

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4732550号
(P4732550)

(45) 発行日 平成23年7月27日(2011.7.27)

(24) 登録日 平成23年4月28日(2011.4.28)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01) A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 12 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2010-544916 (P2010-544916)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成22年7月2日(2010.7.2)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2010/061336		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02011/004771	(74) 代理人	100076233
(87) 国際公開日	平成23年1月13日(2011.1.13)		弁理士 伊藤 進
審査請求日	平成22年11月10日(2010.11.10)	(72) 発明者	田中 靖洋
(31) 優先権主張番号	特願2009-160020 (P2009-160020)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(32) 優先日	平成21年7月6日(2009.7.6)		リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	大河 文行
早期審査対象出願			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
		(72) 発明者	橋本 秀範
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 信号出力基板および内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

電子機器の駆動信号を生成する駆動信号生成手段と、
前記駆動信号生成手段からの前記駆動信号の位相を反転し、反転信号を生成する反転信号生成手段と、

前記駆動信号生成手段からの前記駆動信号を伝送する第1の信号伝送線部と、
少なくとも一部が、前記第1の信号伝送線部と平行に近接して配置された、前記反転信号生成手段からの前記反転信号を伝送する第2の信号伝送線部と、

前記第1の信号伝送線部が伝送する前記駆動信号を外部に出力する出力端部と、
前記出力端部から前記電子機器までの前記駆動信号の伝送経路と等価の負荷を有し、前記第2の信号伝送線部の端部に接続される等価負荷部と、

を具備することを特徴とする信号出力基板。

【請求項2】

前記第2の信号伝送線部が複数の箇所、前記第1の信号伝送線部と平行に近接して配置されることを特徴とする請求項1に記載の信号出力基板。

【請求項3】

前記信号出力基板が複数の導体層を有する多層配線板であり、
前記第2の信号伝送線部が、前記第1の信号伝送線部と、異なる前記導体層に立体的に配置されることを特徴とする請求項1に記載の信号出力基板。

【請求項4】

前記駆動信号生成手段が、タイミング信号を生成するタイミング信号生成手段と、前記タイミング信号を増幅する信号増幅手段とを有することを特徴とする請求項 1 に記載の信号出力基板。

【請求項 5】

前記出力端部から前記電子機器までの前記駆動信号の伝送経路がケーブルを介することを特徴とする請求項 1 に記載の信号出力基板。

【請求項 6】

前記電子機器が電子内視鏡の先端部に配設される固体撮像素子であり、電子内視鏡本体部と接続される前記電子内視鏡のコネクタ内部に配設されることを特徴とする請求項 1 に記載の信号出力基板。

10

【請求項 7】

前記電子内視鏡が操作部に接地電位の金属部材を有し、前記ケーブルが前記金属部材に近接して配置されることを特徴とする請求項 6 に記載の信号出力基板。

【請求項 8】

前記電子機器が電子内視鏡の先端部に配設される固体撮像素子であり、前記電子内視鏡の操作部に配設されることを特徴とする請求項 1 に記載の信号出力基板。

【請求項 9】

前記電子内視鏡が複数の前記固体撮像素子を有し、前記駆動信号を出力する他の信号出力基板と共に配設されることを特徴とする請求項 6 に記載の信号出力基板。

20

【請求項 10】

前記他の信号出力基板が出力する前記駆動信号と、位相が反転した駆動信号を出力することを特徴とする請求項 9 に記載の信号出力基板。

【請求項 11】

前記等価負荷部を接地する接地部と、を具備することを特徴とする請求項 1 に記載の信号出力基板。

【請求項 12】

請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の信号出力基板を具備することを特徴とする内視鏡。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子機器を駆動するための駆動信号を出力する信号出力基板および前記信号出力基板を有する内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、挿入部の先端に固体撮像素子、例えば CCD を内蔵した電子内視鏡が医療現場で広く用いられるようになってきた。電子内視鏡を備えた内視鏡システムでは、信号出力基板から出力された駆動信号をケーブルを介して挿入部の先端部に配設された CCD まで伝送するとともに、CCD からの映像信号を信号処理するカメラコントロールユニット（以下、「CCU」と記す。）まで伝送し、モニタに内視鏡画像を表示している。

