

(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2019-146744
(P2019-146744A)

(43) 公開日 令和1年9月5日(2019.9.5)

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

A 6 1 B 1/045 (2006.01) A 6 1 B 1/045 6 1 1 2 H 0 4 O

A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 6 8 4 4 C 1 6 1

G O 2 B 23/24 (2006.01) G O 2 B 23/24 B

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2018-33127 (P2018-33127)

(22) 出願日 平成30年2月27日 (2018.2.27)

(71) 出願人 000113263
H O Y A 株式会社
東京都新宿区西新宿六丁目 1 O 番 1 号

(74) 代理人 110002572
特許業務法人平木国際特許事務所

(72) 発明者 箕浦 晋平
東京都新宿区西新宿六丁目 1 O 番 1 号 H
O Y A 株式会社内

F ターム (参考) 2H040 FA13 GA02 GA11
4C161 CC06 JJ12 JJ15 LL02

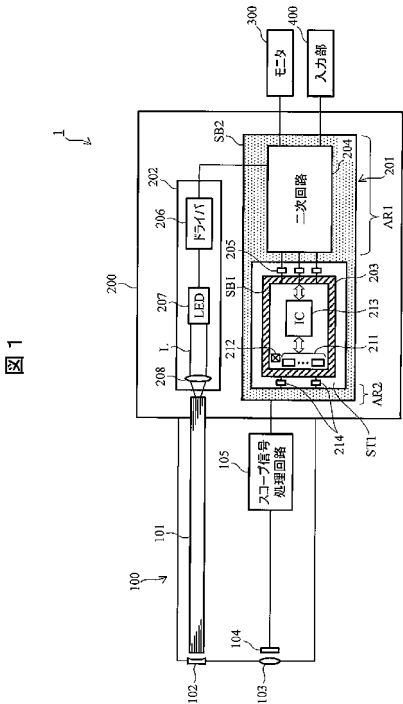
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、及びプロセッサ

(57) 【要約】

【課題】 過大な静電気ノイズが発生した場合でも各種回路の誤動作、動作停止、故障などを防止する。

【解決手段】 患者回路 2 0 3 は、信号入力端子 2 1 1 と、電源端子 2 1 2 と、信号入力端子 2 1 1 から信号を入力されて信号処理を実行する I C チップ 2 1 3 と、患者回路 2 0 3 と二次回路 2 0 4 との間に接続される Y コンデンサ 2 1 4 とを備える。二次回路 2 0 4 は、内視鏡 1 0 0 から見て患者回路 2 0 3 よりも遠い位置にある第 1 領域 A R 1 と、内視鏡 1 0 0 から見て患者回路 2 0 3 よりも近い位置にある第 2 領域 A R 2 とを有する。Y コンデンサ 2 1 4 は、第 2 領域 A R 2 にある二次基板 S B 2 と、患者基板 S B 1 との間に接続される。信号入力端子 2 1 1 と Y コンデンサ 2 1 4 との間の距離、及び信号入力端子 2 1 1 と電源端子 2 1 2 との間の距離は、信号入力端子 2 1 1 と I C チップ 2 1 3 との間の距離よりも短い。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

撮像部を有する内視鏡と、
前記撮像部からの信号に所定の信号処理を行うプロセッサと
を備えた内視鏡システムであって、
前記プロセッサは、
前記内視鏡からの信号を受信するよう構成される第 1 回路と、
前記第 1 回路から信号を受信するよう構成される第 2 回路と、
前記第 1 回路と前記第 2 回路との間に接続されるアイソレータと
を備え、
前記第 1 回路は、
前記内視鏡からの信号を入力するための信号入力端子と、
電力を供給される電源端子と、
前記信号入力端子から前記信号を入力されて所定の信号処理を実行する I C チップと、
前記第 1 回路と前記第 2 回路との間に接続されるコンデンサと
を備え、
前記信号入力端子と前記コンデンサとの間の距離、及び前記信号入力端子と前記電源端子との間の距離は、前記信号入力端子と前記 I C チップとの間の距離よりも短く設定されている
ことを特徴とする、内視鏡システム。

