

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/004771

発行日 平成24年12月20日 (2012.12.20)

(43) 国際公開日 平成23年1月13日 (2011.1.13)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 372	2H040
G02B 23/24 (2006.01)	G02B 23/24 B	4C061
H04N 5/225 (2006.01)	G02B 23/24 A	4C161
H04N 5/357 (2011.01)	H04N 5/225 C	5C024
	H04N 5/335 570	5C122

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

出願番号 特願2010-544916 (P2010-544916)
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2010/061336
 (22) 国際出願日 平成22年7月2日 (2010.7.2)
 (11) 特許番号 特許第4732550号 (P4732550)
 (45) 特許公報発行日 平成23年7月27日 (2011.7.27)
 (31) 優先権主張番号 特願2009-160020 (P2009-160020)
 (32) 優先日 平成21年7月6日 (2009.7.6)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

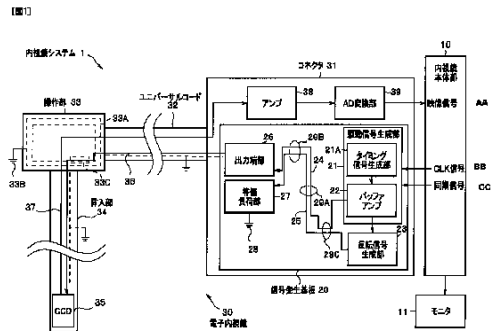
(71) 出願人 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 田中 靖洋
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 大河 文行
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 橋本 秀範
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 CA04 DA17 DA21 GA02

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) 【要約】

CCD35の駆動信号を生成する駆動信号生成部21と、駆動信号生成部21からの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部23と、駆動信号生成部21からの駆動信号を伝送する第1の信号伝送線部24と、少なくとも一部が第1の信号伝送線部24と平行に近接して配置された反転信号生成部23からの反転信号を伝送する第2の信号伝送線部25と、第1の信号伝送線部24が伝送する駆動信号を外部に出力する出力端部26と、を具備する信号出力基板20。



- 1 ENDOSCOPE SYSTEM
- 22 BUFFER AMPLIFIER
- 23 INVERSION SIGNAL GENERATING SECTION
- 24 SIGNAL GENERATING SUBSTRATE
- 25 ELECTRONIC ENDOSCOPE
- 10 ENDOSCOPE MAIN BODY SECTION
- AA IMAGE SIGNAL
- BB CLK SIGNAL
- CC SYNCHRONIZATION SIGNAL
- 11 MONITOR
- 27 EQUIVALENT LOAD SECTION
- 21 DRIVE SIGNAL GENERATING SECTION
- 21A TIMING SIGNAL GENERATING SECTION

【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、
を具備することを特徴とする信号出力基板。

10

【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する等価負荷部を、前記第 2 の信号伝送線部の端部に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。

20

【請求項 5】

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 6】

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 7】

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。

30

【請求項 8】

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 7 に記載の信号出力基板。

【請求項 9】

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 10】

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 7 に記載の信号出力基板。

40

【請求項 11】

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 10 に記載の信号出力基板。

【請求項 12】

前記第 2 の信号伝送線部の端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 13】

50

請求項 1 から請求項 6 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。

【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。

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接続するケーブルからの EMI 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気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 EMI ノイズは抑制できるが、信号出力基板から発生する EMI ノイズに対しては考慮されていなかった。

【0004】

本発明は上記課題に鑑みなされたもので、EMI 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】

【0005】

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、を具備する。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【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。

10

20

30

40

50

【図４Ａ】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４Ｂ】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ＦＰＣ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ＦＰＣ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】

【０００７】

< 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２０を具備する電子内視鏡３０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１０と、内視鏡本体部１０と着脱自在に接続される電子機器であるＣＣＤ３５を有する電子内視鏡３０とを具備する。内視鏡本体部１０は電子内視鏡３０からの映像信号を処理する図示しないＣＣＵ（不図示）を有し、接続されたモニタ１１に内視鏡画像を表示する。

