

(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2005-110740**(P2005-110740A)**(43) 公開日 **平成17年4月28日(2005.4.28)**(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 1/04
H 0 4 N 5/225
H 0 4 N 5/232

F I

A 6 1 B 1/04 3 7 2
 H 0 4 N 5/225 C
 H 0 4 N 5/232 Z

テーマコード (参考)

4 C 0 6 1
 5 C 0 2 2

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2003-345239 (P2003-345239)
 (22) 出願日 平成15年10月3日 (2003. 10. 3)

(71) 出願人 597105153
 株式会社メディア・テクノロジー
 神奈川県横浜市港北区新横浜2-2-15
 (71) 出願人 502085628
 有限会社 アイシステムズ
 埼玉県さいたま市中央区上落合1-9-1
 -1904
 (71) 出願人 591168301
 有限会社新興光器製作所
 東京都文京区本郷2-12-2
 (74) 代理人 100083574
 弁理士 池内 義明
 (72) 発明者 林 友義
 東京都八王子市七国6-9-15

最終頁に続く

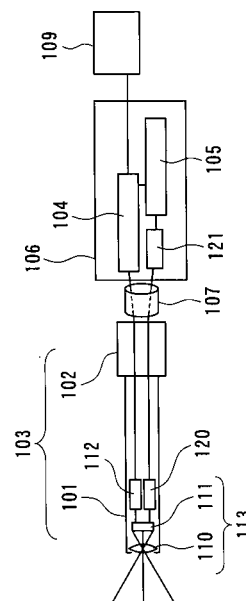
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 電子内視鏡装置の不要輻射を低減し、MRIなどの他の機器の近傍でも好適に使用可能とする。

【解決手段】 先端部に対物光学系110および固体撮像素子111を含む細長い管状の挿入部101と、挿入部101の外に設けられ少なくとも固体撮像素子111を駆動する固体撮像素子駆動回路105を含む信号処理部106を有する電子内視鏡装置において、固体撮像素子駆動回路105から固体撮像素子111に送られる駆動信号の内少なくとも水平レジスタ転送クロックを差動信号として伝送する。差動信号として伝送する駆動信号は差動信号ドライバによって差動信号に変換され、一対のツイストペアケーブルを介して固体撮像素子近傍の差動信号レシーバに伝送され、元の駆動信号に変換されて固体撮像素子111に供給される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端部に対物光学系および固体撮像素子を含む細長い管状の挿入部と、前記挿入部の外に設けられ少なくとも前記固体撮像素子を駆動する固体撮像素子駆動回路を含む信号処理部と、を有する電子内視鏡装置であって、

前記固体撮像素子駆動回路から前記固体撮像素子に送られる駆動信号のうち、少なくとも水平レジスタ転送クロックを差動信号として伝送することを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】

さらに、前記固体撮像素子に差動信号として送られる駆動信号を差動信号に変換する差動信号ドライバと、および前記固体撮像素子近傍に配置され前記差動信号を元の駆動信号に変換する差動信号レシーバとを備え、前記差動信号ドライバと前記差動信号レシーバとの間は 1 対のツイストペアケーブルによって接続されていることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

10

【請求項 3】

前記水平レジスタ転送クロックは 1 対の信号によって構成される 2 相駆動信号からなり、該 2 相駆動信号の一方を差動信号に変換して前記固体撮像素子側に伝送し、前記固体撮像素子側において前記差動信号を元の駆動信号に変換するとともに、該変換された元の駆動信号からインバータを介して前記 2 相駆動信号の他方の信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

20

【請求項 4】

前記水平レジスタ転送クロックは 1 対の信号によって構成される 2 相駆動信号からなり、該 2 相駆動信号を差動信号を構成する 1 対の信号として 1 対のツイストペアケーブルを用いて前記固体撮像素子に伝送す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 5】

さらに、前記固体撮像素子に送られるリセットゲートクロックをも差動信号として伝送することを特徴とする請求項 1 から 4 のうちのいずれか 1 項に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 6】

前記挿入部の後端近傍に前記挿入部より太い操作部を備え、該操作部に前記固体撮像素子駆動回路を配置し、前記固体撮像素子駆動回路から前記固体撮像素子に送られる駆動信号のうち少なくとも水平レジスタ転送クロックは前記挿入部内を差動信号として伝送されることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

30

【請求項 7】

前記挿入部の後端近傍に前記挿入部より太い操作部を備え、該操作部に差動ドライバを配置し、前記固体撮像素子駆動回路から前記固体撮像素子に送られる駆動信号のうち少なくとも水平レジスタ転送クロックは前記挿入部内を差動信号として伝送され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 8】

前記挿入部内の前記固体撮像素子近傍にバッファアンプを設け、かつ前記信号処理部に映像信号処理回路を設け、前記固体撮像素子から出力される映像信号を前記バッファアンプを介して前記映像信号処理回路に伝送することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡装置に関し、特に不要輻射を軽減してMRI（磁気共鳴画像）装置などのような微弱な電気信号を取り扱う他の機器の周辺でも該機器の動作に悪影響を与えることなく使用できるようにした電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

