

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/208308

発行日 平成31年3月28日 (2019. 3. 28)

(43) 国際公開日 平成29年12月7日 (2017. 12. 7)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 1/00 (2006. 01)</b>	A 6 1 B 1/00 6 8 0	2 H 0 4 0
<b>A 6 1 B 1/04 (2006. 01)</b>	A 6 1 B 1/04 5 2 0	4 C 1 6 1
<b>A 6 1 B 1/05 (2006. 01)</b>	A 6 1 B 1/05	
<b>A 6 1 B 1/045 (2006. 01)</b>	A 6 1 B 1/045 6 1 0	
<b>G 0 2 B 23/24 (2006. 01)</b>	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁) 最終頁に続く

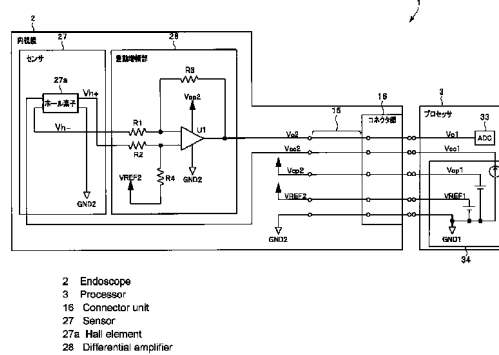
出願番号 特願2018-520218 (P2018-520218)	(71) 出願人 000000376
(21) 国際出願番号 PCT/JP2016/065923	オリンパス株式会社
(22) 国際出願日 平成28年5月30日 (2016. 5. 30)	東京都八王子市石川町2951番地
(81) 指定国 AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, 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 100076233 弁理士 伊藤 進
	(74) 代理人 100101661 弁理士 長谷川 靖
	(74) 代理人 100135932 弁理士 篠浦 治
	(72) 発明者 中村 翔 東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内
	Fターム(参考) 2H040 BA23 CA04 CA11 CA22 DA03 DA11 DA12 DA14 DA15 DA21 GA02 GA11

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置及び内視鏡

(57) 【要約】

内視鏡装置 1 は、ケーブル 1 5 及びセンサ 2 7 を有する内視鏡 2 と、プロセッサ 3 とを備える。内視鏡 2 は、センサ 2 7 からの出力信号を差動増幅する差動増幅部 2 8 を有し、プロセッサ 3 は、差動増幅部 2 8 へ供給する基準電圧を生成する電源回路 3 4 を有し、プロセッサ 3 の電源回路 3 4 で生成された基準電圧は、ケーブル 1 5 を介して内視鏡 2 の差動増幅部 2 8 へ供給され、差動増幅部 2 8 の出力信号は、ケーブル 1 5 を介してプロセッサ 3 で検出される。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

ケーブル及びセンサを有する内視鏡と、プロセッサとを備える内視鏡装置であって、前記内視鏡は、前記センサからの出力信号を差動増幅する差動増幅部を有し、前記プロセッサは、前記差動増幅部へ供給する基準電圧を生成する基準電圧生成部を有し、

前記プロセッサの前記基準電圧生成部で生成された前記基準電圧は、前記ケーブルを介して前記内視鏡の前記差動増幅部へ供給され、

前記差動増幅部の出力信号は、前記ケーブルを介して前記プロセッサで検出されることを特徴とする内視鏡装置。

10

**【請求項 2】**

前記内視鏡は、コネクタ部を備え、

前記コネクタ部を介して前記内視鏡が前記プロセッサと着脱可能に接続されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 3】**

前記センサは、前記内視鏡の先端部に配置されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 4】**

前記差動増幅部は、オペアンプを備え、

前記オペアンプは、前記基準電圧の出力抵抗と、前記ケーブルの抵抗と、前記コネクタ部の抵抗との合計の抵抗よりも高い入力抵抗で、前記基準電圧を受けることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

20

**【請求項 5】**

前記プロセッサは、前記オペアンプの出力抵抗と、前記ケーブルの抵抗と、前記コネクタ部の抵抗との合計の抵抗よりも高い入力抵抗で、前記差動増幅部の出力信号を受けることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 6】**

前記プロセッサは、前記センサへ電源電圧を供給する定電流回路を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 7】**

前記センサは、ホール素子であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

30

**【請求項 8】**

前記センサは、ブリッジ回路を有し、

前記ブリッジ回路は、感温素子を備え、温度を検出することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 9】**

前記センサは、ブリッジ回路を有し、

前記ブリッジ回路は、1または2つのコイルを有し、

前記センサへの電源電圧は交流電圧を含み、

前記ブリッジ回路は、前記コイルのインダクタンスの変化を検出することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

40

**【請求項 10】**

ケーブルとセンサとコネクタ部とを有する内視鏡であって、

前記内視鏡は、前記センサからの出力信号を差動増幅する差動増幅部を備え、

前記コネクタ部は、前記差動増幅部へ供給する基準電圧を生成する基準電圧生成部を備え、

前記コネクタ部の前記基準電圧生成部で生成された前記基準電圧は、前記ケーブルを介して前記差動増幅部へ供給され、

前記差動増幅部の出力信号は、前記ケーブルを介して前記コネクタ部で検出されることを特徴とする内視鏡。

50

**【請求項 1 1】**

前記センサは、前記内視鏡の先端部に配置されていることを特徴とする請求項 1 0 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 1 2】**

