

(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2014-236806

(P2014-236806A)

(43) 公開日 平成26年12月18日(2014.12.18)

(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 6 2 J	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 1 6 1
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	5 C 0 5 4
	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2013-120050 (P2013-120050)
 (22) 出願日 平成25年6月6日 (2013.6.6)

(71) 出願人 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100090169
 弁理士 松浦 孝
 (74) 代理人 100124497
 弁理士 小倉 洋樹
 (74) 代理人 100147762
 弁理士 藤 拓也
 (72) 発明者 滝沢 努
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 CA22 DA03 DA21 GA02 GA06
 GA11

最終頁に続く

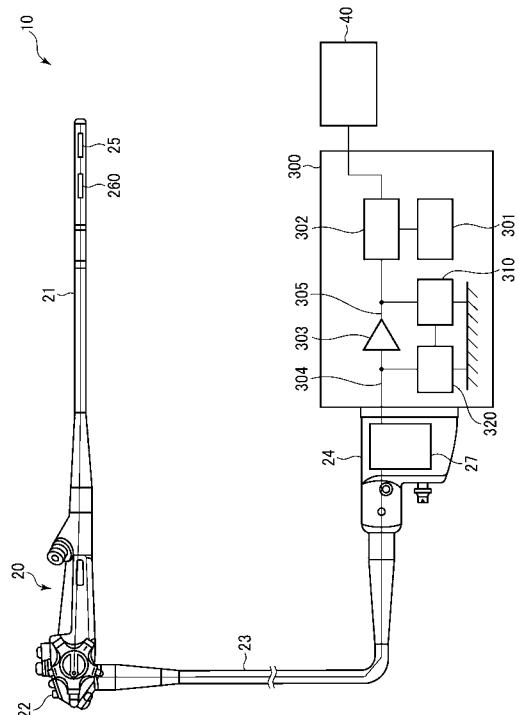
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】複数種の内視鏡とプロセッサとを簡易な構成で接続可能にする内視鏡システムを得る。

【解決手段】内視鏡20がプロセッサ300と接続されていない状態において、映像信号線304と接地部325との間に蓄電器322と抵抗器321とが直列に設けられる。この状態において内視鏡20がプロセッサ300と接続されると、第1の出力部260aが10Vの直流電圧Vsを入力アンプ303に出力する。入力アンプ303は10Vの直流電圧Voを出力する。直流電圧Voは、全て同じ抵抗値を有する第1-4の分圧抵抗に印加される。信号入力端子316aを介して入力された電圧5Vは、基準電圧端子316bに入力された電圧4Vよりも高いため、比較器316は0を出力する。この0を受信した開閉器323は、共通端子323aを第2の出力端子323cと接続する。これにより、内視鏡20のインピーダンスとプロセッサ300のインピーダンスとが一致する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡から受信した映像信号の直流電圧値を検出する検出部と、
変更可能な入力インピーダンス値を有し、前記直流電圧値に応じて前記入力インピーダンス値を変更する終端部とを備える内視鏡システム。

【請求項 2】

前記終端部は、前記映像信号を伝達する信号線と接地部との間に直列に設けられる抵抗器、蓄電器、及び開閉器を備え、前記直流電圧値に応じて前記開閉器を開閉し、前記信号線と前記接地部とを電氣的に接続する前記抵抗器と前記蓄電器を選択する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 3】

前記抵抗器の一端は接地部に接続され、前記抵抗器の他端は前記蓄電器に接続され、
前記開閉器は、前記映像信号を伝達する信号線に接続される第 1 の端子と、前記蓄電器の一端に接続される第 2 の端子と、前記蓄電器の他端及び前記抵抗器の一端に接続される第 3 の端子とを備え、前記直流電圧値に応じて、前記第 1 の端子と前記第 2 の端子とを電氣的に接続、又は前記第 1 の端子と前記第 3 の端子とを電氣的に接続する請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記検出部は、複数の分圧抵抗器と比較器とを備え、
前記分圧抵抗器は、前記映像信号を伝達する信号線と接地部との間に設けられ、
前記比較器は、前記分圧抵抗器どうしを電氣的に接続する接続線において検出される直流電圧値が基準電圧よりも高いか否かに応じて、指示信号を前記終端部に出力し、
前記開閉器は、前記指示信号に応じて開閉する請求項 1 から 3 のいずれかに記載の内視鏡システム。

