

(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2011-139795

(P2011-139795A)

(43) 公開日 平成23年7月21日(2011.7.21)

(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	4 C 0 6 1
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	4 C 1 6 1
		5 C 0 5 4

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2010-2155 (P2010-2155)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成22年1月7日 (2010.1.7)		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	100147762
			弁理士 藤 拓也
		(72) 発明者	西尾 潤二
			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)	4C061 BB02 CC06 JJ11 LL02 NN01
			SS03
			4C161 BB02 CC06 JJ11 LL02 NN01
			SS03
			5C054 CC07 EA01 ED03 HA12

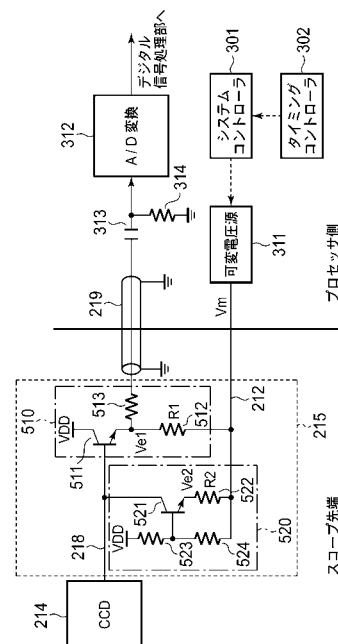
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】電力消費量を低減可能な電子内視鏡装置を得る。

【解決手段】第1の出力アンプ部510は、エミッタフォロワであって、第1のNPNトランジスタ511と、第1のエミッタ抵抗512とを有する。第1のNPNトランジスタ511のエミッタには第1のエミッタ抵抗512及び出力抵抗513が接続される。第1のエミッタ抵抗512の他端は可変電圧線212に接続される。第1の定電流出力部520は、エミッタフォロワを有し、第2のNPNトランジスタ521と、第2のエミッタ抵抗522とを有する。第2のNPNトランジスタ521のエミッタには第2のエミッタ抵抗522が接続される。第2のエミッタ抵抗522の他端は可変電圧線212に接続される。電源電圧VDDは一定に保たれているため、可変電圧線212の電圧Vmを大きくすることにより、第1の出力アンプ部510及び第1の定電流出力部520の消費電力を小さくすることができる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定の電流値の定電流が供給される信号出力線に画像信号を出力する撮像素子と、
第 1 の電圧決定端子を有し、前記信号出力線から受信した画像信号を増幅する増幅部と、
第 2 の電圧決定端子を有する定電流出力部と、
前記第 1 の電流決定端子及び前記第 2 の電流決定端子に電圧を印加する電源供給部と、
前記撮像素子が画像信号を出力する期間と画像信号を出力しない期間とで前記電源供給部が印加する電圧値を変える制御手段とを備え、
前記増幅部は、前記第 1 の電圧決定端子に電圧が印加されたとき所定の増幅率で画像信号を増幅し、
前記定電流出力部は、前記第 2 の電圧決定端子に電圧が印加されたとき所定の電流値を有する定電流を前記信号出力線に供給する内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記電源供給部は、前記撮像素子が画像信号を出力しない期間に、第 1 の電圧を前記第 1 の電流決定端子及び前記第 2 の電流決定端子に印加し、前記撮像素子が画像信号を出力する期間に、前記第 1 の電圧よりも低い第 2 の電圧を前記第 1 の電流決定端子及び前記第 2 の電流決定端子に印加し、
前記増幅部は、前記第 1 の電圧決定端子に前記第 1 の電圧が印加されたとき所定の増幅率で画像信号を増幅し、
前記定電流出力部は、前記第 2 の電圧決定端子に前記第 1 の電圧が印加されたとき所定の電流値を有する定電流を前記信号出力線に供給する請求項 1 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 3】

前記増幅部は、前記第 1 の電圧決定端子に前記第 2 の電圧が印加されたとき所定の増幅率未満の増幅率で画像信号を増幅し、前記定電流出力部は、前記第 2 の電圧決定端子に前記第 2 の電圧が印加されたとき所定の電流値未満の定電流を前記信号出力線に供給する請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記増幅部は、エミッタフォロワである請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記増幅部は、ソースフォロワである請求項 1 に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 6】