40

一方、電子回路から漏れる電磁氣的雑音である EMI (Electro Magnetic Interference) ノイズが周囲の他の電子システムに悪影響を与えることが懸念されている。ここで、CCD は、数十 MHz の矩形波の駆動信号を用いるために、駆動信号の高調波成分および高周波成分が電磁波、すなわち EMI ノイズとして発生しやすい。種々の電子機器が配置される医療現場での EMI ノイズによる誤作動を防止するために、医療機器司令 (MDD : Medical Device Directive) により発生する EMI ノイズは厳しく規制されている。

【0003】

このため、例えば特開 2001 - 340289 号公報には、CCD と信号出力基板とを

50

接続するケーブルからの E M I ノイズを抑制するために、ケーブルを覆うシールド材の端部を挿入部外装金属部材と電氣的に接続した電子内視鏡が開示されている。上記内視鏡システムはケーブルから発生する E M I ノイズは抑制できるが、信号出力基板から発生する E M I ノイズに対しては考慮されていなかった。

【 0 0 0 4 】

本発明は上記課題に鑑みなされたもので、E M I ノイズを低減した信号出力基板および前記信号出力基板を有する内視鏡を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 5 】

本発明の一形態の信号出力基板は、電子機器の駆動信号を生成する駆動信号生成手段と、前記駆動信号生成手段からの前記駆動信号の位相を反転し、反転信号を生成する反転信号生成手段と、前記駆動信号生成手段からの前記駆動信号を伝送する第 1 の信号伝送線部と、少なくとも一部が、前記第 1 の信号伝送線部と平行に近接して配置された、前記反転信号生成手段からの前記反転信号を伝送する第 2 の信号伝送線部と、前記第 1 の信号伝送線部が伝送する前記駆動信号を外部に出力する出力端部と、前記出力端部から前記電子機器までの前記駆動信号の伝送経路と等価の負荷を有し、前記第 2 の信号伝送線部の端部に接続される等価負荷部と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 6 】

【図 1】第 1 の実施の形態の信号出力基板を具備する内視鏡システムの構成を示す構成図である。

【図 2】第 1 の実施の形態の信号出力基板における駆動信号と、反転信号と、駆動信号発生による電流と、反転信号発生による電流との関係を説明するための説明図である。

【図 3 A】第 1 の実施の形態の信号出力基板の第 1 の信号伝送線部と第 2 の信号伝送線部との配置状態を説明するための断面模式図であり面内で平行に近接配置されている場合を示している。

【図 3 B】第 1 の実施の形態の信号出力基板の第 1 の信号伝送線部と第 2 の信号伝送線部との配置状態を説明するための断面模式図であり立体的に平行に近接配置されている場合を示している。

【図 4 A】ケーブルから放射される電磁波を説明するための断面模式図であり、公知の電子内視鏡の場合を示している。

【図 4 B】ケーブルから放射される電磁波を説明するための断面模式図であり第 1 の実施の形態の信号出力基板を具備する電子内視鏡の場合を示している。

【図 5】第 2 の実施の形態の信号出力基板を具備する内視鏡システムの構成を示す構成図である。

【図 6】第 3 の実施の形態の信号出力基板を具備する内視鏡システムの構成を示す構成図である。

【図 7】第 3 の実施の形態の信号出力基板を具備する内視鏡システムの F P C の構成を示す断面模式図である。

【図 8】第 3 の実施の形態の信号出力基板を具備する内視鏡システムの F P C の構成を示す断面模式図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 7 】

