

(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2005-305124

(P2005-305124A)

(43) 公開日 平成17年11月4日(2005.11.4)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00 3 0 0 A	5 C 1 2 2
H 0 4 N 5/225	H 0 4 N 5/225 C	

審査請求 未請求 請求項の数 21 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2004-349668 (P2004-349668)	(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 2-2-1 5
(22) 出願日	平成16年12月2日 (2004. 12. 2)	(74) 代理人	100083574 弁理士 池内 義明
(31) 優先権主張番号	特願2004-91052 (P2004-91052)	(72) 発明者	長野 雅彦 神奈川県横浜市港北区新横浜 2-2-1 5 株式会社メディア・テクノロジー内
(32) 優先日	平成16年3月26日 (2004. 3. 26)	(72) 発明者	林 友義 神奈川県横浜市港北区新横浜 2-2-1 5 株式会社メディア・テクノロジー内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	F ターム (参考)	4C061 CC06 FF11 FF41 JJ15 JJ19 LL02 NN01 NN03 SS04 SS05 UU05 UU09 5C122 DA26 EA22 EA27 EA42 FC01

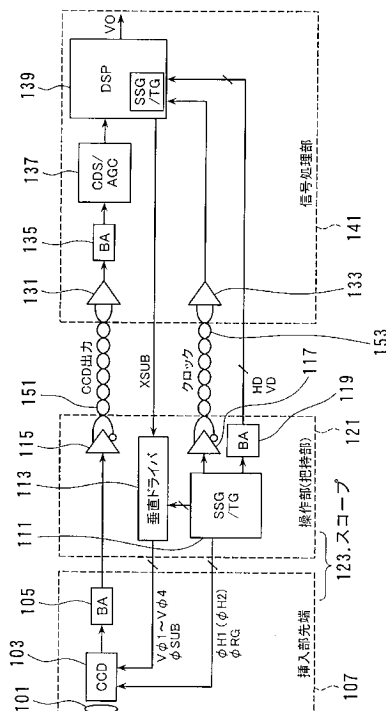
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 電子内視鏡装置において、スコープと信号処理部との接続ケーブルの本数を低減し、撮像画像の品質を高めると共に、外部への不要輻射ノイズを低減する。

【解決手段】 先端部に固体撮像素子 1 0 3 を備えた細長い管状の挿入部と前記挿入部の後端近傍に設けられたスコープ操作部 1 2 1 とを有するスコープ本体部 1 2 3、および前記スコープ本体部と信号ケーブルによって接続された信号処理部 1 4 1 を有する電子内視鏡装置において、前記操作部 1 2 1 に同期信号・タイミング信号発生器 1 1 1 と垂直ドライバ回路 1 1 3 を設け、前記固体撮像素子 1 0 3 を駆動する信号を前記操作部 1 2 1 で生成して前記挿入部先端の固体撮像素子 1 0 3 に供給する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

先端部に固体撮像素子を備えた細長い管状の挿入部と前記挿入部の後端近傍に設けられたスコープ操作部とを有するスコープ本体部、および前記スコープ本体部と信号ケーブルによって接続されかつ前記固体撮像素子の出力信号を処理する映像信号処理回路を含む信号処理部を有する電子内視鏡装置であって、

前記スコープ操作部に同期信号・タイミング信号発生器と垂直ドライバ回路を設け、前記固体撮像素子を駆動する信号を前記操作部で生成して前記挿入部先端の固体撮像素子へ供給することを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】

前記信号処理部は信号処理用デジタル信号プロセッサを備え、前記信号処理用デジタル信号プロセッサと前記同期信号・タイミング信号発生器とを同期させるために必要なクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号を前記スコープ操作部から前記信号処理部へ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 3】

前記スコープ操作部で生成したクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号のうち、少なくともクロック信号は差動信号に変換して接続ケーブルを介して前記信号処理部へ伝送するとともに、前記信号処理部から電荷吐き出しパルス(XSUB)を接続ケーブルを介して前記スコープ操作部へ伝送することを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 4】

前記スコープ操作部で生成したクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号のうち、少なくともクロック信号は光信号に変換して光信号ケーブルを介して前記信号処理部へ伝送するとともに、前記信号処理部から電荷吐き出しパルス(XSUB)を前記スコープ操作部へ伝送することを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 5】

前記信号処理部側に同期信号発生器を設け、前記同期信号発生器からクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号を前記スコープ操作部に送り、前記スコープ操作部にある前記同期信号・タイミング信号発生器を外部同期モードで駆動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 6】

前記信号処理部側の同期信号発生器で生成したクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号のうち、少なくともクロック信号は差動信号に変換して接続ケーブルを介して前記スコープ操作部へ伝送するとともに、前記信号処理部から電荷吐き出しパルス(XSUB)を接続ケーブルを介して前記スコープ操作部へ伝送することを特徴とする請求項 5 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 7】

前記信号処理部側の同期信号発生器で生成したクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号のうち、少なくともクロック信号は光信号に変換して光信号ケーブルを介して前記スコープ操作部へ伝送するとともに、前記信号処理部から電荷吐き出しパルス(XSUB)を前記スコープ操作部へ伝送することを特徴とする請求項 5 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 8】

前記挿入部の先端に設けられた固体撮像素子から出力された出力信号は前記スコープ操作部で差動信号に変換した後前記信号処理部へ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 9】

前記挿入部の先端に設けられた固体撮像素子から出力された出力信号は前記スコープ操作部で光信号に変換した後前記信号処理部へ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。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

先端部に1対の固体撮像素子を備えた細長い管状の挿入部と前記挿入部の後端近傍に設けられたスコープ操作部とを有するスコープ本体部、および前記スコープ本体部と信号ケーブルによって接続されかつ前記固体撮像素子の出力信号を処理する映像信号処理回路を含む信号処理部を有する立体電子内視鏡装置であって、

前記スコープ操作部に同期信号・タイミング信号発生器と垂直ドライバ回路を設け、前記固体撮像素子を駆動する信号を前記スコープ操作部で生成して前記挿入部先端の固体撮像素子へ供給することを特徴とする立体電子内視鏡装置。

【請求項 11】

前記信号処理部は信号処理用デジタル信号プロセッサを備え、前記信号処理用デジタル信号プロセッサと前記同期信号・タイミング信号発生器とを同期させるために必要なクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号を前記スコープ操作部から前記信号処理部へ伝送することを特徴とする請求項10に記載の立体電子内視鏡装置。

10

【請求項 12】

前記スコープ操作部で生成したクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号のうち、少なくともクロック信号は差動信号に変換して接続ケーブルを介して前記信号処理部へ伝送するとともに、前記信号処理部から電荷吐き出しパルス(XSUB)を接続ケーブルを介して前記スコープ操作部へ伝送することを特徴とする請求項11に記載の立体電子内視鏡装置。

【請求項 13】

前記スコープ操作部で生成したクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号のうち、少なくともクロック信号は光信号に変換して光信号ケーブルを介して前記信号処理部へ伝送するとともに、前記信号処理部から電荷吐き出しパルス(XSUB)を前記スコープ操作部へ伝送することを特徴とする請求項11に記載の立体電子内視鏡装置。

20

【請求項 14】

前記信号処理部側に同期信号発生器を設け、前記同期信号発生器からクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号を前記スコープ操作部に送り、前記スコープ操作部にある前記同期信号・タイミング信号発生器を外部同期モードで駆動することを特徴とする請求項10に記載の立体電子撮像装置。

【請求項 15】

前記信号処理部側の同期信号発生器で生成したクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号のうち、少なくともクロック信号は差動信号に変換して接続ケーブルを介して前記スコープ操作部へ伝送するとともに、前記信号処理部から電荷吐き出しパルス(XSUB)を接続ケーブルを介して前記スコープ操作部へ伝送することを特徴とする請求項14に記載の立体電子内視鏡装置。

30

【請求項 16】

前記信号処理部側の同期信号発生器で生成したクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号のうち、少なくともクロック信号は光信号に変換して光信号ケーブルを介して前記スコープ操作部へ伝送するとともに、前記信号処理部から電荷吐き出しパルス(XSUB)を前記スコープ操作部へ伝送することを特徴とする請求項14に記載の立体電子内視鏡装置。

40

【請求項 17】

前記挿入部の先端に設けられた1対の固体撮像素子から出力された出力信号は前記スコープ操作部でそれぞれ差動信号に変換した後前記信号処理部へ伝送することを特徴とする請求項10に記載の立体電子内視鏡装置。

【請求項 18】

前記挿入部の先端に設けられた1対の固体撮像素子から出力された出力信号は前記スコープ操作部でそれぞれ光信号に変換した後前記信号処理部へ伝送することを特徴とする請求項10に記載の立体電子内視鏡装置。

