フィルタが円周方向に順に並べて配置されている。各光学フィルタは、フィールド周期（本実施形態では1/60秒）に応じた角度範囲（ここでは約90°の角度範囲）に広がる扇形状を有している。

【0020】

ドライバ 263 は、システムコントローラ 202 による制御下で DC モータ 262 を駆動する。回転フィルタ部 260 は、回転式ターレット 261 が DC モータ 262 によって回転動作することにより、ランプ 208 より入射された白色光束 L から、スペクトルの異なる二種類の照射光（特殊光と、白色光である通常光）の一方を、撮像と同期したタイミングで取り出す。具体的には、回転式ターレット 261 は、回転動作中、連続する 3 フィールド期間の各々において特殊光用フィルタ F s 1、F s 2、F s 3 より特殊光を順次取り出し、続く 1 フィールド期間において通常光用フィルタ F n より通常光を取り出す。回転式ターレット 261 の回転位置や回転の位相は、回転式ターレット 261 の外周付近に形成された開口（不図示）をフォトインタラプタ 264 によって検出することにより制御される。

10

【0021】

特殊光用フィルタ F s 1 ~ F s 3 は、同一の分光特性を有する光学フィルタであり、例えば表層付近の血管構造（又は深層の血管構造、特定の病変部など）の分光画像を撮影するのに適した分光特性を持つ。通常光用フィルタ F n は、白色光束 L を減光する減光フィルタであるが、単なる開口（光学フィルタの無いもの）や絞り機能を兼ねたスリット（光学フィルタの無いもの）に置き換えてもよい。

【0022】

回転フィルタ部 260 より取り出された照射光は、集光レンズ 210 によって集光されながら羽根絞り（不図示）を介して適正な光量に制限されて、LCB（Light Carrying Bundle）102 の入射端に入射される。

20

【0023】

入射端より LCB 102 内に入射された照射光は、LCB 102 内を伝播して電子スコープ 100 の先端に配置された LCB 102 の射出端より射出され、配光レンズ 104 を介して被写体に照射される。被写体は、連続する 3 フィールド期間中、特殊光にて照射され、続く 1 フィールド期間中、通常光にて照射される。照射光により照射された被写体からの戻り光は、対物レンズ 106 を介して固体撮像素子 108 の受光面上で光学像を結ぶ。

【0024】

固体撮像素子 108 は、補色市松型画素配置を有するインターレース方式の単板式カラー CCD（Charge Coupled Device）イメージセンサである。固体撮像素子 108 は、受光面上の各画素で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積して、イエロー Y e、シアン C y、グリーン G、マゼンタ M g の各補色信号を生成し、生成された垂直方向に隣接する 2 つの画素の補色信号を加算し混合して出力する。以下、固体撮像素子 108 より出力される混合後の信号を「撮像信号」と記す。なお、固体撮像素子 108 は、CCD イメージセンサに限らず、CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）イメージセンサやその他の種類の撮像装置を採用してもよい。固体撮像素子 108 はまた、原色系フィルタ（ベイア配列フィルタ）を搭載したものであってもよい。

30

【0025】

回転フィルタ部 260 による特殊光と通常光との切り換えのタイミングは、固体撮像素子 108 における撮像期間（フィールド期間）の切り換えのタイミングと同期している。従って、固体撮像素子 108 は、連続する 3 フィールド期間中、特殊光を受光して特殊光観察像の撮像信号を生成して出力し、続く 1 フィールド期間中、通常光を受光して通常光観察像の撮像信号を生成して出力する。固体撮像素子 108 は、上記を繰り返すことにより、各観察像の撮像信号を循環的に出力する。

40

【0026】

電子スコープ 100 の接続部内には、ドライバ信号処理回路 112 が備えられている。ドライバ信号処理回路 112 には、特殊光観察像、通常光観察像の各撮像信号が固体撮像素子 108 よりフィールド周期で入力される。ドライバ信号処理回路 112 は、固体撮像素子 108 より入力される撮像信号に対して色補間、マトリクス演算、Y / C 分離等の所定の信号処理を施して画像信号（輝度信号 Y、色差信号 C b、C r）を生成し、生成され