< 第 1 の実施の形態 >

以下、図 1 ~ 図 3 (B) を用いて、本発明の第 1 の実施の形態の信号出力基板 2 0 を具備する電子内視鏡 3 0 について説明する。図 1 に示すように内視鏡システム 1 は、内視鏡本体部 1 0 と、内視鏡本体部 1 0 と着脱自在に接続される電子機器である C C D 3 5 を有する電子内視鏡 3 0 とを具備する。内視鏡本体部 1 0 は電子内視鏡 3 0 からの映像信号を処理する図示しない C C U (不図示) を有し、接続されたモニタ 1 1 に内視鏡画像を表示

10

20

30

40

50

する。

【 0 0 0 8 】

電子内視鏡 3 0 は、被検体の内部に挿入される細長い挿入部 3 4 と、挿入部 3 4 の基端部側と接続した操作部 3 3 と、操作部 3 3 と接続したユニバーサルコード 3 2 と、ユニバーサルコード 3 2 を内視鏡本体部 1 0 と着脱するためのコネクタ 3 1 とを有する。挿入部 3 4 は先端部に固体撮像素子である CCD 3 5 を有する。操作部 3 3 は使用者が電子内視鏡 3 0 を操作するためのレバーおよびスイッチ等が配設されており、構造を補強するために外装部に金属部材 3 3 A を有する。

【 0 0 0 9 】

そして図 1 に示すようにコネクタ 3 1 には、CCD 3 5 を駆動する駆動信号を出力する信号出力基板 2 0 と、CCD 3 5 からのアナログ映像信号を増幅するアンプ 3 8 と、増幅されたアナログ映像信号をデジタル映像信号に変換し内視鏡本体部 1 0 の CCU (不図示) に出力する AD 変換部 3 9 とを有する。なおアンプ 3 8 または AD 変換部 3 9 の少なくともいづれかが、信号出力基板 2 0 に配置されていてもよい

信号出力基板 2 0 は、駆動信号生成部 2 1 と、反転信号生成部 2 3 と、第 1 の信号伝送線部 2 4 と、第 2 の信号伝送線部 2 5 と、出力端部 2 6 と、等価負荷部 2 7 と、接地部 2 8 と、を具備する。

【 0 0 1 0 】

駆動信号生成部 2 1 はタイミング信号生成部 2 1 A と、バッファアンプ 2 2 とを有する。タイミング信号生成部 2 1 A は F P G A により構成することができる。タイミング信号生成部 2 1 A は内視鏡本体部 1 0 からのクロック信号と同期信号とからタイミング信号を生成する。バッファアンプ 2 2 は、CCD 3 5 の仕様に応じた電圧の駆動信号にタイミング信号を増幅する。タイミング信号の仕様が CCD 3 5 の仕様と合致している場合には、タイミング信号を駆動信号として用いるためバッファアンプ 2 2 は不要である。反転信号生成部 2 3 は駆動信号生成部 2 1 からの駆動信号の位相を反転し反転信号を生成する。

【 0 0 1 1 】

駆動信号生成部 2 1 は駆動信号生成手段であり、タイミング信号生成部 2 1 A はタイミング信号生成手段であり、反転信号生成部 2 3 は反転信号生成部手段であり、バッファアンプ 2 2 は信号増幅手段である。

【 0 0 1 2 】

なお図 1 においてはタイミング信号生成部 2 1 A とバッファアンプ 2 2 と反転信号生成部 2 3 とは、それぞれ異なる構成要素として図示しているが、1 個または 2 個のバッファ素子等の集積回路部品からなる CCD ドライバにより構成してもよい。なお単なるバッファでは反転信号を生成することはできないため、反転信号生成部 2 3 としてインバータを用いる。なお、タイミング信号生成部 2 1 A で予め反転させた駆動信号を生成しておきバッファアンプ 2 2 をインバータとすることで、反転信号生成部 2 3 とバッファアンプ 2 2 とをひとつの修正回路部品で構成することができるため回路面積を小さくすることができる。

