

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/081745

発行日 平成30年8月30日(2018.8.30)

(43) 国際公開日 平成29年5月18日(2017.5.18)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
H04N 5/225 (2006.01)	H04N 5/225 500	4C161
H04N 5/232 (2006.01)	H04N 5/232 030	5C122
A61B 1/00 (2006.01)	H04N 5/225 300	
	A61B 1/00 680	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

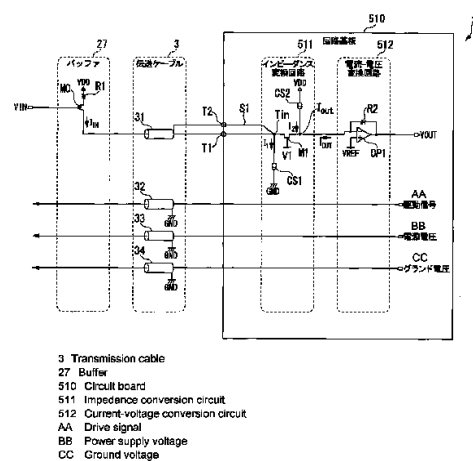
出願番号	特願2017-549897 (P2017-549897)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/081596		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成27年11月10日(2015.11.10)		東京都八王子市石川町2951番地
(81) 指定国	AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, 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	(74) 代理人	100106909 弁理士 棚井 澄雄
		(74) 代理人	100094400 弁理士 鈴木 三義
		(74) 代理人	100086379 弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100139686 弁理士 鈴木 史朗
		(72) 発明者	萩原 義雄 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

内視鏡システムは、撮像素子と、電圧 - 電流変換回路と、第1の同軸ケーブルと、インピーダンス変換回路とを有する。前記撮像素子は、第1の電圧を生成する。前記電圧 - 電流変換回路は、前記撮像素子の内部または外部に配置され、かつ前記第1の電圧を第1の電流に変換する。前記第1の同軸ケーブルは、第1の導体および第2の導体を有する。前記第2の導体は前記第1の導体の外側に配置される。前記第1の電流は前記第1の導体を伝送する。前記第1の導体によって伝送された前記第1の電流が前記インピーダンス変換回路に入力される。前記インピーダンス変換回路は、前記第1の電流に応じた第2の電流を出力する。前記第1の電流に応じた第2の電圧が前記第2の導体に入力される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 の電圧を生成する撮像素子と、
前記撮像素子の内部または外部に配置され、かつ前記第 1 の電圧を第 1 の電流に変換する電圧 - 電流変換回路と、
第 1 の導体および第 2 の導体を有し、前記第 2 の導体は前記第 1 の導体の外側に配置され、前記第 1 の電流は前記第 1 の導体を伝送する第 1 の同軸ケーブルと、
前記第 1 の導体によって伝送された前記第 1 の電流が入力され、かつ前記第 1 の電流に応じた第 2 の電流を出力するインピーダンス変換回路と、
を有し、
前記第 1 の電流に応じた第 2 の電圧が前記第 2 の導体に入力される
内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記第 1 の電流に応じた前記第 2 の電圧を出力するバッファをさらに有する
請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記撮像素子に供給される電源電圧を伝送する第 2 の同軸ケーブルをさらに有する
請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記インピーダンス変換回路から出力される前記第 2 の電流を第 3 の電圧に変換する電流 - 電圧変換回路と、
前記インピーダンス変換回路および前記電流 - 電圧変換回路が配置された回路基板と、
をさらに有し、
前記回路基板は、
前記第 1 の導体によって伝送された前記第 1 の電流が入力され、かつ前記インピーダンス変換回路に電氣的に接続された第 1 の端子と、
前記インピーダンス変換回路に電氣的に接続され、かつ前記第 2 の電圧を出力する第 2 の端子と、
を有する
請求項 1 に記載の内視鏡システム。

20

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡スコープを有する内視鏡装置が広く使用されている。内視鏡スコープは、細長い挿入部を有する。体腔内に挿入部を挿入することにより、ユーザは体腔内の臓器を観察することができる。あるいは、処置具チャンネル内に処置具を挿入することにより、ユーザは各種の治療処置を行うことができる。工業分野においても、内視鏡スコープを有する工業用内視鏡装置が広く利用されている。工業用内視鏡装置を使用することにより、ユーザは、ボイラ、タービン、エンジン、および化学プラントなどの内部の傷および腐食などの観察または検査を行うことができる。

40

【0003】

一般的に、内視鏡スコープ（電子内視鏡スコープ）において挿入部の先端に撮像素子としての固体撮像装置が搭載されている。例えば、固体撮像装置は、電荷結合素子（以下、CCDと略記する）である。このCCDを動作させる駆動信号を伝送するための信号線と、CCDからの撮像信号を伝送するための信号線とが挿入部の内部に配置されている。

【0004】

内視鏡スコープ（電子内視鏡スコープ）は、長い挿入部を有する。挿入部の内部に配置

50

された信号線の長さは、挿入部の長さに比例する。このため、信号線が長くなる。信号線が長い場合、C C Dからの信号が減衰しやすい。信号の波形を安定させるために、一般的に同軸ケーブルが使用される。同軸ケーブルは、信号に対する電氣的干渉およびノイズの影響を防ぐシールド構造を有する。例えば、同軸ケーブルは、第1の導体と第2の導体とを有する。第1の導体は、同軸ケーブルの中心に配置されている。第2の導体は、第1の導体を覆い、かつ第1の導体から絶縁されている。

【0005】

特許文献1には、信号の減衰を防ぐために太く構成された信号線と、その信号線とは径が異なる信号線とを含む束状の信号線が配置された内視鏡システムが開示されている。各信号線は、同軸ケーブルで構成されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】日本国特開平7-184854号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、同軸ケーブルでは、第1の導体と第2の導体との間に寄生容量が形成される。撮像素子からの信号の変化に応じて寄生容量の充電と放電とが行われることにより、信号の高速な伝送が難しい。

20

【0008】

本発明は、撮像素子からの信号をより高速に伝送することができる内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の第1の態様によれば、内視鏡システムは、撮像素子と、電圧-電流変換回路と、第1の同軸ケーブルと、インピーダンス変換回路とを有する。前記撮像素子は、第1の電圧を生成する。前記電圧-電流変換回路は、前記撮像素子の内部または外部に配置され、かつ前記第1の電圧を第1の電流に変換する。前記第1の同軸ケーブルは、第1の導体および第2の導体を有する。前記第2の導体は前記第1の導体の外側に配置される。前記第1の電流は前記第1の導体を伝送する。前記第1の導体によって伝送された前記第1の電流が前記インピーダンス変換回路に入力される。前記インピーダンス変換回路は、前記第1の電流に応じた第2の電流を出力する。前記第1の電流に応じた第2の電圧が前記第2の導体に入力される。

30

【0010】

本発明の第2の態様によれば、第1の態様において、前記内視鏡システムは、前記第1の電流に応じた前記第2の電圧を出力するバッファをさらに有してもよい。

【0011】

本発明の第3の態様によれば、第1の態様において、前記内視鏡システムは、前記撮像素子に供給される電源電圧を伝送する第2の同軸ケーブルをさらに有してもよい。

40

【0012】

本発明の第4の態様によれば、第1の態様において、前記内視鏡システムは、電流-電圧変換回路と、回路基板とをさらに有してもよい。前記電流-電圧変換回路は、前記インピーダンス変換回路から出力される前記第2の電流を第3の電圧に変換してもよい。前記インピーダンス変換回路および前記電流-電圧変換回路は前記回路基板に配置されてもよい。前記回路基板は、第1の端子と、第2の端子とを有してもよい。前記第1の導体によって伝送された前記第1の電流が前記第1の端子に入力されてもよい。前記第1の端子は、前記インピーダンス変換回路に電氣的に接続されてもよい。前記第2の端子は、前記インピーダンス変換回路に電氣的に接続され、かつ前記第2の電圧を出力してもよい。

