

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4272853号
(P4272853)

(45) 発行日 平成21年6月3日(2009.6.3)

(24) 登録日 平成21年3月6日(2009.3.6)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

F I

A 6 1 B 1/04 3 7 2

請求項の数 8 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2002-196249 (P2002-196249)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成14年7月4日 (2002.7.4)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2004-33558 (P2004-33558A)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(43) 公開日	平成16年2月5日 (2004.2.5)	(74) 代理人	100078880
審査請求日	平成17年4月28日 (2005.4.28)		弁理士 松岡 修平
		(72) 発明者	高橋 昭博
			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
		審査官	右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡用プロセッサ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電子スコープの撮像処理により生成された画像信号を処理して表示装置に出力する電子内視鏡用プロセッサにおいて、

前記電子スコープから入力される画像信号を一系統の輝度信号と複数系統の色差信号に変換する画像信号変換手段と、

前記輝度信号にキャラクタ情報を加算するキャラクタ情報加算手段と、

前記複数系統の色差信号を一系統の信号に多重化する信号多重化手段と、

前記信号多重化手段により多重化された色差信号、前記キャラクタ情報が加算された輝度信号の各信号を処理して前記表示装置に出力する出力信号処理手段と、

前記色差信号を多重化するためのクロック信号を前記信号多重化手段に、前記キャラクタ情報を加算するためのクロック信号を前記キャラクタ情報加算手段に、それぞれ与えるクロック信号供給手段と、

前記電子スコープにより撮影された画像の表示領域以外の領域に対応する第一の信号処理期間、又は前記キャラクタ情報の表示領域以外の領域に対応する第二の信号処理期間に、前記信号多重化手段又は前記キャラクタ情報加算手段への前記クロック信号供給手段によるクロック信号の供給を停止するクロック信号停止手段と、

各期間中、所定の固定値の信号を前記出力信号処理手段に出力する固定値信号出力手段であって、前記第一の信号処理期間中、前記信号多重化手段から該出力信号処理手段に対して前記色差信号に代わり第一の所定の固定値の信号を出力する手段と、該第一および前

10

20

記第二の信号処理期間中、前記キャラクタ情報加算手段から該出力信号処理手段に対して前記輝度信号に代わり第二の所定の固定値の信号を出力する手段と、を別個に備えた固定値信号出力手段と、

を有すること、を特徴とする電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 2】

前記一系統の輝度信号と前記複数系統の色差信号は、輝度信号 Y と、色差信号 C r と、色差信号 C b から構成される 4 : 2 : 2 の画像信号であること、を特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 3】

前記固定値信号出力手段は、前記第一の信号処理期間中、前記信号多重化手段の出力をハイインピーダンス状態にすると共に、該第一および前記第二の信号処理期間中、前記キャラクタ情報加算手段の出力をハイインピーダンス状態にすること、を特徴とする請求項 1 または請求項 2 のいずれかに記載の電子内視鏡用プロセッサ。

10

【請求項 4】

前記固定値信号出力手段は、前記第一および前記第二の所定の固定値の信号を生成するためのプルアップ抵抗又はプルダウン抵抗を有すること、を特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 5】

前記出力信号処理手段は、

前記信号多重化手段から出力される色差信号と前記キャラクタ情報加算手段から出力される輝度信号を複数形式のアナログビデオ信号に変換し、前記表示装置に出力するデジタルエンコーダと、

20

前記信号多重化手段から出力される色差信号と前記キャラクタ情報加算手段から出力される輝度信号をデジタルビデオ信号として前記表示装置に出力するデジタル出力回路部と、

を有すること、を特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 6】

前記複数形式のアナログビデオ信号は、アナログ R G B 信号と、コンポジットビデオ信号と、S ビデオ信号であること、を特徴とする請求項 5 に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

30

【請求項 7】

前記デジタル出力回路部は、パラレル/シリアル変換手段を有し、

前記信号多重化手段から出力される色差信号と前記キャラクタ情報加算手段から出力される輝度信号を前記パラレル/シリアル変換手段によってシリアルに変換し、前記表示装置に出力すること、を特徴とする請求項 5 または請求項 6 のいずれかに記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 8】

前記デジタル出力回路部は、拡張出力コネクタを有し、

前記信号多重化手段から出力される色差信号と前記キャラクタ情報加算手段から出力される輝度信号を前記拡張出力コネクタから、前記表示装置に出力すること、を特徴とする請求項 5 から請求項 7 のいずれかに記載の電子内視鏡用プロセッサ。

40

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は、固体撮像素子を搭載する電子スコープと、電子スコープから入力される画像信号を処理するプロセッサとを備えた電子内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

一般的に、体腔内を観察するための医療用電子内視鏡装置は、光源部や画像処理部等を備

50

えるプロセッサと、体腔内を照明することにより撮像を行う固体撮像素子を可撓性管の先端に有する電子スコープとから構成される。電子内視鏡装置のプロセッサには、RGBのアナログ画像信号を出力するアナログRGB信号出力端子や、コンポジットビデオ信号、Sビデオ信号などを出力するビデオ信号出力端子が備えられている。各信号出力端子から出力される画像信号により、テレビモニタなどに内視鏡画像や、更に患者名などの様々なキャラクタ情報が表示可能である。

【0003】

また近年、光ファイバなどの通信手段の発達により、動画の内視鏡画像を遠隔地に送信することが可能となってきた。内視鏡画像を遠隔地に送信できると、医学研究や医学教育などが、遠隔地からでもリアルタイムに行うことができる。また、医師が遠隔地にいる場合においても、内視鏡画像を送信することによりリアルタイムに患者に対する高度な診断が行えるようになる。この時プロセッサから出力され、送信される信号は、伝送距離が長い場合においても、画質の劣化が少ないデジタル信号が用いられる。そのため、近年の電子内視鏡装置のプロセッサには、デジタル信号出力端子が設けられている。

