

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

W02015/170701

発行日 平成29年4月20日(2017. 4. 20)

(43) 国際公開日 平成27年11月12日(2015. 11. 12)

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

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 13 頁)

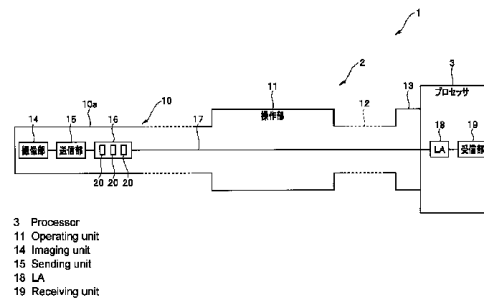
出願番号	特願2015-556284 (P2015-556284)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/063191	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成27年5月7日(2015.5.7)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(11) 特許番号	特許第5963978号 (P5963978)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(45) 特許公報発行日	平成28年8月3日(2016.8.3)	(72) 発明者	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
(31) 優先権主張番号	特願2014-97061 (P2014-97061)	(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
(32) 優先日	平成26年5月8日(2014.5.8)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡

(57) 【要約】

電子内視鏡(2)は、撮像部(14)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(3)に送信するものであって、差動信号をプロセッサ(3)に送信するための送信部(15)と、送信部(15)の出力段に配置され、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たフィルタ部(16)と、を有する。



【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 の送信部の出力段に配置され、前記プロセッサへの出力波形品質が一定になるように、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、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。

10

【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 に記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

前記第 1 の送信部及び前記第 1 のフィルタ部が挿入部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。

20

【請求項 6】

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 の送信部の出力段に配置され、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 のフィルタ部とを更に有し、

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 7】

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 6 に記載の電子内視鏡。

30

【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。

40

【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

50

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。

【 0 0 0 5 】

そこで、例えば、特開 2 0 1 1 - 3 5 6 3 0 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 2 0 1 1 - 3 5 6 3 0 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 L V D S 信号波形を調整する L V D S 制御部と、L V D S 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 L V D S 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。

10

【 0 0 0 6 】

しかしながら、特開 2 0 1 1 - 3 5 6 3 0 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。

【 0 0 0 7 】

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。

20

【 0 0 0 8 】

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 】

【 0 0 0 9 】

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 の送信部の出力段に配置され、前記プロセッサへの出力波形品質が一定になるように、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、を有する。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 0 】

【 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 2 A 】 周波数特性について説明するための図である。

【 図 2 B 】 周波数特性について説明するための図である。

【 図 2 C 】 周波数特性について説明するための図である。

40

【 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 】

【 0 0 1 1 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

【 0 0 1 2 】

（ 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

50

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。

【 0 0 1 3 】

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 1 0 と、挿入部 1 0 の基端側に設けられた操作部 1 1 と、操作部 1 1 の基端側に設けられたユニバーサルケーブル 1 2 と、ユニバーサルケーブル 1 2 の基端側に設けられたコネクタ部 1 3 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 1 3 を介してプロセッサ 3 に着脱自在に構成されている。

【 0 0 1 4 】

また、電子内視鏡 2 は、撮像部 1 4 と、送信部 1 5 と、フィルタ部 1 6 と、ケーブル 1 7 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、L A という）1 8 と、受信回路 1 9 とを少なくとも有して構成されている。

【 0 0 1 5 】

挿入部 1 0 の先端部 1 0 a には、先端側から順に撮像部 1 4、送信部 1 5、及び、フィルタ部 1 6 が配置されている。また、フィルタ部 1 6 の基端側には、ケーブル 1 7 が接続されている。このケーブル 1 7 は、挿入部 1 0、操作部 1 1、ユニバーサルケーブル 1 2、及び、コネクタ部 1 3 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 L A 1 8 に接続される。

【 0 0 1 6 】

撮像部 1 4 は、例えば C C D 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 1 5 に出力する。

