

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5038059号
(P5038059)

(45) 発行日 平成24年10月3日 (2012. 10. 3)

(24) 登録日 平成24年7月13日 (2012. 7. 13)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 6 2 J

G 0 2 B 23/26 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

G 0 2 B 23/26 D

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2007-211489 (P2007-211489)
(22) 出願日 平成19年8月14日 (2007. 8. 14)
(65) 公開番号 特開2009-45113 (P2009-45113A)
(43) 公開日 平成21年3月5日 (2009. 3. 5)
審査請求日 平成22年6月3日 (2010. 6. 3)

(73) 特許権者 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43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 石原 英明
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

審査官 門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡及び内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

細長の挿入部の基端側から入力され、固体撮像素子を駆動する複数の駆動信号における水平転送信号を生成するための1つの基準信号と、垂直転送信号若しくは垂直同期信号に相当する1つの同期信号とを前記挿入部の基端側から先端部側に至る信号伝送路中を、前記基準信号によるノイズ放射を抑圧して信号伝送を行う信号伝送手段と、

前記先端部付近に配置され、前記基準信号及び同期信号から前記挿入部の先端部付近に設けられた固体撮像素子を駆動する複数の駆動信号を生成する駆動信号生成手段と、

を具備し、

前記信号伝送手段は、前記基準信号と、前記同期信号を重畳した重畳信号とを伝送する基準・重畳信号伝送手段であることを特徴とする電子内視鏡。

【請求項 2】

前記信号伝送手段は、同軸ケーブルを用いて信号伝送を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。

【請求項 3】

前記信号伝送手段は、前記同軸ケーブルの外側に設けられたシールド手段を有することを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

前記信号伝送手段は、少なくとも前記基準信号における高調波成分を低減するローパスフィルタ手段を有することを特徴とする請求項 1 - 3 のいずれか一項に記載の電子内視鏡

10

20

。

【請求項 5】

さらに少なくとも前記挿入部は、シールド機能を備えたスコープ外装金属部材で形成されることを特徴とする請求項 1 - 4 のいずれか一項に記載の電子内視鏡。

【請求項 6】

さらに前記先端部には、前記固体撮像素子の出力信号に対して相関二重サンプリング処理を行い、前記固体撮像素子により光電変換された信号成分を抽出して出力する相関二重サンプリング回路を有することを特徴とする請求項 1 - 5 のいずれか一項に記載の電子内視鏡。

【請求項 7】

細長の挿入部の基端側から入力され、固体撮像素子を駆動する複数の駆動信号における水平転送信号を生成するための 1 つの基準信号と、垂直転送信号若しくは垂直同期信号に相当する 1 つの同期信号とを前記挿入部の基端側から先端部側に至る信号伝送路中を、前記基準信号によるノイズ放射を抑圧して信号伝送を行う信号伝送手段、及び

前記先端部付近に配置され、前記基準信号及び同期信号から前記挿入部の先端部付近に設けられた固体撮像素子を駆動する複数の駆動信号を生成する駆動信号生成手段、

を具備し、

前記信号伝送手段は、前記基準信号と、前記同期信号を重畳した重畳信号とを伝送する基準・重畳信号伝送手段であることを特徴とする電子内視鏡と、

前記電子内視鏡が接続され、前記固体撮像素子から出力される出力信号に対して映像信号を生成する信号処理手段を備えた信号処理装置と、

を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内等を内視鏡検査する電子内視鏡及び内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、挿入部の先端部に固体撮像素子を設けた電子内視鏡は、医療用分野及び工業用分野において広く用いられるようになってきている。

電子内視鏡の場合には、固体撮像素子としての電荷結合素子（CCDと略記）等を駆動するために、細長の挿入部内に駆動信号を伝送するケーブルが必要になる。そして、このケーブルは、駆動信号がケーブルの外部に放射するノイズ発生源となる。

このため、電子内視鏡から不要なノイズの放射を低減するため、CCD近傍に波形整形回路及びドライバを配置し、信号処理を行う信号処理装置としてのビデオプロセッサから電子内視鏡の先端部のCCDに印加される駆動信号を正弦波で伝送する従来技術がある。この従来技術によれば、駆動信号の高調波によるノイズの放射を低減することが可能になる。

【0003】

この他に、例えば特開 2005 - 110740 号公報には、水平転送用の駆動信号を差動信号で伝送することにより、ノイズの放射を低減している。

また通常の CCD を用いた場合には、画素数が少なく、これに必要な駆動信号の基本周波数は 10 から 20 MHz であったため、この周波数帯域は、ノイズの放射を規制するノイズ規制規格における規格帯域の外になる。

【特許文献 1】特開 2005 - 110740 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

これに対して最近では高画素化のために使用される CCD の画素数が増大し、これに伴って駆動信号の基本周波数も 30 から 50 MHz と高速化（高域化）してきている。

10

20

30

40

50

この基本周波数の帯域は、ノイズ規制規格の帯域内に入ってしまうため、上述したノイズを低減する対策ではその規格を満たすことが困難になる。

また、挿入部の細径化を実現するためには、駆動信号を伝送するケーブルの本数を削減できることが望まれる。

【 0 0 0 5 】

(発明の目的)

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、駆動信号の高速化にも対応でき、ノイズ放射の低減を可能とする電子内視鏡及び内視鏡装置を提供することを目的とする。

さらに、ケーブル本数の削減もできる電子内視鏡及び内視鏡装置を提供することも目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 6 】