【発明の効果】

50

【 0 0 1 3 】

上記の各態様によれば、第 1 の電流に応じた第 2 の電圧が第 2 の導体に入力される。これによって、内視鏡システムは、撮像素子からの信号をより高速に伝送することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 4 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施形態の内視鏡システムの構成を示す模式図である。

【 図 2 】 本発明の第 1 の実施形態の内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 本発明の第 1 の実施形態の内視鏡システムで使用されるケーブルの断面図である。

10

【 図 4 】 本発明の第 1 の実施形態の内視鏡システムの主要部の構成を示すブロック図である。

【 図 5 】 本発明の第 1 の実施形態の変形例の内視鏡システムの主要部の構成を示すブロック図である。

【 図 6 】 本発明の第 2 の実施形態の内視鏡システムの主要部の構成を示すブロック図である。

【 図 7 】 本発明の第 3 の実施形態の内視鏡システムの主要部の構成を示すブロック図である。

【 図 8 】 本発明の第 3 の実施形態の変形例の内視鏡システムの主要部の構成を示すブロック図である。

20

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 5 】

図面を参照し、本発明の実施形態を説明する。

【 0 0 1 6 】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態の内視鏡システム 1 の構成を示している。図 1 に示すように、内視鏡システム 1 は、内視鏡スコープ 2 と、伝送ケーブル 3 と、操作部 4 と、コネクタ部 5 と、プロセッサ 6 と、表示装置 7 とを有する。

【 0 0 1 7 】

内視鏡スコープ 2 は、被検体に挿入される挿入部 70 を有する。挿入部 70 は、伝送ケーブル 3 の一部である。挿入部 70 は、被検体の内部に挿入される。内視鏡スコープ 2 は、被検体の内部の画像を撮像することにより撮像信号（画像データ）を生成する。内視鏡スコープ 2 は、生成された撮像信号をプロセッサ 6 に出力する。図 2 に示す撮像部 20 が挿入部 70 の先端 71 に配置されている。挿入部 70 において、先端 71 と反対側の端部に、操作部 4 が接続される。操作部 4 は、内視鏡スコープ 2 に対する各種操作を受け付ける。

30

【 0 0 1 8 】

伝送ケーブル 3 は、内視鏡スコープ 2 の撮像部 20 とコネクタ部 5 とを接続する。撮像部 20 によって生成された撮像信号は、伝送ケーブル 3 を介してコネクタ部 5 に出力される。

40

【 0 0 1 9 】

コネクタ部 5 は、内視鏡スコープ 2 とプロセッサ 6 とに接続されている。コネクタ部 5 は、内視鏡スコープ 2 から出力された撮像信号に所定の信号処理を行う。さらに、コネクタ部 5 は、アナログの撮像信号をデジタル信号に A / D 変換する。コネクタ部 5 は、デジタル信号である撮像信号をプロセッサ 6 に出力する。

【 0 0 2 0 】

プロセッサ 6 は、コネクタ部 5 から出力された撮像信号に所定の画像処理を行い、かつ画像信号を生成する。さらに、プロセッサ 6 は、内視鏡システム 1 の全体を統括的に制御する。

【 0 0 2 1 】

50

表示装置 7 は、プロセッサ 6 によって処理された画像信号に対応する画像を表示する。
また、表示装置 7 は、内視鏡システム 1 に関する各種情報を表示する。

【 0 0 2 2 】

内視鏡システム 1 は、被検体に照射される照明光を生成する光源装置を有する。図 1 では、光源装置は省略されている。

【 0 0 2 3 】

図 2 は、内視鏡システム 1 の内部の構成を示している。図 2 に示すように、内視鏡システム 1 は、撮像部 2 0 と、伝送ケーブル 3 と、コネクタ部 5 と、プロセッサ 6 とを有する。

【 0 0 2 4 】

撮像部 2 0 は、第 1 のチップ 2 1 と、第 2 のチップ 2 2 とを有する。第 1 のチップ 2 1 は、受光部 2 3 と、読み出し部 2 4 と、タイミング生成部 2 5 と、バッファ 2 6 とを有する。撮像部 2 0 は、撮像素子として機能する。撮像部 2 0 は、撮像信号を出力する。撮像部 2 0 は、第 1 の電圧を出力する複数の画素が配置された受光部 2 3 を有する。第 1 の電圧は、撮像信号の電圧である。

【 0 0 2 5 】

受光部 2 3 は、複数の画素を有し、入射した光に基づく撮像信号を生成する。読み出し部 2 4 は、受光部 2 3 によって生成された撮像信号を読み出す。さらに、読み出し部 2 4 は、基準信号を生成する。タイミング生成部 2 5 は、コネクタ部 5 から出力された基準クロック信号と同期信号とに基づいてタイミング信号を生成する。タイミング生成部 2 5 によって生成されたタイミング信号は読み出し部 2 4 に出力される。読み出し部 2 4 は、タイミング信号に従って撮像信号を読み出す。バッファ 2 6 は、受光部 2 3 から読み出された撮像信号と基準信号とを一時的に保持する。第 1 のチップ 2 1 は、バッファ 2 6 から撮像信号を出力する。

【 0 0 2 6 】

第 2 のチップ 2 2 は、バッファ 2 7 を有する。バッファ 2 7 は、第 1 のチップ 2 1 から出力された撮像信号を、伝送ケーブル 3 を介して、コネクタ部 5 に出力する。撮像信号が入力信号 V I N としてバッファ 2 7 に入力される。第 1 のチップ 2 1 と第 2 のチップ 2 2 とに搭載される回路の組み合わせは、設計に応じて適宜変更可能である。図 1 に示す内視鏡システム 1 において、バッファ 2 7 は撮像部 2 0 の内部に配置されている。バッファ 2 7 は、内視鏡スコープ 2 の内部であって、かつ撮像部 2 0 の外部に配置されてもよい。上記のように、内視鏡スコープ 2 は、撮像部 2 0 とバッファ 2 7 とを有する。

【 0 0 2 7 】

プロセッサ 6 によって生成された電源電圧と、グランド電圧とが伝送ケーブル 3 によって撮像部 2 0 に伝送される。撮像部 2 0 において、電源電圧を伝送する信号線と、グランド電圧を伝送する信号線との間には、電源安定用のコンデンサ C 1 0 0 が配置されている。

【 0 0 2 8 】

コネクタ部 5 は、アナログ・フロント・エンド部 5 1 (以下、A F E 部 5 1 という) と、前処理部 5 2 と、制御信号生成部 5 3 とを有する。コネクタ部 5 は、内視鏡スコープ 2 (撮像部 2 0) とプロセッサ 6 とを電氣的に接続する。コネクタ部 5 と撮像部 2 0 とは、伝送ケーブル 3 により接続される。コネクタ部 5 とプロセッサ 6 とは、コイルケーブルにより接続される。

【 0 0 2 9 】

A F E 部 5 1 (撮像信号処理回路) は、基準信号と撮像信号との差を演算する。さらに、A F E 部 5 1 は、この差に基づく撮像信号に A / D 変換を行う。A F E 部 5 1 は、A / D 変換によりデジタル信号に変換された撮像信号を前処理部 5 2 に出力する。A F E 部 5 1 は、回路基板 5 1 0 を含む。回路基板 5 1 0 は、撮像信号を処理する回路を含む。回路基板 5 1 0 の構成については後述する。

【 0 0 3 0 】

10

20

30

40

50

前処理部 5 2 は、A F E 部 5 1 から出力されたデジタルの撮像信号に対して、縦ライン除去およびノイズ除去等の所定の信号処理を行う。前処理部 5 2 は、信号処理が行われた撮像信号をプロセッサ 6 に出力する。

