

(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2013-13494

(P2013-13494A)

(43) 公開日 平成25年1月24日(2013.1.24)

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

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2011-147360 (P2011-147360)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成23年7月1日(2011.7.1)		
		(74) 代理人	100090169
			弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人	100124497
			弁理士 小倉 洋樹
		(74) 代理人	100129746
			弁理士 虎山 滋郎
		(74) 代理人	100147762
			弁理士 藤 拓也
		(72) 発明者	大瀧 拓真
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内

最終頁に続く

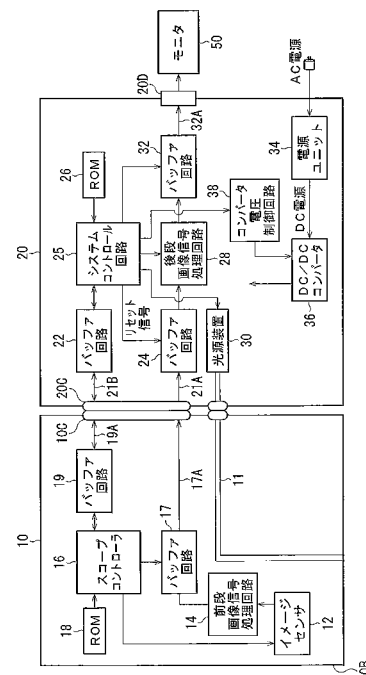
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】コアをプロセッサ内部に設けることなく、優れたEMCを実現させる。

【解決手段】ビデオスコープ10が接続されるプロセッサ20は、スコープ接続部となるコネクタ20Cの側にバッファ回路22、24を備える。ビデオスコープ10がプロセッサに接続されているとき、DC/DCコンバータ36を通じてバッファ回路22、24に最大電源電圧Vmを供給する。そして、ビデオスコープ10が取り外されると、バッファ回路22、24に対して最小電源電圧Vzを供給する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ビデオ스코プのスコプ側コネクタと接続するプロセッサ側コネクタと、
配線を通じて前記プロセッサ側コネクタと接続するバッファ回路と、
前記バッファ回路へ供給される電源電圧を調整する電源電圧制御手段と、
前記ビデオ스코プの接続 / 取り外しを検出するスコプ接続検出手段とを備え、
前記電源電圧制御手段が、前記ビデオ스코プの取り外しが検出されると、前記バッファ回路へ供給する電源電圧を、ビデオ스코プ接続時の電源電圧に比べて低下させることを特徴とする電子内視鏡装置のプロセッサ。

【請求項 2】

10

前記電源電圧制御手段が、前記ビデオ스코プの取り外されている間、前記バッファ回路へ供給する電源電圧を低下させ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】

前記バッファ回路が、前記ビデオ스코プからの画像信号がプロセッサ側で最初に入力されるバッファ回路であることを特徴とする請求項 1 乃至 2 のいずれかに記載の電子内視鏡装置のプロセッサ。

【請求項 4】

前記電源電圧制御手段が、映像出力停止のため前記バッファ回路へリセット信号を出力した後、前記バッファ回路へ供給する電源電圧を下げることを特徴とする請求項 3 に記載の電子内視鏡装置のプロセッサ。

20

【請求項 5】

前記バッファ回路が、前記ビデオ스코プへ送る駆動信号もしくは制御信号が入力もしくは出力されるバッファ回路であることを特徴とする請求項 1 乃至 2 のいずれかに記載の電子内視鏡装置のプロセッサ。

【請求項 6】

前記電源電圧制御手段は、前記ビデオ스코プが取り外されると、前記バッファ回路の動作可能な電圧範囲の中で、最低電圧を電源電圧として供給することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の電子内視鏡装置のプロセッサ。

【請求項 7】

30

前記電源電圧制御手段が、
D C 電源を電圧変換し、所定の駆動電圧を前記バッファ回路へ供給する D C / D C コンバータと、
前記 D C / D C コンバータへ供給する駆動電圧を制御するコンバータ電圧制御回路とを有することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれかに電子内視鏡装置のプロセッサ。

【請求項 8】

映像信号伝送可能な信号ケーブルが接続される映像信号出力部と、
配線を通じて前記映像信号出力部と接続する外部機器バッファ回路と、
前記映像信号出力部に前記外部機器が接続するのを検出する外部機器接続検出手段とをさらに備え、