20

【請求項 5】

前記比較器は、前記分圧抵抗器どうしを電氣的に接続する接続線において検出される直流電圧値が基準電圧よりも高い場合に、第 1 の指示信号を前記終端部に出力し、前記分圧抵抗器どうしを電氣的に接続する接続線において検出される直流電圧値が前記基準電圧よりも高くない場合に、第 2 の指示信号を前記終端部に出力し、

前記開閉器は、前記第 1 の指示信号及び前記第 2 の指示信号に応じて開閉する請求項 4 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 6】

前記開閉器は、前記第 1 の指示信号を受信したとき、前記第 1 の端子と前記第 2 の端子とを電氣的に接続し、前記第 2 の指示信号を受信したとき、前記第 1 の端子と前記第 3 の端子とを電氣的に接続する請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記映像信号を増幅して増幅信号を出力する増幅部をさらに備え、前記検出部は、前記増幅信号の直流電圧値を検出する請求項 1 から 6 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

40

【0001】

本発明は、内視鏡とのインピーダンス整合を取る内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

被験者の体内に挿入されて観察対象物の画像信号を出力する内視鏡と、内視鏡から画像信号を受信して表示するプロセッサとを備える内視鏡システムが知られている。内視鏡はケーブルによりプロセッサと接続される。ケーブルのインピーダンスは製造誤差によるバラツキを有する。このバラツキが画像信号の波形品位を損なうことを防ぐため、画像信号の矩形波を走査して相関二重サンプリングし、プロセッサが備える終端抵抗の抵抗値を相関二重サンプリングの結果に応じて変更しインピーダンス整合を取る内視鏡が知られてい

50

る（特許文献1）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特許第5097308号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、相関二重サンプリングを行うには、複雑かつ高性能な演算装置を必要とする。一方、プロセッサは人体の検査に使用されるため、高度な信頼性が要求される。複雑かつ高性能な演算装置をプロセッサに設けると、プロセッサのコストが上がるばかりでなく、信頼性が低下するおそれがある。他方、インピーダンス整合を取るため抵抗器に加えて蓄電器を用いる終端装置が知られている。しかしながら特許文献1は、蓄電器を備える終端装置、及びそのような蓄電器の容量をどのように決定するかについては開示しない。つまり、蓄電器を用いる終端装置を用いてインピーダンス整合を取るプロセッサを開示しない。この事実は、抵抗器と蓄電器とにより構成される終端装置を有する内視鏡と、抵抗器のみにより構成される終端装置を有する内視鏡とを接続可能なプロセッサを得ようとするとき、特に問題となる。蓄電器を用いる終端装置を用いてインピーダンス整合を取ることができなければ、抵抗器のみにより構成される終端装置を有する内視鏡をプロセッサに接続することはできないからである。

10

20

【0005】

本発明はこれらの問題に鑑みてなされたものであり、複数種の内視鏡とプロセッサとを簡易な構成で接続可能にする内視鏡システムを得ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本願発明による内視鏡システムは、内視鏡から受信した映像信号の直流電圧値を検出する検出部と、変更可能な入力インピーダンス値を有し、直流電圧値に応じて入力インピーダンス値を変更する終端部とを備えることを特徴とする。

【0007】

終端部は、映像信号を伝達する信号線と接地部との間に直列に設けられる抵抗器、蓄電器、及び開閉器を備え、直流電圧値に応じて開閉器を開閉し、信号線と接地部とを電氣的に接続する抵抗器と蓄電器を選択することが好ましい。

30

【0008】

抵抗器の一端は接地部に接続され、抵抗器の他端は蓄電器に接続され、開閉器は、映像信号を伝達する信号線に接続される第1の端子と、蓄電器の一端に接続される第2の端子と、蓄電器の他端及び抵抗器の一端に接続される第3の端子とを備え、直流電圧値に応じて、第1の端子と第2の端子とを電氣的に接続、又は第1の端子と第3の端子とを電氣的に接続することが好ましい。

【0009】

検出部は、複数の分圧抵抗器と比較器とを備え、分圧抵抗器は、映像信号を伝達する信号線と接地部との間に設けられ、比較器は、分圧抵抗器どうしを電氣的に接続する接続線において検出される直流電圧値が基準電圧よりも高いか否かに応じて、指示信号を終端部に出力し、開閉器は、指示信号に応じて開閉することが好ましい。