10

20

【請求項 2】

前記第 2 回路は、前記内視鏡から見て前記第 1 回路よりも遠い位置にある第 1 領域と、
前記内視鏡から見て前記第 1 回路よりも近い位置にある第 2 領域とを有し、
前記コンデンサは、前記第 2 領域にある前記第 2 回路と、前記第 2 領域に近接する前記第 1 回路との間に接続される、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 1 回路は、前記第 1 回路に与えられる各種電圧又は信号の基準電圧を供給される第 1 接地回路を備え、
前記第 2 回路は、前記第 2 回路に与えられる各種電圧又は信号の基準電圧を供給される第 2 接地回路を備え、
前記第 2 接地回路は、前記第 1 領域及び前記第 2 領域に位置し、
前記第 2 領域に位置する前記第 2 接地回路は、前記第 1 接地回路と前記コンデンサにより接続されている、請求項 2 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 4】

前記第 1 接地回路及び前記第 2 接地回路は、第 1 スリットにより分断され、
前記電源端子及び前記信号入力端子は、前記第 1 スリットに沿って配置されている、請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 1 回路は、前記電源端子及び前記信号入力端子を、前記 I C チップと分断する第 2 スリットを更に備える、請求項 4 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 6】

前記第 2 スリットの幅は、前記第 1 スリットの幅よりも小さい、請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記第 2 領域にある第 2 回路と第 1 回路との間において、前記コンデンサと平行に接続される抵抗素子を更に備える、請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

内視鏡からの信号を受信するよう構成される第 1 回路と、
前記第 1 回路から信号を受信するよう構成される第 2 回路と
前記第 1 回路と前記第 2 回路との間に接続されるアイソレータと、

50

を備え、

前記第 1 回路は、

前記内視鏡からの信号を入力するための信号入力端子と、

電力を供給される電源端子と、

前記信号入力端子から前記信号を入力されて所定の信号処理を実行する I C チップと、

前記第 1 回路と前記第 2 回路との間に接続されるコンデンサと

を備え、

前記信号入力端子と前記コンデンサとの間の距離、及び前記信号入力端子と前記電源端子との間の距離は、前記信号入力端子と前記 I C チップとの間の距離よりも短く設定されている

10

ことを特徴とするプロセッサ。

【請求項 9】

前記第 2 回路は、前記内視鏡から見て前記第 1 回路よりも遠い位置にある第 1 領域と、前記内視鏡から見て前記第 1 回路よりも近い位置にある第 2 領域とを有し、

前記コンデンサは、前記第 2 領域にある前記第 2 回路と、前記第 2 領域に近接する前記第 1 回路との間に接続される、請求項 8 に記載のプロセッサ。

【請求項 10】

前記第 1 回路は、前記第 1 回路に与えられる各種電圧又は信号の基準電圧を供給される第 1 接地回路を備え、

前記第 2 回路は、前記第 2 回路に与えられる各種電圧又は信号の基準電圧を供給される第 2 接地回路を備え、

20

前記第 2 接地回路は、前記第 1 領域及び前記第 2 領域に位置し、

前記第 2 領域に位置する前記第 2 接地回路は、前記第 1 接地回路と前記コンデンサにより接続されている、請求項 9 に記載のプロセッサ。

【請求項 11】

前記第 1 接地回路及び前記第 2 接地回路は、第 1 スリットにより分断され、

前記電源端子及び前記信号入力端子は、前記第 1 スリットに沿って配置されている、請求項 10 に記載のプロセッサ。

【請求項 12】

前記第 1 回路は、前記電源端子及び前記信号入力端子を、前記 I C チップと分断する第 2 スリットを更に備える、請求項 11 に記載のプロセッサ。

30

【請求項 13】

前記第 2 スリットの幅は、前記第 1 スリットの幅よりも小さい、請求項 12 に記載のプロセッサ。

【請求項 14】

前記第 2 領域にある第 2 回路と第 1 回路との間において、前記コンデンサと平行に接続される抵抗素子を更に備える、請求項 9 に記載のプロセッサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

40

本発明は、内視鏡システム、及び内視鏡システムに用いられるプロセッサに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡システムでは、内視鏡本体には C M O S センサや C C D などの撮像素子が搭載され、内視鏡本体に接続されるプロセッサにも I C チップや電源回路など様々な電子回路が搭載され、様々な電圧や信号が入力され出力される。このため、内視鏡システムにおいては、安全性の確保のための絶縁対策が施されるとともに、画質劣化や誤動作などを抑止するための E M C (Electromagnetic Capability) 対策が採られている (例えば、特許文献 1 参照)。