前記差動増幅部は、オペアンプを備え、

前記オペアンプは、前記基準電圧の出力抵抗と、前記ケーブルの抵抗と、前記コネクタ部の抵抗との合計の抵抗よりも高い入力抵抗で、前記基準電圧を受けることを特徴とする請求項 1 0 に記載の内視鏡。

**【請求項 1 3】**

前記コネクタ部は、前記オペアンプの出力抵抗と、前記ケーブルの抵抗と、前記コネクタ部の抵抗との合計の抵抗よりも高い入力抵抗で、前記差動増幅部の出力信号を受けることを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡。

10

**【請求項 1 4】**

前記コネクタ部は、前記センサへ電源電圧を供給する定電流回路を有することを特徴とする請求項 1 0 に記載の内視鏡。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡装置及び内視鏡に関するものである。

**【背景技術】**

20

**【0002】**

従来、被検体の内部の被写体を撮像する内視鏡と、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と、プロセッサにより生成された観察画像を表示するモニターを備えた内視鏡装置が、医療分野及び工業分野等において広く用いられている。

**【0003】**

内視鏡には、CCDイメージセンサやCMOSイメージセンサ等の撮像素子、内視鏡形状検出用の磁気コイル等、様々なセンサが配置されている。各種センサの入出力信号は、内視鏡のコネクタ部（すなわち、プロセッサとの接続部）、または、プロセッサに配置される信号検出回路に対して、長尺なケーブルを介して伝送される。

**【0004】**

30

長尺なケーブルを介して伝送されるため、プロセッサから内視鏡が備えるセンサへ供給する電源電圧、及び、内視鏡の撮像素子からプロセッサへ出力される計測信号は、ケーブル抵抗によって電圧降下する。そのため、センサからの計測信号をプロセッサで安定して高精度で検出するためには、電圧降下、変動を補正または抑制する手段が必要となる。例えば、日本国特開2015-192695号公報には、ケーブル抵抗による電圧降下の対策を行っている内視鏡装置が提案されている。

**【0005】**

日本国特開2015-192695号公報の内視鏡装置は、内視鏡先端に配置された撮像素子の出力信号を安定させるため、プロセッサに設けられている撮像素子用電源の電圧値を、撮像素子に実際に印加されている電圧を計測して決定している。

40

**【0006】**

しかしながら、日本国特開2015-192695号公報の内視鏡装置では、ケーブル抵抗の温度依存性による先端部におけるGND電位が変動し、変動したGND電位を基準に生成される撮像素子の出力信号レベルも変動するため、撮像素子の出力信号の精度が低くなるという問題があった。

**【0007】**

そこで、本発明は、ケーブル抵抗の温度依存性により内視鏡の先端部のGND電位が変動した場合でも、プロセッサにおいて内視鏡に搭載されたセンサの出力信号を高精度で計測することができる内視鏡装置及び内視鏡を提供することを目的とする。

**【発明の開示】**

50

## 【課題を解決するための手段】

## 【0008】

本発明の一態様の内視鏡装置は、ケーブル及びセンサを有する内視鏡と、プロセッサとを備える内視鏡装置であって、前記内視鏡は、前記センサからの出力信号を差動増幅する差動増幅部を有し、前記プロセッサは、前記差動増幅部へ供給する基準電圧を生成する基準電圧生成部を有し、前記プロセッサの前記基準電圧生成部で生成された前記基準電圧は、前記ケーブルを介して前記内視鏡の前記差動増幅部へ供給され、前記差動増幅部の出力信号は、前記ケーブルを介して前記プロセッサで検出される。

## 【0009】

また、本発明の一態様の内視鏡は、ケーブルとセンサとコネクタ部とを有する内視鏡であって、前記内視鏡は、前記センサからの出力信号を差動増幅する差動増幅部を備え、前記コネクタ部は、前記差動増幅部へ供給する基準電圧を生成する基準電圧生成部を備え、前記コネクタ部の前記基準電圧生成部で生成された前記基準電圧は、前記ケーブルを介して前記差動増幅部へ供給され、前記差動増幅部の出力信号は、前記ケーブルを介して前記コネクタ部で検出される。

10

## 【図面の簡単な説明】

## 【0010】

【図1】第1の実施形態に係わる内視鏡装置の構成を示す構成図である。

【図2】内視鏡及びプロセッサの詳細な構成を説明するための構成図である。

【図3】センサ、差動増幅部、電源回路の詳細な構成を示す図である。

20

【図4】センサ27の他の構成を説明するための図である。

【図5】センサ27の他の構成を説明するための図である。

【図6】第2の実施形態に係る内視鏡の詳細な構成を説明するための構成図である。

## 【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の形態を説明する。

## (第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態に係わる内視鏡装置の構成を示す構成図である。図1に示すように、本実施の形態の内視鏡装置1は、内視鏡2と、プロセッサ3と、モニタ4とを備えて主に構成されている。プロセッサ3とモニタ4とは、ケーブル5を介して電氣的に接続されている。

30

## 【0012】

本実施形態の内視鏡2は、人体等の被検体内に導入可能であって被検体内の所定の観察部位を光学的に撮像する構成を有している。なお、内視鏡2が導入される被検体は、人体に限らず、他の生体であってもよいし、機械、建造物等の人工物であってもよい。

## 【0013】

内視鏡2は、被検体の内部に挿入される挿入部10と、挿入部10の基端に位置する操作部14と、操作部14の側部から延出するユニバーサルケーブル(以下、単にケーブルという)15とにより主に構成されている。