【０００８】

電子内視鏡３０は、被検体の内部に挿入される細長い挿入部３４と、挿入部３４の基端部側と接続した操作部３３と、操作部３３と接続したユニバーサルコード３２と、ユニバーサルコード３２を内視鏡本体部１０と着脱するためのコネクタ３１とを有する。挿入部３４は先端部に固体撮像素子であるＣＣＤ３５を有する。操作部３３は使用者が電子内視鏡３０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３３Ａを有する。

【０００９】

そして図１に示すようにコネクタ３１には、ＣＣＤ３５を駆動する駆動信号を出力する信号出力基板２０と、ＣＣＤ３５からのアナログ映像信号を増幅するアンプ３８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１０のＣＣＵ（不図示）に出力するＡＤ変換部３９とを有する。なおアンプ３８またはＡＤ変換部３９の少なくともいずれかが、信号出力基板２０に配置されていてもよい

信号出力基板２０は、駆動信号生成部２１と、反転信号生成部２３と、第１の信号伝送線部２４と、第２の信号伝送線部２５と、出力端部２６と、等価負荷部２７と、接地部２８と、を具備する。

【００１０】

駆動信号生成部２１はタイミング信号生成部２１Ａと、バッファアンプ２２とを有する。タイミング信号生成部２１ＡはＦＰＧＡにより構成することができる。タイミング信号生成部２１Ａは内視鏡本体部１０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２２は、ＣＣＤ３５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ＣＣＤ３５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２２は不要である。反転信号生成部２３は駆動信号生成部２１からの駆動信号の位相を反転し反転信号を生成する。

【００１１】

駆動信号生成部２１は駆動信号生成手段であり、タイミング信号生成部２１Ａはタイミング信号生成手段であり、反転信号生成部２３は反転信号生成部２３手段であり、バッファアンプ２２は信号増幅手段である。

【００１２】

10

20

30

40

50

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。

【0013】

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。

10

【0014】

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。

20

【0015】

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)）との関係を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。

20

【0016】

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 EMI 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 EMI ノイズを低減することができる。

30

【0017】

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（EMI 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。

【0018】

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。

40

【0019】

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 EMI 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 EMI 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

50

あることがある。しかし信号出力基板 20 では第 1 の信号伝送線部 24 と第 2 の信号伝送線部 25 とを平行に近接して配置することにより、近接配置領域 29A ~ 29C において第 1 の信号伝送線部 24 から放射される EMI 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 24 と平行に近接配置された第 2 の信号伝送線部 25 が第 1 の信号伝送線部 24 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。

【0020】

以上の説明のように、本実施の形態の信号出力基板 20 は EMI 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 20 は電子内視鏡 30 構成要素の中で特にシールドが容易ではないコネクタ 31 内部に配設される場合に、その効果が顕著である。

10

【0021】

なお、図 3A に示すように、第 1 の信号伝送線部 24 と第 2 の信号伝送線部 25 とを平行に近接して配置する場合に、信号出力基板 20 A1 の同一の平面上の導体層に第 1 の信号伝送線部 24 と第 2 の信号伝送線部 25 とが配置されていてもよいし、図 3B に示すように多層配線板である信号出力基板 20 A2 の異なる平面上の導体層に第 1 の信号伝送線部 24 と第 2 の信号伝送線部 25 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 24 と第 2 の信号伝送線部 25 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 24 と第 2 の信号伝送線部 25 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 EMI ノイズを低減することができる。

20

【0022】

さらに信号出力基板 20 は等価負荷部 27 を有する。等価負荷部 27 は信号出力基板 20 の必須の構成要素ではないが、等価負荷部 27 を有する信号出力基板 20 では第 1 の信号伝送線部 24 と第 2 の信号伝送線部 25 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。

【0023】

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 21 と反転信号生成部 23 との間に配設しておくことが好ましい。

30

【0024】

ここで図 4A に示すように、公知の電子内視鏡ではケーブル 36 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 36 は操作部 33 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 36 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。

