

(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2017-64040

(P2017-64040A)

(43) 公開日 平成29年4月6日(2017.4.6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2015-193208 (P2015-193208)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成27年9月30日 (2015.9.30)		
		(74) 代理人	100083286
			弁理士 三浦 邦夫
		(74) 代理人	100166408
			弁理士 三浦 邦陽
		(72) 発明者	笹村 大樹
			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
		(72) 発明者	小林 将太郎
			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

最終頁に続く

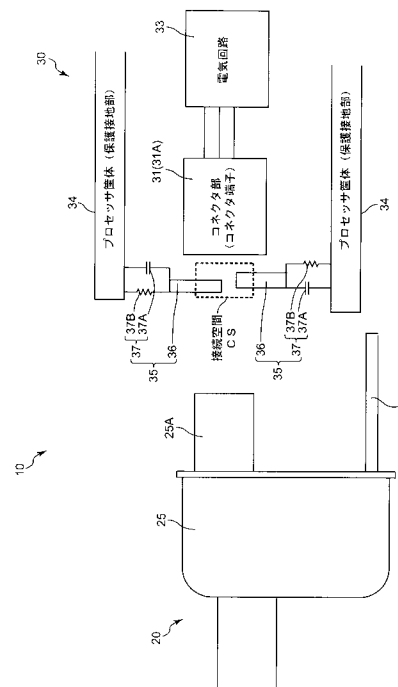
(54) 【発明の名称】 内視鏡プロセッサ及び内視鏡接続システム

(57) 【要約】

【課題】内視鏡の非接続状態であっても内視鏡プロセッサの接続部及び電子部品（IC）の静電気破壊を防止することができる内視鏡プロセッサ及び内視鏡接続システムを得る。

【解決手段】内視鏡の接続部との接続部を有する内視鏡プロセッサであって、グラウンドに接続された保護接地部と、前記保護接地部と導通されており、且つ、前記内視鏡と前記内視鏡プロセッサの非接続状態で両者の接続部の接続空間に位置する静電気誘導部と、を有することを特徴とする内視鏡プロセッサ。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡の接続部との接続部を有する内視鏡プロセッサであって、
グラウンドに接続された保護接地部と、
前記保護接地部と導通されており、且つ、前記内視鏡と前記内視鏡プロセッサの非接続
状態で両者の接続部の接続空間に位置する静電気誘導部と、
を有することを特徴とする内視鏡プロセッサ。

【請求項 2】

請求項 1 記載の内視鏡プロセッサにおいて、
前記静電気誘導部は、前記内視鏡と前記内視鏡プロセッサを両者の接続部を近付けて接
続するとき、両者の接続部が接続される前に、前記接続空間において前記内視鏡の接続部
に接触し、両者の接続部が接続された後も、前記内視鏡の接続部に継続して接触する内視
鏡プロセッサ。 10

【請求項 3】

請求項 2 記載の内視鏡プロセッサにおいて、
前記静電気誘導部は、前記内視鏡の接続部に接触して変形することで、前記内視鏡の接
続部に継続して接触する内視鏡プロセッサ。

【請求項 4】

請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡プロセッサにおいて、
前記静電気誘導部は、前記内視鏡プロセッサの接続部の周縁部から中央部に向かって延
びる導電性弾性部と、該導電性弾性部と前記保護接地部を接続するコンデンサと抵抗の並
列回路とを有している内視鏡プロセッサ。 20

【請求項 5】

請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項記載の内視鏡プロセッサにおいて、
電子部品を有する患者回路と、該患者回路と前記保護接地部を接続するインピーダンス
素子とをさらに有しており、
前記インピーダンス素子を介して前記患者回路の蓄積電荷を前記保護接地部に放電する
構成を有しており、
前記インピーダンス素子は、前記患者回路から前記保護接地部への放電経路上から前記
患者回路の電子部品を避けるような位置にレイアウトされている内視鏡プロセッサ。 30

【請求項 6】

請求項 5 記載の内視鏡プロセッサにおいて、
前記インピーダンス素子と並列に配置されて前記患者回路と前記保護接地部を接続する
放電抵抗をさらに有している内視鏡プロセッサ。

【請求項 7】

請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項記載の内視鏡プロセッサにおいて、
前記保護接地部は、前記内視鏡プロセッサの筐体に設けられており、
前記静電気誘導部は、前記内視鏡プロセッサの筐体の前記保護接地部のうち、前記内視
鏡プロセッサの接続部の直前位置に設けられている内視鏡プロセッサ。