50

電子内視鏡装置は、細長い管状の挿入部を持ち、その先端部に対物光学系およびＣＣＤのような固体撮像素子を含んだ撮像手段を配置したものであり、近年医療分野などにおいて広く用いられてきている。電子内視鏡装置は、細長い管状の挿入部を体腔内に挿入して使用されることが多いので、挿入部はできるだけ細くすることが要求されている。そのため、挿入部の先端部は空間が著しく制限されており、前記対物光学系および固体撮像素子などを組み込んだ際に、前記固体撮像素子のための駆動回路や信号処理回路を先端部に組み込むことは困難になる。このため、通常、固体撮像素子の駆動回路や信号処理回路は細長い管状の挿入部の外に配置し、ケーブルを用いて固体撮像素子と駆動回路や信号処理回路とを連結するのが一般的である。

【０００３】

10

図５はこのような従来の電子内視鏡装置の概略の構成を示す。同図の電子内視鏡装置は、電子内視鏡本体部５０３、信号処理部５０６、および撮像画像を表示する画像表示部５０９を備えている。

【０００４】

電子内視鏡本体部５０３は、細長い管状の挿入部５０１と、該挿入部５０１の他端に設けられたより太い操作部５０２を備えている。挿入部５０１は体腔内に挿入されるため極力細く構成されることが望まれている。この挿入部５０１は電子内視鏡の種類に対応して柔軟に曲げることのできる軟性管で構成されることもあり、また曲げることのできない硬性管で構成されることもある。

【０００５】

20

また、挿入部５０１の先端部内には対物光学系５１０およびＣＣＤのような固体撮像素子５１１を含む撮像手段５１３が配置されている。また、固体撮像素子５１１の近傍には、該固体撮像素子５１１からの映像信号を受けて信号処理部５０６に伝送するためのバッファアンプ５１２が設けられている。なお、ここでは、図が煩雑になるのを避けるために、ライトガイドなどの被写体の照明を行なう要素は図示を省略している。

【０００６】

挿入部５０１の他端には電子内視鏡装置を保持しかつ操作するための操作部、または把持部、５０２が設けられている。操作部５０２は挿入部５０１よりも太い形状とされ、電子内視鏡装置の操作などが容易に行なわれるよう構成されている。

【０００７】

30

信号処理部５０６は、前記固体撮像素子を駆動する固体撮像素子駆動回路５０５、および固体撮像素子５１１からの映像信号を処理する信号処理回路５０４が設けられている。このような信号処理部５０６は電子内視鏡本体部５０３とは別個に設けられ、互いに信号ケーブル５０７で接続されている。ここで説明している固体撮像素子駆動回路には、以降説明に出てくる水平レジスタ転送クロック、リセットゲートクロック、垂直レジスタ転送クロック等の回路が含まれるが説明を簡略化するために固体撮像素子駆動回路で代表させている。

【０００８】

図５に示される電子内視鏡装置においては、電子内視鏡本体部５０３の挿入部５０１を体腔内に挿入して所望の被写体の撮像を行なう。この場合、信号処理部５０６の固体撮像素子駆動回路５０５から信号ケーブル５０７を介して各種駆動信号などが固体撮像素子５１１に供給される。固体撮像素子５１１から出力された映像信号はバッファアンプ５１２および信号ケーブル５０７を介して信号処理部５０６内の信号処理回路５０４に送られる。信号処理回路５０４は固体撮像素子５１１から受信した映像信号に必要な画像処理を行ない画像表示部５０９によって撮像画像の表示を行なう。

40

【０００９】

なお、図６は、一般的な固体撮像素子としてのＣＣＤ素子の各種駆動信号の一例を示す。同図から明らかなように、ＣＣＤ素子を駆動する駆動信号としては、垂直レジスタ転送クロック $V\phi 1 \sim V\phi 4$ 、水平レジスタ転送クロック $H\phi 1$ 、 $H\phi 2$ 、およびリセットゲートクロック $\phi R G$ などが含まれる。なお、 $1H$ は水平走査期間を示し、 $H-B L K$ は水

50

平ブランキング期間を示している。なお、このような駆動信号は一例にすぎず、本発明はこれらとは異なる駆動信号を用いた固体撮像素子にも適用できることは明らかである。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

CCD素子のような固体撮像素子の駆動信号は周波数が高く、従って前記固体撮像素子駆動回路505から固体撮像素子511に至るケーブルを長くすると不要輻射が増大するため、これをいかに少なく抑えるかが大きな課題であった。また、CCD素子などの固体撮像素子からの映像信号は非常に微弱であり、しかも前記電子内視鏡本体部503の挿入部501の先端部には簡単なバッファ回路程度しか収容するスペースがないため、外部からのノイズに対していかに微弱な映像信号を守るかが大きな課題となっており、駆動信号の伝送と共に伝送路のシールドをどのように行なうかが重要である。