本発明に係る電子内視鏡は、細長の挿入部の基端側から入力され、固体撮像素子を駆動する複数の駆動信号における水平転送信号を生成するための1つの基準信号と、垂直転送信号若しくは垂直同期信号に相当する1つの同期信号とを前記挿入部の基端側から先端部側に至る信号伝送路中を、前記基準信号によるノイズ放射を抑圧して信号伝送を行う信号伝送手段と、前記先端部付近に配置され、前記基準信号及び同期信号から前記挿入部の先端部付近に設けられた固体撮像素子を駆動する複数の駆動信号を生成する駆動信号生成手段と、を具備し、前記信号伝送手段は、前記基準信号と、前記同期信号を重畳した重畳信号とを伝送する基準・重畳信号伝送手段であることを特徴とする。

【 0 0 0 7 】

本発明に係る内視鏡装置は、細長の挿入部の基端側から入力され、固体撮像素子を駆動する複数の駆動信号における水平転送信号を生成するための1つの基準信号と、垂直転送信号若しくは垂直同期信号に相当する1つの同期信号とを前記挿入部の基端側から先端部側に至る信号伝送路中を、前記基準信号によるノイズ放射を抑圧して信号伝送を行う信号伝送手段、及び前記先端部付近に配置され、前記基準信号及び同期信号から前記挿入部の先端部付近に設けられた固体撮像素子を駆動する複数の駆動信号を生成する駆動信号生成手段、を具備し、前記信号伝送手段は、前記基準信号と、前記同期信号を重畳した重畳信号とを伝送する基準・重畳信号伝送手段であることを特徴とする電子内視鏡と、

前記電子内視鏡が接続され、前記固体撮像素子から出力される出力信号に対して映像信号を生成する信号処理手段を備えた信号処理装置と、

を具備することを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 8 】

本発明によれば、ノイズ放射を低減することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 0 9 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【 実施例 1 】

【 0 0 1 0 】

図1及び図2は本発明の実施例1に係り、図1は本発明の実施例1の内視鏡装置の全体構成を示し、図2は電子内視鏡における駆動信号系及びCCD出力信号系をその伝送系部分と共に示す。

図1に示すように本発明の実施例1の内視鏡装置1は、細長の挿入部を備えた電子内視鏡2と、この電子内視鏡2に内蔵された固体撮像素子に対する信号処理を行う信号処理装置としてのビデオプロセッサ3と、内視鏡画像を表示する観察モニタ4とを有する。

電子内視鏡2は、体腔内等に挿入される細長の挿入部6と、この挿入部6の後端(基端)に連設された操作部7と、この操作部7から延出されたユニバーサルケーブル部8とを有する。ユニバーサルケーブル部8の端部に設けられたコネクタ9は、ビデオプロセッサ3に着脱自在に接続される。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 1 】

挿入部 6 は、その先端に硬質の先端部 1 1 が設けられ、この先端部 1 1 には照明窓と観察窓とが隣接して設けてある。照明窓には、例えば白色光を発生する L E D 1 2 が取り付けられてあり、この L E D 1 2 の白色光が照明レンズを介して照明窓の前方に出射され、照明窓の前方側の体腔内の被写体を照明する。

なお、この L E D 1 2 は、L E D 駆動線を介してビデオプロセッサ 3 内に設けられた L E D 電源回路 1 3 と接続され、L E D 1 2 は L E D 電源の供給により発光する。

照明された被写体は、観察窓に取り付けられた対物レンズ 1 4 により、その結像位置に光学像を結ぶ。この結像位置には、固体撮像素子として例えば電荷結合素子（C C D と略記）1 5 の撮像面が配置されている。

10

【 0 0 1 2 】

また、この先端部 1 1 内には、この C C D 1 5 を駆動するための駆動用信号を生成するタイミングジェネレータ（図面中では T G と略記）1 6 と、この駆動用信号を電圧変換して C C D 1 5 に C C D 駆動信号として印加するドライバ（図中では D R V と略記）1 7 とが設けてある。つまり、本実施例においては、C C D 1 5 が配置される先端部 1 1 内に C C D 駆動信号生成回路 1 8 が配置してある。

また、本実施例においては、挿入部 6 の少なくとも基端側、具体的にはコネクタ 9 内に差動ドライバ 1 9 が設けてある。

この差動ドライバ 1 9 には、ビデオプロセッサ 3 内に設けた基準信号発生回路 2 0 から出力される（後述する複数の C C D 駆動信号における水平転送信号を生成する際の基準信号としての）基準クロック C L K が入力される。なお、図 2 は、図 1 における電子内視鏡 2 内の駆動信号系と C C D 出力信号系部分をより詳細に示している。

20

【 0 0 1 3 】

上記差動ドライバ 1 9 の出力端には、例えば 2 本をツイストペア（撚り線）にしたツイストペアケーブル 2 1 の一端が接続されている。このツイストペアケーブル 2 1 は、電子内視鏡 2 の信号伝送路 2 2（図 2 参照）の一端となるコネクタ 9 から、その他端となる先端部 1 1 に至るまでユニバーサルケーブル部 8、操作部 7、挿入部 6 内に挿通されている。

そして、このツイストペアケーブル 2 1 により基準クロック C L K を差動信号で、つまり差動の基準クロックとして、その基端から他端となる先端部 1 1 まで伝送する。

30

伝送された差動の基準クロックは、先端部 1 1 内に設けた差動レシーバ 2 3 に入力される。そして、この差動レシーバ 2 3 の出力端から出力される基準クロック C L K は、タイミングジェネレータ 1 6 に入力される。

【 0 0 1 4 】

また、コネクタ 9 から先端部 1 1 に至る電子内視鏡 2 の信号伝送路 2 2 内には、垂直同期信号 V D を伝送する同軸ケーブル 2 4 が挿通されている。なお、ここでは垂直同期信号 V D としているが、C C D 駆動信号における垂直転送信号を生成するための第 2 の基準信号を伝送するようにしても良い。