前記定電流出力部は、エミッタフォロワを有する請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記定電流出力部は、2つのトランジスタを有するカレントミラー回路から成り、前記2つのトランジスタは互いにコンプリメンタリである請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、定電流が供給される信号出力線に画像信号を出力する撮像素子を有する内視鏡装置に関する。

40

【背景技術】

【0002】

内視鏡装置は、観察対象物の内部に挿入される内視鏡スコープと、内視鏡スコープから受信した信号を画像処理する内視鏡プロセッサとを備える。内視鏡スコープの遠位端には撮像素子と増幅部が設けられる。撮像素子は観察対象部位を撮像し、画像信号を出力する。増幅部は、撮像素子が出力した画像信号を増幅して内視鏡プロセッサに送信する。

【0003】

撮像素子が画像信号を出力しない期間に、増幅部に供給する電力を切断して、内視鏡装置の消費電力を抑える構成が知られている（特許文献 1 及び 2）。

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第2579372号公報

【特許文献2】特開平10-262919号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

一方、定電流が供給される信号出力線に画像信号を出力するタイプの撮像素子、すなわち定電流出力型撮像素子が知られている。このような定電流出力型撮像素子を内視鏡スコープに設ける場合、内視鏡スコープの内部に定電流回路から成る定電流出力部を設ける必要がある。この場合、増幅部に供給する電力を切断しても、定電流回路に流れる電力を切断することができないため、内視鏡装置の消費電力を抑えることができない。

10

【0006】

本発明はこれらの問題に鑑みてなされたものであり、電力消費量を低減可能な内視鏡装置を得ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本願発明による内視鏡装置は、所定の電流値の定電流が供給される信号出力線に画像信号を出力する撮像素子と、第1の電圧決定端子を有し、信号出力線から受信した画像信号を増幅する増幅部と、第2の電圧決定端子を有する定電流出力部と、第1の電流決定端子及び第2の電流決定端子に電圧を印加する電源供給部と、撮像素子が画像信号を出力する期間と画像信号を出力しない期間とで電源供給部が印加する電圧値を変える制御手段とを備え、増幅部は、第1の電圧決定端子に電圧が印加されたとき所定の増幅率で画像信号を増幅し、定電流出力部は、第2の電圧決定端子に電圧が印加されたとき所定の電流値を有する定電流を信号出力線に供給することを特徴とする。

20

【0008】

電源供給部は、撮像素子が画像信号を出力しない期間に、第1の電圧を第1の電流決定端子及び第2の電流決定端子に印加し、撮像素子が画像信号を出力する期間に、第1の電圧よりも低い第2の電圧を第1の電流決定端子及び第2の電流決定端子に印加し、増幅部は、第1の電圧決定端子に第1の電圧が印加されたとき所定の増幅率で画像信号を増幅し、定電流出力部は、第2の電圧決定端子に第1の電圧が印加されたとき所定の電流値を有する定電流を信号出力線に供給することが好ましい。

30

【0009】

増幅部は、第1の電圧決定端子に第2の電圧が印加されたとき所定の増幅率未満の増幅率で画像信号を増幅し、定電流出力部は、第2の電圧決定端子に第2の電圧が印加されたとき所定の電流値未満の定電流を信号出力線に供給することが好ましい。

【0010】

増幅部は、エミッタフォロワが好適である。

【0011】

また、増幅部は、ソースフォロワであってもよい。

40

【0012】

定電流出力部は、エミッタフォロワを有することが好ましい。

【0013】

定電流出力部は、2つのトランジスタを有するカレントミラー回路から成り、2つのトランジスタは互いにコンプリメンタリであってもよい。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、電力消費量を低減可能な内視鏡装置を得る。

【図面の簡単な説明】

50

【0015】

【図1】第1の実施形態による内視鏡装置のブロック図である。

【図2】内視鏡装置が有する電子回路の一部を示した回路図である。

【図3】電源供給部が出力する電圧と画像信号との関係を示したタイミングチャートである。

【図4】第2の実施形態による内視鏡装置が有する電子回路の一部を示した回路図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明における内視鏡装置について添付図面を参照して説明する。