10

【0011】

一般的な電子内視鏡装置では、CCD素子のような固体撮像素子と固体撮像素子駆動回路および信号処理回路とを連結するケーブル類は同軸ケーブルやシールド線を用いたり、ケーブルを収容する保護部材を金網などで構成することで伝送路のシールドを行なってきた。

【0012】

しかしながら、電子内視鏡装置の挿入部501は例えば長さが1メートル以上のものもあり、電子内視鏡本体部503と信号処理部506とを連結する信号ケーブル507は長さが2メートル位に達するものもある。

20

【0013】

そのため、信号処理部506に配置された固体撮像素子駆動回路505から送られた固体撮像素子駆動信号は固体撮像素子511の入力端では信号の特性が劣化する。これを改善するため、従来、伝送路の周波数特性の改善などが試みられてきた。例えば、ケーブルと駆動回路および受信回路とのインピーダンス整合を行なうことによって、長いケーブル内での波形劣化を抑えるようにしていた。しかしながら、このような対策を行なうと不要輻射が増大するなどの問題が発生する。これに対しては、前述のように、信号ケーブル507内に同軸ケーブルやシールド線を使う他に、ケーブル類を収納する保護管、コネクタなどに細心の注意を払い極力固体撮像素子駆動信号に基づき発生する不要輻射を軽減させていた。

30

【0014】

しかしながら、非常に低い信号レベルを受信し画像を形成するMRI（磁気共鳴画像）装置などの他の機器の周辺で電子内視鏡装置を使おうとした場合には、MRI装置では非常に微弱な信号を受信し画像を形成するので、電子内視鏡装置のケーブルなどの伝送路から発生する不要輻射がMRIの画像信号にノイズとして入り、MRI装置の画像を著しく劣化させる。このため、実用上MRI装置の近傍では電子内視鏡装置が使用できなかった。

【0015】

本発明は、このような従来の電子内視鏡装置における問題に鑑み、固体撮像素子駆動信号用の各信号線に流れる電流によって外部に放射される電磁界を相互に打ち消すよう構成する、すなわち固体撮像素子のための駆動信号を差動信号として伝送する、という構想に基づき、電子内視鏡装置から発生する不要輻射を軽減させることを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明の一態様では、先端部に対物光学系および固体撮像素子を含む細長い管状の挿入部と、前記挿入部の外に設けられ少なくとも前記固体撮像素子を駆動する固体撮像素子駆動回路を含む信号処理部と、を有する電子内視鏡装置において、前記固体撮像素子駆動回路から前記固体撮像素子に送られる駆動信号のうち、少なくとも水平レジスタ転送クロックを差動信号として伝送する。

50

【 0 0 1 7 】

さらに、前記固体撮像素子に差動信号として送られる駆動信号を差動信号に変換する差動信号ドライバと、および前記固体撮像素子近傍に配置され前記差動信号を元の駆動信号に変換する差動信号レシーバとを備え、前記差動信号ドライバと前記差動信号レシーバとの間は1対のツイストペアケーブルによって接続するとより高い効果が得られる。

【 0 0 1 8 】

また、前記水平レジスタ転送クロックは1対の信号によって構成される2相駆動信号からなるものもあり、このような場合には該2相駆動信号の一方を差動信号に変換して前記固体撮像素子側に伝送し、前記固体撮像素子側において前記差動信号を元の駆動信号に変換するとともに、該変換された元の駆動信号からインバータを介して前記2相駆動信号の他方の信号を生成すると伝送路を減らすことが出来る。

10

【 0 0 1 9 】

あるいは、前記水平レジスタ転送クロックは1対の信号によって構成される2相駆動信号からなる、該2相駆動信号を差動信号を構成する1対の信号として1対のツイストペアケーブルを用いて前記固体撮像素子に伝送するよう構成してもよい。

【 0 0 2 0 】

さらに、前記固体撮像素子に送られるリセットゲートクロックをも差動信号として伝送すると不要輻射を軽減させる効果が大きくなる。

【 0 0 2 1 】

また、前記挿入部の後端近傍に前記挿入部より太い操作部を備え、該操作部に前記固体撮像素子駆動回路を配置し、前記固体撮像素子駆動回路から前記固体撮像素子に送られる駆動信号のうち少なくとも水平レジスタ転送クロックは前記挿入部内を差動信号として伝送することもできる。

20

【 0 0 2 2 】

あるいは、前記挿入部の後端近傍に前記挿入部より太い操作部を備え、該操作部に差動ドライバを配置し、前記固体撮像素子駆動回路から前記固体撮像素子に送られる駆動信号のうち少なくとも水平レジスタ転送クロックは前記挿入部内を差動信号として伝送するよう構成してもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 3 】