そして、この同軸ケーブル 2 4 により伝送された垂直同期信号 V D もタイミングジェネレータ 1 6 に入力される。

40

タイミングジェネレータ 1 6 は、入力される基準クロック C L K と垂直同期信号 V D とから、C C D 1 5 を駆動するための複数の C C D 駆動用信号を発生し、ドライバ 1 7 を経て複数の C C D 駆動信号として C C D 1 5 に印加する。

具体的には、タイミングジェネレータ 1 6 は、基準クロック C L K と垂直同期信号 V D とから（例えば一定電圧の） ϕR 、 $\phi H 1$ 、 $\phi H 2$ 、 $\phi V 1 \sim \phi V 4$ を生成し、ドライバ 1 7 による C C D 1 5 を駆動する所定の電圧への変換と低インピーダンスへの変換を行うバッファ機能により、リセットパルス ϕR 、水平転送パルス $\phi H 1$ 、 $\phi H 2$ 、垂直転送パルス $\phi V 1 \sim \phi V 4$ からなる C C D 駆動信号として C C D 1 5 に印加する。

【 0 0 1 5 】

この場合、タイミングジェネレータ 1 6 は、基準クロック C L K からこの基準クロック

50

C L Kと同位相の水平転送パルス $\phi H 1$ を生成すると共に、反転回路を通して水平転送パルス $\phi H 2$ を生成する。また、タイミングジェネレータ16は、基準クロックC L Kのデューティを下げてリセットパルス ϕR を生成する。

また、タイミングジェネレータ16は、垂直同期信号V Dに例えば同期した垂直転送パルス $\phi V 1$ を生成し、その位相をシフトして他の垂直転送パルス $\phi V 2 \sim \phi V 4$ を生成する。

なお、図2ではこれら複数のC C D駆動信号を代表して1つの水平転送パルス ϕH 、1つの垂直転送パルス ϕV で簡略的に示している。

【0016】

C C D 15は、ドライバ17から出力される複数のC C D駆動信号の印加により、光電変換した撮像信号(C C D出力信号)を出力する。このC C D出力信号は、先端部11内に設けられたバッファ25により低インピーダンスに変換された後、信号伝送路22内に挿通された同軸ケーブル26により伝送される。

このC C D出力信号は、図1に示すようにコネクタ9からビデオプロセッサ3内のプリアンプ27により増幅された後、映像信号処理回路28に入力される。

なお、ビデオプロセッサ3内には、患者回路29と二次回路30間を絶縁して信号伝送を行うアイソレーション手段として例えばフォトカブラ(図面中ではP Cと略記)31~33が設けてある。

【0017】

具体的には、フォトカブラ31、32は、二次回路30側に設けられた基準信号発生回路20の基準クロックC L K、垂直同期信号V Dを患者回路29側に伝送する。また、フォトカブラ33は、患者回路29側に設けられたプリアンプ27の出力信号を二次回路30側に設けた映像信号処理回路28に絶縁して伝送する。

また、基準信号発生回路20は、相関二重サンプリング(C D Sと略記)処理に用いるサンプリングパルス等の基準となる信号を映像信号処理回路28に出力する。そして、映像信号処理回路28は、内部の図示しないC D S回路によるC D S処理して、C C D出力信号から信号成分を抽出する。C D S回路の出力信号は、映像信号処理回路28内の色分離回路等によりR G B信号等のカラー映像信号を生成する映像信号処理が行われる。

そして、映像信号処理回路28から出力されるカラーの映像信号は、観察モニタ4に入力され、このカラーの映像信号に対応する内視鏡画像が観察モニタ4の表示面に表示される。

【0018】

このような構成の本実施例においては、C C D 15が配置される先端部11に、C C D駆動信号生成回路18を設け、このC C D駆動信号生成回路18を設けない場合と比較してC C D 15を駆動する駆動信号用ケーブルの信号線本数を削減している。

具体的には、グラウンド線を除くと、基準クロックC L Kを伝送するツイストペアケーブル21の2本と、垂直同期信号V Dを伝送する1本の同軸ケーブルとにより駆動信号用信号の伝送を実現している。

この場合、複数のC C D駆動信号におけるノイズを放射し易い信号となる水平転送パルス $\phi H 1$ 、 $\phi H 2$ 、リセットパルス ϕR の各信号をそれぞれ信号伝送することなく、それらの内の1つに対応する基準クロックC L Kのみの信号伝送を行うようにしている。

【0019】

従って、このようにノイズを放射し易い複数の信号(具体的には $\phi H 1$ 、 $\phi H 2$ 、 ϕR)を伝送する従来例に比べて、挿入部6内等の長い信号伝送路22におけるノイズの放射源をまず、低減できる。

例えばC C D 15として高画素のC C Dを採用した場合、その高画素に対応して水平転送パルス $\phi H 1$ 等の周波数を30 M H z以上(例えば40 M H z)に設定する必要がある。

この場合、従来例のように水平転送パルス $\phi H 1$ 、 $\phi H 2$ 、リセットパルス ϕR をそれぞれ伝送するのに比較して、それらを生成するのに必要となる1つの基準クロックC L K

10

20

30

40

50

のみを伝送する構成にしているのので、従来例の場合よりもノイズの放射源を大幅に（例えば数分の１程度に）低減できる。

従って、この場合の周波数がノイズ放射の規制規格の周波数帯域に入る場合にも、従来例に比較してその規制規格を満たす状態への設定が容易となる。

【００２０】

また、本実施例においては、基準クロックＣＬＫを互いに逆の位相関係の差動信号にして、この差動信号をツイストペアケーブル２１により信号伝送する。

この信号伝送の際、ツイストペアケーブル２１により、（流れる信号電流を互いに逆位相にして）基準クロックＣＬＫがノイズとして放射されるのを互いに打ち消し合うようにする。