【 0 0 1 7 】

送信部 1 5（第 1 の送信部）は、撮像部 1 4 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 1 6 を介してプロセッサ 3 に出力する。

【 0 0 1 8 】

フィルタ部 1 6 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 1 6 は、ケーブル 1 7 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 1 6 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 2 0 により構成されている。

【 0 0 1 9 】

これらのフィルタ 2 0 は、ケーブル 1 7 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 1 7 の長さが長くなるに従い、フィルタ部 1 6 のフィルタ 2 0 の個数が増える。すなわち、フィルタ部 1 6（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 1 7 を含む伝送路の損失に応じて定数が調整されている。

【 0 0 2 0 】

例えば、ケーブル 1 7 の長さが短い場合、フィルタ 2 0 の個数が 1 つとなり、ケーブル 1 7 の長さが普通の場合、フィルタ 2 0 の個数が 2 つとなり、ケーブル 1 7 の長さが長い場合、フィルタ 2 0 の個数が 3 つなる。フィルタ部 1 6 から出力された撮像信号はケーブル 1 7 を介してプロセッサ 3 の L A 1 8 に入力される。

【 0 0 2 1 】

L A 1 8 は、ケーブル 1 7 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 1 9 に出力する。すなわち、L A 1 8 は、電源を必要としないフィルタ部 1 6 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 1 9 に出力する。

【 0 0 2 2 】

10

20

30

40

50

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。

【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バンド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と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 の段数が多くなるに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 2 C 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 2 B 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 2 C 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 LA 18 に伝送されるが、図 2 A 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 2 C 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。

【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。

【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。

【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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

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。

【 0 0 3 3 】

図 3 に示すように、本実施形態の電子内視鏡 2 a は、フィルタ部 1 6 が操作部 1 1 に配置されて構成されている。フィルタ部 1 6 は、ケーブル 1 7 a を介して送信部 1 5 に接続され、ケーブル 1 7 b を介して L A 1 8 に接続されている。なお、フィルタ部 1 6 は、ケーブル 1 7 a を介して送信部 1 5 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 1 5 に接続されていてもよい。

10

【 0 0 3 4 】

このように、本実施形態の電子内視鏡 2 a においても、フィルタ部 1 6 のフィルタ 2 0 は、ケーブル 1 7 a 及び 1 7 b 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。

【 0 0 3 5 】

また、本実施形態の電子内視鏡 2 a では、挿入部 1 0 と比較して基板面積に余裕のある操作部 1 1 にフィルタ部 1 6 を配置することで、フィルタ 2 0 を複数回路で構成することも容易となる。

【 0 0 3 6 】

さらに、本実施形態の電子内視鏡 2 a では、例えばケーブル 1 7 a 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 2 1 としてフィルタ部 1 6 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。

20

【 0 0 3 7 】

（第 3 の実施形態）

次に、第 3 の実施形態について説明する。

【 0 0 3 8 】

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。

30

【 0 0 3 9 】

図 4 に示すように、本実施形態の電子内視鏡 2 b は、フィルタ部 1 6 a、L A 2 2 及びフィルタ部 1 6 b が操作部 1 1 に配置されている。フィルタ部 1 6 a は、ケーブル 1 7 a を介して送信部 1 5 に接続され、フィルタ部 1 6 b は、ケーブル 1 7 b を介して L A 1 8 に接続されている。

【 0 0 4 0 】

フィルタ部 1 6 a は、複数のフィルタ 2 0 a により構成されており、ケーブル 1 7 a を含む伝送路の損失に対応してフィルタ 2 0 a の個数（段数）が調整されている。第 2 の送信部としての L A 2 2 は、フィルタ部 1 6 a 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 1 6 b に出力する。そして、フィルタ部 1 6 b（第 2 のフィルタ部）は、複数のフィルタ 2 0 b により構成されており、ケーブル 1 7 b を含む伝送路の損失に対応してフィルタ 2 0 b の個数（段数）が調整されている。