10

【0017】

図1から3を用いて第1の実施形態による第1の内視鏡装置100の構成について説明する。

【0018】

第1の内視鏡装置100は、被験者の体内に挿入される内視鏡スコープ200と、被験者の体外に設けられて画像処理を行う内視鏡プロセッサ300と、内視鏡プロセッサ300に接続される表示部400とを主に備える。

【0019】

内視鏡スコープ200は、被験者の体内に挿入される可撓部210と、術者が保持する操作部220と、内視鏡スコープ200と内視鏡プロセッサ300とを接続するコネクタ230とを主に備える。

20

【0020】

可撓部210の遠位端211は被験者の体内に挿入され、近位端は操作部220に接続される。操作部220は可撓性のケーブルによりコネクタ230と接続される。

【0021】

可撓部210の遠位端211には、被写体に照明光を配光する配光レンズ213、被写体を撮像する撮像部214、及び撮像部214に接続される第1の周辺回路215、及び撮像部214に被写体像を結像させる撮像レンズ216が設けられる。

【0022】

撮像部214は、定電流を用いて出力信号を引き込む必要があるCCDであって、図示しない電源線から電力が供給される。撮像時において、撮像部214は、撮像レンズ216を介して被写体を撮像して画像信号を作成する。そして、所定の電流値を持つ定電流が供給される信号出力線218に画像信号を出力する。

30

【0023】

撮像部214は、水平及び垂直方向に並べられた画素を有する。水平方向に並べられた1列の画素を1ラインと呼ぶ。画像信号を出力するとき、撮像部214は、まず、1ラインの電荷を出力する。そして、垂直方向に並べられたラインの数だけ1ラインの電荷出力を繰り返すことにより、1フレームの画像信号を出力する。駆動回路305は、1フレームの電荷を出力する期間、垂直同期タイミングをハイにする。1ラインの電荷を出力する期間、水平同期タイミング信号及び垂直同期タイミングをハイにする。また、ノイズ等の問題から、撮像部214が有する画素のうち外周付近の画素は、撮影画像に用いられない。すなわち、撮影画像は内周部分の画素により構成される。これら内周部分の画素を有効画素といい、有効画素を出力するとき、水平画像有効タイミング及び垂直画像有効タイミングがローになる。

40

【0024】

第1の周辺回路215は、信号出力線218に定電流を流すと共に、画像信号を増幅する。増幅された画像信号は、画像送信ケーブル219を介して内視鏡プロセッサ300に送信される。第1の周辺回路215の詳細については後述する。

【0025】

可撓部210の遠位端211内部であって配光レンズ213の光軸上に、ライトガイド

50

ファイバ 217 の遠位端 217A が露出する。ライトガイドファイバ 217 は内視鏡スコープ 200 の全長に渡って設けられ、後述する内視鏡プロセッサ 300 が生じた照明光を、可撓部 210 の遠位端 211 まで搬送する。ライトガイドファイバ 217 の遠位端 217A から配光レンズ 213 に向けて照明光が照射される。

【0026】

内視鏡プロセッサ 300 は、第 1 の内視鏡装置 100 の動作を制御するシステムコントローラ 301 と、画像信号を A/D 変換する処理等を行うアナログ信号処理部 304 と、画像処理を行うデジタル信号処理部 303 と、内視鏡装置が有する各部材の動作タイミングを制御するタイミングコントローラ 302 と、照明光を生成する光源 306 とを主に有する。

10

【0027】

システムコントローラ 301 は、タイミングコントローラ 302、アナログ信号処理部 304、及び光源 306 と電氣的に接続される。

【0028】

タイミングコントローラ 302 は、システムコントローラ 301 からの指示に応じて、第 1 の内視鏡装置 100 が有する各部材に同期信号を送信する。

【0029】

アナログ信号処理部 304 は、A/D 変換部 312 と、電源供給部である可変電圧源 311 とを主に備える。A/D 変換部 312 は、画像送信ケーブル 219 を介して撮像部 214 から画像信号を受信し、デジタル画像信号に変換する。そして、デジタル画像信号をデジタル信号処理部 303 に送信する。画像送信ケーブル 219 は同軸ケーブルであって、その外部導体が接地される。A/D 変換部 312 と画像送信ケーブル 219 との間には、インピーダンスマッチングを取るためのキャパシタ 313 及び終端抵抗 314 が設けられる。