50

た画像信号をプロセッサ 200 の前段信号処理回路 220 に出力する。

【0027】

ドライバ信号処理回路 112 はまた、メモリ 114 にアクセスして電子スコープ 100 の固有情報を読み出す。メモリ 114 に記録される電子スコープ 100 の固有情報には、例えば、固体撮像素子 108 の画素数や感度、動作可能なフィールドレート、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路 112 は、メモリ 114 より読み出された固有情報をシステムコントローラ 202 に出力する。

【0028】

システムコントローラ 202 は、電子スコープ 100 の固有情報に基づいて各種演算を行い、制御信号を生成する。システムコントローラ 202 は、生成された制御信号を用いて、プロセッサ 200 に接続されている電子スコープに適した処理がなされるようにプロセッサ 200 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

10

【0029】

タイミングコントローラ 204 は、システムコントローラ 202 によるタイミング制御に従って、ドライバ信号処理回路 112 にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路 112 は、タイミングコントローラ 204 から供給されるクロックパルスに従って、固体撮像素子 108 をプロセッサ 200 側で処理される映像のフィールドレートに同期したタイミングで駆動制御する。

【0030】

前段信号処理回路 220 は、ドライバ信号処理回路 112 より 1 フィールド周期で入力される特殊光観察像、通常光観察像の各画像信号（輝度信号 Y 並び色差信号 Cb 及び Cr）に対して所定の信号処理を施して画像メモリ 230 に出力する。

20

【0031】

画像メモリ 230 は、メモリ領域 230A ~ 230D を有している。メモリ領域 230A ~ 230D には、前段信号処理回路 220 より出力される各画像信号が書き込まれる（上書きされる）。具体的には、メモリ領域 230A に、特殊光観察像の画像信号（奇数フィールドに表示されるもの）が書き込まれる。また、メモリ領域 230B に、特殊光観察像の画像信号（偶数フィールドに表示されるもの）が書き込まれる。また、メモリ領域 230C には、通常光観察像の画像信号（奇数フィールドに表示されるもの）が書き込まれ、メモリ領域 230D には、通常光観察像の画像信号（偶数フィールドに表示されるもの）が書き込まれる。

30

【0032】

メモリ領域 230A ~ 230D に書き込まれた各画像信号は、タイミングコントローラ 204 からのクロックパルスに同期して順次読み出されて、後段信号処理回路 240 に出力される。後段信号処理回路 240 は、メモリ領域 230A ~ 230D より出力された特殊光観察像、通常光観察像の各画像信号を処理してモニタ表示用の画面データを生成し、生成されたモニタ表示用の画面データを所定のビデオフォーマット信号に変換する。変換されたビデオフォーマット信号は、モニタ 300 に出力される。これにより、被写体の特殊観察画像や通常観察画像がモニタ 300 の表示画面に表示される。

【0033】

ユーザは、操作パネル 218 を操作することにより、観察画像の表示形態を設定することができる。観察画像の表示形態としては、例えば、同一サイズの特種観察画像と通常観察画像とを並べて一画面に表示させる形態、一方の観察画像を親画面表示し、他方の観察画像を子画面表示する形態、ユーザの操作に従って選択された一方の観察画像を全画面表示させる形態がある。また、表示中の観察画像には、操作パネル 218 によって入力された内視鏡観察に関する情報（例えば、術者名、患者名、観察日時、観察に使用した照射光の種別等）をスーパーインポーズ表示させることができる。

40

【0034】

図 3 は、特殊観察画像と通常観察画像とを並べて一画面に表示させる際の、特殊光及び通常光に関する各フェーズの処理タイミングを示すシーケンス図である。図 3 (a) は、