【0025】

これに対して図 1 に示すように内視鏡システム 1 の電子内視鏡 30 は操作部 33 の金属部材 33A が接地部 33B により接地電位となっており、ケーブル 36 が固定治具 33C により金属部材 33A に近接して配置されている。もちろん固定治具 33C は複数個であってもよい。このため、図 4B に示すように電子内視鏡 30 ではケーブル 36 が放射する電磁波 W の多くが金属部材 33A に吸収されるため、より EMI ノイズのレベルとばらつきを低減することができる。

40

【0026】

また、信号出力基板 20 に配設されている等価負荷部 27 および接地部 28 を、操作部 33 に配設してもよい。すなわち、第 1 の信号伝送線部 24 と第 2 の信号伝送線部 25 とを操作部 33 まで延設し、操作部 33 から CCD 35 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 32 内に第 1 の信号伝送線部 24 と第 2 の信号伝送線部 25 とを配設するためにユニバーサルコード 32 が太くなるが、ユニバーサルコード 32 は挿入部 34 に比べると細径化の要求は少ないため大きな問題と

50

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。

【 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。

【 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。

【 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。

【 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。

【 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 】

10

20

30

40

50

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。

【 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。

【 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。

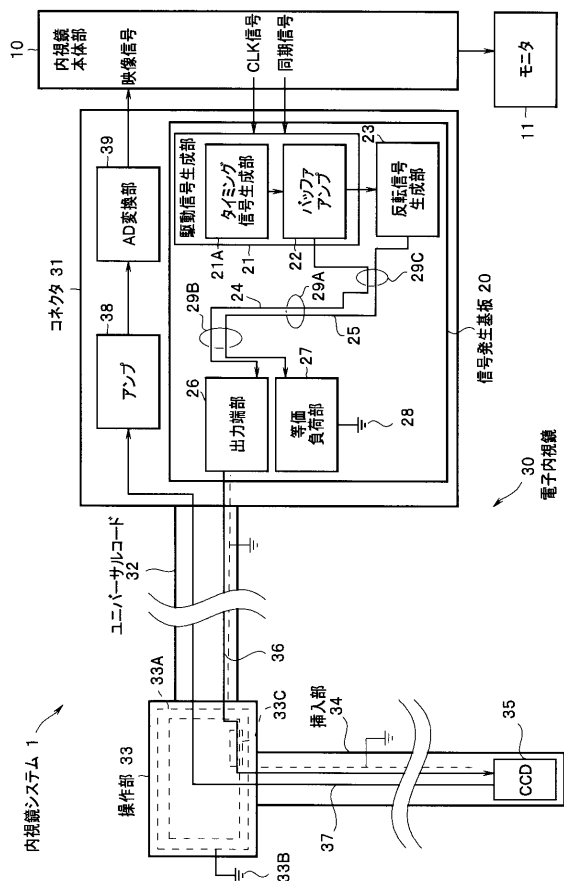
【 0 0 3 9 】

本出願は、2009年7月6日に日本国に出願された特願2009-160020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。