前記電源電圧制御手段が、前記外部機器の取り外しが検出されると、前記外部機器バッファ回路へ供給する電源電圧を、外部機器接続時の電源電圧に比べて低下させることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれかに記載の電子内視鏡装置のプロセッサ。

40

【請求項 9】

ビデオ스코プのスコプ側コネクタと接続するプロセッサ側コネクタと配線を通じて接続するバッファ回路へ供給される電源電圧を調整する電源電圧制御手段と、

前記ビデオ스코プの接続 / 取り外しを検出するスコプ接続検出手段とを備え、

前記電源電圧制御手段が、前記ビデオ스코プの取り外しが検出されると、前記バッファ回路へ供給する電源電圧を、ビデオ스코プ接続時の電源電圧に比べて低下させることを特徴とする内視鏡用電源電圧制御装置。

【請求項 10】

50

電子内視鏡装置を、

ビデオ스코プの스코プ側コネクタと接続するプロセッサ側コネクタと配線を通じて接続するバッファ回路へ供給される電源電圧を調整する電源電圧制御手段と、

前記ビデオ스코プの接続 / 取り外しを検出する스코プ接続検出手段として機能させるプログラムであって、

前記ビデオ스코プの取り外しを検出されると、前記バッファ回路へ供給する電源電圧を、ビデオ스코プ接続時の電源電圧に比べて低下させるように、前記電源電圧制御手段として機能させることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、ビデオ스코プを使って器官内壁などの被写体を撮像し、観察画像をモニタに表示する電子内視鏡装置に関し、特に、스코プとプロセッサとのコネクタ（接続部）を通じて放出される電磁波ノイズのシールドに関する。

【背景技術】

【0002】

電子内視鏡装置では、CCDなどのイメージセンサを先端部に備えたビデオ스코プが画像処理などを行うプロセッサに接続されることで互いに電氣的接続状態となり、ビデオ스코プとプロセッサの間では、駆動信号、制御信号、画像信号、データ信号などが伝送される。そのため、스코プとプロセッサのコネクタを通じて電磁波ノイズが放出されやすい。

20

【0003】

電子内視鏡装置は医療機器であることから、電磁波ノイズ放出を遮蔽することが強く求められる。すなわち、優れたEMC（Electro-Magnetic Compatibility：電磁環境適合性）が要求される。特に、プロセッサが電源ON状態のときにビデオ스코プが外されている状況においても、プロセッサのコネクタ部分からのノイズ放出を十分に抑える必要がある。

【0004】

電磁波ノイズ放出を遮断する部材として、磁性材料から成る筒状のコアを使用する場合がある。ビデオ스코プとプロセッサは、プラグ、レセプタクルといったコネクタが直接接触する構造であることから、コンピュータシステムのように接続用信号ケーブルの接続付近にコアを設ける構成は採用されず、ビデオ스코プ内部あるいはプロセッサ内部にコアが設けられる（特許文献1参照）。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2003-204931号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

40

ビデオ스코プ、プロセッサのコネクタ付近では、回路機構、光源装置、ライトガイド機構などの部品が密集し、スペース的に制限がある。この密集部分にコアを挿入することが難しい。特に、コネクタ近くに配置される光源装置からの熱が密集部分に集中しやすくなり、コアの配置はプロセッサの動作を不安定化させる可能性がある。

【0007】

したがって、コアなどの電磁シールド部材を設けることなく、ビデオ스코プの接続、非接続いずれの状況下においても、高いEMCを十分提供できることが必要とされる。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の内視鏡装置は、ビデオ스코プのコネクタ（ここでは、스코プ側コネクタと

50

いう)と接続するプロセッサのコネクタ(ここでは、プロセッサ側コネクタという)と、配線を通じてプロセッサ側コネクタと接続するバッファ回路と、バッファ回路へ供給される電源電圧(駆動電圧)を調整する電源電圧制御手段と、ビデオ스코プの接続/取り外しを検出するスコプ接続検出手段とを備える。

【0009】

スコプ側コネクタおよびプロセッサ側コネクタは、例えば、それぞれプラグ、レセプタクルなどによって構成可能であり、互いに直接接続することでビデオ스코プとプロセッサとの間の電氣的接続(信号伝送、電源供給等)が実現される。

【0010】

緩衝回路として動作可能なバッファ回路は、プロセッサ側コネクタと配線を通じて繋がる回路であり、入力側バッファ回路として構成される場合、スコプ側からの信号(画像信号、データなど)が最初に入力される回路となる。一方、出力側バッファ回路として機能する場合、スコプ側へ送られる信号(駆動信号、制御信号、電源電圧信号など)がコネクタ直前で最後に入出力される回路となる。