40

【0010】

比較器は、分圧抵抗器どうしを電氣的に接続する接続線において検出される直流電圧値が基準電圧よりも高い場合に、第1の指示信号を終端部に出力し、分圧抵抗器どうしを電氣的に接続する接続線において検出される直流電圧値が基準電圧よりも高くない場合に、第2の指示信号を終端部に出力し、開閉器は、第1の指示信号及び第2の指示信号に応じて開閉することが好ましい。

【0011】

50

開閉器は、第1の指示信号を受信したとき、第1の端子と第2の端子とを電氣的に接続し、第2の指示信号を受信したとき、第1の端子と第3の端子とを電氣的に接続することが好ましい。

【0012】

映像信号を増幅して増幅信号を出力する増幅部をさらに備え、検出部は、増幅信号の直流電圧値を検出することが好ましい。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、複数種の内視鏡とプロセッサとを簡易な構成で接続可能にする内視鏡システムを得る。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】内視鏡システムを示す図である。

【図2】内視鏡システムが備える回路の一部を概略的に示した回路図である。

【図3】内視鏡システムが備える回路の一部を概略的に示した回路図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の第1の実施形態による内視鏡システム10について添付図面を参照して説明する。

【0016】

まず、図1を用いて内視鏡システム10の概略について説明する。内視鏡システム10は、内視鏡20とプロセッサ300とを備える。

【0017】

内視鏡20は、被験者の体内に挿入される挿入部21と、使用者が把持する把持部22と、そして接続管23を介して把持部22と内視鏡プロセッサとを接続するコネクタ24とから主に構成される。挿入部21の先端には撮像素子25及び出力部260が格納され、観察対象を撮像して画像信号を内視鏡プロセッサに送信する。コネクタ24の内部には、内視鏡CPU27が格納される。内視鏡CPU27は、プロセッサ300と通信を行いながら、内視鏡20の動作を制御する。

【0018】

プロセッサ300は、プロセッサ300の動作を制御するプロセッサCPU301、画像信号を処理する画像処理部302、入力アンプ303、検出部310、及び終端部320を主に備える。内視鏡20から画像信号を受信すると、入力アンプ303が画像信号を所定の倍率で増幅し、得られた増幅信号を画像処理部302に送信する。画像処理部302は、増幅信号に所定の処理を行って、得られた信号をモニタに出力する。モニタは、受信した信号を表示する。これにより、ユーザは被験者の体内を観察できる。入力アンプ303に入力される電圧をVi、入力アンプ303が出力する電圧をVoとする。

【0019】

次に図2及び3を用いて、出力部260、検出部310、及び終端部320について説明する。本実施形態では、2種類の内視鏡20を1つのプロセッサ300に排他的に接続可能である。2種類の内視鏡20は、出力部260の構成が互いに異なる。図2は、2種類の内視鏡20のうち的一方が有する第1の出力部260a、検出部310、及び終端部320を示す。

【0020】

第1の出力部260aは、出力アンプ(増幅部)261aと、出力アンプと直列に設けられる出力抵抗器262aとを有する。出力アンプ261aは、撮像素子25が出力した画像信号を所定の倍率で増幅する。出力アンプ261aが出力する直流電圧値をVsとする。出力抵抗器262aは、終端抵抗であって終端装置を構成し、撮像素子25が増幅した画像信号をプロセッサ300に対して出力する。

【0021】

10

20

30

40

50

検出部 310 は、直列に接続された第 1 - 4 の分圧抵抗器 311 - 314 と、比較器 (コンパレータ) 316 と、基準電源 317 とを主に備える。

【0022】

第 1 - 4 の分圧抵抗器 311 - 314 は、全て同じ抵抗値を有し、入力アンプ 303 の出力信号を伝達する入力信号線 305 と接地部 325 との間に直列に設けられる。