40

【 0 0 4 1 】

このように、本実施形態の電子内視鏡 2 b においても、フィルタ部 1 6 a のフィルタ 2 0 a は、ケーブル 1 7 a 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 1 6 b のフィルタ 2 0 b は、ケーブル 1 7 b 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。

【 0 0 4 2 】

また、本実施形態の電子内視鏡 2 b では、挿入部 1 0 と比較して基板面積に余裕のある

50

【 0 0 4 3 】

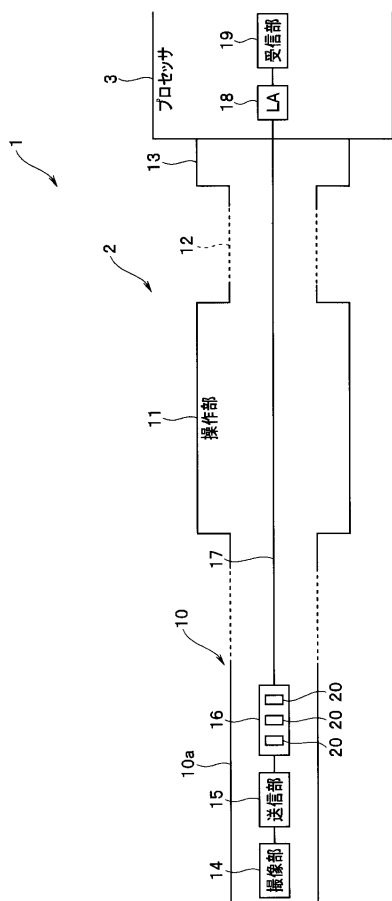
【 0 0 4 4 】

10

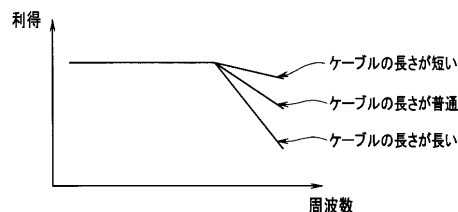
【 0 0 4 5 】

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。

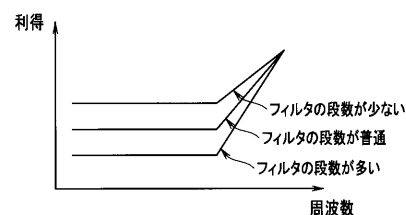
【圖 1】



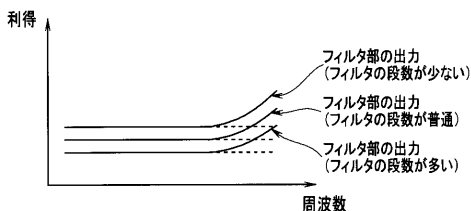
【 ㊦ 2 A 】



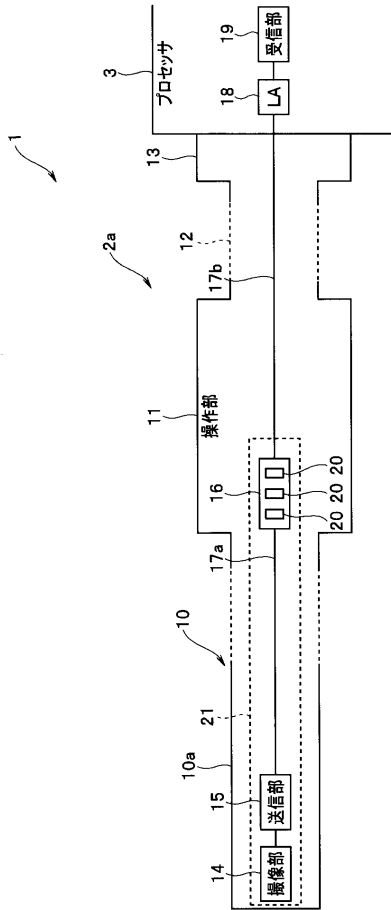
【 ㄨ 2 B 】



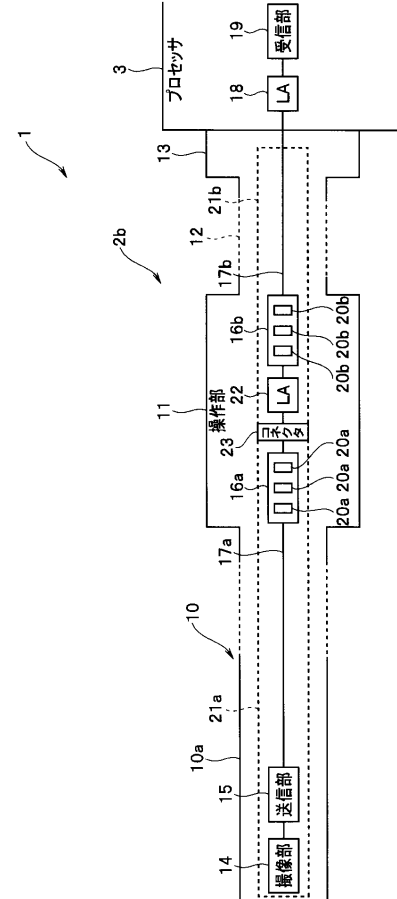
【 ㄨ 2 C 】



【図 3】



【図 4】



【手続補正書】

【提出日】平成27年11月12日(2015.11.12)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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、前記プロセッサへの出力波形品質が一定になるように、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。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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、前記プロセッサへの出力波形品質が一定になるように、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に記載の電子内視鏡。

【請求項4】

前記第1の送信部及び前記第1のフィルタ部が挿入部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6】

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7】

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6に記載の電子内視鏡。

【手続補正書】

【提出日】平成28年4月25日(2016.4.25)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【手続補正2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/063191
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00-1/317, G02B23/24-23/26 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2011-206337 A (Fujifilm Corp.), 20 October 2011 (20.10.2011), paragraphs [0036] to [0040]; fig. 4 (Family: none)	1-5 6-7
Y A	JP 2009-106442 A (Olympus Medical Systems Corp.), 21 May 2009 (21.05.2009), paragraphs [0030] to [0031]; fig. 4 to 6 & US 2009/0256934 A1	1-5 6-7