【0011】

電源電圧制御手段の構成については、例えば、DC電源を電圧変換し、所定の駆動電圧をバッファ回路へ供給するDC/DCコンバータと、DC/DCコンバータへ供給する駆動電圧を制御するコンバータ電圧制御回路を設けることが可能である。コンバータの駆動電圧が変わることによって、バッファ回路への供給電圧が変化する。

【0012】

そして、本発明の電源電圧制御手段は、ビデオ스코プの取り外しを検出されると、バッファ回路への電源電圧を、ビデオ스코プ接続時の電源電圧に比べて低下させる。電源電圧低下によって、プロセッサ側コネクタに最も近いバッファ回路からの電磁波ノイズ放射が抑えられる。

【0013】

電磁波ノイズの振幅はバッファ回路の電源電圧のレベルに依存する。バッファ回路の駆動電圧が低下することによってその動作時の電磁ノイズ放出も少なくなる。これにより、ビデオ스코プが取り外されるのに合わせて、プロセッサ側コネクタから外部に放出される電磁波ノイズが自動的に抑えられる。すなわち、コアなどの部材をコネクタとバッファ回路の間に設けることなく、電磁波ノイズの放出が抑えられる。

【0014】

電源電圧制御手段は、ビデオ스코プの取り外されている間、バッファ回路へ供給する電源電圧を低下させればよい。再びビデオ스코プの接続が検出されると、バッファ回路への電源電圧がビデオ스코プ接続時の電源電圧に戻る。

【0015】

電源電圧制御手段は、バッファ回路の動作可能な電圧範囲で適宜駆動電圧を設定可能である。ビデオ스코プ接続の間については、緩衝回路としての機能を十分発揮させるため、動作可能な駆動電圧範囲の中で最大電圧に設定することができる。一方、ビデオ스코プ非接続時には、最低電圧を設定することで、最大限ノイズの放出を抑えることができる。

【0016】

画像信号が最初に入力されるバッファ回路の場合、ビデオ스코プの取り外し後すぐにバッファ回路に対する駆動電圧を下げると電圧変化によって映像信号が乱れ、モニタに映像の乱れが映る。これを防ぐため、まず、電源電圧制御手段が、映像出力停止のためバッファ回路へリセット信号を出力し、その後、バッファ回路へ供給する電源電圧を下げるのがよい。

【0017】

プロセッサの映像信号出力端子など信号出力コネクタ付近には、バッファ回路を設けることが可能である。例えば、映像信号伝送可能な信号ケーブルが接続される出力端子の直前にバッファ回路が設けられる。この場合、ビデオ스코プ接続側コネクタ付近に設けら

10

20

30

40

50

れるバッファ回路と同様、バッファ回路に供給する電源電圧（駆動電圧）を調整するのが望ましい。

【 0 0 1 8 】

例えば、プロセッサの映像信号出力部に外部機器が接続するのを検出する外部機器接続検出手段を設け、電源電圧制御手段は、外部機器の取り外しを検出されると、外部機器バッファ回路へ供給する電源電圧を、外部機器接続時の電源電圧に比べて低下させる。

【 0 0 1 9 】

本発明の内視鏡用電源電圧制御装置は、ビデオスコープのスコープ側コネクタと接続するプロセッサ側コネクタと配線を通じて接続するバッファ回路へ供給される電源電圧を調整する電源電圧制御手段と、ビデオスコープの接続／取り外しを検出するスコープ接続検出手段とを備え、電源電圧制御手段が、ビデオスコープの取り外しを検出されると、バッファ回路へ供給する電源電圧を、ビデオスコープ接続時の電源電圧に比べて低下させることを特徴とする。

10

【 0 0 2 0 】

本発明のプログラムは、電子内視鏡装置を、ビデオスコープのスコープ側コネクタと接続するプロセッサ側コネクタと配線を通じて接続するバッファ回路へ供給される電源電圧を調整する電源電圧制御手段と、ビデオスコープの接続／取り外しを検出するスコープ接続検出手段として機能させるプログラムであって、ビデオスコープの取り外しを検出されると、バッファ回路へ供給する電源電圧を、ビデオスコープ接続時の電源電圧に比べて低下させるように、電源電圧制御手段として機能させる。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 2 1 】

このように本発明によれば、コアをプロセッサ内部に設けることなく、優れた E M C を実現させることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 2 】