【0004】

従来、このような出力形態を備えた電子内視鏡装置は、以下のようにして画像信号の出力処理を行っている。電子スコープから送信される画像信号がデジタル変換されたR、G、B信号は、一方では、キャラクタ処理回路などにより、各信号にキャラクタ情報が付加された後に、それぞれD/A変換器によりアナログ信号に変換され、パラレルのアナログRGB信号として外部に出力される。また、D/A変換器による変換後のパラレルのアナログRGB信号が、さらにRGBエンコーダにより変換され、コンポジットビデオ信号、Sビデオ信号として外部に出力される。また、CCDから送信される画像信号がデジタル変換されたR、G、B信号は、もう一方では、デジタル映像信号として外部に出力されるため、輝度信号Y、色差信号Cr ($R - Y$) およびCb ($B - Y$) に変換される。そして、上記とは別のキャラクタ処理回路などにより、各デジタル映像信号にキャラクタ情報が付加された後に、それらの信号は、パラレルまたはマルチプレクサにより一系統に多重化されたシリアルデジタル映像信号として外部に出力される。なお、Rは赤成分の映像信号、Bは青成分の映像信号である。

【0005】

また、一般に電子スコープ先端に備えられる対物レンズは円形であるため、対物レンズによって固体撮像素子の受光面を含む面上に形成される円形の領域内に含まれる画素から出力される画像信号に基づいて内視鏡画像が形成される。固体撮像素子において内視鏡画像を形成する画素が存在する領域(内視鏡画像領域)以外の領域の画素からプロセッサに対して出力される画像信号は、CCD出力における無効な画像信号となる。観察用のモニタの画面形状は一般に長方形であるため、固体撮像素子により撮像された画像信号をそのままモニタに出力すると、上記内視鏡画像領域以外の領域もモニタに表示されることになる。これを防ぐため、通常、無効な画像信号に対しては電子マスク処理が施され、モニタには内視鏡画像と、患者名などの様々なキャラクタ情報が付加された背景画像とが表示されるよう構成されている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述した構成の場合、内視鏡画像領域とキャラクタ情報領域以外の画像信号は、表示における無効な画像信号であるにも関わらず、マルチプレクサによる多重化等の処理の際に用いられる高速のクロック信号は、上記の無効な画像信号が出力される期間も含む全画像期間に対して動作してしまう。そのため、クロック信号による高周波ノイズが画像信号へ悪影響を及ぼしたり、無駄な電力損失や熱上昇が発生していた。

【0007】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、画像信号を処理するプロセッサを備えた電子内視鏡装置において、クロック信号を無駄に動作させることなく、高周波ノイズの悪影響、電力損失や熱上昇を減少させることができる電子内視鏡装置を提供することを目的とする。

【 0 0 0 8 】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を達成するため、請求項 1 に記載の電子内視鏡装置は、固体撮像素子を搭載した電子スコープと、電子スコープから入力される画像信号を処理するプロセッサとを備えた電子内視鏡装置において、プロセッサは、制御部と、外部機器に画像信号を出力する画像信号出力部とを有し、外部機器に出力される画像信号の有効画像領域は、内視鏡画像領域とキャラクタ情報領域からなり、制御部は、電子スコープから入力される有効画像領域以外の画像信号が、固定された値の信号で、画像信号出力部に入力するようプロセッサを制御することを特徴とする。このように電子内視鏡装置を構成することにより、無効画像領域において、クロック信号を無駄に動作させることなく、高周波ノイズの悪影響、電力損失や熱上昇を減少させることができる。

10

【 0 0 0 9 】

また、請求項 2 に記載の電子内視鏡装置は、プロセッサは、演算回路を有し、演算回路は、電子スコープから入力される画像信号を、輝度信号と複数の色差信号に変換することを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

また、請求項 3 に記載の電子内視鏡装置は、プロセッサは、キャラクタ情報付加手段と、多重化手段とを有し、輝度信号は、キャラクタ情報付加手段によってキャラクタ情報が付加され、複数の色差信号は、多重化手段によって一系統に多重化されることを特徴とする。このように電子内視鏡装置を構成することにより、モニタ上にキャラクタ情報を表示させるためには、輝度信号のみにキャラクタ情報を付加すればよい。このため、プロセッサ内の回路基板のパターンの引き廻しが簡略化できる。

20

【 0 0 1 1 】

また、請求項 4 に記載の電子内視鏡装置は、制御部は、輝度信号の有効画像領域以外の画像信号と、色差信号の内視鏡画像領域以外の画像信号とを固定した値の信号にすることを特徴とする。このように電子内視鏡装置を構成することにより、無効画像領域において、クロック信号を無駄に動作させることなく、電力損失や熱上昇を減少させることができる。

【 0 0 1 2 】

また、請求項 5 に記載の電子内視鏡装置は、プロセッサは、キャラクタ情報付加手段と、多重化手段とを有し、輝度信号と複数の色差信号は、キャラクタ情報付加手段によってキャラクタ情報が付加されて、多重化手段により一系統に多重化されることを特徴とする。このように電子内視鏡装置を構成することにより、画像信号が一系統に多重化されるため、プロセッサ内の回路基板のパターンの引き廻しが簡略化できる。

30

【 0 0 1 3 】

また、請求項 6 に記載の電子内視鏡装置は、制御部は、多重化された信号の有効画像領域以外の画像信号を固定した値の信号にすることを特徴とする。このように電子内視鏡装置を構成することにより、無効画像領域において、クロック信号を無駄に動作させることなく、電力損失や熱上昇を減少させることができる。

【 0 0 1 4 】

また、請求項 7 に記載の電子内視鏡装置は、輝度信号と複数の色差信号は、輝度信号 Y と、色差信号 C r と、色差信号 C b から構成される 4 : 2 : 2 の画像信号であることを特徴とする。

