

(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2014-200637

(P2014-200637A)

(43) 公開日 平成26年10月27日(2014.10.27)

(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 7 2	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2013-84308 (P2013-84308)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日	平成25年4月12日(2013.4.12)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(31) 優先権主張番号	13/858327	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(32) 優先日	平成25年4月8日(2013.4.8)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	横濱 智洋 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 BA10 BA23 CA04 GA02
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

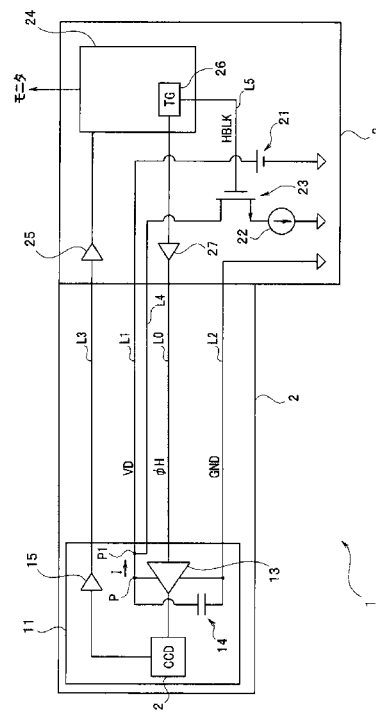
(57) 【要約】

【課題】電源供給用の導線の電圧降下量に差が発生することを防止して、波形整形回路に供給される電源電圧を一定に保つことができる内視鏡装置を提供する。

【解決手段】

内視鏡装置1は、先端部11にCCD12を有する挿入部2と、本体部3とを有する。内視鏡装置1は、挿入部2の先端部11に設けられ、CCD12への駆動信号の波形を整形する波形整形回路13と、波形整形回路13への電源電圧を安定化させる安定化回路14と、波形整形回路13の電源電圧を供給する電源線に接続された定電流源22と、波形整形回路13の非動作時における波形整形回路13の電源電圧が波形整形回路13の動作時における電源電圧の電位差が小さくなるように、波形整形回路13の動作状態に応じて、電源線から所定の電流を定電流源22へ引き込むトランジスタ23とTG26と、を有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

先端部に撮像素子及び回路を有する挿入部と、本体部とを有する内視鏡装置であって、前記回路への電源電圧を安定化させる安定化回路と、前記回路の前記電源電圧を供給する電源線に接続された負荷回路と、前記回路の非動作時における電源電圧と動作時における電源電圧の電位差が小さくなるように、前記回路の動作状態に応じて、前記電源線から所定の電流を前記負荷回路へ引き込む電流引き込み回路と、を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記回路は、前記撮像素子への駆動信号の波形を整形する波形整形回路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 3】

前記電流引き込み回路は、前記回路の前記非動作時における電源電圧と前記動作時における電源電圧が同じになるように、前記所定の電流を前記負荷回路へ引き込むことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記負荷回路は、前記本体部に設けられていることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記負荷回路は、前記本体部に設けられ、前記電流引き込み回路は、前記電源線からの前記所定の電流の引き込みを、前記波形整形回路の前記先端部における前記電源線との接続点に接続された線を介して、前記所定の電流を前記負荷回路へ引き込むことによって行うことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記負荷回路は、前記先端部に設けられていることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記負荷回路は、発光素子を有することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記発光素子は、前記本体部に設けられ、前記発光素子の出射光を、前記先端部から出射するためのライトガイドをさらに有することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記発光素子は、前記先端部に設けられていることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記負荷回路と前記発光素子は、前記先端部に設けられていることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

先端部に撮像素子を有する挿入部と、本体部とを有する内視鏡装置であって、前記本体部に可変電圧源を有し、前記可変電圧源は、前記先端部の動作の変更前後における電源電圧の電位差が小さくなるように、前記先端部の動作状態に応じて、前記電源電圧を変化させることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 12】

前記可変電圧源は、前記先端部の動作の変更前後において、前記電源電圧が同じになるように、前記先端部の動作状態に応じて、前記電源電圧を変化させることを特徴とする請

10

20

30

40

50

求項 1 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 3】

前記先端部に設けられた回路と、
前記回路への電源電圧を安定化させる安定化回路と、
を有し、

前記可変電圧源は、前記回路の動作状態に応じて、前記回路への電源電圧を変化させることを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 4】

前記回路は、前記撮像素子への駆動信号の波形を整形する波形整形回路であることを特徴とする請求項 1 3 に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 1 5】

前記可変電圧源は、前記回路の前記非動作時における電源電圧と前記動作時における電源電圧の電位差が同じになるように、前記回路の前記非動作時に、前記回路へ供給される前記電源電圧を低下させることを特徴とする請求項 1 3 又は 1 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 6】

前記可変電圧源に接続された発光素子を有することを特徴とする請求項 1 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 7】

前記発光素子は、前記本体部に設けられ、
前記発光素子の出射光を、前記先端部から出射するためのライトガイドをさらに有することを特徴とする請求項 1 1 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 1 8】

前記可変電圧源は、定電圧源と、発光素子とを含み、前記定電圧源と前記発光素子との接続を制御することによって、前記波形整形回路へ供給される前記電源電圧を、低下させることを特徴とする請求項 1 4 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、挿入部の先端部に撮像素子を有する内視鏡装置に関する。

【背景技術】

30

【0002】

従来より、内視鏡装置が、工業分野及び医療分野で広く利用されている。挿入部の先端には、撮像素子が配置され、その撮像素子により撮像して得られた内視鏡画像は、挿入部に接続された本体部の表示装置に表示される。

【0003】

内視鏡においては、挿入部に挿通された細く長い信号線を経由して、CCDなど撮像素子を駆動することため、特に高速な信号となる水平転送信号など数種のクロック信号は、内視鏡先端部に実装された波形整形回路を介して撮像素子に入力される。

【0004】

通常、波形整形回路に入力されるクロック信号にはクロック出力期間とクロック停止期間があり、クロック出力期間では、高い周波数の矩形波信号が波形整形回路に入力され、クロック停止期間では、一定のDC電圧が波形整形回路に入力される。