10

このようにして不要なノイズの放射を抑圧ないしは低減して信号伝送することを可能にしている。また、差動信号で伝送することにより、同相ノイズを低減する。

従って、本実施例によれば、高画素化に対応して駆動信号を高速化（ないしは駆動信号の周波数の高域化）した場合にもノイズ放射の規制規格を満たすようにし易くなる。

【００２１】

次に図３を参照して実施例１の第１変形例を説明する。図３は実施例１の第１変形例における電子内視鏡２内の駆動信号系とＣＣＤ出力信号系部分を示す。

本変形例は、図１の内視鏡装置１における電子内視鏡２において、差動ドライバ１９及び差動レシーバ２３を用いる代わりに、基準クロックＣＬＫと、この基準クロックＣＬＫを反転回路で反転した反転基準クロック $\overline{\text{CLK}}$ とを伝送する構成にしている。

20

なお、明細書中においては、基準クロックＣＬＫを反転した反転基準クロック $\overline{\text{CLK}}$ を“ $\overline{\text{CLK}}$ ”を用いて示す。

また、以下においては、基準クロックＣＬＫと反転基準クロック $\overline{\text{CLK}}$ とを用いる場合では、基準クロックＣＬＫを正転クロックＣＬＫ、反転基準クロック $\overline{\text{CLK}}$ を反転クロック $\overline{\text{CLK}}$ と略記する。

【００２２】

本変形例におけるビデオプロセッサは、図１に示すビデオプロセッサ３において、さらに反転クロック $\overline{\text{CLK}}$ を生成する反転回路が設けてある。

そして、ビデオプロセッサから出力される正転クロックＣＬＫと反転クロック $\overline{\text{CLK}}$ とはコネクタ９に設けられた図３に示すバッファ４１及び４２に入力される。バッファ４１及び４２の出力端には、ツイストペアケーブル２１の一端がそれぞれ接続されており、互いに逆位相の正転クロックＣＬＫと反転クロック $\overline{\text{CLK}}$ とがツイストペアケーブル２１により信号伝送される。

30

ツイストペアケーブル２１の他端は、先端部１１内に配置されたタイミングジェネレータ１６に入力される。その他の構成は、図１或いは図２に示した実施例１と同様の構成である。

【００２３】

本変形例においては、互いに逆位相の正転クロックＣＬＫと反転クロック $\overline{\text{CLK}}$ を近接するツイストペアケーブル２１により伝送することでお互いで発生するノイズを打ち消し合うようにできる。従って、ノイズの放射を低減（抑圧）できる。

40

つまり、本変形例も実施例１と同様にノイズの発生源の数を低減できると共に、低減された発生源によるノイズの放射を例えばツイストペアにより低減できる。

なお、本変形例は、差動ドライバ１９、差動レシーバ２３が不要となり、特に実施例１の場合よりも先端部１１の電気系を小型化し易くなる。

つまり、差動レシーバ２３をタイミングジェネレータ１６と共に、共通の半導体プロセスで製造することは困難であるが、変形例の構成の場合にはタイミングジェネレータ１６、ドライバ１７等と共通の半導体プロセスで製造することが容易となる。

【００２４】

従って、先端部１１に組み込む電気系、特にＩＣを小型化でき、これにより先端部１１も小型化できる。また、低コスト化も実現し易くなる。

50

なお、図 3 のように正転クロック C L K と反転クロック $\bar{C} L K$ を入力信号とする 2 つのバッファ 4 1、4 2 を用いる代わりに、図 4 に示す第 2 変形例のように 1 つの基準クロック C L K を入力信号として、バッファ 4 1 及び反転バッファ 4 3 とを用いて、正転クロック C L K と反転クロック $\bar{C} L K$ を生成する構成にしても良い。

【 0 0 2 5 】

なお、図 4 ではコネクタ 9 周辺部のみを示している。この構成の場合には、ビデオプロセッサ 3 側は、正転クロック C L K と反転クロック $\bar{C} L K$ とを生成することを必要としないで、1 つの正転クロック C L K (基準クロック C L K) のみを生成すれば良い。

【 実施例 2 】

【 0 0 2 6 】

10

次に図 5 及び図 6 を参照して本発明の実施例 2 を説明する。図 5 は実施例 2 における電子内視鏡 2 内の駆動信号系と C C D 出力信号系部分を示す。本実施例は、例えば実施例 1 の第 1 或いは第 2 変形例において、正転クロック C L K と反転クロック $\bar{C} L K$ との一方に、垂直同期信号 V D を重畳する構成にして、駆動信号を伝送するケーブル本数を削減する。

図 5 に示す具体例においては、入力される基準クロック C L K に対してバッファ 4 1 及び反転バッファ 4 3 とを用いて、正転クロック C L K と反転クロック $\bar{C} L K$ を生成する。反転クロック $\bar{C} L K$ と垂直同期信号 D V とは O R 回路 5 1 を通して反転クロック $\bar{C} L K$ と垂直同期信号 D V とが重畳された重畳信号 (重畳クロック) を生成する。

正転クロック C L K と重畳信号は、ツイストペアケーブル 2 1 により先端部 1 1 側に伝送される。

20

【 0 0 2 7 】

また、正転クロック C L K を伝送するツイストペアケーブル 2 1 の他端はタイミングジェネレータ 1 6 に入力され、重畳信号を伝送するツイストペアケーブル 2 1 の他端は、先端部 1 1 内に設けた垂直同期信号分離回路 (図面中では D V 分離と略記) 5 2 に入力される。