本発明によれば、電子内視鏡装置において、固体撮像素子に供給される各種信号のうち、例えば駆動信号を差動信号として伝送することで、伝送路から発生する不要輻射を大幅に軽減させることが可能になる。このため、電子内視鏡装置をMRI装置のような他の機器の周辺で使用しても、該他の機器に不要輻射によるノイズを生じさせることがなくなり、MRIなどのような微弱な電気信号を取り扱う機器の近傍でも電子内視鏡を使用することが可能になる。これによって、電子内視鏡装置をMRIなどの医療機器などと併用することも可能になり、よりの確かつ高度の医療行為を行なうことが可能になる。

30

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 4 】

以下、図面を参照して本発明の好ましい実施形態につき説明する。

40

図1は、本発明の一実施形態に係わる電子内視鏡の基本的な構成を示す。同図に示される電子内視鏡装置は、電子内視鏡本体部103と、該電子内視鏡本体部103と信号ケーブル107で接続された信号処理部106と、撮像画像を表示する画像表示部109を備えている。なお、図1の各構成要素の内、前記図5に示す電子内視鏡装置の構成要素と同じ構成要素は、下2桁が同じ参照数字で示されている。

【 0 0 2 5 】

電子内視鏡本体部103は、細長い管状の挿入部101と、該挿入部の後端に設けられた操作部（または、把持部）102を備えている。この挿入部101は、電子内視鏡の種類に対応して柔軟に曲げることのできる軟性管で構成されることもあり、また曲げることのできない硬性管で構成されることもある。

50

【 0 0 2 6 】

挿入部 1 0 1 の先端部には、対物光学系 1 1 0 および C C D 素子のような固体撮像素子 1 1 1 を含む撮像手段 1 1 3 が配置されている。また、固体撮像素子 1 1 1 の近傍には、該固体撮像素子 1 1 1 からの映像信号を信号処理部 1 0 6 に伝送するためのバッファアンプ 1 1 2 が配置されている。また、固体撮像素子 1 1 1 の近傍には、本発明に従って、差動信号レシーバ 1 2 0 が配置されている。

【 0 0 2 7 】

なお、図 1 においては、図が煩雑になるのを避けるために、本発明の説明に必要な要素のみを示しており、ライトガイドなどの被写体の照明を行なう要素などは省略してある。また、固体撮像素子 1 1 1 への電源線なども図示を省略している。

10

【 0 0 2 8 】

信号処理部 1 0 6 には、固体撮像素子 1 1 1 を駆動する固体撮像素子駆動回路 1 0 5 、固体撮像素子 1 1 1 から送られた映像信号に対して必要な画像処理などを行なう信号処理回路 1 0 4 が設けられている。また、信号処理部 1 0 6 は、本発明に従って、画像素子駆動回路 1 0 5 からの駆動信号を差動信号に変換する差動信号ドライバ 1 2 1 を備えている。

【 0 0 2 9 】

したがって、図 1 の電子内視鏡装置においては、固体撮像素子駆動回路 1 0 5 からの駆動信号が差動信号ドライバ 1 2 1 によって差動信号に変換され、ケーブル 1 0 7 内のツイストペアケーブルを介して電子内視鏡本体部 1 0 3 の差動信号レシーバ 1 2 0 に伝送される。差動信号レシーバ 1 2 0 は送られてきた差動信号を元の駆動信号に変換して固体撮像素子 1 1 1 に供給し該素子の駆動を行なう。

20

【 0 0 3 0 】

このようにして、固体撮像素子駆動回路 1 0 5 から差動信号として固体撮像素子 1 1 1 に駆動信号が供給され、撮像素子 1 1 1 が所定の撮像動作を行なう。固体撮像素子 1 1 1 によって得られた撮像映像信号は、バッファアンプ 1 1 2 および信号ケーブル 1 0 7 を介して信号処理部 1 0 6 の信号処理回路 1 0 4 に送られ、必要な画像処理などが施された後画像表示部 1 0 9 によって画像の表示、記録などが行なわれる。

【 0 0 3 1 】

なお、C C D のような固体撮像素子を駆動する固体撮像素子駆動信号には、例えば前に図 6 に示したように、水平レジスタ転送クロック $H\phi 1$ 、 $H\phi 2$ 、 $\phi R G$ (リセットゲートクロック)、垂直レジスタ転送クロック $V\phi 1 \sim V\phi 4$ などがあるが、垂直レジスタ転送クロックは周波数が比較的低いため、必ずしも差動信号として伝送しなくてもよい。本実施形態では、比較的周波数の高い水平レジスタ転送クロックおよびリセットゲートクロックを差動信号として伝送するものとする。

30

【 0 0 3 2 】

図 2 および図 3 は、固体撮像素子駆動信号などを差動信号として伝送するために使用する差動信号ドライバ 2 0 1、および差動信号レシーバ 3 0 1 を、それぞれ、各部の信号波形と共に示す。