【0003】

50

内視鏡関連製品に関する E M C の新規格が発行され、それに伴い、従来規格よりも過大な静電気ノイズが静電気放電試験において内視鏡システムに印加されることとなった。従来の内視鏡システムの回路構成では、静電気ノイズに基づく電流が流れる経路上に I C チップ等の電子回路が存在するため、過大な静電気ノイズが発生すると、試験中の各種回路の誤動作や動作停止が生じ、更には電子回路の故障が発生する虞がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2017-158948号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明は、過大な静電気ノイズが発生した場合でも各種回路の誤動作、動作停止、故障などを防止することができる内視鏡システム、及びプロセッサを提供することを目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記の課題を解決するため、本発明に係る内視鏡システムは、撮像部を有する内視鏡と、前記撮像部からの信号に所定の信号処理を行うプロセッサとを備えた内視鏡システムである。前記プロセッサは、前記内視鏡からの信号を受信するよう構成される第1回路と、前記第1回路から信号を受信するよう構成される第2回路と、前記第1回路と前記第2回路との間に接続されるアイソレータを備える。前記第1回路は、前記内視鏡からの信号を入力するための信号入力端子と、電力を供給される電源端子と、前記信号入力端子から前記信号を入力されて所定の信号処理を実行する I C チップと、前記第1回路と前記第2回路との間に接続されるコンデンサとを備える。前記信号入力端子と前記コンデンサとの間の距離、及び前記信号入力端子と前記電源端子との間の距離は、前記信号入力端子と前記 I C チップとの間の距離よりも短く設定されている。

【0007】

また、本発明に係るプロセッサは、内視鏡からの信号を受信するよう構成される第1回路と、前記第1回路から信号を受信するよう構成される第2回路と、前記第1回路と前記第2回路との間に接続されるアイソレータと、を備える。前記第1回路は、前記内視鏡からの信号を入力するための信号入力端子と、電力を供給される電源端子と、前記信号入力端子から前記信号を入力されて所定の信号処理を実行する I C チップと、前記第1回路と前記第2回路との間に接続されるコンデンサとを備え、前記信号入力端子と前記コンデンサとの間の距離、及び前記信号入力端子と前記電源端子との間の距離は、前記信号入力端子と前記 I C チップとの間の距離よりも短く設定されている。

【0008】

前記第2回路は、前記内視鏡から見て前記第1回路よりも遠い位置にある第1領域と、前記内視鏡から見て前記第1回路よりも近い位置にある第2領域とを有し、前記コンデンサは、前記第2領域にある前記第2回路と、前記第2領域に近接する前記第1回路との間に接続されることができる。

【0009】

本発明に係る内視鏡システム又はプロセッサにおいて、前記第1回路は、前記第1回路に与えられる各種電圧又は信号の基準電圧を供給される第1接地回路を備え、前記第2回路は、前記第2回路に与えられる各種電圧又は信号の基準電圧を供給される第2接地回路を備えることができる。この場合、前記第2接地回路は、前記第1領域及び前記第2領域に位置し、前記第2領域に位置する前記第2接地回路は、前記第1接地回路と前記コンデンサにより接続され得る。

【0010】

また、前記第1接地回路及び前記第2接地回路は、第1スリットにより分断することが

10

20

30

40

50

できる。この場合、前記電源端子及び前記信号入力端子は、前記第１スリットに沿って配置され得る。

また、前記第１回路は、前記電源端子及び前記信号入力端子を、前記ＩＣチップと分断する第２スリットを更に備えることができる。前記第２スリットの幅は、前記第１スリットの幅よりも小さくすることができる。

【００１１】

また、前記第２領域にある第２回路と第１回路との間において、前記コンデンサと平行に接続される抵抗素子を更に備えることができる。

【発明の効果】

【００１２】

本発明の内視鏡システム及びプロセッサによれば、過大な静電気ノイズが発生した場合でも各種回路の誤動作、動作停止、故障などを防止することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１３】