この垂直同期信号分離回路 5 2 により分離された垂直同期信号 D V は、タイミングジェネレータ 1 6 に入力される。

図 6 は本実施例における各部の信号波形を示す。図 6 に示すように (バッファ 4 1 及び反転バッファ 4 3 から) 正転クロック C L K と反転クロック $\bar{C} L K$ が生成される。また、垂直同期信号 D V は反転クロック $\bar{C} L K$ と共に O R 回路 5 1 に入力され、図 6 に示すように O R 回路出力信号、つまり重畳信号が生成される。

30

【 0 0 2 8 】

上記正転クロック C L K と重畳信号とは、ツイストペアケーブル 2 1 により先端部 1 1 側に伝送される。

この場合、垂直同期信号期間を除けば、正転クロック C L K と重畳信号とは逆の位相関係となり、正転クロック C L K と反転クロック $\bar{C} L K$ をツイストペアケーブル 2 1 により伝送する場合と殆ど同様の作用効果を有する。

本実施例によれば、実施例 1 における第 2 変形例とほぼ同様の効果を有すると共に、さらにケーブル本数を削減できる効果を有する。

40

図 7 は本実施例における変形例における電子内視鏡内の駆動信号系と C C D 出力信号系部分を示す。

【 0 0 2 9 】

この変形例は、例えば図 6 に示す実施例 2 におけるツイストペアケーブル 2 1 の代わりに 2 本の同軸ケーブル 5 3、5 4 を採用した構成にしている。

その他は、実施例 2 と同様の構成である。

本変形例によれば、ツイストペアケーブル 2 1 を用いた場合に比較して、屈曲による耐性を向上できる。その他は、実施例 2 と同様の効果を有する。

なお、本変形例として、実施例 2 に適用した場合で説明したが、実施例 1 及びその変形例に適用することもできる。その場合にも、上記のようにツイストペアケーブル 2 1 を用

50

いた場合に比較して、屈曲による耐性を向上できる効果がある。

【実施例 3】

【0030】

次に図 8 及び図 9 を参照して本発明の実施例 3 を説明する。図 8 は実施例 3 の内視鏡装置 1 C を示す。

この内視鏡装置 1 C は実施例 3 に係る電子内視鏡 2 C と、ビデオプロセッサ 3 と、観察モニタ 4 とを備えている。

この電子内視鏡 2 C は、実施例 2 の第 2 変形例を備えた電子内視鏡において、さらに 2 本の同軸ケーブル 5 3 , 5 4 を覆う総合シールド 6 1 を備えた構成である。

図 9 は、図 8 の電子内視鏡 2 C 内の駆動信号系と CCD 出力信号系部分を示す。2 本の同軸ケーブル 5 3 , 5 4 を覆う総合シールド 6 1 は、例えば金属メッシュや金属箔等で形成され、グラウンドに接続される。

【0031】

本実施例は、実施例 2 の第 2 変形例の作用効果を有すると共に、さらに 2 本の同軸ケーブル 5 3 , 5 4 を覆う総合シールド 6 1 を備えることにより、不要なノイズの放射をより有効に低減できる。

なお、上記総合シールド 6 1 を先端部 1 1 を構成する金属ブロックに導通させるようにしても良い。このようにすると、ノイズ放射をより有効に低減できる。

なお、本実施例は、実施例 2 の第 2 変形例に対して総合シールド 6 1 を設けた構成で説明したが、他の実施例及びその変形例などに対しても適用できる。そして、その適用により、上記のようにノイズの放射をより有効に低減できる効果を有することになる。

図 10 は実施例 3 の第 1 変形例における駆動信号系と CCD 出力信号系部分を示す。本変形例は、例えば実施例 3 の構成において、バッファ 4 1 と OR 回路 5 1 の出力信号に対して正転クロック CLK、反転クロック $\overline{\text{CLK}}$ の基本波を通し、その高調波を阻止するローパスフィルタ (LPF と略記) 6 3 , 6 4 を設けている。

【0032】

そして、両 LPF 6 3 , 6 4 を通した信号を同軸ケーブル 5 3 , 5 4 の一端に入力して、正転クロック CLK、重畳信号をそれぞれ他端側に伝送する構成にしている。

本変形例は、信号伝送路 2 2 により信号伝送を行う駆動信号として、ノイズとして放出され易い正転クロック CLK 及び反転クロック $\overline{\text{CLK}}$ の高調波を殆ど伝送しないようにする。

これにより、本変形例は、実施例 3 の場合よりも輻射ノイズをより低減できる。なお、この第 1 変形例の変形例として例えばビデオプロセッサ 3 側から電子内視鏡 2 C のコネクタ 9 に基準クロック CLK を出力する際に LPF 6 3 を通して、その高調波の出力を阻止する構成にしても良い。

また、垂直同期信号 VD を出力する際にも LPF 6 4 を通して出力する構成にしても良い。この場合にもほぼ同様の作用効果を有することになる。

【0033】

なお、上記第 1 変形例は、実施例 3 に対して適用した場合で説明したが、実施例 1 及びその変形例や、実施例 2 及びその変形例に適用することもできる。その場合においても、上記のようにさらにノイズの放射を低減できる効果を有する。

図 11 は実施例 3 の第 2 変形例の内視鏡装置 1 D を示す。この内視鏡装置 1 D は、第 2 変形例に係る電子内視鏡 2 D とビデオプロセッサ 3 及び観察モニタ 4 を備える。

第 2 変形例に係る電子内視鏡 2 D は、例えば第 1 変形例において、さらに電子内視鏡外装部材を金属部材を用いることにより、シールド機能をより向上する。

図 11 に示す例では、先端部 1 1 は、略円柱形状で導電性を持つ金属ブロック 7 1 により構成され、その内部に CCD 1 5 , ドライバ 1 7 , タイミングジェネレータ 1 6 、垂直同期信号分離回路 5 2 、バッファ 2 5 , LED 1 2 等が配置されている。

