

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5963978号
(P5963978)

(45) 発行日 平成28年8月3日(2016.8.3)

(24) 登録日 平成28年7月8日(2016.7.8)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)
 A 6 1 B 1/04 3 7 2
 A 6 1 B 1/04 3 6 2 J

請求項の数 6 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2015-556284 (P2015-556284)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成27年5月7日(2015.5.7)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2015/063191		東京都八王子市石川町2951番地
(87) 国際公開番号	W02015/170701	(74) 代理人	100076233
(87) 国際公開日	平成27年11月12日(2015.11.12)		弁理士 伊藤 進
審査請求日	平成27年11月12日(2015.11.12)	(74) 代理人	100101661
(31) 優先権主張番号	特願2014-97061 (P2014-97061)		弁理士 長谷川 靖
(32) 優先日	平成26年5月8日(2014.5.8)	(74) 代理人	100135932
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 篠浦 治
早期審査対象出願		(72) 発明者	田邊 貴博
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	佐久間 光治
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像部で得られた撮像信号をデジタルシリアルデータに変換した差動信号としてプロセッサへの出力波形品質が一定になるように、前記プロセッサに送信する電子内視鏡であって、

前記差動信号を前記プロセッサに送信するための第1の送信部と、

前記第1の送信部の出力側に配置された第1のフィルタ部であって、前記第1の送信部から当該第1のフィルタ部に至る間に配設されたケーブルを含む伝送路の損失に応じて定数が調整された第1のフィルタ部と、

前記第1のフィルタ部からの前記差動信号を前記プロセッサに送信するための第2の送信部と、

前記第2の送信部の出力側に配置され、前記第2の送信部以降のケーブルを含む損失に応じて定数が調整された第2のフィルタ部と、

を有することを特徴とする電子内視鏡。

【請求項 2】

前記第1のフィルタ部は、前記伝送路のインピーダンスと同等のインピーダンスになるようにインピーダンス管理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。

【請求項 3】

前記第1のフィルタ部は、直列に接続された少なくとも1つ以上のフィルタにより構成され、前記フィルタの段数によって前記定数の調整を行うことを特徴とする請求項1に記

10

20

載の電子内視鏡。

【請求項 4】

前記第 1 の送信部が挿入部に配置され、前記第 1 のフィルタ部が電線あるいはフレキシブル基板を介して操作部以降に配置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。

【請求項 5】

前記第 1 のフィルタ部、前記第 2 の送信部及び前記第 2 のフィルタ部が操作部以降に配置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。

【請求項 6】

前記第 1 のフィルタ部、前記第 2 の送信部、および前記第 2 のフィルタ部が、前記操作部内に集約して配置されていることを特徴とする請求項 5 に記載の電子内視鏡。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡に関し、特に、撮像部で得られた撮像信号をデジタルシリアルデータに変換した差動信号としてプロセッサに送信する電子内視鏡に関するものである。

【背景技術】

【0002】

被検体の内部の被写体を撮像する電子内視鏡、及び、電子内視鏡により撮像された被写体の観察画像を生成するプロセッサ等を具備する内視鏡システムが、医療分野及び工業分野等において広く用いられている。

20

【0003】

この電子内視鏡は、A/D変換した撮像データをシリアル化して受信回路を有するプロセッサまで数mの距離を伝送する必要がある。近年、高画素化と細径化の要求により、隣り合うシンボル同士が干渉し合うことで波形が歪む符号間干渉（Intersymbol interference：ISI）が増加し、伝送品質の確保が困難になってきている。従来では、プロセッサにより近いコネクタ部にイコライザ付きバッファを設けるようにしていたが、コスト低減のためには電子回路の配置はできるだけ集約することが望ましい。

【0004】

電子回路を集約する手法として、受信回路を有するプロセッサ側にイコライザを配置することが考えられるが、様々な長さの挿入部を有する電子内視鏡に対応するためには、それぞれの長さに対応したイコライザを複数設ける必要があり、プロセッサ内の回路規模が増大してしまう。また、電子内視鏡の出力波形は、符号間干渉の補正前の状態であるために品質管理が困難になってしまう。