40

【0005】

波形整形回路に接続される負荷回路である撮像素子は容量成分が大きいいため、クロック出力期間中は負荷容量をチャージするための電流が負荷回路に多く流れる。一方、クロック停止期間中は、負荷回路が既にチャージされているため電流は、流れない。すなわち、クロック出力期間中とクロック停止期間中で、波形整形回路の消費電流に差が発生する。

【0006】

波形整形回路の電源は、内視鏡の本体部に設けられた定電圧源から長い電源線を通して供給される。上記のように波形整形回路の消費電流に差が発生する場合、電源供給用の電

50

源線の電圧降下量に差がでるため、波形整形回路の電源入力端子において電源電圧はクロック出力期間中とクロック停止期間中とで電位差が発生する。

【 0 0 0 7 】

この電位差を減らし、波形整形回路の電源電圧を一定にして波形整形回路を安定して動作させるために、例えば、日本特開 2 0 0 2 - 5 6 2 号公報に開示されているように、内視鏡挿入部の先端部には電源電圧の安定化回路が実装されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 2 - 5 6 2 号公報

10

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

安定化回路はサイズに制約があるため主にセラミックコンデンサなどの素子からなるが、撮像素子の高画素化などにより、撮像素子の駆動周波数が上がり、波形整形回路に入力されるクロックが高速となると、セラミックコンデンサなどの素子だけでは消費される電流分の電荷を保持できず、波形整形回路の電源電圧を一定の電圧に保持できなくなる、という問題がある。

【 0 0 1 0 】

電源電圧が安定しない期間では、波形整形回路における閾値電圧も変化することになるため、波形整形回路から出力される波形の振幅や位相がずれるため、撮像素子の安定した動作を確保することができない。結果として、特に波形整形回路の電源電圧が安定しない期間が、撮像素子の有効画素領域の転送期間中に重なった場合、固定パターンノイズが映像に発生し、内視鏡画像の画像品質が劣化する。

20

【 0 0 1 1 】

本発明は、以上のような問題に鑑みてなされたもので、電源供給用の導線の電圧降下量に差が発生することを防止して、波形整形回路に供給される電源電圧を一定に保つことができる内視鏡装置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 】

【 0 0 1 2 】

本発明の一態様によれば、先端部に撮像素子を有する挿入部と、本体部とを有する内視鏡装置であって、前記挿入部の前記先端部に設けられ、前記撮像素子への駆動信号の波形を整形する波形整形回路と、前記波形整形回路への電源電圧を安定化させる安定化回路と、前記波形整形回路の前記電源電圧を供給する電源線に接続された負荷回路と、前記波形整形回路の非動作時における前記波形整形回路の前記電源電圧が前記波形整形回路の動作時における電源電圧と同じになるように、前記波形整形回路の非動作時に、前記電源線から所定の電流を前記負荷回路へ引き込む電流引き込み回路と、を有する内視鏡装置を提供することができる。

30

【 0 0 1 3 】

本発明の一態様によれば、先端部に撮像素子を有する挿入部と、本体部とを有する内視鏡装置であって、前記挿入部の前記先端部に設けられ、前記撮像素子への駆動信号の波形を整形する波形整形回路と、前記波形整形回路への電源電圧を安定化させる安定化回路と、前記波形整形回路の非動作時における前記波形整形回路の前記電源電圧が前記波形整形回路の動作時における前記波形整形回路の前記電源電圧と同じになるように、前記波形整形回路の非動作時に、前記波形整形回路へ供給される前記電源電圧を低下させる可変電源回路と、を有する内視鏡装置を提供することができる。

40

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、電源供給用の導線の電圧降下量に差が発生することを防止して、波形整形回路に供給される電源電圧を一定に保つことができる内視鏡装置を提供することがで

50

きる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡装置の模式的な構成図である。

【図2】本発明の第1の実施の形態に係る、内視鏡装置1における各種信号の波形図である。

【図3】本発明の第1の実施の形態の変形例1に係る内視鏡装置の模式的な構成図である。

【図4】本発明の第1の実施の形態の変形例2に係る内視鏡装置の模式的な構成図である。

【図5】本発明の第1の実施の形態の変形例3に係る内視鏡装置の模式的な構成図である。

【図6】本発明の第2の実施の形態に係る内視鏡装置の模式的な構成図である。

【図7】本発明の第2の実施の形態に係る、内視鏡装置における各種信号の波形図である。

【図8】本発明の第2の実施の形態の変形例1に係る内視鏡装置の模式的な構成図である。

【図9】本発明の第2の実施の形態の変形例2に係る内視鏡装置の模式的な構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明の実施の形態を、図面を用いて説明する。

(第1の実施の形態)

(構成)

図1は、本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡装置の模式的な構成図である。なお、図1では、本発明に関連する構成のみを示し、本発明と関連のない構成要素(例えば湾曲制御機構、操作部などの構成要素)については示されていない。

【0017】

内視鏡装置1は、挿入部2と、挿入部2の基端に接続された本体部3とを有して構成される。ここでは、図示しないが、本体部3には、内視鏡画像を表示するためのモニタ(図示せず)が接続されている。

なお、挿入部2は、本体部3に対して着脱可能に接続されるものでもよい。さらになお、図示しないモニタは、本体部3自体に設けられていてもよい。

【0018】

挿入部2の先端部11には、撮像素子としてのCCDイメージセンサ(以下、CCDという)12が設けられている。CCD12の撮像面に被写体像を結像するための対物光学系(図示せず)が、先端部11に設けられている。すなわち、内視鏡装置1は、先端部11に撮像素子としてのCCD12を有する挿入部2と、本体部3とを有する。

【0019】

CCD12には、本体部3からの駆動用の各種パルス信号が信号線を介して入力される。各種パルス信号には、リセットゲート信号、水平転送信号 $\phi H1$ 、 $\phi H2$ 、垂直転送信号などが含まれる。ここでは、特に波形整形回路の電源電圧の変動に大きく影響する、周波数の高い、CCD12に入力される1つの水平転送信号 ϕH について説明する。