## 【0014】

40

挿入部10は、先端に配設される先端部11と、先端部11の基端側に配設される湾曲自在な湾曲部12と、湾曲部12の基端側に配設され操作部14の先端側に接続される可撓性を有する可撓管部13とが連設されて構成されている。

## 【0015】

操作部14は、湾曲部12を上下方向に湾曲させる上下用湾曲操作ノブ、湾曲部12を左右方向に湾曲させる左右用湾曲操作ノブ、送気送水を行うための送気送水用ボタン、吸引を行うための吸引用ボタン、及び、各種内視鏡機能を実行するためのスイッチ等を備える。

## 【0016】

ケーブル15の基端部には、プロセッサ3に接続されるコネクタ部16が設けられてい

50

る。内視鏡 2 は、コネクタ部 1 6 を介してプロセッサ 3 に着脱自在に接続される構成となっている。

【 0 0 1 7 】

プロセッサ 3 は、先端部 1 1 に設けられた後述する撮像ユニットのレンズの駆動及び制御を行う。また、プロセッサ 3 は、先端部 1 1 に設けられた後述する撮像ユニットの撮像素子から出力された撮像信号に所定の映像信号処理を施し、所定の映像信号を生成してモニタ 4 に出力する。すなわち、プロセッサ 3 は、撮像素子により撮像された光学像（内視鏡像）を映像としてモニタ 4 に表示させる。

【 0 0 1 8 】

また、プロセッサ 3 は、光源装置が一体に形成されている。すなわち、プロセッサ 3 は、ハロゲンランプまたは LED 等の光源が発した照明光を内視鏡 2 及びプロセッサ 3 内に挿通されたライトガイド等を介して、内視鏡 2 の先端部 1 1 の先端面から被写体に向けて出射する。

【 0 0 1 9 】

図 2 は、内視鏡及びプロセッサの詳細な構成を説明するための構成図である。

【 0 0 2 0 】

内視鏡 2 の先端部 1 1 は、レンズ駆動部 2 0 と、レンズ枠 2 1 と、撮像ユニット 2 2 と、位置検出部 2 5 とを有して構成されている。撮像ユニット 2 2 は、対物レンズ 2 3 及び撮像素子 2 4 を有して構成されている。位置検出部 2 5 は、磁石 2 6 と、センサ 2 7 と、差動増幅部 2 8 とを有して構成されている。

【 0 0 2 1 】

プロセッサ 3 は、レンズ駆動回路 3 0 と、駆動制御部 3 1 と、位置検出回路 3 2 とを有して構成されている。位置検出回路 3 2 は、アナログデジタルコンバータ（以下、ADC という）3 3 と、電源回路 3 4 とを有して構成されている。

【 0 0 2 2 】

レンズ駆動部 2 0 は、レンズ駆動回路 3 0 からの電流値に基づき、レンズ枠 2 1 に保持された対物レンズ 2 3 を挿入部 1 0 の長手方向に進退させる。レンズ駆動部 2 0 は、例えば電圧アクチュエータ、モータ等が用いられる。レンズ駆動部 2 0 により対物レンズ 2 3 を挿入部 1 0 の長手方向に進退させることで、焦点位置を変更可能となっている。

【 0 0 2 3 】

対物レンズ 2 3 は、照明された被写体の光学像を結像する。撮像素子 2 4 は、CCD または CMOS 等のイメージセンサであり、対物レンズ 2 3 の結像位置に受光面が配置されている。撮像素子 2 4 は、被写体の光学像を撮像することにより撮像信号を生成し、内視鏡 2 に内蔵された信号線（不図示）を介して、生成した撮像信号をプロセッサ 3 に出力する。

【 0 0 2 4 】

プロセッサ 3 は、撮像素子 2 4 から出力された撮像信号に対して所定の映像信号処理を施す映像信号処理回路（不図示）を備え、撮像信号に所定の映像信号処理を施して所定の映像信号を生成する。プロセッサ 3 は、生成した所定の映像信号をモニタ 4 に出力することで、上述したように、撮像素子により撮像された光学像（内視鏡像）を映像としてモニタ 4 に表示させる。

【 0 0 2 5 】

また、レンズ枠 2 1 には、磁石 2 6 が配置されている。センサ 2 7 は、プロセッサ 3 の位置検出回路 3 2 の電源回路 3 4 からの電流に応じて磁石 2 6 の位置を検知し、差動増幅部 2 8 に出力する。差動増幅部 2 8 は、センサ 2 7 からの検知結果を差動増幅し、プロセッサ 3 の位置検出回路 3 2 の ADC 3 3 に出力する。電源回路 3 4 は、センサ 2 7 及び差動増幅部 2 8 の電源を生成し、センサ 2 7 及び差動増幅部 2 8 に出力する。この電源回路 3 4 は、差動増幅部 2 8 へ供給する基準電圧を生成する基準電圧生成部を構成する。生成された基準電圧は、ケーブル 1 5 を介して、内視鏡 2 の差動増幅部 2 8 に供給される。そして、差動増幅部 2 8 の出力信号は、ケーブル 1 5 を介してプロセッサ 3 で検出されるこ