【図１】本発明の第１の実施の形態に係る内視鏡システム１の構成を示すブロック図である。

【図２】第１の実施の形態に係るプロセッサ側信号処理回路２０１のレイアウトを説明する概略図である。

【図３】従来の信号処理回路のレイアウトを説明する概略図である。

【図４】第２の実施の形態に係るプロセッサ側信号処理回路２０１のレイアウトを説明する概略図である。

【図５】第３の実施の形態に係るプロセッサ側信号処理回路２０１のレイアウトを説明する概略図である。

【発明を実施するための形態】

【００１４】

以下、添付図面を参照して本実施形態について説明する。添付図面では、機能的に同じ要素は同じ番号で表示される場合もある。なお、添付図面は本開示の原理に則った実施形態と実装例を示しているが、これらは本開示の理解のためのものであり、決して本開示を限定的に解釈するために用いられるものではない。本明細書の記述は典型的な例示に過ぎず、本開示の特許請求の範囲又は適用例を如何なる意味においても限定するものではない。

【００１５】

本実施形態では、当業者が本開示を実施するのに十分詳細にその説明がなされているが、他の実装・形態も可能で、本開示の技術的思想の範囲と精神を逸脱することなく構成・構造の変更や多様な要素の置き換えが可能であることを理解する必要がある。従って、以降の記述をこれに限定して解釈してはならない。

【００１６】

[第１の実施の形態]

図１は、本発明の第１の実施の形態に係る内視鏡システム１の構成を示すブロック図である。図１に示されるように、内視鏡システム１は、内視鏡１００、プロセッサ２００、モニター３００及び入力部４００を備えている。

【００１７】

内視鏡１００は、光ファイバ１０１と、導光レンズ１０２と、対物レンズ１０３と、撮像素子１０４と、スコープ信号処理回路１０５とを備えている。光ファイバ１０１は、プロセッサ２００内の光源ユニット２０２からの光を伝送するための光伝送路であり、内視鏡１００の長手方向に沿って延びている。導光レンズ１０２は、光ファイバ１０１の光出射面から出射された光を集光させて外部に射出させるレンズである。

【００１８】

対物レンズ１０３は、被写体からの光を集光させて撮像素子１０４に結像させるためのレンズである。撮像素子１０４は、例えばＣＭＯＳイメージセンサ、又はＣＣＤであり、

10

20

30

40

50

光信号を電気信号に変換する。スコープ信号処理回路105は、撮像素子104で得られた電気信号に所定の信号処理を行う。一例として、スコープ信号処理回路105は、撮像素子104から入力される画素信号に対して増幅処理等の信号処理を施して出力する回路とすることができる。

【0019】

なお、内視鏡100は、周知の通り、患者の体内に挿入される可撓管、オペレータにより操作される操作部、操作部とプロセッサ200との間に接続されるユニバーサルケーブル、ユニバーサルケーブルとプロセッサとを接続するコネクタなどを有しているが、図1ではこれらの構造の詳細は省略している。また、内視鏡100は、水や空気を供給するための送水・送水チャンネル（図示せず）を備えていてもよい。

10

【0020】

プロセッサ200は、プロセッサ側信号処理回路201と、光源ユニット202とを有する。

プロセッサ側信号処理回路201は、内視鏡100のスコープ信号処理回路105から入力された信号を処理してモニタ300において表示させる画像に対応する画像信号を生成する回路である。プロセッサ側信号処理回路201は、患者回路203（第1回路）と、二次回路204（第2回路）と、フォトカプラ205とを備える。

【0021】

患者回路203は、内視鏡100内のスコープ信号処理回路105と電氣的に接続されてスコープ信号処理回路105から信号を受信するように構成され、スコープ信号処理回路105とは電氣的に絶縁されていない回路であり、スコープ信号処理回路105から直接電気信号の入力を受ける。患者回路203は、各種信号（クロック信号、データ、各種命令など）を入力するための信号入力端子211と、電力を供給するための電源端子212と、ICチップ213と、Yコンデンサ214とを備えている。

20

【0022】

ICチップ213は、スコープ信号処理回路105で処理され出力された電気信号を処理する信号処理回路であり、電源端子212や信号入力端子211と接続されている。例えば、ICチップ213は、スコープ信号処理回路105より1フレーム周期で入力される画素信号に対してデモザイク処理、マトリックス演算、Y/C分離等の所定の信号処理を施して画像信号を生成する。画像信号は、フォトカプラ205を介して二次回路204に入力される。この図1の例では、患者回路203に1つのICチップ213が搭載されているが、このICチップ213は、単一のチップに限らず、複数のチップの集合であってもよい。