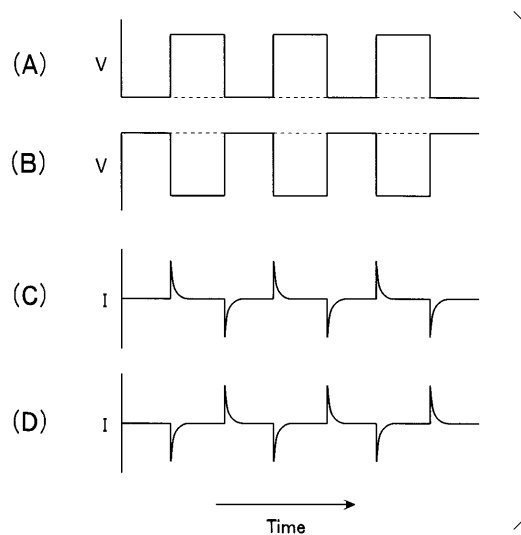
10

20

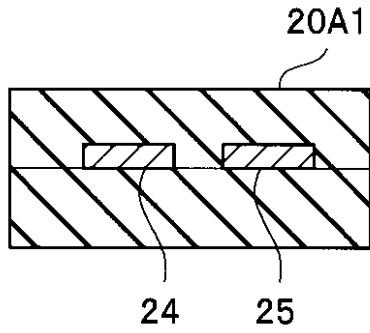
【 図 1 】



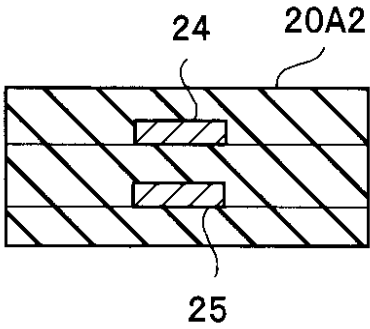
【 図 2 】



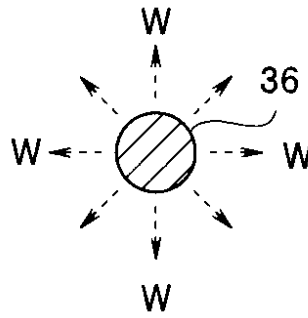
【図3A】



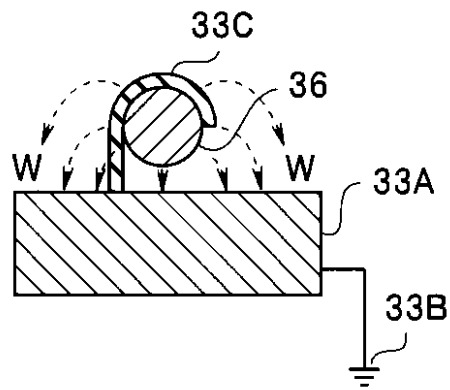
【図3B】



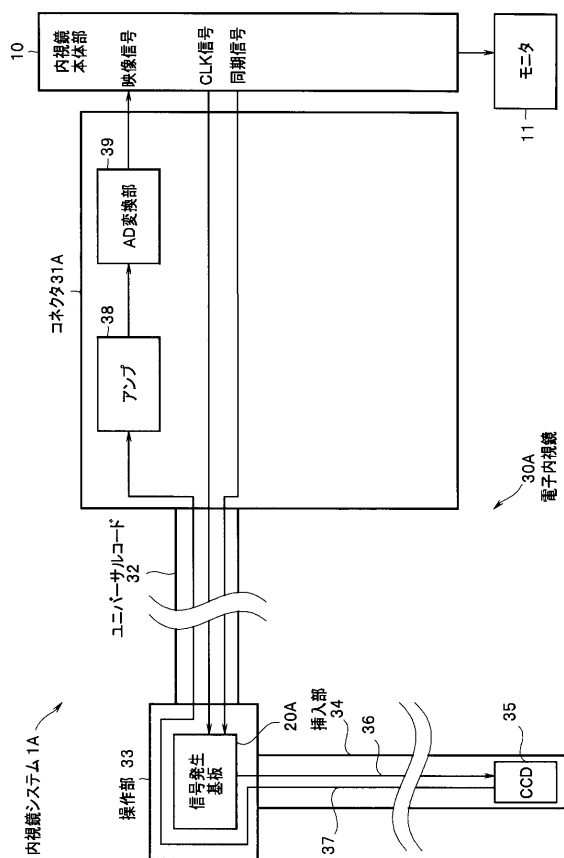
【図4A】



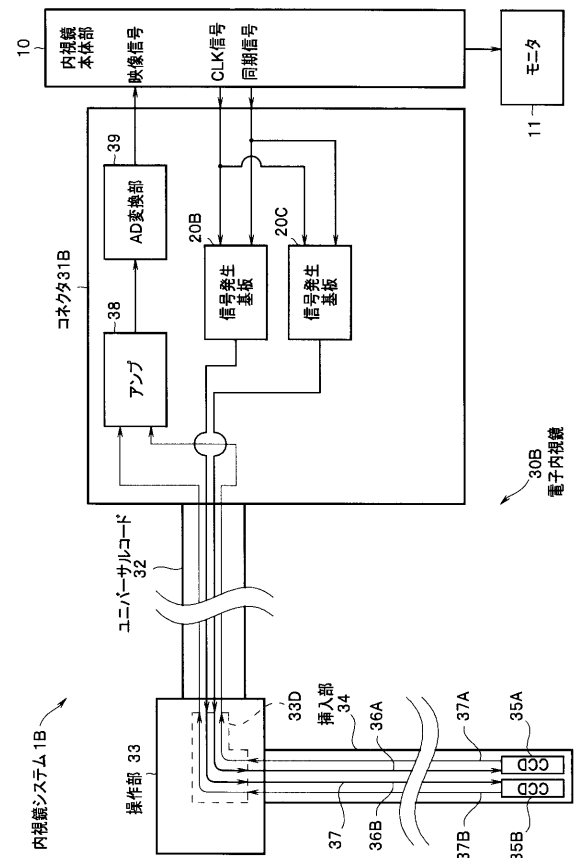
【図4B】



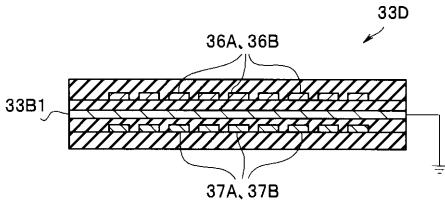
【図5】



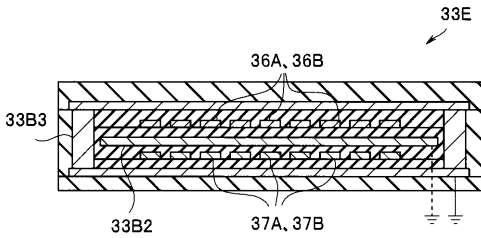
【図6】



【図 7】



【図 8】



【手続補正書】

【提出日】平成22年11月10日(2010.11.10)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0005】

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。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【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。

【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。

【手続補正書】

【提出日】平成23年3月7日(2011.3.7)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】 0 0 1 1

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 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。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 2 5

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 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。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/061336

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/04(2006.01)i, A61B18/12(2006.01)i, H04N5/225(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/04, A61B18/12, H04N5/225		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2010 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2010 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2010		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2005-110740 A (Kabushiki Kaisha Media Technology), 28 April 2005 (28.04.2005), paragraphs [0024] to [0049]; all drawings (Family: none)	1-3, 5-11, 13 4, 12
Y A	JP 2006-94955 A (Olympus Corp.), 13 April 2006 (13.04.2006), paragraphs [0058] to [0059]; fig. 15 to 16 (Family: none)	1-3, 5, 11, 13 4, 12
Y	JP 2003-190086 A (Pentax Corp.), 08 July 2003 (08.07.2003), paragraph [0003] (Family: none)	7, 8, 10, 11