40

【 0 0 1 5 】

また、請求項 8 に記載の電子内視鏡装置は、キャラクタ情報付加手段は、前記有効画像領域以外の画像信号に対応する前記輝度信号に対する出力状態をハイインピーダンス状態にすると共に、前記多重化手段は、前記有効画像領域以外の画像信号に対応する前記色差信号に対する出力状態をハイインピーダンス状態にすることを特徴とする。このように電子内視鏡装置を構成することにより、無効画像領域において、クロック信号を無駄に動作させることなく、電力損失や熱上昇を減少させることができる。

50

【 0 0 1 6 】

また、請求項 9 に記載の電子内視鏡装置は、多重化手段は、有効画像領域以外の画像信号に対応する輝度信号と複数の色差信号に対する出力状態をハイインピーダンス状態にすることを特徴とする。このように電子内視鏡装置を構成することにより、無効画像領域において、クロック信号を無駄に動作させることなく、電力損失や熱上昇を減少させることができる。

【 0 0 1 7 】

また、請求項 1 0 に記載の電子内視鏡装置は、プロセッサは、プルアップ抵抗と、プルダウン抵抗とを有し、プルアップ抵抗とプルダウン抵抗によって、ハイインピーダンス状態にされた信号を固定した値の信号にすることを特徴とする。このように電子内視鏡装置を構成することにより、無効画像領域において、クロック信号を無駄に動作させることなく、電力損失や熱上昇を減少させることができる。

10

【 0 0 1 8 】

また、請求項 1 1 に記載の電子内視鏡装置は、画像信号出力部は、入力された画像信号を複数のアナログビデオ信号に変換し、外部機器に出力するデジタルエンコーダと、入力された画像信号をデジタルビデオ信号として外部機器に出力するデジタル出力回路部とを有することを特徴とする。このように電子内視鏡装置を構成することにより、D / A 変換器の高速クロック信号のパターンなどを引き廻す必要がなくなるため、回路の規模が縮小でき、その縮小に伴い、コストダウンができ、さらに信号同士の干渉、ノイズの放出などが抑えられて、高品質の画像が供給できるようになる。

20

【 0 0 1 9 】

また、請求項 1 2 に記載の電子内視鏡装置は、複数のアナログビデオ信号は、アナログ RGB 信号と、コンポジットビデオ信号と、S ビデオ信号であることを特徴とする。このように電子内視鏡装置を構成することにより、様々な出力形式のアナログビデオ信号に対応することができる。

【 0 0 2 0 】

また、請求項 1 3 に記載の電子内視鏡装置は、デジタル出力回路部は、パラレル / シリアル変換手段を有し、入力された画像信号をパラレル / シリアル変換手段によってシリアルに変換し、外部機器に出力することを特徴とする。このように電子内視鏡装置を構成することにより、デジタルビデオ信号をシリアルデータとして出力することができるため、信号の伝送に用いるケーブルが 1 本となり、光ファイバなどの通信手段を用いて遠隔地に内視鏡画像を送信することができる。

30

【 0 0 2 1 】

また、請求項 1 4 に記載の電子内視鏡装置は、デジタル出力回路部は、拡張出力コネクタを有し、入力された画像信号を拡張出力コネクタから、外部機器に出力することを特徴とする。このように電子内視鏡装置を構成することにより、拡張性が豊富となり、より多くの外部機器との接続が可能となる。

【 0 0 2 2 】

【 発明の実施の形態 】

図 1 は、本発明の実施形態の電子内視鏡装置 1 0 の構成を示すブロック図である。電子内視鏡装置 1 0 は、プロセッサ 1 0 0 と、電子スコープ 2 0 0 と、内視鏡室側テレビモニタ 3 0 0 と、デジタルビデオ信号入力に対応可能な遠隔地側テレビモニタ 4 0 0 と、キーボード 5 0 0 から構成される。

40

【 0 0 2 3 】

図 1 に示すようにプロセッサ 1 0 0 は、CCD プロセス 1 1 0 と、タイミング回路 1 2 0 と、ペリフェラルドライバ 1 3 0 と、システムコントロール 1 4 0 と、RGB 回転フィルタ 1 5 0 と、LAMP (照明光源用ランプ) 1 6 0 と、パネルスイッチ 1 7 0 と、ビデオプロセス 1 8 0 から構成される。また、電子スコープ 2 0 0 は、CCD 2 1 0 と、CCD ドライバ 2 2 0 と、EEPROM 2 3 0 と、ライトガイドファイババンドル 2 4 0 から構成される。

50

【 0 0 2 4 】

電子スコープ 2 0 0 は、挿入部先端に C C D 2 1 0 を備え、プロセッサ 1 0 0 との接続部近傍に、C C D 2 1 0 からの出力信号の増幅などを行う C C D ドライブ 2 2 0 と、電子スコープ 2 0 0 の固有のデータなどを格納する書き換え可能な不揮発性メモリである E E P R O M 2 3 0 を備える。

【 0 0 2 5 】

C C D 2 1 0 は、C C D ドライブ 2 2 0 によって電荷の蓄積、転送といった撮像動作を繰り返し、逐次蓄積した電荷をプロセッサ 1 0 0 に出力する。C C D 2 1 0 から出力される出力信号は、C C D ドライブ 2 2 0 を介してプロセッサ 1 0 0 が備える C C D プロセス 1 1 0 に入力される。

10

【 0 0 2 6 】

E E P R O M 2 3 0 は、プロセッサ 1 0 0 と電子スコープ 2 0 0 との間の信号の整合性をとるために設けられている。E E P R O M 2 3 0 は、プロセッサ 1 0 0 が備えるペリフェラルドライブ 1 3 0 と接続されている。ペリフェラルドライブ 1 3 0 は、E E P R O M 2 3 0 からデータを読み込み、システムコントロール 1 4 0 にデータを送信する。システムコントロール 1 4 0 は、C P U 1 4 0 a (不図示) を有し、そのデータに基づき、制御を行う。

