

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5647882号
(P5647882)

(45) 発行日 平成27年1月7日(2015.1.7)

(24) 登録日 平成26年11月14日(2014.11.14)

(51) Int.Cl.	F 1	
A 6 1 B 1/04	(2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 Z
A 6 1 B 1/00	(2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/06	(2006.01)	A 6 1 B 1/06 B
G 0 2 B 23/24	(2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2
G 0 2 B 23/26	(2006.01)	G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 5 (全 13 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2010-281738 (P2010-281738)	(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
(22) 出願日	平成22年12月17日 (2010.12.17)	(74) 代理人	100090169 弁理士 松浦 孝
(65) 公開番号	特開2012-125502 (P2012-125502A)	(74) 代理人	100124497 弁理士 小倉 洋樹
(43) 公開日	平成24年7月5日 (2012.7.5)	(74) 代理人	100129746 弁理士 虎山 滋郎
審査請求日	平成25年10月28日 (2013.10.28)	(74) 代理人	100132045 弁理士 坪内 伸
		(72) 発明者	飯田 充 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡プロセッサ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体の光学像をインターレーススキャンすることにより O D D フィールドおよび E V E N フィールドのフィールド画像信号を所定のフィールド周波数で交互に繰返し生成する撮像素子を有し第 1 の周波数を前記フィールド周波数とする第 1 の電子内視鏡、および前記撮像素子を有し第 1 の周波数の 2 倍以上の大きさの第 2 の周波数を前記フィールド周波数とする第 2 の電子内視鏡の一方に着脱可能な内視鏡プロセッサであって、

前記被写体に照射する第 1 の帯域を波長帯域とする第 1 の光を含む出射光を発する第 1 の光源と前記出射光の光路に交差する位置において回動可能に支持され第 1 の領域と前記出射光の光路が重なる間に前記第 1 の光を前記被写体に照射可能にする規制板とを有し、前記第 1 の光を含む帯域の異なる第 1 ~ 第 n (n は 2 以上の整数) の光を連続的に切替えながら照射可能な光源システムと、

前記第 1 ~ 第 n の光の照射中に前記撮像素子に生成されるフィールド画像信号である第 1 ~ 第 n のフィールド画像信号に相当する第 1 ~ 第 n の画像の中の s 個 (s は 2 以上 n 以下の整数) の画像を含む全体画像である複数画像を作成する場合には、前記規制板を前記第 1 の周波数の (n / 2) 倍の一定の回転数で回転させながら前記第 1 ~ 第 n の光を連続的に切替させる光源制御部と、

前記電子内視鏡から前記フィールド画像信号を受信する画像受信部と、

前記第 1、第 2 の電子内視鏡の特性情報を格納したメモリから、前記特性情報を受信する特性受信部と、

前記特性受信部に受信された前記特性情報に基づいて、装着されている前記電子内視鏡の前記フィールド周波数を判別する判別部と、

前記フィールド周波数が前記第1の周波数である場合には前記第1～第nの光それぞれの単一の照射期間中に生成される単一の前記フィールド画像信号の中で対応する画像が前記複数画像に含まれる前記フィールド画像信号を選択し、前記フィールド周波数が前記第2の周波数である場合には前記第1～第nの光それぞれの単一の照射期間中に生成される複数の前記フィールド画像信号の中の単一のフィールド画像信号であって対応する画像が前記複数画像に含まれる前記フィールド画像信号を選択する選択部と、

前記選択部に選択された複数の前記フィールド画像信号を用いて前記複数画像を作成する複数画像作成部とを備える

10

ことを特徴とする内視鏡プロセッサ。

【請求項2】

前記第1の領域には開口が設けられ、前記第1の領域と前記出射光の光路が重なる間に前記出射光が前記第1の光として通過することにより前記第1の光を前記被写体に照射可能であることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡プロセッサ。

【請求項3】

前記第1の領域には、前記第1の帯域が透過帯域である第1の光フィルタが設けられることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡プロセッサ。

【請求項4】

前記出射光は、前記第1の帯域と異なる第2の帯域を波長帯域とする第2の光を含み、前記規制板の回動により前記第1の領域と異なる第2の領域において前記出射光の光路が重なり、

20

前記第2の領域には、前記第2の帯域が透過帯域である第2のフィルタが設けられることを特徴とする請求項2または請求項3に記載の内視鏡プロセッサ。

【請求項5】

前記光源システムは、前記第1の帯域と異なる第2の帯域を波長帯域とする第2の光を出射する第2の光源を有し、

前記規制板の回動により前記第1の領域と異なる第2の領域において前記出射光の光路が重なり、

前記出射光は前記第2の領域により遮光され、

30

前記第2の領域と前記出射光の光路が重なる間に前記第2の光が出射され、前記出射光の光路が前記第2の領域から外れている間に前記第2の光の出射が停止される

ことを特徴とする請求項2または請求項3に記載の内視鏡プロセッサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、帯域の異なる光を被写体に照射することにより得られる複数の画像を同時に表示可能とする内視鏡プロセッサに関する。

