

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6716692号  
(P6716692)

(45) 発行日 令和2年7月1日(2020.7.1)

(24) 登録日 令和2年6月12日(2020.6.12)

(51) Int.Cl.	F 1					
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	7 1 4	
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	6 8 0	
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/05</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/04	5 2 0	
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/045</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/05		
<b>G 0 2 B</b>	<b>23/24</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/045	6 1 0	

請求項の数 14 (全 11 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2018-520218 (P2018-520218)  
 (86) (22) 出願日 平成28年5月30日 (2016.5.30)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2016/065923  
 (87) 国際公開番号 W02017/208308  
 (87) 国際公開日 平成29年12月7日 (2017.12.7)  
 審査請求日 平成31年4月19日 (2019.4.19)

(73) 特許権者 000000376  
 オリンパス株式会社  
 東京都八王子市石川町2951番地  
 (74) 代理人 110002907  
 特許業務法人イトーシン国際特許事務所  
 (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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置及び内視鏡

(57) 【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 2 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。

【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】

10

20

30

40

50

## 【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と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】

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。

## 【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】

## 【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。

## 【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。

10

20

30

40

50

【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。

10

【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】

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。

20

【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が設けられている。内視鏡2は、コネクタ部16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。

30

【0017】

プロセッサ3は、先端部11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11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。

【0018】

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11の先端面から被写体に向けて出射する。

40

【0019】

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。

【0020】

内視鏡2の先端部11は、レンズ駆動部20と、レンズ枠21と、撮像ユニット22と、位置検出部25とを有して構成されている。撮像ユニット22は、対物レンズ23及び撮像素子24を有して構成されている。位置検出部25は、磁石26と、センサ27と、差動増幅部28とを有して構成されている。

50

## 【 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、A D C 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、C C D または C M O S 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。

10

## 【 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。

20

## 【 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 A D C 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 で検出されることになる。

30

## 【 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 の抵抗の変動があったとしても、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。

40

## 【 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 】

50

本実施形態では、磁石 26 の位置を検出するセンサ 27 が、磁界を検出するホール素子 27a により構成されている。ホール素子 27a は、2 つの入力端子と、2 つの出力端子とを有している。

【0031】

差動増幅部 28 は、抵抗 R1 ~ R4、オペアンプ U1 により構成されている。オペアンプ U1 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 34 は、GND1、VREF1、Vop1、Vcc1 の電源電圧を発生し、コネクタ部 16 及びケーブル 15 を介してセンサ 27 及び差動増幅部 28 に供給する。

【0032】

ホール素子 27a の一方の入力端子には、プロセッサ 3 からの電源 Vcc2 が接続され、他方の入力端子には、プロセッサ 3 からのグランド GND2 が接続されている。ホール素子 27a の一方の出力端子は、抵抗 R1 を介してオペアンプ U1 の反転入力端子に接続されている。また、ホール素子 27a の他方の出力端子は、抵抗 R2 を介してオペアンプ U1 の非反転入力端子に接続されている。また、オペアンプ U1 の非反転入力端子には、抵抗 R4 を介して基準電圧 VREF2 が接続されている。

10

【0033】

差動増幅部 28 のオペアンプ U1 は、一般的に高い抵抗値を有する抵抗 R4 で VREF1 を受けるので、ケーブル 15 に電流がほぼ流れないため、VREF1 = VREF2 となる。すなわち、差動増幅部 28 のオペアンプ U1 は、基準電圧の出力抵抗と、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、基準電圧を受

20

【0034】

この結果、差動増幅部 28 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 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、基準電圧の電圧降下を抑制することができる。

【0035】

オペアンプ U1 の出力端子から出力された電位 Vo2 は、抵抗 R3 を介して反転入力端子に入力される。また、オペアンプ U1 から出力された電位 Vo2 は、ケーブル 15 及びコネクタ部 16 を介して、プロセッサの位置検出回路 32 の ADC33 に入力される。

【0036】

このとき、電位 Vo2 は、ケーブル 15 によって電位 Vo1 となって ADC33 に入力される。ただし、電位 Vo2 を ADC33 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、Vo2 = Vo1 となる。すなわち、プロセッサ 3 の ADC33 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。

30

【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。

40

【0038】

また、オペアンプ U1 から出力される電位 Vo2 は、式(1)で表せられる。ここで、抵抗 R1 から R4 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 Vo2 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 VREF2 によって決定される。

