

(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2011-224263

(P2011-224263A)

(43) 公開日 平成23年11月10日(2011.11.10)

|                                |                      |             |
|--------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl.                   | F I                  | テーマコード (参考) |
| <b>A 6 1 B</b> 1/04 (2006.01)  | A 6 1 B 1/04 3 6 2 J | 2 H 0 4 O   |
| <b>G 0 2 B</b> 23/24 (2006.01) | A 6 1 B 1/04 3 7 2   | 4 C 0 6 1   |
|                                | G 0 2 B 23/24 B      | 4 C 1 6 1   |

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2010-99051 (P2010-99051)  
 (22) 出願日 平成22年4月22日 (2010. 4. 22)

(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  
 (74) 代理人 100076233  
 弁理士 伊藤 進  
 (72) 発明者 菅野 照雄  
 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 DA18 GA02 GA11  
 4C061 AA29 CC06 JJ11 LL02 NN03  
 UU09  
 4C161 AA29 CC06 JJ11 LL02 NN03  
 UU09

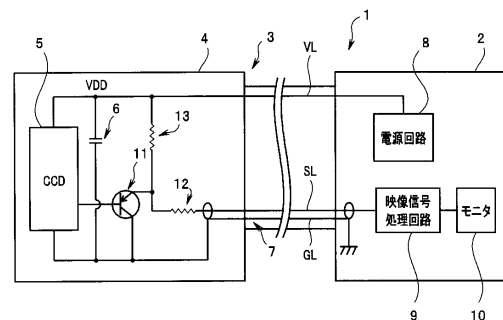
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

## (57) 【要約】

【課題】撮像素子の出力回路として、過電圧保護回路のないトランジスタの回路を使用した場合に、映像信号ラインと接地ラインが短絡しても、トランジスタが破壊しない内視鏡装置を提供する。

【解決手段】内視鏡装置1は、映像信号処理回路9を有する本体部2と内視鏡とを有する。内視鏡は、エミッタが抵抗器13を介して電源に接続され、コレクタが接地され、かつCCD5からの映像信号処理回路9への出力信号がベースに入力されるPNP型トランジスタ11、又はソースが抵抗器13を介して電源に接続され、ドレインが接地され、かつCCD5からの映像信号処理回路9への出力信号がゲートに入力されるP型チャンネル電界効果トランジスタを含む内視鏡先端部を有する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

映像信号処理回路を有する本体部と、  
エミッタが抵抗成分を有する素子を介して電源に接続され、コレクタが接地され、かつ撮像素子からの前記映像信号処理回路への出力信号がベースに輸入されるPNP型トランジスタ、

又は

ソースが抵抗成分を有する素子を介して電源に接続され、ドレインが接地され、かつ撮像素子からの前記映像信号処理回路への出力信号がゲートに輸入されるP型チャンネル電界効果トランジスタ

を含む内視鏡先端部を有する内視鏡挿入部と、  
を有することを特徴とする内視鏡装置。

**【請求項 2】**

前記抵抗成分を有する素子は、前記本体部内あるいは前記内視鏡先端部内において、前記電源と前記出力信号の映像信号ライン間に設けら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 3】**

前記抵抗成分を有する素子は、前記内視鏡挿入部と前記本体部とを接続するコネクタ内において、前記電源と前記出力信号の映像信号ライン間に設けら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】**

前記コネクタは、前記内視鏡挿入部を前記本体部に対して着脱自在にするコネクタであることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 5】**

前記抵抗成分を有する素子は、前記コネクタの前記内視鏡挿入部側のコネクタ部に設けられてい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】**

前記抵抗成分を有する素子は、前記コネクタの前記本体部側のコネクタ部に設けられてい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 7】**

前記内視鏡先端部からの映像信号は、同軸ケーブルにより前記本体部に接続されることを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 つに記載の内視鏡装置。

**【請求項 8】**

前記撮像素子は、CCDであることを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれか 1 つ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、内視鏡装置に関する。

**【背景技術】****【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。ユーザは、内視鏡装置の挿入部を被検体の観察したい部分に向けてることにより、挿入部の先端部に設けられた撮像素子により撮像された被検体映像をモニタに表示させて、被検体の検査等を行うことができる。