【背景技術】

【0002】

40

内視鏡ユニットにおいて、被写体に照射する帯域の異なる複数の光を切替え可能な光源システムが知られている。このような光源システムとして、広帯域の白色光を出射する光源と、白色光の出射方向上に光路と交差する位置において回動可能に支持される回転板とを設ける機構が知られている（特許文献1参照）。

【0003】

回転板上には透過帯域の異なる複数のフィルタや開口が設けられ、回転板を回動させることにより光路上に挿入されるフィルタや開口が切替え可能である。照射する光に対応するフィルタなどを光路上に挿入した状態において被写体を撮像することにより照射光に基づく画像をモニタ上に表示可能である。

【0004】

50

また、1フィールドまたは1フレームの画像信号の生成時期とフィルタなどの切替時期とを同期させるように高速で回転板を回転させて被写体を撮像することにより、照射光の異なる複数の画像を同時にモニタに表示させることも可能である。

【0005】

このような光源システムを有する内視鏡ユニットでは、様々な種類の電子内視鏡を用いることが可能である。電子内視鏡の種類によって、用いられる撮像素子のフィールド周波数が異なっていることがある。

【0006】

1フィールドの画像信号の生成時期と切替時間とを同期させるためには、用いられる電子内視鏡のフィールド周波数に応じて回転板の回転速度を変えることが一般的である。それゆえ、使用が想定される電子内視鏡の最大のフィールド周波数に合わせて回転板のモータを選定する必要があった。しかし、最大のフィールド周波数に合わせたモータを適用すると製造コストの増加およびシステム全体が大型化することが問題であった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特許第2882604号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

したがって、本発明では、最大のフィールド周波数に合ったモータを用いること無く、様々な種類の電子内視鏡に対して複数画像を同時に表示可能にする内視鏡プロセッサ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】

【0009】

本発明の内視鏡プロセッサは、被写体の光学像をインターレーススキャンすることによりODDフィールドおよびEVENフィールドのフィールド画像信号を所定のフィールド周波数で交互に繰返し生成する撮像素子を有し第1の周波数を前記フィールド周波数とする第1の電子内視鏡および撮像素子を有し第1の周波数の2倍以上の大きさの第2の周波数をフィールド周波数とする第2の電子内視鏡の一方に着脱可能な内視鏡プロセッサであって、被写体に照射する第1の帯域を波長帯域とする第1の光を含む出射光を発する第1の光源と前記出射光の光路に交差する位置において回動可能に支持され第1の領域と前記出射光の光路が重なる間に第1の光を前記被写体に照射可能にする規制板とを有し第1の光を含む帯域の異なる第1～第n（nは2以上の整数）の光を連続的に切替えながら照射可能な光源システムと、第1～第nの光の照射中に撮像素子に生成されるフィールド画像信号である第1～第nのフィールド画像信号に相当する第1～第nの画像の中のs個（sは1以上n以下の整数）の画像を含む全体画像である複数画像を作成する場合には規制板を第1の周波数の（n/2）倍の一定の回転数で回転させながら第1～第nの光を連続的に切替させる光源制御部と、電子内視鏡からフィールド画像信号を受信する画像受信部と、第1、第2の電子内視鏡の特性情報を格納したメモリから特性情報を受信する特性受信部と、特性受信部に受信された特性情報に基づいて装着されている電子内視鏡のフィールド周波数を判別する判別部と、フィールド周波数が第1の周波数である場合には第1～第nの光それぞれの単一の照射期間中に生成される単一のフィールド画像信号の中で対応する画像が複数画像に含まれるフィールド画像信号を選択しフィールド周波数が第2の周波数である場合には第1～第nの光それぞれの単一の照射期間中に生成される複数のフィールド画像信号の中の単一のフィールド画像信号であって対応する画像が複数画像に含まれるフィールド画像信号を選択する選択部と、選択部に選択された複数のフィールド画像信号を用いて複数画像を作成する複数画像作成部とを備えることを特徴としている。

【0010】

また、第1の領域には開口が設けられ、第1の領域と出射光の光路が重なる間に

10

20

30

40

50

が第1の光として通過することにより第1の光を前記被写体に照射可能であることが好ましい。

【0011】

あるいは、第1の領域には第1の帯域が透過帯域である第1の光フィルタが設けられることが好ましい。

【0012】

また、出射光は第1の帯域と異なる第2の帯域を波長帯域とする第2の光を含み、規制板の回動により第1の領域と異なる第2の領域において前記出射光の光路が重なり、第2の領域には第2の帯域が透過帯域である第2のフィルタが設けられることが好ましい。

【0013】

また、光源システムは第1の帯域と異なる第2の帯域を波長帯域とする第2の光を出射する第2の光源を有し、規制板の回動による第1の領域と異なる第2の領域において出射光の光路が重なり、出射光は前記第2の領域により遮光され、第2の領域と出射光の光路が重なる間に第2の光が出射され出射光の光路が第2の領域から外れている間に第2の光の出射が停止されることが好ましい。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、接続される電子内視鏡のフィールド周波数に応じて、複数画像を作成する場合の規制板の回転数の調整を不要にすることが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明の一実施形態を適用した内視鏡プロセッサを含む内視鏡ユニットの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【図2】光源システムの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【図3】回転フィルタの正面図である。