30

【0005】

そこで、例えば、特開2011-35630号公報には、カメラヘッドとカメラコントロールユニットとが分離されたカメラヘッド分離型カメラ装置が開示されている。この特開2011-35630号公報に開示されているカメラヘッド分離型カメラ装置は、ケーブルによる電圧降下を測定する電圧測定部と、予め記憶した電圧降下と補正值との関係を示すテーブルと、測定された電圧降下に応じてテーブルから補正值を抽出する補正制御部と、その補正值に基づきLVDS信号波形を調整するLVDS制御部と、LVDS信号の波形を生成してカメラコントロールユニットに送信するLVDS変換ドライバとを備え、カメラコントロールユニットにおいて正確な映像信号を再生するようになっている。

40

【0006】

しかしながら、特開2011-35630号公報に開示されているカメラヘッド分離型カメラ装置のように、送信側のカメラヘッドにプリアンファシス機能を持たせることで、符号間干渉を抑制することができるが、信号波形の振幅電圧調整や立ち上がり（立ち下り）部の強化を行うために電源が必要であり、消費電力が増加するという問題がある。

【0007】

低消費電力の対策として、例えば送信側にディエンファシス機能を持たせたものもある

50

が、あくまで受信イコライザとの併用を想定したものであり、単体では細径で数mを伝送する電子内視鏡内のケーブル損失を十分に補償することができなかった。

【0008】

そこで、本発明は、低消費電力かつ低コストで品質管理が容易なケーブル損失補償手段を実現することができる電子内視鏡を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の一態様の電子内視鏡は、撮像部で得られた撮像信号をデジタルシリアルデータに変換した差動信号としてプロセッサへの出力波形品質が一定になるように、前記プロセッサに送信する電子内視鏡であって、前記差動信号を前記プロセッサに送信するための第1の送信部と、前記第1の送信部の出力側に配置された第1のフィルタ部であって、前記第1の送信部から当該第1のフィルタ部に至る間に配設されたケーブルを含む伝送路の損失に応じて定数が調整された第1のフィルタ部と、前記第1のフィルタ部からの前記差動信号を前記プロセッサに送信するための第2の送信部と、前記第2の送信部の出力側に配置され、前記第2の送信部以降のケーブルを含む損失に応じて定数が調整された第2のフィルタ部と、を有する。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】第1の実施形態に係る電子内視鏡を有する内視鏡システムの構成を示す図である。

【図2A】周波数特性について説明するための図である。

【図2B】周波数特性について説明するための図である。

【図2C】周波数特性について説明するための図である。

【図3】第2の実施形態に係る電子内視鏡を有する内視鏡システムの構成を示す図である。

【図4】第3の実施形態に係る電子内視鏡を有する内視鏡システムの構成を示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

【0012】

(第1の実施形態)

まず、図1を用いて第1の実施形態の電子内視鏡を有する内視鏡システムの構成について説明する。図1は、第1の実施形態に係る電子内視鏡を有する内視鏡システムの構成を示す図である。

【0013】

図1に示すように、内視鏡システム1は、本実施の形態に係る電子内視鏡2と、プロセッサ3とを備えて構成されている。電子内視鏡2は、被検体内に挿入される細長な挿入部10と、挿入部10の基端側に設けられた操作部11と、操作部11の基端側に設けられたユニバーサルケーブル12と、ユニバーサルケーブル12の基端側に設けられたコネクタ部13とを有して構成されている。この電子内視鏡2は、コネクタ部13を介してプロセッサ3に着脱自在に構成されている。

【0014】

また、電子内視鏡2は、撮像部14と、送信部15と、フィルタ部16と、ケーブル17とを少なくとも有して構成されている。また、プロセッサ3は、リミッティングアンプ(以下、LAという)18と、受信回路19とを少なくとも有して構成されている。