10

20

30

40

50

とになる。

【 0 0 2 6 】

センサ 2 7 の電源を電源回路 3 4 の定電流回路により供給すると、ケーブル 1 5 やコネクタ部 1 6 の抵抗の変動によりセンサ 2 7 部分の電圧はばらつくが、センサ 2 7 部分の電圧差は、ケーブル 1 5 やコネクタ部 1 6 の抵抗の変動とは関係なく決まり安定する。これにより、センサ 2 7 の出力信号は、センサ 2 7 の G N D 電位に対して安定して出力されるので、ケーブル 1 5 やコネクタ部 1 6 の抵抗の変動があつたとしても、差動増幅部 2 8 によりセンサ 2 7 の出力信号を高精度に検出することができる。

【 0 0 2 7 】

A D C 3 3 は、差動増幅部 2 8 からの信号をアナログ信号からデジタル信号に変換して駆動制御部 3 1 に出力する。駆動制御部 3 1 は、対物レンズ 2 3 の位置が所望の位置となるように、レンズ駆動部 2 0 に流す電流値を決定し、決定した電流値の情報をレンズ駆動回路 3 0 に出力する。

10

【 0 0 2 8 】

レンズ駆動回路 3 0 は、レンズ駆動部 2 0 に電流を流すドライバ回路である。レンズ駆動回路 3 0 は、駆動制御部 3 1 から電流値の情報に応じて、駆動制御部 3 1 で決定された電流値をレンズ駆動部 2 0 に出力する。

【 0 0 2 9 】

図 3 は、センサ、差動増幅部、電源回路の詳細な構成を示す図である。

【 0 0 3 0 】

本実施形態では、磁石 2 6 の位置を検出するセンサ 2 7 が、磁界を検出するホール素子 2 7 a により構成されている。ホール素子 2 7 a は、2 つの入力端子と、2 つの出力端子とを有している。

20

【 0 0 3 1 】

差動増幅部 2 8 は、抵抗 R 1 ~ R 4、オペアンプ U 1 により構成されている。オペアンプ U 1 は、非反転入力端子と、反転入力端子と、出力端子と備えて構成されている。定電流回路 3 4 は、G N D 1、V R E F 1、V o p 1、V c c 1 の電源電圧を発生し、コネクタ部 1 6 及びケーブル 1 5 を介してセンサ 2 7 及び差動増幅部 2 8 に供給する。

【 0 0 3 2 】

ホール素子 2 7 a の一方の入力端子には、プロセッサ 3 からの電源 V c c 2 が接続され、他方の入力端子には、プロセッサ 3 からのグラウンド G N D 2 が接続されている。ホール素子 2 7 a の一方の出力端子は、抵抗 R 1 を介してオペアンプ U 1 の反転入力端子に接続されている。また、ホール素子 2 7 a の他方の出力端子は、抵抗 R 2 を介してオペアンプ U 1 の非反転入力端子に接続されている。また、オペアンプ U 1 の非反転入力端子には、抵抗 R 4 を介して基準電圧 V R E F 2 が接続されている。

30

【 0 0 3 3 】

差動増幅部 2 8 のオペアンプ U 1 は、一般的に高い抵抗値を有する抵抗 R 4 で V R E F 1 を受けるので、ケーブル 1 5 に電流がほぼ流れないため、V R E F 1 V R E F 2 となる。すなわち、差動増幅部 2 8 のオペアンプ U 1 は、基準電圧の出力抵抗と、ケーブル 1 5 の抵抗と、コネクタ部 1 6 の抵抗との合計の抵抗よりも高い入力抵抗で、基準電圧を受

40

【 0 0 3 4 】

この結果、差動増幅部 2 8 が基準電圧を、基準電圧の出力抵抗、ケーブルの抵抗、及び、コネクタ部 1 6 の抵抗の合計よりも高い入力抵抗で受けることにより、基準電圧の電圧降下を抑制することができる。

【 0 0 3 5 】

オペアンプ U 1 の出力端子から出力された電位 V o 2 は、抵抗 R 3 を介して反転入力端子に入力される。また、オペアンプ U 1 から出力された電位 V o 2 は、ケーブル 1 5 及びコネクタ部 1 6 を介して、プロセッサの位置検出回路 3 2 の A D C 3 3 に入力される。

【 0 0 3 6 】

50

このとき、電位  $V_{o2}$  は、ケーブル 15 によって電位  $V_{o1}$  となって ADC 33 に入力される。ただし、電位  $V_{o2}$  を ADC 33 のように入力インピーダンスが高い素子で電圧を受ける場合、ケーブル 15 に電流がほぼ流れないため、 $V_{o2} = V_{o1}$  となる。すなわち、プロセッサ 3 の ADC 33 は、差動増幅部 28 の出力抵抗と、ケーブル 15 の抵抗と、コネクタ部 16 の抵抗との合計の抵抗よりも高い入力抵抗で、差動増幅部 28 からの出力信号を受ける。

【0037】

この結果、内視鏡 2 の先端部 11 で増幅された信号をプロセッサ 3 が増幅信号の出力抵抗、ケーブル 15 の抵抗、及び、コネクタ部 16 の抵抗の合計よりも高い入力抵抗で受けることにより、A/D 変換等で高精度に増幅信号を検出することができる。

10

【0038】

また、オペアンプ U1 から出力される電位  $V_{o2}$  は、式 (1) で表せられる。ここで、抵抗  $R_1$  から  $R_4$  の抵抗値は、一般的に式 (2) を満たすように設定される。そのため、オペアンプ U1 から出力される電位  $V_{o2}$  は、最終的に式 (3) に示すように、センサ 27 の出力の差動増幅と、基準電圧  $V_{REF2}$  によって決定される。