【式1】

【0039】

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

【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】

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

また、オペアンプU1には、電源Vop2及びグランドGND2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、Vop1 > Vop2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GND1と、グランドGND2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GND1 < グランドGND2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。

【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Rthと、抵抗R5、R6及びR7とを有して構成されている。感温素子Rth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Rthを有することで、温度の検出が可能となる。なお、感温素子Rth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。

【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】

10

20

30

40

50

これに対し、本実施形態では、内視鏡装置 1 は、センサ 2 7 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 2 8 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 2 7 の出力信号を高精度で検出するようにしている。

【 0 0 4 9 】

すなわち、内視鏡 2 は、ケーブル 1 5 が長尺であり、ケーブル 1 5 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 1 5 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 2 7 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。

10

【 0 0 5 0 】

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 2 8 を先端部 1 1 に搭載し、差動増幅部 2 8 への基準電圧 VREF2 (VRE1 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 2 8 に供給するようにしている。これにより、差動増幅部 2 8 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 1 1 の GND 電位と無関係に、センサ 2 7 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 2 7 の出力信号を高精度で検出することが可能となる。

【 0 0 5 1 】

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。

20

【 0 0 5 2 】

また、実使用環境で内視鏡 2 のコネクタ部 1 6 には水垢などの汚れが付き、コネクタ部 1 6 の接触抵抗値が変動する。コネクタ部 1 6 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 1 6 の接触抵抗が変動したとしてもセンサ 2 7 の出力信号を高精度に検出することができる。

【 0 0 5 3 】

また、本実施形態のように、内視鏡 2 の先端部 1 1 にセンサ 2 7 が搭載される場合、ケーブル 1 5 が長尺であるため、ケーブル 1 5 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によって、ケーブル 1 5 には温度分布が生じ、ケーブル 1 5 の温度依存性による抵抗の変動も大きくなる。ケーブル 1 5 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 2 7 の出力信号を高精度に検出することができる。

30

【 0 0 5 4 】

( 第 2 の実施形態 )

次に、第 2 の実施形態について説明する。

【 0 0 5 5 】

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。

40

【 0 0 5 6 】

第 2 の実施形態の内視鏡 2 は、図 2 のコネクタ部 1 6 に代わり、コネクタ部 1 6 a を備えて構成されている。コネクタ部 1 6 a 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 ADC 3 3 及び電源回路 3 4 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。

【 0 0 5 7 】

本実施形態の内視鏡 2 は、電源回路 3 4 による基準電圧の生成と、ADC 3 3 によるセンサ 2 7 の出力信号のアナログデジタル変換とをコネクタ部 1 6 a 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 1 5 の抵抗の温度依存性によるセンサ 2 7、及び、差動増幅部 2 8 の GND 電位の変動を抑制したセンサ 2 7 の出力信号の検