【 図 1 】 本実施形態である電子内視鏡装置のブロック図である。

【 図 2 】 バッファ回路の概略的ブロック図である。

【 図 3 】 システムコントロール回路によって実行される入力側バッファ回路の駆動電圧制御処理を示したフローチャートである。

30

【 図 4 】 駆動電圧制御処理のタイミングチャートである。

【 図 5 】 映像信号出力側バッファ回路に対する駆動電圧制御処理のフローチャートである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 3 】

以下では、図面を参照して本実施形態である電子内視鏡装置について説明する。

【 0 0 2 4 】

図 1 は、本実施形態である電子内視鏡装置のブロック図である。

【 0 0 2 5 】

電子内視鏡装置は、その先端部にイメージセンサ 1 2 を設けたビデオスコープ 1 0 と、プロセッサ 2 0 とを備え、ビデオスコープ 1 0 はプロセッサ 2 0 に着脱自在に接続される。プロセッサ 2 0 には、モニタ 5 0 が接続されている。

40

【 0 0 2 6 】

プロセッサ 2 0 は、キセノンランプなどの光源装置 3 0 を備え、光源装置 3 0 から放射された照明光は、集光レンズ（図示せず）を介してビデオスコープ 1 0 内に設けられたライトガイド 1 1 の入射端に入射し、ライトガイド 1 1 を通じてスコープ先端部 1 0 B から被写体（観察対象）に向けて照射される。光源装置 3 0 とライトガイド 1 1 との間には絞り（図示せず）が設けられており、絞りの開閉によって自動的に光量が調整される。

【 0 0 2 7 】

被写体に反射した照明光は、スコープ先端部 1 0 B に設けられた対物レンズ（図示せず

50

）によって結像し、被写体像がＣＣＤなどのイメージセンサ１２の受光面に形成される。イメージセンサ１２では、１フレーム分の画素信号がイメージセンサ１２から所定のフレーム時間間隔（例えば１／３０秒間隔）で読み出される。イメージセンサ１２には、Ｃｙ、Ｙｅ、Ｇ、ＭｇあるいはＲ、Ｇ、Ｂから成る色要素をモザイク配列させた補色フィルタが配設されている。

【００２８】

読み出された一連の画素信号は、前段画像信号処理回路１４においてデジタル化されるとともに、デジタル化された画素信号に対してホワイトバランス処理、ガンマ補正処理などの画像信号処理が施される。これにより、Ｒ、Ｇ、Ｂの画像信号が生成される。生成されたＲ、Ｇ、Ｂ画像信号は、バッファ回路１７を通過してプロセッサ２０へ送られる。

10

【００２９】

プロセッサ２０に送信された画像信号は、バッファ回路３２を介して後段画像処理回路２８へ送られる。後段画像処理回路２８では、輪郭強調処理、スーパーインポーズ処理などが画像信号に対して施される。そして、画像信号が映像信号としてモニタ５０に出力されることにより、観察画像がリアルタイムでモニタ５０に表示される。

【００３０】

ＣＰＵ、ＲＡＭなどを含むシステムコントロール回路２５は、後段画像信号処理回路２８などへ制御信号を出力し、プロセッサ２０が電源ＯＮ状態のとき、その動作全体を制御する。動作制御プログラムは、あらかじめＲＯＭ２６に記憶されている。

【００３１】

20

ビデオスコープ１０がプロセッサ２０に接続されると、システムコントロール回路２５はバッファ回路１９、２２を介してスコープコントローラ１６と相互通信し、ＲＯＭ１８に格納されたスコープ特性（解像度、スコープ種類）に関するデータを取得する。また、システムコントロール回路２５は、スコープコントローラ１６に設けられたＣＣＤ駆動回路（図示せず）に駆動信号を出力する。スコープコントローラ１６は、プロセッサ２０から送られてくる色情報データ等に基づき、スコープ動作制御を行う。

【００３２】

電源ユニット３４は、ＡＣ電源をＤＣ電源に変換し、ＤＣ／ＤＣコンバータ３６を通じてプロセッサ２０、さらにはビデオスコープ１０の電気回路へ電源供給する。コンバータ電圧制御回路３８は、ＤＣ／ＤＣコンバータ３６に対して駆動電圧を供給するとともに、システムコントロール回路２５からの制御信号に基づき、ＤＣ／ＤＣコンバータ３６に対する駆動電圧の値を調整する。