【0015】

挿入部10の先端部10aには、先端側から順に撮像部14、送信部15、及び、フィルタ部16が配置されている。また、フィルタ部16の基端側には、ケーブル17が接続

10

20

30

40

50

されている。このケーブル 17 は、挿入部 10、操作部 11、ユニバーサルケーブル 12、及び、コネクタ部 13 内に挿通されており、電子内視鏡 2 がプロセッサ 3 に装着された際に、プロセッサ 3 の LA 18 に接続される。

【0016】

撮像部 14 は、例えば CCD 等の撮像素子と、A/D 変換器とから構成されており、撮像素子により観察対象物を撮像した撮像信号を生成し、A/D 変換器により撮像信号をアナログ信号からデジタル信号に A/D 変換して送信部 15 に出力する。

【0017】

送信部 15（第 1 の送信部）は、撮像部 14 で撮像されて A/D 変換された撮像信号をデジタルシリアルデータに変換した後、差動信号としてフィルタ部 16 を介してプロセッサ 3 に出力する。

10

【0018】

フィルタ部 16 は、例えば電源を必要としない受動素子で構成されるパッシブイコライザである。このフィルタ部 16 は、ケーブル 17 を含む伝送路のインピーダンスと同等のインピーダンスになるようにインピーダンス整合されたフィルタ部である。フィルタ部 16 は、直列に接続された少なくとも 1 つ以上（図 1 の例では 3 つ）のフィルタ 20 により構成されている。

【0019】

これらのフィルタ 20 は、ケーブル 17 を含む伝送路の伝送損失、すなわち、電子内視鏡 2 内の伝送損失に応じて個数（段数）が調整されている。そのため、ケーブル 17 の長さが長くなるに従い、フィルタ部 16 のフィルタ 20 の個数が増える。すなわち、フィルタ部 16（第 1 のフィルタ部）は、プロセッサ 3 への出力波形品質が一定になるように、ケーブル 17 を含む伝送路の損失に応じて定数が調整されている。

20

【0020】

例えば、ケーブル 17 の長さが短い場合、フィルタ 20 の個数が 1 つとなり、ケーブル 17 の長さが普通の場合、フィルタ 20 の個数が 2 つとなり、ケーブル 17 の長さが長い場合、フィルタ 20 の個数が 3 つなる。フィルタ部 16 から出力された撮像信号はケーブル 17 を介してプロセッサ 3 の LA 18 に入力される。

【0021】

LA 18 は、ケーブル 17 を介して入力された撮像信号の振幅を所定の振幅に増幅して受信回路 19 に出力する。すなわち、LA 18 は、電源を必要としないフィルタ部 16 によって低下した振幅を必要な振幅に増幅し、必要な振幅に増幅された撮像信号を受信回路 19 に出力する。

30

【0022】

受信回路 19 は、LA 18 からの撮像信号を内部クロックで受信した後、パラレルデータに変換する。パラレルデータに変換された撮像信号は、図示しない画像処理回路で所定の画像処理が施された後、図示しないモニタまたは記録装置に出力され、画像の表示または記録が行われる。

【0023】

次に、このように構成された内視鏡システム 1 の動作について説明する。図 2 A、図 2 B 及び図 2 C は、周波数特性について説明するための図である。

40

【0024】

図 2 A は、ケーブル 17 の周波数特性の例を示し、横軸が周波数、縦軸が利得を表している。ケーブル 17 は、ローパスフィルタと同様の特性を有し、ある周波数より低い周波数の成分を通過させ、ある周波数以上の周波数の成分を減衰させる。そのため、周波数がある周波数以上となると利得が小さくなる。また、ケーブル 17 は、長さが長くなるに従い高周波成分がより減衰するため、利得が小さくなる。

【0025】

また、図 2 B は、フィルタ部 16 の周波数特性の例を示し、横軸が周波数、縦軸が利得を表している。パッシブイコライザであるフィルタ部 16 は、ハイパスフィルタまたはパ

50

ントパスフィルタと同様の特性を有し、ある周波数より低い周波数の成分を減衰させ、ある周波数以上の周波数の成分を通過させる。そのため、周波数がある周波数以上になると相対的に利得が大きくなる。また、フィルタ部 16 は、フィルタ 20 の段数が多くなる従い低周波成分がより減衰し、高周波との利得差が大きくなる。