【0034】

この金属ブロック 7 1 は、挿入部外装部材として、例えば薄いベルト状の金属部材を螺

10

20

30

40

50

旋状に巻回して形成された可撓性を有するフレックス管 7 2 の先端が、（例えば樹脂部材からなる）最外装部材の内側に配置された状態で接続固定されている。

このフレックス管 7 2 の後端は、操作部 7 の外装部材 7 3 の前端的開口部分で接続固定されている。

この外装部材 7 3 も、金属部材で形成されている。また、この外装部材 7 3 は、例えばユニバーサルケーブル部 8 の外装部材を形成する例えばフレックス管 7 4 の一端がその開口部において接続固定され、このフレックス管 7 4 の他端は、コネクタ 9 の外装部材となる金属製のコネクタ外装部材 7 5 に接続固定されている。

このようにして、本変形例に係る電子内視鏡 2 D は、少なくとも C C D 1 5 の駆動信号系全体を覆い、ノイズの放射を低減するシールド用外装部 7 6 を備えている。

10

【 0 0 3 5 】

図 1 2 は、図 1 1 の電子内視鏡 2 D における駆動信号系と C C D 出力信号系部分を示す。本変形例は、上記のように電子内視鏡 2 D における駆動信号系全体を金属部材を用いたシールド用外装部 7 6 で覆うことにより、第 1 変形例よりもノイズの放射を低減することができる。

なお、本変形例は、第 1 変形例に対してシールド用外装部 7 6 を形成した例として説明したが、実施例 1 及びその変形例、実施例 2 及びその変形例、実施例 3 にも適用することができる。そして、その適用により、さらにノイズの放射を低減する効果を有する。

図 1 3 は、第 3 変形例における駆動信号系と C C D 出力信号系部分を示す。本変形例は、例えば実施例 3 の第 1 変形例の電子内視鏡において、先端部 1 1 に C D S 回路 8 1 等を設けた構成にしている。

20

【 0 0 3 6 】

図 1 3 に示すように先端部 1 1 内には C D S 回路 8 1 が設けてあり、C C D 1 5 の出力信号は、この C D S 回路 8 1 に入力される。

また、この C D S 回路 8 1 には、タイミングジェネレータ 1 6 から C D S 処理するためのサンプリングパルス S H P / S H D が印加される。

そして、C C D 出力信号は、例えばサンプリングパルス S H P により、その信号波形におけるフィードスルー部が、サンプリングパルス S H D により信号部がそれぞれサンプリングされ、さらにこれらサンプリングされた両信号の差信号の抽出によりベースバンドの C D S 信号が生成される。

30

この C D S 信号は、先端部 1 1 内に設けた例えば差動ドライバ 8 2 を経て低インピーダスの差動信号に変換される。この差動信号は、2 本の同軸ケーブル 8 3 , 8 4 により挿入部の基端側、具体的にはコネクタ 9 に伝送される。なお、同軸ケーブル 8 3 , 8 4 の代わりにツイストペアケーブルを採用しても良い。

【 0 0 3 7 】

そして伝送された差動信号は、コネクタ 9 内に設けた差動レシーバ 8 5 に入力され、この差動レシーバ 8 5 からベースバンドの C D S 信号が出力される。

本変形例においては、例えば基準クロック C L K の周波数が 4 0 M H z であると、C D S 回路 8 1 により C D S 処理されたベースバンドの C D S 信号の周波数は 4 0 M H z / 2 となる。そして、この周波数の C D S 信号が差動信号として伝送される。

40

このため、信号伝送路 2 2 中におけるこの C D S 信号がノイズとなって放射される周波数帯を（C D S 処理を行わない場合よりも）半減して、ノイズ放射の規制規格を満たし易くできる。

また、本変形例においては、差動信号の信号形態で伝送することにより、ノイズの放射を低減できる。また、信号伝送の際に、コモンモードの外乱ノイズが混入することを有効に低減できる。

【 0 0 3 8 】

また、本変形例は、C C D 1 5 を駆動する駆動手段と共に、その出力信号に対して C D S 処理するサンプリングパルス S H P / S H D の発生手段も、この C C D 1 5 の近傍に設けているので、駆動信号のケーブルによる遅延や C C D 出力信号のケーブルによる遅延と

50

によるＣＤＳ処理のタイミング調整を解消できる。

このため、本変形例は、挿入部６の挿入長やユニバーサルケーブル部８のケーブル長等に殆ど依存しないで、ＣＣＤ１５を駆動できると共に、その出力信号から本来の信号成分を忠実に抽出し易くできる。

なお、ここでは、差動信号の信号形態として信号伝送を行う例で示しているが、差動信号にすることなく１本の同軸ケーブルにて信号伝送を行うようにしても良い。

また、本変形例は、例えば実施例３の第１変形例に適用した場合で説明したが、他の実施例、変形例に適用することもできる。

【００３９】

図１４は、実施例３の第４変形例の内視鏡装置１Ｅを示す。本変形例は、第３変形例を第２変形例に適用した場合に対応する。この内視鏡装置１Ｅは、電子内視鏡２Ｅと、ビデオプロセッサ３Ｅと観察モニタ４とを備える。

電子内視鏡２Ｅの先端部１１には、図１３にて説明したようにＣＣＤ１５、ドライバ１７、タイミングジェネレータ１６、ＣＤＳ回路８１、差動ドライバ８２等が設けてある。また、コネクタ９には、図８で示す構成の他にＬＰＦ６３、６４、差動レシーバ８５が設けてある。

また、ビデオプロセッサ３Ｅは、図８のビデオプロセッサ３において、映像信号処理回路２８からＣＤＳ回路を除いた映像信号処理回路２８'が採用されている。

【００４０】

本変形例によれば、第２変形例の場合よりもノイズ放射を低減できる。

なお前述したように、信号伝送される基準信号及び同期信号として、リセット信号を含む水平転送信号用の基準信号と垂直転送信号用の基準信号とを信号伝送するようにしても良い。

