



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

対象部位を撮像するための撮像素子を有する電子内視鏡と、該電子内視鏡を介して該撮像素子が出力する映像信号を受信するビデオプロセッサと、該撮像素子を駆動するためのドライブ回路と、該撮像素子が出力する映像信号が入力される相関二重サンプリング回路と、該相関二重サンプリング回路からの出力信号が入力される A / D 変換回路と、該ドライブ回路と該相関二重サンプリング回路と該 A / D 変換回路とにタイミング信号を供給するタイミング信号生成回路と、を備える電子内視鏡システムであって、

前記タイミング信号生成回路と前記ドライブ回路の間、該タイミング信号生成回路と前記相関二重サンプリング回路の間、又は該タイミング信号生成回路と前記 A / D 変換回路の間の少なくとも 1 つの間に、PLL 回路が接続されている、

ことを特徴とする電子内視鏡システム。

**【請求項 2】**

前記 PLL 回路は、前記タイミング信号生成回路とは物理的に分離して設けら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システム。

**【請求項 3】**

前記 PLL 回路は、入力信号から所定の帯域内の周波数に対応する信号を抽出する PLL フィルタを有することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 4】**

前記タイミング信号生成回路、前記ドライブ回路、前記相関二重サンプリング回路、前記 A / D 変換回路及び前記 PLL 回路は、前記電子内視鏡内に設けられていることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 5】**

前記タイミング信号生成回路、前記ドライブ回路、前記相関二重サンプリング回路、前記 A / D 変換回路及び前記 PLL 回路は、前記電子内視鏡のコネクタ部に設けられていることを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 6】**

前記ドライブ回路及び前記 PLL 回路は、前記撮像素子が設けられた前記電子内視鏡の先端部に設けられている、

ことを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 7】**

前記タイミング信号生成回路、前記ドライブ回路、前記相関二重サンプリング回路、前記 A / D 変換回路及び前記 PLL 回路は、前記電子内視鏡の操作部内に設けられている、ことを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 8】**

前記タイミング信号生成回路、前記ドライブ回路、前記相関二重サンプリング回路、前記 A / D 変換回路及び前記 PLL 回路は、前記ビデオプロセッサ内に設けられていることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の電子内視鏡システム。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、種々のタイミング信号に含まれるジッタを除去するジッタ除去回路を備える電子内視鏡システムに関する。

**【背景技術】****【0002】**

医師が患者の体腔内を観察するために使用する装置として一般的に電子内視鏡が知られている。医師は、長尺の挿入部を体腔内に挿入することによって体腔内の部位を観察したり、必要に応じて処置具を電子内視鏡に設けられた処置具チャンネルに挿通して挿入部先端から突出させて対象部位の治療処置をすることができる。このような電子内視鏡を備え

10

20

30

40

50

る電子内視鏡システムは、電子内視鏡の他、電子内視鏡に接続されて電子内視鏡から受信した画像を処理したり電子内視鏡の動作を制御したり等、種々の処理を行うビデオプロセッサを備えている。

【0003】

電子内視鏡の挿入部の先端には、集光レンズ等からなる対物光学系と、該対物光学系によってその受光面に結像された体腔内の観察対象部位を画像信号に変換するためのCCD (Charge Coupled Device) やCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等の撮像素子が設けられている。そして、電子内視鏡に備えられる撮像素子のサイズは、電子内視鏡先端の径を決定する重要な要因となっている。すなわち、撮像素子のサイズが大きい場合、電子内視鏡先端の径は大きくなり、撮像素子のサイズが小さい場合、電子内視鏡先端の径は小さくなる。電子内視鏡の体腔内に挿入される部分は、可撓性を有する細い管と撮像素子が設けられた先端部から構成されている。電子内視鏡が挿入される患者の体腔内にある種々の管は細いため、体腔内に挿入される電子内視鏡の挿入部を小型化することによって、患者の負担を少しでも軽減することが望まれている。

10

【0004】

従って、撮像素子の画素のサイズも小さくなり、撮像素子の光電変換特性も低い。さらに、通常、体腔内は自然光が届かないため、電子内視鏡と接続されるビデオプロセッサ内の光源や外部光源からの照明光を電子内視鏡を用いて対象部位に照射して撮像を行う。そこで、撮像範囲内の暗い像の輪郭を鮮明に表示するために撮像素子の感度特性を高くしているが、高感度になる分、特に暗部のノイズが強調されて表示される現象が発生する。

20

【0005】

ノイズの影響による画像の乱れを防止する電子内視鏡システムの一例が、特許文献1に開示されている。特許文献1の電子内視鏡システムでは、画像不良状態検出回路を設け、この画像不良状態検出回路によって高周波ノイズの影響により画像が正常でないとは判定されたときに供給電源のリセット、クロック信号のタイミングのリセット、画像生成用の設定データのリセット等が行われ、これによって、表示画像を正常な状態に復帰させている。