【 0 0 1 3 】

第 1 の信号伝送線部 2 4 は駆動信号生成部 2 1 からの駆動信号を、信号出力基板 2 0 の外部に出力する出力端部 2 6 まで伝送する配線である。第 2 の信号伝送線部 2 5 は反転信号生成部 2 3 からの反転信号を等価負荷部 2 7 または接地部 2 8 まで伝送する配線である。出力端部 2 6 は直接、または他の配線板等を介してケーブル 3 6 と接続される。等価負荷部 2 7 は出力端部 2 6 から CCD 3 5 までの駆動信号の伝送経路の伝送負荷と等価の負荷を有する、例えば抵抗とコンデンサとが直列に接続された RC 回路である。接地部 2 8 は接地電位の端部であり、第 2 の信号伝送線部の端部を接地する。

【 0 0 1 4 】

そして、図 1 に模式的に示すように信号出力基板 2 0 においては、第 1 の信号伝送線部 2 4 と第 2 の信号伝送線部 2 5 とは、その一部である近接配置領域 2 9 A、2 9 B および 2 9 C において平行に近接して配置されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 5 】

ここで、図 2 は本実施の形態の信号出力基板 2 0 における駆動信号 (図 2 (A)) と、反転信号 (図 2 (B)) と、駆動信号発生による電流 (図 2 (C)) と、反転信号発生による電流 (図 2 (D)) との関係の説明するための説明図である。図 2 (A) および図 2 (B) の縦軸は電圧 V を、図 2 (A) および図 2 (B) の縦軸は電流 I を、横軸は全て時間を示している。

【 0 0 1 6 】

図 2 (A) および (C) に示すように駆動信号生成部 2 1 は高周波の矩形波信号を生成するときに瞬時電流を生じる。この瞬時電流が信号出力基板 2 0 が放射する E M I ノイズの原因のひとつである。そして図 2 (B) および (D) に示すように反転信号生成部 2 3 も高周波の矩形波信号を生成するときに瞬時電流を生じる。そして駆動信号生成部 2 1 が発生する瞬時電流と反転信号生成部 2 3 が発生する瞬時電流とは互いに逆位相であるため、駆動信号生成部 2 1 内で互いに相殺される。このため信号出力基板 2 0 は外部に放射される E M I ノイズを低減することができる。

10

【 0 0 1 7 】

以上の説明のように、信号出力基板 2 0 は駆動信号生成部 2 1 が放射する電磁波 (E M I ノイズ) を反転信号生成部 2 3 が放射する電磁波で相殺するのではなく、電磁波放射の原因である電流を相殺する。

【 0 0 1 8 】

このため、駆動信号生成部 2 1 と反転信号生成部 2 3 とは同一の信号出力基板 2 0 に配置されるだけでなく、近接して配置されることが好ましく、特に好ましくは 1 個の集積回路で構成される。特に、バッファアンプ 2 2 を有する信号出力基板 2 0 では、バッファアンプ 2 2 と反転信号生成部 2 3 とは近接して配置されることが好ましく、特に好ましくは 1 個の集積回路で構成される。さらに両者は同一駆動能力を有する回路であることが好ましい。

20

【 0 0 1 9 】

ここで信号出力基板 2 0 においては、駆動信号生成部 2 1 からだけでなく、駆動信号が伝送される第 1 の信号伝送線部 2 4 から E M I ノイズが放射される可能性がある。第 1 の信号伝送線部 2 4 からの E M I ノイズを低減するために第 1 の信号伝送線部 2 4 を短くしたり、直線的に配置したりすることは図示しない他の回路部品配置との関係から困難であることがある。しかし信号出力基板 2 0 では第 1 の信号伝送線部 2 4 と第 2 の信号伝送線部 2 5 とを平行に近接して配置することにより、近接配置領域 2 9 A ~ 2 9 C において第 1 の信号伝送線部 2 4 から放射される E M I ノイズを低減することができる。すなわち第 1 の信号伝送線部 2 4 と平行に近接配置された第 2 の信号伝送線部 2 5 が第 1 の信号伝送線部 2 4 が発生する電磁波とは逆位相の電磁波を発生するため、互いに打ち消しあうためである。