【請求項 8】

内視鏡と内視鏡プロセッサを両者の接続部を介して接続可能とした内視鏡接続システム
であって、
前記内視鏡プロセッサは、
グラウンドに接続された保護接地部と、
前記保護接地部と導通されており、且つ、前記内視鏡と前記内視鏡プロセッサの非接続
状態で両者の接続部の接続空間に位置する静電気誘導部と、
を有することを特徴とする内視鏡接続システム。 40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡プロセッサ及び内視鏡接続システムに関し、特にこれらの静電気保護機構に関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献1には、内視鏡プロセッサと内視鏡を接続する内視鏡接続システムにおいて、内視鏡プロセッサの筐体を接地した一次グラウンド部材で構成し、内視鏡プロセッサと内視鏡の接続部に、該接続部から上記一次グラウンド部材に向かって突出する二次グラウンド部材を設けた静電気保護機構が開示されている。この静電気保護機構によれば、内視鏡プロセッサと内視鏡の接続状態で内視鏡に静電気が発生したとき、内視鏡に蓄積した電荷が二次グラウンド部材から一次グラウンド部材に放電される。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2014-18349号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、特許文献1の内視鏡接続システムは、内視鏡プロセッサに内視鏡を接続していない状態で、帯電した使用者の手などが内視鏡プロセッサの接続部（コネクタ部）に接触（接近）したときに、当該接続部に静電気（電荷）が放電し、内視鏡プロセッサの電子部品（IC）に意図しない負荷をかけるおそれがある。特に、内視鏡プロセッサの患者回路（中継処理回路）は、直接的に接地してはならないことが医療機器の規格で定められているため、静電気保護の観点で不十分になりがちであり、効果的な対策が要求されているところである。

20

【0005】

本発明は、以上の問題意識に基づいてなされたものであり、内視鏡の非接続状態であっても内視鏡プロセッサの接続部及び電子部品（IC）の静電気破壊を防止することができる内視鏡プロセッサ及び内視鏡接続システムを得ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明者らは、内視鏡の非接続状態における内視鏡プロセッサの接続部（コネクタ部）を効果的に静電気保護（静電気ブロック）するという着眼に基づいて、本発明を完成させた。

30

【0007】

本発明の内視鏡プロセッサは、内視鏡の接続部との接続部を有する内視鏡プロセッサであって、グラウンドに接続された保護接地部と、前記保護接地部と導通されており、且つ、前記内視鏡と前記内視鏡プロセッサの非接続状態で両者の接続部の接続空間に位置する静電気誘導部と、を有することを特徴としている。

【0008】

前記静電気誘導部は、前記内視鏡と前記内視鏡プロセッサを両者の接続部を近付けて接続するとき、両者の接続部が接続される前に、前記接続空間において前記内視鏡の接続部に接触し、両者の接続部が接続された後も、前記内視鏡の接続部に継続して接触することができる。

40

【0009】

前記静電気誘導部は、前記内視鏡の接続部に接触して変形することで、前記内視鏡の接続部に継続して接触することができる。

【0010】

前記静電気誘導部は、前記内視鏡プロセッサの接続部の周縁部から中央部に向かって延びる導電性弾性部と、該導電性弾性部と前記保護接地部を接続するコンデンサと抵抗の並列回路とを有することができる。

50

【 0 0 1 1 】

本発明の内視鏡プロセッサは、電子部品を有する患者回路と、該患者回路と前記保護接地部を接続するインピーダンス素子とをさらに有しており、前記インピーダンス素子を介して前記患者回路の蓄積電荷を前記保護接地部に放電する構成を有しており、前記インピーダンス素子は、前記患者回路から前記保護接地部への放電経路上から前記患者回路の電子部品を避けるような位置にレイアウトすることができる。

【 0 0 1 2 】

本発明の内視鏡プロセッサは、前記インピーダンス素子と並列に配置されて前記患者回路と前記保護接地部を接続する放電抵抗をさらに有することができる。

【 0 0 1 3 】

前記保護接地部は、前記内視鏡プロセッサの筐体に設けることができ、前記静電気誘導部は、前記内視鏡プロセッサの筐体の前記保護接地部のうち、前記内視鏡プロセッサの接続部の直前位置に設けることができる。

【 0 0 1 4 】

本発明の内視鏡接続システムは、内視鏡と内視鏡プロセッサを両者の接続部を介して接続可能とした内視鏡接続システムであって、前記内視鏡プロセッサは、グラウンドに接続された保護接地部と、前記保護接地部と導通されており、且つ、前記内視鏡と前記内視鏡プロセッサの非接続状態で両者の接続部の接続空間に位置する静電気誘導部と、を有することを特徴としている。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、内視鏡の非接続状態であっても内視鏡プロセッサの接続部及び電子部品（ＩＣ）の静電気破壊を防止することができる内視鏡プロセッサ及び内視鏡接続システムが得られる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 6 】

【 図 １ 】 内視鏡の構成を示す図である。

【 図 ２ 】 内視鏡プロセッサの構成を示す図である。

【 図 ３ 】 内視鏡システム（内視鏡接続システム）の構成を示す図である。

【 図 ４ 】 導電性弾性部（静電気誘導部）の構成の一例を示す、内視鏡と内視鏡プロセッサの対向方向から見た正面図である。

【 図 ５ 】 内視鏡システム（内視鏡接続システム）の接続動作を示す第 １ の図である。

【 図 ６ 】 内視鏡システム（内視鏡接続システム）の接続動作を示す第 ２ の図である。

【 図 ７ 】 内視鏡システム（内視鏡接続システム）の別実施形態を示す図である。

【 図 ８ 】 内視鏡システム（内視鏡接続システム）のさらなる別実施形態を示す図である。

【 図 ９ 】 内視鏡システム（内視鏡接続システム）のさらなる別実施形態を示す図である。

【 図 １ ０ 】 図 １ ０（Ａ）、（Ｂ）は内視鏡システム（内視鏡接続システム）のさらなる別実施形態を示す図であり、図 １ ０（Ａ）は内視鏡と内視鏡プロセッサの非接続状態を示しており、図 １ ０（Ｂ）は内視鏡と内視鏡プロセッサの接続直前状態を示している。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 7 】