50

特殊光又は通常光により被写体（体腔内）が照射されるタイミングを示す。図3（b）～図3（e）はそれぞれ、各メモリ領域230A～230Dへの撮像信号の書込タイミングを示す。図3（f）は、特殊観察画像（フィールド画像）の出力・表示タイミングを示す。図3（g）は、通常観察画像（フィールド画像）の出力・表示タイミングを示す。

【0035】

本実施形態では、前提として、照射タイミングと書込タイミングとの間に1フィールドのタイムラグが生じ、書込タイミングと出力・表示タイミングとの間に1フィールドのタイムラグが生じる。なお、図3（a）～図3（e）の各図において、各タイミングは、便宜上、「回転式ターレット261のフィルタの符号（序数）」の表記で示される。

【0036】

例えば、図3（a）の「Fs1（1）」は、特殊光用フィルタFs1により取り出された特殊光による初回の照射タイミングを示す。以下、特殊光用フィルタFs1により取り出された特殊光を「特殊光L_{Fs1}」と記す。また、特殊光用フィルタFs2、Fs3、通常光用フィルタFnにより取り出された光をそれぞれ、「特殊光L_{Fs2}」、「特殊光L_{Fs3}」、「通常光L_{Fn}」と記す。

【0037】

また、例えば、図3（b）の「Fs1（1）」は、特殊光L_{Fs1}（初回）により照射された被写体の撮像信号をメモリ領域230Aへ書き込むタイミングを示す。以下、特殊光L_{Fs1}により照射された被写体の撮像信号を「撮像信号S_{Fs1}」と記す。また、特殊光L_{Fs2}、L_{Fs3}、通常光L_{Fn}により照射された被写体の撮像信号をそれぞれ、「撮像信号S_{Fs2}」、「撮像信号S_{Fs3}」、「撮像信号S_{Fn}」と記す。

【0038】

また、例えば、図3（f）の「Fs1（1）」は、撮像信号S_{Fs1}（初回）より生成された特殊観察画像がモニタ300に出力・表示されるタイミングを示す。以下、撮像信号S_{Fs1}により生成される特殊観察画像を「特殊観察画像I_{Fs1}」と記す。また、撮像信号S_{Fs2}、S_{Fs3}により生成される特殊観察画像をそれぞれ、「特殊観察画像I_{Fs2}」、「特殊観察画像I_{Fs3}」と記す。また、撮像信号S_{Fn}により生成される通常観察画像を「通常観察画像I_{Fn}」と記す。

【0039】

[通常観察画像の生成]

図3を用いて通常観察画像の生成についてより詳細に説明する。通常光用フィルタFnは、4フィールド毎に白色光束Lの光路に挿入される。そのため、図3（a）に示されるように、被写体は、4フィールド毎に通常光L_{Fn}により照射される。通常光L_{Fn}により照射された被写体の撮像信号S_{Fn}は、図3（d）及び図3（e）に示されるように、照射タイミングから1フィールドのタイムラグでメモリ領域230C及び230Dの両方に書き込まれる。メモリ領域230C、230Dに書き込まれた撮像信号S_{Fn}はそれぞれ、後段信号処理回路240によりビデオフォーマット信号に変換され、図3（g）に示されるように、奇数フィールド、偶数フィールドの通常観察画像I_{Fn}としてモニタ300に出力・表示される。本実施形態では、同一の通常観察画像I_{Fn}が4フィールド続けてモニタ300に表示される。

【0040】

[特殊観察画像の生成]

図3を用いて特殊観察画像の生成についてより詳細に説明する。特殊光用フィルタFs1～Fs3は、連続する3フィールド期間中に白色光束Lの光路に順次挿入される。そのため、図3（a）に示されるように、被写体は、連続する3フィールド期間中、特殊光L_{Fs1}、L_{Fs2}、L_{Fs3}により順次照射される。

【0041】

特殊光L_{Fs1}により照射された被写体の撮像信号S_{Fs1}は、図3（b）に示されるように、照射タイミングから1フィールドのタイムラグでメモリ領域230Aに書き込まれる。続くフィールド期間では、図3（c）に示されるように、特殊光L_{Fs2}により照