【0020】

信号線L0の水平転送信号 ϕH は、波形整形回路13を介して、CCD12に入力される。波形整形回路13は、入力された信号と、設定された閾値との比較により、波形整形された矩形波信号を出力するコンパレータである。図1に示すように、波形整形回路13は、挿入部2の先端部11に設けられ、CCD12への駆動信号の波形を整形する回路である。

【0021】

波形整形回路13には、波形整形回路13を安定して動作させるために、安定化回路1

10

20

30

40

50

4 が設けられている。安定化回路 1 4 は、波形整形回路 13 への電源電圧を安定化させる回路である。安定化回路 1 4 は、例えば、セラミックコンデンサである。安定化回路 1 4 であるコンデンサが、波形整形回路 1 3 の電源用の 2 本の電源線 L1, L2 間に、接続されている。電源線 L1 は、本体部 3 の定電圧源に接続される線であり、電源線 L2 は、グラウンド (GND) に接続される線である。

【 0 0 2 2 】

CCD 1 2 には、整形後の水平転送信号 ϕH が入力される。CCD 1 2 から出力される撮像信号は、バッファ回路 1 5 を介して、信号線 L3 に出力される。信号線 L3 を介して出力された撮像信号は、本体部 3 の画像処理部 2 4 に入力される。

【 0 0 2 3 】

信号線 L0, L3 及び電源線 L1, L2 は、先端部 1 1 から挿入部 2 内を通して本体部 3 と接続されている。

本体部 3 は、定電圧源 2 1 を有する。定電圧源 2 1 は、挿入部 2 内を挿通する電源線 L1 を介して、波形整形回路 1 3 に電源電圧 V_D を供給するための電圧発生回路である。

【 0 0 2 4 】

本体部 3 は、さらに、擬似負荷回路としての定電流源 2 2 と、スイッチ素子としてのトランジスタ 2 3 を有する。定電流源 2 2 は、波形整形回路 1 3 の電源電圧を供給する電源線 L1 に接続された負荷回路を構成する。電源線 L4 が、信号線 L0, L3 及び電源線 L1, L2 と共に、挿入部 2 内に挿通されており、電源線 L4 の一端は、先端部 1 1 において電源線 L1 と接続点 P1 において接続されている。電源線 L4 の他端は、トランジスタ 2 3 のドレイン側に接続されている。

【 0 0 2 5 】

トランジスタ 2 3 のソース側は、定電流源 2 2 を介してグラウンドに接続されている。定電流源 2 2 は、トランジスタなどから構成され、電源線 L4 に所定の電流を流す定電流回路である。

【 0 0 2 6 】

トランジスタ 2 3 のゲートは、信号線 L5 により、本体部 3 の画像処理部 2 4 に含まれるタイミングジェネレータ (以下、TG と略す) 2 6 と接続されている。TG 2 6 からの切換信号 HBLK が、トランジスタ 2 3 のゲートに入力される。切換信号 HBLK は、負荷を切り換える負荷切換信号である。

【 0 0 2 7 】

切換信号 HBLK により、トランジスタ 2 3 がオンオフ制御されることによって、挿入部 2 に挿通された電源線 L4 と定電流源 2 2 との接続が制御される。トランジスタ 2 3 と TG 2 6 は、波形整形回路 1 3 の非動作時であるクロック停止期間 T_0 における波形整形回路 1 3 の電源電圧と波形整形回路 1 3 の動作時であるクロック出力期間 T_1 における電源電圧との電位差が少なくなるように、好ましくは波形整形回路 1 3 の非動作時の電源電圧と動作時の電源電圧が同じになるように、波形整形回路 1 3 の非動作時 (T_0) に、電源線 L1 から所定の電流を負荷回路である定電流源 2 2 へ引き込む電流引き込み回路を構成する。言い換えれば、電流引き込み回路を構成するトランジスタ 2 3 と TG 2 6 は、波形整形回路 1 3 の非動作時における波形整形回路 1 3 の電源電圧と波形整形回路 1 3 の動作時における電源電圧との電位差が少なくなるように、波形整形回路 1 3 の動作状態に応じて、電源線 L1 から所定の電流を定電流源 2 2 へ引き込む。そして、電源線 L1 からの所定の電流の引き込みは、所定の電流を、波形整形回路 1 3 の先端部 1 1 における電源線 L1 との接続点 P1 に接続された電源線 L4 を介して、負荷回路である定電流源 2 2 へ引き込むことによって、行われる。

【 0 0 2 8 】

さらに、本体部 3 は、画像処理部 2 4 を有する。信号線 L3 からの撮像信号は、バッファ回路 2 5 を介して、画像処理部 2 4 に入力される。

画像処理部 2 4 は、各種画像処理のための回路 (図示せず) を含み、入力された撮像信号に対して各種画像処理を施して、内視鏡画像を生成して、モニタへ画像信号として出力

10

20

30

40

50

する。よって、モニタには、内視鏡画像が表示され、検査者は、内視鏡画像を見て、検査対象の検査を行うことができる。

【 0 0 2 9 】

画像処理部 2 4 は、内視鏡装置 1 内の各種タイミング信号を生成する TG 2 6 を有する。TG 2 6 は、内視鏡装置 1 内で用いられる各種タイミング信号を生成する回路であり、図 1 では、TG 2 6 が出力するタイミング信号として、信号線 L0 への水平転送信号 ϕH と、トランジスタ 2 3 への制御信号 HBLK のみが示されている。TG 2 6 からの水平転送信号 ϕH は、駆動回路であるバッファ回路 2 7 を介して、信号線 L0 に出力される。

(動作)

次に、図 2 を用いて内視鏡装置 1 の動作を説明する。図 2 は、内視鏡装置 1 における各種信号の波形図である。ここでは、1 つの水平転送信号 ϕH について説明する。

10

【 0 0 3 0 】

被整形信号である水平転送信号 ϕH は、TG 2 6 から出力される。図 2 に示すように、水平転送信号 ϕH は、クロック出力期間 T1 だけ出力されるように、TG 2 6 は、水平転送信号 ϕH の出力を制御する。クロック出力期間 T1 では、CCD 1 2 の有効画素領域の画素に対応する撮像信号が、CCD 1 2 から出力される。クロック出力期間 T1 以外の期間は、水平転送信号 ϕH の出力を停止するクロック停止期間 T0 であり、CCD 1 2 のブランキング期間に対応する。