Y A	JP 2012-115531 A (Hoya Corp.), 21 June 2012 (21.06.2012), paragraphs [0005] to [0007] (Family: none)	1-5 6-7
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 24 July 2015 (24.07.15)		Date of mailing of the international search report 04 August 2015 (04.08.15)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2015/063191	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00-1/317, G02B23/24-23/26			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015年			
国際調査で利用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
Y A	JP 2011-206337 A（富士フイルム株式会社）2011.10.20, 【0036】 - 【0040】, 図4（ファミリーなし）	1-5 6-7	
Y A	JP 2009-106442 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2009.05.21, 【0030】 - 【0031】, 図4-6 & US 2009/0256934 A1	1-5 6-7	
Y A	JP 2012-115531 A（HOYA株式会社）2012.06.21, 【0005】 - 【0007】 （ファミリーなし）	1-5 6-7	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 24.07.2015		国際調査報告の発送日 04.08.2015	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 門田 宏 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

Fターム(参考) 2H040 GA00

4C161 BB02 CC06 FF11 JJ11 LL02 NN01 NN03 UU03 UU09

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	电子内视镜		
公开(公告)号	JPWO2015170701A1	公开(公告)日	2017-04-20
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		
[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 G02B23/24		
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 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/GA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/FF11 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/UU03 4C161/UU09		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2014097061 2014-05-08 JP		
其他公开文献	JP5963978B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

电子内窥镜2将由摄像部14获得并转换为差分信号的数字串行数据的摄像信号作为差分信号发送至处理器3，并且包括将差分信号发送至处理器3的发送部15，以及 滤波器部分16布置在传输部分15的输出级，其中，根据包括电缆的传输通道中的损耗来调节滤波器部分的常数，从而固定到处理器3的输出波形的质量。