【0006】

ここで、従来の電子内視鏡システムにおける映像信号とサンプリングパルスのタイミングについて図1を参照しながら説明する。撮像素子からのアナログ出力信号のノイズを低減するために、CDS (Correlated Double Sampling; 相関二重サンプリング) 回路がよく用いられている。CDS回路では、デジタル映像信号をサンプリングするために、撮像素子のアナログ出力信号中の映像信号期間をサンプリングするためのサンプリングパルスと、フィードスルー期間をサンプリングするためのサンプリングパルスが用いられる。そして、フィードスルー期間をサンプリングすることにより映像信号の黒レベルが決定され、映像信号期間をサンプリングすることにより映像信号の飽和レベルが決定される。従って、サンプリングした黒レベルと飽和レベルとの幅によって映像信号の明るさが決まる。図1に示すように、フィードスルー期間のサンプリングは、黒レベルサンプリング信号の立ち上がりにおいて実行し、映像信号期間のサンプリングは、映像信号サンプリング信号の立ち上がりにおいて実行する。CDS回路は、映像信号期間中にサンプリングされた電圧値とフィードスルー期間中にサンプリングされた電圧値との差分を抽出することにより、ノイズが除去された映像信号を出力することができる。すなわち、撮像素子のアナログ出力信号は、フィードスルー期間においてリセットノイズを含む信号が出力され、続く映像信号期間において該リセットノイズと映像信号が重畳した信号が出力される。従って、それらの期間における出力の差分をとることにより、リセットノイズが除去された映像信号が出力される。

30

40

【0007】

サンプリング信号は、意図したタイミングで、すなわち、映像信号期間をサンプリングするためのサンプリング信号は映像信号期間中の所定の範囲内に、フィードスルー期間をサンプリングするためのサンプリング信号はフィードスルー期間中の所定の範囲内に、そ

50

れぞれ供給されるように設定されている。そして、CDS回路に供給されるサンプリング信号は、そのタイミングが意図したタイミングから外れてしまうと、CDS回路において映像信号の正常なサンプリングが行われず、結果として、モニタ等に出力される画像に異常が生じてしまう。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2009-77846号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0009】

図1に示すように、撮像素子から出力される映像信号が理想的な映像信号であれば、フィードスルー期間及び映像信号期間のパルスは一定のレベルにて維持されている。しかし、実際は、電子内視鏡の先端部に配設された撮像素子から出力されるアナログ出力信号は、挿入部を経て操作部に至る長尺のケーブルや操作部からコネクタ部に至る長尺のケーブルを伝送してCDS回路に到達するため、伝送中に波形が劣化してフィードスルー期間及び映像信号期間において時間的に出力レベルが変化する波形となってCDS回路に入力される。

【0010】

このような状態の波形においては、フィードスルー期間や映像信号期間における信号のサンプリング位置が変動すれば取得する信号レベルも変動する。すなわち、黒レベルと飽和レベルとの幅が変動する。電子内視鏡の撮像素子は感度を高めているため、取得する信号レベルの変動が小さなものであっても、モニタに表示される観察画像には、術者が視認できる程大きなノイズとして現れてしまう。

20

【0011】

サンプリング位置が変動する原因の1つとして、電子内視鏡において撮像処理を行う各部に供給されるタイミング信号に含まれるジッタが挙げられる。撮像素子から出力される映像信号は、撮像素子を駆動するタイミング信号に同期して読み出されるため、当該タイミング信号にジッタが存在する場合、撮像素子から出力される信号にも対応するジッタが含まれると考えられる。また、ジッタは、タイミング信号の生成方法や伝送経路の長さ等によって異なることがあるため、タイミング信号が有するジッタと撮像素子から出力される映像信号に含まれるジッタとは成分が異なる場合がある。特に電子内視鏡では、上記のように撮像素子からCDS回路までの伝送経路が長いため、撮像素子を駆動するタイミング信号に同期して出力される映像信号と、当該映像信号をサンプリングするためのタイミング信号との間には必然的に時間的なずれが生じるため、互いの信号に含まれるジッタ成分が打ち消し合うことはほとんどない。つまり、たとえ撮像処理を行う各部に供給されるタイミング信号すべてにおいてジッタが同期していても、電子内視鏡の構成による伝送遅延が発生することにより、結果として非同期性のジッタになってノイズとして観察画像に現れてしまう。特に、ジッタが周期的に現れる信号においては、ジッタが擬似的な周期信号となりモニタ上では縞として術者に認識される可能性がある。

30

40

【0012】

ここで上記の特許文献1に示すような従来の電子内視鏡システムを用いる場合、例えば高周波メス等を使用する際に発生するノイズによって画像が乱れたり表示されなくなった場合を検出して自動的にシステムリセットを実行すると、術者にとっては不意に画像処理が停止してモニタにおける画像表示が中断される。従って、特にモニタでの観察画像の確認中にシステムリセットが発生すると、たとえ中断が短時間であっても施術に支障をきたす可能性がある。

【0013】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものである。本発明の目的は、電子内視鏡システムにおいて、システム全体の処理動作を中断することなく周期的に発生する縞ノイズやラ

50

ンダムノイズ等の画像劣化の原因となるジッタを削除ないし抑制することである。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明の一実施形態における電子内視鏡システムは、対象部位を撮像するための撮像素子を有する電子内視鏡と、該電子内視鏡を介して該撮像素子が出力する映像信号を受信するビデオプロセッサと、該撮像素子を駆動するためのドライブ回路と、該撮像素子が出力する映像信号が入力される相関二重サンプリング回路と、該相関二重サンプリング回路からの出力信号が入力されるA/D変換回路と、該ドライブ回路と該相関二重サンプリング回路と該A/D変換回路とにタイミング信号を供給するタイミング信号生成回路と、を備える電子内視鏡システムであって、タイミング信号生成回路とドライブ回路の間、タイミング信号生成回路と相関二重サンプリング回路の間、又はタイミング信号生成回路とA/D変換回路の間の少なくとも1つの間にPLL回路が接続されている。このため、映像信号を生成ないし処理する回路に対して周期的なジッタが除去されたタイミング信号を供給し、映像信号にノイズが混入することを回避することができる。