さらに、クロック停止期間 T0 中は、切換信号 HBLK を出力し、クロック出力期間 T1 中は、切換信号 HBLK を出力しないように、TG26 は構成されている。

20

【 0 0 3 1 】

よって、図 2 に示すように、切換信号 HBLK は、クロック停止期間 T0 中は、HIGH となり、トランジスタ 2 3 をオンにする。トランジスタ 2 3 がオンになると、擬似負荷回路である定電流源 2 2 は、先端部 1 1 の電源線 L1 から、電源線 L4 を介して電流を引き込む。

【 0 0 3 2 】

さらに、切換信号 HBLK は、クロック出力期間 T1 中は、LOW となり、トランジスタ 2 3 がオフになるが、クロック出力期間 T1 中、水平転送信号 ϕH が波形整形回路 1 3 に入力され、CCD 1 2 が駆動される。

【 0 0 3 3 】

すなわち、電源線 L1 には、定電圧源 2 1 からの電源電圧 VD が供給されるが、クロック停止期間 T0 中は、擬似負荷回路である定電流源 2 2 により、波形整形回路 1 3 の電源線 L1 からの一定の電流の引き込みが行われ、クロック出力期間 T1 中は、そのような一定電流の引き込みは行われないが、クロック出力期間 T1 中は、CCD 1 2 の駆動のために波形整形回路 1 3 が、電流を消費する。

30

【 0 0 3 4 】

図 2 に示すように、波形整形回路 1 3 の電源線に流れる電流 I の大きさが、クロック停止期間 T0 とクロック出力期間 T1 とにおいて、同じになるように、クロック停止期間 T0 中、擬似負荷回路である定電流源 2 2 が、波形整形回路 1 3 の電源線 L1 から電源線 L4 を介して所定の一定の電流を引き込む。定電流源 2 2 の出力電流値は、波形整形回路 1 3 の電源線に流れる電流 I がクロック停止期間 T0 とクロック出力期間 T1 とにおいて同じになるように、設定される。

40

【 0 0 3 5 】

その結果、波形整形回路 1 3 の電源入力端子の点 P における電圧 V_p は、クロック出力期間 T1 中とクロック停止期間 T0 中の間で電位差が発生しないので、波形整形回路 1 3 の電源電圧 VD を一定にして波形整形回路 1 3 を安定して動作させることができる。

【 0 0 3 6 】

従来は、上述したようなクロック停止期間 T0 中に、波形整形回路 1 3 の電源線 L1 からの所定の電流の引き込みはないので、図 2 において、点線で示すように、P 点の電位 V_p は、クロック出力期間 T1 中に低下し、クロック停止期間 T0 中に上昇するという現象が繰り返され、同時にグラウンド (GND) の電位も、P 点の電位 V_p の逆方向の上昇と低下が繰り返され

50

ていた。

【0037】

さらに、水平転送信号 ϕH の電圧も、クロック出力期間 $T1$ 内において減少する。例えば、2つのCCD水平転送信号 $\phi H1$ と $\phi H2$ の各電圧は、図2の下段に点線で示すように、クロック出力期間 $T1$ の開始時点から徐々に低下していた。

【0038】

これに対して、上述した本実施の形態によれば、クロック停止期間 $T0$ 中には、波形整形回路13の電源電圧 VD の掛かる点から、所定の電流を擬似負荷回路へ引き込むので、波形整形回路13の電源電圧 VD はクロック出力期間 $T1$ とクロック停止期間 $T0$ の間で電位差が生ぜず、波形整形回路13を安定して動作させることができる。

10

【0039】

特に、少なくとも有効画素信号の転送期間中に、波形整形回路13の電源供給用の導線の電圧降下量に差が発生することを防止することにより、波形整形回路13に供給される電源電圧を一定に保つことができ、内視鏡画像の画質の低下を防ぐことができる。

【0040】

次に、上述した第1の実施の形態の変形例について説明する。

(変形例1)

上述した第1の実施の形態では、擬似負荷回路は、本体部3に設けられているが、擬似負荷回路を先端部11に設けてもよい。

【0041】

20

図3は、第1の実施の形態の変形例1に係る内視鏡装置の模式的な構成図である。図3において、図1と同じ構成要素については、同じ符号を付し、説明は省略する。図3に示すように、変形例の内視鏡装置1Aは、挿入部2の先端部11に、擬似負荷回路である定電流源22と、トランジスタ23とが配置され、切換信号HBLK用の信号線L5は、挿入部2内に挿通されて、信号線L5の一端はTG26に接続され、他端はトランジスタ23のゲートに接続されている。

特に、波形整形回路13と定電流源21を1つのチップで構成すれば、先端部11の回路サイズが小さくなり、コストも低減できるというメリットがある。

【0042】

30

図3のような構成によっても、第1の実施の形態と同様の効果を得ることができる。さらに、グラウンド側が電流ループに入らないため、グラウンド側の電位が安定するという効果がある。

(変形例2)

本変形例2の内視鏡装置1Bは、擬似負荷回路に流れる電流を利用して、発光ダイオード(以下、LEDという)のような発光素子を発光させ、その発光により得られた光を、照明光の一部として利用する。

【0043】

40

図4は、第1の実施の形態の変形例2に係る内視鏡装置の模式的な構成図である。図4において、図1と同じ構成要素については、同じ符号を付し、説明は省略する。図4に示すように、擬似負荷回路である定電流源22に直列にLED素子31が接続されている。LED素子31の近傍に、光ファイバからなるライトガイド32の一端が配置され、ライトガイド32は、挿入部2内に挿通される。ライトガイド32の他端は、先端部11の先端に固定されている。ライトガイド32の他端から出射される光は、先端部11からCCD12の撮像方向を照らすように、ライトガイド32の他端は先端部11に固定される。