図 １ ～ 図 １ ０ を参照して、本実施形態による内視鏡システム（内視鏡接続システム）１ ０ について説明する。内視鏡システム １ ０ は、被検者の観察画像を取得する内視鏡 ２ ０ と、この内視鏡 ２ ０ が取得した観察画像に画像処理を施す内視鏡プロセッサ ３ ０ とを有している。

【 0 0 1 8 】

図 １ に示すように、内視鏡 ２ ０ は、操作者が把持する把持操作部 ２ １ と、この把持操作部 ２ １ から延出する可撓性のある挿入部 ２ ２ とを有している。挿入部 ２ ２ は、先端側から順に、先端硬性部 ２ ２ Ａ と、湾曲部 ２ ２ Ｂ と、可撓部 ２ ２ Ｃ とを有している。湾曲部 ２ ２ Ｂ は、把持操作部 ２ １ に設けた湾曲操作レバー ２ ３ の回転操作に応じて湾曲可能となって

10

20

30

40

50

いる。把持操作部 21 からはユニバーサルチューブ 24 が延出されており、このユニバーサルチューブ 24 の先端にはコネクタ部 25 が設けられている。図示は省略しているが、内視鏡 20 にはライトガイドファイバが内蔵されており、このライトガイドファイバは、挿入部 22 (先端硬性部 22A、湾曲部 22B、可撓部 22C)、把持操作部 21 及びユニバーサルチューブ 24 を通って、コネクタ部 25 から突出するライトガイドスリーブ 26 内まで延びている。コネクタ部 25 のコネクタ端子 25A が内視鏡プロセッサ 30 のコネクタ部 31 のコネクタ端子 31A (図 2、図 3) に接続されると、上記ライトガイドファイバは、内視鏡プロセッサ 30 に内蔵された光源ランプ (図示せず) と光学的に接続される。そして、この光源ランプから発せられた照明光は、ライトガイドファイバ内を導かれ、挿入部 22 の先端硬性部 22A の前端面に設けられた照明レンズ (図示せず) によって所定の配光で外方に射出される。

10

【0019】

図示は省略しているが、内視鏡 20 は、挿入部 22 の先端硬性部 22A の内部に位置させて、観察対象部位 (例えば患者体内の病変部) の観察画像信号を取得する撮像素子を有している。この撮像素子が取得した観察画像信号は、信号伝送用ケーブル (図示せず) を介して伝送され、コネクタ部 25 (コネクタ端子 25A) とコネクタ部 31 (コネクタ端子 31A) の接続部を経由して、内視鏡プロセッサ 30 に出力される。内視鏡プロセッサ 30 は、観察画像信号の中継処理を行う患者回路 (中継処理回路) 32 (図 2 にのみ描いて図 3 に描いていない) と、この患者回路 32 が中継処理した観察画像信号に所定の画像処理を施してこれを観察画像にする電気回路 33 (図 3 にのみ描いて図 2 に描いていない) とを有している。患者回路 32 は、その機能構成要素 (ブロック) として、電子部品 (IC) 32A を有している。

20

【0020】

このように、内視鏡システム (内視鏡接続システム) 10 は、内視鏡 20 と内視鏡プロセッサ 30 を両者の接続部 (コネクタ部 25 のコネクタ端子 25A とコネクタ部 31 のコネクタ端子 31A) を介して接続可能としたものである。図 2 では、内視鏡プロセッサ 30 のコネクタ部 31 とコネクタ端子 31A を別々のブロックとしてこれらをハーネス等の電気接続手段により接続した場合を描いており、図 3 では、内視鏡プロセッサ 30 のコネクタ部 31 とコネクタ端子 31A を同一のブロックとした場合を描いている。図 2 と図 3 は、内視鏡プロセッサ 30 のコネクタ部 31 とコネクタ端子 31A が電氣的に接続されているという点で共通している (同義である)。

30

【0021】

図 3 に示すように、内視鏡プロセッサ 30 のコネクタ部 31 (コネクタ端子 31A) の直前位置には、内視鏡 20 のコネクタ部 25 (コネクタ端子 25A) を内視鏡プロセッサ 30 に挿入し、コネクタ部 31 (コネクタ端子 31A) に接続するときに必ず通過する空間がある。これを便宜上、「接続空間 CS」と定義する。

【0022】

図 2、図 3 に示すように、内視鏡プロセッサ 30 は、該内視鏡プロセッサ 30 の各構成要素を収納する筐体 34 を有している。この筐体 34 は、グラウンドに接続された保護接地部として機能する。

40

【0023】

内視鏡プロセッサ 30 は、筐体 (保護接地部) 34 のうち、コネクタ部 31 (コネクタ端子 31A) の直前に位置させて、静電気誘導部 35 を有している。この静電気誘導部 35 は、筐体 (保護接地部) 34 と導通されており、且つ、内視鏡 20 と内視鏡プロセッサ 30 の非接続状態で接続空間 CS に位置する。