**【0003】**

図 6 は、従来の内視鏡装置の構成を説明するための構成図である。内視鏡装置 101 は、本体部 102 と、本体部 102 に接続された挿入部 103 を含んで構成される。挿入部 103 の先端部 104 には、撮像素子としての CCD 105 と、コンデンサ 106 と、出力用のバッファ回路 107 が含まれる。本体部 102 は、電源回路 108 と、映像信号処理

10

20

30

40

50

回路 109 と、映像表示用のモニタ 110 を含んで構成されている。先端部 104 と映像信号処理回路 109 は、映像信号ライン SL と接地ライン GL を含む同軸ケーブル 111 により接続されている。同軸ケーブル 111 は、電源用の電源ライン VL とは別に設けられている。コンデンサ 106 は、高周波領域における電源 VDD のインピーダンスを下げるための電源バイパス用コンデンサである。

【0004】

CCD 105 の出力は、バッファ回路 107 を介して映像信号処理回路 109 に供給される。映像信号処理回路 109 は、受信した映像信号を処理して、モニタ 110 に映像信号に基づく映像を表示させる。

【0005】

CCD 105 自体の出力回路のドライブ能力は高くないので、CCD 105 の出力が直近で映像信号処理回路 109 に接続される場合は、CCD 105 と映像信号処理回路 109 は直接接続することができる。しかし、内視鏡装置のように、CCD 105 の出力が長い挿入部 103 の長い信号ラインを介して映像信号処理回路 109 に接続される場合は、バッファ回路 107 を利用してドライブ能力を高くする必要がある。

【0006】

そのバッファ回路 107 は、エミッタフォロワ回路であり、駆動用のトランジスタ（図 6 では 2 段のトランジスタ）と、過電圧保護用の複数のダイオードと抵抗器を含む。図 6 のバッファ回路 107 は、4 つのピンを有する IC チップである。このバッファ回路 107 により、映像信号ラインと接地ラインが短絡しても、トランジスタが破壊されないように保護される。

【0007】

また、過電圧保護機能を有しない出力バッファ回路を用いた内視鏡装置も提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献 1】特開 2009 - 148446 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかし、上述したバッファ回路 107 は、図 6 に示すように駆動用のトランジスタと、複数のダイオードと複数の抵抗器を含む。そのため、その IC チップ自体は、小さいとはいえチップのピンも複数有し、サイズも例えば 2 mm 角はあり、内視鏡の先端部 104 の大きさに対して比較的大きい。例えば、挿入部 103 の径が 5 mm 等の内視鏡装置の挿入部 103 の先端部 104 のような小さい容積の中では、その IC チップ自体は、比較的大きな容積を占めてしまう。よって、挿入部 103 のさらなる細径化を進める上では、バッファ回路 104 の大きさは、細径化の障害になっている。

【0010】

そして、同軸ケーブル 111 の映像信号ライン SL の内部導体と接地ライン GL の外部導体が、バッファ回路 107 のそれぞれの端子ピンに半田付けにより接続される。

同軸ケーブルは例えば 0.3 mm の細さであり、バッファ回路 107 の IC チップも上述したように非常に小さいので、半田付けは、非常に細心の注意を必要とし作業性が悪い。半田付けが注意深く行われなければ、芯線である内部導体と外側線である外部導体との短絡、熱により絶縁層の溶解等が発生する。

【0011】

また、挿入部の先端部の細径化のために、図 6 のようなバッファ回路を用いなくて、CCD 105 の出力段に単体のトランジスタによるエミッタフォロワ回路を用いることもできる。図 7 は、CCD の出力回路に、単体のトランジスタによるエミッタフォロワ回路を用いた例を示す構成図である。図 7 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

10

20

30

40

50

ている。

【0012】

内視鏡装置 101Aにおいて、CCD 105の出力は、単体のトランジスタ 121を介して映像信号処理回路 109へ供給される。トランジスタ 121は、NPN型トランジスタである。トランジスタ 121のエミッタは抵抗器 122を介して同軸ケーブル 111の映像信号ラインSLに接続されている。さらに、トランジスタ 121のエミッタは抵抗器 123を介して同軸ケーブル 111の接地ラインGLにも接続されている。抵抗器 122は、高周波の画像信号を同軸ケーブル 111の映像信号ラインSLに歪みなく送信するためのインピーダンス整合用抵抗器である。抵抗器 123は、トランジスタ 121をバッファ回路として動作させるために、トランジスタ 121に一定のエミッタ電流を常時流しておくための抵抗器である。