【図4】15fpsの電子内視鏡を接続時の2画像表示モードにおける複数画像作成を説明するタイミングチャートである。

【図5】30fpsの電子内視鏡を接続時の2画像表示モードにおける複数画像作成を説明するタイミングチャートである。

【図6】光源システムの変形例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

図1は、本発明の一実施形態を適用した内視鏡プロセッサによって構成される内視鏡ユニットの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【0017】

内視鏡ユニット10は、内視鏡プロセッサ20、電子内視鏡30、およびモニタ11によって構成される。内視鏡プロセッサ20は、電子内視鏡30、およびモニタ11に接続される。

【0018】

内視鏡プロセッサ20から被写体を照明するための照明光が電子内視鏡30に供給される。照明光を照射された被写体が電子内視鏡30により撮像される。電子内視鏡30の撮像により生成する画像信号が内視鏡プロセッサ20に送られる。

【0019】

内視鏡プロセッサ20では、電子内視鏡30から得られた画像信号に対して所定の信号処理が施される。所定の信号処理を施した画像信号はモニタ11に送信され、送信された画像信号に相当する画像がモニタ11に表示される。

【0020】

次に、内視鏡プロセッサ20の概略的な構成について説明する。内視鏡プロセッサ20には光源システム21、光源システム制御回路22、プロセッサ画像処理回路23、タイ

10

20

30

40

50

ミングコントローラ 24、システムコントローラ 25、および入力部 26 などが設けられる。

【0021】

後述するように、光源システム 21 からは電子内視鏡 30 に供給する白色光または特殊光が出射される。白色光と特殊光の出射の切替などは、光源システム制御回路 22 によって制御される。

【0022】

プロセッサ画像処理回路 23 では、電子内視鏡 30 が生成する画像信号に対して所定の信号処理が施される。後述するように、白色光を照射したときの白色光画像および特殊光を照射したときの特殊光画像を同時に両方表示する複数画像に相当する画像信号は、プロセッサ画像処理回路 23 によって生成される。

10

【0023】

光源システム制御回路 22 およびプロセッサ画像処理回路 23 は、タイミングコントローラ 24 に接続され、動作の時期が制御される。また、タイミングコントローラ 24 は電子内視鏡 30 に設けられる撮像素子駆動回路 31 にも接続され、撮像素子 32 の制御のためのクロック信号などがタイミングコントローラ 24 から送信される。

【0024】

タイミングコントローラ 24 はシステムコントローラ 25 に接続される。タイミングコントローラ 24 による各部位の動作時期の調整はシステムコントローラ 25 によって制御される。また、内視鏡ユニット 10 の各部位もシステムコントローラ 25 によって制御される。

20

【0025】

システムコントローラ 25 には入力部 26 が接続される。入力部 26 は各種のボタン、スイッチ、キーボードなどの入力機器によって構成され、使用者による操作が入力される。システムコントローラ 25 は入力部 26 への操作入力に応じて内視鏡ユニット 10 の各部位の制御が開始される。

【0026】

次に電子内視鏡 30 の構成について説明する。電子内視鏡 30 には、撮像素子駆動回路 31、撮像素子 32、ライトガイド 33、スコープ画像処理回路 34、およびシステムコントローラ 35 などが設けられる。

30

【0027】

内視鏡プロセッサ 20 と電子内視鏡 30 とを接続すると、光源システム 21 とライトガイド 33 とが光学的に接続される。

【0028】

また、内視鏡プロセッサ 20 と電子内視鏡 30 とを接続すると、タイミングコントローラ 24 と撮像素子駆動回路 31 とが、システムコントローラ 25 とシステムコントローラ 35 とが、プロセッサ画像処理回路 23 とスコープ画像処理回路 34 とが電氣的に接続される。

【0029】

ライトガイド 33 は、電子内視鏡 30 のコネクタ 36 から挿入管 37 の先端まで延設される。光源システム 21 から出射した照明光がライトガイド 33 の入射端に入射される。入射端に入射した照明光は出射端まで伝達される。出射端に伝達された照明光が、挿入管 37 の先端方向の被写体に照射される。

40

【0030】

照明光が照射された被写体の反射光による光学像が撮像素子 32 の受光面に到達する。コネクタ 36 内に設けられる撮像素子駆動回路 31 によって、撮像素子 32 は制御される。撮像素子 32 はインターレース方式により、すなわち ODD フィールドと EVEN フィールドの画像信号を、電子内視鏡 30 別に定められる一定の周期で交互に繰返し生成するように制御される。

【0031】

50

生成された画像信号は、コネクタ36内に設けられるスコープ画像処理回路34に送信される。スコープ画像処理回路34において、画像信号に対して相関二重サンプリング処理、A/D変換処理などの所定の信号処理が施される。所定の信号処理の施された画像信号がプロセッサ画像処理回路23に送信される。