10

【0015】

好ましくは、PLL回路は、タイミング信号生成回路とは物理的に分離して設けられている。従って、タイミング信号生成回路内で発生するノイズがPLL回路に伝搬しないように構成することができるため、PLL回路から出力されるタイミング信号に、タイミング信号生成回路の動作に起因するジッタが発生しない。また、PLL回路は、入力信号から所定の帯域内の周波数に対応する信号を抽出するPLLフィルタを有する。従って、例えばPLLフィルタの帯域特性を水平同期信号以下に設定することにより、不要なジッタが現れる周波数帯域のみを遮断するようにPLL回路を構成することができる。

20

【0016】

さらに好ましくは、タイミング信号生成回路、ドライブ回路、相関二重サンプリング回路、A/D変換回路及びPLL回路は、電子内視鏡内に設けられている。また、タイミング信号生成回路、ドライブ回路、相関二重サンプリング回路、A/D変換回路及びPLL回路は、電子内視鏡のコネクタ部に設けられている。または、ドライブ回路及びPLL回路は、撮像素子が設けられた電子内視鏡の先端部に設けられている。または、タイミング信号生成回路、ドライブ回路、相関二重サンプリング回路、A/D変換回路及びPLL回路は、電子内視鏡の操作部内に設けられている。または、タイミング信号生成回路、ドライブ回路、相関二重サンプリング回路、A/D変換回路及びPLL回路は、ビデオプロセッサ内に設けられている。このため、各回路の配置スペースやコスト、リードタイム等、電子内視鏡やビデオプロセッサを構成する上でのさまざまな制約に応じて柔軟に構成を変更しつつ、周期的なジッタを除去したタイミング信号に基づく映像信号処理を実現することができる。

30

【発明の効果】

【0017】

本発明の電子内視鏡システムによれば、周期的なジッタを除去したタイミング信号を供給することにより、システムにおける処理動作を中断させることなく、当該ジッタに起因する縞ノイズ等の画像劣化を回避して映像信号を処理し、診断に良好な観察画像をモニタに表示することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】図1は、理想的な映像信号及び実際の映像信号の波形とサンプリング信号によるサンプリングのタイミングを示す図である。

【図2】図2は、本発明の一実施形態における電子内視鏡の全体を示す模式図である。

【図3】図3は、本発明の第1の実施形態における電子内視鏡の構成を示すブロック図である。

【図4】図4(a)は、本発明の一実施形態におけるPLL回路の構成を示すブロック図であり、図4(b)は、該PLL回路内のPLLフィルタの回路構成を示す概略図である

50

。

【図 5】図 5 ( a ) ~ ( c ) は、本発明の一実施形態における P L L 回路による信号の処理を示すグラフである。

【図 6】図 6 は、本発明の第 2 の実施形態における電子内視鏡の構成を示すブロック図である。

【図 7】図 7 は、本発明の第 3 の実施形態における電子内視鏡の構成を示すブロック図である。

【図 8】図 8 は、本発明の第 4 の実施形態における電子内視鏡及びビデオプロセッサの構成を示すブロック図である。

【図 9】図 9 は、本発明の一実施形態における P L L フィルタの回路構成を示す概略図である。

10

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 9 】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態における電子内視鏡システムについて説明する。なお、複数の図にまたがって同じ部材を示す場合は同じ番号を付すこととする。

【 0 0 2 0 】

図 2 に、本発明における電子内視鏡 1 0 0 の全体の模式図を示す。電子内視鏡 1 0 0 は、先端部 1 0、挿入部 1 1、操作部 1 2、ユニバーサルコード 1 3、コネクタ部 1 4 からなる。先端部 1 0 には、対象部位を撮像するための撮像素子が設けられている。また、光源からの照明光を対象部位に照射するための配光光学系、対象部位からの反射光を受光して撮像素子の撮像面に対象部位の像を結ぶための対物光学系、生検鉗子や細胞採取用ブラシ、異物除去用鉗子、洗浄用パイプ、注射針等、種々の処置具を出没させて対象部位の治療を行うための処置具突出口、副送水を噴射するための副送水口や対物光学系を洗浄するための送気送水口が、先端部 1 0 に設けられている。副送水口は、洗浄液を噴射させて視野内にある汚物を除去したり、染色液を噴射させて対象部位を染色したりするために用いられる。送気送水口は、送気によって患者の管腔を広げて視野を確保したり、体液や出血等で対物光学系のレンズ表面が汚れて内視鏡の観察性能が低下した場合に、洗浄液を噴射してレンズ表面の汚れを除去し、空気を送ってレンズ表面の液滴を飛ばすことで視界を回復したりするために用いられる。