10

【0013】

図7の場合、通常時、電流は、電源VDDからトランジスタ 121と抵抗器 123を介して接地ラインGLに流れる。

しかし、映像信号ラインSLと接地ラインGLが短絡すると、抵抗器 122の抵抗値は、抵抗器 123の抵抗値よりも小さいので、抵抗器 122には過大な電流が流れる。その結果、トランジスタ 121あるいは抵抗器 122が破壊する。

【0014】

内視鏡装置の場合、電源電圧は10数ボルトの電圧で比較的高圧である。よって、そのような短絡等があると、トランジスタ 121は、許容電力損失が小さいと、容易に破壊されてしまう。

20

【0015】

また、同様に、図8に示すような、CCD 105の出力段に単体のトランジスタによるエミッタフォロワ回路を用いることもできる。図8は、CCDの出力回路に、単体のトランジスタによるエミッタフォロワ回路を用いた他の例を示す構成図である。図8では、抵抗器 123は、トランジスタ 121のエミッタに直接接続せず、抵抗器 122と映像信号ラインSLを介して接続されている。抵抗器 123は、抵抗器 122と映像信号ラインSLを介してトランジスタ 121のエミッタに接続されていても、図7と同様の機能を果たす。図8において、図7と同じ構成要素については同じ符号を付している。

【0016】

30

図8の場合も、通常時、電流は、電源VDDからトランジスタ 121、抵抗器 122、映像信号ラインSL及び映像信号処理回路 109を介して接地ラインGLに流れる。

しかし、映像信号ラインSLと接地ラインGLが短絡すると、抵抗器 122の抵抗値は、抵抗器 123の抵抗値よりも小さいので、電流は、電源VDDからトランジスタ 121、抵抗器 122及び映像信号ラインSLを介して接地ラインGLに流れる。すなわち、抵抗器 122には過大な電流が流れる。その結果、トランジスタ 121あるいは抵抗器 122が破壊する。

【0017】

従って、図7と図8に示すように、挿入部の細径化のために単体のトランジスタを使用することができるが、そのトランジスタの許容電力損失が小さいと、短絡時にトランジスタが破壊されてしまうという問題があった。

40

【0018】

また、短絡によりトランジスタが破壊した場合に、先端部 104からトランジスタだけを取り替えるということも、内視鏡先端部における作業スペースが狭く、容易ではない。

【0019】

そこで、本発明は、撮像素子の出力回路として、過電圧保護回路のないトランジスタの回路を使用した場合に、映像信号ラインと接地ラインが短絡しても、トランジスタが破壊しない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】

【0020】

50

本発明の一態様によれば、映像信号処理回路を有する本体部と、エミッタが抵抗成分を有する素子を介して電源に接続され、コレクタが接地され、かつ撮像素子からの前記映像信号処理回路への出力信号がベースに inputs されるPNP型トランジスタ、又はソースが抵抗成分を有する素子を介して電源に接続され、ドレインが接地され、かつ撮像素子からの前記映像信号処理回路への出力信号がゲートに inputs されるP型チャンネル電界効果トランジスタを含む内視鏡先端部を有する内視鏡挿入部と、を有する内視鏡装置を提供することができる。

【発明の効果】

【0021】

本発明の内視鏡装置によれば、撮像素子の出力回路として、過電圧保護回路のないトランジスタの回路を使用した場合に、映像信号ラインと接地ラインが短絡しても、トランジスタが破壊しない。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本発明の第1の実施の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】本発明の第2の実施の形態に係わる内視鏡装置1Aの構成を示す構成図である。

【図3】本発明の第3の実施の形態に係わる内視鏡装置1Bの構成を示す構成図である。

【図4】本発明の第3の実施の形態の変形例に係る内視鏡装置1Cの構成を示す構成図である。

【図5】本発明の第1の実施の形態に係わる、トランジスタとしてP型チャンネルFETを用いた内視鏡装置1Dの構成を示す構成図である。

【図6】従来の内視鏡装置の構成を説明するための構成図である。

【図7】CCDの出力回路に、単体のトランジスタによるエミッタフォロウ回路を用いた例を示す構成図である。

【図8】CCDの出力回路に、単体のトランジスタによるエミッタフォロウ回路を用いた他の例を示す構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

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の実施の形態)

(構成)