30

【００３３】

ビデオスコープ１０にはプラグ形状のコネクタ１０Ｃが、プロセッサ２０にはレセプタクル形状のコネクタ２０Ｃが形成されており、コネクタ１０Ｃとコネクタ２０Ｃとが直接結合することによって、ビデオスコープ１０とプロセッサ２０の間で電気接続が実現される。すなわち、ビデオスコープ１０とプロセッサ２０との間において、駆動信号、制御信号、電源電圧信号、画像信号など一連の信号が伝送可能となる。

【００３４】

Ｒ、Ｇ、Ｂの画像信号が入力されるバッファ回路２４は、配線２１Ａを通じてコネクタ２０Ｃと接続されている。バッファ回路２４は、ここではバッファＩＣ（Integrated Circuit）で構成される緩衝回路であり、前段の回路、すなわちビデオスコープ側回路の動作による影響を受けないようにするため、画像信号が最初にバッファ回路２４に入力される。

40

【００３５】

コネクタ２０Ｃ付近に設けられたもう一つのバッファ回路２２は、システムコントロール回路２５とコネクタ２０Ｃとの間に設けられた緩衝回路であり、システムコントロール回路２５から送られてくる駆動信号、制御信号、データ信号、電源電圧信号は、バッファ回路２２を通過し、配線２１Ｂを通じてコネクタ２０Ｃから出力される。したがって、出力側バッファ回路として機能する。

50

【 0 0 3 6 】

その一方で、スコープコントローラ 1 6 から送られてくる制御信号あるいはデータ信号は、配線 2 1 B を通じて最初にバッファ回路 2 2 に入力される。したがって、バッファ回路 2 2 は、入力側、出力側両方の緩衝回路として機能する。

【 0 0 3 7 】

プロセッサ 2 0 には、コネクタ 2 0 C とは逆側にも、映像信号出力端子のあるコネクタ 2 0 D が設けられている。コネクタ 2 0 D には、配線 3 2 A を通じてバッファ回路 3 2 が接続されている。後段画像信号処理回路 2 8 から出力される映像信号は、バッファ回路 3 2 を最終的に通過してモニタ 5 0 などの外部機器へ出力される。

【 0 0 3 8 】

このように、プロセッサ 2 0 のバッファ回路 2 2 、 2 4 、 3 2 は、配線 2 1 A 、 2 1 B 、 3 2 A を通じてコネクタ 1 0 C 、 2 0 C 、 2 0 D と直接的に繋がっており、信号入力 / 出力が最初 / 最後の回路になる。このバッファ回路の内部構成について、以下説明する。

【 0 0 3 9 】

図 2 は、バッファ回路 2 4 の概略的ブロック図である。

【 0 0 4 0 】

バッファ回路 2 4 は、バッファ I C 2 4 A によって構成されており、D C / D C コンバータ 3 6 によって電源電圧が駆動電圧として供給される。D C / D C コンバータ 3 6 は、D C 電源の電圧をバッファ I C 2 4 A の動作可能な電圧範囲（電圧帯域）まで低下させる。

【 0 0 4 1 】

コンバータ電圧制御回路 3 8 は、電源ユニット 3 4 からの電力供給によって動作し、D C / D C コンバータ 3 6 に対して駆動電圧を供給する。また、コンバータ電圧制御回路 3 8 は、異なる駆動電圧で D C / D C コンバータ 3 6 を動作させることが可能であり、D C / D C コンバータ 3 6 からバッファ回路 2 4 へ供給される電源電圧は、D C / D C コンバータ 3 6 に対する駆動電圧の値に応じて変化する。

【 0 0 4 2 】

システムコントロール回路 2 5 は、コンバータ電圧制御回路 3 8 に制御信号を出力し、D C / D C コンバータ 3 6 に対する駆動電圧を調整可能である。したがって、システムコントロール回路 2 5 からコンバータ電圧制御回路 3 8 へ送られる制御信号に従い、バッファ回路 2 4 への電源電圧が調整される。

【 0 0 4 3 】

他のバッファ回路 2 2 、 3 2 についても、同様に D C / D C コンバータ 3 6 、コンバータ電圧制御回路 3 8 によって駆動電圧が調整されている。ただし、バッファ回路 2 2 では、駆動信号、制御信号、データ信号など複数の信号が入出力するため、信号線の数に応じてバッファ I C が設けられている。