10

20

30

40

50

射された被写体の撮像信号 S_{Fs2} がメモリ領域 230B に書き込まれる。更に続くフィールド期間では、図3(b)に示されるように、特殊光 L_{Fs3} により照射された被写体の撮像信号 S_{Fs3} がメモリ領域 230A に書き込まれる。更に続くフィールド期間では、直前のフィールドにて被写体が特殊光でなく通常光で照射されていたことから、図3(b)及び図3(c)に示されるように、メモリ領域 230A 及び 230B の何れにも書き込みがない。

【0042】

図3(f)に示されるように、メモリ領域 230A 又は 230B に書き込まれた撮像信号 S_{Fs1} 、 S_{Fs2} 、 S_{Fs3} は順次、後段信号処理回路 240 によりビデオフォーマット信号に変換され、奇数フィールドの特殊観察画像 I_{Fs1} 、偶数フィールドの特殊観察画像 I_{Fs2} 、奇数フィールドの特殊観察画像 I_{Fs3} としてモニタ 300 に出力・表示される。

10

【0043】

本実施形態では、図3(c)に示されるように、撮像信号 S_{Fs3} の書き込みが行われたフィールドの次フィールドには、メモリ領域 230B への撮像信号の書き込みがない。そのため、このままでは、特殊観察画像 I_{Fs3} (奇数フィールド)の次フィールド(同じフレームの偶数フィールド)の画像が欠落する。以下、このフィールドを「欠落フィールド」と記す。

【0044】

例えば、特殊観察画像 I_{Fs3} (奇数フィールド)を2フィールド続けて表示(すなわち、欠落フィールドでも表示)させることにより、フィールド画像の欠落を避けることができる。しかし、この場合、奇数フィールドと偶数フィールド(欠落フィールド)とで同じ画像が表示されるため、垂直方向の解像度が低下する。垂直方向の解像度の低下を避けるため、欠落フィールドの2フィールド前の特殊観察画像 I_{Fs2} (1フレーム前の偶数フィールド)を欠落フィールドで再度表示させることが考えられる。しかし、2フィールド前の画像を利用するため、被写体の動き量が大きい(速い)場合に残像感や動画ぼやけが顕著に現れる虞がある。そこで、本実施形態では、次に説明される欠陥フィールド補完処理を行うことにより、垂直方向の解像度の低下を抑えつつ被写体の動き量が大きい(速い)場合の残像感や動画ぼやけを抑えることを可能としている。

20

【0045】

30

[欠陥フィールド補完処理]

図4に、欠陥フィールド補完処理をフローチャートにて示す。

【0046】

[図4のS11(被写体の動き量の検出)]

本処理ステップS11では、被写体の動き量が検出される。一例として、被写体画像の差分の平均値が求められる。具体的には、各画素について、特殊観察画像 I_{Fs3} (欠落フィールドの直前のフィールド(奇数フィールド)画像)と、特殊観察画像 I_{Fs1} (該直前のフィールドの2つ前のフィールド(1フレーム前の奇数フィールド)画像)との差分が計算され、計算された各画素における差分が積算される。積算された値が画素の総数で除算されることにより、被写体画像の差分の平均値が求まる。

40

【0047】

[図4のS12(被写体の動き量の大小判定)]

本処理ステップS12では、処理ステップS11(被写体の動き量の検出)にて検出された被写体の動き量(被写体画像の差分の平均値)が所定の閾値より大きいかが判定される。ユーザは、操作パネル 218 を操作することにより、上記閾値を設定変更することができる。

【0048】

[図4のS13(欠落フィールドの補完)]