まず図1に基づき、本実施の形態に係わる内視鏡装置の構成を説明する。図1は、本実施の形態に係わる内視鏡装置の構成を示す構成図である。

【0024】

図1に示すように、内視鏡装置1は、本体部2と、本体部2に接続された内視鏡の挿入部3とを含んで構成されている。挿入部3の先端部4には、撮像素子としてのCCD5と、電源バイパス用のコンデンサ6と、コレクタ接地のPNP型トランジスタ11と、抵抗器12、13とが含まれる。CCD5の出力は、PNP型トランジスタ11と抵抗器12を介して本体部の映像信号処理回路9に出力される。CCD5の出力は、PNP型トランジスタ11のベースに接続されている。

【0025】

PNP型トランジスタ11のエミッタは、抵抗器12と13の接続点に接続されている。抵抗器13の前記接続点とは反対側は、電源ラインVLに接続されている。

抵抗器12の抵抗値は、抵抗器13の抵抗値よりも小さい。例えば、抵抗器12は略50オームで、抵抗器13は、略300オームである。

【0026】

抵抗器12の前記接続点とは反対側は、映像信号ラインSLに接続されている。PNP型トランジスタ11のコレクタは、接地ラインGLに接続されている。同軸ケーブル7の芯線と外側線が、それぞれ映像信号ラインSLと接地ラインGLである。

【0027】

10

20

30

40

50

すなわち、内視鏡の挿入部 3 は、先端部 4 内に PNP 型トランジスタ 11 を含む内視鏡の先端部 4 を有する。そして、PNP 型トランジスタ 11 では、エミッタは、抵抗成分を有する素子である抵抗器 13 を介して電源回路 8 からの電源に接続され、コレクタは接地され、かつ撮像素子である CCD 5 からの映像信号処理回路 9 への出力信号がベースに入力されている。

#### 【0028】

本体部 2 は、電源回路 8 と、映像信号処理回路 9 と、映像表示用のモニタ 10 を含んで構成されている。

#### 【0029】

先端部 4 と映像信号処理回路 9 は、映像信号ライン SL と接地ライン GL を含む同軸ケーブル 7 により接続されている。同軸ケーブル 7 は、電源用の電源ライン VL とは別に設けられている。なお、CCD 5 の駆動パルス等のための信号ラインも挿入部 3 内に挿通されているが、ここでは、図示せず、省略している。

コレクタ接地の PNP 型トランジスタ 11 は、CCD 5 の出力を、抵抗器 12 を介して映像信号処理回路 9 に供給する。映像信号処理回路 9 は、受信した映像信号を処理して、モニタ 10 に映像信号に基づく映像を表示させる。

#### (作用)

通常時、電流は、電源 VDD から抵抗器 13 と PNP 型トランジスタ 11 を介して接地ラインに流れる。

しかし、映像信号ライン SL と接地ライン GL が短絡すると、電流は、電源 VDD から抵抗器 13 と 12 を介して接地ライン GL に流れる。

#### 【0030】

これは、抵抗器 12 の抵抗値が抵抗器 13 の抵抗値よりも小さく、短絡時には PNP 型トランジスタ 11 のベース・エミッタ間には逆方向バイアスがかかるので、PNP 型トランジスタ 11 には、電流が流れないからである。従って、PNP 型トランジスタ 11 は破壊しない。

#### 【0031】

例えば、CCD 5 の出力電圧が 1.3 ボルトで、抵抗器 12 の抵抗値 R1 は 50 オームで、抵抗器 13 の抵抗値 R2 が 300 オームで、電源 VDD が 1.5 ボルトとする。

#### 【0032】

映像信号ライン SL と接地ライン GL が短絡時の PNP 型トランジスタ 11 のエミッタの電位  $V_e$  は、次の式から決定される。

#### 【0033】

$$V_e = VDD \cdot (R1 / (R1 + R2)) = 1.5 \cdot (50 / (50 + 300)) = 2.1 \text{ (V)}$$

よって、短絡時の PNP 型トランジスタ 11 のベース・エミッタ間は、逆方向バイアスとなる。

#### (効果)

以上のように、本実施の形態に係る内視鏡装置によれば、映像信号ライン SL と接地ライン GL が短絡しても、PNP 型トランジスタ 11 のベース・エミッタ間には、逆方向バイアスがかかるようになっているので、PNP 型トランジスタ 11 が破壊しない。

#### (第 2 の実施の形態)

上記第 1 の実施の形態では、抵抗器 13 は、内視鏡先端部 4 内に配置されているが、本第 2 の実施の形態は、抵抗器 13 が本体部 2 側に設けられている点が、第 1 の実施の形態と異なる。