【 0 0 3 1 】

内視鏡スコープ 2 の各部の動作の基準となる基準クロック信号がプロセッサ 6 から制御信号生成部 5 3 に供給される。例えば、基準クロック信号の周波数は、2 7 M H z である。制御信号生成部 5 3 は、基準クロック信号に基づいて、各フレームのスタート位置を表す同期信号を生成する。制御信号生成部 5 3 は、基準クロック信号と同期信号とを、伝送ケーブル 3 を介して撮像部 2 0 のタイミング生成部 2 5 に出力する。制御信号生成部 5 3 によって生成される同期信号は、水平同期信号と垂直同期信号とを含む。

10

【 0 0 3 2 】

プロセッサ 6 は、内視鏡システム 1 の全体を統括的に制御する制御装置である。プロセッサ 6 は、電源部 6 1 と、画像信号処理部 6 2 と、クロック生成部 6 3 とを有する。

【 0 0 3 3 】

電源部 6 1 は、電源電圧を生成する。電源部 6 1 は、電源電圧とグランド電圧とを、コネクタ部 5 と伝送ケーブル 3 とを介して撮像部 2 0 に出力する。

【 0 0 3 4 】

画像信号処理部 6 2 (画像信号生成回路) は、前処理部 5 2 によって処理されたデジタルの撮像信号に対して、所定の画像処理を行う。所定の画像処理は、同時化処理、ホワイトバランス (W B) 調整処理、ゲイン調整処理、ガンマ補正処理、デジタルアナログ (D / A) 変換処理、およびフォーマット変換処理等である。画像信号処理部 6 2 は、この画像処理により、撮像信号を画像信号に変換する。つまり、画像信号処理部 6 2 は、A F E 部 5 1 によって演算された差に基づく撮像信号 (差信号) を処理し、かつ、撮像信号に基づく画像信号を生成する。画像信号処理部 6 2 は、生成された画像信号を表示装置 7 に出力する。

20

【 0 0 3 5 】

クロック生成部 6 3 は、内視鏡システム 1 の各部の動作の基準となる基準クロック信号を生成する。クロック生成部 6 3 は、生成された基準クロック信号を制御信号生成部 5 3 に出力する。

【 0 0 3 6 】

表示装置 7 は、画像信号処理部 6 2 から出力された画像信号に基づいて、撮像部 2 0 が撮像した画像を表示する。表示装置 7 は、液晶または有機 E L (E l e c t r o L u m i n e s c e n c e) 等の表示パネルを有する。

30

【 0 0 3 7 】

伝送ケーブル 3 は、ケーブル 3 1 (第 1 の同軸ケーブル) と、ケーブル 3 2 と、ケーブル 3 3 (第 2 の同軸ケーブル) と、ケーブル 3 4 とを有する。ケーブル 3 1 は、撮像部 2 0 から出力された撮像信号をコネクタ部 5 に伝送する。ケーブル 3 2 は、制御信号生成部 5 3 から出力された基準クロック信号と同期信号とを含む駆動信号を撮像部 2 0 に伝送する。ケーブル 3 3 は、電源部 6 1 から出力された電源電圧を撮像部 2 0 に伝送する。ケーブル 3 4 は、電源部 6 1 から出力されたグランド電圧を撮像部 2 0 に伝送する。

40

【 0 0 3 8 】

ケーブル 3 1 は、同軸ケーブルである。図 3 は、ケーブル 3 1 の断面を示している。図 3 に示すように、ケーブル 3 1 は、第 1 の導体 3 1 0 と、絶縁体 3 1 1 と、第 2 の導体 3 1 2 と、外皮 3 1 3 とを有する。これらの中心軸の位置は同一である。例えば、第 1 の導体 3 1 0 と第 2 の導体 3 1 2 とは、金属である。例えば、絶縁体 3 1 1 と外皮 3 1 3 とは、プラスチックである。

【 0 0 3 9 】

第 1 の導体 3 1 0 は、撮像部 2 0 から出力された撮像信号を伝送する。絶縁体 3 1 1 は、第 1 の導体 3 1 0 の外側に配置され、かつ第 1 の導体 3 1 0 を覆う。第 2 の導体 3 1 2 は、絶縁体 3 1 1 の外側に配置され、かつ絶縁体 3 1 1 を覆う。外皮 3 1 3 は、第 2 の導

50

体 3 1 2 の外側に配置され、かつ第 2 の導体 3 1 2 を覆う。第 1 の導体 3 1 0 と第 2 の導体 3 1 2 とは、絶縁体 3 1 1 によって絶縁されている。ケーブル 3 2 とケーブル 3 3 とケーブル 3 4 との少なくとも 1 つは、同軸ケーブルで構成されてもよい。以下では、ケーブル 3 2 とケーブル 3 3 とケーブル 3 4 とが、ケーブル 3 1 の構造と同様の構造を有する同軸ケーブルで構成された例を説明する。

【 0 0 4 0 】

図 4 は、内視鏡システム 1 の主要部の構成を示している。図 4 では、バッファ 2 7 (電圧 - 電流変換回路) と、伝送ケーブル 3 と、回路基板 5 1 0 とが示されている。

【 0 0 4 1 】

バッファ 2 7 は、トランジスタ M 0 と抵抗 R 1 とを有する。抵抗 R 1 は、第 1 の端子と第 2 の端子とを有する。抵抗 R 1 の第 1 の端子は、電源 V D D に接続されている。トランジスタ M 0 は、P M O S トランジスタである。トランジスタ M 0 は、ソース端子と、ドレイン端子と、ゲート端子とを有する。トランジスタ M 0 のソース端子は、抵抗 R 1 の第 2 の端子に接続されている。トランジスタ M 0 のドレイン端子は、伝送ケーブル 3 のケーブル 3 1 に接続されている。入力信号 V I N がトランジスタ M 0 のゲート端子に入力される。入力信号 V I N は、撮像部 2 0 (第 1 チップ 2 1) において生成された撮像信号である。バッファ 2 7 は、入力信号 V I N の第 1 の電圧を、トランジスタ M 0 の相互コンダクタンス g_m により第 1 の電流に変換する。第 1 の電流の電流値は、 $I_{I N}$ である。

【 0 0 4 2 】

伝送ケーブル 3 は、ケーブル 3 1 と、ケーブル 3 2 と、ケーブル 3 3 と、ケーブル 3 4 とを有する。バッファ 2 7 から出力された第 1 の電流は、ケーブル 3 1 において第 1 の導体 3 1 0 の第 1 端に入力される。ケーブル 3 1 は、第 1 の導体 3 1 0 の第 1 端に入力された第 1 の電流を伝送する。ケーブル 3 1 によって伝送された第 1 の電流は、ケーブル 3 1 において第 1 の導体 3 1 0 の第 2 端から出力される。

【 0 0 4 3 】

制御信号生成部 5 3 から出力された基準クロック信号と同期信号とを含む駆動信号は、ケーブル 3 2 において第 1 の導体の第 1 端に入力される。ケーブル 3 2 は、第 1 の導体の第 1 端に入力された駆動信号を伝送する。ケーブル 3 2 によって伝送された駆動信号は、ケーブル 3 2 において第 1 の導体の第 2 端から出力される。

【 0 0 4 4 】

電源部 6 1 から出力された電源電圧は、ケーブル 3 3 において第 1 の導体の第 1 端に入力される。ケーブル 3 3 は、第 1 の導体の第 1 端に入力された電源電圧を伝送する。ケーブル 3 3 によって伝送された電源電圧は、ケーブル 3 3 において第 1 の導体の第 2 端から出力される。

【 0 0 4 5 】

電源部 6 1 から出力されたグランド電圧は、ケーブル 3 4 において第 1 の導体の第 1 端に入力される。ケーブル 3 4 は、第 1 の導体の第 1 端に入力されたグランド電圧を伝送する。ケーブル 3 4 によって伝送されたグランド電圧は、ケーブル 3 4 において第 1 の導体の第 2 端から出力される。