【0024】

より具体的に、静電気誘導部 35 は、導電性弾性部 36 と並列回路 37 とを有している。

【0025】

図 4 に示すように、導電性弾性部 36 は、正面視したときに (内視鏡 20 と内視鏡プロ

50

セッサ 30 の対向方向から見たときに)、内視鏡プロセッサ 30 の丸型のコネクタ部 31 (コネクタ端子 31 A) の周縁部から中央部に向かって延び且つ中央部側にスリット 36 S が形成された暖簾形状を有している。同図の例では、導電性弾性部 36 は、中央部に円形孔 36 H が形成された環状部材に周方向に 90° 間隔で 4 つのスリット 36 S を形成したものである。導電性弾性部 36 は、瞬間的な電荷の放電 (インパルス) と直流電流を流すことができる材料から構成することができるが、導電性弾性部 36 の材料には自由度があり、種々の設計変更が可能である。

【0026】

図 4 に示すように、導電性弾性部 36 は、内視鏡 20 と内視鏡プロセッサ 30 の非接続状態では、自由状態となり、接続空間 C S の境界線より内部に入り込んで、内視鏡プロセッサ 30 のコネクタ部 31 (コネクタ端子 31 A) の殆どを覆っている。一方、内視鏡 20 と内視鏡プロセッサ 30 を接続するためにコネクタ部 25 (コネクタ端子 25 A) をコネクタ部 31 (コネクタ端子 31 A) に近付けると、内視鏡 20 のコネクタ部 25 (コネクタ端子 25 A) が導電性弾性部 36 に接触することにより、導電性弾性部 36 がスリット 36 S を起点にして、接続空間 C S の境界線の外部に向かって、且つ、内視鏡プロセッサ 30 に向かって変形 (弾性変形) する。

【0027】

並列回路 37 は、コンデンサ 37 A と抵抗 37 B の並列回路から構成されており、導電性弾性部 36 と筐体 (保護接地部) 34 を接続することで、導電性弾性部 36 と筐体 (保護接地部) 34 の間にインピーダンスを持たせることができる。並列回路 37 のコンデンサ 37 A と抵抗 37 B は、筐体 (保護接地部) 34 に対してある程度の大きさのインピーダンスを持たせることができるような定数を選択する。仮に、コンデンサ 37 A を 1000 pF、抵抗を 10 MΩ に設定したとき、時定数は $t_r = 0.02 \text{ sec}$ と計算することができる。よって、放電時間としては十分に実用に耐えうるものとすることができる。並列回路 37 は、図 4 には図示されていないが、接続空間 C S の境界線より外部に且つ導電性弾性部 36 の周方向に亘って設けられている。

【0028】

図 2 に示すように、内視鏡プロセッサ 30 は、患者回路 32 と筐体 (保護接地部) 34 を接続するインピーダンス素子 (コンデンサ) 38 を有している。このインピーダンス素子 38 を介して、患者回路 32 の蓄積電荷を筐体 (保護接地部) 34 に放電することができるようにになっている。インピーダンス素子 38 による放電量 (静電気保護能力) は、静電気誘導部 35 による放電量 (静電気保護能力) よりもかなり小さく設定されている。

【0029】

以上のように構成された内視鏡システム (内視鏡接続システム) 10 の接続動作は、次の通りである。

【0030】

図 3、図 4 に示すように、内視鏡 20 と内視鏡プロセッサ 30 の非接続状態では、静電気誘導部 35 の導電性弾性部 36 が、自由状態であり、接続空間 C S の内部に位置して、内視鏡プロセッサ 30 のコネクタ部 31 (コネクタ端子 31 A) の殆どを覆っている。

【0031】

図 5 に示すように、内視鏡 20 と内視鏡プロセッサ 30 を接続するために、コネクタ部 25 (コネクタ端子 25 A) をコネクタ部 31 (コネクタ端子 31 A) に近付けていくと、内視鏡 20 のコネクタ部 25 (コネクタ端子 25 A) が導電性弾性部 36 に最初に接触する。このとき、内視鏡 20 のコネクタ部 25 (コネクタ端子 25 A) に溜まった静電気 (電荷) が、静電気誘導部 35 (導電性弾性部 36、並列回路 37) を経由して、筐体 (保護接地部) 34 に放電される (放電経路 A)。

【0032】

さらにコネクタ部 25 (コネクタ端子 25 A) をコネクタ部 31 (コネクタ端子 31 A) に近付けていくと、導電性弾性部 36 が、内視鏡 20 のコネクタ部 25 (コネクタ端子 25 A) に接触した状態を維持しながら変形 (弾性変形) することで、接続空間 C S の外

10

20

30

40

50

部に移動する。つまり、導電性弾性部 36 は、コネクタ部 25 (コネクタ端子 25A) とコネクタ部 31 (コネクタ端子 31A) の接続を妨げない構成となっている。

【0033】

図 6 は、内視鏡 20 のコネクタ部 25 (コネクタ端子 25A) と内視鏡プロセッサ 30 のコネクタ部 31 (コネクタ端子 31A) を接続した状態を示している。同図に示すように、導電性弾性部 36 が内視鏡 20 のコネクタ部 25 (コネクタ端子 25A) に常時接触しているので、内視鏡プロセッサ 30 に大量の電荷が蓄積される前に、静電気 (電荷) をこまめに放電することが可能になる (放電経路 B)。これにより、患者回路 32 の電子部品 (IC) 32A に過大な電流が流れるのを防止してこれを保護することが可能になる。