【 0 0 2 7 】

また、ライトガイドファイババンドル 2 4 0 は、プロセッサ 1 0 0 の L A M P 1 6 0 から照射された照明光を電子スコープ 2 0 0 の先端に導く。電子内視鏡装置 1 0 は、面順次方式電子内視鏡であるため、L A M P 1 6 0 の照射光路中に R G B 回転フィルタ 1 5 0 を備える。R G B 回転フィルタ 1 5 0 は、R、G、Bの三色のフィルタを備える。R G B 回転フィルタ 1 5 0 が回転することで、L A M P 1 6 0 の照射光は、各色のフィルタを透過し、ライトガイドファイババンドル 2 4 0 により被写体に導かれ、被写体を各色の照射光で照射させる。各色の照射光で照射された被写体を C C D 2 1 0 により順次受光して、各色の画像信号をプロセッサ 1 0 0 で処理し、1つの画像にすることで、カラー画像を得ることができる。

20

【 0 0 2 8 】

電子スコープ 2 0 0 から送信される被写体の画像信号は、プロセッサ 1 0 0 が有する C C D プロセス 1 1 0 に入力され、タイミング回路 1 2 0 を介してビデオプロセス 1 8 0 に入力される。そして、この信号はビデオプロセス 1 8 0 の処理により、内視鏡室側テレビモニタ 3 0 0 に対してアナログビデオ信号として出力され、遠隔地側テレビモニタ 4 0 0 に対してデジタルビデオ信号として出力される。なお、C C D プロセス 1 1 0、タイミング回路 1 2 0、ビデオプロセス 1 8 0 は、システムコントロール 1 4 0 が有する C P U 1 4 0 a により制御されている。

30

【 0 0 2 9 】

内視鏡室側テレビモニタ 3 0 0 は、治療室などに配置されるテレビモニタである。このテレビモニタに映し出される内視鏡画像は、主に術者(内視鏡操作者)が観察するためのものである。術者は、このテレビモニタに映し出される内視鏡画像を観察しながら、被検者の検査等を行う。内視鏡室側テレビモニタ 3 0 0 には内視鏡画像の他に、患者名などの様々なキャラクタ情報が、キーボード 5 0 0 の入力などに応じて表示される。また、キャラクタ情報は、パネルスイッチ 1 7 0 に設定される条件に基づいて、プロセッサ 1 0 0 の操作パネル 1 9 0 (不図示) にも表示される。

40

【 0 0 3 0 】

遠隔地側テレビモニタ 4 0 0 は、電子内視鏡装置 1 0 から遠く離れた遠隔地に配置されたテレビモニタである。このテレビモニタに映し出される内視鏡画像は、主に遠隔地にいる観察者が観察するためのものである。観察者は、この内視鏡画像を遠隔地からリアルタイムに観察することで、医学研究や医学教育などを行ったり、患者に対する高度な診断を行ったりすることができる。

【 0 0 3 1 】

50

図2は、本発明の第1の実施形態のCCDプロセス110とビデオプロセス180の構成を示すブロック図である。CCDプロセス110は、電子スコープ200と接続され、増幅器111と、S/H回路112と、A/D変換器113から構成される。

【0032】

上述したようにCCDプロセス110には、CCD210から出力される出力信号が、CCDドライブ220を介して入力される。入力された信号は、アナログ信号であり、増幅器111により増幅される。増幅された信号は、S/H回路112によりサンプリング、ホールドされ、A/D変換器113によりアナログ信号からデジタル信号に変換される。

【0033】

CCDプロセス110によりデジタル変換された信号は、タイミング回路120に入力される。タイミング回路120は、この信号をCCD210の駆動と同期させて、R、G、Bの各色の画像信号に分けて、ビデオプロセス180に出力する。

10

【0034】

図2に示すようにビデオプロセス180は、フレームメモリ181R、181G、181Bと、マトリクス回路(演算回路)182と、マルチプレクサ183と、キャラクタ処理回路184と、加算回路185と、輝度信号用の固定値出力用抵抗回路(プルアップ抵抗・プルダウン抵抗回路)186と、色差信号用の固定値出力用抵抗回路(プルアップ抵抗・プルダウン抵抗回路)187と、デジタルエンコーダ188と、デジタル出力回路189から構成される。

【0035】

20

タイミング回路120からビデオプロセス180に入力されたR、G、Bの各色の画像信号は、ビデオプロセス180が備える各色の画像信号に対応したフレームメモリ181R、181G、181Bに順次メモリされる。そして各色の画像信号は、フレームメモリ181R、181G、181Bから同時に読み出しされて、マトリクス回路182に入力される。

【0036】

マトリクス回路182は、フレームメモリ181R、181G、181Bから入力されたR、G、Bの各色の画像信号を、サンプリング周波数の比率が4:2:2となるように、輝度信号Y、色差信号Cr(R-Y)および色差信号Cb(B-Y)に変換し、輝度信号Yを加算回路185に出力する。また、色差信号Cr、Cbをマルチプレクサ183に出力する。なお、各信号は、10ビットの信号であり、サンプリング周波数は、輝度信号Yが13.5MHz、色差信号Cr、Cbが6.75MHzとする。また、各信号の1ラインの有効映像期間のサンプル数は、輝度信号Yが720サンプルで、色差信号Cr、Cbがそれぞれ360サンプルで、合計1440サンプルとする。

30

【0037】

加算回路185は、マトリクス回路182とキャラクタ処理回路184の両方に接続されている。キャラクタ処理回路184は、CPU140aの制御により加算回路185に患者名などの様々なキャラクタ情報に関する信号を送信する。加算回路185は、マトリクス回路182から入力された輝度信号Yに、キャラクタ処理回路184から送信されるキャラクタ情報に関する信号を加算する。キャラクタ情報が加算された輝度信号Yは、輝度信号用の固定値出力用抵抗回路186を介して、一方は、デジタルエンコーダ188に入力され、もう一方では、デジタル出力回路189に入力される。