【 0 0 4 6 】

ケーブル 3 2 とケーブル 3 3 とケーブル 3 4 とにおいて、第 2 の導体はグランド G N D に接続されている。このため、各ケーブルを伝送する信号に対して外乱によるノイズが与える影響が低減される。

【 0 0 4 7 】

回路基板 5 1 0 は、第 1 の端子 T 1 と、第 2 の端子 T 2 と、インピーダンス変換回路 5 1 1 とを有する。第 1 の端子 T 1 は、ケーブル 3 1 の第 1 の導体 3 1 0 に接続されている。第 2 の端子 T 2 は、ケーブル 3 1 の第 2 の導体 3 1 2 に接続されている。

【 0 0 4 8 】

バッファ 2 7 によって生成された第 1 の電流がインピーダンス変換回路 5 1 1 に入力される。インピーダンス変換回路 5 1 1 は、第 1 の電流に応じた第 2 の電流を出力する。イ

10

20

30

40

50

ンピーダンス変換回路 511 は、トランジスタ M1 と、電流源 CS1 と、電流源 CS2 とを有する。

【0049】

トランジスタ M1 は、NMOS トランジスタである。トランジスタ M1 は、ゲート接地型のトランジスタである。トランジスタ M1 は、ソース端子と、ドレイン端子と、ゲート端子とを有する。トランジスタ M1 のソース端子は、入力端子 Tin に接続されている。トランジスタ M1 のドレイン端子は、出力端子 Tout に接続されている。トランジスタ M1 のゲート端子は、電源 V1 に接続されている。電源 V1 は、電源 VDD と同一であってもよい。

【0050】

電流源 CS1 は、第 1 の端子と第 2 の端子とを有する。電流源 CS1 の第 1 の端子は、入力端子 Tin に接続されている。電流源 CS1 の第 2 の端子は、グランド GND に接続されている。電流源 CS1 は、定電流源である。電流源 CS1 が出力する電流の電流値は I_1 である。電流源 CS2 は、第 1 の端子と第 2 の端子とを有する。電流源 CS2 の第 1 の端子は、電源 VDD に接続されている。電流源 CS2 の第 2 の端子は、出力端子 Tout に接続されている。電流源 CS2 は、定電流源である。電流源 CS2 が出力する電流の電流値は I_2 である。電源 VDD とグランド GND との間に、電流源 CS1 と、トランジスタ M1 と、電流源 CS2 とが直列に接続されている。

【0051】

入力端子 Tin は、第 1 の端子 T1 に電氣的に接続されている。バッファ 27 によって生成された第 1 の電流が入力端子 Tin に入力される。第 1 の電流は、入力端子 Tin を介してトランジスタ M1 のソース端子に入力される。インピーダンス変換回路 511 に入力される電流値 I_{IN} と、電流源 CS2 に流れる電流値 I_2 と、出力端子 Tout から出力される電流値 I_{OUT} との和は、電流源 CS1 に流れる電流値 I_1 と同一である。つまり、式 (1) が満たされる。図 4 において、出力端子 Tout から出力される電流の方向は、出力端子 Tout に入力される電流値が正になる方向に設定されている。電流値 I_{IN} と電流値 I_{OUT} とは、互いに異なる。

$$I_{IN} + I_2 + I_{OUT} = I_1 \quad \cdots (1)$$

【0052】

インピーダンス変換回路 511 は、電流値が I_{OUT} である第 2 の電流を出力端子 Tout から出力する。インピーダンス変換回路 511 は、低入力インピーダンスかつ高出力インピーダンスの電流変換回路である。インピーダンス変換回路 511 が、第 1 の電流を変換した第 2 の電流を出力することによって、電流 - 電圧変換回路 512 の設計が容易になる。

【0053】

回路基板 510 は、信号線 S1 を有する。信号線 S1 の第 1 端は、入力端子 Tin に接続されている。信号線 S1 の第 2 端は、第 2 の端子 T2 に接続されている。入力端子 Tin は、信号線 S1 により第 2 の端子 T2 に電氣的に接続されている。入力端子 Tin に入力される第 1 の電流に応じた第 2 の電圧が第 2 の端子 T2 から出力される。第 2 の端子 T2 は、ケーブル 31 の第 2 の導体 312 に電氣的に接続されている。このため、第 2 の端子 T2 から出力された第 2 の電圧は、ケーブル 31 の第 2 の導体 312 に入力される。ケーブル 31 の第 1 の導体 310 の電圧と第 2 の導体 312 の電圧とは、ほぼ同一になる。

【0054】

第 1 の電流の変化に応じて、ケーブル 31 の第 1 の導体 310 の電圧が変化する。ケーブル 31 の第 2 の導体 312 がグランド GND に接続されている場合、ケーブル 31 の第 1 の導体 310 の電圧の変化に応じて、第 1 の導体 310 と第 2 の導体 312 との間の寄生容量が充電および放電される。このため、第 1 の導体 310 と第 2 の導体 312 との間の寄生容量は、インピーダンス変換回路 511 の負荷となる。トランジスタ M1 のトランスコンダクタンスが小さい場合、上記の寄生容量の充電と放電とに、より長い時間が必要である。トランジスタ M1 のトランスコンダクタンスが大きい場合、上記の寄生容量の充

10

20

30

40

50

電と放電とに要する時間が短縮される。しかし、トランジスタ M 1 により生成される電流のノイズが大きくなる。

【 0 0 5 5 】

内視鏡システム 1 において、ケーブル 3 1 の第 1 の導体 3 1 0 の電圧と第 2 の導体 3 1 2 の電圧とは、ほぼ同一になる。これによって、第 1 の導体 3 1 0 と第 2 の導体 3 1 2 との間の寄生容量の充電と放電とが抑制される。つまり、ドリブンスールドの効果が得られる。この結果、第 1 の導体 3 1 0 と第 2 の導体 3 1 2 との間の負荷が低減される。第 1 の導体 3 1 0 と第 2 の導体 3 1 2 との間の負荷が低減されることにより、内視鏡システム 1 は、撮像信号をより高速に伝送することができる。

【 0 0 5 6 】

電流 - 電圧変換回路 5 1 2 は、帰還抵抗 R 2 とオペアンプ O P 1 とを有する。帰還抵抗 R 2 は、第 1 の端子と第 2 の端子とを有する。オペアンプ O P 1 は、非反転入力端子と、反転入力端子と、出力端子とを有する。帰還抵抗 R 2 の第 1 の端子は、オペアンプ O P 1 の反転入力端子に接続されている。帰還抵抗 R 2 の第 2 の端子は、オペアンプ O P 1 の出力端子に接続されている。オペアンプ O P 1 の反転入力端子は、インピーダンス変換回路 5 1 1 の出力端子 T o u t に接続されている。オペアンプ O P 1 の非反転入力端子は、基準電圧 V R E F を出力する電源に接続されている。

【 0 0 5 7 】

インピーダンス変換回路 5 1 1 から出力された第 2 の電流が電流 - 電圧変換回路 5 1 2 に入力される。電流 - 電圧変換回路 5 1 2 は、インピーダンス変換回路 5 1 1 から出力される第 2 の電流を第 3 の電圧に変換する。電流 - 電圧変換回路 5 1 2 は、第 3 の電圧を出力信号 V O U T としてオペアンプ O P 1 の出力端子から出力する。

【 0 0 5 8 】

出力信号 V O U T の電圧値 V_{OUT} は、式 (2) で表される。式 (2) において、 V_{REF} は、電流 - 電圧変換回路 5 1 2 の基準電圧の電圧値である。式 (2) において、R は帰還抵抗 R 2 の抵抗値である。

$$V_{OUT} = V_{REF} + R \times I_{OUT} \quad \cdots (2)$$

【 0 0 5 9 】

上記のように、インピーダンス変換回路 5 1 1 と電流 - 電圧変換回路 5 1 2 とは、回路基板 5 1 0 に配置されている。基準信号と撮像信号との差を演算する回路は、回路基板 5 1 0 の後段に配置されている。回路基板 5 1 0 は、A F E 部 5 1 とは別体に構成され、かつ A F E 部 5 1 の前段に配置されてもよい。