【0023】

比較器 316 は、信号入力端子 316a と、基準電圧端子 316b と、結果出力端子 316c とを備える。信号入力端子 316a は、第 2 の分圧抵抗と第 3 の分圧抵抗との接続点 315 に接続される。基準電圧端子 316b は、基準電源 317 の正極 317a に接続される。結果出力端子 316c は、終端部 320 が備える開閉器 323 に接続される。基準電源 317 は 4V の直流電圧を生成する電源であって、その負極 317b は、接地部 325 に接続されてアースされる。比較器 316 は、信号入力端子 316a に入力された直流電圧が基準電圧端子 316b に入力された直流電圧よりも高い場合に 0 を示す指示信号を出力し、信号入力端子 316a に入力された直流電圧が基準電圧端子 316b に入力された直流電圧以下である場合に 1 を示す指示信号を出力する。すなわち、信号入力端子 316a に入力された直流電圧が 4V よりも高い場合に 0 を出力し、4V 以下である場合に 1 を出力する。なお、0 を示す指示信号を出力するとは、0V を出力することを意味し、1 を示す指示信号を出力するとは、0V よりも大きい一定の電圧を出力することを意味する。

10

【0024】

終端部 320 は、映像信号を伝達する映像信号線 304 と接地部 325 との間に直列に設けられる抵抗器 (レジスタ) 321、蓄電器 (キャパシタ) 322、及び開閉器 (スイッチ) 323 を備える。

20

【0025】

開閉器 323 は、例えばトランジスタやリレーから成るスイッチング回路であって、共通端子 (第 1 の端子) 323a と、第 1 の出力端子 (第 2 の端子) 323b と、第 2 の出力端子 (第 3 の端子) 323c とを備える。共通端子 323a は、映像信号を伝達する映像信号線 304 と電氣的に接続される。蓄電器 322 の一端は、第 1 の出力端子 323b と電氣的に接続され、他端は第 2 の出力端子 323c と抵抗器 321 の一端と電氣的に接続される。抵抗器 321 は、出力抵抗器 262a と同じ抵抗値を有し、その一端は蓄電器 322 の一端と電氣的に接続され、他端は接地部 325 と電氣的に接続されてアースされる。内視鏡 20 とプロセッサ 300 とが接続されていないときに開閉器 323 は共通端子 323a を第 1 の出力端子 323b と接続し、比較器 316 から 1 を受信したときに共通端子 323a を第 1 の出力端子 323b と接続し、比較器 316 から 0 を受信したときに共通端子 323a を第 2 の出力端子 323c と接続する。そして、内視鏡 20 がプロセッサ 300 と接続されていない状態において、共通端子 323a は第 1 の出力端子 323b と接続している。ここで、蓄電器 322 は直流電圧を通さないため、入力アンプ 303 に入力される直流電圧 V_i は、出力アンプ 261a が出力する直流電圧 V_s と等しくなる。

30

【0026】

内視鏡 20 がプロセッサ 300 と接続されていない状態から接続された状態に移行する期間における第 1 の出力部 260a、検出部 310、及び終端部 320 の動作について説明する。

40

【0027】

内視鏡 20 がプロセッサ 300 と接続されていない状態において、共通端子 323a は第 1 の出力端子 323b と接続している。そのため、映像信号線 304 と接地部 325 との間に蓄電器 322 と抵抗器 321 とが直列に設けられていることになる。この状態において内視鏡 20 がプロセッサ 300 と接続されると、第 1 の出力部 260a が直流電圧 V_s を出力する。ここで、直流電圧 V_s は 10V である。直流電圧 V_s は入力アンプ 303 に直流電圧 V_i として入力され、入力アンプ 303 は直流電圧 V_i を等倍で増幅し、10V の直流電圧 V_o を出力する。直流電圧 V_o は、第 1 - 4 の分圧抵抗 311 ~ 314 に印

50

加される。既述の通り、第 1 - 4 の分圧抵抗 3 1 1 ~ 3 1 4 は全て同じ抵抗値を有する。そのため、接続点 3 1 5 における電圧は 5 V となる。電圧 5 V が信号入力端子 3 1 6 a を介して比較器 3 1 6 に入力されると、比較器 3 1 6 は、基準電圧端子 3 1 6 b に入力された電圧 4 V と、信号入力端子 3 1 6 a を介して入力された電圧 5 V とを比較する。そして、信号入力端子 3 1 6 a を介して入力された電圧 5 V の方が基準電圧端子 3 1 6 b に入力された電圧 4 V よりも高いため、0 を出力する。つまり検出部 3 1 0 は、入力アンプ 3 0 3 に入力された直流電圧 V_i に基づいて、言い換えると直流電圧 V_o に基づいて、指示信号を出力する。この 0 を受信した開閉器 3 2 3 は、共通端子 3 2 3 a を第 2 の出力端子 3 2 3 c と接続する。これにより、映像信号線 3 0 4 と接地部 3 2 5 との間には抵抗器 3 2 1 のみが設けられ、抵抗器 3 2 1 のみがプロセッサ 3 0 0 の終端装置を成す。ここで、抵抗器 3 2 1 の抵抗値は出力抵抗器 2 6 2 a の抵抗値と等しい。そのため、内視鏡 2 0 のインピーダンスと、プロセッサ 3 0 0 のインピーダンスとが一致する。