【 0 0 4 4 】

上述したように、バッファ回路 2 2 、 2 4 、 3 2 は、プロセッサ 2 0 のそれぞれ入力側最初の回路、もしくは出力側最後の回路となり、これらバッファ回路を通じてコネクタ 2 0 C 、 2 0 D から電磁波ノイズが外部に放出される。本実施形態では、コアなどのシールド部材を設けることなく電磁波ノイズの放出抑制可能な電気回路の動作制御を行う。以下、バッファ回路 2 4 における回路動作制御について説明する。

【 0 0 4 5 】

図 3 は、システムコントロール回路 2 5 によって実行されるバッファ回路 2 4 の駆動電圧制御処理を示したフローチャートである。図 4 は、その駆動電圧制御処理のタイミングチャートである。

【 0 0 4 6 】

プロセッサ 2 0 の電源が O N 状態である間、ビデオスコープ 1 0 がプロセッサ 2 0 に接続されているか否かが検出される（S 1 0 1）。ここでは、ピン接合によってビデオスコープ 1 0 の接続 / 非接続を検出する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 7 】

ビデオスコープ 1 0 が接続されていると判断されると、D C / D C コンバータ 3 6 に対する駆動電圧が V 0 (例えば 5 V) に設定されるように、コンバータ電圧制御回路 3 8 へ制御信号が送られる (S 1 0 2)。これにより、バッファ I C 2 4 A は、D C / D C コンバータ 3 6 から供給される駆動電圧 (電源電圧) V m によって動作する (図 4 参照)。駆動電圧 V m は、バッファ I C 2 4 A の動作可能な電圧範囲 R の最大電圧である。また、映像信号を停止させるリセット信号はバッファ回路 2 4 へ送られない (S 1 0 3)。

【 0 0 4 8 】

一方、ビデオスコープ 1 0 が取り外されたと判断されると、始めに、映像信号出力停止用のリセット信号がバッファ回路 2 4 へ送られる (S 1 0 4)。リセット信号によって画像信号はブラックアウトになり、モニタ 5 0 への映像信号出力が停止される。そして、リセット信号出力後、バッファ I C 2 4 A の駆動電圧を V m から V z に変更するため、D C / D C コンバータ 3 6 の駆動電圧が V 1 (例えば 3 . 3 V) に設定されるように、制御信号がコンバータ電圧制御回路 3 8 へ送られる (S 1 0 5)。駆動電圧 V z は、動作可能電圧範囲 R の最小電圧である。

【 0 0 4 9 】

バッファ回路 2 4 から放出される電磁波ノイズの振幅は、バッファ回路 2 4 へ供給される駆動電圧のレベルによって変化し、駆動電圧が小さいほどノイズ振幅が小さい。したがって、バッファ回路 2 4 が駆動電圧 V z によって動作している間、放出される電磁波ノイズは小さくなる。また、映像信号出力停止後にバッファ回路 2 4 の駆動電圧を低下させるため、駆動電圧を変化させるときに発生するノイズが画像信号に乗って乱れた映像が表示されることを防いでいる。

【 0 0 5 0 】

ビデオスコープ 1 0 がプロセッサ 2 0 に再び接続されると、まず、D C / D C コンバータ 3 6 の駆動電圧が V 1 から V 0 に変更される。これによって、バッファ回路 2 4 の駆動電圧が V m に戻る。また、リセット信号が解除されて映像信号がモニタ 5 0 へ送られる (S 1 0 2、S 1 0 3)。

【 0 0 5 1 】

バッファ回路 2 2 についても、同様に駆動電圧が制御される。すなわち、ビデオスコープ 1 0 が取り外されている間、バッファ回路 2 2 は電源電圧 V z が供給される。ただし、リセット信号の出力制御は行われない。

【 0 0 5 2 】

次に、図 5 を用いて、映像信号出力端子側となるコネクタ 2 0 D 付近に設けられたバッファ回路 3 2 に対する駆動電圧制御処理について説明する。図 5 は、バッファ回路 3 2 に対する駆動電圧制御処理のフローチャートである。

【 0 0 5 3 】

プロセッサ電源 O N 状態の間、モニタなどの外部機器がケーブルを通じてプロセッサ 2 0 に接続されているか否かが判断される (S 2 0 1)。ここでは、ケーブルがコネクタ 2 0 D の出力端子に差し込まれると接続を検知する。

【 0 0 5 4 】

外部機器が接続されている間、バッファ回路 3 2 の駆動電圧は V m に設定される (S 2 0 3)。一方、外部機器が接続されていない状態になると、バッファ回路 3 2 の駆動電圧は V z に設定される (S 2 0 2)。これによって、バッファ回路 3 2 からのノイズ放射が小さくなる。