【 0 0 6 0 】

同軸ケーブルにより第 1 の電流が理想的な電流モードで伝送され、かつ伝送された第 1 の電流が電流 - 電圧変換回路 5 1 2 に直接入力される場合、オペアンプ O P 1 の反転入力端子の電圧は、ほぼ一定に保たれる。このため、第 1 の電流に応じた第 2 の電圧が第 2 の導体 3 1 2 に入力される必要はない。しかし、第 1 の電流はインピーダンス変換回路 5 1 1 に入力され、かつインピーダンス変換回路 5 1 1 の入力インピーダンスはゼロではない。このため、第 1 の電流が変化することにより入力端子 T i n の電圧が変化する。この電圧の変化による寄生容量の充電と放電との影響を低減するため、入力端子 T i n に入力される第 1 の電流に応じた第 2 の電圧がケーブル 3 1 の第 2 の導体 3 1 2 に入力される。

【 0 0 6 1 】

バッファ 2 7 とインピーダンス変換回路 5 1 1 とに使用される各トランジスタの導電型は、上記の導電型と逆であってもよい。バッファ 2 7 とインピーダンス変換回路 5 1 1 とにおいて M O S (M e t a l O x i d e S e m i c o n d u c t o r) トランジスタが使用されているが、バイポーラトランジスタが使用されてもよい。

【 0 0 6 2 】

本発明の各態様の内視鏡システムは、操作部 4 と、プロセッサ 6 と、表示装置 7 との少なくとも 1 つに対応する構成を有していなくてもよい。本発明の各態様の内視鏡システムは、前処理部 5 2 と制御信号生成部 5 3 との少なくとも 1 つに対応する構成を有していな

10

20

30

40

50

くてもよい。本発明の各態様の内視鏡システムは、ケーブル 3 2 とケーブル 3 3 とケーブル 3 4 との少なくとも 1 つに対応する構成を有していなくてもよい。本発明の各態様の内視鏡システムは、電流 - 電圧変換回路 5 1 2 を有していなくてもよい。

【 0 0 6 3 】

撮像信号はアナログ信号に限らない。撮像信号はデジタル信号であっても構わない。撮像信号がデジタル信号である場合、コネクタ部 5 は、A F E 部 5 1 の代わりに、H i g h / L o w 電圧を検出できるコンパレータのような回路を備える。

【 0 0 6 4 】

上記のように、内視鏡システム 1 は、撮像部 2 0 (撮像素子) と、バッファ 2 7 (電圧 - 電流変換回路) と、ケーブル 3 1 (第 1 の同軸ケーブル) と、インピーダンス変換回路 5 1 1 とを有する。撮像部 2 0 は、第 1 の電圧 (撮像信号) を生成する。バッファ 2 7 は、撮像部 2 0 の内部または外部に配置され、かつ第 1 の電圧を第 1 の電流に変換する。ケーブル 3 1 は、第 1 の導体 3 1 0 および第 2 の導体 3 1 2 を有する。第 2 の導体 3 1 2 は第 1 の導体 3 1 0 の外側に配置されている。第 1 の電流は、第 1 の導体 3 1 0 を伝送する。第 1 の導体 3 1 0 によって伝送された第 1 の電流がインピーダンス変換回路 5 1 1 に入力される。インピーダンス変換回路 5 1 1 は、第 1 の電流に応じた第 2 の電流を出力する。第 1 の電流に応じた第 2 の電圧が第 2 の導体 3 1 2 に入力される。

【 0 0 6 5 】

第 1 の実施形態では、第 1 の電流に応じた第 2 の電圧が第 2 の導体 3 1 2 に入力される。これによって、内視鏡システム 1 は、撮像部 2 0 からの信号をより高速に伝送することができる。

【 0 0 6 6 】

内視鏡システム 1 は、撮像部 2 0 (撮像素子) に供給される電源電圧を伝送するケーブル 3 3 (第 2 の同軸ケーブル) を有してもよい。第 1 の電流に応じた第 2 の電圧が第 2 の導体 3 1 2 に入力されることにより、第 2 の導体 3 1 2 とケーブル 3 3 との間に寄生容量が形成される。第 2 の電圧の変化により、寄生容量を介してケーブル 3 3 にノイズが伝わる可能性がある。ケーブル 3 3 が同軸ケーブルで構成されているため、ケーブル 3 3 を伝送する電源電圧にノイズが伝わりにくい。ケーブル 3 2 およびケーブル 3 4 も同軸ケーブルで構成されている。このため、ケーブル 3 2 を伝送する駆動信号と、ケーブル 3 4 を伝送するグランド電圧とにノイズが伝わりにくい。

【 0 0 6 7 】

(第 1 の実施形態の変形例)

図 5 は、第 1 の実施形態の変形例の内視鏡システム 1 a の主要部の構成を示している。図 5 では、バッファ 2 7 (電圧 - 電流変換回路) と、伝送ケーブル 3 と、回路基板 5 1 0 a とが示されている。図 5 に示す構成について、図 4 に示す構成と異なる点を説明する。

【 0 0 6 8 】

図 4 に示す回路基板 5 1 0 が図 5 に示す回路基板 5 1 0 a に変更される。回路基板 5 1 0 a において、図 4 に示すインピーダンス変換回路 5 1 1 がインピーダンス変換回路 5 1 1 a に変更され、かつ図 4 に示す電流 - 電圧変換回路 5 1 2 が電流 - 電圧変換回路 5 1 2 a に変更される。

【 0 0 6 9 】

インピーダンス変換回路 5 1 1 a において、インピーダンス変換回路 5 1 1 における電流源 C S 2 が削除されている。

【 0 0 7 0 】

電流 - 電圧変換回路 5 1 2 a は、抵抗 R 3 を有する。抵抗 R 3 は、第 1 の端子と第 2 の端子とを有する。抵抗 R 3 の第 1 の端子は、インピーダンス変換回路 5 1 1 a の出力端子 T o u t に接続されている。抵抗 R 3 の第 2 の端子は、電源 V D D に接続されている。

【 0 0 7 1 】

インピーダンス変換回路 5 1 1 a から出力された第 2 の電流が電流 - 電圧変換回路 5 1 2 a に入力される。電流 - 電圧変換回路 5 1 2 a は、第 2 の電流を第 3 の電圧に変換し、

10

20

30

40

50

かつ第 3 の電圧を出力信号 V_{OUT} として抵抗 R_3 の第 1 の端子から出力する。

【0072】

上記以外の点については、図 5 に示す構成は、図 4 に示す構成と同様である。図 5 に示す構成以外の構成については、既に説明した構成と同様である。

【0073】

図 4 に示すインピーダンス変換回路 511 と図 5 に示す電流 - 電圧変換回路 512 a とが回路基板に配置されてもよい。図 5 に示すインピーダンス変換回路 511 a と図 4 に示す電流 - 電圧変換回路 512 とが回路基板に配置されてもよい。

【0074】

(第 2 の実施形態)

図 6 は、第 2 の実施形態の内視鏡システム 1 b の主要部の構成を示している。図 6 では、バッファ 27 (電圧 - 電流変換回路) と、伝送ケーブル 3 と、回路基板 510 b とが示されている。図 6 に示す構成について、図 4 に示す構成と異なる点を説明する。

【0075】

図 4 に示す回路基板 510 が図 6 に示す回路基板 510 b に変更される。回路基板 510 b は、インピーダンス変換回路 511 と、電流 - 電圧変換回路 512 と、バッファ 513 とを有する。

【0076】

バッファ 513 は、入力端子と出力端子とを有する。バッファ 513 の入力端子は、インピーダンス変換回路 511 の入力端子 T_{in} に接続されている。したがって、第 1 の電流に応じた第 2 の電圧がバッファ 513 に入力される。バッファ 513 の出力端子は、第 2 の端子 T_2 に接続されている。したがって、バッファ 513 は、第 2 の電圧を第 2 の端子 T_2 に出力する。

