

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6204116号
(P6204116)

(45) 発行日 平成29年9月27日 (2017.9.27)

(24) 登録日 平成29年9月8日 (2017.9.8)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/045 (2006.01)

A 6 1 B 1/045 6 1 0

A 6 1 B 1/07 (2006.01)

A 6 1 B 1/07 7 3 5

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/045 6 2 2

G O 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 5 1 0

G O 2 B 23/24 B

請求項の数 5 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2013-174099 (P2013-174099)

(22) 出願日 平成25年8月26日 (2013.8.26)

(65) 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)

審査請求日 平成28年6月2日 (2016.6.2)

(73) 特許権者 000113263

H O Y A 株式会社

東京都新宿区西新宿六丁目10番1号

(74) 代理人 100078880

弁理士 松岡 修平

(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

審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【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。

【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】

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。

10

【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多い(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。

20

【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多い(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】

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多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多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。

30

40

【0008】

本実施形態では、被写体の動き量が多い場合、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、被写体の動き量が多い(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、被写体の動き量が少ない場合は、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、垂直方向の解像度の低下が避けられる。

【0009】

50

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。

10

【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。

20

30

【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多い（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。

40

【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】

50

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電子内視鏡システム1内の各回路に出力する。

10

【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。

20

【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。

30

【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Fs1、Fs2、Fs3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Fn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。

40

【0021】

特殊光用フィルタFs1～Fs3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Fn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。

50

【0023】

入射端よりLCB102内に入射された照射光は、LCB102内を伝播して電子スコープ100の先端に配置されたLCB102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Ye、シアンCy、グリーンG、マゼンタMg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 (ベイヤ配列フィルタ) を搭載したものであってもよい。

【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。

【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Cb、Cr) を生成し、生成され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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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。

【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、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。

30

【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。

40

【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、

50

「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 F_n 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 $Fs1 \sim Fs3$ 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。

【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

10

20

30

40

50

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、被写体の動き量が多い（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多い（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。

【0045】

10

〔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。

20

【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否かが判定される。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。

30

【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、被写体の動き量が多い（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。

40

【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多い（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】

50

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。

10

【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。

20

【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、その説明を適宜簡略又は省略する。

30

【0055】

本変形例のプロセッサ200Mは、回転フィルタ部260Mを備えている。図6は、回転フィルタ部260M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260Mは、回転式ターレット261M、DCモータ262、ドライバ263、フォトインタラプタ264及びスライド機構265を備えている。図6に示されるように、回転式ターレット261M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。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 $Fn1$ 、 $Fn2$ 、 $Fn3$ 、特殊光用フィルタ Fs 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、フィールドレート（本実施形態では60フィールド/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。

40

【0056】

スライド機構265は、回転式ターレット261M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265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261Mは、スライド機構265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218を操作することにより、回転式ターレット261M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261M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

50

61Mに対するランプ208（白色光束L）の位置が図6の符号PLから符号PL'（又は符号PL'から符号PL）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。

【0057】

回転式ターレット261Mが初期位置（ランプ208（白色光束L）の位置が符号PL）にある場合を考える。この場合、回転式ターレット261Mが回転すると、特殊光用フィルタFs1、Fs2、Fs3、通常光用フィルタFn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。

【0058】

回転式ターレット261Mがスライド位置（ランプ208（白色光束L）の位置が符号PL'）にある場合を考える。この場合、回転式ターレット261Mが回転すると、通常光用フィルタFn1、Fn2、Fn3、特殊光用フィルタFs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。

【0059】

本変形例では、回転式ターレット261M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261Mが初期位置にある場合、モニタ300には、上記の実施形態と同じく、同一の通常観察画像IFnが4フィールド続けて表示されると共に特殊観察画像IFs1、IFs2、IFs3、補完画像（特殊観察画像IFs2又はIFs3）が順次表示される。一方、回転式ターレット261Mがスライド位置にある場合、モニタ300には、通常観察画像IFn1、IFn2、IFn3、補完画像（通常観察画像IFn2又はIFn3）が順次表示されると共に同一の特殊観察画像IFsが4フィールド続けて表示される。