【0034】

このように、静電気誘導部 35 (導電性弾性部 36) は、内視鏡 20 のコネクタ部 25 (コネクタ端子 25A) と内視鏡プロセッサ 30 のコネクタ部 31 (コネクタ端子 31A) を近付けて接続するとき、両コネクタが接続される前に、接続空間 CS において、内視鏡 20 のコネクタ部 25 (コネクタ端子 25A) に接触し、両コネクタが接続された後も、内視鏡 20 のコネクタ部 25 (コネクタ端子 25A) に継続して接触する。これにより、両コネクタが接続される前は、上記の放電経路 A を介して静電気 (電荷) を逃がすことができ、両コネクタが接続された後は、上記の放電経路 A と放電経路 B を介して静電気 (電荷) を逃がすことができる。

【0035】

これに対し、従来品の内視鏡接続システムでは、連続した静電気の印加により内視鏡プロセッサの患者回路に電荷が蓄積された状態で、静電気保護機構が絶縁破壊を引き起こすと、絶縁破壊の瞬間に、患者回路に蓄積した電荷が内視鏡プロセッサの保護接地部に一気に流れ込む。このため、患者回路の電子部品 (IC) が静電気破壊されるおそれ大きい。

【0036】

ところで、内視鏡 20 と内視鏡プロセッサ 30 の非接続状態において、帯電した使用者の手などが内視鏡プロセッサ 30 のコネクタ部 31 (コネクタ端子 31A) に近付くことがあり得る。この場合、従来品の内視鏡接続システムにあっては、内視鏡プロセッサのコネクタ部 (コネクタ端子) に静電気 (電荷) が放電し、内視鏡プロセッサ内部に意図しない負荷がかかるおそれがある。

【0037】

これに対し、本実施形態の内視鏡システム (内視鏡接続システム) 10 は、内視鏡 20 と内視鏡プロセッサ 30 の非接続状態において、帯電した使用者の手などが内視鏡プロセッサ 30 のコネクタ部 31 (コネクタ端子 31A) に近付いたとしても、これが最初に静電気誘導部 35 の導電性弾性部 36 に接触する。このため、静電気 (電荷) が、静電気誘導部 35 (導電性弾性部 36、並列回路 37) を経由して、筐体 (保護接地部) 34 に放電されるので、上述した従来品の内視鏡接続システムの技術課題を解消することができる。すなわち、内視鏡プロセッサ 30 の患者回路 32 の電子部品 (IC) 32A への静電気負荷を有効に防止することができる。

【0038】

ここで、内視鏡プロセッサ 30 の患者回路 32 は、直接的に接地してはならないことが医療機器の規格で定められているため、静電気保護の観点で不十分 (無防備) になりがちであり、効果的な対策が要求されているところである。本実施形態の内視鏡システム (内視鏡接続システム) 10 は、患者回路 32 を直接的に設置しないという医療機器の規格を厳守しつつ、患者回路 32 を効果的に静電気保護できる点で有用である。

【0039】

図 7 は、内視鏡システム (内視鏡接続システム) 10 の別実施形態を示している。何らかの影響で内視鏡プロセッサ 30 の患者回路 32 に電荷が多く溜まった状態で、内視鏡プロセッサ 30 に内視鏡 20 を接続すると、患者回路 32 にある程度の大きさの放電電流が流れる。その放電経路上に電子部品 (IC) 32A があると当該電子部品 (IC) 32A

10

20

30

40

50

が破壊されるおそれがある（実際に図 6 では放電経路 B 上に電子部品（IC）32A が重なって位置している）。

【0040】

そこでこの別実施形態では、患者回路 32 から筐体（保護接地部）34 への放電経路上から患者回路 32 の電子部品（IC）32A を避けるような位置に、インピーダンス素子（コンデンサ）38 をレイアウトしている。内視鏡プロセッサ 30 の患者回路 32 で電荷を主に保持するのは、2 次側回路のインピーダンス素子（コンデンサ）38 である。インピーダンス素子（コンデンサ）38 のレイアウトを最適設定して、放電経路上に患者回路 32 の電子部品（IC）32A が来ないようにすれば、当該電子部品（IC）32A の破壊を防止することが可能になる。

10

【0041】

図 8 は、内視鏡システム（内視鏡接続システム）10 のさらなる別実施形態を示している。このさらなる別実施形態では、図 7 の構成に加えて、内視鏡プロセッサ 30 に、インピーダンス素子（コンデンサ）38 と並列に配置されて患者回路 32 と筐体（保護接地部）34 を接続する放電抵抗 39 を設けている。これにより、インピーダンス素子（コンデンサ）38 に電荷を蓄積させることなく放電抵抗 39 を介して筐体（保護接地部）34 に逃がすことが可能になる。放電抵抗 39 の抵抗値は、電気安全性を考慮した定数を設定する。