【 0 0 3 3 】

図 2 (a) に示されるように、差動信号ドライバ 2 0 1 は、例えば、差動信号出力を備えた演算増幅器などによって構成される。このような差動信号ドライバ 2 0 1 では、図 2 (b) に示されるような T T L レベルの入力信号 V_{in} を加えると、図 2 (c) に示されるような出力差動信号 $E+$ および $E-$ よりなる差動信号が出力される。

40

【 0 0 3 4 】

また、図 3 (a) は、差動信号レシーバ 3 0 1 を示し、該差動信号レシーバも差動入力を有する演算増幅器などによって構成される。このような差動信号レシーバ 3 0 1 に、図 3 (b) に示すような差動信号が入力されると、図 3 (c) に示されるような、例えば、T T L レベルの信号 V_{out} が得られる。

【 0 0 3 5 】

50

したがって、図 2 (a) に示される差動信号ドライバ 2 0 1 から出力される差動信号を
一対のツイストペアケーブルで伝送して図 3 (a) に示される差動信号レシーバ 3 0 1 に
入力し固体撮像素子近傍で T T L レベルの信号に変換することにより、入力信号から外部
に放射する電磁界は相互に打ち消され不要輻射を著しく軽減することができる。

【 0 0 3 6 】

電子内視鏡装置の挿入部 1 0 3 の先端部に配置された固体撮像素子 1 1 1 を駆動する場合、周波数の高い（例えば、約 1 4 メガヘルツ）水平レジスタ転送クロック $H\phi 1$ 、 $H\phi 2$ およびリセットゲートクロック $\phi R G$ は伝送路を介して外部に放射する電磁界が比較的強いので、前述のような差動信号として伝送すると不要輻射の軽減に顕著な効果がある。

【 0 0 3 7 】

特に、水平レジスタ転送クロック $H\phi 1$ 、 $H\phi 2$ は位相が 1 8 0 度異なる信号なので、これらの信号をそのまま差動信号として一対のツイストペアケーブルで伝送することもできる。あるいは、水平レジスタ転送クロック $H\phi 1$ 、 $H\phi 2$ は位相が 1 8 0 度異なる信号であるから、例えばこの内の 1 つ $H\phi 1$ を一対の差動信号に変換して固体撮像素子近傍まで伝送しかつ差動信号レシーバを用いて元の水平レジスタ転送クロック $H\phi 1$ を得、他の水平レジスタ転送クロック $H\phi 2$ は差動信号レシーバの出力をインバータで位相変換することで作ることができる。このような構成によれば、既存の集積回路素子を使用することでも、撮像素子の駆動回路系統を簡略化することも可能になる。

【 0 0 3 8 】

なお、差動信号レシーバは固体撮像素子駆動回路に比べて著しく小型にまとめることができるので、大きな負担を生じることなく電子内視鏡本体部 1 0 3 を構成する挿入部 1 0 1 の先端部に配置された固体撮像素子 1 1 1 の近傍に容易に配置することが可能になる。

【 0 0 3 9 】

図 4 (a) および (b) は、本発明の実施形態に係わる電子内視鏡装置の構成例を詳細に示す。同図の装置においては、図 1 と同じ構成要素には同じ参照数字が付されている。特に、図 4 (a) の電子内視鏡装置は、電子内視鏡本体部 1 0 3 および信号処理部 1 0 6 内の本発明に関連する回路構成を詳細に示している。また、図 4 の (b) は、図 4 (a) の構成における水平レジスタ転送クロックを差動信号として伝送する回路部分の具体的構成例を示す。

【 0 0 4 0 】

すなわち、図 4 (a) に示されるように、信号処理部 1 0 6 には、図 1 における信号処理回路 1 0 4、固体撮像素子駆動回路 1 0 5 および差動信号ドライバ 1 2 1 を含む構成をさらに詳細に記載したもので、C D S / A G C 回路 1 2 3、デジタル信号プロセッサ (D S P) 1 2 5、タイミング発生器 (T G) 1 2 6、差動信号ドライバ 1 2 1 A、1 2 1 B、および垂直駆動信号ドライバ 1 2 7 が示されている。

【 0 0 4 1 】

C D S / A G C 回路 1 2 3 は、電子内視鏡本体部 1 0 3 内の固体撮像素子 1 1 1 からバッファアンプ 1 1 2 を介して送られてくる撮像信号を周知の方法で相関二重サンプリングおよび自動利得調整などを行なって所望の映像信号を生成し、D S P 1 2 5 に入力するものである。

【 0 0 4 2 】

D S P 1 2 5 は、信号処理部 1 0 6 の各部の動作を制御するものである。また、D S P 1 2 5 を用いて信号処理部 1 0 6 の各構成要素、例えばタイミング発生器 1 2 6 その他、をソフトウェア的に実現することもできる。

【 0 0 4 3 】

タイミング発生器 (T G) 1 2 6 は、D S P 1 2 5 からの制御信号に基づき、固体撮像素子 1 1 1 の各駆動信号など、または各駆動信号などを生成するための基準となるタイミングパルスを生成し、各駆動信号用のドライバに供給する。