なお、上述した各実施例及びその変形例等を部分的に組み合わせる等して構成される実施例等も本発明に属する。

【産業上の利用可能性】

【００４１】

体腔内等に挿入され、内視鏡検査を行うための固体撮像素子の高画素化に対応してその駆動信号を高速化した場合にも、ノイズ放射の規制規格を満たし易くできる。

【図面の簡単な説明】

【００４２】

【図１】本発明の実施例１の内視鏡装置の全体構成図。

【図２】電子内視鏡内における駆動信号系及びＣＣＤ出力信号系の構成を示す図。

【図３】実施例１の第１変形例における駆動信号系及びＣＣＤ出力信号系の構成を示す図。

【図４】実施例１の第２変形例におけるコネクタ内の電気系の概略の構成を示す図。

【図５】本発明の実施例２における電子内視鏡内の駆動信号系及びＣＣＤ出力信号系の構成を示す図。

【図６】基準クロックなどの信号波形図。

【図７】実施例２の変形例における電子内視鏡内の駆動信号系及びＣＣＤ出力信号系の構成を示す図。

【図８】本発明の実施例３の内視鏡装置の全体構成図。

【図９】電子内視鏡内における駆動信号系及びＣＣＤ出力信号系の構成を示す図。

【図１０】実施例３の第１変形例における電子内視鏡内の駆動信号系及びＣＣＤ出力信号系の構成を示す図。

【図１１】実施例３の第２変形例の内視鏡装置の構成図。

【図１２】実施例３の第２変形例における電子内視鏡内の駆動信号系及びＣＣＤ出力信号系の構成を示す図。

【図１３】実施例３の第３変形例における電子内視鏡内の駆動信号系及びＣＣＤ出力信号系の構成を示す図。

10

20

30

40

50

【図 1 4】実施例 3 の第 4 変形例の内視鏡装置の全体構成図。

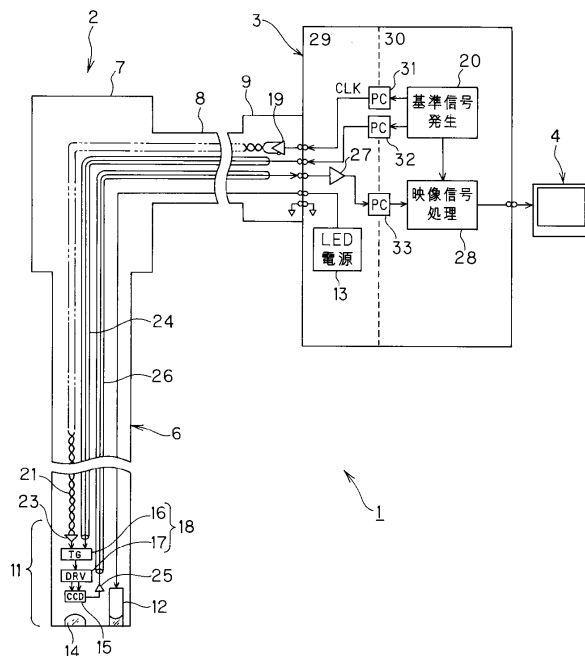
【符号の説明】

【 0 0 4 3 】

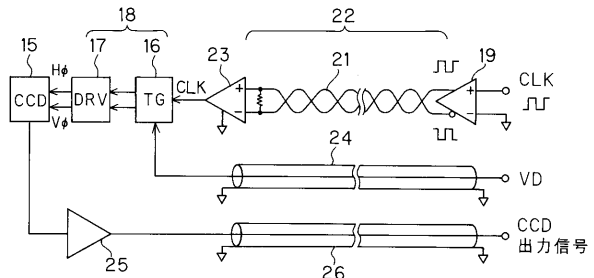
- 1 ... 内視鏡装置
- 2 ... 電子内視鏡
- 3 ... ビデオプロセッサ
- 4 ... 観察モニタ
- 6 ... 挿入部
- 15 ... C C D
- 16 ... タイミングジェネレータ
- 17 ... ドライバ
- 19 ... 差動ドライバ
- 20 ... 基準信号発生回路
- 21 ... ツイストペアケーブル
- 22 ... 信号伝送路
- 23 ... 差動レシーバ
- 24、26 ... 同軸ケーブル
- 28 ... 映像信号処理回路
- 41, 42 ... バッファ