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 16 July, 2010 (16.07.10)		Date of mailing of the international search report 03 August, 2010 (03.08.10)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/061336

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 8-297250 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 12 November 1996 (12.11.1996), paragraphs [0024] to [0029]; fig. 5 & US 5810714 A & EP 739602 A1 & DE 69524205 D & DE 69524205 T & AT 209464 T	8
Y	JP 2006-288759 A (Olympus Medical Systems Corp.), 26 October 2006 (26.10.2006), abstract & US 2008/0064928 A1 & EP 1834575 A1 & WO 2006/073186 A1	10,11

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/061336									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B18/12(2006.01)i, H04N5/225(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04, A61B18/12, H04N5/225											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2010年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2010年	日本国実用新案登録公報	1996-2010年	日本国登録実用新案公報	1994-2010年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2010年										
日本国実用新案登録公報	1996-2010年										
日本国登録実用新案公報	1994-2010年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
Y A	JP 2005-110740 A (株式会社メディア・テクノロジー) 2005.04.28, 【0024】 - 【0049】, 全図 (ファミリーなし)	1-3, 5-11, 13 4, 12									
Y A	JP 2006-94955 A (オリンパス株式会社) 2006.04.13, 【0058】 - 【0059】, 図 15-16 (ファミリーなし)	1-3, 5, 11, 13 4, 12									
Y	JP 2003-190086 A (ペンタックス株式会社) 2003.07.08, 【0003】 (ファミリーなし)	7, 8, 10, 11									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 16.07.2010		国際調査報告の発送日 03.08.2010									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 門田 宏	2Q 9224								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 0 / 0 6 1 3 3 6
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 8-297250 A (オリンパス光学工業株式会社) 1996. 11. 12, 【0024】 - 【0029】 , 図 5 & US 5810714 A & EP 739602 A1 & DE 69524205 D & DE 69524205 T & AT 209464 T	8
Y	JP 2006-288759 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006. 10. 26, 【要約】 & US 2008/0064928 A1 & EP 1834575 A1 & WO 2006/073186 A1	10, 11