【請求項 19】

50

前記スコープ操作部に信号処理用デジタル信号プロセッサを設けたことを特徴とする請求項 10 に記載の立体電子内視鏡装置。

【請求項 20】

前記信号処理用デジタル信号プロセッサによって生成された 1 対の映像出力信号をそれぞれ差動信号に変換した後表示系信号処理部へ伝送することを特徴とする請求項 19 に記載の立体電子内視鏡装置。

【請求項 21】

前記信号処理用デジタル信号プロセッサによって生成された 1 対の映像出力信号をそれぞれ光信号に変換した後表示系信号処理部へ伝送することを特徴とする請求項 19 に記載の立体電子内視鏡装置。

10

【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、特に電子内視鏡のスコープ部分と信号処理部とを接続する接続ケーブルの本数を減らすと共に、波形劣化やノイズによる各信号への悪影響および外部への不要輻射を低減させる技術に関する。

【背景技術】

【0002】

電子内視鏡装置は、細長い管状の挿入部を有し、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信号処理回路や駆動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、固体撮像素子の信号処理回路や駆動回路は挿入部を備えたスコープ部分の外に配置し、ケーブルを用いて固体撮像素子と信号処理回路や駆動回路とを連結するのが一般的である。

20

【0003】

図 8 は、一般的な電子内視鏡装置の外観を概略的に示す。同図の電子内視鏡装置は、スコープ 500、ビデオプロセッサまたは信号処理部 505、およびスコープ 500 と信号処理部 505 とを接続するケーブル 507 を備えている。

30

【0004】

スコープ 500 は、細長い管状の挿入部 501 と、該挿入部 501 の他端に設けられスコープ 500 を保持しかつ操作するためのより太い形状の操作部（または把持部）503 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】

また、挿入部 501 の先端部 501 a には対物光学系および CCD のような固体撮像素子を含む撮像手段が配置されている（図示せず）。

40

【0006】

スコープ 500 と信号処理部 505 はケーブル 507 で接続される。ケーブル 507 は、例えば、コネクタ 509 によって信号処理部 505 と着脱可能に接続することができる。

【0007】

図 9 は、電子内視鏡装置の他の構成例を示す。同図の電子内視鏡装置は、図 8 のコネクタ 509 の部分に回路基板を収納するためのケースである回路基板収納部 601 を設けたものである。

【0008】

図 10 は、従来の電子内視鏡装置の回路構成を概略的に示す。同図の構成では、スコー

50

ブ 709 の挿入部先端 707 に、対物光学系 701、CCD のような固体撮像素子 703、および固体撮像素子 703 の近傍に配置され該固体撮像素子 703 からの画像（または映像）信号出力を受けて信号処理部 721 に伝送するためのバッファアンプ 705 を備えている。

【0009】

信号処理部 721 は、スコープ 709 から同軸ケーブルやシールド線を含むケーブルを介して送られてきた画像信号を受ける他のバッファアンプ 711、該バッファアンプ 711 の出力信号を受ける相関二重サンプリングおよび AGC (CDS / AGC) 回路 713、デジタル信号プロセッサ (DSP) 715、タイミング発生器 717 および垂直駆動信号ドライバ 719 などを備えている。

10

【0010】

このような信号処理部 721 は、スコープ（電子内視鏡本体部）709 とは別個に設けられ、固体撮像素子 703 の出力信号（CCD 出力）、および各種の固体撮像素子駆動信号（H1, H2, RG, V1 ~ V4, SUB）を伝送するための信号ケーブルなどを束ねて構成した接続ケーブルによって接続されている。なお、信号処理部 721 には固体撮像素子駆動回路として、固体撮像素子 703 に対して上記各駆動信号、すなわち水平レジスタ転送クロック（H1, H2）、リセットゲートクロック（RG）、垂直レジスタ転送クロック（V1 ~ V4）その他、を供給するための回路を含んでいるが、説明を簡略化するためにタイミング発生器 717 および垂直駆動信号ドライバ 719 で代表させている。

20

【0011】

図 10 に示される電子内視鏡装置においては、スコープ 709 の挿入部（図示せず）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 721 のタイミング発生器 717 および垂直駆動信号ドライバ 719 で代表される固体撮像素子駆動回路から各種駆動信号が固体撮像素子 703 に供給される。固体撮像素子 703 から出力された画像出力信号はバッファアンプ 705 および信号ケーブルを介して信号処理部 721 に伝送される。信号処理部 721 においては、この画像信号をバッファアンプ 711 を介して CDS / AGC 回路 713 に入力し、該 CDS / AGC 回路 713 およびデジタル信号プロセッサ 715 などによって固体撮像素子 703 から受信した画像信号に必要な画像処理を行ない出力画像信号 VO として図示しない画像表示部に供給し、撮像画像の表示などを行なう。

30

【0012】

なお、図 10 に示される電子内視鏡装置では、前記図 8 に示される電子内視鏡装置の構成に対応して、スコープ 709 の挿入部先端に撮像光学系 701、固体撮像素子 703 およびバッファアンプ 705 のみを設け、このようなスコープ 709 とケーブルによって接続された信号処理部 721 にバッファアンプ 711、CDS / AGC 713、デジタル信号プロセッサ 715、タイミング発生器 717 および垂直駆動信号ドライバ 719 を設けている。但し、他の従来例の電子内視鏡装置として、前記図 9 の装置構成に対応して、信号処理部 721 の構成要素の一部を信号処理部 721 と信号ケーブルとを接続するコネクタ部分に設けられた回路基板収納部 601（図 9）に配置したものもある。

40

【0013】

次に、図 11 は、他の従来例として、立体電子内視鏡装置の概略の構成を示す。図 11 の立体電子内視鏡装置は、スコープ 811 と信号処理部 841 を備え、これらの間は各種信号を伝送する信号ケーブルによって接続されている。スコープ 811 の挿入部先端 809 には一対の固体撮像素子 801, 803 およびこれら固体撮像素子の出力を信号処理部 841 に伝送するためのバッファアンプ 805 および 807 が配置されている。また、図示しない撮像レンズなどの撮像光学系がそれぞれの固体撮像素子 801 および 803 に対応して設けられている。

【0014】

また、信号処理部 841 には、スコープ 811 の一対の固体撮像素子 801 および 80

50

3の出力信号を処理するための一对の信号処理回路が設けられている。すなわち、固体撮像素子801に対応して、バッファアンプ821、CDS/A GC回路825、デジタル信号プロセッサ833、タイミング発生器829および垂直駆動信号ドライバ837が設けられている。また、他の固体撮像素子803に対応して、バッファアンプ823、CDS/A GC回路827、デジタル信号プロセッサ835、タイミング発生器831および垂直駆動信号ドライバ839が設けられている。

【0015】

図11の立体電子内視鏡装置においては、各固体撮像素子801および803によって撮像された被写体の画像信号がそれぞれ信号処理部841において前記図7の回路と同様に信号処理され、立体画像信号出力VO1, VO2が得られる。なお、2つのデジタル信号プロセッサ(DSP)833および835は互いに同期して動作するように構成される。例えば、一方のDSPのクロック信号を他方のDSPに送り外部同期モードで動作させることができる。

10

【特許文献1】特開平10-234661号公報

【特許文献2】特開2003-126029号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0016】

上述のように、従来の電子内視鏡装置においては、スコープ709, 811の挿入部の先端に固体撮像素子とバッファアンプが配置され、その他の信号処理回路は信号処理部側に設けられている。スコープ709, 811は信号処理部721, 841とケーブルを介して接続され、このケーブルの長さは長いものでは3~4メートルを超えるものもある。また、スコープ自体の長さも長いものでは長さが1メートル以上のものもある。このため、固体撮像素子と信号処理部を結ぶケーブルの長さが、挿入部の長さと同様連結ケーブルの長さの和になって5メートル以上になることもある。

20

【0017】

このため、固体撮像素子用の駆動信号、特にリセットゲート信号、水平転送クロック信号、並びに固体撮像素子出力信号は、ケーブル伝送中に波形劣化が生じたり、信号間での干渉ノイズにより相互に悪影響を受けることもある。また、不要輻射によって電子内視鏡装置の外部にノイズを与え、例えば電子内視鏡装置をMRI装置のような他の機器の周辺で使用すると、該他の機器に不要輻射ノイズを与えることもあった。

30

【0018】

さらに、スコープと信号処理部とを結ぶケーブルの本数が多いため、ケーブルが太くなりしなやかさが損なわれて操作性および使い勝手が悪くなるという不都合もあった。また、信号線が増えることによって不要輻射やノイズの問題も大きくなるという不都合もあった。

【0019】

特に、立体電子内視鏡装置の場合は、スコープと信号処理部とを結ぶケーブルの本数は、固体撮像素子が2つあるため、水平転送方式が1相駆動CCDの場合でも、電源、グラウンド(GND)を除き16本の信号ケーブルが必要となる。このため、コネクタ部における信頼性に影響を与えるだけでなく、前述のようにケーブルが太くなるためしなやかさが損なわれて操作性および使い勝手が悪くなるという不都合が顕著に現われてくる。

40

【0020】

本発明の目的は、このような従来の電子内視鏡装置における問題点に鑑み、スコープ操作部に同期信号発生器および垂直駆動信号ドライバ回路を設けるという構想に基づき、スコープと信号処理部を接続するケーブルの本数を少なくし、ケーブル部分の太さを細くしてケーブル部分のしなやかさを改善し、かつ電子内視鏡装置の操作性および使い勝手を向上させることにある。

【0021】

本発明の他の目的は、簡単な装置構成で電子内視鏡装置における各信号の信号劣化を防

50

止しかつ信号対雑音比を改善して、撮像画像の品質を向上させることにある。

【0022】

本発明のさらに他の目的は、電子内視鏡装置から発生する不要輻射によるノイズを軽減させ、他の装置に与える悪影響を除去することにある。

【課題を解決するための手段】

【0023】

本発明の一態様によれば、先端部に固体撮像素子を備えた細長い管状の挿入部と前記挿入部の後端近傍に設けられたスコープ操作部とを有するスコープ本体部、および前記スコープ本体部と信号ケーブルによって接続されかつ前記固体撮像素子の出力信号を処理する映像信号処理回路を含む信号処理部を有する電子内視鏡装置において、前記スコープ操作部に同期信号・タイミング信号発生器と垂直ドライバ回路を設け、前記固体撮像素子を駆動する信号を前記操作部で生成して前記挿入部先端の固体撮像素子へ供給することを特徴とする。

10

【0024】

この場合、前記信号処理部は信号処理用デジタル信号プロセッサを備え、前記信号処理用デジタル信号プロセッサと前記同期信号・タイミング信号発生器とを同期させるために必要なクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号を前記スコープ操作部から前記信号処理部へ伝送すると好都合である。

【0025】

また、前記スコープ操作部で生成したクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号のうち、少なくともクロック信号は差動信号に変換して接続ケーブルを介して前記信号処理部へ伝送するとともに、前記信号処理部から電荷吐き出しパルス(XSUB)を接続ケーブルを介して前記スコープ操作部へ伝送することもできる。

20

【0026】

あるいは、前記スコープ操作部で生成したクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号のうち、少なくともクロック信号は光信号に変換して光信号ケーブルを介して前記信号処理部へ伝送するとともに、前記信号処理部から電荷吐き出しパルス(XSUB)を前記スコープ操作部へ伝送することもできる。

【0027】

この場合、前記信号処理部側に同期信号発生器を設け、前記同期信号発生器からクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号を前記スコープ操作部に送り、前記スコープ操作部にある前記同期信号・タイミング信号発生器を外部同期モードで駆動すると好都合である。

30

【0028】

さらに、前記信号処理部側の同期信号発生器で生成したクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号のうち、少なくともクロック信号は差動信号に変換して接続ケーブルを介して前記スコープ操作部へ伝送するとともに、前記信号処理部から電荷吐き出しパルス(XSUB)を接続ケーブルを介して前記スコープ操作部へ伝送すると好都合である。

【0029】

あるいは、前記信号処理部側の同期信号発生器で生成したクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号のうち、少なくともクロック信号は光信号に変換して光信号ケーブルを介して前記スコープ操作部へ伝送するとともに、前記信号処理部から電荷吐き出しパルス(XSUB)を前記スコープ操作部へ伝送することもできる。

40

【0030】

さらに、前記挿入部の先端に設けられた固体撮像素子から出力された出力信号は前記スコープ操作部で差動信号に変換した後前記信号処理部へ伝送してもよい。

【0031】

あるいは、前記挿入部の先端に設けられた固体撮像素子から出力された出力信号は前記スコープ操作部で光信号に変換した後前記信号処理部へ伝送することもできる。

【0032】

50

本発明の別の態様によれば、先端部に1対の固体撮像素子を備えた細長い管状の挿入部と前記挿入部の後端近傍に設けられたスコープ操作部とを有するスコープ本体部、および前記スコープ本体部と信号ケーブルによって接続されかつ前記固体撮像素子の出力信号を処理する映像信号処理回路を含む信号処理部を有する立体電子内視鏡装置において、前記スコープ操作部に同期信号・タイミング信号発生器と垂直ドライバ回路を設け、前記固体撮像素子を駆動する信号を前記スコープ操作部で生成して前記挿入部先端の固体撮像素子へ供給することを特徴とする。

【0033】

この場合、前記信号処理部は信号処理用デジタル信号プロセッサを備え、前記信号処理用デジタル信号プロセッサと前記同期信号・タイミング信号発生器とを同期させるために必要なクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号を前記スコープ操作部から前記信号処理部へ伝送するよう構成できる。

10

【0034】

また、前記スコープ操作部で生成したクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号のうち、少なくともクロック信号は差動信号に変換して接続ケーブルを介して前記信号処理部へ伝送するとともに、前記信号処理部から電荷吐き出しパルス(XSUB)を接続ケーブルを介して前記スコープ操作部へ伝送すると好都合である。

【0035】

あるいは、前記スコープ操作部で生成したクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号のうち、少なくともクロック信号は光信号に変換して光信号ケーブルを介して前記信号処理部へ伝送するとともに、前記信号処理部から電荷吐き出しパルス(XSUB)を前記スコープ操作部へ伝送することもできる。

20

【0036】

また、前記信号処理部側に同期信号発生器を設け、前記同期信号発生器からクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号を前記スコープ操作部に送り、前記スコープ操作部にある前記同期信号・タイミング信号発生器を外部同期モードで駆動することもできる。

【0037】

この場合、前記信号処理部側の同期信号発生器で生成したクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号のうち、少なくともクロック信号は差動信号に変換して接続ケーブルを介して前記スコープ操作部へ伝送するとともに、前記信号処理部から電荷吐き出しパルス(XSUB)を接続ケーブルを介して前記スコープ操作部へ伝送すると好都合である。

30

【0038】

あるいは、前記信号処理部側の同期信号発生器で生成したクロック信号、水平駆動信号および垂直駆動信号のうち、少なくともクロック信号は光信号に変換して光信号ケーブルを介して前記スコープ操作部へ伝送するとともに、前記信号処理部から電荷吐き出しパルス(XSUB)を前記スコープ操作部へ伝送するよう構成してもよい。

【0039】

また、前記挿入部の先端に設けられた1対の固体撮像素子から出力された出力信号は前記スコープ操作部でそれぞれ差動信号に変換した後前記信号処理部へ伝送すると好都合である。

40

【0040】

あるいは、前記挿入部の先端に設けられた1対の固体撮像素子から出力された出力信号は前記スコープ操作部でそれぞれ光信号に変換した後前記信号処理部へ伝送することもできる。

【0041】

さらに、前記スコープ操作部に信号処理用デジタル信号プロセッサを設けてもよい。

【0042】

この場合、前記信号処理用デジタル信号プロセッサによって生成された1対の映像出力信号をそれぞれ差動信号に変換した後表示系信号処理部へ伝送することができる。

【0043】

50

あるいは、前記信号処理用デジタル信号プロセッサによって生成された1対の映像出力信号をそれぞれ光信号に変換した後表示系信号処理部へ伝送してもよい。

【発明の効果】

【0044】

本発明によれば、電子内視鏡装置において、水平転送クロック信号やリセットゲート信号を長いケーブルで伝送する必要がなくなり、各種信号の波形劣化や相互干渉によるノイズの影響を著しく低減することができる。このため、電子内視鏡装置の動作を安定化すると共に撮像画像の品質を向上させることが可能になる。また、不要輻射による外部へのノイズによる悪影響も的確に防止できる。

【0045】

さらに、スコープと信号処理部とを接続するケーブルの本数が大幅に低減され、コネクタ部における信頼性も高くなり、またケーブルが細くなってしなやかさを維持することができ、電子内視鏡装置の操作性および使い勝手も大幅に改善される。したがって、立体電子内視鏡装置においても、このような優れた効果を維持することが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0046】

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。

図1は、本発明の一実施形態に係わる電子内視鏡装置の概略的な回路構成を示す。同図に示された電子内視鏡装置は、挿入部（挿入部先端107のみを示す）と操作部（または把持部）121とを備えたスコープ123、および該スコープ123とケーブルで接続された信号処理部141を備えている。

【0047】

スコープ123は、細長い管状の挿入部（図示せず）内の先端部107に配置された対物光学系101、およびCCD素子のような固体撮像素子103を含む撮像手段を備えている。また、固体撮像素子103の近傍には、該固体撮像素子103からの出力信号を信号処理部141に伝送するためのバッファアンプ（BA）105が配置されている。

【0048】

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その他は省略してある。また、固体撮像素子103への電源線なども図示を省略している。

【0049】

スコープ123の挿入部の後端または後端近傍に配置された操作部121には、本発明に従って、各種同期信号およびタイミング信号を発生する同期信号・タイミング信号発生器（SSG/TG）111および垂直駆動信号ドライバ113などが配置されている。また、操作部121には、固体撮像素子103の出力信号を信号処理部141に差動信号として伝送するための差動信号ドライバ115、同期信号・タイミング信号発生器111から出力されるクロック信号を差動信号として信号処理部141に伝送するための他の差動信号ドライバ117、および水平駆動信号（HD）および垂直駆動信号（VD）を信号処理部141に伝送するためのバッファアンプ119を備えている。

【0050】

信号処理部141は、操作部121の差動信号ドライバ115および117の出力をそれぞれツイストペアケーブル151および153を介して受けるための差動信号レシーバ131および133を備えている。信号処理部141にはさらに、バッファアンプ135、相関二重サンプリングおよび自動利得制御（CDS/AGC）回路137、およびデジタル信号プロセッサ（DSP）139が設けられている。

【0051】

図1に示される装置においては、スコープ123の操作部121におけるSSG/TG111および垂直駆動信号ドライバ113によって各種同期信号およびタイミング信号が生成され、挿入部先端107および信号処理部141に供給される。

【0052】

10

20

30

40

50

すなわち、操作部 1 2 1 における S S G / T G 1 1 1 によって水平転送クロック信号 (H 1 , H 2) およびリセットゲート信号 (R G) が生成され挿入部先端の固体撮像素子 1 0 3 に供給される。また、垂直ドライバ 1 1 3 から垂直転送クロック信号 (V 1 ~ V 4) および基板クロック信号 (S U B) が固体撮像素子 1 0 3 に供給される。また、固体撮像素子 1 0 3 によって得られた出力信号は、バッファアンプ 1 0 5 を介し操作部 1 2 3 内の差動信号ドライバ 1 1 5 に伝送される。

【 0 0 5 3 】

また、操作部 1 2 1 においては、S S G / T G 1 1 1 から出力されるクロック信号が差動信号ドライバ 1 1 7 によって差動信号に変換されツイストペアケーブル 1 5 3 を介して信号処理部 1 4 1 に伝送される。また、水平同期信号 H D および垂直同期信号 V D もバッファアンプ 1 1 9 を介し接続ケーブルを介して信号処理部 1 4 1 に伝送される。なお、バッファアンプ 1 1 9 は通常は各同期信号毎に 1 個ずつ設けられるが、図 1 では図示の簡単化のため 1 つのブロックのバッファアンプ 1 1 9 で代表させている。

10

【 0 0 5 4 】

操作部 1 2 1 においては、さらに、垂直駆動信号ドライバ 1 1 3 により S S G / T G 1 1 1 からのタイミング信号および信号処理部 1 4 1 から接続ケーブルを介して伝送される電荷吐き出しパルス (X S U B) を受けて、前述のように、垂直転送クロック信号および基板クロック信号が生成され挿入部先端の固体撮像素子 1 0 3 に供給される。

【 0 0 5 5 】

また、操作部 1 2 1 において、差動信号ドライバ 1 1 5 は挿入部先端の固体撮像素子 1 0 3 の出力信号をバッファアンプ 1 0 5 を介して受け、対応する差動信号を生成してツイストペアケーブル 1 5 1 を介して信号処理部に伝送する。

20

【 0 0 5 6 】

信号処理部 1 4 1 においては、差動信号レシーバ 1 3 1 が操作部 1 2 1 の差動信号ドライバ 1 1 5 から伝送されてきた差動出力信号を受け、不平衡信号に変換してバッファアンプ 1 3 5 を介し C D S / A G C 1 3 7 に供給する。C D S / A G C 回路 1 3 7 は周知の態様で固体撮像素子 1 0 3 から送られてきた画像 (映像) 信号に対して必要な画像処理を行ないデジタル信号プロセッサ 1 3 9 においてさらに必要な信号処理を行なった後、出力画像信号 V O として、例えば、図示しない画像表示部に供給し、撮像画像の表示、記録などが行なわれる。なお、C D S / A G C 回路 1 3 7 は図示していないが A D 変換器を備えているものとする。

30

【 0 0 5 7 】

また、信号処理部 1 4 1 においては、操作部 1 2 1 の差動信号ドライバ 1 1 7 から送られてきた差動クロック信号を差動信号レシーバ 1 3 3 で受けて不平衡信号に変換し、D S P 1 3 9 に供給する。さらに、操作部 1 2 1 のバッファアンプ 1 1 9 を介して送られてきた水平同期信号 (H D) および垂直同期信号 (V D) も D S P 1 3 9 に供給される。これらの信号によって、D S P 1 3 9 に内蔵された同期信号・タイミング信号発生器 (S S G / T G) を外部同期する。これによって、スコープ 1 2 3 の操作部 1 2 1 に設けた S S G / T G 1 1 1 と信号処理部 1 4 1 の D S P 1 3 9 に設けられた S S G / T G が互いに同期して動作する。

40

【 0 0 5 8 】

さらに、信号処理部 1 4 1 の D S P 1 3 9 は電荷吐き出しパルス X S U B を生成し、操作部 1 2 1 に伝送する。操作部 1 2 1 の垂直駆動信号ドライバ 1 1 3 はこのパルス X S U B を受けて基板クロック S U B を生成し挿入部先端の固体撮像素子 1 0 3 に供給する。これによって、信号処理部 1 4 1 の D S P 1 3 9 からの信号 X S U B によって固体撮像素子 1 0 3 の基板クロック (S U B) を制御することで電子シャッタによる調光を行なうことができる。

【 0 0 5 9 】

以上のように、スコープ 1 2 3 の操作部 1 2 1 に同期信号・タイミング信号発生器 (S S G / T G) 1 1 1 および垂直駆動信号ドライバ 1 1 3 を収納することによって、水平転

50

送クロック信号 (H 1 , H 2)、リセットゲート信号 (R G) および垂直転送クロック信号 (V 1 ~ V 4) の伝送は、スコープ 1 2 3 と信号処理部 1 4 1 を接続する接続ケーブル内を伝送する必要をなくし、スコープ 1 2 3 の挿入部内を伝送するのみでよいことになる。このためこれらの信号の波形劣化による画質劣化を防止することができる。

【 0 0 6 0 】

通常、操作部 1 2 1 と信号処理部 1 4 1 とを接続する接続ケーブルの長さはスコープ 1 2 3 の挿入部の長さより長いため、クロック信号と固体撮像素子の出力信号を差動信号として操作部 1 2 1 から信号処理部 1 4 1 に伝送することで、各信号間および外部からのノイズによるこれらの信号に対する影響や、これらの信号による外部への不要輻射ノイズを軽減させることが可能になる。

【 0 0 6 1 】

また、このような構成にすることで、操作部 1 2 1 と信号処理部とを接続する接続ケーブルの信号線の本数を大幅に減らすことが可能になる。本実施形態では、電源線およびグランド (G N D) 線を除き従来 9 本必要であった信号線を 5 本に削減できる。

【 0 0 6 2 】

なお、図 1 の実施形態では、操作部 1 2 1 の S S G / T G 1 1 1 からのクロック信号および同期信号を信号処理部 1 4 1 に伝送して D S P 1 3 9 に内蔵されている S S G / T G と外部同期させている。しかしながら、本発明はこのような構成に限られず、例えば、信号処理部 1 4 1 に設けた S S G / T G または D S P 1 3 9 に内蔵されている S S G / T G で発生されたクロック信号および同期信号をスコープ側に送ってスコープ 1 2 1 に設けられた S S G / T G 1 1 1 を外部同期モードで動作させることも可能である。この場合、少なくともクロック信号は差動信号として伝送すると好都合である。

【 0 0 6 3 】

図 2 は、本発明の別の実施形態に関わる電子内視鏡装置の概略的な回路構成を示す。同図に示された電子内視鏡装置は、図 1 に示される電子内視鏡装置において、ツイストペアケーブルを用いて差動信号で伝送される信号を光ファイバケーブルを用いて光伝送するよう構成したものである。

【 0 0 6 4 】

このため、図 2 のスコープ 1 2 3 a における操作部 1 2 1 a は、図 1 の操作部 1 2 1 における差動信号ドライバ 1 1 5 および 1 1 7 に代えて、挿入部先端 1 0 7 から固体撮像素子 1 0 3 の出力信号を受ける C D S / A G C / A D C 1 6 1 と、P / S 変換回路 1 6 3 と、電 / 光変換器 1 6 5、並びに電 / 光変換器 1 6 9 を備えている。C D S / A G C / A D C 回路 1 6 1 は、C D S / A G C 回路とアナログ - デジタル変換器 (A D C) 回路とを含むものである。P / S 変換回路 1 6 3 は並列デジタル信号を直列デジタル信号に変換するものである。電 / 光変換器 1 6 5 および 1 6 9 はそれぞれ電気信号を光信号に変換する半導体素子、例えば L E D、半導体レーザ、その他である。

【 0 0 6 5 】

また、図 2 の信号処理部 1 4 1 a は、図 1 の信号処理部 1 4 1 における差動信号レシーバ 1 3 1 , 1 3 3、バッファアンプ 1 3 5、C D S / A G C 回路 1 3 7 に代えて、光 / 電変換器 1 7 1 , 1 7 5 および S / P 変換器 1 7 3 を備えている。光 / 電変換器 1 7 1 , 1 7 5 は光ファイバ 1 8 1 および 1 8 3 を介して伝送される光信号をそれぞれ電気信号に変換するものであり、例えばフォトダイオードのような半導体素子で構成することができる。S / P 変換器は、直列デジタル信号を並列デジタル信号に変換する周知の回路である。

【 0 0 6 6 】

図 2 の電子内視鏡装置の動作は、図 1 に示される電子内視鏡装置とほぼ同じであるが、撮像素子 1 0 3 の出力信号および同期信号・タイミング信号発生器 1 1 1 から出力されるクロック信号をそれぞれ電 / 光変換器 1 6 5 および 1 6 9 によって光信号に変換し、光ファイバケーブル 1 8 1 および 1 8 3 によって信号処理部 1 4 1 a に伝送する点が異なる。固体撮像素子 1 0 3 の出力信号は操作部 1 2 1 a において、C D S / A G C / A D C 回路 1 6 1 によって相関二重サンプリング操作および自動利得制御操作が行なわれた後デジタ

10

20

30

40

50

ル信号に変換される。このデジタル信号が並列デジタル信号である場合はP/S変換回路163において直列デジタル信号に変換され、電/光変換器165によって光信号に変換され、光ファイバケーブル181を介して信号処理部141aに送られる。信号処理部141aにおいては、光ファイバケーブル181を介して送られてきた光信号が光/電変換器171によって電気信号に変換される。この電気信号はS/P変換回路173によって並列デジタル信号に変換されデジタル信号プロセッサ(DSP)139に入力される。

【0067】

また、SSG/TG回路111から出力されるクロック信号は、電/光変換器169によって光信号に変換され、光ファイバケーブル183を介して信号処理部141aに送られる。信号処理部141aにおいては、光ファイバケーブル183から受け入れた光信号を光/電変換器175によって電気信号に変換しDSP139に内蔵されたSSG/TGに供給する。

10

【0068】

このようにして図2の電子内視鏡装置では図1の電子内視鏡装置と同様の動作が行なわれるが、図2の電子内視鏡装置では、固体撮像素子の出力信号およびクロック信号を光信号として光ファイバケーブルを用いて信号処理部に伝送する。このため、簡単な装置構成で電子内視鏡装置における各信号の信号劣化を防止しかつ信号対雑音比を改善して、撮像画像の品質を向上させることができる。また、電子内視鏡装置から発生する不要輻射によるノイズを軽減させ、他の装置に与える悪影響を防止することができる。さらに、スコープと信号処理部を接続するケーブルの本数を少なくしかつ細くして、ケーブル部分のしなやかさを改善し電子内視鏡装置の操作性を向上させることができる。

20

【0069】

なお、図2では、固体撮像素子の出力信号およびSSG/TG回路の出力クロック信号を共に光信号として伝送する構成を示したが、本発明はこれら一方の信号のみを光信号として伝送してもよいことは言うまでもない。

【0070】

図3は、本発明のさらに別の実施形態に係わる電子内視鏡装置としての、立体電子内視鏡装置の構成例を示す。同図に示された立体電子内視鏡装置は、挿入部(挿入部先端209のみを示す)と操作部(または把持部)219とを備えたスコープ221、および該スコープ221とケーブルで接続された信号処理部243を備えている。図3の立体電子内視鏡装置では、立体画像を撮像するために、スコープ221および信号処理部243に、左目用および右目用の一对の撮像および信号処理回路が設けられている。

30

【0071】

スコープ221は、細長い管状の挿入部(図示せず)内の先端部209に配置された図示しない一对の対物光学系に対応して、一对のCCD素子のような固体撮像素子201, 203を含む撮像手段を備えている。また、各固体撮像素子201, 203の近傍には、それぞれ、該固体撮像素子201, 203からの出力信号を信号処理部243に伝送するためのバッファアンプ(BA)205, 207が配置されている。

【0072】

なお、図3においても、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その他は省略してある。また、固体撮像素子201, 203などへの電源線、その他も図示を省略している。

40

【0073】

スコープ221の挿入部の後端または後端近傍に配置された操作部219には、同期信号・タイミング信号発生器(SSG/TG)211、一对の垂直駆動信号ドライバ213, 215、およびバッファアンプ217などが配置されている。

【0074】

なお、バッファアンプ217は図示の簡略化のため、1つのブロックで示されているが、挿入部先端の一对の固体撮像素子201, 203に各種の駆動信号を送るために必要に応じて複数のバッファアンプが使用される。

50

【0075】

信号処理部243は、固体撮像素子201, 203の出力信号を、それぞれバッファアンプ205, 207を介して受けるための、一对のバッファアンプ231, 233、一对の相関二重サンプリングおよび自動利得制御(CDS/AGC)回路235, 237、および一对のデジタル信号プロセッサ(DSP)239, 241を備えている。

【0076】

図3に示される立体電子内視鏡装置においては、スコープ221の操作部219におけるSSG/TG211および一对の垂直駆動信号ドライバ213, 215によって各種同期信号およびタイミング信号が生成され、挿入部先端および信号処理部243に供給される。

10

【0077】

図3の装置では、基本的には、前記図1の装置と同様の動作が、それぞれ左目用および右目用の構成要素によって行なわれる。すなわち、操作部219におけるSSG/TG211によって水平転送クロック信号(H1, H2)およびリセットゲート信号(RG)が生成され、バッファアンプ217を介して挿入部先端の固体撮像素子201, 203に供給される。また、垂直駆動信号ドライバ213, 215から垂直転送クロック(V1~V4)および基板クロック信号(SUB)がそれぞれ固体撮像素子201, 203に供給される。また、固体撮像素子201, 203によって得られた出力信号は、それぞれ、バッファアンプ205および207を介して信号処理部243に伝送される。

【0078】

また、操作部219においては、SSG/TG211から出力されるクロック信号、および水平同期信号HDおよび垂直同期信号VDが接続ケーブルを介して信号処理部243に伝送される。なお、操作部219に、図1の構成と同様に、固体撮像素子201, 203の出力を差動信号に変換する差動信号ドライバ、SSG/TG211の出力を差動信号に変換する差動信号ドライバ、各種同期信号を信号処理部に伝送するためのバッファアンプを設けることもできる。

20

【0079】

操作部219においては、さらに、SSG/TG211からのタイミング信号および信号処理部243から接続ケーブルを介して伝送される電荷吐き出しパルス(XSUB)を受けて、前述のように、垂直転送クロックおよび基板クロック信号が生成され挿入部先端の固体撮像素子201, 203に供給される。

30

【0080】

信号処理部243においては、操作部219のSSG/TG211から送られてきたクロック信号、水平同期信号(HD)および垂直同期信号(VD)が各々のDSP239および241に供給される。これによって、各DSP239, 241に設けられたSSG/TGを外部同期する。これにより、スコープ221の操作部219に設けられたSSG/TG211と、信号処理部243の各DSP239, 241に設けられたSSG/TGが互いに同期して動作する。

【0081】

信号処理部243のDSP239, 241は、電荷吐き出しパルスXSUBを生成し、操作部の各垂直信号ドライバ213, 215に伝送する。操作部219の垂直駆動信号ドライバ213, 215は、電荷吐き出しパルスXSUBを受けてそれぞれ基板クロックSUBを生成し、挿入部先端の固体撮像素子201, 203に供給する。これによって、信号処理部243のDSP239, 241からの信号XSUBによって各固体撮像素子201, 203の基板クロック(SUB)を制御することで、各々の固体撮像素子において電子シャッタによる調光を行なうことができる。

40

【0082】

挿入部先端の各固体撮像素子201, 203からの出力信号は、それぞれ、バッファアンプ205, 207を介してスコープ221から接続ケーブルを介して信号処理部243に伝送される。信号処理部243においては、これらの固体撮像素子からの出力信号をバ

50

ッファアンプ 231, 233 を介してそれぞれ CDS / AGC 235, 237 に供給し 10
相関二重サンプリング処理および自動利得制御処理を行なう。さらに、各々の CDS / AGC
235, 237 からの出力信号はそれぞれ DSP 239, 241 へ送られ、撮像画像の
表示に必要な信号処理などを行ないそれぞれ、例えば、左目用画像出力 VO1 および右目
用画像出力 VO2 として出力する。なお、信号処理部 243 には、その他の信号処理のため
に必要な回路が設けられているが、これらについての説明および図示は省略する。

【0083】

以上のように、図3の立体内視鏡装置においても、スコープ 219 の操作部に SSG /
TG 211 および垂直駆動信号ドライバ 213, 215 など設けることによって、従来
のように水平転送クロック信号 (H1, H2)、リセットゲート信号 (RG) およ
び垂直転送クロック信号 (V1 ~ V4) などの信号をスコープ 211 と信号処理部と
を接続するケーブルで伝送する必要がなくなり、スコープ 221 の挿入部内を伝送するの
みでよいことになる。したがって、これらの信号の波形劣化による画質劣化を防止するこ
とができ、また、各信号間および外部からのノイズによる悪影響や外部への不要輻射ノイ
ズを著しく低減することが可能になる。

【0084】

さらに、特に立体電子内視鏡装置においては、スコープ 221 と信号処理部 243 とを
接続する接続ケーブルの信号線の本数を大幅に減らすことが可能になる。例えば、本実施
形態では、電源およびグランド線を除いて、同軸ケーブル (または、ツイストペアケーブ
ル) 3本および単線 4本の合計 7本程度で済むことになり、従来方式の半分以下に減少さ
せることができる。

【0085】

なお、図3の実施形態では、操作部 219 の SSG / TG 211 からのクロック信号お
よび同期信号を信号処理部 243 に伝送して DSP 239, 241 に内蔵されている SSG / TG
と外部同期させている。しかしながら、本発明はこのような構成に限られず、例
えば、信号処理部 243 の DSP に内蔵されている SSG / TG を互いに同期させると共
に、このような SSG / TG 側からクロック信号、水平および垂直同期信号などをスコー
プ側に伝送してスコープ内に設けられた SSG / TG を外部同期モードで使用することも
可能である。また、信号処理部 243 の SSG / TG は各 DSP 239, 241 に内蔵され
たものとしているが、独立の SSG / TG を 2つあるいは 1つ設けることもできる。

【0086】

図4は、本発明のさらに別の実施形態に関わる立体電子内視鏡装置の構成を示し、図3
の立体電子内視鏡装置の変形例を示すものである。図4の立体電子内視鏡装置は、各固体
撮像素子 201 および 203 の出力信号、および SSG / TG 回路 211 から出力される
クロック信号をそれぞれ光信号として光ファイバケーブルを用いて信号処理部に伝送する
ものである。

【0087】

このため、図4の立体電子内視鏡装置では、スコープ 221 a の操作部 219 a に、C
DS / AGC / ADC 回路 245, 255、P / S 変換回路 247, 257、電 / 光変換
器 249, 259、電 / 光変換器 251 およびバッファアンプ 253 を新たに設けている

【0088】

また、信号処理部 243 a は、図3の信号処理部 243 におけるバッファアンプ 231
, 233 および CDS / AGC 回路 235, 237 に代えて、光 / 電変換器 261, 26
5, 267 および S / P 変換回路 263, 269 を備えている。

【0089】

図4の立体電子内視鏡装置は、このような構成によって、前に図2に関して説明したよ
うに、操作部 219 a において、各固体撮像素子 201, 203 からの出力信号をそれぞ
れ電 / 光変換器 249, 259 によって光信号に変換し各光ファイバケーブル 271, 2
75 によって光信号として信号処理部 243 a に伝送している。信号処理部 243 a にお

10

20

30

40

50

いては、これらの光信号を光/電変換器261, 267によって電気信号に変換し、かつS/P変換回路263, 269によって並列信号に変換してそれぞれDSP239および241に入力する。

【0090】

また、操作部219aにおけるSSG/TG回路211によって生成されたクロック信号は電/光変換器251によって光信号に変換され、光ファイバケーブル273を介して信号処理部243aに入力される。信号処理部243aにおいては、光ファイバケーブル273からの光信号を光/電変換器265によって電気信号に変換し各DSP239, 241に内蔵されたSSG/TG回路に供給し信号同期を行なう。

【0091】

図4の立体電子内視鏡装置においても、前記図3の立体電子内視鏡装置に関して述べたのと同様に、電子内視鏡装置における各信号の信号劣化を防止しかつ信号対雑音比を改善して、撮像画像の品質を向上させることができる。また、各信号間および外部からのノイズによる悪影響や外部への不要輻射ノイズを著しく低減することが可能になる。さらに、スコープ221aと信号処理部243aとを接続する接続ケーブルの本数を大幅に減らし、電子内視鏡装置の操作性を大幅に改善することができる。

【0092】

図5は、本発明のさらに別の実施形態に係わる電子内視鏡装置としての、立体電子内視鏡装置の構成例を示す。なお、このような実施形態に係わる電子内視鏡装置の構成は、立体電子内視鏡装置ではなく図1に示すような電子内視鏡装置にも適用できる。

【0093】

図5に示された立体電子内視鏡装置は、スコープ339および該スコープ339と接続ケーブルで接続された表示系信号処理部(または、表示側信号処理部)341とを備えている。そして、図5の立体電子内視鏡装置は、前記図3の立体電子内視鏡装置と同様の構成を有するが、次の点において図3の構成と相違する。すなわち、図5の構成では、スコープ339の操作部(把持部)337に、SSG/TG311および垂直駆動信号ドライバ313, 315に加えて、CDS/AGC323, 325およびDSP327, 329などをも配置している。また、操作部337には、これらの他に、各DSP327, 329の出力映像信号を表示系信号処理部341に、それぞれツイストペアケーブル351, 353を介して、差動信号として伝送するための差動信号ドライバ331, 333を設けている。さらに、図5の構成では、各種バッファアンプ317, 319, 321および電源部335などが設けられている。

【0094】

なお、図5において表示系信号処理部341は操作部337から伝送されてきた出力映像信号に対し電子内視鏡として必要とされる処理を行なう回路、例えば、アイソレーション回路、NTSC信号などのためのエンコード回路、出力回路、その他を含むものである。

【0095】

図5の構成では、操作部337に収納する回路要素が前記図2の構成のものより多くなるが、半導体デバイスの小型化や専用チップの開発によって小型化し操作部337に収納することは可能と考えられる。

【0096】

図5の構成では、スコープ339と表示系信号処理部341を接続する接続ケーブルの本数が前記図2の構成と比較してさらに低減できる。

【0097】

図6は、本発明のさらに別の実施形態に関わる電子内視鏡装置としての立体電子内視鏡装置の構成を示し、図5の立体電子内視鏡装置の変形例を示す。図6の電子内視鏡装置は、図5の立体電子内視鏡装置と同様の構成を有するが、次の点において図5の構成と相違する。すなわち、図5の構成では、各DSP327, 329の出力映像信号を表示系信号処理部341に、それぞれツイストペアケーブル351, 353を介して、差動信号とし

10

20

30

40

50

て伝送しているのに対し、図6の構成では、これらの出力映像信号を光ファイバケーブルを用いて光信号として表示系信号処理部（または、表示側信号処理部）341aに伝送している。

【0098】

このため、図6の構成では、図5の構成における操作部337の差動信号ドライバ331、333に代えて、P/S変換回路357、367および電/光変換器359、369を設けている。また、表示系信号処理部341aに差動信号レシーバを設ける代わりに、光/電変換器361、371およびS/P変換回路363、373を設けている。

【0099】

図6の構成では、各DSP327、329の出力映像信号が、P/S変換回路357および電/光変換器359、およびP/S変換回路367および電/光変換器369によってそれぞれ光信号に変換され光ファイバケーブル377および379を介して光信号として表示系信号処理部341aに伝送される。 10

【0100】

表示系信号処理部341aにおいては、各光ファイバケーブル377、379から受信された光信号が光/電変換器361、371によって電気信号に変換され、かつS/P変換回路363、373によって並列電気信号に変換され各表示側信号処理回路（または、表示系信号処理回路）365、375に入力されて所定の処理が行なわれる。各表示側信号処理回路365、375は、例えば、前述のようにアイソレーション回路、NTSC信号などのためのエンコード回路、出力回路、その他を含むものである。 20

【0101】

図6の構成では、図5の構成と同様の利点を得られる他、電子内視鏡装置における各信号の信号劣化をさらに的確に防止しかつ信号対雑音比を改善し、撮像画像の品質を一層向上させることができる。また、電子内視鏡装置から発生する不要輻射によるノイズもさらに軽減でき、他の装置に与える悪影響も大幅に低減できる。

【0102】

図7は、本発明のさらに別の実施形態に係わる電子内視鏡装置としての、立体電子内視鏡装置のより具体的な構成を示す。図7の立体電子内視鏡装置は、スコープ425、該スコープ425と接続ケーブルで接続された信号処理部443を具備する。図7の立体電子内視鏡装置は、前記図3の実施形態に係わる立体電子内視鏡装置と同様の構成をさらに具 30
体化して構成したものである。なお、図7は固体撮像素子として水平転送が1相駆動のCCDを使用した例を示すものであり、水平転送が2相駆動のCCDなどを使用した場合も同様に構成できることは明らかである。

【0103】

図7の立体電子内視鏡装置においては、スコープ425の挿入部先端に、左目用の固体撮像素子401とバッファアンプ405、および右目用の固体撮像素子403およびバッファアンプ407などが配置されている。撮像光学系などの図示は省略されている。また、操作部（把持部）423には、SSG/TG411、垂直駆動信号ドライバ413、415、各バッファアンプ（BA）が配置されている。また、操作部423には、前記固体撮像素子401および403の信号出力を信号処理部443に差動信号として伝送するための差動信号ドライバ417、421が設けられている。さらに、SSG/TG411からのクロック信号を差動信号として信号処理部443に伝送するための差動信号ドライバ419が配置されている。 40

【0104】

信号処理部443には、左目用および右目用のDSP437および439、各DSP437および439の入力に接続されたCDS/AGC回路432および436、差動信号レシーバ431、433、435および各バッファアンプ（BA）、並びに電源部441が配置されている。差動信号レシーバ431、433、435はそれぞれツイストペアケーブル451、453、457を介して差動信号により前記差動信号ドライバ417、419、421からの差動信号を受ける。各DSP437、439は各差動信号レシーバ4 50

3 1 , 4 3 5 を介して受信した画像（映像）信号に対し必要な信号処理を行ない左目用および右目用画像出力信号 V O 1 および V O 2 として出力する。なお、C D S / A G C 回路の機能はまた各 D S P 4 3 7 , 4 3 9 で行なうことも可能である。

【 0 1 0 5 】

図 7 の構成では、操作部 4 2 3 の S S G / T G 4 1 1 および垂直駆動信号ドライバ 4 1 3 , 4 1 5 で生成した各同期信号および駆動信号などが挿入部先端に送られ、固体撮像素子 4 0 1 , 4 0 3 が図 2 の場合と同様に動作する。したがって、スコープ 4 2 5 と信号処理部 4 4 3 との間で固体撮像素子の駆動信号などの伝送が必要なくなり、接続ケーブルの本数が大幅に低減できる。

【 産業上の利用可能性 】

10

【 0 1 0 6 】

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電子内視鏡装置のような医療機器の分野、機械装置、構造物その他の狭い空間内に挿入して内部状態の観察などを行なう観察用機器の分野、その他に適用可能であり、特に高い操作性を備え高品質の撮像を行なう必要がある場合に好適に適用可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 0 7 】

【 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 】 本発明の別の実施形態に係わる電子内視鏡装置として、図 1 の電子内視鏡装置の変形例の構成を示すブロック図である。

20

【 図 3 】 本発明のさらに別の実施形態に係わる電子内視鏡装置としての立体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 4 】 本発明のさらに別の実施形態に係わる立体電子内視鏡装置として、図 3 の立体電子内視鏡装置の変形例の構成を示すブロック図である。

【 図 5 】 本発明のさらに別の実施形態に係わる電子内視鏡装置としての立体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 】 本発明のさらに別の実施形態に係わる立体電子内視鏡装置として図 5 の立体電子内視鏡装置の変形例の構成を示すブロック図である。

【 図 7 】 本発明のさらに別の実施形態に係わる電子内視鏡装置としての立体電子内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図である。

30

【 図 8 】 電子内視鏡装置の外観的構成を示す説明図である。

【 図 9 】 電子内視鏡装置の他の外観的構成を示す説明図である。

【 図 1 0 】 従来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 1 1 】 従来別の電子内視鏡装置としての立体電子内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図である。