【0032】

なお、コネクタ36内には、EEPROM(図示せず)を有するシステムコントローラ35が設けられる。システムコントローラ35により電子内視鏡30の各部位の動作が制御される。また、EEPROMに格納された電子内視鏡30の特性情報がシステムコントローラ35を介して内視鏡プロセッサ20のシステムコントローラ25に送信される。

【0033】

内視鏡プロセッサ20には、様々な種類の電子内視鏡30が着脱可能である。電子内視鏡30の種類によって、フィールド画像信号の生成周波数が異なっている。フィールド画像信号の生成周波数であるフレームレート(フィールド周波数)は、EEPROMに特性情報として記憶されており、電子内視鏡30の接続時に、システムコントローラ25に伝達される。

【0034】

なお、本実施形態においては、15fps(Frame Per Second)および30fpsのフレームレートの電子内視鏡が用いられる。したがって、15、30fpsのフレームレートの電子内視鏡30からは1秒あたり30、60フィールドの画像信号が生成される。

【0035】

次に、内視鏡プロセッサ20に設けられる光源システム21の構成について詳細に説明する。図2に示すように、光源システム21は、ランプ211p、回転フィルタ21f(規制板)、絞り21d、集光レンズ21c1、およびモータ21mによって構成される。

【0036】

電子内視鏡30を内視鏡プロセッサ20に接続させた状態で、ライトガイド33の入射端がランプ211pの出射方向に位置するように、ランプ211pは配置される。ランプ211pは、例えばキセノンランプやハロゲンランプであり、高輝度の照射光が出射される。ランプ211pとライトガイド33との間に、回転フィルタ21f、絞り21d、集光レンズ21c1が配置される。

【0037】

図3に示すように、回転フィルタ21fは円板上に形成された板面の第1、第2の領域それぞれに第1、第2のカラーフィルタ21f1、21f2が設けられる。第1、第2のカラーフィルタ21f1の透過帯域はそれぞれ異なる。

【0038】

回転フィルタ21fはモータ21mによって中心21fcを軸に回動可能に軸支される。また、回転フィルタ21fおよびモータ21mは、第1、第2のカラーフィルタ21f1、21f2がランプ211pから出射される照射光の光路と垂直に交差するように設置される。

【0039】

照射光の光路と第1のカラーフィルタ21f1とが交差するように回転フィルタ21fを回動させるときに、ライトガイド33には第1のカラーフィルタ21f1の透過帯域を波長帯域とする白色光(第1の光)が供給される。また、照射光の光路と第2のカラーフィルタ21f2とが交差するように回転フィルタ21fを回動させるときに、ライトガイド33には第2のカラーフィルタ21f2の透過帯域を波長帯域とする特殊光(第2の光)が供給される。

【0040】

絞り21dは開口量を変更可能な絞りであって、絞り駆動機構(図示せず)によって開口量が調整される。開口量を調整することにより白色光および特殊光の光量が調整される。絞り21dにより光量の調整された白色光および特殊光が集光レンズ21c1により集

10

20

30

40

50

光され、ライトガイド 3 3 の入射端に入射する。

【 0 0 4 1 】

ランプ 2 1 1 p における照射光の出射と消灯、モータ 2 1 m の回動による回転フィルタ 2 1 f の回転位置決め、および絞り駆動機構による絞り 2 1 d の開口量の調節は、光源システム制御回路 2 2 によって制御される。

【 0 0 4 2 】

内視鏡プロセッサ 2 0 には、白色光画像観察モード、特殊光画像観察モード、および 2 画像観察モードが設けられる。白色光画像観察モードにおいては、白色光が照射された被写体像である白色画像がモニタ 1 1 に表示される。特殊光画像観察モードにおいては、特殊光が照射された被写体像である特殊画像がモニタ 1 1 に表示される。また、2 画像観察モードにおいては白色画像および特殊画像の 2 画像を含む複数画像がモニタ 1 1 に表示される。

10

【 0 0 4 3 】

白色光画像観察モードでは、第 1 のカラーフィルタ 2 1 f 1 が照射光の光路上に挿入されるように回転フィルタ 2 1 f の回転位置が調整され、常に白色光が被写体に照射される。撮像素子 3 2 では、ODD フィールドおよび EVEN フィールドの両フィールドにおいて白色光を照射した被写体の光学像が撮像され、白色光画像信号が生成される。

【 0 0 4 4 】

特殊光画像観察モードでは、第 2 のカラーフィルタ 2 1 f 2 が照射光の光路上に挿入されるように回転フィルタ 2 1 f の回転位置が調整され、常に特殊光が被写体に照射される。撮像素子 3 2 では、ODD フィールドおよび EVEN フィールドの両フィールドにおいて特殊光を照射した被写体の光学像が撮像され、特殊光画像信号が生成される。