【0077】

例えば、バッファ 513 は、ボルテージフォロワである。バッファ 513 は、MOS トランジスタを使用するソースフォロワであってもよい。バッファ 513 は、バイポーラトランジスタを使用するエミッタフォロワであってもよい。バッファ 513 は、これらの回路以外の回路であってもよい。バッファ 513 の出力インピーダンスを小さくすることは比較的容易である。このため、外乱によるノイズに対するシールド効果を十分に確保できる。

【0078】

上記以外の点については、図 6 に示す構成は、図 4 に示す構成と同様である。図 6 に示す構成以外の構成については、既に説明した構成と同様である。図 5 に示す回路基板 510 a がバッファ 513 を有してもよい。

【0079】

上記のように、内視鏡システム 1 b は、第 1 の電流に応じた第 2 の電圧を出力するバッファ 513 を有する。駆動能力があるバッファ 513 が配置されることにより、トランジスタ M_1 のトランスコンダクタンスを小さくすることができる。

【0080】

第 1 の実施形態における回路基板 510 は、第 1 の端子 T_1 と第 2 の端子 T_2 とを有する。ケーブル 31 の第 1 の導体 310 によって伝送された第 1 の電流が第 1 の端子 T_1 に入力される。第 1 の端子 T_1 は、インピーダンス変換回路 511 に電氣的に接続されている。第 2 の端子 T_2 は、インピーダンス変換回路 511 に電氣的に接続され、かつ第 2 の電圧を出力する。

【0081】

第 1 の端子 T_1 と第 2 の端子 T_2 とが設けられることにより、インピーダンス変換回路 511 の入力端子 T_{in} と第 2 の端子 T_2 との間にバッファ 513 を挿入することが容易となる。

【0082】

(第 3 の実施形態)

10

20

30

40

50

図 7 は、第 3 の実施形態の内視鏡システム 1 c の主要部の構成を示している。図 7 では、バッファ 2 7 (電圧 - 電流変換回路) と、伝送ケーブル 3 と、回路基板 5 1 0 c とが示されている。図 7 に示す構成について、図 4 に示す構成と異なる点を説明する。

【 0 0 8 3 】

図 4 に示す回路基板 5 1 0 が図 7 に示す回路基板 5 1 0 c に変更される。回路基板 5 1 0 c において、図 4 に示すインピーダンス変換回路 5 1 1 がインピーダンス変換回路 5 1 1 c に変更される。

【 0 0 8 4 】

インピーダンス変換回路 5 1 1 c は、電流源 C S 1 と、電流源 C S 2 と、トランジスタ M 2 と、トランジスタ M 3 とを有する。

10

【 0 0 8 5 】

電流源 C S 1 は、第 1 の端子と第 2 の端子とを有する。電流源 C S 1 の第 1 の端子は、電源 V D D に接続されている。電流源 C S 1 の第 2 の端子は、入力端子 T i n に接続されている。電流源 C S 1 は、定電流源である。電流源 C S 1 が出力する電流の電流値は I_1 である。電流源 C S 2 は、第 1 の端子と第 2 の端子とを有する。電流源 C S 2 の第 1 の端子は、電源 V D D に接続されている。電流源 C S 2 の第 2 の端子は、出力端子 T o u t に接続されている。電流源 C S 2 は、定電流源である。電流源 C S 2 が出力する電流の電流値は I_2 である。

【 0 0 8 6 】

トランジスタ M 2 とトランジスタ M 3 とは、カレントミラーを構成する。トランジスタ M 2 とトランジスタ M 3 とは、N M O S トランジスタである。トランジスタ M 2 とトランジスタ M 3 とは、ソース端子と、ドレイン端子と、ゲート端子とを有する。トランジスタ M 2 のドレイン端子は、入力端子 T i n に接続されている。トランジスタ M 2 のソース端子は、グランド G N D に接続されている。トランジスタ M 2 のゲート端子は、トランジスタ M 2 のドレイン端子に接続されている。トランジスタ M 3 のドレイン端子は、出力端子 T o u t に接続されている。トランジスタ M 3 のソース端子は、グランド G N D に接続されている。トランジスタ M 3 のゲート端子は、トランジスタ M 2 のゲート端子に接続されている。トランジスタ M 3 は、出力端子 T o u t を介して電流 - 電圧変換回路 5 1 2 に接続されている。電源 V D D とグランド G N D との間に、電流源 C S 1 とトランジスタ M 2 とが直列に接続され、かつ電流源 C S 2 とトランジスタ M 3 とが直列に接続されている。

20

30

【 0 0 8 7 】

バッファ 2 7 によって生成された第 1 の電流が入力端子 T i n に入力される。第 1 の電流は、入力端子 T i n を介してトランジスタ M 2 に入力される。第 1 の電流は、トランジスタ M 2 のドレイン端子とソース端子との間に流れる。トランジスタ M 2 とトランジスタ M 3 とのミラー比に応じた電流がトランジスタ M 3 のドレイン端子とソース端子との間に流れる。トランジスタ M 2 とトランジスタ M 3 との W / L 比が同じであると仮定する。トランジスタ M 2 の係数が m であり、トランジスタ M 3 の係数が n である場合、トランジスタ M 3 に流れる電流の電流値は、トランジスタ M 2 に流れる電流の電流値の (n / m) 倍である。トランジスタ M 2 とトランジスタ M 3 との係数が同一である場合、トランジスタ M 2 とトランジスタ M 3 とに流れる電流は同一である。インピーダンス変換回路 5 1 1 c は、電流値が $I_{O U T}$ である第 2 の電流を出力端子 T o u t から出力する。インピーダンス変換回路 5 1 1 c は、低入力インピーダンスかつ高出力インピーダンスの電流変換回路である。

40

【 0 0 8 8 】

入力端子 T i n は、第 1 の端子 T 1 に電氣的に接続されている。バッファ 2 7 によって生成された第 1 の電流が入力端子 T i n に入力される。第 1 の電流は、入力端子 T i n を介してトランジスタ M 2 に入力される。説明を容易にするために、トランジスタ M 2 とトランジスタ M 3 とのミラー比は 1 であると仮定する。トランジスタ M 2 に流れる電流の電流値は $I_{M 2}$ である。トランジスタ M 3 は、トランジスタ M 2 に流れる電流と電流値が同一である電流を出力する。トランジスタ M 3 に流れる電流の電流値は $I_{M 3}$ である。

50

【 0 0 8 9 】

インピーダンス変換回路 5 1 1 c に入力される電流値 $I_{I N}$ と、電流源 C S 1 に流れる電流値 I_1 との和は、トランジスタ M 2 に流れる電流値 $I_{M 2}$ と同一である。つまり、式 (3) が満たされる。

$$I_{I N} + I_1 = I_{M 2} \quad \cdots (3)$$

【 0 0 9 0 】

電流源 C S 2 に流れる電流値 I_2 と、出力端子 T o u t から出力される電流値 $I_{O U T}$ との和は、トランジスタ M 3 に流れる電流値 $I_{M 3}$ と同一である。つまり、式 (4) が満たされる。図 7 において、出力端子 T o u t から出力される電流の方向は、出力端子 T o u t に入力される電流値が正になる方向に設定されている。

$$I_2 + I_{O U T} = I_{M 3} \quad \cdots (4)$$

【 0 0 9 1 】

上記以外の点については、図 7 に示す構成は、図 4 に示す構成と同様である。図 7 に示す構成以外の構成については、既に説明した構成と同様である。インピーダンス変換回路 5 1 1 c は、図 6 に示すバッファ 5 1 3 を有してもよい。