30

【0023】

二次回路204は、患者回路203とはフォトカプラ205を介して接続されており、患者回路203や内視鏡100とは電氣的に（直流電流に対して）絶縁されている回路である。フォトカプラ205は、アイソレータの一例であり、患者回路203の電気信号を光信号に変換して、二次回路204に向けて出力する。このフォトカプラ205の存在により、二次回路204は、患者回路203及び内視鏡100を介して患者の人体に電氣的な影響を与えることが防止される。二次回路204は、図示しない光電検出器を備えており、フォトカプラ205が出力した光信号を再び電気信号に変換する。この例では、アイソレータとしてフォトカプラ205を採用しているが、フォトカプラに代えて、他のアイソレータ、例えばパルストランスを用いたアイソレータ、GMR（Giant Magneto Resistance）アイソレータ等が使用され得る。

40

【0024】

二次回路204は、詳細は省略するが、光電検出器に加え、内視鏡システム1の全体の制御を司るプロセッサ、メモリ、後段信号処理回路等（図示せず）を備え、患者回路203からの入力信号に対し更なる処理を行って撮像された画像をモニタ300に出力するための各種制御を行うための回路である。

【0025】

50

患者回路 203 は、導体からなる患者基板 SB1（第 1 接地回路）を備え、この患者基板 SB1 上に絶縁材を介して上述した各種端子や素子を搭載して構成されている。具体的に患者基板 SB1 は、積層方向に層間絶縁膜を挟んで積層された複数の導電層を備えており、これら導電層が接地基板や信号配線又は電源配線として機能するものである。また、二次回路 204 は、導体からなる二次基板 SB2（第 2 接地回路）を備え、この二次基板 SB2 上に絶縁材を介して各種端子や素子を搭載して構成されている。具体的に二次基板 SB2 は、患者基板 SB1 と同様に、積層方向に層間絶縁膜を挟んで積層された複数の導電層を備えており、これら導電層が接地基板や信号配線又は電源配線として機能するものである。患者基板 SB1 及び二次基板 SB2 は、それぞれ接地電位（基準電位）を与えられる。この基準電位は、患者回路 203 及び二次回路 204 に与えられる各種電圧又は信号の基準電圧となる。

10

【0026】

二次基板 SB2 は、内視鏡 100 から見て患者回路 203 よりも遠い領域 AR1 も備えている一方で、内視鏡 100 から見て患者回路 203 よりも近い位置にある第 2 領域 AR2 をも有している。図 1 の例では、二次基板 SB2 は、患者基板 SB1 を領域的に包含するように形成されているが、二次基板 SB2 はこれに限定されるものではなく、少なくとも第 1 領域 AR1 と第 2 領域 AR2 の両方に二次基板 SB2 が存在していれば足りる。

【0027】

患者基板 SB1 と二次基板 SB2 とは、独立した基板であるが、両者の間にはいわゆる Y コンデンサ（Y コン）214 が接続されている。Y コンデンサ 214 は、2 つの基板 SB1 及び SB2 の間に接続されることにより、基板 SB1 と SB2 の間のインピーダンスを低下させるとともに、患者回路 203 や二次回路 204 で発生する電圧に基づく漏れ電流が患者に流れることを防止し、高周波信号が外部に放射することを防止する役割を有する。第 1 の実施の形態では、Y コンデンサ 214 は、第 2 領域 AR2 にある二次基板 SB2 と、この第 2 領域 AR2 にある二次基板 SB2 とスリット ST1 を挟んで対向する患者基板 SB1 との間に接続されている。

20

【0028】

光源ユニット 202 は、ドライバ 206、LED 207、及び集光レンズ 208 を備えている。LED 207 は、ドライバ 206 により駆動されて照射光 L を射出する。LED 207 より射出された照射光 L は、集光レンズ 208 により光ファイバ 101 の入射端面に集光される。

30

【0029】

次に、図 2 を参照して、第 1 の実施の形態に係るプロセッサ側信号処理回路 201 のレイアウトを説明する。

前述の通り、二次回路 204 の二次基板 SB2 は、第 1 領域 AR1 と第 2 領域 AR2 との 2 つの領域に設けられており、第 2 領域 AR2 の二次基板 SB2 と患者基板 SB1 とはスリット ST1 により分断されている。