【 0 0 5 5 】

このように本実施形態によれば、プロセッサ 2 0 のコネクタ 2 0 C の側にバッファ回路 2 2、2 4 が設けられており、ビデオスコープ 1 0 がプロセッサに接続されているとき、D C / D C コンバータ 3 6 を通じてバッファ回路 2 2、2 4 に最大電源電圧 V m が供給される。そして、ビデオスコープ 1 0 が取り外されると、バッファ回路 2 2、2 4 に最小電源電圧 V z が供給される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 6 】

このようなバッファ回路に対する駆動電圧制御により、バッファ回路 2 2、2 4 とコネクタ 2 0 C、あるいはバッファ回路 3 2 とコネクタ 2 0 D にコアを設けることなく、ビデオスコープ取り外し中における電磁波ノイズの放射を抑えることが可能となる。その結果、医療機器に要求される E M C を十分満たすことができる。

【 0 0 5 7 】

特に、ビデオスコープとの接続部となるコネクタには、光源装置、集光光学系など様々なコンポーネントが集中配置されることになり、スペース的に制約がある。本実施形態では、コアをその部分に設ける必要がないため、スペース的に余裕が生じ、また、光源装置からの熱がコネクタ付近で籠ることがなく、熱を発散させてプロセッサ全体の温度上昇を抑えることが可能となる。

10

【 0 0 5 8 】

また、コアなどのノイズを吸収するシールド部材は、その材料に起因して非常に高価であり、また、重量も大きい。このようなシールド部材を排除することにより、シンプルで安価、かつ軽量なプロセッサを実現させることができる。

【 0 0 5 9 】

なお、本実施形態ではコアを全くプロセッサ内部に設けない構成であるが、上述したバッファ回路とコネクタの間以外で内部スペースに余裕がある区域にコアを設ける構成にすることも可能である。この場合、完全にノイズの外部放射を抑えることができる。

【 0 0 6 0 】

また、映像信号出力側のバッファ回路は特に駆動電圧制御せず、スコープ接続側のバッファ回路に対する駆動電圧制御だけ行ってもよい。人体に影響のあるスコープ接続側の電磁放射ノイズを抑えることによって、医療機器としての E M C を満たすことが可能である。