20

【0030】

可変電圧源 311 は、可変電圧線 212 を介して第 1 の周辺回路 215 に電圧を印加する。第 1 の周辺回路 215 に印加する電圧は、システムコントローラ 301 の指示に応じて変更される。

【0031】

デジタル信号処理部 303 は、デジタル画像信号を画像処理して撮影画像を作成する。撮影画像は、記憶装置に保存、あるいはメモリに一時的に記録される。また、デジタル信号処理部 303 は、撮影画像を表示部 400 へ連続的に動画として送信、あるいは静止画として送信する。表示部 400 は、受信した動画及び静止画を表示する。

30

【0032】

駆動回路 305 は、タイミングコントローラ 302 からの同期信号に応じて、撮像部 214 を駆動するための信号を撮像部 214 に送信する。

【0033】

光源 306 は、ロータリシャッタと発光体と光源レンズとを備える。発光体が発光する白色光を、ロータリシャッタが所定のタイミングで透過、及び不透過する。これにより、光源 306 は、所定の周期で点滅する照明光を生成する。照明光は、光源レンズを介してライトガイドファイバ 217 に入射する。

40

【0034】

撮像時において、システムコントローラ 301 は光源 306 の発光間隔及び発光量を制御する。これにより、観察対象物に照射される照明光の光量及びタイミングが調節される。

【0035】

次に、図 2 を参照して第 1 の周辺回路 215 について説明する。

【0036】

第 1 の周辺回路 215 は、第 1 の出力アンプ部 510 と、定電流回路である第 1 の定電流出力部 520 とを有する。

50

【0037】

第1の出力アンプ部510は、エミッタフォロウの増幅回路であって、第1のNPNトランジスタ511と、第1のエミッタ抵抗512と、出力抵抗513とを有する。

【0038】

第1のNPNトランジスタ511のコレクタには、電圧VDDを供給する電源が接続され、ベースには信号出力線218が接続され、エミッタには第1のエミッタ抵抗512及び出力抵抗513が接続される。第1のエミッタ抵抗512の他端は第1の電圧決定端子であって、可変電圧線212に接続される。出力抵抗513の他端は、画像送信ケーブル219に接続される。第1のNPNトランジスタ511及び第1のエミッタ抵抗512の特性は、第1の出力アンプ部510に要求される増幅率に応じて決定される。言い換えると、第1の出力アンプ部510の増幅率は、第1のNPNトランジスタ511の特性及び第1のエミッタ抵抗512の抵抗値によって決定される。

10

【0039】

第1の定電流出力部520は、エミッタフォロウを有し、第2のNPNトランジスタ521と、第2のエミッタ抵抗522と、第1の分圧抵抗524と、第2の分圧抵抗523とを有する。

【0040】

電圧VDDを供給する電源と可変電圧線212との間に、第1の分圧抵抗524と第2の分圧抵抗523とが直列に接続される。第1の分圧抵抗524と第2の分圧抵抗523との間には、第2のNPNトランジスタ521のベースが接続される。第2のNPNトランジスタ521のコレクタは、信号出力線218が接続され、エミッタには第2のエミッタ抵抗522が接続される。第2のエミッタ抵抗522の他端は第2の電圧決定端子であって、可変電圧線212に接続される。

20

【0041】

第1の分圧抵抗524と第2の分圧抵抗523との比により、第2のNPNトランジスタ521のベースに印加される電圧が決定される。すなわち、電源と可変電圧線212との電位差が第1の分圧抵抗524と第2の分圧抵抗523との比により分圧され、分圧された電圧が第2のNPNトランジスタ521のベースに印加される。そして、分圧された電圧の値に応じて第2のNPNトランジスタ521のコレクタに引き込まれる電流値が決定される。つまり、第1の定電流出力部520は、分圧された電圧の値に応じて信号出力線218の電流値を決定する定電流回路として動作する。電源電圧VDDは一定に保たれているため、可変電圧線212の電圧を調整することにより、第1の定電流出力部520が信号出力線218に流す電流値を変更することができる。