処理ステップS12(被写体の動き量の大小判定)にて被写体の動き量(被写体画像の差分の平均値)が所定の閾値以下であると判定されたとき(図4のS12:NO)、欠落

50

フィールドは、欠落フィールドの2フィールド前の画像（特殊観察画像 I_{Fs2} であって、1フレーム前の偶数フィールドの画像）により補完される。すなわち、モニタ300には、奇数フィールドにて特殊観察画像 I_{Fs3} が表示された後、それに続く偶数フィールド（欠落フィールド）にて特殊観察画像 I_{Fs2} （補完画像）が表示される。本処理ステップS13では、奇数フィールドと偶数フィールド（欠落フィールド）とで異なる画像が表示されるため、当該フレームにおいて垂直方向の解像度が低下しない。

【0049】

[図4のS14（欠落フィールドの補完）]

処理ステップS12（被写体の動き量の大小判定）にて被写体の動き量（被写体画像の差分の平均値）が所定の閾値より大きいと判定されたとき（図4のS12：YES）、欠落フィールドは、欠落フィールドの直前の画像（特殊観察画像 I_{Fs3} ）により補完される。すなわち、モニタ300には、奇数フィールドにて特殊観察画像 I_{Fs3} が表示された後、それに続く偶数フィールド（欠落フィールド）にて同じく特殊観察画像 I_{Fs3} （補完画像）が表示される。本処理ステップS14では、直前のフィールド画像が欠落フィールドにおいても表示されるため、被写体の動き量が大きい（速い）場合であっても残像感や動画ぼやけが現れ難くなる。

10

【0050】

このように、本実施形態では、垂直方向の解像度の低下を抑えつつ被写体の動き量が大きい（速い）場合の残像感や動画ぼやけを抑えることができる。

【0051】

20

以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明したものに限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本願の実施形態に含まれる。例えば、光源装置は、回転フィルタ部を備える構成に限らない。一例として、特許文献1の同様に、分光特性が異なる光を射出する別個独立した2つの光源を備えた構成に置き換えてもよい。

【0052】

また、上記の実施形態では、光源装置をプロセッサ200に内蔵しているが、別の実施形態では、プロセッサ200と光源装置とを分離した構成としてもよい。この場合、プロセッサ200と光源装置との間でタイミング信号を送受信するための有線又は無線の通信手段が設けられる。

30

【0053】

また、上記の実施形態では、所定の閾値により被写体の動き量が大きい小さいかが判定され、判定結果に応じて特殊観察画像 I_{Fs2} 又は I_{Fs3} が欠落フィールド中、表示される。別の実施形態では、特殊観察画像 I_{Fs2} と I_{Fs3} とが被写体の動き量に応じて所定の比率でミックスされ、ミックスされた画像が欠落フィールド中、表示されるようにしてもよい。例えば、処理ステップS11（被写体の動き量の検出）にて求められた被写体画像の差分の平均値が小さい値（例えば1であり、動き量が小さいことを示す。）のとき、特殊観察画像 I_{Fs2} と I_{Fs3} とが2対1の比率でミックスされる。上記平均値が中程度の値（例えば10であり、動き量が標準レベルであることを示す。）のとき、特殊観察画像 I_{Fs2} と I_{Fs3} とが1対1の比率でミックスされる。上記平均値が大きい値（例えば20であり、動き量が大きいことを示す。）のとき、特殊観察画像 I_{Fs2} と I_{Fs3} とが1対2の比率でミックスされる。このように、別の実施形態では、被写体の動き量が小さいほど特殊観察画像 I_{Fs2} が高い比率でミックスされ、被写体の動き量が大きいほど特殊観察画像 I_{Fs3} が高い比率でミックスされる。

40

【0054】

図5は、上記の実施形態の変形例の電子内視鏡システム1Mの構成を示すブロック図である。図1に示されるように、電子内視鏡システム1Mは、電子スコープ100、プロセッサ200M及びモニタ300を備えている。本変形例において、上記の実施形態の電子内視鏡システム1と同一又は同様の構成については、同一又は同様の符号を付し、その説