【 0 0 9 2 】

バッファ 2 7 とインピーダンス変換回路 5 1 1 c とに使用される各トランジスタの導電型は、上記の導電型と逆であってもよい。バッファ 2 7 とインピーダンス変換回路 5 1 1 c とにおいて M O S トランジスタが使用されているが、バイポーラトランジスタが使用されてもよい。

【 0 0 9 3 】

第 3 の実施形態では、第 1 の電流に応じた第 2 の電圧が第 2 の導体 3 1 2 に入力される。これによって、内視鏡システム 1 c は、撮像部 2 0 からの信号をより高速に伝送することができる。

【 0 0 9 4 】

(第 3 の実施形態の変形例)

図 8 は、第 3 の実施形態の変形例の内視鏡システム 1 d の主要部の構成を示している。図 8 では、バッファ 2 7 (電圧 - 電圧変換回路) と、伝送ケーブル 3 と、回路基板 5 1 0 d とが示されている。図 8 に示す構成について、図 7 に示す構成と異なる点を説明する。

【 0 0 9 5 】

図 7 に示す回路基板 5 1 0 c が図 8 に示す回路基板 5 1 0 d に変更される。回路基板 5 1 0 d において、図 7 に示すインピーダンス変換回路 5 1 1 c がインピーダンス変換回路 5 1 1 d に変更され、かつ図 7 に示す電流 - 電圧変換回路 5 1 2 が電流 - 電圧変換回路 5 1 2 a に変更される。

【 0 0 9 6 】

インピーダンス変換回路 5 1 1 d において、インピーダンス変換回路 5 1 1 c における電流源 C S 2 が削除されている。電流 - 電圧変換回路 5 1 2 a は、図 5 に示す電流 - 電圧変換回路 5 1 2 a と同一である。トランジスタ M 3 に流れる電流と同一の電流が第 2 の電流として出力端子 T o u t から出力される。

【 0 0 9 7 】

インピーダンス変換回路 5 1 1 d から出力された第 2 の電流が電流 - 電圧変換回路 5 1 2 a に入力される。電流 - 電圧変換回路 5 1 2 a は、第 2 の電流を第 3 の電圧に変換し、かつ第 3 の電圧を出力信号 V O U T として抵抗 R 3 の第 1 の端子から出力する。

【 0 0 9 8 】

上記以外の点については、図 8 に示す構成は、図 7 に示す構成と同様である。図 8 に示す構成以外の構成については、既に説明した構成と同様である。インピーダンス変換回路 5 1 1 d は、図 6 に示すバッファ 5 1 3 を有してもよい。

【 0 0 9 9 】

図 7 に示すインピーダンス変換回路 5 1 1 c と図 8 に示す電流 - 電圧変換回路 5 1 2 a とが回路基板に配置されてもよい。図 8 に示すインピーダンス変換回路 5 1 1 d と図 7 に

10

20

30

40

50

示す電流 - 電圧変換回路 5 1 2 とが回路基板に配置されてもよい。

【 0 1 0 0 】

以上、本発明の好ましい実施形態を説明したが、本発明はこれら実施形態およびその変形例に限定されることはない。本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、構成の付加、省略、置換、およびその他の変更が可能である。また、本発明は前述した説明によって限定されることはなく、添付のクレームの範囲によってのみ限定される。

【産業上の利用可能性】

【 0 1 0 1 】

本発明の各実施形態によれば、内視鏡システムは、撮像素子からの信号をより高速に伝送することができる。

10

【符号の説明】

【 0 1 0 2 】

1 , 1 a , 1 b , 1 c , 1 d 内視鏡システム

2 内視鏡スコープ

3 伝送ケーブル

4 操作部

5 コネクタ部

6 プロセッサ

7 表示装置

2 0 撮像部

20

2 1 第 1 のチップ

2 2 第 2 のチップ

2 3 受光部

2 4 読み出し部

2 5 タイミング生成部

2 6 , 2 7 , 5 1 3 バッファ

3 1 , 3 2 , 3 3 , 3 4 ケーブル

5 1 アナログ・フロント・エンド部

5 2 前処理部

5 3 制御信号生成部

30

6 1 電源部

6 2 画像信号処理部

6 3 クロック生成部

7 0 挿入部

7 1 先端

3 1 0 第 1 の導体

3 1 1 絶縁体

3 1 2 第 2 の導体

3 1 3 外皮

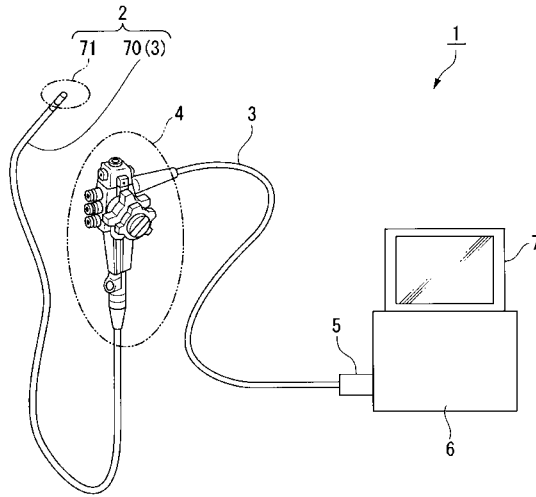
5 1 0 , 5 1 0 a , 5 1 0 b , 5 1 0 c , 5 1 0 d 回路基板

40

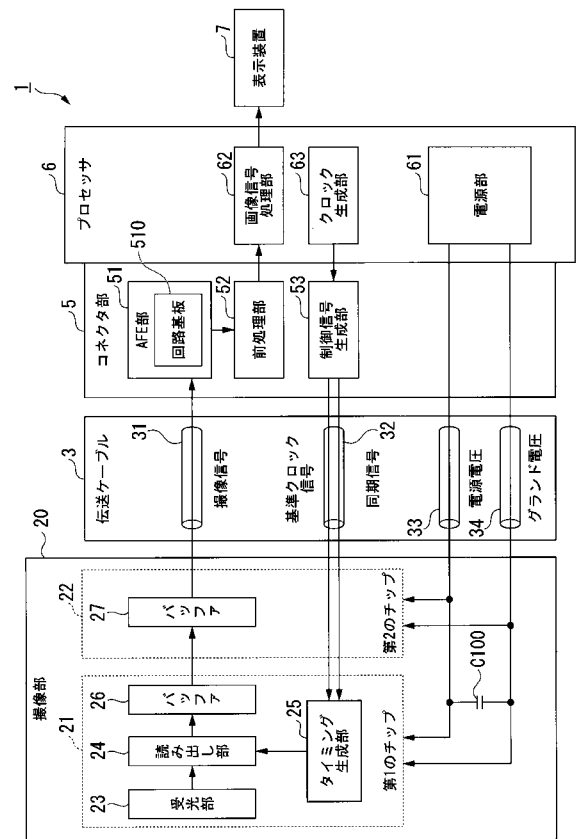
5 1 1 , 5 1 1 a , 5 1 1 c , 5 1 1 d インピーダンス変換回路