【式 1】

【0039】

$$V_{o2} = \frac{R_3}{R_1}(V_{h+} - V_{h-}) + \left(1 - \frac{R_2}{R_1} \times \frac{R_1 + R_3}{R_2 + R_4}\right) V_{h+} + \frac{R_2}{R_1} \times \frac{R_1 + R_3}{R_2 + R_4} \times V_{REF2} \quad \dots(1)$$

20

【式 2】

【0040】

$$\frac{R_2}{R_1} \times \frac{R_1 + R_3}{R_2 + R_4} \doteq 1 \quad \dots(2)$$

【式 3】

【0041】

$$V_{o2} \doteq \frac{R_3}{R_1}(V_{h+} - V_{h-}) + V_{REF2} \quad \dots(3)$$

30

また、オペアンプ U1 には、電源  $V_{op2}$  及びグランド GND 2 が供給される。オペアンプ U1 には電流が流れるので、ケーブル 15 で電圧降下が発生し、 $V_{op1} > V_{op2}$  となる。ただし、この電圧はセンサ 27 の信号検出精度には影響しない。

【0042】

グランド GND 1 と、グランド GND 2 とを結んでいるケーブル 15 には、センサ 27 の電流やオペアンプ U1 の電流が流れるので、グランド GND 1 < グランド GND 2 となる。ただし、この電圧はセンサ 27 の信号検出精度には略影響しない構成としている。

【0043】

なお、本実施形態では、センサ 27 をホール素子 27a として磁石 26 の磁界を検出しているが、センサ 27 は、ホール素子 27a に限定されるものではない。図 4 及び図 5 は、センサ 27 の他の構成を説明するための図である。

40

【0044】

図 4 に示すように、センサ 27 は、ブリッジ回路 27b により構成されている。ブリッジ回路 27b は、感温素子  $R_{th}$  と、抵抗  $R_5$ 、 $R_6$  及び  $R_7$  とを有して構成されている。感温素子  $R_{th}$  は、例えば、負の温度特性を有するチップ型の NTC (Negative Temperature Coefficient) サーミスタであり、温度が上昇すると抵抗値が減少する。センサ 27 が感温素子  $R_{th}$  を有することで、温度の検出が可能となる。なお、感温素子  $R_{th}$  は、NTC サーミスタに限定されることなく、PTC (Positive Temperature Coefficient) サーミスタ、あるいは、CTR (Critical Temperature Resistor) サーミスタを用い

50

るようにしてもよい。

【0045】

また、図5に示すように、センサ27は、ブリッジ回路27cにより構成されている。ブリッジ回路27cは、コイルL1及びL2と、抵抗R5及びR6とを有して構成されている。ブリッジ回路27cがコイルL1及びL2を有することで、インダクタンスの変化の検出が可能となる。なお、ブリッジ回路27cは、2つのコイルL1及びL2を有して構成されているが、少なくとも1つのコイルL1を有していればよい。

【0046】

以上のように、内視鏡装置1は、内視鏡2にセンサ27及び差動増幅部28を配置し、差動増幅部28の基準電圧をプロセッサ3から供給するようにした。そして、差動増幅部28は、供給された基準電圧を高い入力インピーダンスで受けるようにしている。

10

【0047】

従来では、内視鏡2は、長尺のケーブル15及び着脱式のコネクタ部16を使用しており、長尺のケーブル15及びコネクタ部16の抵抗は使用環境(温度依存性)等によりばらつく。そのため、内視鏡2のGND電位の変動が大きく、この変動したGND電位を基準とした場合のセンサ27の出力信号もばらつく。

【0048】

これに対し、本実施形態では、内視鏡装置1は、センサ27の出力信号を差動増幅することと、基準電圧(オフセット電圧)をGND電位の安定したプロセッサ3により生成して差動増幅部28に供給することにより、出力信号のばらつきを低減し、センサ27の出力信号を高精度で検出するようにしている。

20

【0049】

すなわち、内視鏡2は、ケーブル15が長尺であり、ケーブル15の電気的な抵抗と温度依存性がある。この温度依存性によるケーブル15の抵抗の変動と、内視鏡2のGND線に電流が流れることにより、内視鏡2内のGND電位は変動する。そのため、このGND電位を基準にセンサ27の出力信号を検出すると、GND電位の変動を受け、高精度に信号を増幅、検出することができない。

【0050】

これを解決するために、本実施形態の内視鏡装置1は、差動増幅部28を先端部11に搭載し、差動増幅部28への基準電圧VREF2(VREF1-VREF2)を、GND電位の安定したプロセッサ3で生成し、差動増幅部28に供給するようにしている。これにより、差動増幅部28は、入力された基準電圧VREF2を基準にして、内視鏡2の先端部11のGND電位と無関係に、センサ27の出力信号を高精度に増幅することができる。この結果、プロセッサ3は、センサ27の出力信号を高精度で検出することが可能となる。

30

【0051】

よって、本実施形態の内視鏡装置によれば、ケーブル抵抗の温度依存性により内視鏡の先端部のGND電位が変動した場合でも、プロセッサにおいて内視鏡に搭載されたセンサの出力信号を高精度で計測することができる。