50

明を適宜簡略又は省略する。

【 0 0 5 5 】

本変形例のプロセッサ 2 0 0 M は、回転フィルタ部 2 6 0 M を備えている。図 6 は、回転フィルタ部 2 6 0 M を集光レンズ 2 1 0 側から見た正面図である。回転フィルタ部 2 6 0 M は、回転式ターレット 2 6 1 M、D C モータ 2 6 2、ドライバ 2 6 3、フォトインタラプタ 2 6 4 及びスライド機構 2 6 5 を備えている。図 6 に示されるように、回転式ターレット 2 6 1 M には、特殊光用フィルタ F_{s1} 、 F_{s2} 、 F_{s3} 、通常光用フィルタ F_n の 4 つの光学フィルタが円周方向に順に並べて配置されている。また、上記 4 つの光学フィルタの内周側には、通常光用フィルタ F_{n1} 、 F_{n2} 、 F_{n3} 、特殊光用フィルタ F_s の 4 つの光学フィルタが円周方向に順に並べて配置されている。8 つの光学フィルタは、

10

【 0 0 5 6 】

スライド機構 2 6 5 は、回転式ターレット 2 6 1 M を白色光束 L の光路と直交する方向（図 6 の矢印 A 方向）にスライド可能に保持している。スライド機構 2 6 5 は周知の構成を有するものであるため、その具体的構成については省略する。回転式ターレット 2 6 1 M は、スライド機構 2 6 5 により、初期位置とスライド位置との間を移動する。ユーザは、操作パネル 2 1 8 を操作することにより、回転式ターレット 2 6 1 M を初期位置又はスライド位置に移動させることができる。回転式ターレット 2 6 1 M が初期位置からスライド位置（又はスライド位置から初期位置）に移動されることにより、回転式ターレット 2 6 1 M に対するランプ 2 0 8（白色光束 L）の位置が図 6 の符号 P L から符号 P L'（又は符号 P L' から符号 P L）にシフトする。これにより、白色光束 L の光路に挿入されるフィルタ群が切り替わる。

20

【 0 0 5 7 】

回転式ターレット 2 6 1 M が初期位置（ランプ 2 0 8（白色光束 L）の位置が符号 P L）にある場合を考える。この場合、回転式ターレット 2 6 1 M が回転すると、特殊光用フィルタ F_{s1} 、 F_{s2} 、 F_{s3} 、通常光用フィルタ F_n の各光学フィルタが光路に順次挿入される。そのため、被写体は、上記の実施形態と同じく、連続する 3 フィールド期間中、特殊光にて照射され、続く 1 フィールド期間中、通常光にて照射される。

30

【 0 0 5 8 】

回転式ターレット 2 6 1 M がスライド位置（ランプ 2 0 8（白色光束 L）の位置が符号 P L'）にある場合を考える。この場合、回転式ターレット 2 6 1 M が回転すると、通常光用フィルタ F_{n1} 、 F_{n2} 、 F_{n3} 、特殊光用フィルタ F_s の各光学フィルタが光路に順次挿入される。そのため、被写体は、連続する 3 フィールド期間中、通常光にて照射され、続く 1 フィールド期間中、特殊光にて照射される。

40

【 0 0 5 9 】

本変形例では、回転式ターレット 2 6 1 M の位置を切り替えることにより、通常光による被写体の照射期間と特殊光による被写体の照射期間とを入れ替えることができる。回転式ターレット 2 6 1 M が初期位置にある場合、モニタ 3 0 0 には、上記の実施形態と同じく、同一の通常観察画像 I_{Fn} が 4 フィールド続けて表示されると共に特殊観察画像 I_{Fs1} 、 I_{Fs2} 、 I_{Fs3} 、補完画像（特殊観察画像 I_{Fs2} 又は I_{Fs3} ）が順次表示される。一方、回転式ターレット 2 6 1 M がスライド位置にある場合、モニタ 3 0 0 には、通常観察画像 I_{Fn1} 、 I_{Fn2} 、 I_{Fn3} 、補完画像（通常観察画像 I_{Fn2} 又は I_{Fn3} ）が順次表示されると共に同一の特殊観察画像 I_{Fs} が 4 フィールド続けて表示される。