30

【 0 0 2 0 】

以上の説明のように、本実施の形態の信号出力基板 2 0 は E M I ノイズを低減した信号出力基板である。特に本実施の形態の信号出力基板 2 0 は電子内視鏡 3 0 構成要素の中で特にシールドが容易ではないコネクタ 3 1 内部に配設される場合に、その効果が顕著である。

40

【 0 0 2 1 】

なお、図 3 A に示すように、第 1 の信号伝送線部 2 4 と第 2 の信号伝送線部 2 5 とを平行に近接して配置する場合に、信号出力基板 2 0 A 1 の同一の平面上の導体層に第 1 の信号伝送線部 2 4 と第 2 の信号伝送線部 2 5 とが配置されていてもよいし、図 3 B に示すように多層配線板である信号出力基板 2 0 A 2 の異なる平面上の導体層に第 1 の信号伝送線部 2 4 と第 2 の信号伝送線部 2 5 とが、立体的に配置されていてもよい。多層配線板の上下の導体層に第 1 の信号伝送線部 2 4 と第 2 の信号伝送線部 2 5 とを立体的に配置することにより、図 2 (A) の構造よりも第 1 の信号伝送線部 2 4 と第 2 の信号伝送線部 2 5 とを近接して配置することが容易であるため、より確実に E M I ノイズを低減することがで

50

きる。

【 0 0 2 2 】

さらに信号出力基板 2 0 は等価負荷部 2 7 を有する。等価負荷部 2 7 は信号出力基板 2 0 の必須の構成要素ではないが、等価負荷部 2 7 を有する信号出力基板 2 0 では第 1 の信号伝送線部 2 4 と第 2 の信号伝送線部 2 5 とが同じ強さの電磁波を発生する。すなわち駆動信号の電流値と反転信号の電流値とが等しくなるために、駆動信号に起因する電磁波を反転信号に起因する電磁波により確実に打ち消すことができる。

【 0 0 2 3 】

なお駆動信号の周波数帯域を広げるために LC 共振特性等を利用したピーキング回路を配設する場合には駆動信号生成部 2 1 と反転信号生成部 2 3 との間に配設しておくことが好ましい。

10

【 0 0 2 4 】

ここで図 4 A に示すように、公知の電子内視鏡ではケーブル 3 6 として外周部が接地電位のシールド部材で覆われたシールドケーブルを用いていたが、ケーブル 3 6 は操作部 3 3 内においては特に注意を払って配設されることはなかった。このためケーブル 3 6 からはシールド部材ではシールドされなかった電磁波 W が四方に放射されていた。

【 0 0 2 5 】

これに対して図 1 および図 4 B に示すように内視鏡システム 1 の電子内視鏡 3 0 は操作部 3 3 の金属部材 3 3 A が接地部 3 3 B により接地電位となっており、ケーブル 3 6 が固定治具 3 3 C により金属部材 3 3 A に近接して配置されている。もちろん固定治具 3 3 C は複数個であってもよい。このため、図 4 (B) に示すように電子内視鏡 3 0 ではケーブル 3 6 が放射する電磁波 W の多くが金属部材 3 3 A に吸収されるため、より E M I ノイズのレベルとばらつきを低減することができる。