【0044】

クロック停止期間 $T0$ 中にトランジスタ23がオンになると、LED素子31に電流が流れ、LED素子31は発光する。LED素子31の光は、ライトガイド32の一端から入射され、他端から出射する。

なお、LED素子31は、図4において点線で示すA点の位置に設けるようにしてもよい。この場合、ライトガイド32が不要となるという効果がある。

50

【 0 0 4 5 】

本変形例によれば、第 1 の実施の形態と同様の効果を得ることができ、さらに、クロック停止期間中T0は、図示しないライトガイドからの照明光に加えて、ライトガイド 3 2 から出射された光も加わるので、被写体にはより明るい照明光を照射することができる。

(変形例 3)

本変形例 3 の内視鏡装置 1 Cも、擬似負荷回路に流れる電流を利用して、LEDのような発光素子を発光させ、その発光により得られた光を、照明光の一部として利用する。

【 0 0 4 6 】

図 5 は、第 1 の実施の形態の変形例 3 に係る内視鏡装置の模式的な構成図である。図 5 は、上述した変形例 1 において、擬似負荷回路に流れる電流を利用して、LEDのような発光素子を発光させ、その発光により得られた光を、照明光の一部として利用する場合を示す。

10

【 0 0 4 7 】

LED 3 1 は、先端部 1 1 に配置される。特に、LED 3 1 の光が先端部 1 1 の先端から出射されるように、LED 3 1 は、先端部 1 1 に配置される。LED 3 1 は、クロック停止期間T0中にトランジスタ 2 3 がオンになると、LED素子 3 1 に電流が流れ、LED素子 3 1 は発光する。LED素子 3 1 の光は、先端部 1 1 の先端から出射する。

【 0 0 4 8 】

本変形例によれば、第 1 の実施の形態と同様の効果を得ることができ、さらに、クロック停止期間中T0は、図示しないライトガイドからの照明光に加えて、LED素子 3 1 の出射光も加わるので、被写体にはより明るい照明光を照射することができる。

20

(第 2 の実施の形態)

第 1 の実施の形態の内視鏡装置は、クロック停止期間T0中には、波形整形回路 1 3 の電源電圧VDの掛かる点から、所定の電流を擬似負荷回路へ引き込むように構成されているが、第 2 の実施の形態の内視鏡装置 1 Dは、クロック停止期間T0中には、電源電圧を所定量だけ低下させるように構成されている。

【 0 0 4 9 】

図 6 は、本発明の第 2 の実施の形態に係る内視鏡装置の模式的な構成図である。図 6 において、図 1 と同じ構成要素については、同じ符号を付し、説明は省略する。図 6 に示すように、内視鏡装置 1 Dの本体部 3 の定電圧源 2 1 Aは、出力電圧を 2 段階で変更することができる定電圧回路である。

30

【 0 0 5 0 】

定電圧源 2 1 Aは、切換信号HBLKに応じて、出力電圧Vsを変更する定電圧回路である。切換信号HBLKがLOWのときは、所定の定電圧V1を出力し、切換信号HBLKがHIGHのときは、所定の定電圧V1よりも所定の電圧 d Vだけ低い定電圧V2を出力する。

【 0 0 5 1 】

上述した内視鏡装置 1 Dの動作を、図 7 を用いて説明する。図 7 は、内視鏡装置 1 Dにおける各種信号の波形図である。

TG 2 6 からの切換信号HBLKがHIGHのとき、定電圧源 2 1 Aは、電圧V2の定電圧を出力し、TG 2 6 からの切換信号HBLKがLOWのとき、定電圧源 2 1 Aは、電圧V2よりも所定の電圧 d Vだけ高い定電圧を出力する。

40

【 0 0 5 2 】

すなわち、クロック停止期間T0において、波形整形回路 1 3 の電源電圧を低くして、安定化回路 1 4 に蓄積される電荷量を少なくするので、クロック停止期間T0中に、P点の電圧Vpの上昇を抑えることができる。

結果として、波形整形回路に供給される電源電圧を一定に保つことができる内視鏡装置を実現することができる。

【 0 0 5 3 】

すなわち、TG 2 6 と定電圧源 2 1 Aは、波形整形回路 1 3 の非動作時であるクロック停止期間T0における波形整形回路 1 3 の電源電圧と波形整形回路 1 3 の動作時であるクロッ

50

ク出力期間T1における波形整形回路13の電源電圧との電位差が少なくなるように、好ましくは波形整形回路13の非動作時の電源電圧と動作時の電源電圧が同じになるように、波形整形回路13の非動作時(T0)に、波形整形回路13へ供給される電源電圧を低下させる可変電圧源を構成する。言い換えれば、可変電圧源を構成するTG26と定電圧源21Aは、波形整形回路13の非動作時における波形整形回路13の電源電圧と波形整形回路13の動作時における波形整形回路13の電源電圧との電位差が少なくなるように、波形整形回路13の動作状態に応じて、電源電圧を変化させる。

【0054】

よって、上述した本実施の形態によれば、クロック停止期間T0中には、波形整形回路13に供給される電源電圧を低下させるので、波形整形回路13の電源電圧VDはクロック出力期間T1とクロック停止期間T0の間で電位差が生ぜず、波形整形回路13を安定して動作させることができる。

10

特に、少なくとも有効画素信号の転送期間中は、波形整形回路13に供給される電源電圧を一定に保つことができ、内視鏡画像の画質の低下を防ぐことができる。

【0055】

特に、少なくとも有効画素信号の転送期間中に、波形整形回路13の電源供給用の導線の電圧降下量に差が発生することを防止することにより、波形整形回路13に供給される電源電圧を一定に保つことができ、内視鏡画像の画質の低下を防ぐことができる。

【0056】

また、本実施の形態の内視鏡装置1Dは、第1の実施の形態に比べて、信号線L4あるいはL5が挿入部2内にないので、挿入部2の細径化を図ることができる。

20

(変形例1)