#### 【0034】

例えば、第 1 の実施の形態の構成の場合、上記のように、CCD 5 の出力電圧が 1.3 ボルトで、抵抗器 12 の抵抗値 R1 は 50 オームで、抵抗器 13 の抵抗値 R2 が 300 オームで、電源 VDD が 1.5 ボルトとした場合、短絡時の抵抗器 12 と 13 に流れる電流  $I_1$  は、次の式から決定される。

#### 【0035】

10

20

30

40

50

$$I1=VDD / (R1+R2) = 15 / (50 + 300) = 0.043 (A)$$

この電流I1は小さいが、抵抗器13の消費電力W1は、次の式から決定される。

【0036】

$$W1=R2 * I1^2 = 300 * (0.043)^2 = 0.55 (W)$$

この消費電力W1は、十分には小さくない。もしも、抵抗器13の許容電力が0.1ワットであるとする、抵抗器13が破壊してしまう可能性がある。

【0037】

このように、抵抗器における消費電力が抵抗器の許容電力を超えて、短絡時に抵抗器が破壊されてしまうと、抵抗器13だけを取り替えることは容易ではなく、先端部全体が使用できなくなる場合が発生し得る。

上述したように、例えば、先端部4の径が4mmの先端部4の中の抵抗器13だけを交換することは極めて困難である。

【0038】

そこで、本実施の形態では、小さな先端部内に抵抗器13を設けるのではなく、抵抗器13を本体部2側に設けている。

(構成)

図2は、本実施の形態に係る内視鏡装置1Aの構成を示す構成図である。図2において、図1の内視鏡装置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2の内視鏡装置1Aは、抵抗器13の配置されている場所が本体部2である点が、図1の内視鏡装置1と異なる。

【0039】

すなわち、抵抗成分を有する素子である抵抗器13は、本体部2内において、電源と出力信号の映像信号ラインSL間に設けられている。

PNP型トランジスタ11のエミッタは、抵抗器12と同軸ケーブル7の映像信号ラインSLとを介して、映像信号処理回路9に接続されている。また、映像信号処理回路9には、一端が電源VDDに接続された抵抗器13の他端が接続されている。

(作用)

通常時、電流は、電源VDDから、抵抗器13、同軸ケーブル7の映像信号ラインSL、抵抗器12及びPNP型トランジスタ11を介して接地ラインGLに流れる。

しかし、映像信号ラインSLと接地ラインGLが短絡すると、電流は、電源VDDから、抵抗器13を介して接地ラインGLに流れる。

【0040】

これは、短絡時にPNP型トランジスタ11のベース・エミッタ間には逆方向バイアスがかかるので、PNP型トランジスタ11と抵抗器12には、電流が流れないからである。従って、PNP型トランジスタ11は破壊しない。

【0041】

上記同様に、例えば、CCD5の出力電圧が1.3ボルトで、抵抗器12の抵抗値R1は50オームで、抵抗器13の抵抗値R2が300オームで、電源VDDが15ボルトとする。

【0042】

短絡時に抵抗器13に流れる電流I2は、次の式から決定される。

【0043】

$$I2 = VDD / R2 = 15 / 300 = 0.05 (A)$$

このときの消費電力W2は、次の式から決定される。

【0044】

$$W2=R2 * (I2)^2 = 300 * (0.05)^2 = 0.75 (W)$$

よって、抵抗器13の許容電力が例えば0.1ワットである、抵抗器13は破壊する虞があるが、抵抗器13は、本体部2にあるため、作業スペースは広く、抵抗器13の交換は容易である。

(効果)

以上のように、本実施の形態に係る内視鏡装置によれば、映像信号ラインSLと接地ライ

10

20

30

40

50

ンGLが短絡しても、PNP型トランジスタ 1 1 のベース・エミッタ間には、逆方向バイアスがかかるようになっているので、PNP型トランジスタ 1 1 が破壊しない。さらに、抵抗器 1 3 が破壊しても、その交換は容易である。

(第3の実施の形態)

上記第2の実施の形態では、抵抗器 1 3 は、本体部 2 側に配置されているが、本第3の実施の形態は、抵抗器 1 3 が本体部 2 と内視鏡のコネクタ部に設けられている点が、第2の実施の形態と異なる。

(構成)