20

【 0 0 2 6 】

また、信号出力基板 2 0 に配設されている等価負荷部 2 7 および接地部 2 8 を、操作部 3 3 に配設してもよい。すなわち、第 1 の信号伝送線部 2 4 と第 2 の信号伝送線部 2 5 とを操作部 3 3 まで延設し、操作部 3 3 から C C D 3 5 までは 1 本のケーブルにより駆動信号を伝送してもよい。この場合には、ユニバーサルコード 3 2 内に第 1 の信号伝送線部 2 4 と第 2 の信号伝送線部 2 5 とを配設するためにユニバーサルコード 3 2 が太くなるが、ユニバーサルコード 3 2 は挿入部 3 4 に比べると細径化の要求は少ないため大きな問題とはならない。前記構成の電子内視鏡は、挿入部 3 4 の細径化を確保しながら、ユニバーサルコード 3 2 から駆動信号に起因して放射される E M I ノイズを低減することができる。

30

【 0 0 2 7 】

< 第 2 の実施の形態 >

次に、図 5 を用いて、本発明の第 2 の実施の形態の信号出力基板 2 0 A を具備する電子内視鏡 3 0 A について説明する。なお本実施の形態の電子内視鏡 3 0 A は、第 1 の実施の形態の内視鏡電子内視鏡 3 0 と類似しているため同じ機能の構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

図 5 に示すように、内視鏡システム 1 A の電子内視鏡 3 0 A は、操作部 3 3 に信号出力基板 2 0 A を有している。すなわち C L K 信号線と同期信号線とを操作部 3 3 まで延設している。

40

【 0 0 2 8 】

なお、図 5 においてはコネクタ 3 1 A に配設されているアンプ 3 8 または A D 変換部 3 9 の少なくともいずれかを操作部 3 3 に配設してもよい。

【 0 0 2 9 】

本実施の形態の信号出力基板 2 0 A は第 1 の実施の形態の信号出力基板 2 0 と同様の構成を有するため、第 1 の実施の形態の信号出力基板 2 0 と同様の効果を有する。すなわち、E M I ノイズを低減した信号出力基板である。さらに、信号出力基板 2 0 A は操作部 3 3 に配設されるため、ユニバーサルコード 3 2 から駆動信号に起因して放射される E M I ノイズを低減することができる。

50

【 0 0 3 0 】

< 第 3 の実施の形態 >

次に、図 6 から図 8 を用いて、本発明の第 3 の実施の形態の信号出力基板 2 0 B を具備する電子内視鏡 3 0 B について説明する。なお本実施の形態の電子内視鏡 3 0 B は、第 1 の実施の形態の電子内視鏡 3 0 と類似しているため同じ機能の構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

図 6 に示すように、内視鏡システム 1 B の電子内視鏡 3 0 B は 2 個の C C D 3 5 A、3 5 B を有し、信号出力基板 2 0 B がコネクタ 3 1 B の内部に駆動信号を出力する他の信号出力基板 2 0 C と共に配設されている。言い換えれば電子内視鏡 3 0 B は、駆動信号を出力する 2 個の信号出力基板 2 0 B、2 0 C を有し、伝送線 3 6 A、3 6 B を介して C C D 3 5 A、3 5 B に駆動信号を伝送している。

10

【 0 0 3 1 】

信号出力基板 2 0 B、2 0 C は、それぞれが第 1 の実施の形態の信号出力基板 2 0 と同様の構成要素を有するため、信号出力基板 2 0 と同様に E M I ノイズを低減することができる。

【 0 0 3 2 】

さらに信号出力基板 2 0 C は信号出力基板 2 0 B が出力する前記駆動信号とは位相が反転した駆動信号を出力することが好ましい。コネクタ 3 1 B だけではなくケーブル 3 6 から発生する E M I ノイズも低減することができるためである。