20

【 0 0 4 5 】

2 画像観察モードでは、回転フィルタ 2 1 f が 1 5 r p m で回転するように駆動される。したがって、1 / 3 0 秒毎に、白色光と特殊光との照射が切替えられる。なお、回転フィルタ 2 1 f の回転数は、使用が想定される様々な電子内視鏡 3 0 の中でフレームレートの最低値と同じ数値に定められる。

【 0 0 4 6 】

撮像素子 3 2 では、白色光または特殊光の単一の照射期間中に少なくとも 1 フィールドの画像信号が生成される。プロセッサ画像処理回路 2 3 では、電子内視鏡 3 0 から受信する 1 フィールドの白色光画像信号と特殊光画像信号とに基づいて、複数画像信号が生成される。複数画像信号は複数画像に相当し、複数画像における白色画像は白色光画像信号によって作成され、特殊画像は特殊光画像信号によって作成される。

30

【 0 0 4 7 】

次に、2 画像表示モードにおいて、接続される電子内視鏡 3 0 の種類に応じた被写体に照射する光の切替とフィールド画像信号の選択について図 4、5 のタイミングチャートを用いて説明する。

【 0 0 4 8 】

図 4 は、1 5 f p s の電子内視鏡 3 0 が接続されている場合における撮像素子 3 2 に生成されるフィールド画像信号、補間処理、および複合画像信号の生成時期を示すタイミングチャートである。

40

【 0 0 4 9 】

前述のように、2 画像表示モードにおいて回転フィルタ 2 1 f は 1 5 r p m で回転する。それゆえ、光源システム 2 1 から出射され被写体に照射される光は 1 / 3 0 秒毎に白色光と特殊光とに交互に繰返し切替えられる。

【 0 0 5 0 】

また、1 5 f p s の電子内視鏡 3 0 により、1 / 3 0 秒毎に ODD フィールドの画像信号と EVEN フィールドの画像信号とが交互に繰返し生成される。なお、白色光および特殊光の単一の照射期間中に 1 フィールドの画像信号が生成されるように、画像信号の生成時期の同期が取られている。

50

【 0 0 5 1 】

上述のように、白色光および特殊光の切替と、ODDフィールドおよびEVENフィールドの切替とを行うことにより、ODDフィールドにおいて1フィールドの白色光画像信号のみが生成され、EVENフィールドにおいては1フィールドの特殊光画像信号のみが生成される。

【 0 0 5 2 】

白色光画像信号はODDフィールドの画像信号成分しか持たない。そこで、プロセッサ画像処理回路23において、ODDフィールドの画像信号に補間処理を施すことによりEVENフィールドに対応する画素信号成分が補間され、ODDフィールドおよびEVENフィールドの画像信号成分を有する白色光全体画像信号が生成される。

10

【 0 0 5 3 】

例えば、タイミングt1において生成したODDフィールドの白色光画像信号ODD1により、白色光全体画像信号W1が生成される。同様に、タイミングt3において生成したODDフィールドの白色光画像信号ODD2により、白色光全体画像信号W2が生成される。

【 0 0 5 4 】

同様に、特殊光画像信号はEVENフィールドの画像信号成分しか持たない。そこで、プロセッサ画像処理回路23において、EVENフィールドの画像信号に補間処理を施すことによりODDフィールドに対応する画素信号成分が補間され、ODDフィールドおよびEVENフィールドの画像信号成分を有する特殊光全体画像信号が生成される。

20

【 0 0 5 5 】

例えば、タイミングt2において生成したEVENフィールドの特殊光画像信号EVEN1により、特殊光全体画像信号S1が生成される。同様に、タイミングt4において生成したEVENフィールドの特殊光画像信号EVEN2により、特殊光全体画像信号S2が生成される。

【 0 0 5 6 】

生成された最新の白色光全体画像信号および特殊光全体画像信号を用いて複数画像信号が生成される。例えば、タイミングt3においては、タイミングt1、t2でそれぞれ生成された白色光全体画像信号W1と特殊光全体画像信号S2とを用いて複数画像信号が生成される。また、タイミングt4においては、タイミングt2、t3においてそれぞれ生成された特殊光全体画像信号S2と白色光全体画像信号W2とを用いて複数画像信号が生成される。

30

【 0 0 5 7 】

図5は、30fpsの電子内視鏡30が接続されている場合における撮像素子32に生成されるフィールド画像信号、補間処理、および複合画像信号の生成時期を示すタイミングチャートである。

【 0 0 5 8 】

前述のように、2画像表示モードにおいて、光源システム21から出射され被写体に照射される光は1/30秒毎に白色光と特殊光とに交互に繰返し切替えられる。

【 0 0 5 9 】

また、30fpsの電子内視鏡30により、1/60秒毎にODDフィールドの画像信号とEVENフィールドの画像信号とが交互に繰返し生成される。なお、白色光および特殊光の単一の照射期間中にODDフィールドおよびEVENフィールドの2フィールドの画像信号が生成されるように、画像信号の生成時期の同期が取られている。