【0052】

また、実使用環境で内視鏡2のコネクタ部16には水垢などの汚れが付き、コネクタ部16の接触抵抗値が変動する。コネクタ部16の接触抵抗もGND電位の変動を引き起こす要因であるが、本実施形態の構成であれば、コネクタ部16の接触抵抗が変動したとしてもセンサ27の出力信号を高精度に検出することができる。

40

【0053】

また、本実施形態のように、内視鏡2の先端部11にセンサ27が搭載される場合、ケーブル15が長尺であるため、ケーブル15の抵抗の変動は大きくなる。さらに、内視鏡2が周囲温度よりも温度が高い患者の体内に入ること、ケーブル15には温度分布が生じ、ケーブル15の温度依存性による抵抗の変動も大きくなる。ケーブル15が長尺になり、その温度依存性が大きくなった場合においても、本実施形態の構成であれば、センサ

50

27の出力信号を高精度に検出することができる。

【0054】

(第2の実施形態)

次に、第2の実施形態について説明する。

【0055】

図6は、第2の実施形態に係る内視鏡の詳細な構成を説明するための構成図である。なお、図6において、図2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。

【0056】

第2の実施形態の内視鏡2は、図2のコネクタ部16に代わり、コネクタ部16aを備えて構成されている。コネクタ部16aには、第1の実施形態においてプロセッサ3に設けられていたADC33及び電源回路34とが設けられている。その他の構成は、第1の実施形態と同様である。

【0057】

本実施形態の内視鏡2は、電源回路34による基準電圧の生成と、ADC33によるセンサ27の出力信号のアナログデジタル変換とをコネクタ部16aにより行うようにしている。この結果、本実施形態の内視鏡2は、ケーブル15の抵抗の温度依存性によるセンサ27、及び、差動増幅部28のGND電位の変動を抑制したセンサ27の出力信号の検出を行うことができる。