5 1 2 , 5 1 2 a 電流 - 電圧変換回路

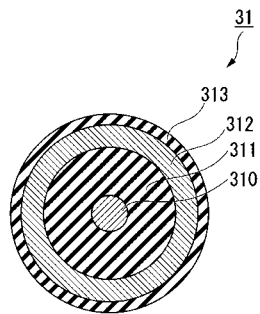
【 図 1 】



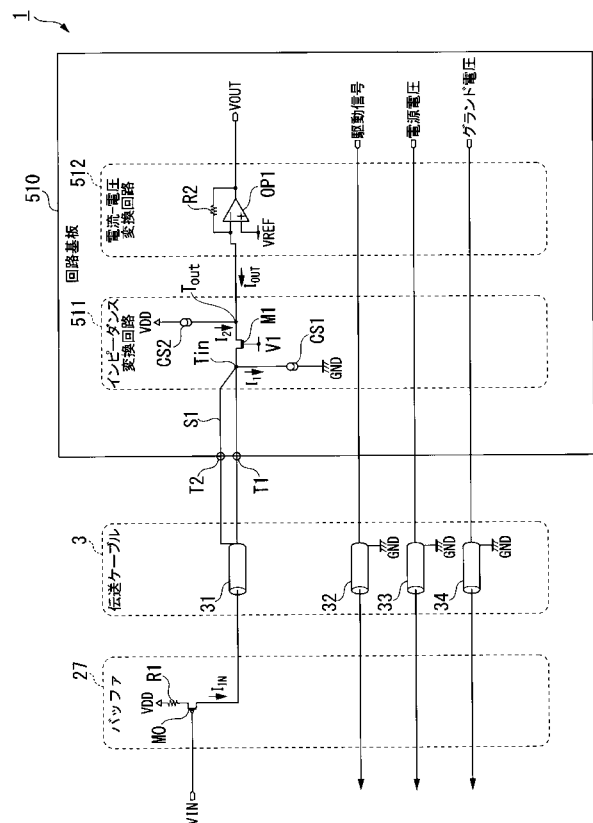
【 図 2 】



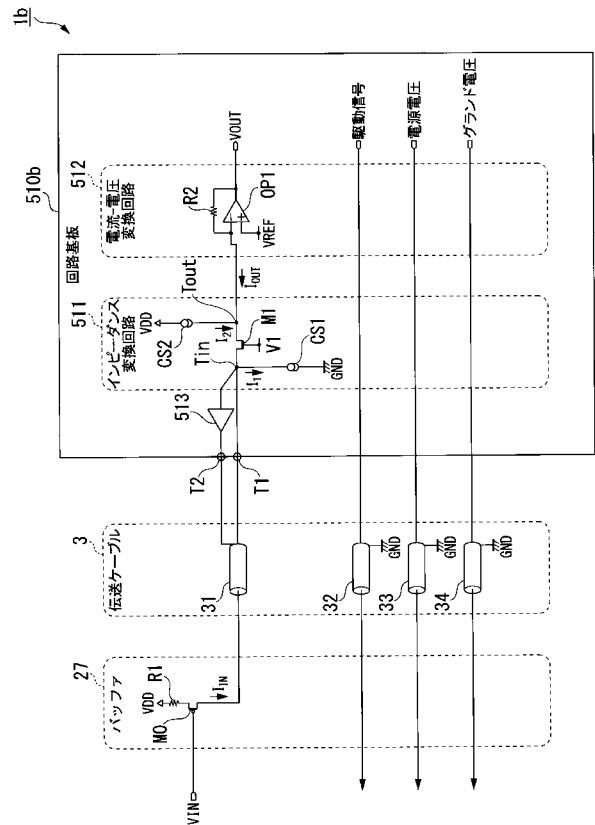
【 図 3 】



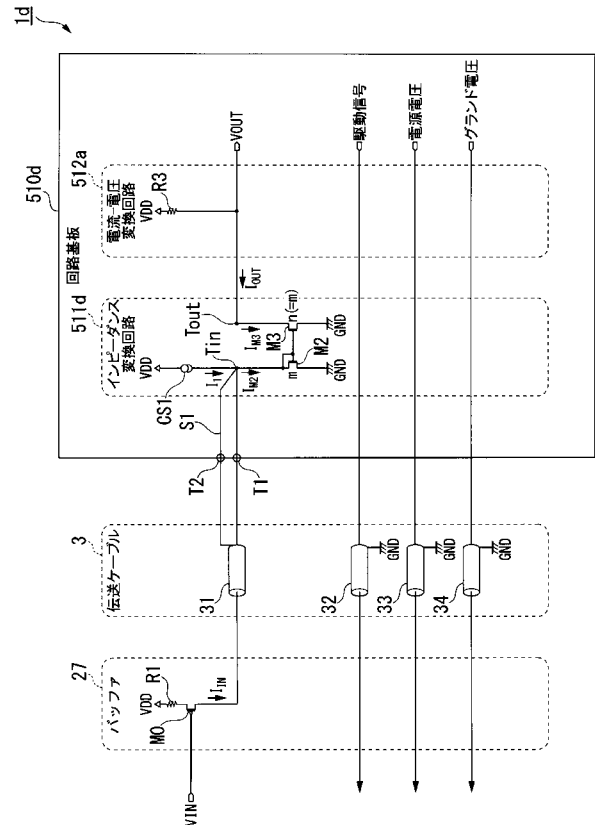
【 図 4 】



【 図 6 】



【 図 8 】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/081596

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

H04N5/225(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, H04N5/378(2011.01)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)

H04N5/225, A61B1/04, H04N5/378

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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.
A	JP 2002-131656 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 09 May 2002 (09.05.2002), paragraphs [0033], [0054]; fig. 2 (Family: none)	1-4
A	JP 08-186850 A (Sony Corp.), 16 July 1996 (16.07.1996), abstract (Family: none)	1-4
A	JP 2010-523226 A (New York University), 15 July 2010 (15.07.2010), paragraphs [0033] to [0034] & US 2008/0249430 A1 paragraphs [0036] to [0037] & WO 2008/124566 A2 & EP 2131733 A & CA 2682955 A & CN 101677775 A	1-4

☐ 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
12 January 2016 (12.01.16)Date of mailing of the international search report
26 January 2016 (26.01.16)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 2 0 1 5 / 0 8 1 5 9 6									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. H04N5/225(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, H04N5/378(2011.01)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. H04N5/225, A61B1/04, H04N5/378											
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2016年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2016年	日本国実用新案登録公報	1996-2016年	日本国登録実用新案公報	1994-2016年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2016年										
日本国実用新案登録公報	1996-2016年										
日本国登録実用新案公報	1994-2016年										
国際調査で使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									
A	JP 2002-131656 A（オリンパス光学工業株式会社） 2002.05.09, 段落[0033], [0054], 図2（ファミリーなし）	1-4									
A	JP 08-186850 A（ソニー株式会社） 1996.07.16, [要約]（ファミリーなし）	1-4									
☒ 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											
国際調査を完了した日 12.01.2016		国際調査報告の発送日 26.01.2016									
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） 榎 一	5 P 4187 電話番号 03-3581-1101 内線 3581								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 8 1 5 9 6
C (続き) . 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
A	JP 2010-523226 A (ニューヨーク ユニバーシティ) 2010.07.15, 段落[0033]-[0034] & US 2008/0249430 A1 段落[0036]-[0037] & WO 2008/124566 A2 & EP 2131733 A & CA 2682955 A & CN 101677775 A	1-4

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 CC06 JJ19 LL02 NN03 UU02 UU09
5C122 DA03 DA04 DA26 EA42 FC01 FC02 GC52 GC76 GC86 HA34

(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)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2017081745A1	公开(公告)日	2018-08-30
申请号	JP2017549897	申请日	2015-11-10
[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	萩原義雄		
发明人	萩原 義雄		
IPC分类号	H04N5/225 H04N5/232 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/051 A61B1/00018 A61B1/00096 A61B1/045 A61B1/05 G02B23/243 H04N5/235 H04N5/378 H04N2005/2255		
FI分类号	H04N5/225.500 H04N5/232.030 H04N5/225.300 A61B1/00.680		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN03 4C161/UU02 4C161/UU09 5C122/DA03 5C122/DA04 5C122/DA26 5C122/EA42 5C122/FC01 5C122/FC02 5C122/GC52 5C122/GC76 5C122/GC86 5C122/HA34		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统包括图像传感器，电压-电流转换电路，第一同轴电缆和阻抗转换电路。图像拾取装置产生第一电压。电压-电流转换电路布置在图像传感器的内部或外部，并将第一电压转换为第一电流。第一同轴电缆具有第一导体和第二导体。第二导体布置在第一导体的外部。第一电流通过第一导体传输。由第一导体传输的第一电流被输入到阻抗转换电路。阻抗转换电路根据第一电流输出第二电流。对应于第一电流的第二电压被输入到第二导体。