10

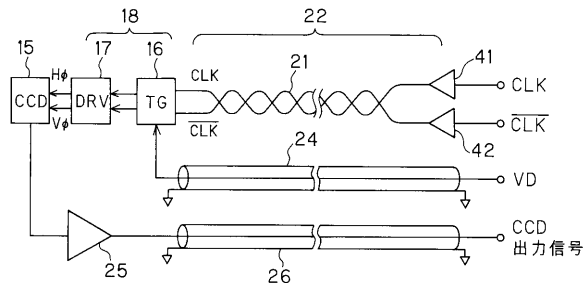
【図 1】



【図 2】

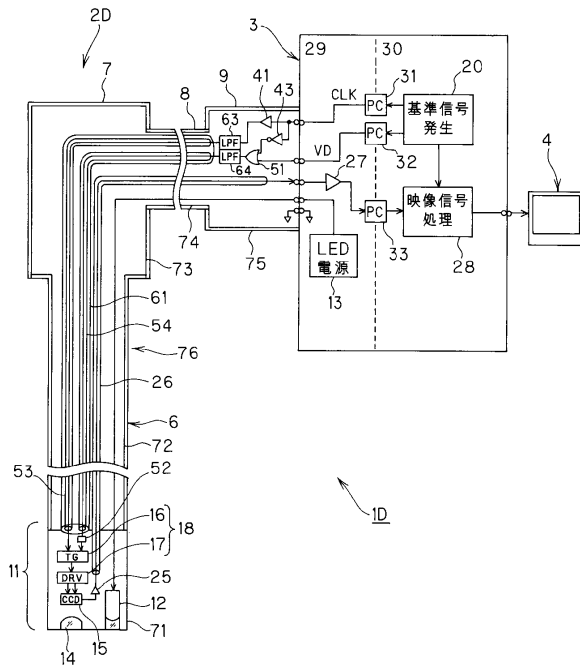


【図 3】

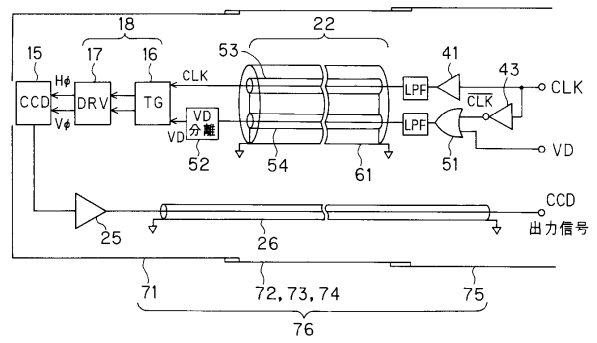


(注) 明細書中では
CLKを\CLKと表記

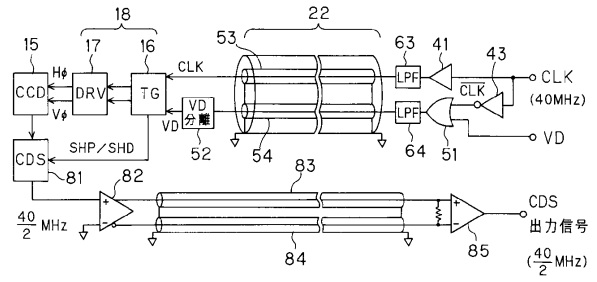
【 図 1 1 】



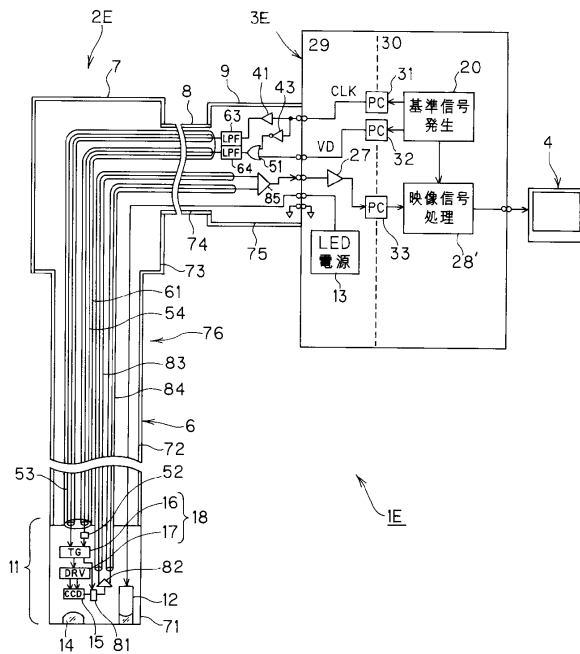
【圖 12】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 1 0 - 2 3 4 6 6 1 (J P , A)
特開昭 6 3 - 2 4 0 8 2 8 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 0 5 1 2 4 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 1 1 0 7 4 0 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 9 7 8 0 2 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 1 7 7 2 1 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

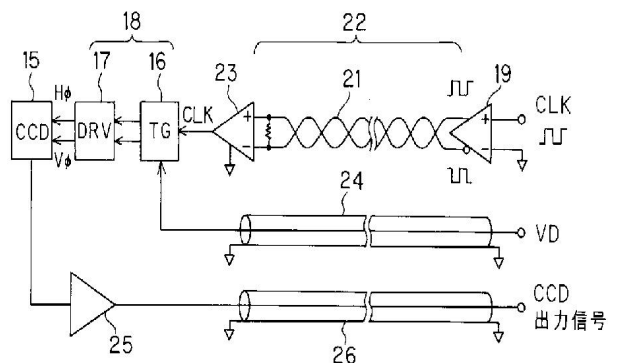
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	电子内窥镜和内窥镜设备		
公开(公告)号	JP5038059B2	公开(公告)日	2012-10-03
申请号	JP2007211489	申请日	2007-08-14
[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	石原英明		
发明人	石原 英明		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/04.362.J A61B1/04.372 G02B23/26.D A61B1/00.680 A61B1/045.611 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF41 4C061/JJ15 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/QQ02 4C061/QQ06 4C061/SS05 4C061/SS10 4C061/SS18 4C061/SS21 4C061/UU03 4C061/UU09 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF41 4C161/JJ15 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/QQ02 4C161/QQ06 4C161/SS05 4C161/SS10 4C161/SS18 4C161/SS21 4C161/UU03 4C161/UU09		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2009045113A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供适用于驱动信号加速的电子内窥镜和内窥镜设备，并且能够减少噪声辐射。解决方案：在视频处理器3中产生的用于产生水平传输脉冲等的参考时钟CLK和垂直同步信号VD被输出到电子内窥镜2的连接器9。参考时钟CLK通过差分驱动器变为差分信号如图19所示，信号通过双绞线电缆21传输到插入部分6的远端，同时抑制了噪声辐射。由定时发生器16和设置在远端11内部的驱动器17产生多个CCD驱动信号，以驱动CCD15。

【图2】



【图3】