20

【 0 0 2 1 】

挿入部 1 1 は、患者の体内に挿入される長尺の可撓管からなり、挿入部 1 1 内には先端部 1 0 の撮像素子を駆動したり光学ズームを行うために対物光学系を光軸方向に移動したりするための制御信号を伝送する信号線や、対象部位を照射するための照明光を配光光学系に供給するファイババンドル、操作部 1 2 の処置具挿入口 1 5 から挿入された処置具を処置具突出口に導く処置具チャンネル等が配設されている。なお、信号線やファイババンドルは、操作部 1 2、ユニバーサルコード 1 3 を挿通されてコネクタ部 1 4 まで延在している。操作部 1 2 には、術者により各種操作が入力されるボタン群 1 7、回動操作に応じて挿入部 1 1 を湾曲させるアングルノブ 1 6、処置具挿入口 1 5 が設けられている。処置具挿入口 1 5 は、電子内視鏡 1 0 0 の先端部 1 0 に設けられている処置具突出口に通じている。また、ボタン群 1 7 の操作により、観察対象部位への送気や送水、体液等の吸引、モニタ上の画面の静止画像を取得するフリーズ操作、測光パターンの切り替え、画像記録媒体への観察対象部位の静止画像や動画の記録等、種々の処理を行うことができる。ユニバーサルコード 1 3 はコネクタ部 1 4 を介してビデオプロセッサ（図示せず）に接続される。ユニバーサルコード 1 3 は、ビデオプロセッサ内の光源部にて発生される照明光を先端部 1 0 に送ったり、先端部 1 0 に配設された撮像素子からの映像信号をビデオプロセッサに伝送したり、アングルノブ 1 6 やボタン群 1 7 からの操作信号をビデオプロセッサに伝送したりする。

30

40

【 0 0 2 2 】

図 3 に、本発明の第 1 の実施形態における電子内視鏡システムの電子内視鏡 1 0 0 の先端部 1 0 及びコネクタ部 1 4 の概略のブロック図を示す。コネクタ部 1 4 には、電子内視

50

鏡 100 内の撮像処理を行うための種々の処理部が格納されている。タイミング信号生成回路 23 は、撮像素子 33 を駆動制御するためのドライブ回路 21 と、撮像素子 33 から出力される映像信号からリセットノイズ等のノイズを除去する CDS 回路 28 と、CDS 回路 28 からの出力信号をデジタル信号に変換する A/D 変換回路 29 に対してタイミング信号を出力する。タイミング信号生成回路 23 は、水晶振動子 24 から生成されるクロック信号に基づいてドライブ回路 21、CDS 回路 28、A/D 変換回路 29 のそれぞれに対応するタイミング信号を生成し、各タイミング信号をそれぞれの PLL (Phase Locked Loop) 回路 25 ~ 27 に送る。

#### 【0023】

図 4 (a) に本実施形態における PLL 回路 25 ~ 27 のブロック図を示す。PLL 回路 25 ~ 27 は、位相比較器 40、PLL フィルタ 41 及び VCO (Voltage Controlled Oscillator) 42 からなる。タイミング信号生成回路 23 から出力されるタイミング信号は、まず位相比較器 40 に入力される。位相比較器 40 には VCO 42 からの出力信号も入力される。位相比較器 40 は、入力されるタイミング信号と VCO 42 からの出力信号の位相を比較し、これら 2 つの信号の位相差に応じた誤差信号を出力する。PLL フィルタ 41 は、位相比較器 40 から出力される誤差信号から高周波成分を除去して平滑化し、VCO 42 の制御電圧を生成する。PLL フィルタとしては、図 4 (b) に示すラグ型 LPF (Low Pass Filter) の他に、ラグリード型 LPF 等を用いることができる。PLL フィルタ 41 から出力される制御電圧は VCO 42 に入力され、制御電圧に応じて出力周波数が変化する。VCO には、加えられる電圧でアノードとカソードと間の容量が変化する可変容量ダイオードによって水晶の負荷容量を変化させて発振周波数をスライドさせる VCXO (Voltage Controlled Cristal Oscillator) 等が採用される。VCO 42 では、入力信号に対して、出力の位相が遅れば VCO 42 の周波数を上げて位相を進め、逆に出力の位相が進めば VCO 42 の周波数を下げて位相を遅らせる。このようにして、PLL 回路 25 ~ 27 では、出力周波数が、基準の入力に対して位相も周波数も同じになるように制御される。

#### 【0024】

図 5 (a) ~ (c) は、PLL 回路 25 ~ 27 への入力信号の周波数の時間的な変化と、PLL フィルタ 41 において入力信号に含まれるジッタを除去する際のフィルタ特性と入力信号の周波数及び強度との関係と、PLL 回路 25 ~ 27 からの出力信号の周波数の時間的な変化を示すグラフである。なお、図 5 (a) 及び (c) においては、入力信号 (タイミング信号) の周波数の平均値を平均周波数として点線で示している。図 5 (a) に示すように、タイミング信号生成回路 23 から出力されるタイミング信号は、周波数が時間的に変位する特性を示す。このタイミング信号には周期的に発生するジッタ (高周波成分) が含まれている。そして、このタイミング信号が PLL フィルタ 41 に入力されると、図 5 (b) に示すように、PLL フィルタ 41 の帯域特性の範囲外の特定の周波数に現れるジッタの成分が除去される。従って、PLL フィルタにより、入力信号から所定の帯域内の周波数に対応する信号を抽出することができる。このとき、帯域は、例えば水平同期信号の周波数以下等、特定の帯域に制限され、これにより必要な映像信号の周波数は保持して不要なジッタのみが除去されるように PLL フィルタ 41 を動作させることができる。ジッタを除去することにより、PLL 回路 25 ~ 27 において、被制御信号である出力信号が、入力信号に含まれるジッタが原因で発生する周波数変化に追従することがなくなる。従って、PLL 回路 25 ~ 27 から出力されるタイミング信号には、PLL フィルタ 41 の帯域特性の範囲外に現れるジッタは含まれず、図 5 (c) に示すような、周期的なジッタが除去されたタイミング信号が、ドライブ回路 21、CDS 回路 28、A/D 変換回路 29 に供給される。