40

【0038】

図3は、輝度信号用の固定値出力用抵抗回路186を示す図である。本発明の実施形態において輝度信号Yは、10ビットのデジタル信号であるため、「0」~「1023」のデジタルコードで符号化される。図3は、各信号線にプルアップ抵抗又はプルダウン抵抗のどちらか一方を接続することにより、デジタルコード「64」を生成している。輝度信号Yは、デジタルコードの数値が低いほど低輝度な信号であり、デジタルコードの数値が高いほど高輝度な信号である。輝度信号用の固定値出力用抵抗回路186により生成される輝度信号Yは、「64」であるため、黒に近い低輝度な信号となる。

50

【0039】

図4は、内視鏡室側テレビモニタ300や、遠隔地側テレビモニタ400などの外部機器に表示される画像と、CPU140aが各信号を制御する各制御信号を示す図である。図4(a)に示される図は、テレビモニタなどの外部機器に表示される画像を示す図で、その画像は、CCD210により撮像された内視鏡画像と、パネルスイッチ170や、キーボード500の操作に基づいて表示される患者名などの様々なキャラクタ情報から構成される。また、図4(b)に示される図は、CPU140aが、電子スコープ200や、パネルスイッチ170や、キーボード500などの情報に基づき、加算回路185に送信する輝度信号Yを制御する信号である。図4(c)に示される図は、CPU140aが、電子スコープ200などの情報に基づき、マルチプレクサ183に送信する色差信号Cr、Cbを制御する信号である。

10

【0040】

図4(b)のY信号制御信号は、加算回路185の出力を、ハイインピーダンス状態とローインピーダンス状態とに切り替えるための信号である。また図5は、所定の1ラインの輝度信号Yを制御するY信号制御信号と、その信号によって制御された所定の1ラインの輝度信号Yの状態を示す図である。Y信号制御信号は、輝度信号Yの内視鏡画像領域とキャラクタ情報領域に対応する画像期間の加算回路185の出力を、ローインピーダンス状態にして加算結果に対応させ、それら以外の画像期間の加算回路185の出力を、加算結果如何に関わらずハイインピーダンス状態に固定する。そのため、内視鏡画像領域とキャラクタ情報領域に対応する画像期間の信号は、それらの領域の輝度情報を有する信号となり、デジタルエンコーダ188とデジタル出力回路189へ入力される。そして、それら以外の画像期間の信号は、Y信号制御信号によってハイインピーダンス状態にされるため、輝度信号用の固定値出力用抵抗回路186で固定されたデジタルコード「64」を有する信号となり、デジタルエンコーダ188とデジタル出力回路189へ入力される。

20

【0041】

上述したように輝度信号Yは、内視鏡画像領域とキャラクタ情報領域の画像期間が、電子スコープ200から送信される画像信号に基づいた輝度情報を有する信号、パネルスイッチ170やキーボード500の操作によるキャラクタ情報の輝度情報を有する信号として処理される。しかし、それら以外の画像期間は、輝度信号用の固定値出力用抵抗回路186による固定値の信号として処理される。そのため、後者の画像期間の処理中は、クロック信号を動作させることなく、信号生成の処理を行うことができる。

30

【0042】

マルチプレクサ183は、マトリクス回路182から出力された色差信号Cr、Cbを、Cr、Cb、Cr、Cb...の順に多重化させる。そして、多重化された信号は、一系統の平行デジタルビデオ信号として、マルチプレクサ183から出力され、色差信号用の固定値出力用抵抗回路187を介して、一方は、デジタルエンコーダ188に入力され、もう一方では、デジタル出力回路189に入力される。なお、この時のクロック周波数は、輝度信号Yのサンプリング周波数と同等の13.5MHzとする。

【0043】

図6は、色差信号用の固定値出力用抵抗回路187を示す図である。本発明の実施形態において色差信号Cr、Cbは、それぞれ10ビットのデジタル信号であるため、「0」～「1023」のデジタルコードで符号化される。図6は、各信号線にプルアップ抵抗又はプルダウン抵抗のどちらか一方を接続することにより、デジタルコード「512」を生成している。色差信号Cr、Cbは、デジタルコードの数値が中央の値に近いほど無彩色に近い色を表す信号であり、デジタルコードの数値が高い、または低いほど色合いや色の濃さが増す信号である。色差信号用の固定値出力用抵抗回路187により生成される色差信号Cr、Cbは、「512」であるため、無彩色を表す信号となる。

40

【0044】

図4(c)のCr、Cb信号制御信号は、マルチプレクサ183の出力を、ハイインピーダンス状態とローインピーダンス状態とに切り替えるための信号である。また図7は、所

50

定の1ラインの色差信号C_r、C_bを制御するC_r、C_b信号制御信号と、その信号によって制御された所定の1ラインの色差信号C_r、C_bの状態を示す図である。C_r、C_b信号制御信号は、輝度信号C_r、C_bの内視鏡画像領域に対応する画像期間のマルチプレクサ183の出力を、ローインピーダンス状態にして多重化結果に対応させ、それ以外の画像期間のマルチプレクサ183の出力を、ハイインピーダンス状態に固定する。そのため、内視鏡画像領域に対応する画像期間の信号は、その領域の色差情報を有する信号となり、デジタルエンコーダ188とデジタル出力回路189へ入力される。そして、それ以外の画像期間の信号は、C_r、C_b信号制御信号によってハイインピーダンス状態にされるため、色差信号用の固定値出力用抵抗回路187で固定されたデジタルコード「512」を有する信号となり、デジタルエンコーダ188とデジタル出力回路189へ入力される。

10

【0045】

上述したように色差信号C_r、C_bは、内視鏡画像領域の画像期間が、電子スコープ200から送信される画像信号に基づいた色差信号を有する信号として処理される。しかし、それ以外の画像期間は、色差信号用の固定値出力用抵抗回路187による固定値の信号として処理される。そのため、後者の画像期間の処理中は、クロック信号を動作させることなく、信号生成の処理を行うことができる。