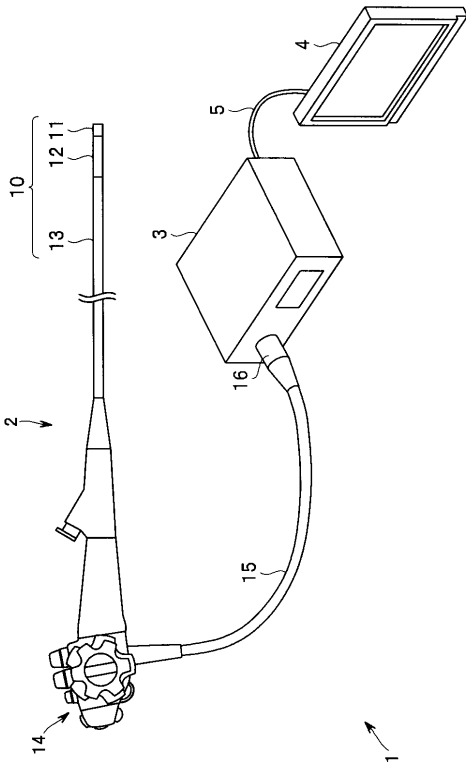
【0058】

本発明は、上述した実施形態及び変形例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。

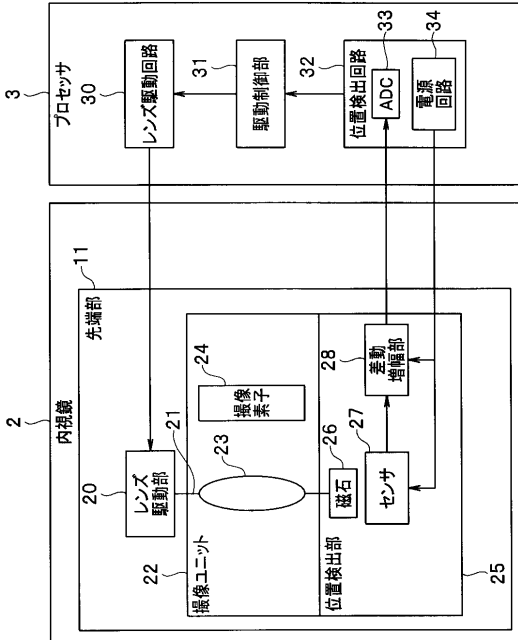
10

20

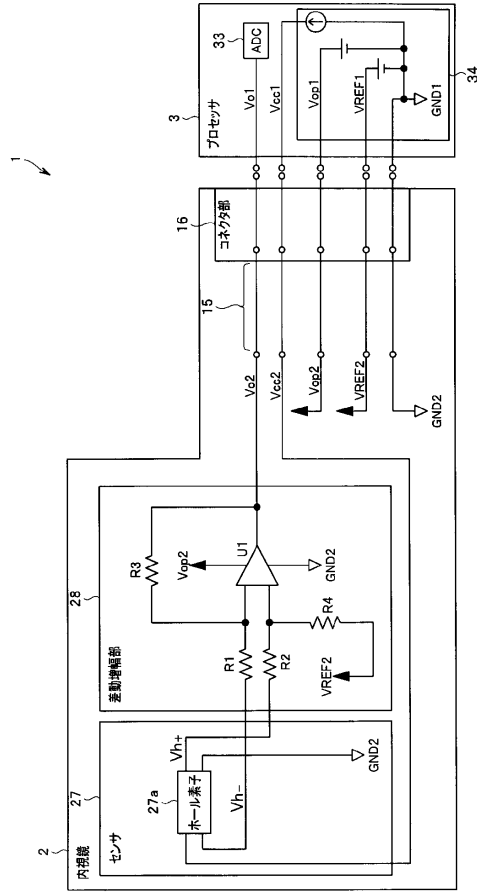
【図1】



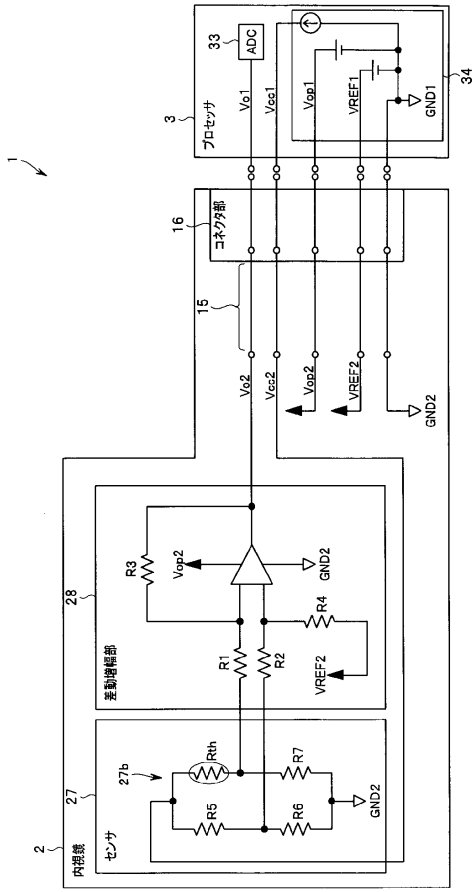
【図2】



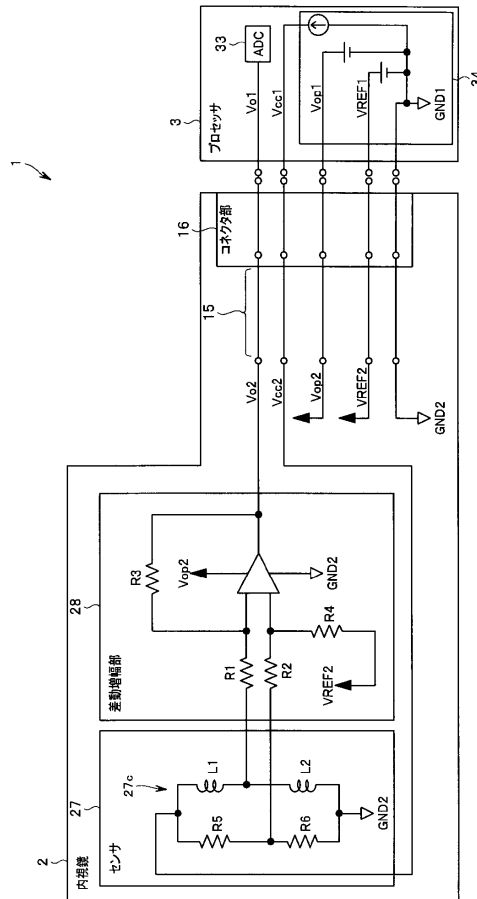
【図3】



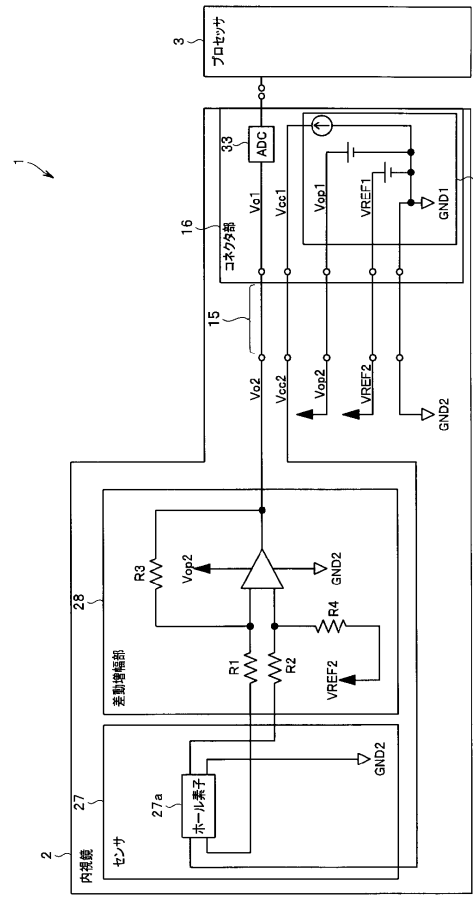
【図4】



【図5】



【図6】



## 【手続補正書】

【提出日】平成28年9月30日(2016.9.30)

## 【手続補正1】

【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】

ケーブル及びセンサを有する内視鏡と、プロセッサとを備える内視鏡装置であって、前記内視鏡は、前記センサからの出力信号を差動増幅する差動増幅部を有し、前記プロセッサは、前記差動増幅部へ供給する基準電圧を生成する基準電圧生成部を有し、

前記プロセッサの前記基準電圧生成部で生成された前記基準電圧は、前記ケーブルを介して前記内視鏡の前記差動増幅部へ供給され、

前記差動増幅部の出力信号は、前記ケーブルを介して前記プロセッサで検出されることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

前記内視鏡は、コネクタ部を備え、

前記コネクタ部を介して前記内視鏡が前記プロセッサと着脱可能に接続されることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項3】

前記センサは、前記内視鏡の先端部に配置されていることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項4】