10

【0028】

次に図 3 を用いて、2 種類の内視鏡 2 0 のうちの他方が有する第 2 の出力部 2 6 0 b、検出部 3 1 0、及び終端部 3 2 0 を示す。

【0029】

第 2 の出力部 2 6 0 b は、出力アンプ (増幅部) 2 6 1 b と、出力アンプ 2 6 1 b と直列に設けられる出力抵抗器 2 6 2 b 及び出力蓄電器 2 6 3 b とを有する。出力アンプ 2 6 1 b は、撮像素子 2 5 が出力した画像信号を所定の倍率で増幅する。出力アンプ 2 6 1 b が出力する直流電圧値を V_s とする。出力抵抗器 2 6 2 b 及び出力蓄電器 2 6 3 b は終端装置を構成し、撮像素子 2 5 が増幅した画像信号をプロセッサ 3 0 0 に対して出力する。蓄電器 3 2 2 は、出力蓄電器 2 6 3 b と同じ容量を有し、抵抗器 3 2 1 は、出力抵抗器 2 6 2 b と同じ抵抗値を有する。検出部 3 1 0 及び終端部 3 2 0 の構成は、図 2 に示したものと同様であるため、説明を省略する。

20

【0030】

内視鏡 2 0 がプロセッサ 3 0 0 と接続されていない状態から接続された状態に移行する期間における第 2 の出力部 2 6 0 b、検出部 3 1 0、及び終端部 3 2 0 の動作について説明する。

【0031】

内視鏡 2 0 がプロセッサ 3 0 0 と接続されていない状態において、共通端子 3 2 3 a は第 1 の出力端子 3 2 3 b と接続している。そのため、映像信号線 3 0 4 と接地部 3 2 5 との間に蓄電器 3 2 2 と抵抗器 3 2 1 とが直列に設けられていることになる。この状態において内視鏡 2 0 がプロセッサ 3 0 0 と接続されると、第 2 の出力部 2 6 0 b が直流電圧 V_s を出力する。ここで、出力アンプ 2 6 1 b と映像信号線 3 0 4 との間には出力蓄電器 2 6 3 b が設けられている。出力蓄電器 2 6 3 b は直流電圧を通さないため、映像信号線 3 0 4 に印加される直流電圧は 0 V である。0 V の直流電圧は入力アンプ 3 0 3 に直流電圧 V_i として入力される。入力アンプ 3 0 3 は、直流電圧 V_i を増幅するが、直流電圧 V_i は 0 V であるため、入力アンプ 3 0 3 のバイアス電圧である 2.5 V を直流電圧 V_o として出力する。直流電圧 V_o は、第 1 - 4 の分圧抵抗 3 1 1 ~ 3 1 4 に印加される。第 1 - 4 の分圧抵抗は全て同じ抵抗値を有する。そのため、接続点 3 1 5 における直流電圧は 1.25 V となる。直流電圧 1.25 V が信号入力端子 3 1 6 a を介して比較器 3 1 6 に入力されると、比較器 3 1 6 は、基準電圧端子 3 1 6 b に入力された直流電圧 4 V と、信号入力端子 3 1 6 a を介して入力された直流電圧 1.25 V とを比較する。そして、信号入力端子 3 1 6 a を介して入力された直流電圧 1.25 V の方が基準電圧端子 3 1 6 b に入力された直流電圧 4 V よりも低いため、1 を出力する。つまり検出部 3 1 0 は、入力アンプ 3 0 3 に入力された直流電圧 V_i に基づいて、言い換えると直流電圧 V_o に基づいて、指示信号を出力する。この 1 を受信した開閉器 3 2 3 は、共通端子 3 2 3 a を第 1 の出力端子 3 2 3 b と接続する。これにより、映像信号線 3 0 4 と接地部 3 2 5 との間には蓄電器 3 2 2 と抵抗器 3 2 1 が設けられ、蓄電器 3 2 2 と抵抗器 3 2 1 がプロセッサ 3 0 0 の終端装置を成す。ここで、蓄電器 3 2 2 の容量は出力蓄電器 2 6 3 b の容量と等しく、抵