【0030】

そして、スリット ST1 に沿って、複数の信号入力端子 211、及び電源端子 212 が配列されている。高電圧の静電気ノイズが発生した場合に、複数の信号入力端子 211 の配列方向に沿って静電気ノイズに基づく電流 IS を流すことができるよう、複数の信号入力端子 211 の大きさ及び配列ピッチが決定され得る。電源端子 212 は、IC チップ 213 に比べ、複数の信号入力端子 211 に対し近接した位置に配置されている。また、Y コンデンサ 214 も、IC チップ 213 との比較において、複数の信号入力端子 211 に対し近接した位置に配置される。

40

【0031】

一方、IC チップ 213 は、Y コンデンサ 214 及び電源端子 212 と比べ、信号入力端子 211 から離間した位置に配置される。Y コンデンサ 214 と信号入力端子 211 との間の距離 d1、及び電源端子 212 と信号入力端子 211 との間の距離 d2 は、信号入力端子 211 と IC チップ 213 との間の距離 d3 よりも短く設定されている。これによ

50

り、信号入力端子 2 1 1 に高電圧の静電気ノイズが入力された場合にも、その静電気ノイズに基づく電流 I S は、図 2 の矢印に示すように、Y コンデンサ 2 1 4 に向かう方向、又は電源端子 2 1 2 に向かう方向に流れ、より遠い位置にある I C チップ 2 1 3 には流れない。

【0032】

図 3 は、比較例として、従来の信号処理回路の構成と、その問題点を示している。この図 3 の比較例の信号処理装置では、二次基板 S B 2 は、患者基板 S B 1 よりも内視鏡 1 0 0 に近い側には存在せず、患者基板 S B 1 よりも内視鏡 1 0 0 から見て遠い側にのみ位置する。また、Y コンデンサ 2 1 4 c も、信号入力端子 2 1 1 c とは I C チップ 2 1 3 c から見て反対側の、I C チップ 2 1 3 c よりも内視鏡 1 0 0 から見て遠い位置に位置する。このような構成の場合に、信号入力端子 2 1 1 c に高電圧の静電気ノイズが入力されると、その静電気ノイズ信号に基づく電流 I S は、I C チップ 2 1 3 c を経由して Y コンデンサ 2 1 4 c に流れ得る。このような電流が流れると、I C チップ 2 1 3 c の誤動作や劣化、更には故障が発生し得る。

【0033】

以上説明したように、この第 1 の実施の形態によれば、過大な静電気ノイズが生じた場合でも、その静電気ノイズに基づく電流を Y コンデンサ 2 1 4 や電源端子 2 1 2 に逃がし、I C チップ 2 1 3 等には流れるのを回避することができるので、その各種回路の誤動作、動作停止、故障などを防止することができる。なお、上記の具体例では、Y コンデンサ 2 1 4 は第 2 領域 A R 2 の 2 次基板 S B 2 と患者基板 S B 1 との間に接続されるが、Y コンデンサ 2 1 4 の位置はこれに限定されるものではなく、Y コンデンサ 2 1 4 が信号入力端子 2 1 1 に対し I C チップ 2 1 3 に比べ近接する位置となっていればよい。例えば、Y コンデンサ 2 1 4 は、信号入力端子 2 1 1 の配列方向の延長線上などに配置されていても、同様の効果を奏することができる。

【0034】

[第 2 の実施の形態]

次に、本発明の第 2 の実施の形態に係る内視鏡システム、及びプロセッサについて、図 4 を参照して説明する。この第 2 の実施の形態の内視鏡システムは、プロセッサ 2 0 0 の構成が第 1 の実施の形態と異なっている。内視鏡システムの全体構成は第 1 の実施の形態（図 1）と同一であるので、重複する説明は省略する。

【0035】

図 4 は、第 2 の実施の形態のプロセッサ 2 0 0（プロセッサ側信号処理回路 2 0 1）の構成を示している。図 2 と同一の構成要素については、図 4 において図 2 と同一の参照符号を付しているので、以下では重複する説明は省略する。相違点は、I C チップ 2 1 3 と信号入力端子 2 1 1 との間にスリット S T 2 が設けられている点である。スリット S T 2 は、患者基板 S B 1 に形成され、その内部にはエポキシ樹脂等の絶縁材料が埋め込まれる。スリット S T 2 よりもスリット S T 1 に近い側にある患者基板 S B 1 上に、信号入力端子 2 1 1 及び電源端子 2 1 2 が配置され、スリット S T 2 よりも第 1 領域 A R 1 の二次基板 S B 2 に近い側にある患者基板 S B 1 上に、I C チップ 2 1 3 が配置される。