図3は、本実施の形態に係る内視鏡装置 1 Bの構成を示す構成図である。図3に示すように、本実施の形態の内視鏡装置 1 Bでは、内視鏡の挿入部 3 を本体部 2 に対して着脱自在にするために、挿入部 3 の途中にコネクタ 3 1 が設けられている。コネクタ 3 1 は、挿入部 3 側のコネクタ部 3 1 a と、本体部 2 側のコネクタ部 3 1 b とからなる。

なお、コネクタ部 3 1 b は、本体部 2 側に固定されていてもよい。例えば、コネクタ 3 1 は、コネクタ部 3 1 b が本体部 2 に配設され、挿入部 3 側のコネクタ 3 1 a を本体部 2 に直付けするようなコネクタであってもよい。

【0045】

コネクタ 3 1 は、本体部 2 と挿入部 3 間の電源ラインVLと、同軸ケーブル 7 の映像信号ラインSLと、接地ラインGLを電氣的に接続するコネクタである。なお、CCD 5 の水平及び垂直の駆動信号ライン等(図示せず)も、本体部 2 と挿入部 3 間でコネクタ 3 1 によって電氣的に接続されている。

抵抗器 1 3 は、コネクタ部 3 1 a 内において、電源ラインVLと映像信号ラインSL間に設けられている。

すなわち、抵抗成分を有する素子である抵抗器 1 3 は、内視鏡の先端部 4 を含む挿入部 3 と本体部 2 とを接続するコネクタ内において、電源と出力信号の映像信号ラインSL間に設けられている。

(作用)

通常時、電流は、電源VDDから、抵抗器 1 3、同軸ケーブル 7 の映像信号ラインSL、抵抗器 1 2 及びPNP型トランジスタ 1 1 を介して接地ラインGLに流れる。

しかし、映像信号ラインSLと接地ラインGLが短絡すると、電流は、電源VDDから、抵抗器 1 3 を介して接地ラインGLに流れる。

【0046】

すなわち、通常時と短絡時の電流の流れは、第2の実施の形態と同様である。よって、PNP型トランジスタ 1 1 は破壊しない。

【0047】

さらに、第2の実施の形態と同様に、抵抗器 1 3 は、許容電力が低いと破壊されるが、挿入部 3 側のコネクタ部 3 1 a 内に設けられているため、作業スペースは広く、抵抗器 1 3 の交換は容易である。

(効果)

以上のように、本実施の形態に係る内視鏡装置によれば、映像信号ラインSLと接地ラインGLが短絡しても、PNP型トランジスタ 1 1 のベース・エミッタ間には、逆方向バイアスがかかるようになっているので、PNP型トランジスタ 1 1 が破壊しない。さらに、抵抗器 1 3 が破壊されても、抵抗器 1 3 は、コネクタ 3 1 内にあるので、交換が容易である。

(変形例)

なお、図3では、抵抗器 1 3 は、コネクタ部 3 1 a に配置されたが、コネクタ部 3 1 b に配置してもよい。図4は、第3の実施の形態の変形例に係る内視鏡装置 1 Cの構成を示す構成図である。図4に示すように、抵抗器 1 3 は、コネクタ 3 1 の本体部 2 側のコネクタ部 3 1 b 内において、電源ラインVLと映像信号ラインSL間に設けられている。

【0048】

このような構成においても、上述した図3の内視鏡装置 1 Bと同様の作用と効果を得ることができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 9 】

以上のように、上述した各実施の形態及び変形例に係る内視鏡装置によれば、映像信号ラインSLと接地ラインGLが短絡しても、PNP型トランジスタ 1 1 のベース・エミッタ間には、逆方向バイアスがかかるようになっているので、PNP型トランジスタ 1 1 は破壊しない。

## 【 0 0 5 0 】

さらになお、先端部 3 に設けられたトランジスタは、上述した各実施の形態及び変形例では、PNP型のバイポーラトランジスタであるが、さらなる変形例として、先端部 3 に設けられたトランジスタは、P型チャンネル電界効果トランジスタ（FET）でもよい。図 5 は、トランジスタとして P 型チャンネルFETを用いた内視鏡装置 1 Dの構成を示す構成図である。

10

## 【 0 0 5 1 】

図 5 に示すように、内視鏡装置 1 D において、CCD 5 の出力は、P型チャンネルFET 4 1 のゲートに接続されている。P型チャンネルFET 4 1 のソースは、抵抗器 1 2 と抵抗器 1 3 の接続点に接続されている。抵抗器 1 3 の前記接続点とは反対側は、電源ラインVLに接続されている。P型チャンネルFET 4 1 のドレインは、接地ラインGLに接続される。