【0042】

図 9 は、内視鏡システム（内視鏡接続システム）10 のさらなる別実施形態を示している。このさらなる別実施形態では、図 1 ~ 図 8 の構成における導電性弾性部 36 として（に代えて）、導電性弾性ガスケット 36A を設けている。この導電性弾性ガスケット 36A は、内視鏡 20 のコネクタ部 25（コネクタ端子 25A）と内視鏡プロセッサ 30 のコネクタ部 31（コネクタ端子 31A）の接続方向及びこれと直交する方向の双方向に弾性変形することができる。

20

【0043】

図 10（A）、（B）は、内視鏡システム（内視鏡接続システム）10 のさらなる別実施形態を示している。図 10（A）は、内視鏡 20 と内視鏡プロセッサ 30 の非接続状態（離間状態）であり、図 10（B）は、内視鏡 20 と内視鏡プロセッサ 30 の接続直前状態である。このさらなる別実施形態では、図 1 ~ 図 8 の構成における導電性弾性部 36 として（に代えて）、導電性弾性伸縮バネ 36B を設けている。この導電性弾性伸縮バネ 36B は、内視鏡 20 のコネクタ部 25（コネクタ端子 25A）と内視鏡プロセッサ 30 のコネクタ部 31（コネクタ端子 31A）の接続方向と直交する方向のみに弾性変形（伸縮）することができる。またこのさらなる別実施形態では、保護接地部 34' が筐体 34 の内部に設けられた筐体 34 とは別の構成要素となっている。

30

【0044】

以上の実施形態では、静電気誘導部 35（導電性弾性部 36）が、内視鏡 20 のコネクタ部 25（コネクタ端子 25A）と内視鏡プロセッサ 30 のコネクタ部 31（コネクタ端子 31A）を近付けて接続するとき、両コネクタが接続される前に、内視鏡 20 のコネクタ部 25（コネクタ端子 25A）に接触し、両コネクタが接続された後も、内視鏡 20 のコネクタ部 25（コネクタ端子 25A）に継続して接触する場合を例示して説明した。しかし、静電気誘導部 35（導電性弾性部 36）は、両コネクタが接続される前に内視鏡 20 のコネクタ部 25（コネクタ端子 25A）に接触すればよく、その接触後に内視鏡 20 のコネクタ部 25（コネクタ端子 25A）との接触を解除するように退避する構成とすることも可能である。

40

【0045】

以上の実施形態（図 4）では、導電性弾性部 36 を、中央部に円形孔が形成された環状部材に周方向に 90° 間隔で 4 つのスリットを形成したものとした場合を例示して説明した。しかし、導電性弾性部 36 の形状には自由度があり、種々の設計変更が可能である。すなわち、導電性弾性部 36 は、内視鏡 20 と内視鏡プロセッサ 30 の非接続状態（自由

50

状態)で接続空間CSに位置しており、内視鏡20と内視鏡プロセッサ30を接続するためにコネクタ部25(コネクタ端子25A)をコネクタ部31(コネクタ端子31A)に近付けたときに、内視鏡20のコネクタ部25(コネクタ端子25A)に最初に接触するような構成であればよい。

【0046】

以上の実施形態では、内視鏡20のコネクタ部25(コネクタ端子25A)と内視鏡プロセッサ30のコネクタ部31(コネクタ端子31A)が丸型の場合を例示して説明したが、これに限定されず、角型のコネクタ部(コネクタ端子)とすることも可能である。

【符号の説明】

【0047】

10 内視鏡システム(内視鏡接続システム)

20 内視鏡

21 把持操作部

22 挿入部

22A 先端硬性部

22B 湾曲部

22C 可撓部

23 湾曲操作レバー

24 ユニバーサルチューブ

25 コネクタ部(接続部)

25A コネクタ端子(接続部)

26 ライトガイドスリーブ

30 内視鏡プロセッサ

31 コネクタ部(接続部)

31A コネクタ端子(接続部)

32 患者回路(中継処理回路)

32A 電子部品(IC)

33 電気回路

34 筐体(保護接地部)

34' 保護接地部

35 静電気誘導部

36 導電性弾性部

36A 導電性弾性ガasket

36B 導電性弾性伸縮バネ

36H 円形孔

36S スリット

37 並列回路

37A コンデンサ

37B 抵抗

38 インピーダンス素子(コンデンサ)