【 0 0 3 3 】

なお、C C D 3 5 A、3 5 B のそれぞれが駆動信号と反転信号とを必要とする場合には、互いに駆動信号と反転信号とを共用することもできる。

20

【 0 0 3 4 】

さらに、図 6 に示すように電子内視鏡 3 0 B では組み立て性を改善するために操作部 3 3 において駆動信号および映像信号をフレキシブル配線板 (F P C : フレキシブル・プリント・サーキット) 3 3 D を用いて伝送している。そして、図 7 に示すように、F P C 3 3 D において駆動信号の伝送線 3 6 A、3 6 B と映像信号の伝送線 3 7 A、3 7 B とが接地電位の導体層 3 3 B 1 により分離されている。このため、映像信号の伝送線 3 7 A、3 7 B に、駆動信号の伝送線 3 6 A、3 6 B からのクロストークによる悪影響がない。

【 0 0 3 5 】

なお、図 8 に示す F P C 3 3 E のように伝送線 3 7 A、3 7 B、3 6 A、3 6 B を接地電位の導体 3 3 B 3 により覆うことにより、F P C 3 3 E からの E M I ノイズの放射を低減することができる。

30

【 0 0 3 6 】

上記説明では、本発明を電子機器として C C D を有する電子内視鏡システムの駆動信号出力基板を例に説明したが、E M I ノイズが問題となる高周波信号、特に矩形波の高周波信号を生成する信号出力基板であれば本発明の効果を奏することができる。例えば、電子機器として電気メスまたはマニピュレータを駆動する駆動信号を生成する信号出力基板にも用いることができる。

【 0 0 3 7 】

また、複数の異なる駆動信号を生成する信号出力基板においては、全ての駆動信号生成部に対応した反転信号生成部を配設してもよいし、特にノイズ除去が必要な駆動信号生成部のみに対応した反転信号生成部を配設してもよい。

40

【 0 0 3 8 】

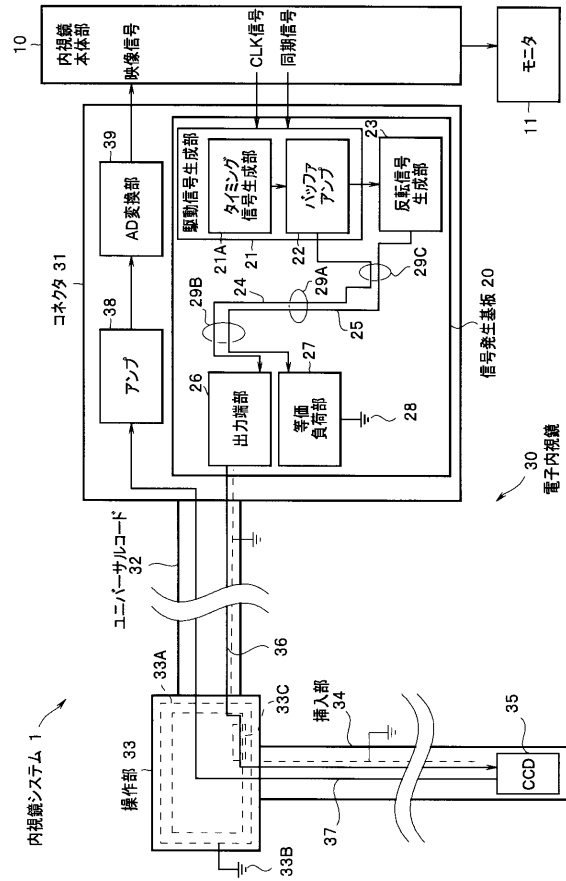
本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等ができる。