本変形例1の内視鏡装置1Eは、定電圧源21Aに流れる電流を利用して、LEDのような発光素子を発光させ、その発光により得られた光を、照明光の一部として利用する。

【0057】

図8は、第2の実施の形態の変形例1に係る内視鏡装置1Eの模式的な構成図である。図8において、図6と同じ構成要素については、同じ符号を付し、説明は省略する。図8に示すように、定電圧源21Aに直列にLED素子31が接続されている。LED素子31の近傍に、光ファイバからなるライトガイド32の一端が配置され、ライトガイド32は、挿入部2内に挿通される。ライトガイド32の他端は、先端部11の先端に固定されている。ライトガイド32の他端から出射される光は、先端部11からCCD12の撮像方向を照らすように、ライトガイド32の他端は先端部11に固定される。

30

【0058】

クロック停止期間T0中にトランジスタ23がオンになると、LED素子31に電流が流れ、LED素子31は発光する。LED素子31の光は、ライトガイド32の一端から入射され、他端から出射する。

【0059】

よって、本変形例によれば、第2の実施の形態と同様の効果を得ることができ、さらに、クロック停止期間中T0は、図示しないライトガイドからの照明光に加えて、ライトガイド32から出射された光も加わるので、被写体にはより明るい照明光を照射することができる。

40

(変形例2)

本変形例2の内視鏡装置1Fも、定電圧源21に流れる電流を利用して、LEDのような発光素子を発光させ、その発光により得られた光を、照明光の一部として利用する。

【0060】

図9は、第2の実施の形態の変形例2に係る内視鏡装置の模式的な構成図である。図9は、上述した第2の実施の形態において、定電圧源21に流れる電流を利用して、LEDのような発光素子を発光させ、その発光により得られた光を、照明光の一部として利用する場合を示す図である。

【0061】

50

波形整形回路 13 へ供給する定電圧を、クロック出力期間T1とクロック停止期間T0とにおいて異ならせるために、LED素子 31 における、アノード・カソード間電圧である順電圧Vfの電圧降下を利用している。

【0062】

そのため、LED素子 31 とスイッチ 33 の並列回路が、定電圧源 21 に直列に接続され、スイッチ 33 は、クロック出力期間T1中にオンになるように、TG 26 からの切換信号HB LKが、スイッチ 33 に供給される。すなわち、LED素子 31、スイッチ 33、定電圧源 21 及びTG 26 により、可変電圧源が構成される。

【0063】

LED素子 31 の近傍に、ライトガイド 32 の一端が配置され、ライトガイド 32 は、挿入部 2 内に挿通される。ライトガイド 32 の他端は、先端部 11 の先端に固定されている。ライトガイド 32 の他端から出射される光は、先端部 11 からCCD 12 の撮像方向を照らすように、ライトガイド 32 の他端は先端部 11 に固定される。

10

【0064】

クロック出力期間T1中は、スイッチ 33 がオンとなり、電圧V1が波形整形回路 13 に供給される。

クロック停止期間T0中にスイッチ 33 がオフになると、LED素子 31 に電流が流れ、LED素子 31 は発光し、波形整形回路 13 には、電圧V1よりも低い電圧V2が供給される。LED素子 31 の光は、ライトガイド 32 の一端から入射され、他端から出射する。すなわち、可変電圧源は、定電圧源 21 と、発光素子であるLED素子 31 とを含み、定電圧源 21 とLED素子 31 との接続を制御することによって、波形整形回路 13 へ供給される電源電圧を低下させる。

20

LED素子 31 の数は、波形整形回路 13 の電源線に流れる電流Iがクロック停止期間T0とクロック出力期間T1とにおいて同じになるように、設定される。

【0065】

よって、本変形例によれば、第2の実施の形態と同様の効果を得ることができ、さらに、クロック停止期間T0は、図示しないライトガイドからの照明光に加えて、ライトガイド 32 から出射された光も加わるので、被写体にはより明るい照明光を照射することができる。

【0066】

30

以上のように、上述した複数の実施の形態及び各実施の形態の各変形例によれば、電源供給用の導線の電圧降下量に差が発生することを防止して、波形整形回路に供給される電源電圧を一定に保つことができる内視鏡装置を提供することができる。