【 0 0 4 4 】

垂直ドライバ 1 2 7 は、これらの駆動信号用のドライバの 1 つであり、タイミング発生

10

20

30

40

50

器 1 2 6 からの垂直駆動信号を固体撮像素子 1 1 1 に伝送するバッファとなるものである。あるいは、タイミング発生器 1 2 6 からのタイミングパルスに基づき垂直ドライバ 1 2 7 において垂直駆動信号を生成し、ケーブル 1 0 7 を介して固体撮像素子 1 1 1 に伝送するよう構成してもよい。

【 0 0 4 5 】

また、差動信号ドライバ 1 2 1 A は、タイミング発生器 1 2 6 から供給された 2 相水平レジスタ転送クロックの一方を差動信号として電子内視鏡本体部 1 0 3 に伝送するものである。さらに、差動信号ドライバ 1 2 1 B は、タイミング発生器 1 2 6 において生成されるリセットゲートクロック (R G) を差動信号として電子内視鏡本体部 1 0 3 に伝送するものである。

10

【 0 0 4 6 】

すなわち、電子内視鏡本体部 1 0 3 側においては、信号処理部 1 0 6 の差動信号ドライバ 1 2 1 A によって差動信号として伝送されてきた一方の水平レジスタ転送クロックを、前記差動信号レシーバ 1 2 0 A により、元の水平レジスタ転送クロック例えば $H\phi 1$ に変換する。そして、差動信号レシーバ 1 2 0 A によって得られた該元の水平レジスタ転送クロックはそのまま、およびインバータ 1 2 2 を介して反転されて他方の水平レジスタ転送クロック $H\phi 2$ が生成され固体撮像素子 1 1 1 に供給される。また、信号処理部 1 0 6 の差動信号ドライバ 1 2 1 B によって差動信号として伝送されてきたリセットゲートクロック ($\phi R G$) は電子内視鏡本体部 1 0 3 の差動信号レシーバ 1 2 0 によって元のリセットゲートクロック ($\phi R G$) に変換されて固体撮像素子 1 1 1 に供給される。

20

【 0 0 4 7 】

図 4 (b) は、図 4 (a) の構成における、差動信号ドライバ 1 2 1 A、差動信号レシーバ 1 2 0 A およびインバータ 1 2 2 の接続を具体的に示す。すなわち、例えば 2 相水平レジスタ転送クロックの内一方の駆動信号 $H 1$ が差動信号ドライバ 1 2 1 A に入力されて差動信号に変換される。この差動信号は信号ケーブル 1 0 7 に含まれるツイストペアケーブル 1 0 7 A によって電子内視鏡本体部 1 0 3 内の固体撮像素子 1 1 1 の近傍に設けられた差動信号レシーバ 1 2 0 A に伝送される。差動信号レシーバ 1 2 0 A は伝送されてきた差動信号を元の水平レジスタ転送クロック $H\phi 1$ に変換し、そのまま水平レジスタ転送クロック $H\phi 1$ として、およびインバータ 1 2 2 を介して反転することにより他方の水平レジスタ転送クロック $H\phi 2$ を生成して、固体撮像素子 1 1 1 に供給する。このような構成は、例えば、L V D S (L o w V o l t a g e D i f f e r e n t i a l S i g n a l i n g) に準拠して各回路機能が集積された既製の集積回路装置を使用して回路を構成した場合でも回路構成を単純化し、装置の製作コストの低減などを図ることができる。

30

【 0 0 4 8 】

これに対し、別の実施形態として、2 相水平レジスタ転送クロック $H 1$, $H 2$ は元々互いに位相が 1 8 0 度異なる信号であり、従ってこれらの 2 相水平レジスタ転送クロックを差動信号を構成する一対の信号としてツイストペアケーブル 1 0 7 A によって電子内視鏡本体部 1 0 3 に伝送することができる。すなわち、2 相水平レジスタ転送クロックを他の駆動信号とは別に一対のツイストペアケーブルによって伝送することも可能である。この場合も、例えばリセットゲートクロック (R G) を差動信号ドライバおよび差動信号レシーバを使用して別個に差動信号として伝送することが有効となる。

40

【 0 0 4 9 】

さらに別の実施形態として、例えば図 1 に示される電子内視鏡装置において、操作部 (または把持部) 1 0 2 は挿入部 1 0 1 よりも太めに作成されている。したがって、このことを利用して、操作部 1 0 2 内に固体撮像素子駆動回路 1 0 5 および信号処理回路 1 0 4 を収容してもよい。この場合でも、操作部 1 0 2 から挿入部 1 0 1 の先端に設けられた固体撮像素子 1 1 1 までは比較的長い信号ケーブルを必要とする。したがって、操作部 1 0 2 内に固体撮像素子駆動回路 1 0 5 の出力を差動信号に変換する差動信号ドライバを設け、挿入部 1 0 1 内を差動信号として伝送してもよい。なお、操作部 1 0 2 内に差動信号ド