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

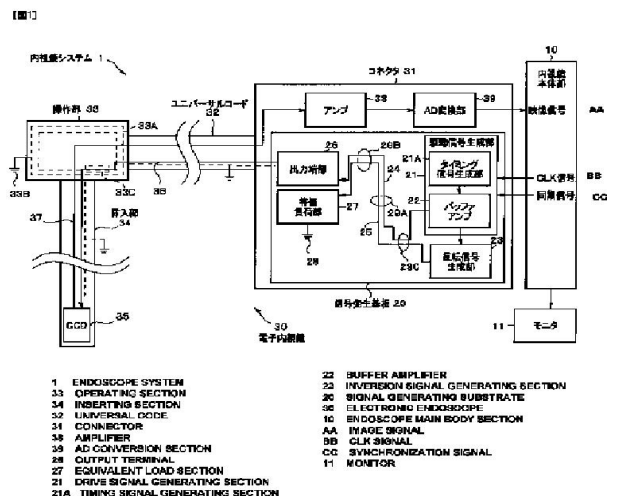
Fターム(参考) 4C061 CC06 DD03 JJ15 LL02 NN01 NN03 SS01 SS03 UU03
4C161 CC06 DD03 JJ15 LL02 NN01 NN03 SS01 SS03 UU03
5C024 CX03 CY16 HX02 HX29
5C122 DA26 EA22

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	信号输出板和内窥镜		
公开(公告)号	JPWO2011004771A1	公开(公告)日	2012-12-20
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		
[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 G02B23/24 H04N5/225 H04N5/357		
CPC分类号	A61B1/045 A61B1/00006 A61B1/00114 A61B1/05 H04N5/372 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B G02B23/24.A H04N5/225.C H04N5/335.570		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/DA17 2H040/DA21 2H040/GA02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/JJ15 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/SS01 4C061/SS03 4C061/UU03 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/JJ15 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/SS01 4C161/SS03 4C161/UU03 5C024/CX03 5C024/CY16 5C024/HX02 5C024/HX29 5C122/DA26 5C122/EA22		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2009160020 2009-07-06 JP		
其他公开文献	JP4732550B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

信号输出板20包括：驱动信号生成部21，其被配置为生成用于CCD 35的驱动信号；以及反相信号生成部23，其通过使来自驱动信号生成部21的驱动信号的相位反转来生成反相信号。第一信号传输线部分24被配置为传输来自驱动信号生成部分21的驱动信号；第二信号传输线部分25被配置为传输来自反相信号生成部分23的反相信号，第二信号传输线部分的至少一部分被布置成与第一信号传输线部分24平行并且邻近于第一信号传输线部分24。输出端部26被配置为将由第一信号传输线部24传输的驱动信号输出到外部。



- 1 ENDOSCOPE SYSTEM
- 33 OPERATING SECTION
- 34 INSERTING SECTION
- 35 UNIVERSAL CODE
- 31 CONNECTOR
- 24 AMPLIFIER
- 25 AD CONVERSION SECTION
- 26 OUTPUT TERMINAL
- 27 EQUIVALENT LOAD SECTION
- 21 DRIVE SIGNAL GENERATING SECTION
- 21A TIMING SIGNAL GENERATING SECTION
- 22 BUFFER AMPLIFIER
- 23 INVERTING SIGNAL GENERATING SECTION
- 20 SIGNAL GENERATING SUBSTRATE
- 36 ELECTRONIC ENDOSCOPE
- 10 ENDOSCOPE MAIN BODY SECTION
- AA BRIDE SIGNAL
- BB CLK SIGNAL
- CC SYNCHRONIZATION SIGNAL
- 11 MONITOR