## 【 0 0 5 2 】

すなわち、内視鏡の挿入部 3 は、先端部 4 内にP型チャンネル電界効果トランジスタ 4 1 を含む内視鏡の先端部 4 を有する。そして、P型チャンネル電界効果トランジスタ 4 1 では、ソースは、抵抗成分を有する素子である抵抗器 1 3 を介して電源回路 8 からの電源に接続され、ドレインは接地され、かつ撮像素子であるCCD 5 からの映像信号処理回路への出力信号がゲートに入力されている。

20

## 【 0 0 5 3 】

図 5 の構成において、P型チャンネルFET 4 1 は、上記のPNP型トランジスタ 1 1 と略同一の動作をする。

従って、図 5 の内視鏡装置 1 Dにおいても、図 1 の内視鏡装置 1 と同様に、映像信号ラインSLと接地ラインGLが短絡しても、P型チャンネルFET 4 1 のゲート・ソース間には、逆方向バイアスがかかるようになっているので、P型チャンネルFETが破壊しない。

## 【 0 0 5 4 】

さらになお、図 5 の内視鏡装置 1 Dは、図 1 の構成におけるPNP型トランジスタ 1 1 をP型チャンネルFETに置き換えた構成であるが、図 2 から図 4 の内視鏡装置におけるPNP型トランジスタをP型チャンネルFETに置き換えても、図 2 から図 4 のそれぞれと同様の動作と効果を有する。

30

## 【 0 0 5 5 】

以上説明したように、上述した各実施の形態及び各変形例によれば、撮像素子の出力回路として、過電圧保護回路のないトランジスタの回路を使用した場合に、映像信号ラインと接地ラインが短絡しても、トランジスタが破壊しない内視鏡装置を提供することができる。

## 【 0 0 5 6 】

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。

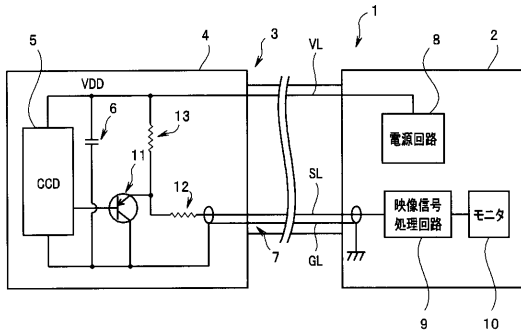
40

## 【 符号の説明 】

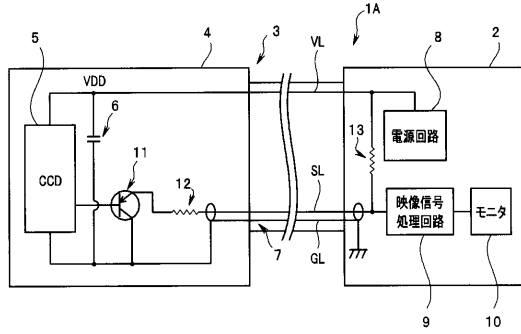
## 【 0 0 5 7 】

1、1 B、1 C、1 D、1 0 1、1 0 1 A、1 0 1 B 内視鏡装置、2、1 0 2 本体部、3、1 0 3 内視鏡、4、1 0 4 先端部、5、1 0 5 CCD、6、1 0 6 コンデンサ、7、1 1 1 同軸ケーブル、8、1 0 8 電源回路、9、1 0 9 映像信号処理回路、1 0、1 1 0 モニタ、1 1 PNP型トランジスタ、3 1 コネクタ、3 1 a、3 1 b コネクタ部、4 1 P型チャンネルFET