【符号の説明】

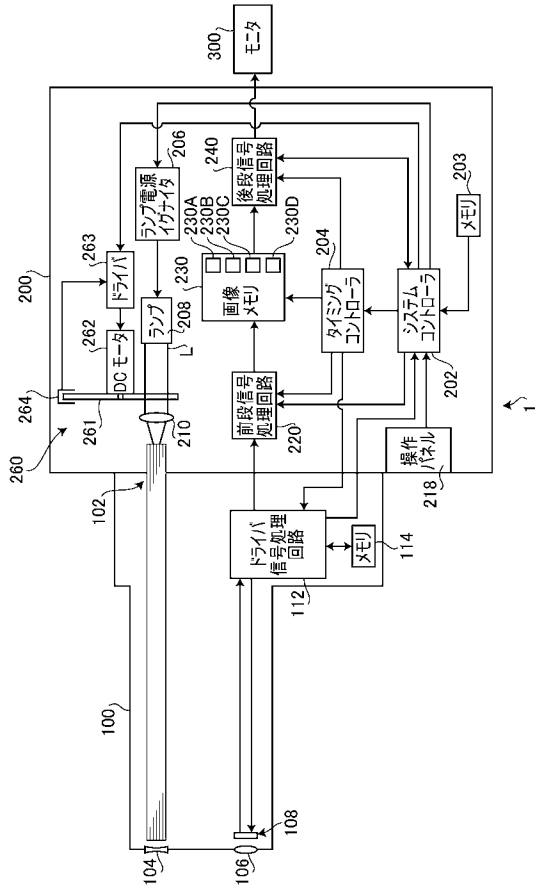
【 0 0 6 0 】

- 1 電子内視鏡システム
- 1 0 0 電子スコープ
- 1 0 2 L C B

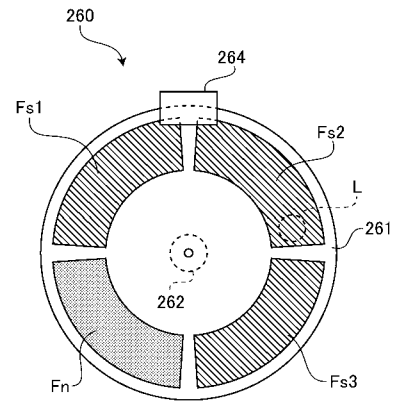
50

1 0 4	配光レンズ	
1 0 6	対物レンズ	
1 0 8	固体撮像素子	
1 1 2	ドライバ信号処理回路	
1 1 4	メモリ	
2 0 0	プロセッサ	
2 0 2	システムコントローラ	
2 0 3	メモリ	
2 0 4	タイミングコントローラ	
2 0 6	ランプ電源イグナイタ	10
2 0 8	ランプ	
2 1 0	集光レンズ	
2 1 8	操作パネル	
2 2 0	前段信号処理回路	
2 3 0	画像メモリ	
2 3 0 A	通常奇数メモリ領域	
2 3 0 B	通常偶数メモリ領域	
2 3 0 C	特殊光奇数メモリ領域	
2 3 0 D	特殊光偶数メモリ領域	
2 4 0	後段信号処理回路	20
2 6 0	回転フィルタ部	
2 6 1	回転式ターレット	
F s 1 ~ F s 3	特殊光用フィルタ	
F n	通常光用フィルタ	
2 6 2	D C モータ	
2 6 3	ドライバ	
2 6 4	フォトインタラプタ	
2 6 5	スライド機構	