【0046】

本発明の第1の実施形態の電子内視鏡装置10においては、輝度信号Yのみにキャラクタ情報を付加すれば、モニタ上にキャラクタ情報が表示できる。また、内視鏡画像領域のみをマルチプレクサ183によって多重化させればよく、その領域以外は、多重化のためにクロックを動作させる必要がない。

20

【0047】

マルチプレクサ183および加算回路185から出力されたパラレルデジタルビデオ信号は、デジタル出力回路189に入力される。そして、デジタル出力回路189で1つのパラレルデジタルビデオ信号にされ、そのままテレビモニタなどの外部機器に送信可能である。しかしその場合、データがパラレルであるため、ビット数にクロック信号用のラインを加えた信号線が必要となってしまう、伝送用のケーブルが太くなってしまう。例えばビット数が10の場合、信号線は11本必要となる。

【0048】

本発明の実施形態においては、デジタルビデオ信号の出力をシリアルでも出力可能とするために、デジタル出力回路189にパラレル/シリアル変換器191（不図示）が備えられている。上記のパラレルデジタルビデオ信号は、パラレル/シリアル変換器191によって、シリアルデジタルビデオ信号に変換される。この信号は、伝送レートを例えばクロック周波数の10倍の270MHzにして、LSBから順に1本の伝送用のケーブルでシリアルデジタルビデオ信号として、遠隔地側テレビモニタ400などのデジタルビデオ信号入力に対応した外部機器に出力される。

30

【0049】

上述した信号はシリアルデジタルビデオ信号であるため、光ファイバなどの通信手段を用いて、大容量の映像信号を遠隔地に低損失で送ることができる。そのため、遠隔地においても良好な内視鏡画像をリアルタイムで観察することが可能となる。

40

【0050】

また、マルチプレクサ183および加算回路185から出力されたパラレルデジタルビデオ信号は、もう一方で、デジタルエンコーダ188に入力される。この信号は、デジタルエンコーダ188によってデジタル変調され、D/A変換されて、モニタ表示可能なアナログビデオ信号として、内視鏡室側テレビモニタ300などの外部機器に出力される。ここでいうアナログビデオ信号とは、アナログRGB信号、コンポジットビデオ信号、Sビデオ信号である。なお、デジタルエンコーダ188から出力されるアナログビデオ信号及びデジタル出力回路189から出力されるデジタルビデオ信号において、輝度信号Yがデジタルコード「64」に、色差信号C_r、C_bはデジタルコード「512」にそれぞれ設

50

定されるために、テレビモニタ上では内視鏡画像領域とキャラクタ情報領域以外の領域は黒色で表示される。

【 0 0 5 1 】

また、本発明の実施形態の電子内視鏡装置 1 0 には、プロセッサ 1 0 0 の基板上に拡張出力コネクタ 1 9 2 (不図示) が設けられている。拡張出力コネクタ 1 9 2 は、拡張ボードが搭載できるように構成されており、外部機器にパラレルデジタルビデオ信号を供給することができる。

【 0 0 5 2 】

図 8 は、本発明の第 2 の実施形態の C C D プロセス 1 1 0 とビデオプロセス 1 8 0 z の構成を示すブロック図である。なお、ビデオプロセス 1 8 0 z において、図 2 で示す第 1 の実施形態のビデオプロセス 1 8 0 と同一の構成には、同一の符号を付してここでの詳細な説明は省略する。

10

【 0 0 5 3 】

マトリクス回路 1 8 2 は、フレームメモリ 1 8 1 R、1 8 1 G、1 8 1 B から入力された R、G、B の各色の画像信号を、サンプリング周波数の比率が 4 : 2 : 2 となるように、輝度信号 Y、色差信号 C r (R - Y) および C b (B - Y) に変換し、各信号をマルチプレクサ 1 8 3 に出力する。

【 0 0 5 4 】

マルチプレクサ 1 8 3 は、マトリクス回路 1 8 2 から出力され、キャラクタ処理回路 1 8 4 によってキャラクタ信号が加算された輝度信号 Y、色差信号 C r、C b を、C b、Y、C r、Y、C b、Y ... の順に多重化させる。そして、多重化された信号は、一系統のパラレルデジタルビデオ信号として、マルチプレクサ 1 8 3 から出力され、画像信号用の固定値出力用抵抗回路 1 9 0 を介して、一方は、デジタルエンコーダ 1 8 8 に入力され、もう一方では、デジタル出力回路 1 8 9 に入力される。なお、この時のクロック周波数は、輝度信号 Y のサンプリング周波数の 2 倍にあたる 2 7 M H z とする。

20

【 0 0 5 5 】

システムコントロール 1 4 0 が備える C P U 1 4 0 b は、マルチプレクサ 1 8 3 に画像制御信号を送信する。画像制御信号は、輝度信号 Y、色差信号 C r、C b の内視鏡画像領域とキャラクタ情報領域に対応する画像期間のマルチプレクサ 1 8 3 の出力を、ローインピーダンス状態にして多重化結果に対応させ、それら以外の画像期間のマルチプレクサ 1 8 3 の出力を、ハイインピーダンス状態に固定する。そのため、内視鏡画像領域とキャラクタ情報領域に対応する画像期間の信号は、それらの領域の内視鏡画像情報とキャラクタ情報を有する信号となり、デジタルエンコーダ 1 8 8 とデジタル出力回路 1 8 9 へ入力される。そして、それら以外の画像期間の信号は、画像制御信号によってハイインピーダンス状態にされるため、画像信号用の固定値出力用抵抗回路 1 9 0 で固定された値となり、デジタルエンコーダ 1 8 8 とデジタル出力回路 1 8 9 へ入力される。なお、第 2 の実施形態における固定値出力用抵抗回路 1 9 0 は、デジタルコード「 5 1 2 」を生成するようにプルアップ抵抗及びプルダウン抵抗が構成される。従って、デジタルエンコーダ 1 8 8 から出力されるアナログビデオ信号及びデジタル出力回路 1 8 9 から出力されるデジタルビデオ信号において、輝度信号 Y がデジタルコード「 5 1 2 」(黒と白の中間色に対応) に、色差信号 C r、C b はデジタルコード「 5 1 2 」にそれぞれ設定されるために、テレビモニタ上では内視鏡画像領域とキャラクタ情報領域以外の領域は灰色で表示される。