30

【0042】

第1のNPNトランジスタ511に流れる電流I1及び第2のNPNトランジスタ521に流れる電流I2は、以下の式により決定される。

$$I1 = (Ve1 - Vm) / R1$$

$$I2 = (Ve2 - Vm) / R2$$

ここで、Ve1は第1のNPNトランジスタ511のエミッタ電圧、Ve2は第2のNPNトランジスタ521のエミッタ電圧、Vmは可変電圧線212の電圧、R1は第1のエミッタ抵抗512の抵抗値、R2は第2のエミッタ抵抗522の抵抗値である。

40

【0043】

これらの式を参照すると、可変電圧線212の電圧Vmを大きくすれば、第1のNPNトランジスタ511に流れる電流I1及び第2のNPNトランジスタ521に流れる電流I2を小さくすることができる。よって、可変電圧線212の電圧Vmを大きくすることにより、第1の出力アンプ部510及び第1の定電流出力部520の消費電力を小さくすることができる。

【0044】

次に、可変電圧線212の電圧Vmを変化させるタイミングについて説明する。

【0045】

50

1 フレーム分の画素を出力するにあたり、まず、垂直同期タイミングがハイになる。その後、水平同期タイミングがハイになると、撮像部 2 1 4 は、1 ラインの電荷を出力し始める。そして、水平方向における有効画素の電荷を出力するとき、水平画像有効タイミングがローになる。このとき、可変電圧源 3 1 1 は、電圧 V_m をハイからローにする。すると、第 1 の出力アンプ部 5 1 0 及び第 1 の定電流出力部 5 2 0 に、電源電圧 V_{DD} と電圧 V_m との差による電圧が印加される。これにより、第 1 の定電流出力部 5 2 0 が信号出力線 2 1 8 に定電流を供給する。そして、第 1 の出力アンプ部 5 1 0 は、撮像部 2 1 4 が出力した 1 ラインの画像信号を増幅する。増幅された 1 ラインの画像信号は、内視鏡プロセッサ 3 0 0 に送信される。水平方向における有効画素の電荷を出力し終わると、水平画像有効タイミングがハイになり、1 ラインの電荷を出力し終わると、水平同期タイミングがローになる。このとき、可変電圧源 3 1 1 は、電圧 V_m をローからハイにする。すると、第 1 の NPN トランジスタ 5 1 1 に流れる電流 I_1 及び第 2 の NPN トランジスタ 5 2 1 に流れる電流 I_2 が 0 に近づく。これにより、第 1 の出力アンプ部 5 1 0 及び第 1 の定電流出力部 5 2 0 が消費する電力量が低減される。水平同期タイミングがハイになってからローになるまでのこれらの動作を、撮像部 2 1 4 が有する全てのラインに関して実行する。そして、撮像部 2 1 4 が有する全てのラインの電荷を出力すると、垂直同期タイミングがローになる。垂直同期タイミングがハイになってからローになるまでの期間において、垂直方向における有効画素の電荷を出力するとき、垂直画像有効タイミングがローになる。

10

【0046】

20

本実施形態によれば、撮像部 2 1 4 が有効画素の画像信号を出力していないときに、第 1 の出力アンプ部 5 1 0 及び第 1 の定電流出力部 5 2 0 の消費電力を小さくして、内視鏡装置の電力消費量を低減することができる。

【0047】

次に、第 2 の実施形態による第 2 の内視鏡装置 6 0 0 について図 4 を用いて説明する。第 1 の実施形態と同様の構成については、同じ符号を付して説明を省略する。

【0048】

第 2 の内視鏡装置 6 0 0 は、第 2 の周辺回路を備える。第 2 の周辺回路は、第 2 の出力アンプ部 6 1 0 と第 2 の定電流出力部 6 2 0 とを備える。