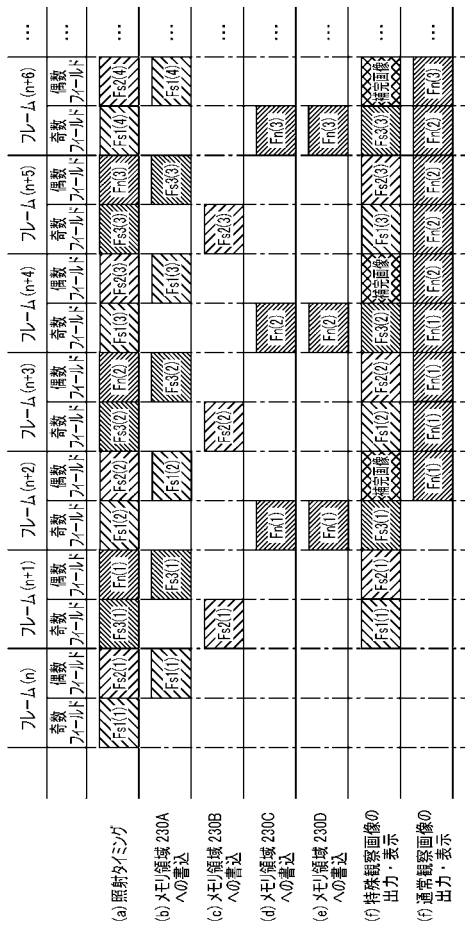
【 図 1 】



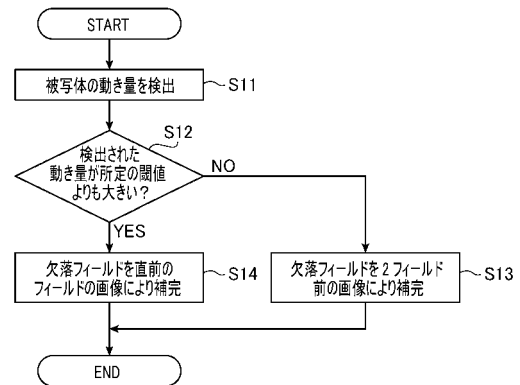
【 図 2 】



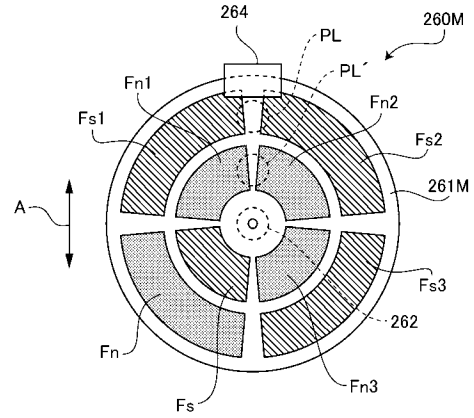
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 6 】



专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2015042193A	公开(公告)日	2015-03-05
申请号	JP2013174099	申请日	2013-08-26
[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		
[标]发明人	林佳宏		
发明人	林 佳宏		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G02B23/24.B A61B1/06.B A61B1/00.510 A61B1/00.550 A61B1/045.610 A61B1/045.622 A61B1/045.631 A61B1/05 A61B1/06.510 A61B1/06.611 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/GA02 2H040/GA06 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/QQ02 4C161/TT09		
代理人(译)	尾山荣启		
其他公开文献	JP6204116B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：当被摄体的运动量较大时，为了抑制余像感和运动图像的模糊，同时抑制垂直方向上的分辨率降低。电子内窥镜系统是在与场速率同步的定时周期性地发射第一光和第二光的光源单元，并且仅第一光持续两个或更多个场。所发射的是用于通过第一光生成第一场图像并且通过第二光生成第二场图像的装置，并且第一场图像和第二场图像同时以场频显示在一个屏幕中。显示单元被配置为显示被摄体的运动量，以及确定单元，其确定检测到的运动量是否大。当被摄体的移动量大时，显示装置在第一视野图像的缺失视野中显示紧接在前的第一视野图像，而当被摄体的移动量较小时，显示单元显示紧接在第一视野图像之前的显示单元。显示该字段的第一个字段图像。[选择图]图3