【0026】

図 2C は、フィルタ部 16 から出力される撮像信号の周波数特性の例を示し、横軸が周波数、縦軸が利得を表している。図 2B のフィルタ部 16 の周波数特性により、フィルタ部 16 から出力される撮像信号は、図 2C に示すように、周波数がある周波数以上になると利得が大きくなる。このようにフィルタ部 16 から出力された撮像信号は、ケーブル 17 を介して LA18 に伝送されるが、図 2A に示すケーブル 17 のローパスフィルタと同様の特性から、周波数がある周波数以上になると利得が小さくなる。このため、プロセッサ 3 には、図 2C の破線で示すように、略フラットの撮像信号が入力される。

10

【0027】

以上のように、電子内視鏡 2 は、フィルタ部 16 が受動素子で構成されているため、電源を必要とせず、消費電力を低減することができる。また、電子内視鏡 2 は、フィルタ部 16 に電源を必要としないため、発熱の原因となることもなく、追加の放熱機構が不要であり、電子内視鏡 2 の細径化や小型化が可能となる。

【0028】

また、一般的にはケーブルによる信号の伝送後にイコライザを通過させるが、本実施形態では、ケーブル 17 はローパスフィルタと同様の特性を有し、フィルタ部 16 はハイパスフィルタあるいはバンドパスフィルタと同様の特性を有し、いずれも受動素子であり、インピーダンスも整合されているため、順序を逆転させても全体の伝達関数は同一である。したがって、電子内視鏡 2 は、フィルタ部 16 の特性をケーブル 17 を含む伝送路の伝送損失に応じて調整することで、プロセッサ 3 の入力端において振幅は低下するが、符号間干渉が抑制された安定した波形を得ることができる。

20

【0029】

また、電子内視鏡 2 は、フィルタ部 16 の特性により、ケーブル 17 による信号の伝送前に低周波のノイズを低減することができるので、電磁放射の抑制が可能である。

【0030】

よって、本実施形態の電子内視鏡によれば、低消費電力かつ低コストで品質管理が容易なケーブル損失補償手段を実現することができる。

30

【0031】

(第 2 の実施形態)

次に、第 2 の実施形態について説明する。

【0032】

図 3 は、第 2 の実施形態に係る電子内視鏡を有する内視鏡システムの構成を示す図である。なお、図 3 において、図 1 と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【0033】

図 3 に示すように、本実施形態の電子内視鏡 2a は、フィルタ部 16 が操作部 11 に配置されて構成されている。フィルタ部 16 は、ケーブル 17a を介して送信部 15 に接続され、ケーブル 17b を介して LA18 に接続されている。なお、フィルタ部 16 は、ケーブル 17a を介して送信部 15 に接続されているが、例えば、インピーダンス管理された電線あるいはフレキシブル基板を介して送信部 15 に接続されていてもよい。

40

【0034】

このように、本実施形態の電子内視鏡 2a においても、フィルタ部 16 のフィルタ 20 は、ケーブル 17a 及び 17b を含めた伝送路の損失に応じて個数（段数）が調整されている。これにより、第 1 の実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0035】

また、本実施形態の電子内視鏡 2a では、挿入部 10 と比較して基板面積に余裕のある

50

操作部 11 にフィルタ部 16 を配置することで、フィルタ 20 を複数回路で構成することも容易となる。

【0036】

さらに、本実施形態の電子内視鏡 2a では、例えばケーブル 17a の長さのみが電子内視鏡 2 の種類によって異なるものに変化する場合、破線で囲った部分を 1 つのユニット 21 としてフィルタ部 16 の調整を行えば、組み立て時及び修理時の品質管理が容易となる。

【0037】

(第 3 の実施形態)

次に、第 3 の実施形態について説明する。

10

【0038】

図 4 は、第 3 の実施形態に係る電子内視鏡を有する内視鏡システムの構成を示す図である。なお、図 4 において、図 3 と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【0039】