20

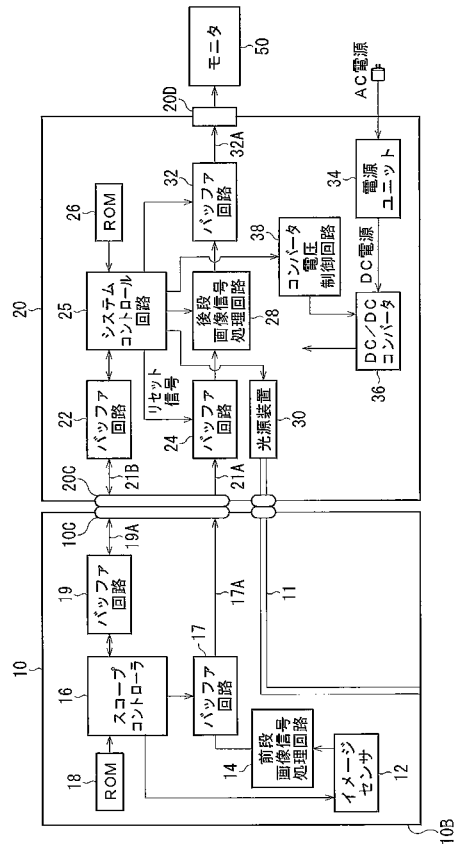
【 符号の説明 】

【 0 0 6 1 】

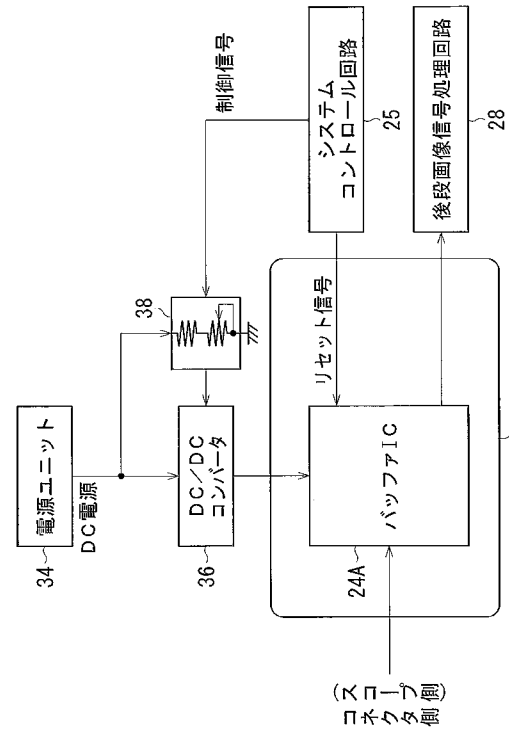
- 1 0 ビデオスコープ
- 1 0 C コネクタ
- 2 0 プロセッサ
- 2 0 C コネクタ
- 2 0 D コネクタ
- 2 2 バッファ回路
- 2 4 バッファ回路
- 2 5 システムコントロール回路
- 3 2 バッファ回路
- 3 6 D C / D C コンバータ
- 3 8 コンバータ電圧制御回路

30

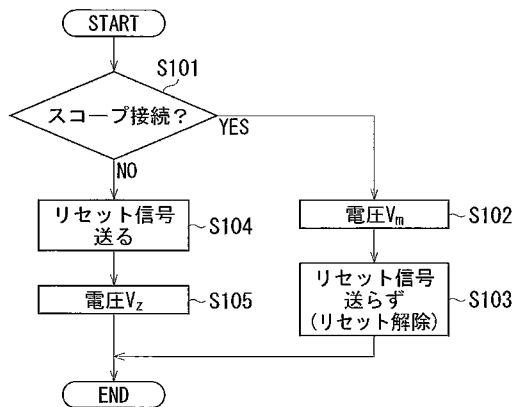
【図 1】



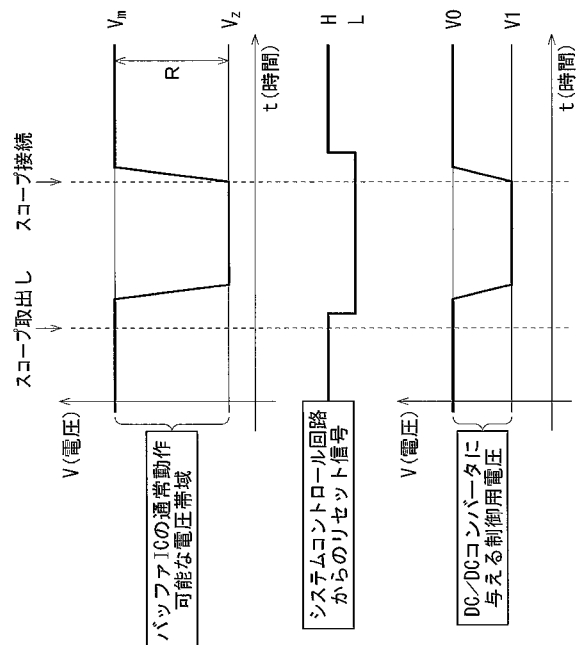
【図 2】



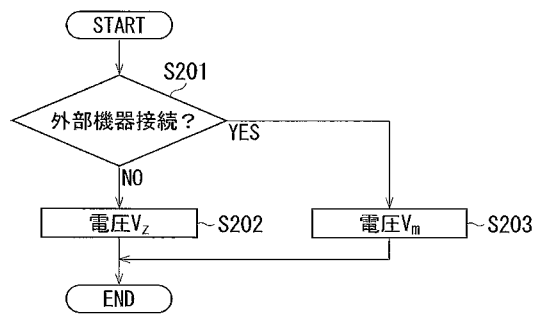
【図 3】



【図 4】



【 図 5 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2H040 BA10 BA23 CA05 CA06 GA06 GA11
4C161 CC06 HH51 JJ15 JJ17 LL02 NN01 SS07

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2013013494A	公开(公告)日	2013-01-24
申请号	JP2011147360	申请日	2011-07-01
[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	大瀧拓真		
发明人	大瀧 拓真		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.B A61B1/04 A61B1/04.520 A61B1/045.611		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/BA23 2H040/CA05 2H040/CA06 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ15 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/SS07		
代理人(译)	松浦 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在不在处理器内部提供核心的情况下实现出色的EMC。
 连接视频镜（10）的处理器（20）包括在用作镜体连接部分的连接器（20C）一侧的缓冲电路（22,24）。当视频镜10连接到处理器时，最大电源电压Vm通过DC / DC转换器36提供给缓冲电路22,24。当视频镜10被移除时，最小电源电压Vz被提供给缓冲电路22和24。点域1