【0049】

30

第 2 の出力アンプ部 6 1 0 は、ソースフォロワの増幅回路であって、FET 6 1 1 と、ソース抵抗 6 1 2 と、出力抵抗 5 1 3 とを有する。

【0050】

FET 6 1 1 のドレインには、電圧 V_{DD} を供給する電源が接続され、ゲートには信号出力線 2 1 8 が接続され、ソースにはソース抵抗 6 1 2 及び出力抵抗 5 1 3 が接続される。ソース抵抗 6 1 2 の他端は第 1 の電圧決定端子であって、可変電圧線 2 1 2 に接続される。FET 6 1 1 及びソース抵抗 6 1 2 の特性は、第 2 の出力アンプ部 6 1 0 に要求される増幅率に応じて決定される。言い換えると、第 2 の出力アンプ部 6 1 0 の増幅率は、FET 6 1 1 の特性及びソース抵抗 6 1 2 の抵抗値によって決定される。

【0051】

40

第 2 の定電流出力部 6 2 0 は、カレントミラー回路から成る定電流回路であって、第 3 の NPN トランジスタ 6 2 1 と、第 3 のエミッタ抵抗 6 2 2 と、第 4 の NPN トランジスタ 6 2 3 と、第 4 のエミッタ抵抗 6 2 4 とを有する。第 3 の NPN トランジスタ 6 2 1 と、第 4 の NPN トランジスタ 6 2 3 とはコンプリメンタリである。

【0052】

第 3 の NPN トランジスタ 6 2 1 のコレクタには信号出力線 2 1 8 が接続され、ベースには電圧 V_{DD} を供給する電源と第 4 の NPN トランジスタ 6 2 3 のコレクタとが接続され、エミッタには第 3 のエミッタ抵抗 6 2 2 と第 4 の NPN トランジスタ 6 2 3 のベースとが接続される。第 3 のエミッタ抵抗 6 2 2 の他端は第 2 の電圧決定端子であって、可変電圧線 2 1 2 に接続される。第 4 の NPN トランジスタ 6 2 3 のエミッタには第 4 のエミ

50

ッタ抵抗 6 2 4 が接続される。第 4 のエミッタ抵抗 6 2 4 の他端は第 2 の電圧決定端子であって、可変電圧線 2 1 2 に接続される。

【0053】

電源電圧 VDD と可変電圧線 2 1 2 の電圧 Vm との電位差、並びに第 3 のエミッタ抵抗 6 2 2 及び第 4 のエミッタ抵抗 6 2 4 の値に応じて、第 3 の NPN トランジスタ 6 2 1 のコレクタに引き込まれる電流値が決定される。すなわち、第 2 の定電流出力部 6 2 0 は、信号出力線 2 1 8 に流す電流値を決定する定電流回路として動作する。電源電圧 VDD は一定に保たれているため、可変電圧線 2 1 2 の電圧を調整することにより、第 2 の定電流出力部 6 2 0 が信号出力線 2 1 8 に流す電流値を変更することができる。また、第 3 の NPN トランジスタ 6 2 1 とコンプリメンタリである第 4 の NPN トランジスタ 6 2 3 と第 4 のエミッタ抵抗 6 2 4 とを用いることにより、第 2 の定電流出力部 6 2 0 の温度が上昇しても、第 3 の NPN トランジスタ 6 2 1 のコレクタに引き込まれる電流値の変動幅を抑えることができる。

10

【0054】

第 1 の定電流出力部 5 2 0 と同様に、第 3 の NPN トランジスタ 6 2 1 に流れる電流 I 3 及び第 4 の NPN トランジスタ 6 2 3 に流れる電流 I 4 は、以下の式により決定される。

$$I_3 = (V_{e3} - V_m) / R_3$$

$$I_4 = (V_{e4} - V_m) / R_4$$

ここで、Ve3 は第 3 の NPN トランジスタ 6 2 1 のエミッタ電圧、Ve4 は第 4 の NPN トランジスタ 6 2 3 のエミッタ電圧、R3 は第 3 のエミッタ抵抗 6 2 2 の抵抗値、R4 は第 4 のエミッタ抵抗 6 2 4 の抵抗値である。