図 4 に示すように、本実施形態の電子内視鏡 2b は、フィルタ部 16a、LA22 及びフィルタ部 16b が操作部 11 に配置されている。フィルタ部 16a は、ケーブル 17a を介して送信部 15 に接続され、フィルタ部 16b は、ケーブル 17b を介して LA18 に接続されている。

20

【0040】

フィルタ部 16a は、複数のフィルタ 20a により構成されており、ケーブル 17a を含む伝送路の損失に対応してフィルタ 20a の個数（段数）が調整されている。第 2 の送信部としての LA22 は、フィルタ部 16a を介して入力された撮像信号の振幅を所定の振幅に増幅してフィルタ部 16b に出力する。そして、フィルタ部 16b（第 2 のフィルタ部）は、複数のフィルタ 20b により構成されており、ケーブル 17b を含む伝送路の損失に対応してフィルタ 20b の個数（段数）が調整されている。

【0041】

このように、本実施形態の電子内視鏡 2b においても、フィルタ部 16a のフィルタ 20a は、ケーブル 17a を含めた伝送路の損失に応じて個数（段数）が調整されており、フィルタ部 16b のフィルタ 20b は、ケーブル 17b を含めた伝送路の損失に応じて個数（段数）が調整されている。これにより、第 1 の実施形態と同様の効果を得ることができる。

30

【0042】

また、本実施形態の電子内視鏡 2b では、挿入部 10 と比較して基板面積に余裕のある操作部 11 にフィルタ部 16a、16b、及び、LA22 を集約して配置することで、挿入部 10 の小型化が容易となる。

【0043】

さらに、本実施形態の電子内視鏡 2b では、破線で囲った部分のユニット 21a とユニット 21b とをコネクタ 23 を介して接続するようにしてもよい。そして、ユニット 21a において、ケーブル 17a を含む伝送路の損失に対応するようにフィルタ部 16a の調整を行い、ユニット 21b において、ケーブル 17b を含む伝送路の損失に対応するようにフィルタ部 16b の調整を行うようにすることで、組み立て時及び修理時の品質管理が容易となる。

40

【0044】

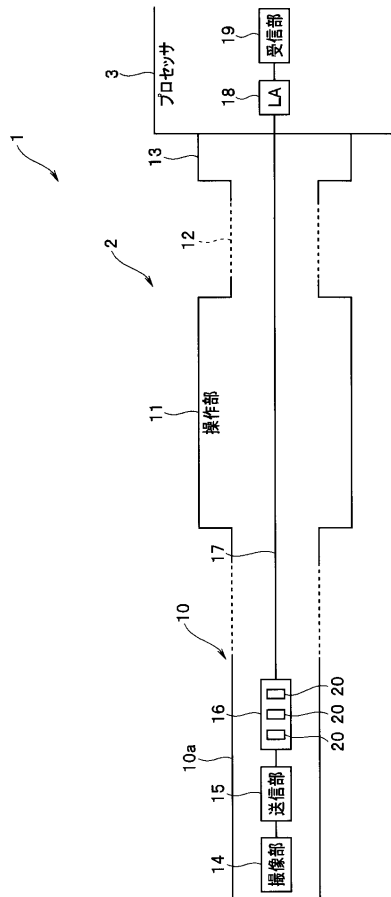
本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【0045】

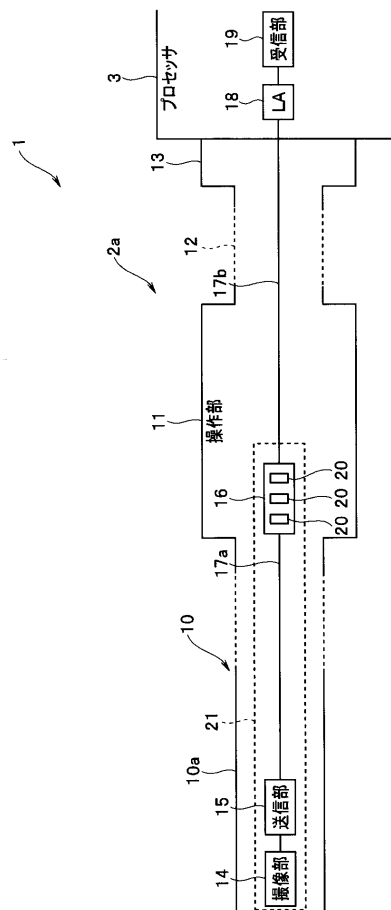
本出願は、2014 年 5 月 8 日に日本国に出願された特願 2014-97061 号公報を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