【 0 0 3 9 】

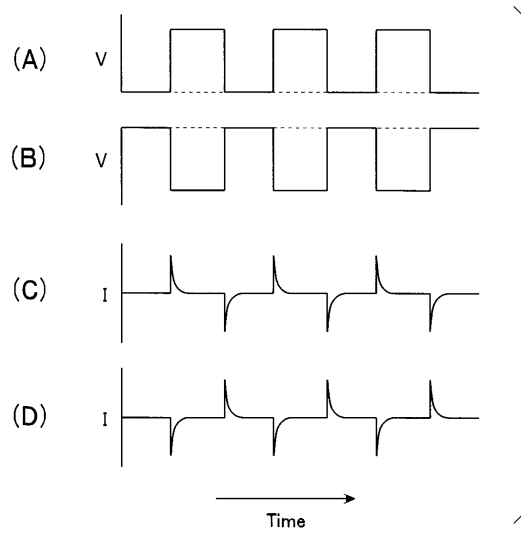
本出願は、2 0 0 9 年 7 月 6 日に日本国に出願された特願 2 0 0 9 - 1 6 0 0 2 0 号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

50

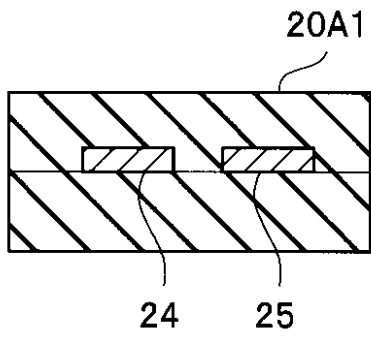
【図1】



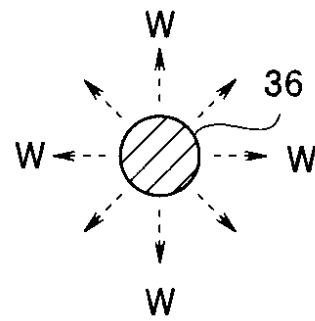
【図2】



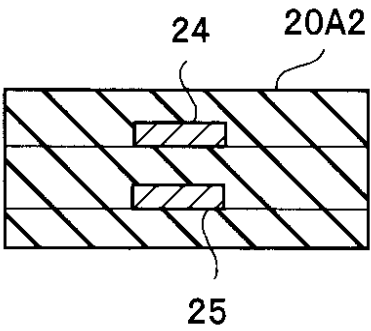
【図3A】



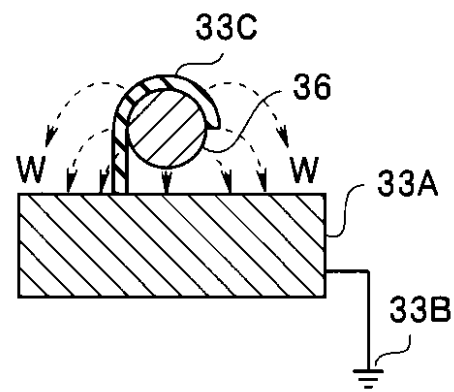
【図4A】



【図3B】



【図4B】



フロントページの続き

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開平08-297250(JP,A)
特開2005-110740(JP,A)
特開2006-094955(JP,A)
特開2003-190086(JP,A)
特開2006-288759(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
A61B 8/00 - 8/15
H04N 5/225

专利名称(译)	信号输出板和内窥镜		
公开(公告)号	JP4732550B2	公开(公告)日	2011-07-27
申请号	JP2010544916	申请日	2010-07-02
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	田中靖洋 大河文行 橋本秀範		
发明人	田中 靖洋 大河 文行 橋本 秀範		
IPC分类号	A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/045 A61B1/00006 A61B1/00114 A61B1/05 H04N5/372 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.370		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	门田弘		
优先权	2009160020 2009-07-06 JP		
其他公开文献	JPWO2011004771A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

产生CCD 35的驱动信号的驱动信号产生单元21，反转来自驱动信号产生单元21的驱动信号的相位并产生反转信号的反转信号产生单元23，以及来自驱动信号产生单元21的驱动信号来自第一信号传输线部分24的第二信号传输线，用于传输来自反相信号发生部分23的反相信号，反相信号发生部分23至少部分地与第一信号传输线部分24并联设置信号输出基板20包括传输线部分25和输出端部分26，用于将由第一信号传输线部分24传输的驱动信号输出到外部。

【 図 3 B 】