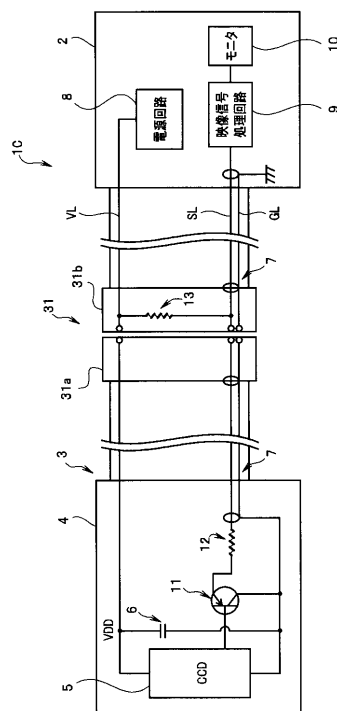
【図 1】



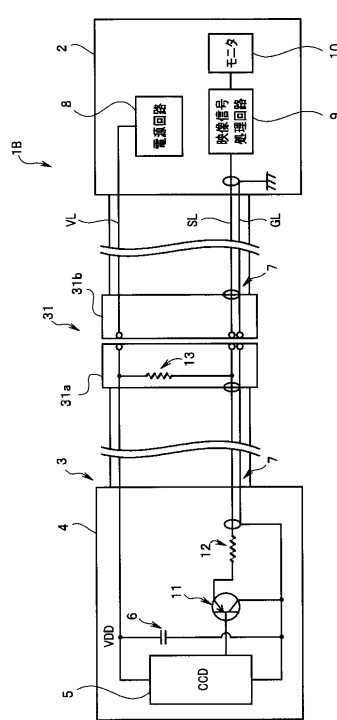
【図 2】



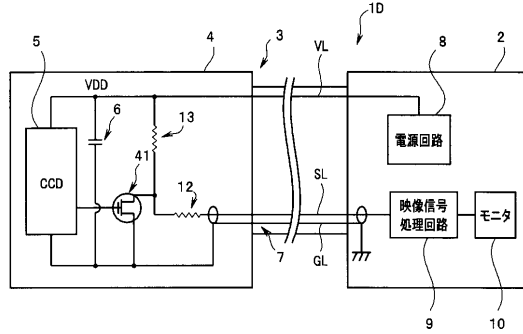
【図 4】



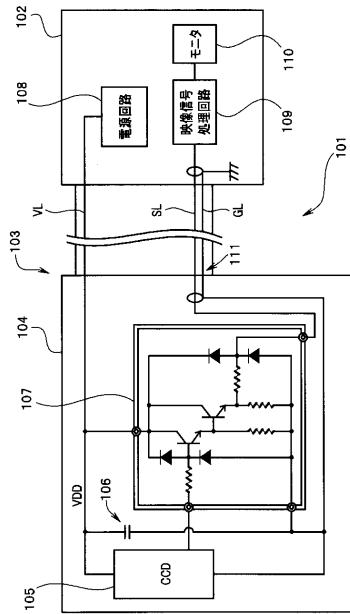
【図 3】



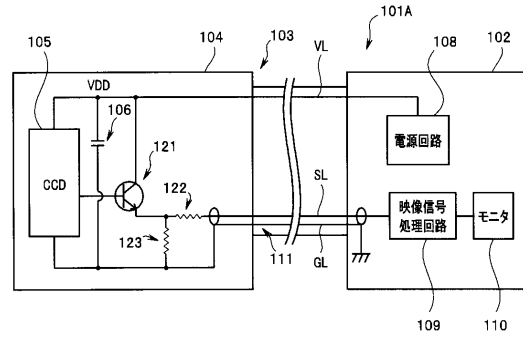
【図 5】



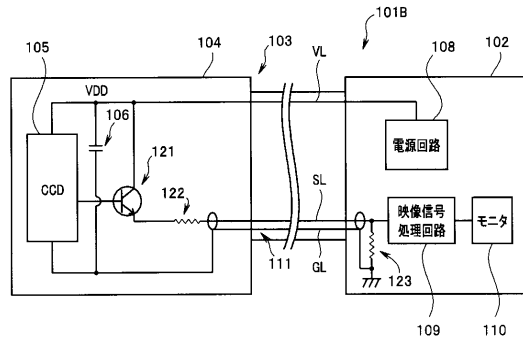
【図 6】



【図 7】



【図 8】



要解决的问题：提供一种内窥镜装置，其中即使当没有过压保护电路的晶体管的电路用作成像元件的输出电路时，即使视频信号线和地线短路，晶体管也不会断开。内窥镜装置1包括具有图像信号处理电路9和内窥镜的主体部分2。内窥镜具有PNP型晶体管11，其发射极通过电阻器13连接到电源，电阻器13的集电极接地并且其从CCD 5到视频信号处理电路9的输出信号输入到基极，内窥镜远端部分包括P型沟道场效应晶体管，其通过电阻器13连接到电源并且其漏极接地并且来自CCD 5的输出信号输入到其栅极的视频信号处理电路9。点域1