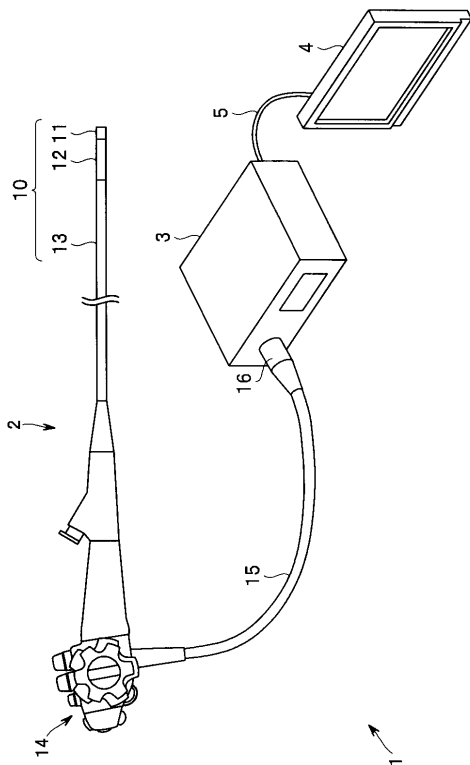
50

出を行うことができる。

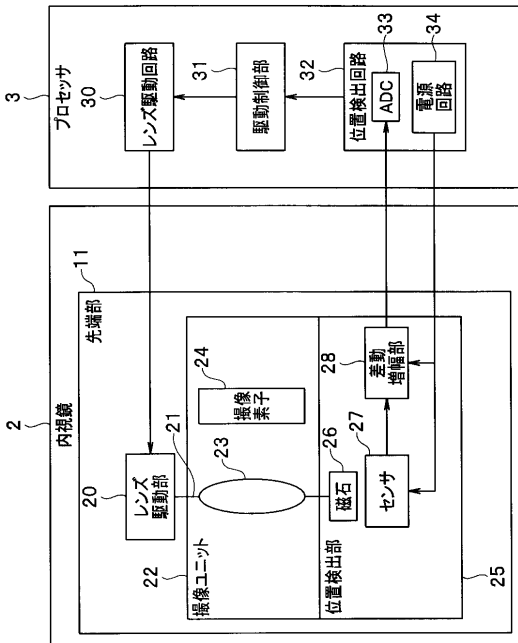
【0058】

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。

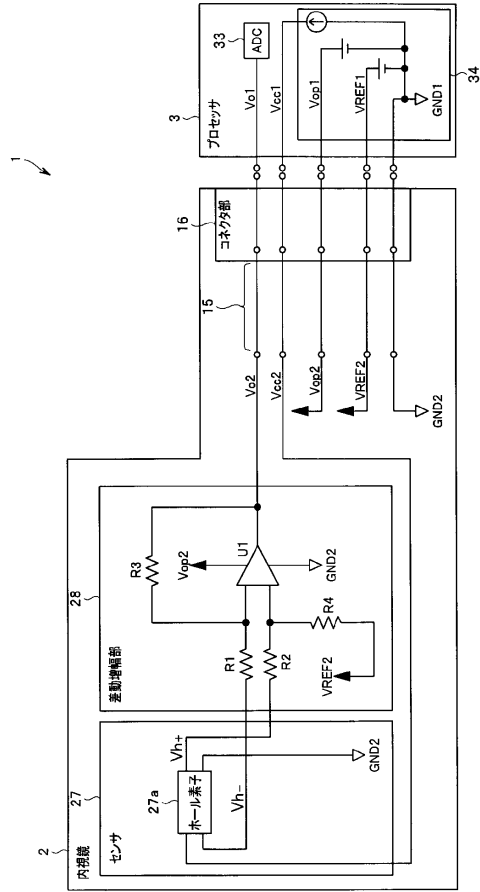
【図1】



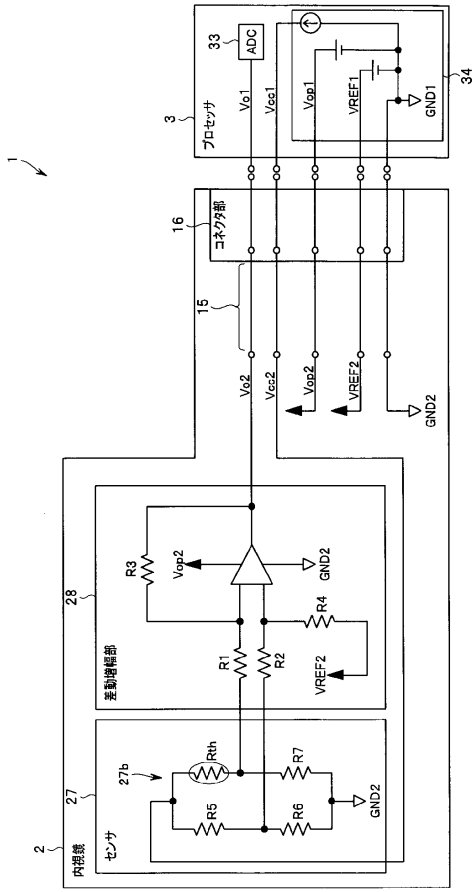
【図2】



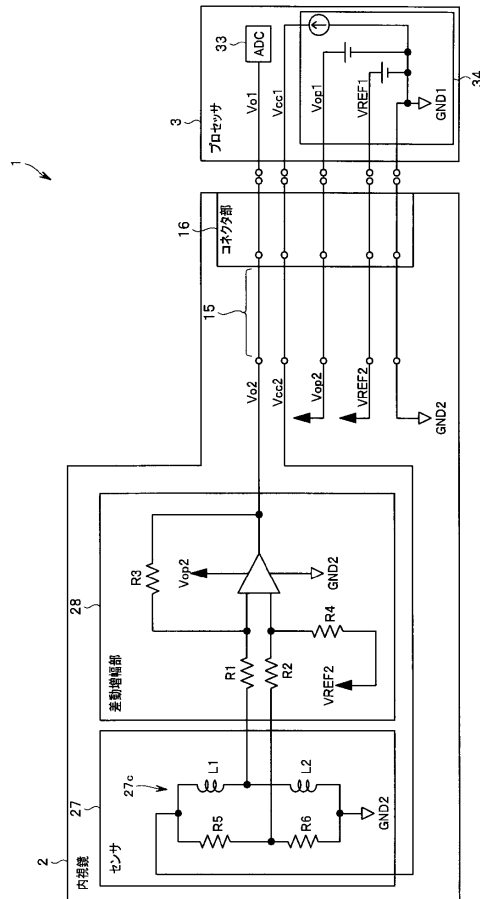
【図3】



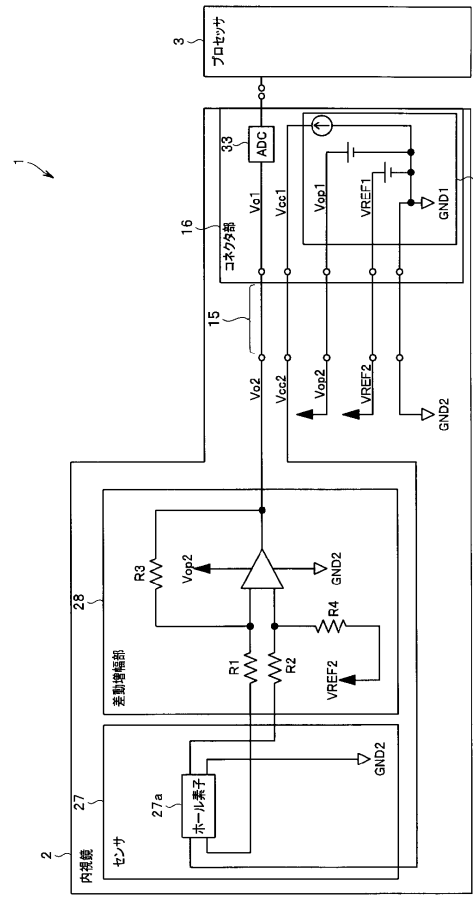
【図4】



【図5】



【図6】



---

フロントページの続き

(51) Int.Cl. F I  
G 0 2 B 23/26 (2006.01) G 0 2 B 23/24 B  
G 0 2 B 23/26 D

審査官 北島 拓馬

(56) 参考文献 特開 2 0 1 5 - 1 4 2 6 9 6 ( J P , A )  
特開 2 0 0 7 - 2 0 2 9 5 1 ( J P , A )  
特開 2 0 0 9 - 1 9 5 6 0 1 ( J P , A )  
特開 2 0 1 5 - 1 9 2 6 9 5 ( J P , A )

(58) 調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	内窥镜装置及内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP6716692B2</a>	公开(公告)日	2020-07-01
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		
当前申请(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	A61B1/00.714 A61B1/00.680 A61B1/04.520 A61B1/05 A61B1/045.610 G02B23/24.B G02B23/26.D		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
其他公开文献	JPWO2017208308A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