50

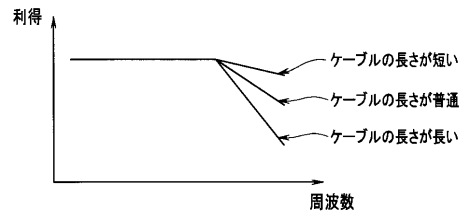
【図 1】



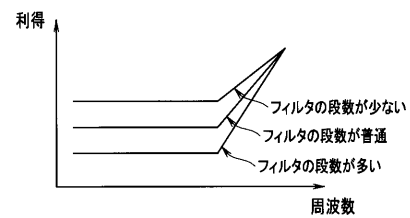
【図 3】



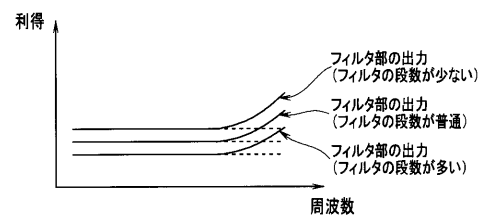
【図 2 A】



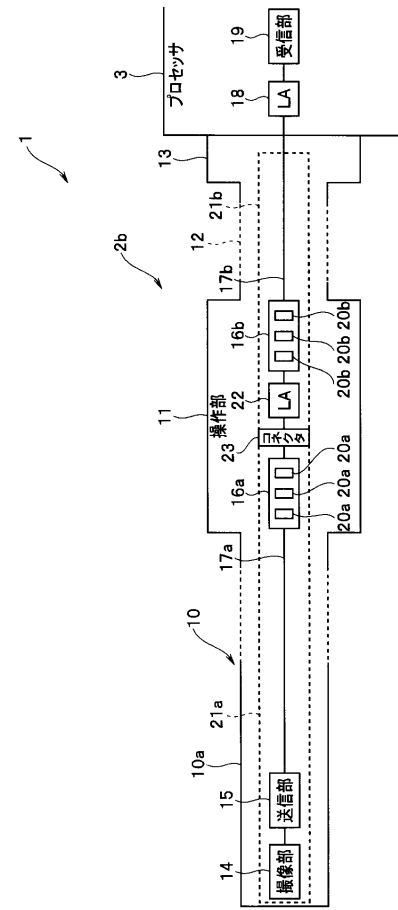
【図 2 B】



【図 2 C】



【図 4】



フロントページの続き

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開2011-206337 (JP, A)
特開2009-106442 (JP, A)
特開2012-115531 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/317
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	电子内视镜		
公开(公告)号	JP5963978B2	公开(公告)日	2016-08-03
申请号	JP2015556284	申请日	2015-05-07
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	田邊貴博 佐久間光治		
发明人	田邊 貴博 佐久間 光治		
IPC分类号	A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00114 A61B1/00009 A61B1/00018 A61B1/00124 A61B1/00186 A61B1/04 A61B1/05 G02B23/24 H04B3/14 H04B3/36 H04B3/50 H04B14/06		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/04.362.J		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
审查员(译)	门田弘		
优先权	2014097061 2014-05-08 JP		
其他公开文献	JPWO2015170701A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

电子内窥镜 (2) 将由图像拾取单元 (14) 获得的图像拾取信号作为通过
将图像拾取信号转换为数字串行数据而获得的差分信号发送到处理器
(3), 并且将差分信号发送到处理器传输单元 (15), 设置在传输单元
(15) 的输出级, 用于将信号发送到处理器 (3) 到包括电缆 (17) 的传
输线 (15), 以便输出波形质量到处理器并且滤波器部分 (16) 的常数
根据损耗进行调整。

【图 4】