30

40

【 0 0 5 6 】

本発明の第 2 の実施形態の電子内視鏡装置 1 0 z においては、輝度信号 Y、色差信号 C r、C b をマルチプレクサ 1 8 3 によって、一系統に多重化する。そのため、無効画像領域用の固定値出力用抵抗回路は 1 つ備えればよい。

【 0 0 5 7 】

【 発明の効果 】

以上のように本発明の電子内視鏡装置は、外部機器に出力される内視鏡画像領域とキャラクタ情報領域以外の画像領域の信号処理は、固定された値の信号を出力するよう構成され

50

ているため、無効画像領域において、クロック信号を無駄に動作させることなく、高周波ノイズの悪影響、電力損失や熱上昇を減少させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の実施形態の電子内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【図２】本発明の第１の実施形態のＣＣＤプロセスとビデオプロセスの構成を示すブロック図である。

【図３】本発明の実施形態の輝度信号用の固定値出力用抵抗回路を示す図である。

【図４】本発明の実施形態のテレビモニタなどの外部機器に出力される画像と各信号に送信される制御信号を示す図である。

【図５】所定の１ラインの輝度信号Ｙを制御するＹ信号制御信号と、その信号によって制御された所定の１ラインの輝度信号Ｙの状態を示す図である。 10

【図６】本発明の実施形態の色差信号用の固定値出力用抵抗回路を示す図である。

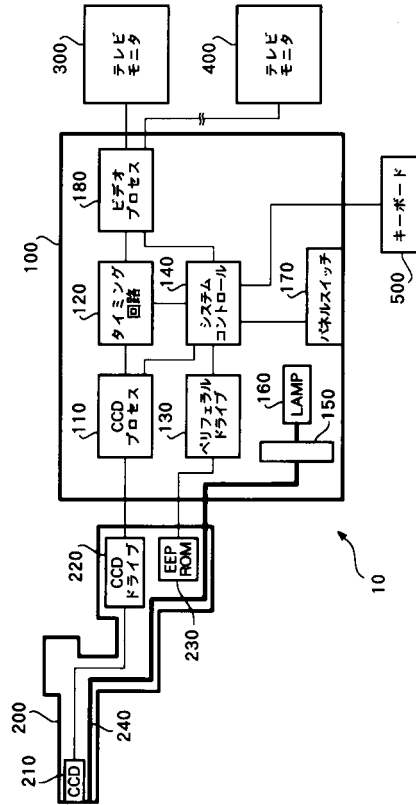
【図７】所定の１ラインの色差信号Ｃｒ、Ｃｂを制御するＣｒ、Ｃｂ信号制御信号と、その信号によって制御された所定の１ラインの色差信号Ｃｒ、Ｃｂの状態を示す図である。

【図８】本発明の第２の実施形態のＣＣＤプロセスとビデオプロセスの構成を示すブロック図である。

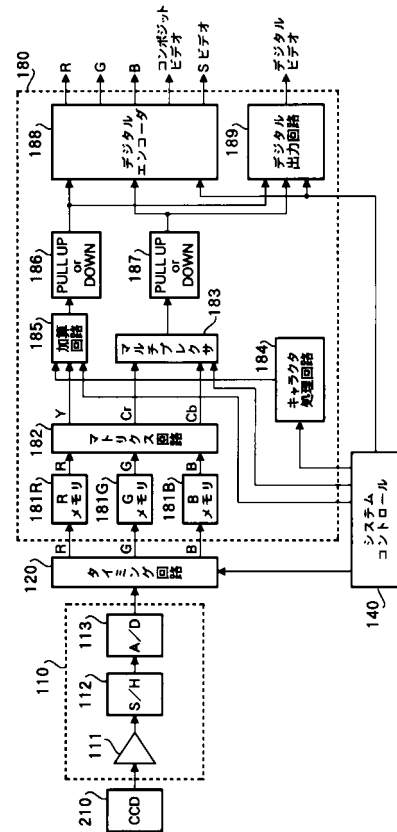
【符号の説明】

１０	電子内視鏡装置	
１００	プロセッサ	
１１０	ＣＣＤプロセス	20
１８０	ビデオプロセス	
１８４	キャラクタ処理回路	
１８５	加算回路	
１８６	輝度信号用の固定値出力用抵抗回路	
１８７	色差信号用の固定値出力用抵抗回路	
２００	電子スコープ	
２１０	ＣＣＤ	
３００	内視鏡室側テレビモニタ	
４００	遠隔地側テレビモニタ	
５００	キーボード	30