39 放電抵抗

CS 接続空間

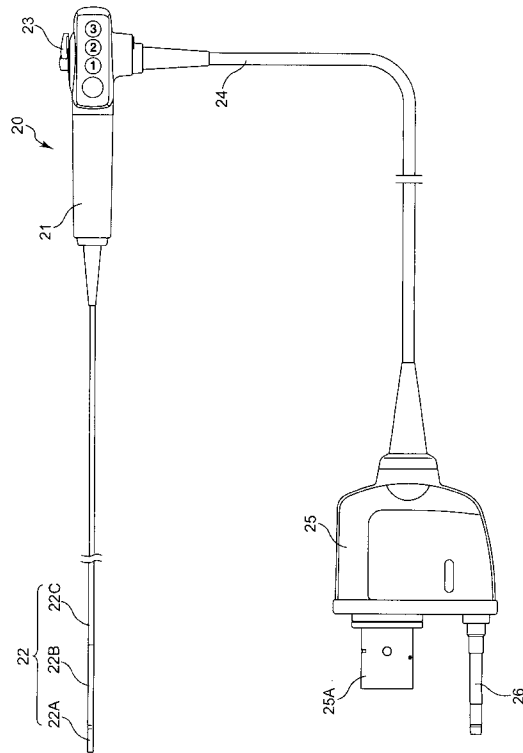
10

20

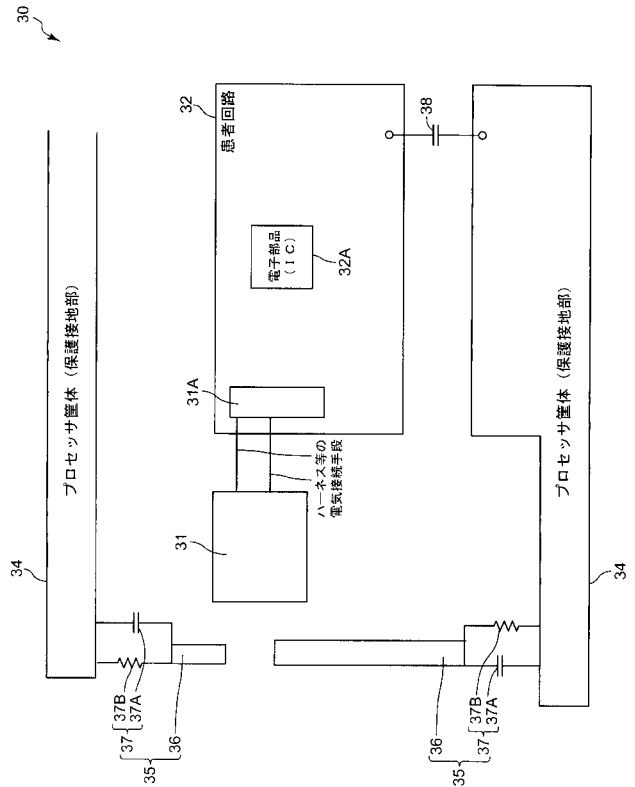
30

40

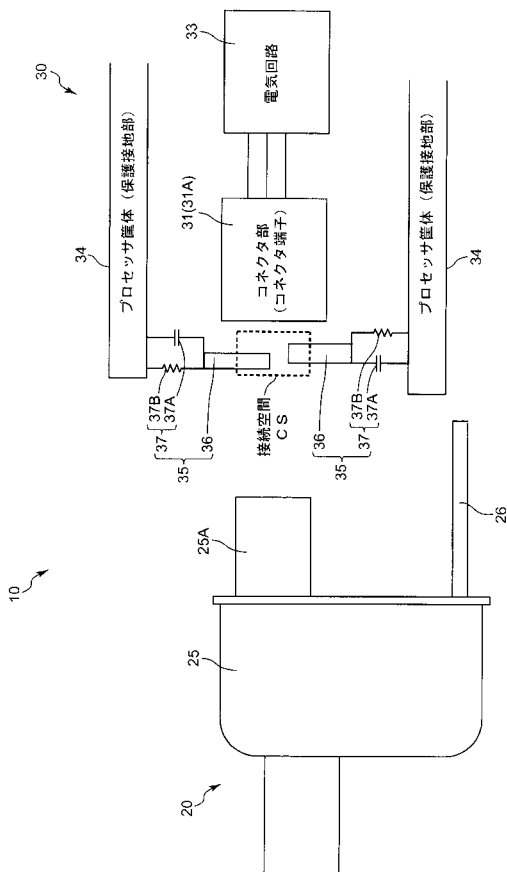
【図 1】



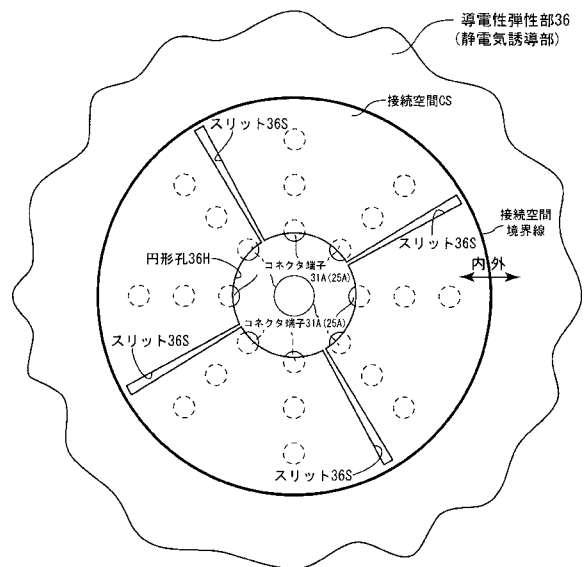