【符号の説明】

【0060】

- 1 電子内視鏡システム
- 100 電子スコープ
- 102 LCB
- 104 配光レンズ
- 106 対物レンズ
- 108 固体撮像素子
- 112 ドライブ信号処理回路
- 114 メモリ
- 200 プロセッサ
- 202 システムコントローラ
- 203 メモリ
- 204 タイミングコントローラ
- 206 ランプ電源イグナイタ
- 208 ランプ
- 210 集光レンズ
- 218 操作パネル
- 220 前段信号処理回路
- 230 画像メモリ
- 230A 通常奇数メモリ領域
- 230B 通常偶数メモリ領域
- 230C 特殊光奇数メモリ領域
- 230D 特殊光偶数メモリ領域
- 240 後段信号処理回路

10

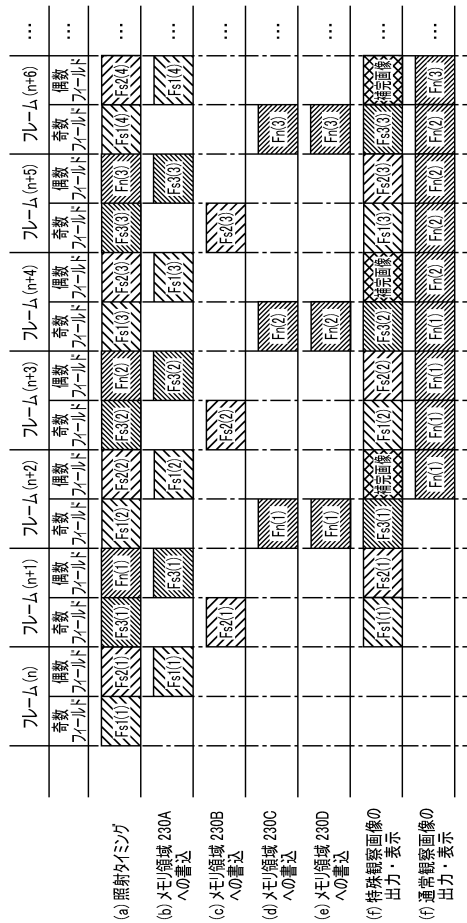
20

30

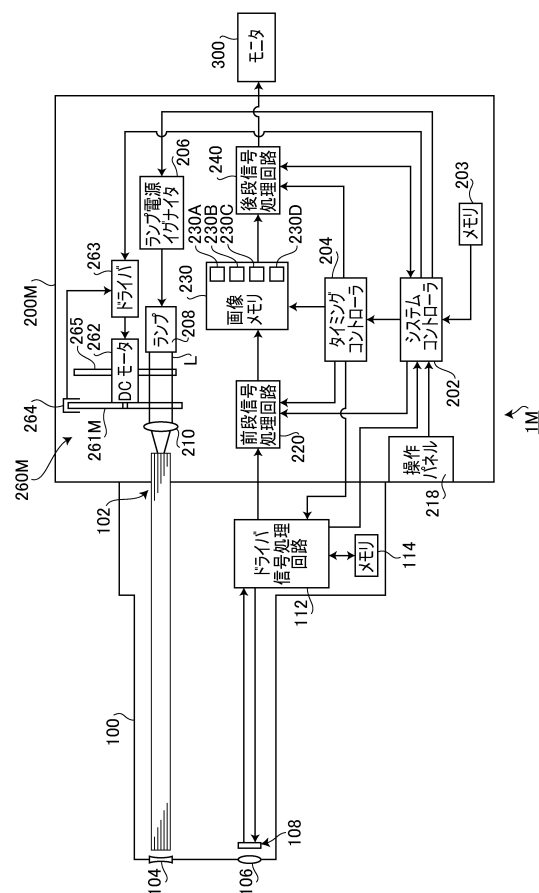
40

50

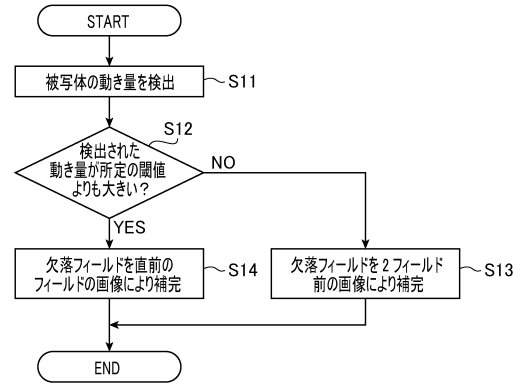
【図 3】



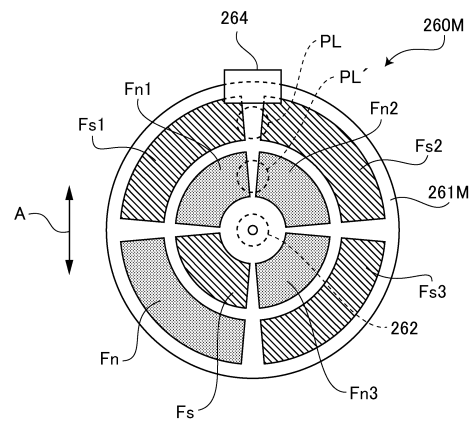
【図 5】



【図 4】



【図 6】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2010-279454 (JP, A)
特開2011-027911 (JP, A)
米国特許出願公開第2011/0021873 (US, A1)
特開平08-338952 (JP, A)
特開2005-319213 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00-1/32
G02B 23/24-23/26

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6204116B2	公开(公告)日	2017-09-27
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		
当前申请(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	A61B1/045 A61B1/07 A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/045.610 A61B1/07.735 A61B1/045.622 A61B1/00.510 G02B23/24.B A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/04.372 A61B1/045.631 A61B1/05 A61B1/06.B A61B1/06.510 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/GA02 2H040/GA06 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/QQ02 4C161/TT09		