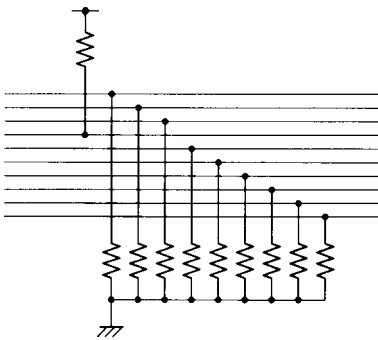
【 図 1 】



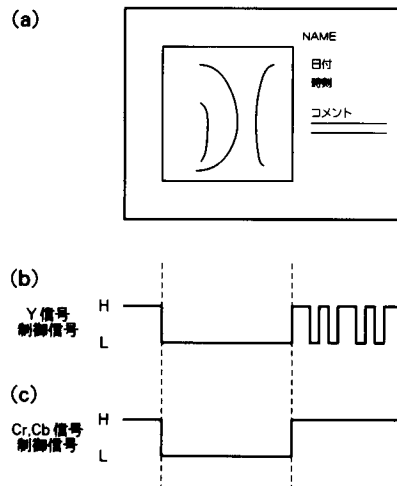
【 図 2 】



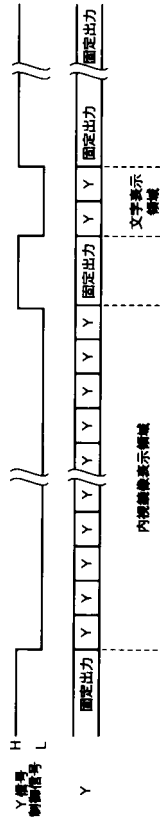
【 図 3 】



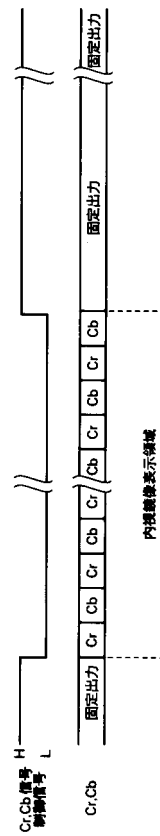
【 図 4 】



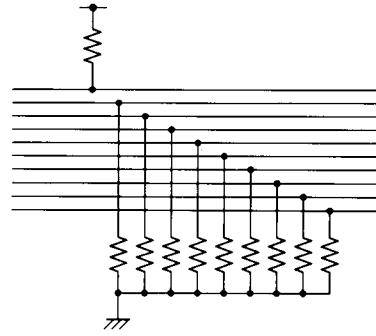
【図 5】



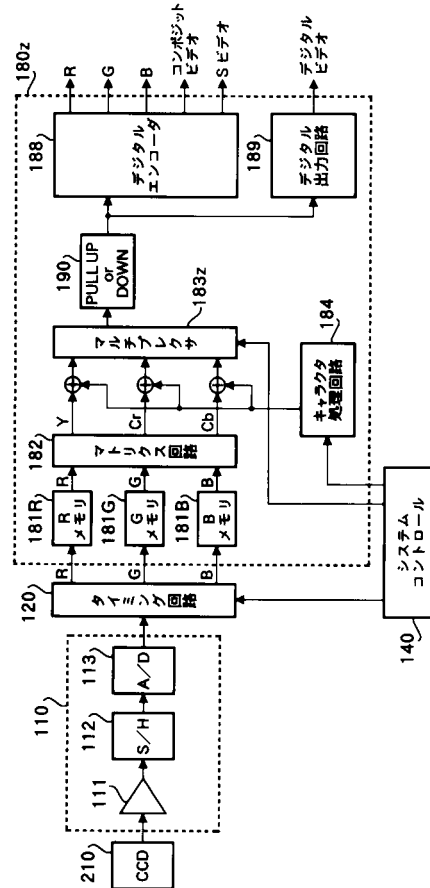
【図 7】



【図 6】



【図 8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平2 - 119835 (J P , A)
特開平3 - 205023 (J P , A)
特開平6 - 304135 (J P , A)
特開平10 - 75440 (J P , A)
特開平10 - 262921 (J P , A)
特開平10 - 276976 (J P , A)
特開平11 - 128166 (J P , A)
特開2000 - 261821 (J P , A)
特開2001 - 157665 (J P , A)
特開2001 - 275957 (J P , A)
特開2001 - 292961 (J P , A)
特開2002 - 44682 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 1/04

专利名称(译)	电子内窥镜处理器		
公开(公告)号	JP4272853B2	公开(公告)日	2009-06-03
申请号	JP2002196249	申请日	2002-07-04
[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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	高橋昭博		
发明人	高橋 昭博		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N5/225 H04N5/335 H04N9/64		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/045.610 A61B1/045.611 A61B1/045.640 A61B1/05 G02B23/24.B H04N5/225 H04N5/225.C H04N5/225.100 H04N5/225.500 H04N5/232.290 H04N5/335.Z H04N9/64.R		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/GA02 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/HH28 4C061/JJ17 4C061/JJ18 4C061/LL01 4C061/NN05 4C061/SS21 4C061/WW04 4C061/WW09 4C061/WW14 4C061/WW18 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH28 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/LL01 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW09 4C161/WW14 4C161/WW18 5C022/AA09 5C022/AC69 5C024/BX02 5C024/CY42 5C024/DX01 5C024/HX28 5C024/HX50 5C024/HX58 5C066/AA01 5C066/CA01 5C066/DB01 5C066/EE03 5C066/GA01 5C066/GA02 5C066/GA20 5C066/GB01 5C066/HA02 5C066/KE04 5C066/KE07 5C066/KG01 5C122/DA26 5C122/EA22 5C122/EA52 5C122/FB17 5C122/FH00 5C122/FH09 5C122/FK23 5C122/FK37 5C122/FK42 5C122/GE14 5C122/GG00 5C122/GG03 5C122/GG09 5C122/HA00 5C122/HA34 5C122/HA37 5C122/HA40 5C122/HA67 5C122/HA86 5C122/HB02 5C122/HB05		
其他公开文献	JP2004033558A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：减少高频噪声，电力损耗和热量上升的影响，同时不浪费时钟信号。
ŽSOLUTION：在包括电子镜和处理器的电子内窥镜中，处理器具有控制部分和图像信号输出部分，用于将图像信号输出到外部设备。输出到外部设备的有效图像区域由内窥镜图像区域和字符信息区域组成。控制部分控制处理器，使得从电子镜输入的有效图像区域外的图像信号作为固定值的信号输入到图像信号输出部分。
Ž

【 図 1 】