50

ライバのみを配置し、挿入部 101 内を差動信号として伝送することも可能である。前述のように、挿入部 101 の長さは実際には 1 メートル以上のものもあり、このような構成によっても不要輻射の低減などの優れた効果を得ることができる。

【産業上の利用可能性】

【0050】

本発明は、人間、動物その他の体腔内に挿入して医療検査などを行なう医療機器の分野などに適用可能であり、特に MRI 装置などの近傍で併用する場合に好適に適用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0051】

10

【図 1】本発明の一実施形態に係わる電子内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図である。

【図 2】本発明に係わる電子内視鏡装置において使用される差動信号ドライバの回路構成 (a)、該差動信号ドライバへの入力信号波形 (b)、および該差動信号ドライバの出力信号波形 (c) を示す説明図である。

【図 3】本発明に係わる電子内視鏡装置に使用される差動信号レシーバの回路構成 (a)、該差動信号レシーバの入力信号波形 (b) および該差動信号レシーバの出力信号波形 (c) を示す説明図である。

【図 4】本発明の別の実施形態に係わる電子内視鏡装置の構成を示すブロック図 (a)、および 2 相水平レジスタ転送クロックを差動信号として伝送するための回路構成例を示すブロック回路図 (b) である。

20

【図 5】従来の電子内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図である。

【図 6】固体撮像素子の駆動信号などの一例を示す信号波形図である。

【符号の説明】

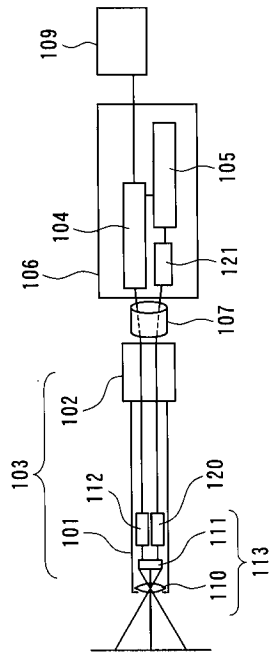
【0052】

- 101, 501 挿入部
- 102, 502 操作部
- 103, 503 電子内視鏡本体部
- 104, 504 信号処理回路
- 105, 505 固体撮像素子駆動回路
- 106, 506 信号処理部
- 107, 507 信号ケーブル
- 109, 509 画像表示部
- 110, 510 対物光学系
- 111, 511 固体撮像素子
- 113, 513 撮像手段
- 112, 512 パッファアンプ
- 120, 120A, 120B 差動信号レシーバ
- 121, 121A, 121B 差動信号ドライバ
- 122 インバータ
- 123 CDS / AGC 回路
- 125 デジタル信号プロセッサ
- 126 タイミング発生器
- 127 垂直駆動信号ドライバ