20

【0055】

この式を参照すると、可変電圧線 2 1 2 の電圧 Vm を大きくすれば、第 3 の NPN トランジスタ 6 2 1 に流れる電流 I 3 及び第 4 の NPN トランジスタ 6 2 3 に流れる電流 I 4 を小さくすることができる。

【0056】

そこで、第 1 の実施形態と同様のタイミングで垂直同期タイミング、水平同期タイミング、及び電圧 Vm をハイからロー、あるいはローからハイにする。すると、電圧 Vm がハイからローに変化したときには、第 2 の出力アンプ部 6 1 0 及び第 2 の定電流出力部 6 2 0 に電源電圧 VDD と電圧 Vm との差による電圧が印加される。そして、第 2 の定電流出力部 6 2 0 が信号出力線 2 1 8 に定電流を供給する。そして、第 2 の出力アンプ部 6 1 0 は、撮像部 2 1 4 が出力した 1 ラインの画像信号を増幅する。他方、可変電圧源 3 1 1 が電圧 Vm をローからハイにしたとき、第 3 の NPN トランジスタ 6 2 1 に流れる電流 I 3 及び第 4 の NPN トランジスタ 6 2 3 に流れる電流 I 4 が 0 に近づく。これにより、第 2 の出力アンプ部 6 1 0 及び第 2 の定電流出力部 6 2 0 が消費する電力量が低減される。

30

【0057】

本実施形態によれば、第 2 の定電流出力部 6 2 0 の温度が上昇しても、信号出力線 2 1 8 に流す電流値の変動幅を抑えることができる。

【0058】

なお、第 1 の NPN トランジスタ 5 1 1 は、FET 又は PNP トランジスタであってもよい。また、FET 6 1 1 は、PNP トランジスタであってもよい。PNP トランジスタが用いられる場合、コレクタが接地され、エミッタ抵抗に電源が接続される。