前記差動増幅部は、オペアンプを備え、

前記オペアンプは、前記基準電圧の出力抵抗と、前記ケーブルの抵抗と、前記コネクタ部の抵抗との合計の抵抗よりも高い入力抵抗で、前記基準電圧を受けることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項5】

前記プロセッサは、前記オペアンプの出力抵抗と、前記ケーブルの抵抗と、前記コネクタ部の抵抗との合計の抵抗よりも高い入力抵抗で、前記差動増幅部の出力信号を受けることを特徴とする請求項4に記載の内視鏡装置。

【請求項6】

前記プロセッサは、前記センサへ電源電圧を供給する定電流回路を有することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項7】

前記センサは、ホール素子であることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項8】

前記センサは、ブリッジ回路を有し、

前記ブリッジ回路は、感温素子を備え、温度を検出することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項9】

前記センサは、ブリッジ回路を有し、

前記ブリッジ回路は、1または2つのコイルを有し、

前記センサへの電源電圧は交流電圧を含み、

前記ブリッジ回路は、前記コイルのインダクタンスの変化を検出することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項10】

ケーブルとセンサとコネクタ部とを有する内視鏡であって、

前記内視鏡は、前記センサからの出力信号を差動増幅する差動増幅部を備え、  
前記コネクタ部は、前記差動増幅部へ供給する基準電圧を生成する基準電圧生成部を備え、

前記コネクタ部の前記基準電圧生成部で生成された前記基準電圧は、前記ケーブルを介して前記差動増幅部へ供給され、

前記差動増幅部の出力信号は、前記ケーブルを介して前記コネクタ部で検出されることを特徴とする内視鏡。

【請求項 11】

前記センサは、前記内視鏡の先端部に配置されていることを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡。

【請求項 12】

前記差動増幅部は、オペアンプを備え、

前記オペアンプは、前記基準電圧の出力抵抗と、前記ケーブルの抵抗と、前記コネクタ部の抵抗との合計の抵抗よりも高い入力抵抗で、前記基準電圧を受けることを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡。

【請求項 13】

前記コネクタ部は、前記オペアンプの出力抵抗と、前記ケーブルの抵抗と、前記コネクタ部の抵抗との合計の抵抗よりも高い入力抵抗で、前記差動増幅部の出力信号を受けることを特徴とする請求項 12 に記載の内視鏡。

【請求項 14】

前記コネクタ部は、前記センサへ電源電圧を供給する定電流回路を有することを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡。

## 【 国際調査報告 】

<b>INTERNATIONAL SEARCH REPORT</b>		International application No. PCT/JP2016/065923
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B1/04(2006.01)i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00-1/32  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)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2015-142696 A (Olympus Corp.), 06 August 2015 (06.08.2015), paragraphs [0001] to [0105]; fig. 1 to 6 (Family: none)	1-14
A	JP 2007-202951 A (Pentax Corp.), 16 August 2007 (16.08.2007), paragraphs [0001] to [0046]; fig. 1 to 4 (Family: none)	1-14
A	JP 2009-195601 A (Fujinon Corp.), 03 September 2009 (03.09.2009), paragraphs [0001] to [0048]; fig. 1 to 8 (Family: none)	1-14
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 09 August 2016 (09.08.16)		Date of mailing of the international search report 16 August 2016 (16.08.16)
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 6 / 0 6 5 9 2 3									
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											
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- 1/32											
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 2015-142696 A (オリンパス株式会社) 2015.08.06, 【0001】 ～【0105】、図1～6 (ファミリーなし)	1-14									
A	JP 2007-202951 A (ペンタックス株式会社) 2007.08.16, 【0001】 ～【0046】、図1～4 (ファミリーなし)	1-14									
A	JP 2009-195601 A (フジノン株式会社) 2009.09.03, 【0001】 ～【0048】、図1～8 (ファミリーなし)	1-14									
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> 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		の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 09.08.2016		国際調査報告の発送日 16.08.2016									
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) 北島 拓馬	2Q 4845								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

---

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)  
G 0 2 B 23/26 (2006.01) G 0 2 B 23/26 D

Fターム(参考) 4C161 BB02 CC06 DD03 FF45 LL02 NN03 NN05 SS07 UU02 VV06

(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)	内窥镜设备和内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2017208308A1</a>	公开(公告)日	2019-03-28
申请号	JP2018520218	申请日	2016-05-30
[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	中村翔		
发明人	中村 翔		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/05 A61B1/045 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/04 A61B1/00006 A61B1/00029 A61B1/00114 A61B1/00124 A61B1/051 G01K7/24 G01R27/2611 G02B7/04 H04N5/225 H04N5/3698 H04N5/37457 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.680 A61B1/04.520 A61B1/05 A61B1/045.610 G02B23/24.B G02B23/26.D		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/DA03 2H040/DA11 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF45 4C161/LL02 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/SS07 4C161/UU02 4C161/VV06		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
其他公开文献	JP6716692B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

内窥镜设备1包括具有电缆15和传感器27的内窥镜2以及处理器3。内窥镜2具有差分放大器28，该差分放大器28差分地放大来自传感器27的输出信号，并且处理器3具有电源电路34，该电源电路34生成要被提供给差分放大器28的基准电压。由处理器3的电源电路34产生的基准电压经由电缆15被提供给内窥镜2的差分放大单元28，并且差分放大单元28的输出信号经由电缆15被提供给处理器3。被检测到。