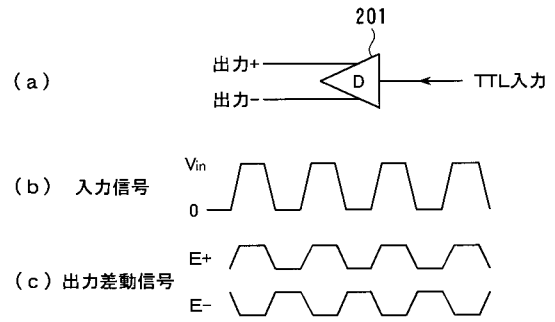
30

40

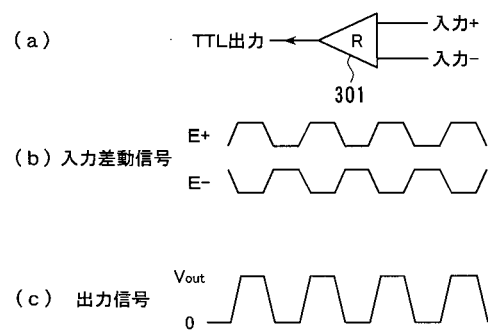
【図 1】



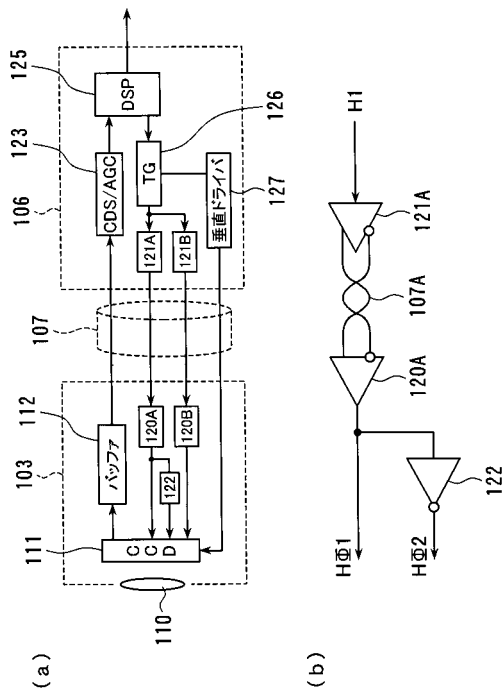
【図 2】



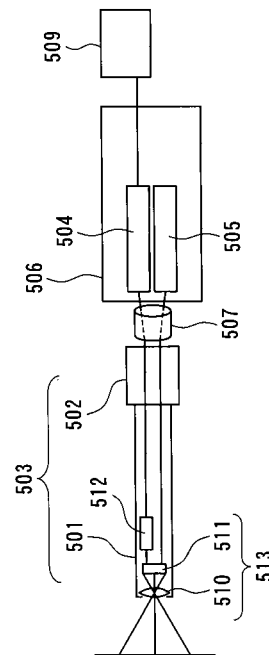
【図 3】



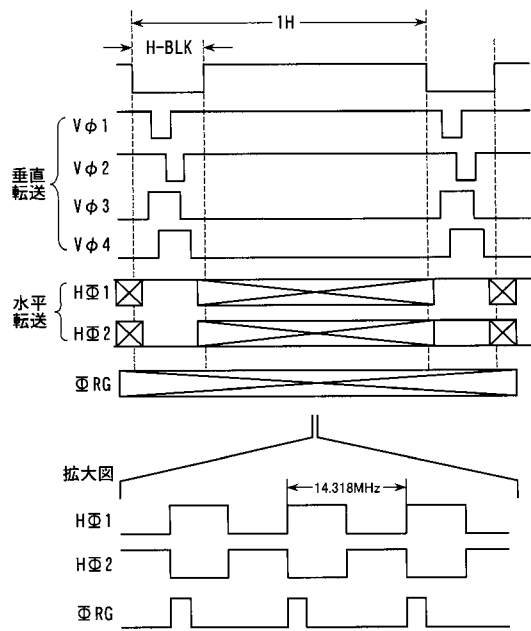
【図 4】



【図 5】



【 図 6 】



フロントページの続き

- (72)発明者 長野 雅彦
神奈川県横浜市青葉区榎が丘 4 3 - 1 8
- (72)発明者 安藤 邦郎
埼玉県さいたま市中央区上落合 1 - 9 - 4 - 8 3 8
- (72)発明者 福与 恒雄
東京都杉並区成田東 5 丁目 6 番 9 号
- (72)発明者 橋爪 誠
福岡県春日市須玖南 3 - 2 1
- (72)発明者 波多 伸彦
東京都世田谷区上野毛 3 - 2 6 - 1 2 - 3 0 6
- F ターム(参考) 4C061 CC06 FF45 JJ15 LL02 UU03 UU09
5C022 AA09 AB37 AC69

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2005110740A	公开(公告)日	2005-04-28
申请号	JP2003345239	申请日	2003-10-03
[标]申请(专利权)人(译)	媒体技术 眼系统		
申请(专利权)人(译)	有限公司媒体技术 有限公司AI系统 有限会社新兴光器制作所		
[标]发明人	林友義 長野雅彦 安藤邦郎 福与恒雄 橋爪誠 波多伸彦		
发明人	林 友義 長野 雅彦 安藤 邦郎 福与 恒雄 橋爪 誠 波多 伸彦		
IPC分类号	A61B1/04 H04N5/225 H04N5/232		
FI分类号	A61B1/04.372 H04N5/225.C H04N5/232.Z A61B1/00.711 A61B1/04.530 A61B1/045.630 A61B1/05 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/232		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/FF45 4C061/JJ15 4C061/LL02 4C061/UU03 4C061/UU09 5C022/AA09 5C022/AB37 5C022/AC69 4C161/CC06 4C161/FF45 4C161/JJ15 4C161/LL02 4C161/UU03 4C161/UU09 5C122/DA26 5C122/EA01 5C122/FC01 5C122/FC07 5C122/FC17 5C122/GE10 5C122/HA50 5C122/HA51 5C122/HB02		
代理人(译)	池内义明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：减少电子内窥镜设备的不必要辐射，并使之适合在MRI等其他设备附近使用。细长的管状插入部（101）包括：物镜光学系统（110）和尖端部处的固态成像装置（111）；以及固态成像装置驱动电路（105），该固态成像装置驱动电路（105）设置在插入部（101）的外部并且至少驱动固态成像装置（111）。在具有信号处理单元106的电子内窥镜设备中，从固态图像传感器驱动电路105发送到固态图像传感器111的驱动信号中的至少水平寄存器传送时钟作为差分信号被发送。作为差分信号传输的驱动信号由差分信号驱动器转换为差分信号，通过双绞线电缆传输至固态图像传感器附近的差分信号接收器，转换为原始驱动信号，并转换为固态信号。它被提供给图像传感器111。[选型图]图1