内窥镜装置包括具有电缆、传感器和处理器的内窥镜。内窥镜包括差分放大部,该差分放大部被配置为对来自传感器的输出信号进行差分放大。该处理器包括电源电路,该电源电路被配置为生成被提供给差分放大部分的参考电压。由处理器的电源电路生成的基准电压经由电缆被提供给内窥镜的差分放大部。处理器通过电缆检测差分放大部分的输出信号。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6716692号 (P6716692)
(45) 発行日 令和2年7月1日(2020.7.1)		(24) 登録日 令和2年6月12日(2020.6.12)
(51) Int. Cl.	F 1	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 1 4	
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 8 0	
A 6 1 B 1/05 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 2 0	
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/05	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0	
	請求項の数 14 (全 11 頁) 最終頁に続く	
(21) 出願番号 特願2018-520218(P2018-520218)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社	
(86) (22) 出願日 平成28年5月30日(2016.5.30)	東京都八王子市石川町2-9-51番地	
(88) 国際出願番号 PCT/JP2016/065923	110002907	
(87) 国際公開番号 W02017/208308	特許業務法人イトーシン国際特許事務所	
(81) 国際公開日 平成29年12月7日(2017.12.7)	100076233	
審査請求日 平成31年4月19日(2019.4.19)	(74) 代理人 弁理士 伊藤 達 100101661	
	(74) 代理人 弁理士 長谷川 靖 100135932	
	(74) 代理人 弁理士 藤浦 治 100135932	
	(72) 発明者 中村 翔 東京都八王子市石川町2-9-51番地 オリンパス株式会社内	
	最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置及び内視鏡		