40

【 0 0 6 0 】

上述のように、白色光および特殊光の切替と、ODDフィールドおよびEVENフィールドの切替とを行うことにより、連続するODDフィールドおよびEVENフィールドにおいて2フィールドの白色光画像信号が生成される。また、白色光画像信号を生成したEVENフィールドの次に連続するODDフィールドおよびEVENフィールドにおいて2フィールドの特殊光画像信号が生成される。

50

【 0 0 6 1 】

30 fpsの電子内視鏡30であれば、ODDフィールドおよびEVENフィールドの白色光画像信号および特殊光画像信号が生成される。しかし、白色光および特殊光の単一の照射期間中に生成されるODDフィールドの画像信号のみが複数画像信号の生成に用いられる画像信号として選択される。

【 0 0 6 2 】

選択されたODDフィールドの画像信号に対して、15 fpsの電子内視鏡のときと同様に、プロセッサ画像処理回路23において補間処理が施され、白色光全体画像信号および特殊光画像信号が生成される。

【 0 0 6 3 】

例えば、タイミングt5において生成したODDフィールドの白色光画像信号ODD1により白色光全体画像信号W1が生成される。同様に、タイミングt6において生成したODDフィールドの特殊光画像信号ODD2により特殊光全体画像信号S2が生成される。

【 0 0 6 4 】

15 fpsの電子内視鏡30の場合と同様に、生成された最新の白色光全体画像信号および特殊光全体画像信号を用いて複数画像信号が生成される。例えば、タイミングt7においては、タイミングt5、t6でそれぞれ生成された白色光全体画像信号W1と特殊光全体画像信号S2とを用いて複数画像信号が生成される。また、タイミングt8においては、タイミングt6、t7でそれぞれ生成された白色光全体画像信号W3と特殊光全体画像信号S2とを用いて複数画像信号が生成される。

【 0 0 6 5 】

以上のように、本実施形態の内視鏡プロセッサ20によれば、高速で交互に繰返し切替えられる白色光と特殊光の照射に対して、単一の照射期間中に生成される画像信号の中で単一のフィールドの白色光画像信号および特殊光画像信号を用いて複数画像が作成される。それゆえ、使用が想定される電子内視鏡30の最大のフレームレートに合わせたモータ21mを用いる必要が無く、製造コストの低減化およびシステム全体の大型化を防ぐことが可能である。

【 0 0 6 6 】

なお、使用が想定される電子内視鏡30の最小のフレームレートに合わせたモータ21mを用い、単一の照射期間中に生成される複数のフィールド画像信号をすべて用いて複数画像を作成することも可能であるが、接続する電子内視鏡30のフレームレート毎に画像処理を変える必要があり、処理が煩雑化する。しかし、本実施形態の内視鏡プロセッサ20によれば、どのような電子内視鏡30が接続される場合であっても、単一のフィールドの画像信号を用いるので、処理の煩雑化を防ぐことが可能である。

【 0 0 6 7 】

なお、本実施形態において、電子内視鏡30のフレームレートは15 fps、30 fpsであるが、これらの値に限定されない。前述のように、使用が想定される電子内視鏡30の中で最低のフレームレートと同じ値の回転数で回転フィルタ21fを回転させれば、本実施形態と同じ効果が得られる。

【 0 0 6 8 】

また、使用が想定される電子内視鏡30の中で最低のフレームレートである電子内視鏡30に対して、最低フレームレートの2倍以上のフレームレートである電子内視鏡30が接続されれば、本実施形態と同様の効果が得られる。

【 0 0 6 9 】

また、本実施形態において、30 fpsのフレームレートである電子内視鏡30を用いて複数画像を作成する場合には、白色光および特殊光それぞれの単一の照射期間における最初のODDフィールドの画像信号が用いられているが、EVENフィールドであってもよいし、白色光でいずれか一方のフィールドの画像信号、特殊光で他方のフィールドの画像信号を用いる構成であってもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 0 】

また、本実施形態では、光源システム 2 1 から白色光または特殊光の波長帯域の異なる 2 種類の光を交互に繰返し切替えながら出射可能な構成であるが、3 種類以上であってもよい。n 種類 (n は 3 以上の整数) の光に切替え可能である場合には、回転数が $n / 2$ 倍となるように回転フィルタ 2 1 f を回転させれば、本実施形態と同様の効果を得ることが可能である。

【 0 0 7 1 】

なお、n 種類の光を出射可能である場合には、n 種類の光の中から s 種類 (s は 2 以上 n 以下の整数) の光を照射したときの s 個の画像を含む複数画像を作成することが可能であってもよい。

10

【 0 0 7 2 】

また、本実施形態では、回転フィルタ 2 1 f に第 1、第 2 のカラーフィルタ 2 1 f 1、2 1 f 2 が設けられるが、第 1 のカラーフィルタ 2 1 f 1 の代わりに第 1 の領域に開口を形成し、ランプ 2 1 l p から出射される光をそのまま通過させる構成であってもよい。