特に、撮像素子の高画素化が進んでも、波形整形回路の電源電圧が安定し、内視鏡画像の画質の劣化を防止することができる。

【0067】

本発明は、上述した実施の形態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。

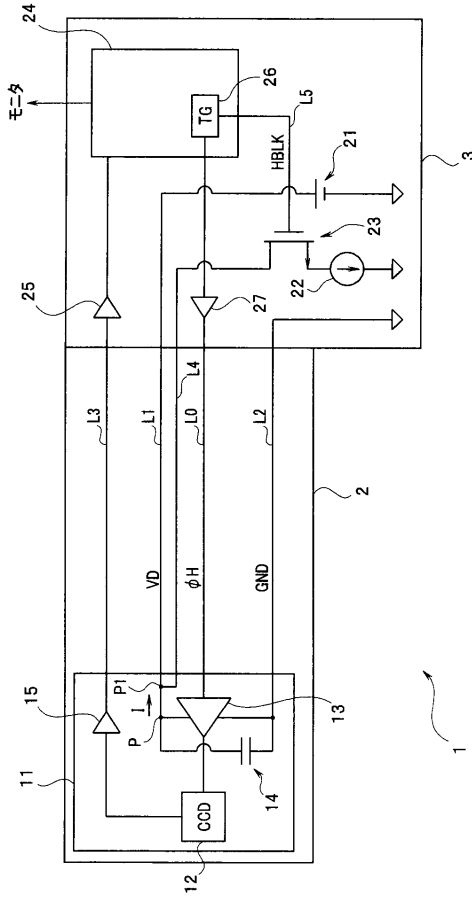
【符号の説明】

【0068】

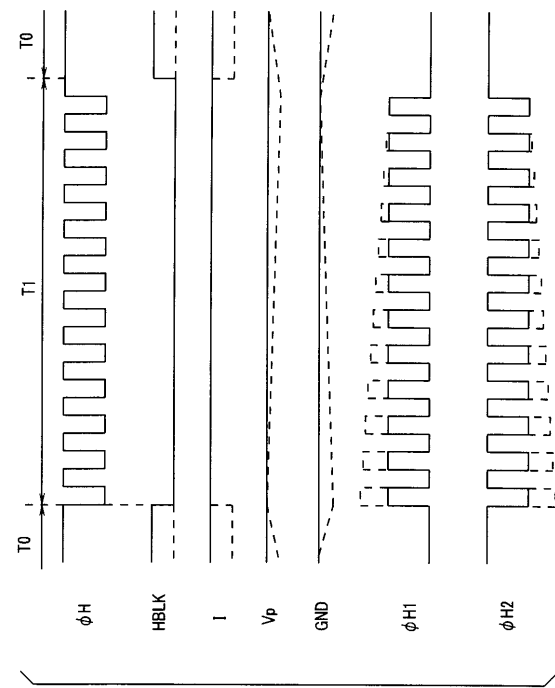
40

1 内視鏡装置、2 挿入部、3 本体部、11 先端部、12 CCD、13 波形整形回路、14 安定化回路、15 バッファ回路、21 定電圧源、22 定電流源、23 トランジスタ、24 画像処理部、25 バッファ回路、26 タイミングジェネレータ、27 バッファ回路、31 LED素子、32 ライトガイド、33 スイッチ