30

40

50

抗器 3 2 1 の抵抗値は出力抵抗器 2 6 2 b の抵抗値と等しい。そのため、内視鏡 2 0 のインピーダンスと、プロセッサ 3 0 0 のインピーダンスとが一致する。

【 0 0 3 2 】

本実施形態によれば、内視鏡 2 0 の終端装置の構成に応じて、プロセッサ 3 0 0 の終端装置の構成を変更し、これにより、内視鏡 2 0 とプロセッサ 3 0 0 とのインピーダンスを整合することができる。そのため、複数種類の内視鏡 2 0 をプロセッサ 3 0 0 に接続して使用することが可能になる。

【 0 0 3 3 】

なお、終端部 3 2 0 は開閉器 3 2 3 並びに値が異なる蓄電器 3 2 2 及び抵抗器 3 2 1 を複数備えても良い。また、分圧抵抗の数は 4 つに限定されず、比較器 3 1 6 の数は 1 つに限定されない。これらの数を変更することにより、単一のプロセッサであっても様々な内視鏡 2 0 の終端装置に対応させることができる。

10

【 0 0 3 4 】

なお、検出部 3 1 0 でなく、プロセッサ CPU 3 0 1 が内視鏡 2 0 の種類を内視鏡 CPU 2 7 から取得し、内視鏡 CPU 2 7 の種類に基づいて、内視鏡 2 0 の終端装置の構成を把握し、これに応じて開閉器 3 2 3 を操作してプロセッサ 3 0 0 の終端装置の構成を変更してもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 3 5 】

1 0	内視鏡システム	20
2 0	内視鏡	
2 1	挿入部	
2 2	把持部	
2 3	接続管	
2 4	コネクタ	
2 5	撮像素子	
2 7	内視鏡 CPU	
2 6 0	出力部	
2 6 0 a	第 1 の出力部	
2 6 0 b	第 2 の出力部	30
2 6 1 a	出力アンプ	
2 6 2 a	出力抵抗器	
2 6 3 b	出力蓄電器	
3 0 0	プロセッサ	
3 0 1	プロセッサ CPU	
3 0 2	画像処理部	
3 0 3	入力アンプ	
3 0 4	映像信号線	
3 0 5	入力信号線	
3 1 0	検出部	40
3 1 5	接続点	
3 1 6	比較器	
3 1 6 a	信号入力端子	
3 1 6 b	基準電圧端子	
3 1 6 c	結果出力端子	
3 1 7	基準電源	
3 1 7 a	正極	
3 1 7 b	負極	
3 2 0	終端部	
3 2 1	抵抗器	50

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C161 CC06 JJ15 JJ17 LL02 NN01 NN03 SS07 UU03 UU09
5C054 CC07 HA12

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2014236806A	公开(公告)日	2014-12-18
申请号	JP2013120050	申请日	2013-06-06
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	滝沢 努		
发明人	滝沢 努		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.362.J A61B1/04.372 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/00.680 A61B1/045 A61B1/045.610 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/CA22 2H040/DA03 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/JJ15 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/SS07 4C161/UU03 4C161/UU09 5C054/CC07 5C054/HA12		
代理人(译)	松浦 孝		
其他公开文献	JP6209366B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：获得一种能够以简单的配置连接多种类型的内窥镜和处理器的内窥镜系统。在未将内窥镜20连接至处理器300的状态下，在视频信号线304与接地部325之间串联设置有电容器322和电阻器321。当内窥镜20在该状态下连接至处理器300时，第一输出单元260a将10V的DC电压Vs输出至输入放大器303。输入放大器303输出10V的DC电压Vo。DC电压Vo被施加到具有相同电阻值的第一至第四分压电阻器。通过信号输入端子316a输入的电压5V高于输入到参考电压端子316b的电压4V，因此比较器316输出0。接收到该0的开关323将公共端子323a连接到第二输出端子323c。结果，内窥镜20的阻抗与处理器300的阻抗匹配。 [选型图]图1