其他公开文献	JP2015042193A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译) 要解决的问题：为了解决这样的问题：当对象的移动量大时，难以抑制残像和运动图像模糊，同时抑制垂直方向上的分辨率降低。解决方案：电子内窥镜系统包括：光源部件，其在与场频率同步的定时周期性地离开第一光和第二光，并且仅连续地将第一光出射到2场或更多场;表示由第一光产生第一场图像，第二光产生第二场图像;显示装置，在一个屏幕内以场速率同时显示第一和第二场图像;用于检测受试者的移动量的装置;确定装置确定检测到的移动量是否大。当对象的移动量大时，显示装置在第一场图像的缺少区域中显示先前的第一场图像，并且当对象的移动量小时，在缺少区域中显示在前一场之前的第一场图像。	(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6204116号 (P6204116)
	(45) 発行日 平成29年9月27日(2017.9.27)		(24) 登録日 平成29年9月8日(2017.9.8)
	(51) Int. Cl.	F I	
	A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0	
	A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 5	
	A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 2	
	G O 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 0	
		G O 2 B 23/24 B	
			請求項の数 5 (全 14 頁)
	(21) 出願番号 特願2013-174099 (P2013-174099)	(73) 特許権者 000113263	
(22) 出願日 平成25年8月26日(2013.8.26)		HOYA株式会社	
(65) 公開番号 特開2015-42193 (P2015-42193A)		東京都新宿区西新宿六丁目10番1号	
(43) 公開日 平成27年3月5日(2015.3.5)		100078880	
審査請求日 平成28年6月2日(2016.6.2)		(74) 代理人 弁理士 松岡 修平	
		林 佳宏	
		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 安田 明央	
			最終頁に続く
	(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム		