

(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2006-15131

(P2006-15131A)

(43) 公開日 平成18年1月19日(2006.1.19)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 0 6 1
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2005-162125 (P2005-162125)
 (22) 出願日 平成17年6月2日 (2005.6.2)
 (31) 優先権主張番号 特願2004-165092 (P2004-165092)
 (32) 優先日 平成16年6月2日 (2004.6.2)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000000527
 ペンタックス株式会社
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (72) 発明者 小池 亮
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 GA02 GA05 GA06 GA11
 4C061 AA00 BB00 CC06 DD00 JJ15
 LL01 SS04 SS11 SS22 UU09
 5C054 CC07 HA12

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

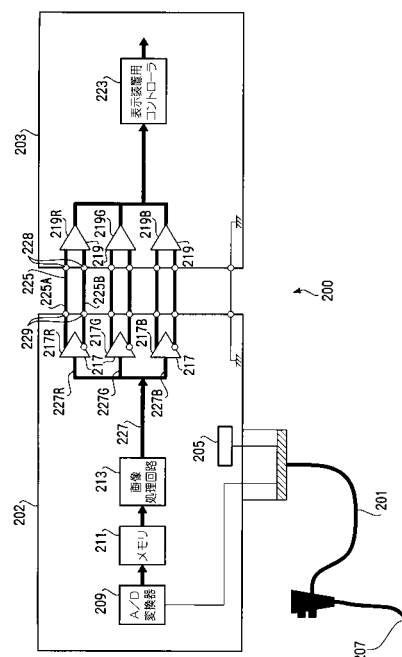
【課題】

モニタ電子内視鏡と、電子内視鏡から出力される画像信号を処理する内視鏡用プロセッサと、内視鏡用プロセッサによって処理された画像を表示するモニタとを備えた電子内視鏡システムにおいて、高解像度の画像を扱う場合であってもノイズによる画質の劣化が防止され、また、A/D変換やD/A変換によって発生しうる表示画面の劣化を防止可能とする、内視鏡システムを提供することである。

【解決手段】

内視鏡用プロセッサから出力される画像の映像信号が、プロセッサから前記モニタまで差動伝送によって伝送される構成として、上記課題を解決した。この差動伝送はデジタル信号を伝送するものであってもよく、例えばDVI規格に基づく伝送である。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

観察対象物の光学像である内視鏡画像を撮像手段で撮像し、前記内視鏡画像の画像信号をアナログ信号として生成する内視鏡と、

アナログ信号である前記画像信号を所定の形式の映像信号に変換するプロセッサと、

前記映像信号に基づいた前記内視鏡画像を表示するモニタとを有し、

前記映像信号は、前記プロセッサから前記モニタまで差動伝送によって伝送される、ことを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記差動伝送によって伝送される映像信号はデジタル信号である、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。 10

【請求項 3】

前記差動伝送は、DVI規格に基づくものである、ことを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記プロセッサは、DVI出力端子を備える、ことを特徴とする請求項 3 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、モニタ電子内視鏡と、電子内視鏡から出力される画像信号を処理する内視鏡用プロセッサと、内視鏡用プロセッサによって処理された画像を表示するモニタとを備えた電子内視鏡システムに関する。 20

【背景技術】

【0002】

従来より、例えば特許文献 1 に記載のもののような、内視鏡のスコープ先端に設けられた撮像装置により患部を撮像し、撮像装置から出力される画像信号を画像処理回路により処理して、モニタに表示する電子内視鏡システムが知られている。

【特許文献 1】特開平 11 - 267096 号公報

【0003】

図 1 は、従来から使用されている電子内視鏡システムの一例の概略図である。電子内視鏡システム 100 は、内視鏡 101、プロセッサ 102、液晶のモニタ 103 を備える。内視鏡 101 は、その先端部に CCD 等の撮像素子 107 を備えている。プロセッサ 102 は内視鏡 101 と接続されており、撮像素子 107 から出力される画像信号を処理して所定の形式のアナログビデオ信号を生成する。プロセッサ 102 は、アナログ/デジタル（以下 A/D とする）変換器 109、メモリ 111、画像処理回路 113、デジタル/アナログ（以下 D/A とする）変換器 115、およびアナログ信号出力部 117 を有し、これらによって画像信号は処理されてアナログビデオ信号が生成される。プロセッサ 102 によって生成されたビデオ信号は、アナログ信号用ケーブル 125 を介してモニタ 103 に送られ、モニタ 103 に画像が表示される。ここで、プロセッサは表示装置用コントローラ 123 を有し、これによってモニタ 103 で表示をするために必要な処理が行われる。また、プロセッサ 102 には光源 105 が内蔵されており、この光源 105 によって生成された照明光は内視鏡 101 に内蔵されているライトガイドを介して内視鏡 101 の先端部に送られ、内視鏡先端部の周囲がこの照明光によって照射されるようになっている。 40

【0004】

上記説明した従来電子内視鏡システムによる画像処理動作につき、以下説明する。観察対象物の画像は、撮像素子 107 で撮像され、撮像素子 107 は撮像した画像に対応するアナログの画像信号を出力する。この画像信号はプロセッサ 102 の A/D 変換器 109 に送信される。アナログ信号である画像信号は、A/D 変換器 109 によってデジタル画像データに変換され、メモリ 111 に保存される。メモリ 111 に保存されたデジタル 50

画像データは画像処理回路113に読み出される。画像処理回路113は読み出したデジタルデータに各種画像処理を施し、さらにこれをデジタル映像信号に変換する。そしてその映像信号は、D/A変換器115で再びアナログの映像信号に変換され、アナログ信号出力部117からアナログ信号用ケーブル125を経由して、モニタ103のアナログ信号入力部119に入力される。アナログ信号に変換された映像信号は、A/D変換器121で再びデジタル信号に変換され表示装置用コントローラ123に入力される。表示装置用コントローラ123は、このデジタル信号に基づいて、モニタ103の液晶画面の各ピクセルを制御し、この結果、撮像素子107によって撮像された画像がモニタ103の液晶画面上に表示される。

【発明の開示】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、従来の内視鏡システムは、RGB以上説明した従来の内視鏡システムにおいては、PCモニタ用アナログRGBケーブル等のアナログ信号用ケーブル125を用いて映像信号を送信するようになっている。このケーブル125は、一般にRGB各色および同期信号についてそれぞれ1本の信号ケーブルを割り当てている。

【0006】

映像の高画質化の要求もあって、高画質(高画素)CCDの解像度は数百万画素まで向上している。その結果、近年の内視鏡システムにおいては、モニタに表示される画像の解像度も増大傾向にある。また、画面のチラツキを抑えるため、フレーム表示速度は60フレーム/秒以上とすることが好ましい。このため、モニタ上での表示解像度の増大に伴って、アナログ信号用ケーブル125が伝送すべきデータ量は増加することとなる。例えば、1フレーム当たり数百万画素程度の画像を60フレーム/秒で表示させる場合、一秒間に送信しなければならない画素数(ドットクロック)は数100メガヘルツとなる。このように、ケーブルが伝送しなければならないデータ量が増大すると、ケーブルに外部からノイズが加えられた場合、そのノイズが加わった画素の輝度値の変化量はデータ量が少ない(すなわち解像度が低い)場合と比べて大きくなる。従って、画素数の大きい撮像素子を使用する内視鏡のシステムは、ノイズによる画像の劣化の程度が大きくなる傾向にある。特に、内視鏡システムにおいては光源がノイズ発生源となりやすいため、モニタ103とプロセッサ102の配置位置によっては、多くのノイズが混入し、モニタ103に表示される画像の画質が大きく劣化する可能性がある。

20

30

【0007】

また図1に示した内視鏡システムにおいて、信号のアナログ/デジタルの変換に注目すると、内視鏡101からプロセッサ102に送信される信号はアナログ信号であり、A/D変換器109でアナログ信号からデジタル信号に変換され、さらにD/A変換器115でデジタル信号からアナログ信号に変換され、さらにA/D変換器121でアナログ信号からデジタル信号に変換されている。一般的にA/D変換及びD/A変換は、信号データの損失と表示させる画質の低下をもたらす。従って、モニタ103に表示される映像の高画質化をするために、A/D変換及びD/A変換の回数をできる限り減らすことが望まれている。

40

【0008】

本発明は、以上のような事情に鑑みてなされたものである。その目的は、高解像度の画像を扱う場合であってもノイズによる画質の劣化が防止され、また、A/D変換やD/A変換によって発生しうる表示画面の劣化を防止可能とする、内視鏡システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するため、本発明の電子内視鏡システムにおいては、プロセッサによって生成された映像信号は、プロセッサからモニタまで差動伝送によって伝送される。

【0010】

50

差動伝送とは、1つの信号を互いに逆位相の2本のケーブルで伝送するものである。信号の受信側（すなわちモニタ側）では、この2本の受信信号の差分をとって信号に含まれる情報を得る。これらの2本のケーブルは、互いに近接しており、外部からノイズが加わる場合は、同程度のノイズが2本のケーブルに同時に入力されるようになっている。前述のように差分伝送においては、伝送される情報が2本のケーブルにて送られる信号の差分であるため、2本のケーブルの双方に同程度のノイズが加わっても、両ケーブルの信号レベルの差分をとることによってノイズがキャンセルされる。本発明においては、差動伝送によって映像信号がモニタに送られるようになっているため、ノイズがケーブルに印加されたとしても、画像情報の損失はほとんど無く、結果としてモニタに表示される画像の劣化が防止される。

10

【0011】

上記の差動信号による伝送は、映像信号がデジタル信号である場合に特に有効である。デジタル信号の伝送においては、データの伝送速度が上がるほど信号レベルを低下させる必要があるため、アナログ信号と比べてノイズの影響を受けやすい。従って、プロセッサとモニタとのデータ通信がデジタル信号で行われるような場合は、差動伝送を用いることによって、モニタに表示させる画像の画質の劣化をより効果的に防止することができる。また、プロセッサとモニタとの間で伝送される信号をデジタル信号とすることによって、プロセッサ内でデジタル画像データとして処理されている画像を、情報の損失を起さずにデジタル映像信号に変換することになる。従って、従来の構成において必要とされたD/A変換器が不要となり、このD/A変換器の動作に起因する情報の損失を防止でき、結果としてモニタに表示される画像の画質が向上する。さらに、モニタが液晶モニタのような、デジタル映像信号から直接スクリーンの制御信号を生成可能なものであれば、従来の構成で液晶モニタに必要とされていたA/D変換器が不要となり、このA/D変換器の動作に起因する情報の損失を防止でき、結果としてモニタに表示される画像の画質が向上する。加えて、プロセッサやモニタを構成する部品点数が削減されるので、コストメリットもある。

20

【0012】

なお、差動伝送を用いた映像信号の伝送方法としては、例えば、DVI規格に基づく伝送が考えられる。

【発明の効果】

30

【0013】

以上のように、本発明によれば、高解像度の撮像素子から出力される高解像度の画像をモニタに表示させるような内視鏡システムにおいて、モニタに表示される画像の劣化を防止可能な、内視鏡システムが実現される。また、ノイズによる画質の劣化が防止されるため、プロセッサに対するモニタの相対位置を比較的自由的なものとすることができ、術者が見易い位置にモニタを設置可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】**【0014】**

図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図2は、本発明による内視鏡システムを示す概略図である。電子内視鏡システム200は、内視鏡201、プロセッサ202、モニタ203、及びプロセッサ202とモニタ203との間でデジタル信号を伝達する信号ケーブル225を備える。信号ケーブル225は、信号ケーブル225A及び225Bを備える。

40

【0015】

内視鏡201は、観察対象物を撮像し、撮像の結果として得られた画像を画像信号として出力する撮像素子207を備える。プロセッサ202は、内視鏡201の撮像素子207からの画像信号をA/D変換してデジタル画像データを生成するA/D変換器209、A/D変換の結果得られた画像データを一時的に保存するメモリ211、画像データをモニタ203で表示させるための映像信号227に変換処理する画像処理回路213、映像信号227を差動信号としてプロセッサ202の外部に出力する差動ドライバ217R、

50

217G、217Bを備えた信号出力部217、及び内視鏡201を介して観察対象物を照射するための照射光を発光する光源205を備える。

【0016】

信号出力部217によって処理される映像信号227は、プロセッサ202の外殻に設けられた映像信号出力端子229に出力される。出力された映像信号227は、ケーブル225を介して液晶モニタ203に出力される。

【0017】

モニタ203は、プロセッサ202から出力された映像信号227が入力される映像信号入力端子228、映像信号入力端子228を介して得られる差動信号としての映像信号227を処理する差動レシーバ219R、219G、219Bを備えた信号入力部219、信号入力部219によって処理された映像信号を図示されていないモニタ画面に画像として表示するためのデータ処理をする表示装置用コントローラ223と、を備える。以上の機構によって、内視鏡201の撮像素子207によって撮像された画像は、モニタ203の液晶画面上に表示される。

10

【0018】

本実施形態においては、プロセッサ202から出力される映像信号227は、DVI規格(Revision 1.0)に基づく差動信号である。従って、映像信号出力端子229はDVI信号出力端子であり、映像信号入力端子228はDVI信号入力端子である。なお図中、太線で書かれた信号は、デジタル信号を示すものである。以下、映像信号227の特徴およびその処理手順につき概説する。

20

【0019】

撮像素子207からは、所定のタイミングで撮像素子207上の各画素セルに対応する輝度情報が出力されている。撮像素子207の各画素セルには、特定の色のカラーフィルタが設けられており、A/D変換器209は撮像素子207の互いに隣接し、設けられたカラーフィルタの異なる複数の画素セルを一つの画素として処理し、これら複数の画素セル各々の輝度情報から、RGB値としての色情報を生成する。A/D変換器209は全ての撮像素子207を構成する全ての画素セルに対して同様の処理を行い、得られた色情報から撮像素子207の撮像した画像に対応するデジタル画像データを生成し、これをメモリ211に保存する。なお、デジタル画像データにおける各画素の輝度はRGBそれぞれ8bit(計24ビット)である。

30

【0020】

画像処理回路は、メモリ211に保存されたデジタル画像データを1/60秒毎のタイミングで読み出し、この画像データからデジタル映像信号を生成する。具体的には、格画素、RGB各色の輝度情報(8bit)を読み出し、これに制御用の情報を付加し、RGB各10bit/画素の信号を生成する。これらの信号227R、227G、227Bは、それぞれ差動ドライバ217R、217G、217Bに送られる。なお、同期信号はRの信号227Rの制御信号用のエリアに記録されている。

【0021】

これらの信号227R、227G、227Bは、それぞれ差動ドライバ217R、217G、217Bによって、差動信号に変換される。

40

【0022】

信号出力部217から信号入力部219までは、映像信号227は、差動伝送によりデジタル信号のまま送信される。一つの種類の映像信号には、それぞれ信号ケーブル225A及び225Bが配され、225Aによって伝送される信号の値と225Bによって伝送される信号の値の差が、伝送されるべき映像信号の値となる。そして、映像信号227R、227G、227Bは、それぞれ信号入力部219を構成する差動レシーバ219R、219G、219Bによって、信号出力部217によって処理される前の(すなわち、差動信号化されていない)信号に再変換される。再変換された映像信号227は、表示装置用コントローラ223に送信される。このように、プロセッサ202とモニタ203との間の映像信号の伝送に差動伝送を使用することにより、ノイズがケーブルに印加されたと

50

しても、画像情報の損失はほとんど無く、結果としてモニタに表示される画像の劣化が防止される。

【0023】

以上説明した実施形態においては、プロセッサとモニタとの間で伝送される映像信号としてデジタル信号を用いている。しかしながら、アナログ映像信号を差動信号として伝送する構成としてもよい。この構成においても、映像信号に加わるノイズに起因する画質の劣化を防止可能となる。しかしながら、A/D変換やD/A変換を省略可能であるという点において、本実施形態の構成はより好適であるといえる。

【図面の簡単な説明】

【0024】

10

【図1】図1は、従来から使用されている電子内視鏡システムの概略図である。

【図2】図2は、本発明による内視鏡システムを示す概略図である。

【符号の説明】

【0025】

200 電子内視鏡システム

201 内視鏡

202 プロセッサ

203 モニタ

205 光源

207 撮像素子

20

209 A/D変換器

211 メモリ

213 画像処理回路

217 信号出力部

219 信号入力部

223 表示装置用コントローラ

225 信号ケーブル

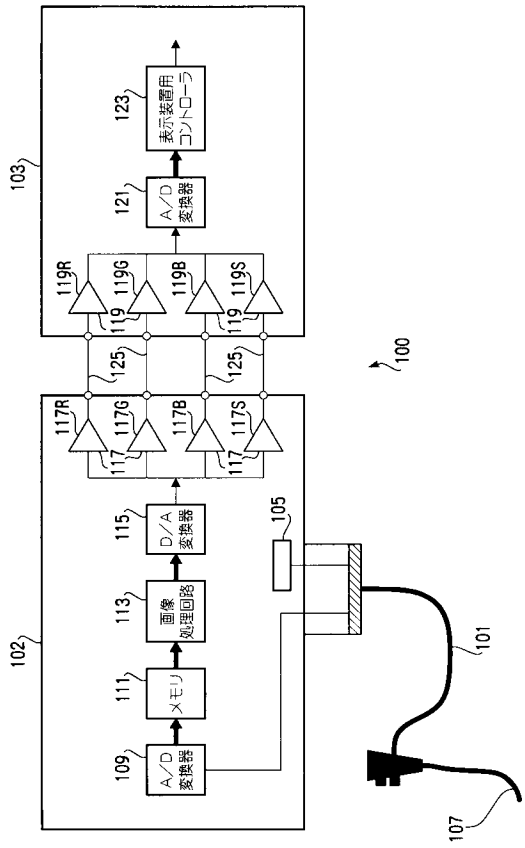
227 映像信号

228 映像信号入力端子

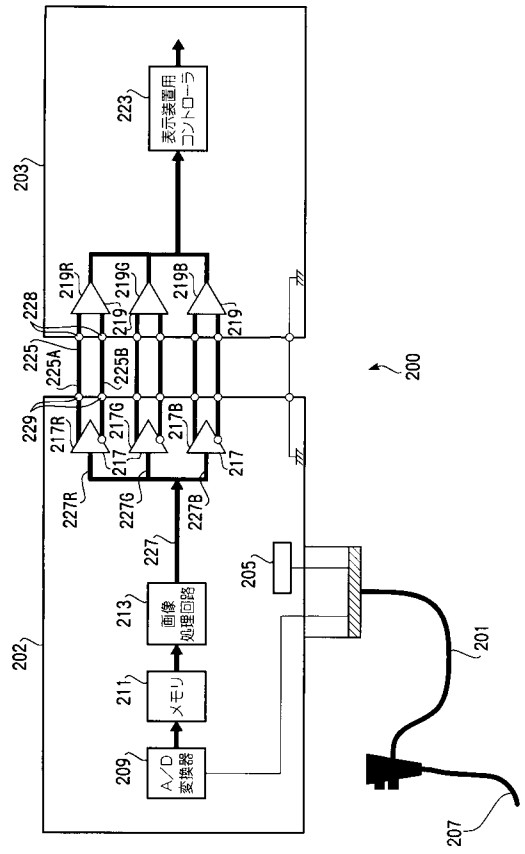
229 映像信号出力端子

30

【 図 1 】



【 図 2 】



专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2006015131A	公开(公告)日	2006-01-19
申请号	JP2005162125	申请日	2005-06-02
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	小池亮		
发明人	小池 亮		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/04 A61B1/045.613		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/JJ15 4C061/LL01 4C061/SS04 4C061/SS11 4C061/SS22 4C061/UU09 5C054/CC07 5C054/HA12 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/JJ15 4C161/LL01 4C161/SS04 4C161/SS11 4C161/SS22 4C161/UU09		
优先权	2004165092 2004-06-02 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[问题] 电子内窥镜系统，其包括监视器电子内窥镜，处理从电子内窥镜输出的图像信号的内窥镜处理器，以及显示由内窥镜处理器处理的图像的监视器 在该内窥镜中，即使在处理高分辨率图像时，也可以防止由于噪声引起的图像质量的劣化，并且可以防止由于A / D转换或D / A转换而引起的显示画面的劣化。它是提供一个系统。[解决方案] 通过将内窥镜处理器输出的图像的视频信号通过差分传输从处理器传输到监视器，可以解决上述问题。该差分传输可以用于传输数字信号，例如，基于DVI标准的传输。[选择图]图2