40

【0059】

可変電圧線 2 1 2 として、画像送信ケーブル 2 1 9 の外部導体を用いてもよい。

【0060】

また、撮像部 2 1 4 は CCD に限定されず、CMOS 等の撮像素子であってもよい。

【0061】

可変電圧源 3 1 1 は内視鏡スコープ 2 0 0 のコネクタ又は操作部 2 2 0 に設けられてもよい。

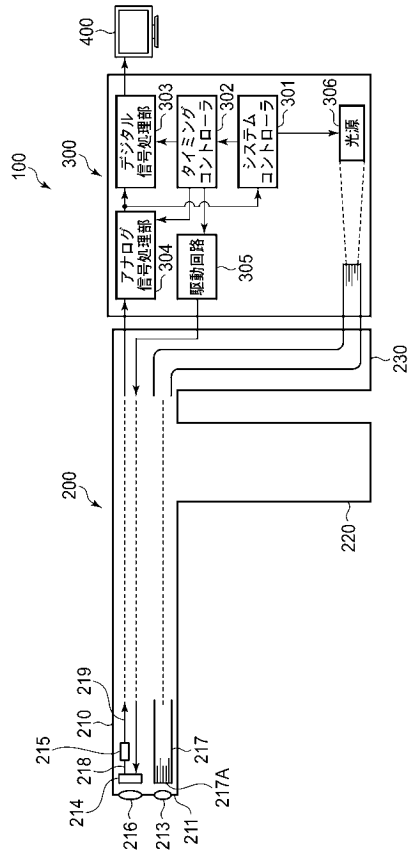
50

【符号の説明】

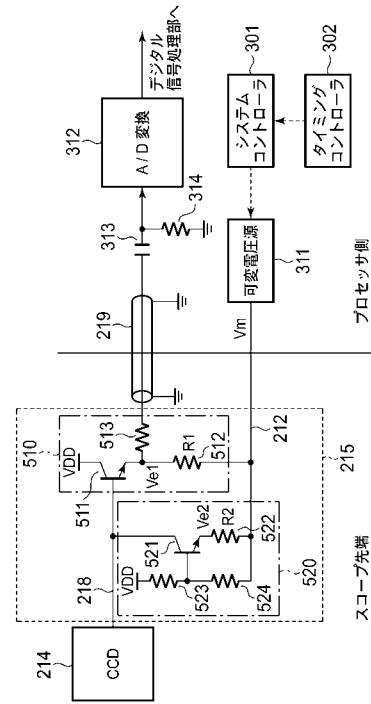
【0062】

100	第1の内視鏡装置	
200	内視鏡スコープ	
210	可撓部	
211	遠位端	
212	可変電圧線	
213	配光レンズ	
214	撮像部	
215	第1の周辺回路	10
216	撮像レンズ	
217	ライトガイドファイバ	
218	信号出力線	
219	画像送信ケーブル	
220	操作部	
230	コネクタ	
300	内視鏡プロセッサ	
301	システムコントローラ	
302	タイミングコントローラ	
303	デジタル信号処理部	20
304	アナログ信号処理部	
305	駆動回路	
306	光源	
311	可変電圧源	
312	A/D変換部	
313	キャパシタ	
314	終端抵抗	
400	表示部	
510	第1の出力アンプ部	
511	第1のNPNトランジスタ	30
512	第1のエミッタ抵抗	
513	出力抵抗	
520	第1の定電流出力部	
521	第2のNPNトランジスタ	
522	第2のエミッタ抵抗	
523	第2の分圧抵抗	
524	第1の分圧抵抗	

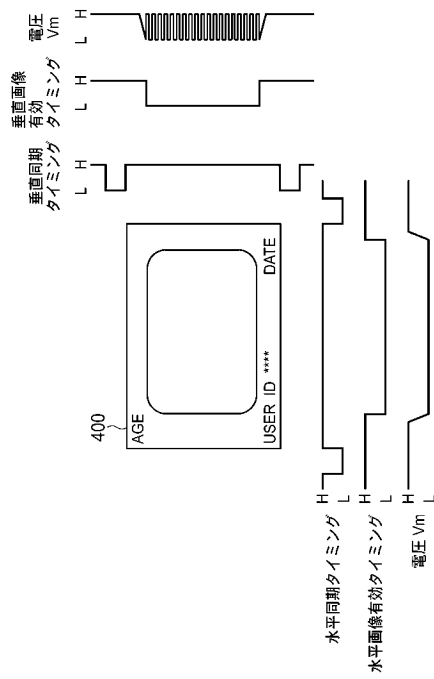
【図 1】



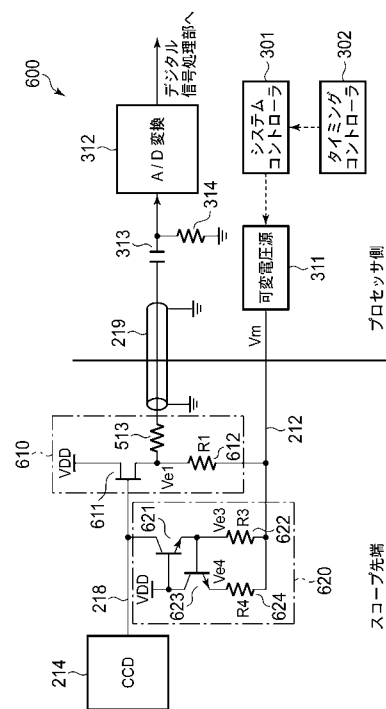
【図 2】



【図 3】



【図 4】



要解决的问题：获得能够降低功耗的内窥镜系统。ΣSOLUTION：第一输出放大部件510是射极跟随器，并具有第一NPN晶体管511和第一发射极电阻器512。第一发射极电阻器512和输出电阻器513连接到第一NPN晶体管511的发射极和另一个第一发射极电阻器512的端子连接到可变电压线212。第一恒定电流输出部分520具有射极跟随器并且还具第二NPN晶体管521和第二发射极电阻器522。第二发射极电阻器522连接到第二发射极电阻器522。第二NPN晶体管521的发射极和第二发射极电阻522的另一端连接到可变电压线212。由于电源电压VDD保持恒定，所以第一输出放大部件510的功耗和第一常数可以通过增加可变电压线212的电压V_m来减小电流输出部分520