#### 【0025】

ドライブ回路 21 用の PLL 回路 25 から出力されるタイミング信号は、ドライブ回路 21 の前段に設けられているゲート回路 22 に送られる。撮像素子 33 は、ブランキング期間に基づくタイミングで、光電変換により蓄積した電荷を転送する。そこで、ゲート回

10

20

30

40

50

路 2 2 では、このような間欠的な転送タイミングに合わせて P L L 回路 2 5 から出力されるタイミング信号を整形する。タイミング信号はゲート回路 2 2 を経由してドライブ回路 2 1 に入力される。ドライブ回路 2 1 は、入力されるタイミング信号に基づいて撮像素子 3 3 を駆動する。撮像素子 3 3 は、対象部位からの反射光を対物光学系 3 2 を介して受光し、受光した光を光電変換により電荷として蓄積する。蓄積された電荷は撮像素子 3 3 内で電圧信号（又は電流信号）に変換され、映像信号として C D S 回路 2 8 に転送される。映像信号は、C D S 回路 2 8 において撮像素子 3 3 のランダムノイズであるアンブノイズ及びリセットノイズが除去された後、A / D 変換回路 2 9 に送られてデジタル信号に変換される。C D S 回路 2 8 及び A / D 変換回路 2 9 には、タイミング信号生成回路 2 3 によってそれぞれの回路に対応するタイミング信号が生成され、P L L 回路 2 6 , 2 7 によって上記の P L L 回路 2 5 における説明と同様、周期的なジッタが除去されたタイミング信号が供給される。従って、C D S 回路 2 8 及び A / D 変換回路 2 9 も、撮像素子 3 3 と同様に周期的なジッタに影響を受けずに駆動して映像信号を処理することができる。A / D 変換回路 2 9 によってデジタル信号に変換された映像信号は、信号処理回路 3 0 に送られ、このデジタル信号に基づいて増幅処理、色調整、画素位置補正処理等のさまざまな処理を行って映像を生成する。また、生成された映像は I / O 部 3 1 を介してビデオプロセッサに送られ、ビデオプロセッサにて N T S C (National Television System Committee) や P A L (Phase Alternating Line) 等の所定の規格に準拠する信号に変換されてモニタに出力される。これにより、対象部位の映像がモニタに表示される。なお、制御回路 2 0 は、上記各回路に対して各回路が実行する処理を制御する制御信号を出力する。

10

20

#### 【 0 0 2 6 】

次に、図 6 に本発明の第 2 の実施形態における電子内視鏡システムの電子内視鏡 2 0 0 の先端部 5 0 及びコネクタ部 5 1 の概略を示すブロック図を示す。本実施形態においては、第 1 の実施形態と異なり、ドライブ回路 2 1、ゲート回路 2 2 及び P L L 回路 2 5 が、電子内視鏡 2 0 0 の先端部 5 0 内に配設されている。第 1 の実施形態において用いられているその他の回路はコネクタ部 5 1 に配設されている。このため、P L L 回路 2 5 から出力されるタイミング信号がゲート回路 2 2 及びドライブ回路 2 1 を経由して撮像素子 3 3 に至るまでの伝送経路長を短くすることができる。従って、P L L 回路 2 5 によって周期的なジッタが除去されたタイミング信号の伝送中にノイズが混入しにくくなり、撮像素子 3 3 から出力される映像信号を、図 1 に示す理想的な映像信号に近づけることができる。なお、各ブロックの処理については、第 1 の実施形態と同じであるため、詳細な説明は省略する。

30

#### 【 0 0 2 7 】

次に、図 7 に本発明の第 3 の実施形態における電子内視鏡システムの電子内視鏡 3 0 0 の先端部 6 0、操作部 6 1 及びコネクタ部 6 2 の概略のブロック図を示す。本実施形態においては、第 1 及び第 2 の実施形態と異なり、タイミング信号生成回路 2 3、P L L 回路 2 5 ~ 2 7、また P L L 回路 2 5 ~ 2 7 によりジッタが除去されたタイミング信号が供給されるドライブ回路 2 1、ゲート回路 2 2、C D S 回路 2 8 及び A / D 変換回路 2 9 が、操作部 6 1 内に配設されている。このため、第 1 の実施形態に比べて P L L 回路 2 5 から撮像素子 3 3 までのタイミング信号の伝送経路長や撮像素子 3 3 から A / D 変換回路 2 9 までのアナログの映像信号の伝送経路長を短くすることができるため、これらの信号の伝送中にノイズが混入する可能性を低減することができる。なお、各ブロックの処理については、第 1 の実施形態と同じであるため、詳細な説明は省略する。

40

#### 【 0 0 2 8 】

次に、図 8 に本発明の第 4 の実施形態における電子内視鏡システムの電子内視鏡の先端部 7 0 及びビデオプロセッサ 7 1 の概略のブロック図を示す。本実施形態においては、第 1 ~ 第 3 の実施形態と異なり、制御回路 2 0、ドライブ回路 2 1、ゲート回路 2 2、タイミング信号生成回路 2 3、P L L 回路 2 5 ~ 2 7、C D S 回路 2 8、A / D 変換回路 2 9、信号処理回路 3 0 の各回路がビデオプロセッサ 7 1 内に配設されている。各ブロックの処理については、第 1 の実施形態と同じであるため、詳細な説明は省略する。第 4 の実施