【 0 0 7 3 】

また、本実施形態では、光源システム 2 1 は複数のカラーフィルタが設けられた回転フィルタ 2 1 f とランプ 2 1 l p などによって構成されるが、図 6 に示すような構成であってもよい。図 6 の変形例における光源システム 2 1 0 は、ランプ 2 1 l p、絞り 2 1 d、集光レンズ 2 1 c 1、モータ 2 1 m に加えて、ロータリーシャッタ 2 1 s (規制板)、ダイクロイックミラー 2 1 d m、LED 2 1 l e d によって構成される。

20

【 0 0 7 4 】

光源システム 2 1 0 では、回転フィルタ 2 1 f の代わりにロータリーシャッタ 2 1 s が設けられる。回転フィルタ 2 1 f における第 1 の領域に開口を形成し、第 2 の領域を光を遮光する部材で形成することにより、ロータリーシャッタ 2 1 s が形成される。

【 0 0 7 5 】

LED 2 1 l e d からは特殊光が出射される。ダイクロイックミラー 2 1 d m はハーフミラーであって、ランプ 2 1 l p から出射した光を透過し、LED 2 1 l e d から出射される特殊光はライトガイド 3 3 の入射端に向かって反射される。

【 0 0 7 6 】

このような光源システム 2 1 0 を用いた場合、本実施形態と同様に 1 5 r p m でロータリーシャッタ 2 1 s を回転させ、ロータリーシャッタ 2 1 s の第 2 の領域がランプ 2 1 l p からの出射光と交差する期間に LED 2 1 l e d を発光させることにより、白色光と特殊光との出射を交互に繰返し切替可能である。

30

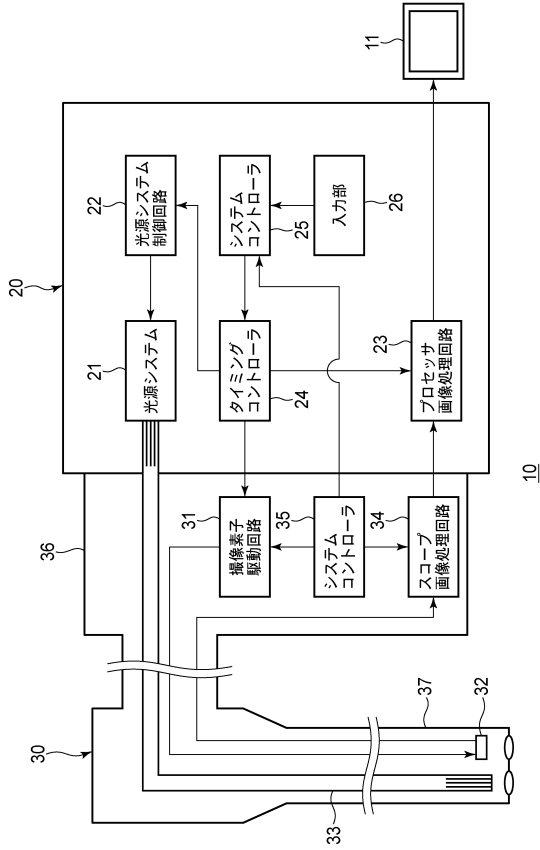
【 符号の説明 】

【 0 0 7 7 】

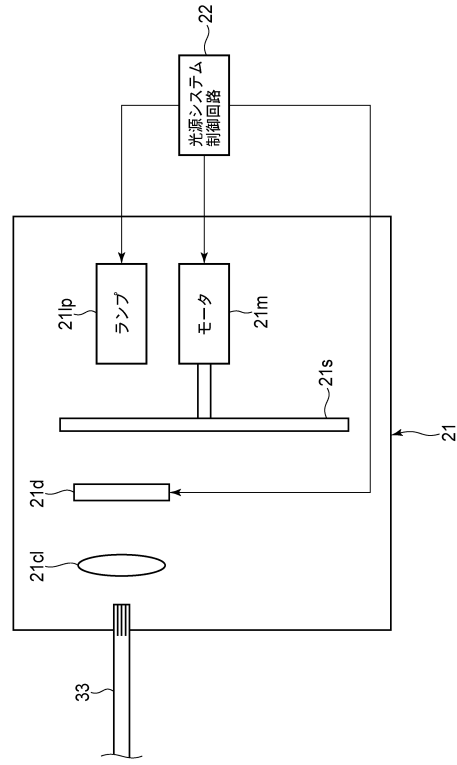
- 1 0 内視鏡ユニット
- 2 0 内視鏡プロセッサ
- 2 1、2 1 0 光源システム
- 2 1 f 回転フィルタ
- 2 1 l e d LED
- 2 1 l p ランプ
- 2 1 m モータ
- 2 1 s ロータリーシャッタ
- 2 2 光源システム制御回路
- 2 3 プロセッサ画像処理回路
- 3 0 電子内視鏡
- 3 2 撮像素子
- 3 3 ライトガイド
- 3 5 システムコントローラ