【 符号の説明 】

【 0 1 0 8 】

1 0 1 撮像光学系

1 0 3 , 2 0 1 , 2 0 3 , 3 0 1 , 3 0 3 , 4 0 1 , 4 0 3 固体撮像素子

40

1 1 1 , 2 1 1 , 3 1 1 , 4 1 1 S S G / T G 回路

1 1 3 , 2 1 3 , 2 1 5 , 3 1 3 , 3 1 5 , 4 1 3 , 4 1 5 垂直駆動信号ドライバ

1 2 3 , 2 2 1 , 3 3 9 , 4 2 5 , 5 0 0 スコープ

1 0 7 , 2 0 9 , 3 0 9 , 4 0 9 挿入部先端

5 0 1 挿入部

1 2 1 , 2 1 9 , 3 3 7 , 4 2 3 , 5 0 3 操作部

1 3 7 , 2 3 5 , 2 3 7 , 3 2 3 , 3 2 5 C D S / A G C 回路

1 3 9 , 2 3 9 , 2 4 1 , 3 2 7 , 3 2 9 , 4 3 7 , 4 3 9 D S P

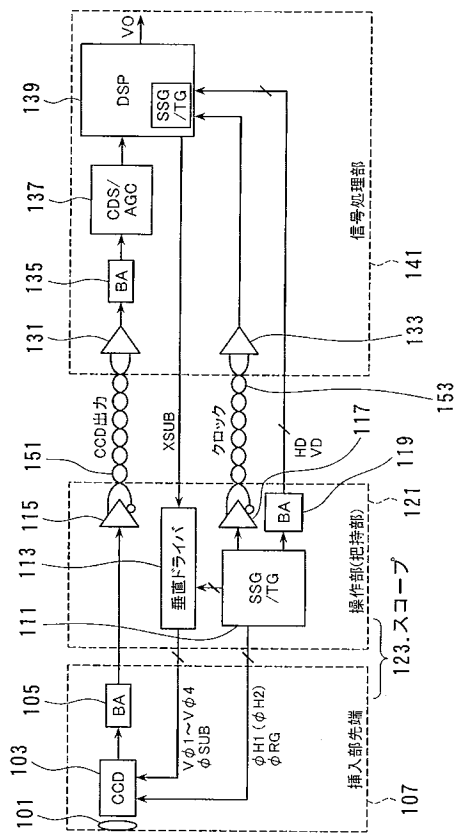
1 4 1 , 2 4 3 , 4 4 3 , 5 0 5 信号処理部

1 5 1 , 1 5 3 , 3 5 1 , 3 5 3 , 4 5 1 , 4 5 3 , 4 5 7 ツイストペアケーブル

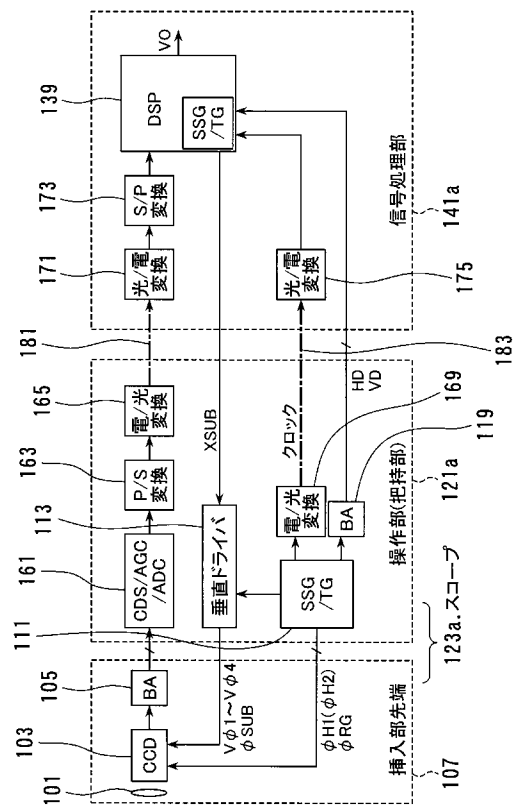
50

1 8 1 , 1 8 3 , 2 7 1 , 2 7 3 , 2 7 5 , 3 7 7 , 3 7 9 光ファイバケーブル
3 4 1 表示系信号処理部

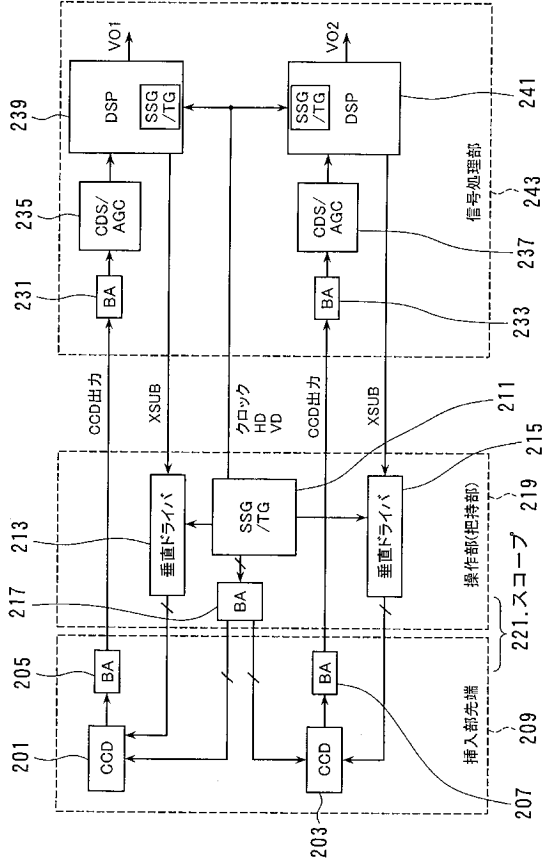
【 図 1 】



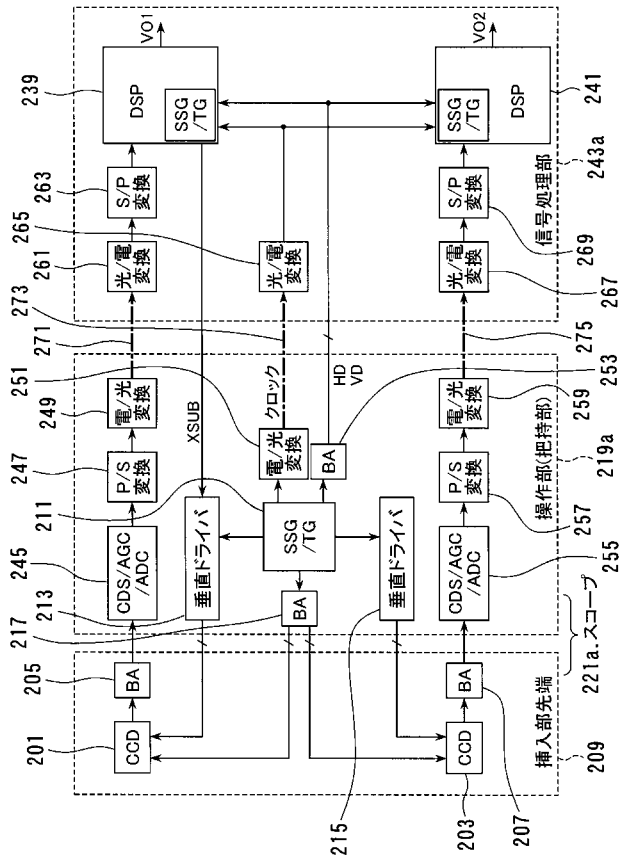
【 図 2 】



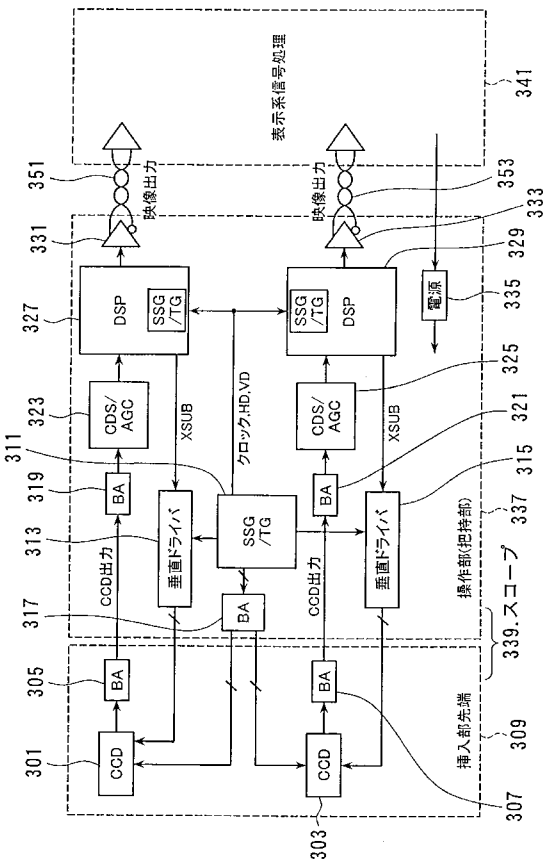
【図3】



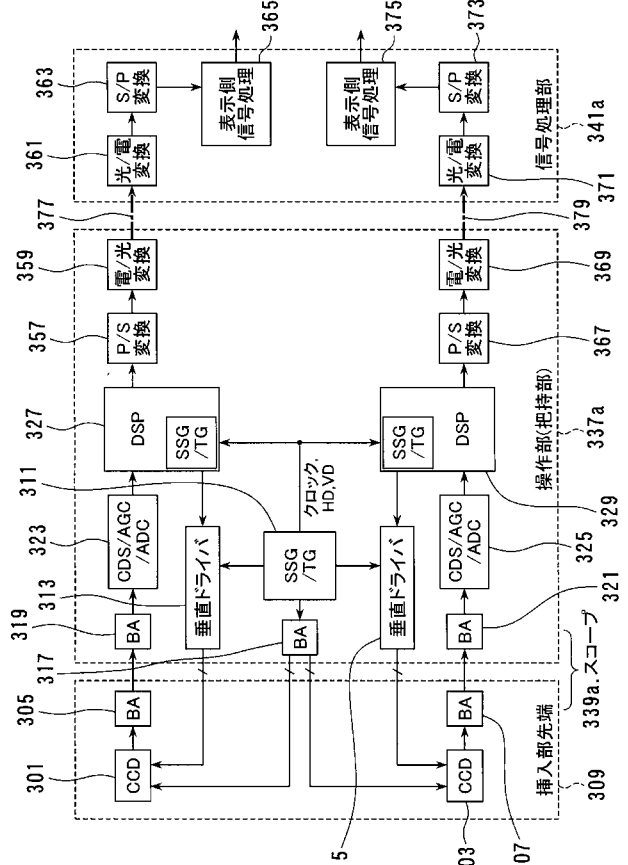
【図4】



【図5】



【図6】



专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2005305124A	公开(公告)日	2005-11-04
申请号	JP2004349668	申请日	2004-12-02
[标]申请(专利权)人(译)	媒体技术		
申请(专利权)人(译)	有限公司媒体技术		
[标]发明人	長野雅彦 林友義		
发明人	長野 雅彦 林 友義		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 H04N5/225		
CPC分类号	A61B1/00013		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.A H04N5/225.C A61B1/00.522 A61B1/00.681 A61B1/00.710 A61B1/05 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/232.030		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/FF11 4C061/FF41 4C061/JJ15 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/SS04 4C061/SS05 4C061/UU05 4C061/UU09 5C122/DA26 5C122/EA22 5C122/EA27 5C122/EA42 5C122/FC01 4C161/CC06 4C161/FF11 4C161/FF41 4C161/JJ15 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/SS04 4C161/SS05 4C161/SS06 4C161/UU05 4C161/UU09		
代理人(译)	池内义明		
优先权	2004091052 2004-03-26 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：减少电子内窥镜设备中的示波器和信号处理部分之间的连接电缆的数量，提高所拍摄图像的质量，并减少对外部不必要的辐射噪声。 解决方案：镜主体部分123具有细长的管状插入部分，该管状插入部分的顶端具有固态图像传感器103，镜操作部分121设置在插入部分的后端附近，镜主体部分和信号。 在具有通过电缆连接的信号处理单元141的电子内窥镜设备中，操作单元121设置有同步信号/定时信号生成器111和垂直驱动器电路113，并且如上所述提供了用于驱动固态成像装置103的信号。 它由操作单元121生成并提供给插入单元末端的固态图像传感器103。 [选型图]图1