50

形態における電子内視鏡システムでは、第1～第3の実施形態に比べて、電子内視鏡の回路構成を簡素化させて製造コスト面で有利な上、リードタイム短縮の効果も得ることができる。

【0029】

なお、いずれの実施形態においても、PLL回路25～27は、タイミング信号生成回路23とは独立して配設することが望ましい。すなわち、PLL回路25～27が、タイミング信号生成回路23と同一のパッケージ又はチップに含まれないように物理的に分離することで、タイミング信号生成回路23から発生したノイズがPLL回路25～27に伝搬しないようにする。さらに、PLL回路25～27を基準電源等ともノイズフィルタ等によって分離することで、電源変動に伴うノイズをPLL回路25～27に伝搬しないようにすることができる。

10

【0030】

PLL回路の応答特性は、組み合わせる撮像素子の駆動信号周波数や各伝送経路のケーブル長等によって最適な値が異なるため、電子内視鏡システムの構成に応じてPLLフィルタの特性を変更可能であることが望ましい。そこで、上記の実施形態においては、図4(b)に示すPLLフィルタ41の他に、図9に示すような複数(図ではR1, R2, R3の3つ)の抵抗を並列に接続してスイッチ(図ではSW1, SW2, SW3)により抵抗を切り換えることにより、PLLフィルタの帯域特性を変更させる構成とすることもできる。PLLフィルタの抵抗の切り替えは、制御回路20によりスイッチを切り替えることにより行う。PLLフィルタの抵抗を切り替えることにより、PLL回路25～27におけるカットオフ周波数を変更することができる。なお、抵抗の切り替えを行う代わりにコンデンサの容量を変更する構成を採用することもできる。さらに、PLL回路25～27には、上記の説明におけるアナログPLL回路の他に、PLLフィルタ部分をデジタルフィルタ化したPLL回路等を採用しても本発明の効果を達成することができる。なお、PLLフィルタ部分をデジタル化することでフィルタ帯域の変更が容易になり、上記のように電子内視鏡システムの構成に応じてフィルタ特性を変更する必要がある場合、特性を十分に適合化させることが期待できる。

20

【0031】

また、PLL回路25～27においてサンプリングクロック等のタイミングを調整するために、帰還路(VCOから位相比較器に至る経路)上に遅延回路を挿入することによって、PLL回路25～27における入力と出力の間に位相差を設定して、遅延量を制御することによりPLL回路25～27の間でタイミング信号の出力タイミングを調整することができる。さらに、出力信号の周波数を定める分周器を設けることもできる。

30

【0032】

以上が本発明の実施形態に関する説明である。本発明は、上記の構成に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲においてさまざまな変形が可能である。例えば、上記の説明では、PLLフィルタは1次のLPFとしているが、2次以上の高次のLPFを用いることもできる。

【符号の説明】

【0033】

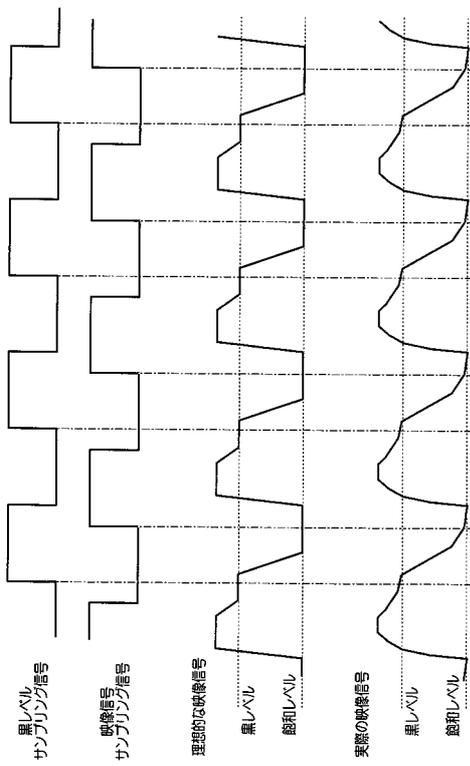
10, 50, 60, 70 先端部  
 12, 61 操作部  
 21 ドライブ回路  
 22 ゲート回路  
 23 タイミング信号生成回路  
 25～27 PLL回路  
 28 CDS回路  
 29 A/D変換回路  
 33 撮像素子  
 41 PLLフィルタ