【0036】

なお、スリット S T 2 は、上述の静電気ノイズに基づく電流を遮断する機能があれば十分であり、このため、スリット S T 2 の幅は、スリット S T 1 よりも小さくすることができる。

【0037】

この構成によれば、高電圧の静電気ノイズが信号入力端子 2 1 1 に入力されると、第 1 の実施の形態と同様に、信号入力端子 2 1 1 に近接して配置された Y コンデンサ 2 1 4 に静電気ノイズに基づく電流が流れるとともに、同様に信号入力端子 2 1 1 に近接して配置された電源端子 2 1 2 にも静電気ノイズに基づく電流が流れ得る。一方、スリット S T 2 が設けられているため、静電気ノイズに基づく電流が信号入力端子 2 1 1 から I C チップ 2 1 3 に流れる可能性は、第 1 の実施の形態と比べ更に抑制され得る。

【0038】

[第3の実施の形態]

次に、本発明の第3の実施の形態に係る内視鏡システム、及びプロセッサについて、図5を参照して説明する。この第3の実施の形態の内視鏡システムは、プロセッサ200の構成が第1の実施の形態と異なっている。内視鏡システムの全体構成は第1の実施の形態(図1)と同一であるので、重複する説明は省略する。

【0039】

図5は、第3の実施の形態のプロセッサ200(プロセッサ側信号処理回路201)の構成を示している。図2と同一の構成要素については、図5において図2と同一の参照符号を付しているので、以下では重複する説明は省略する。相違点は、スリットST1において、第2領域AR2にある二次基板SB2と患者基板SB1とを接続する抵抗素子215が更に設けられている点である。この抵抗素子215は、Yコンデンサ214と平行に接続され、静電気ノイズに基づく電流がYコンデンサ214の方向に流れ易くする役割を有する。抵抗素子215の抵抗値は、スリットST1による抵抗値よりも2〜3桁程度小さい値、例えば数MΩ〜数十MΩ程度に設定され得る。信号入力端子211、電源端子212、及びICチップ213の位置関係及び距離の関係は、第1の実施の形態と同様である。

【0040】

Yコンデンサ214は、その容量が小さく、既に充電されている場合には十分に静電気ノイズに基づく電流を流すことができない場合がある。しかし、上述のような抵抗素子215が設けられることにより、Yコンデンサ214の充電電荷は抵抗素子215に向けて逐次放電される。このため、この第3の実施の形態によれば、Yコンデンサ214の放電が促進される結果、より静電気ノイズに基づく電流を流しやすくなる。

【0041】

以上、本発明のいくつかの実施の形態を説明したが、これらの実施の形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施の形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施の形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

【0042】

1…内視鏡システム、100…内視鏡、101…光ファイバ、102…導光レンズ、103…対物レンズ、104…撮像素子、105…スコープ信号処理回路、200…プロセッサ、201…プロセッサ側信号処理回路、202…光源ユニット、203…患者回路、204…二次回路、205…フォトカプラ、206…ドライバ、207…LED、208…集光レンズ、211、211C…信号入力端子、212、212C…電源端子、213、213c…ICチップ、214、214c…Yコンデンサ、215…抵抗素子、300…モニタ、400…入力部、AR1…第1領域、AR2…第2領域、SB1…患者基板、SB2…二次基板、ST1、ST2…スリット。

专利名称(译)	内窥镜系统和处理器		
公开(公告)号	JP2019146744A	公开(公告)日	2019-09-05
申请号	JP2018033127	申请日	2018-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	箕浦晋平		
发明人	箕浦 晋平		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/045.611 A61B1/00.684 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/JJ12 4C161/JJ15 4C161/LL02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了防止错误的操作，甚至在产生过多的静电噪声时各种类型的电路的操作停止，故障等。解决方案：患者电路203包括：信号输入端子211；信号输入端子211。电源端子212；IC芯片213从信号输入端子211接收信号输入并执行信号处理；当从内窥镜100观察时，次级电路204包括：第一区域AR1，其位于比患者电路203更远的位置；以及Y电容器214，其连接在患者电路203和次级电路204之间。从内窥镜100观察，Y电容器214连接在存在于第二区域AR2中的二次基板SB1与患者基板SB1之间。信号输入端子211和Y电容器214之间的距离以及信号输入端子211和电源端子212之间的距离比信号输入端子211和IC芯片213之间的距离短。