40

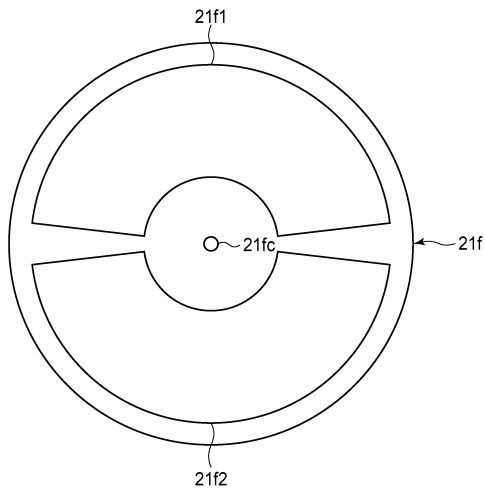
【図1】



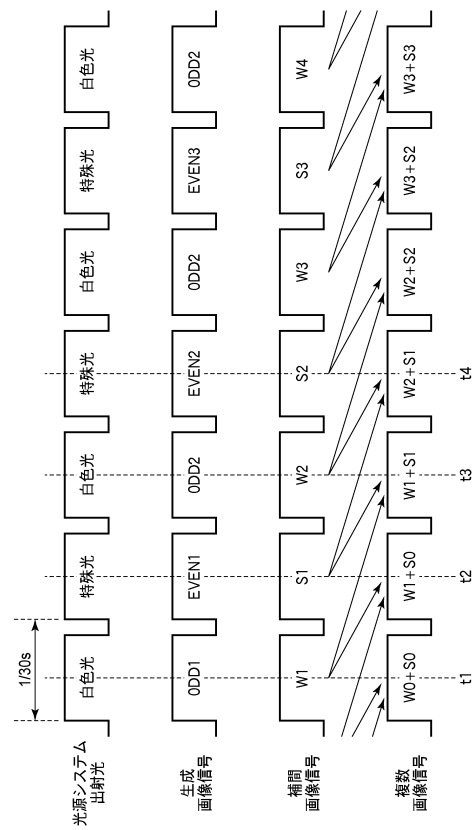
【図2】



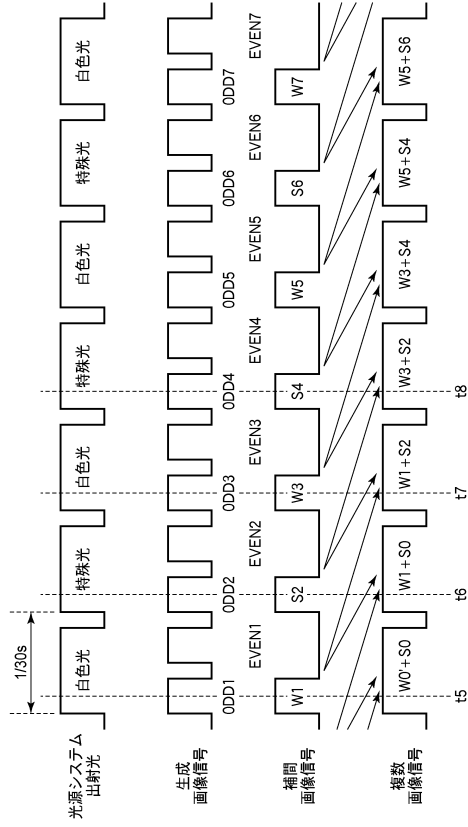
【図3】



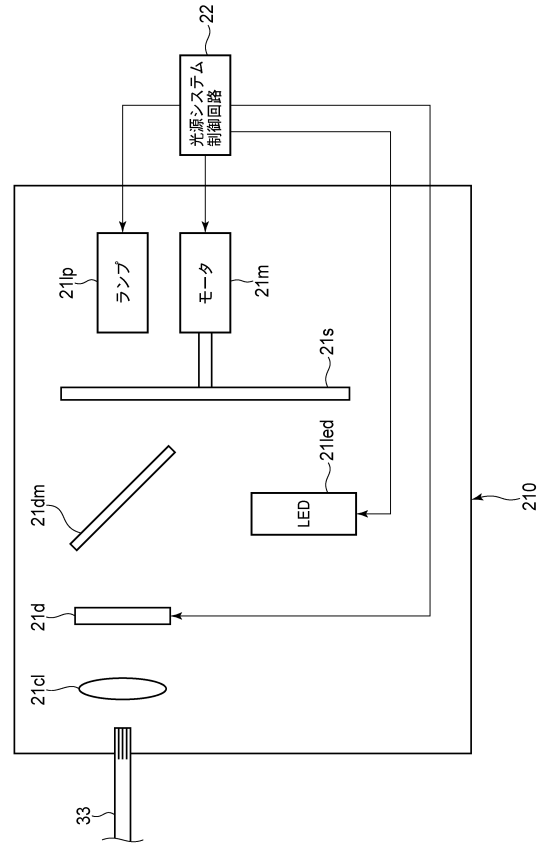
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 2 B 23/26 B

(72)発明者 渡邊 靖治
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 後藤 順也

(56)参考文献 特開2007-202589(JP,A)
特開2008-113967(JP,A)
特開2004-321244(JP,A)
特開2010-213993(JP,A)
特開2006-239052(JP,A)
国際公開第2009/117483(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4