40

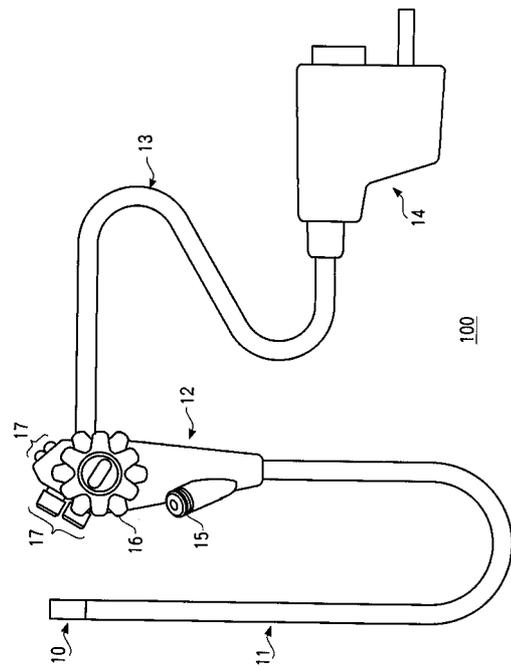
50

7 1 ビデオプロセッサ  
1 0 0 , 2 0 0 , 3 0 0 電子内視鏡

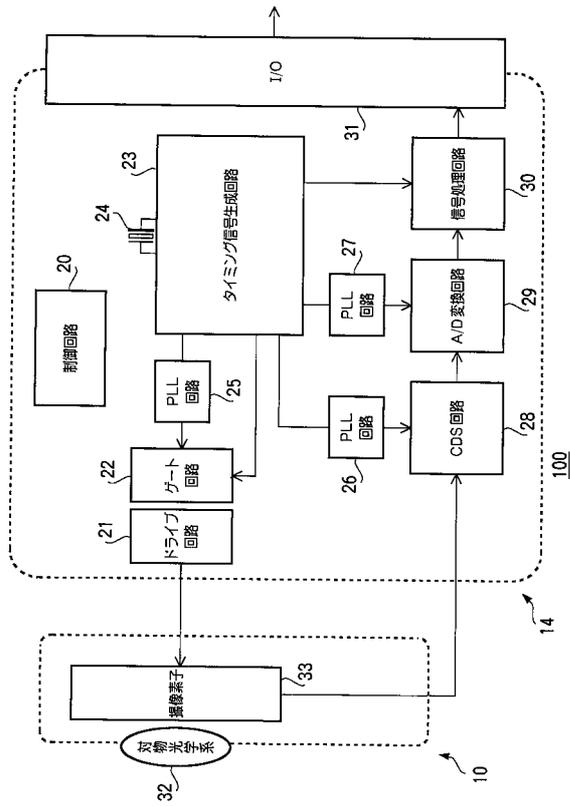
【 図 1 】



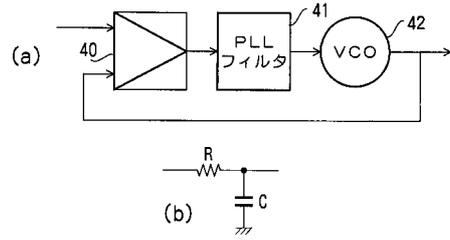
【 図 2 】



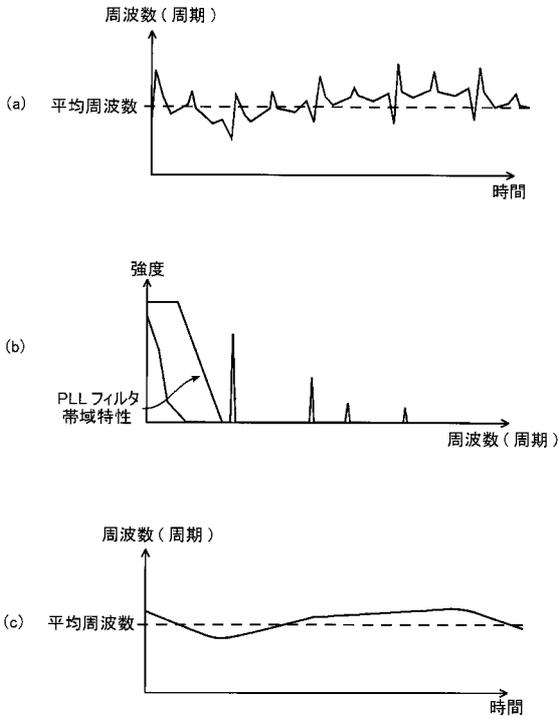
【 図 3 】



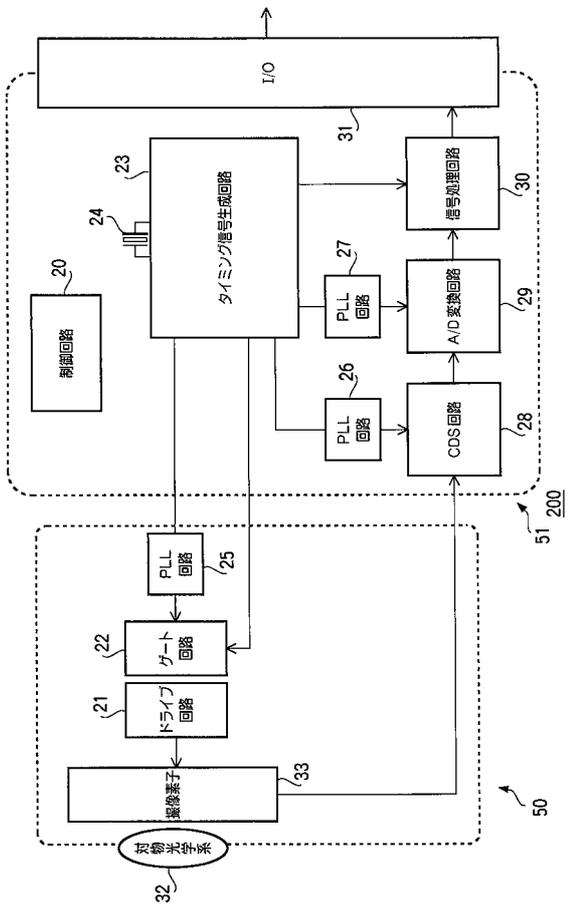
【 図 4 】



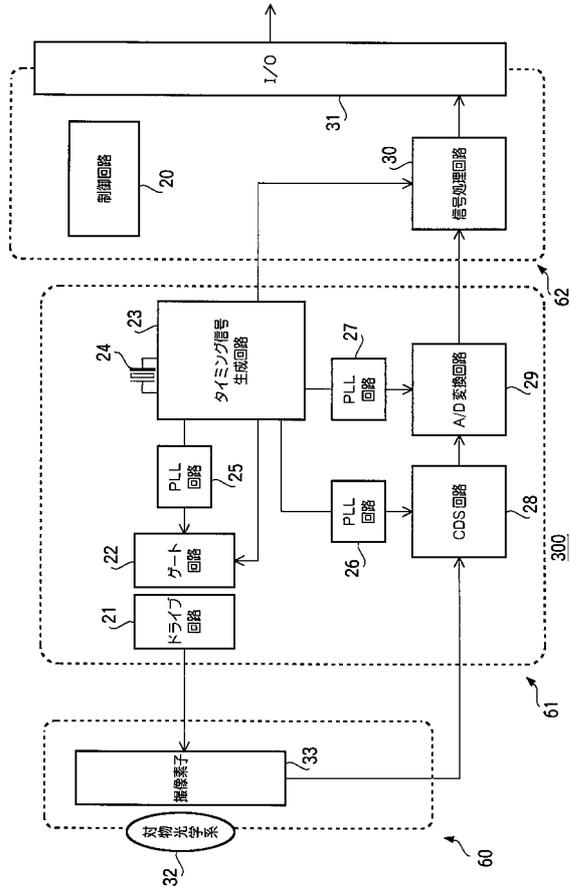
【 図 5 】



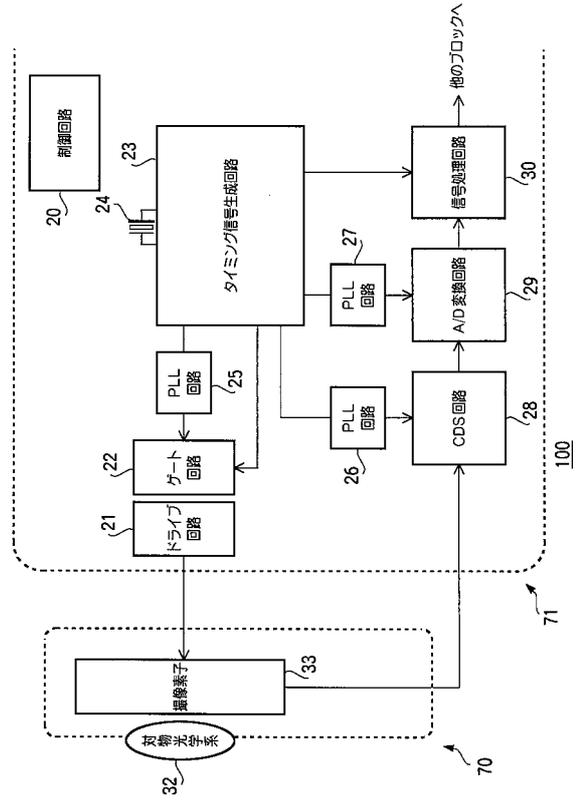
【 図 6 】



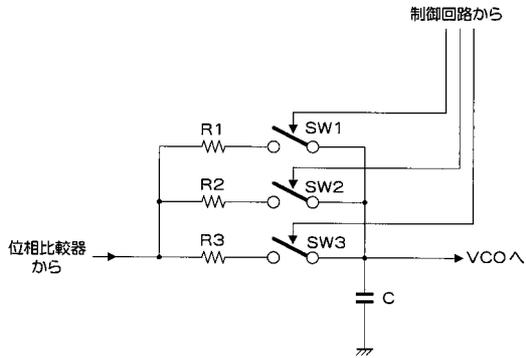
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



专利名称(译)	具有定时信号抖动消除电路的电子内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011167502A</a>	公开(公告)日	2011-09-01
申请号	JP2010208790	申请日	2010-09-17
[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	水口直志		
发明人	水口 直志		
IPC分类号	A61B1/04 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.372 H04N7/18.M A61B1/00.711 A61B1/00.712 A61B1/00.715 A61B1/045.611 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/JJ15 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/SS01 4C061/SS18 4C161/CC06 4C161/JJ15 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/SS01 4C161/SS18 5C054/EA01 5C054/EJ05 5C054/HA12		
代理人(译)	荒木义行		
优先权	2010011604 2010-01-22 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：消除导致电子内窥镜系统中图像信号中混入噪声的抖动。  
 电子内窥镜，视频处理器，用于驱动图像传感器的驱动电路，向其输入从图像传感器输出的视频信号的相关双采样电路以及相关双采样电路一种电子内窥镜系统，包括输入输出信号的A/D转换电路，驱动电路，相关双采样电路以及将定时信号提供给A/D转换电路的定时信号生成电路，PLL电路连接在定时信号产生电路与驱动电路之间，定时信号产生电路与相关双采样电路之间，或者定时信号产生电路与A/D转换电路中的至少一个之间。提供了一种电子内窥镜系统。[选择图]图3