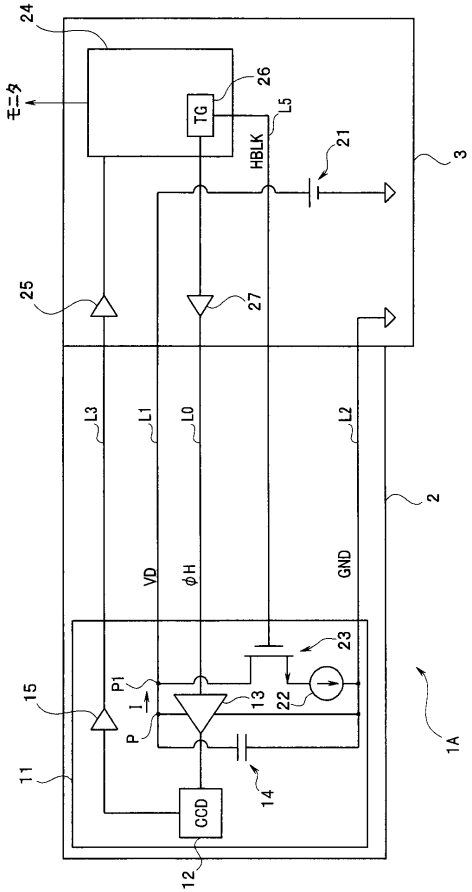
【図 1】



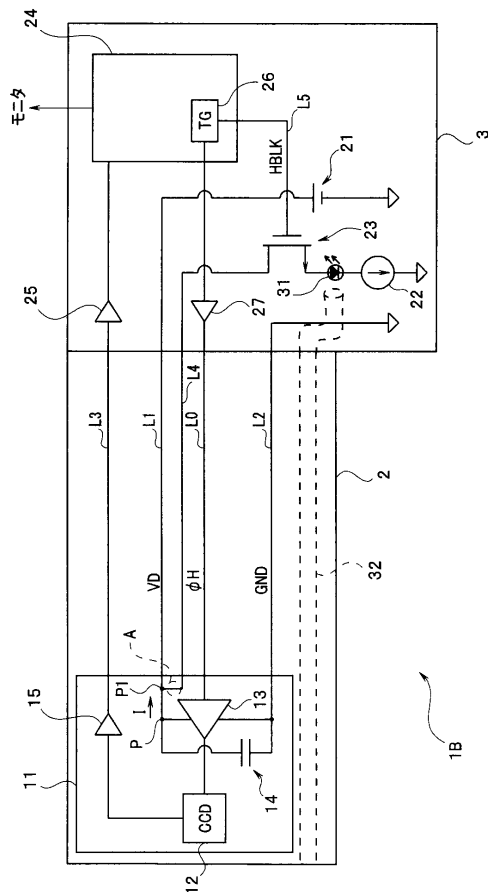
【図 2】



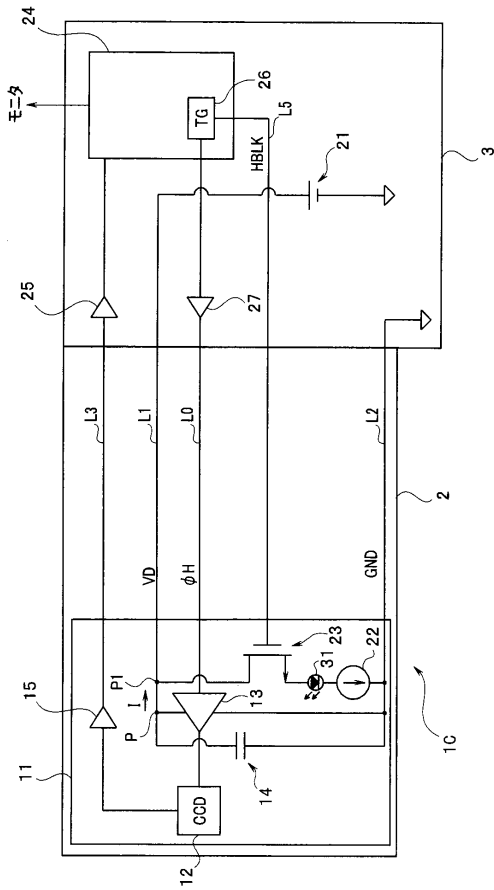
【図 3】



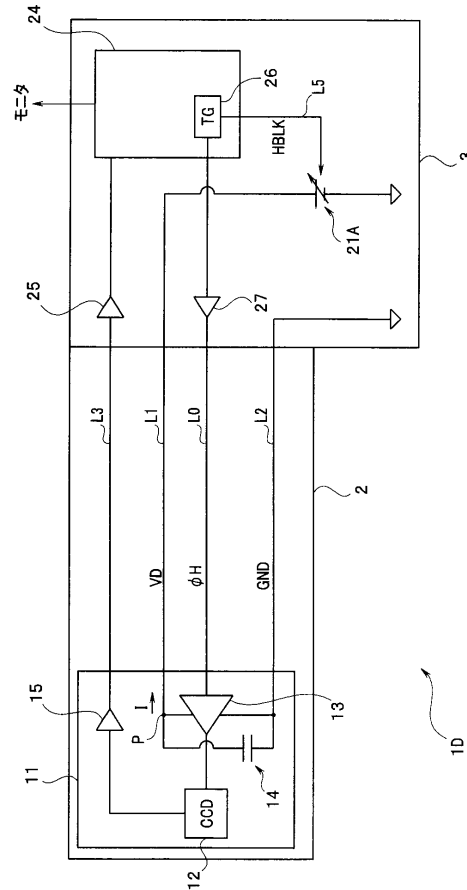
【図 4】



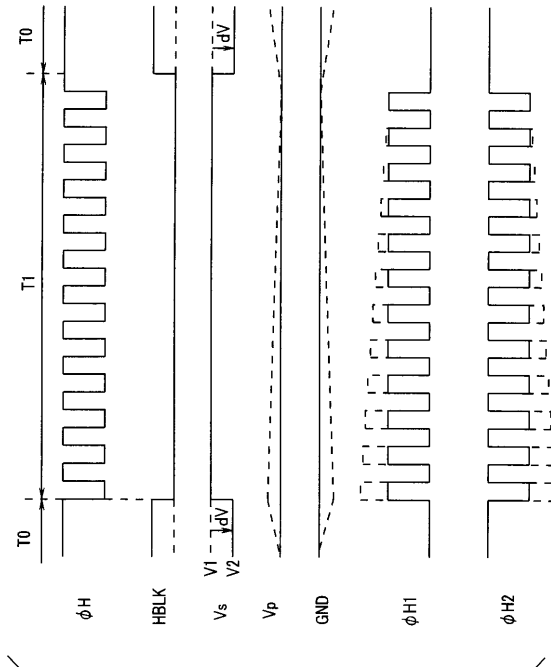
【図 5】



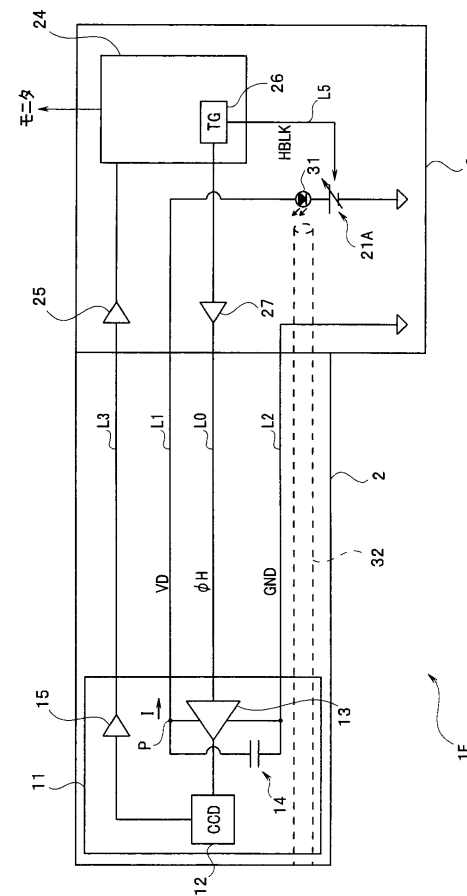
【図 6】



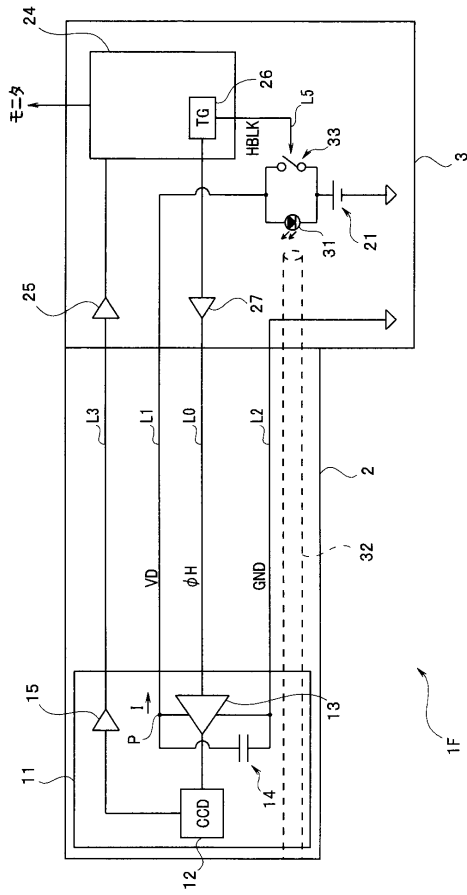
【図 7】



【図 8】



【 図 9 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 BB01 CC06 JJ06 JJ17 LL02 NN01 QQ02 QQ06 QQ07 SS03
SS12
5C054 BA01 CC07 HA12

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2014200637A	公开(公告)日	2014-10-27
申请号	JP2013084308	申请日	2013-04-12
[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	横濱智洋		
发明人	横濱 智洋		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/045 G02B23/2484 H04N5/23203 H04N5/23241 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/06.A G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.680 A61B1/05 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/GA02 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/JJ06 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/SS03 4C161/SS12 5C054/BA01 5C054/CC07 5C054/HA12		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	13/858327 2013-04-08 US		
其他公开文献	JP6153370B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜装置，该内窥镜装置能够防止电源引线的电压下降量的差异并且使提供给波形整形电路的电源电压保持恒定。[解决方案] 内窥镜装置1具有在顶端部11具有CCD 12的插入部2和主体部3。内窥镜装置1设置在插入部2的前端部11处，并具有对CCD 12的驱动信号的波形进行整形的波形整形电路13和使对波形整形电路13的电源电压稳定的稳定电路14。并且连接到提供波形整形电路13的电源电压的电源线的恒定电流源22和当波形整形电路13不工作时的波形整形电路13的电源电压是波形整形电路13工作时的电源。根据波形整形电路13的工作状态，提供用于从电源线向恒流源22汲取预定电流的晶体管23和TG 26，以使电压之间的电位差变小。[选型图]图1