【図 2】



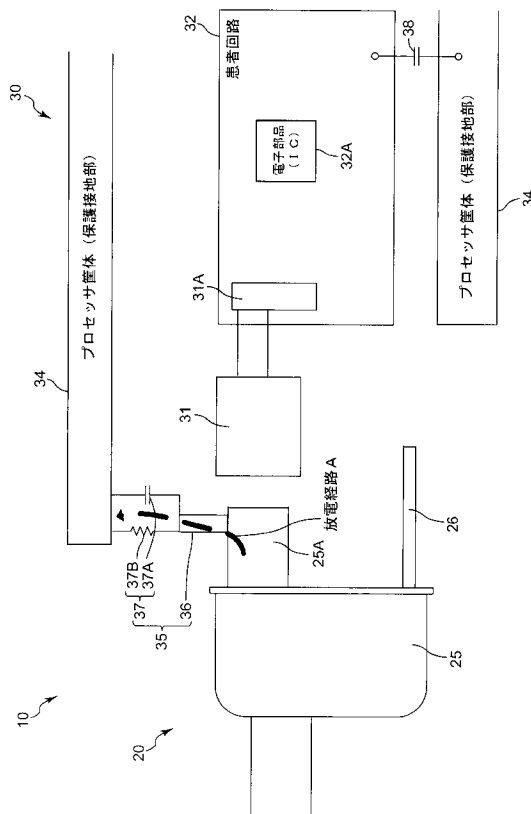
【図 3】



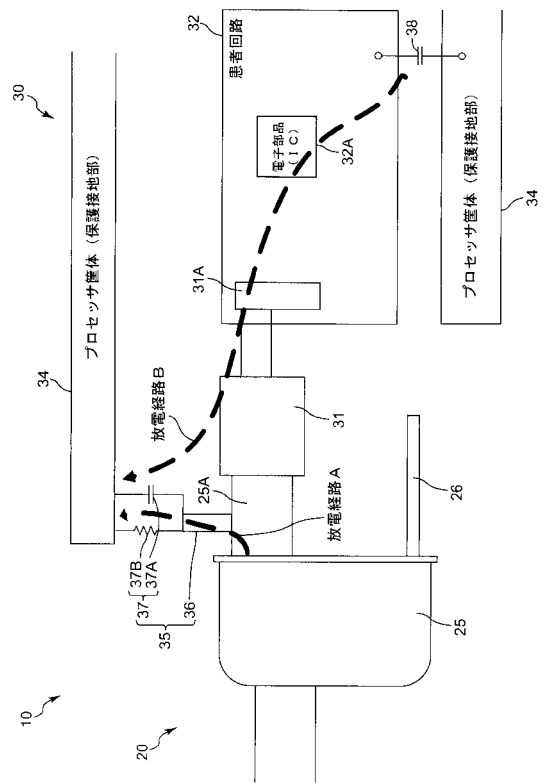
【図 4】



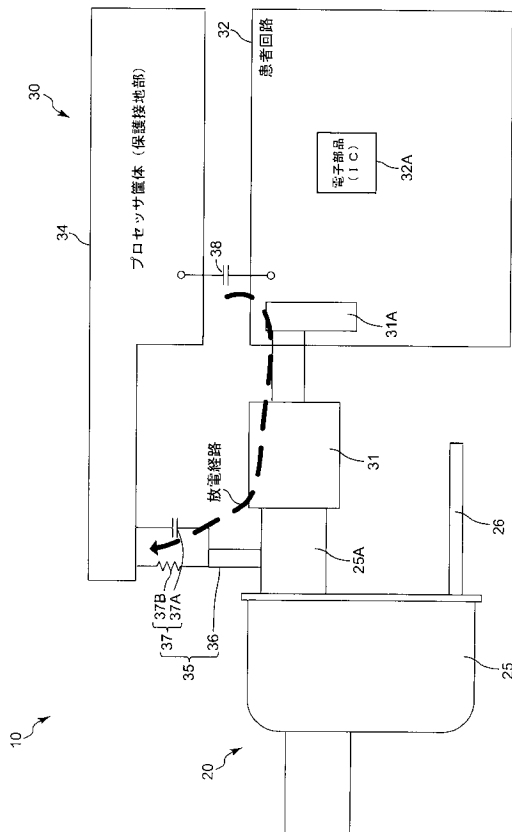
【図 5】



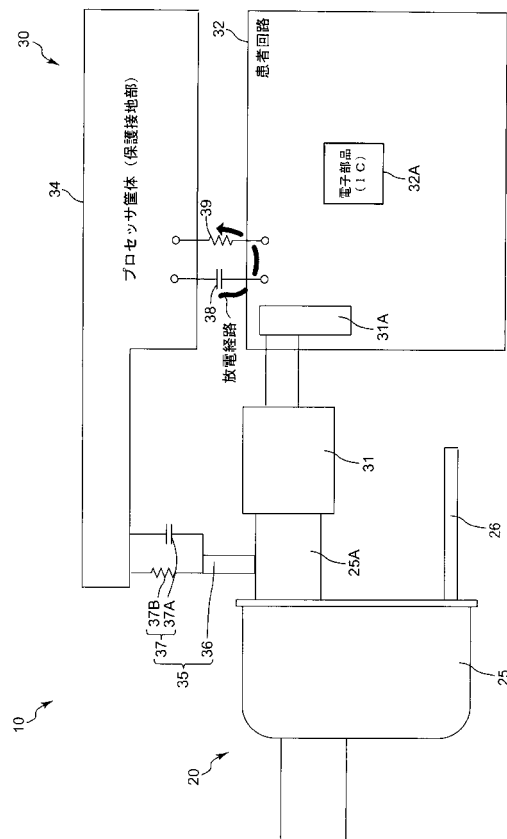
【図 6】



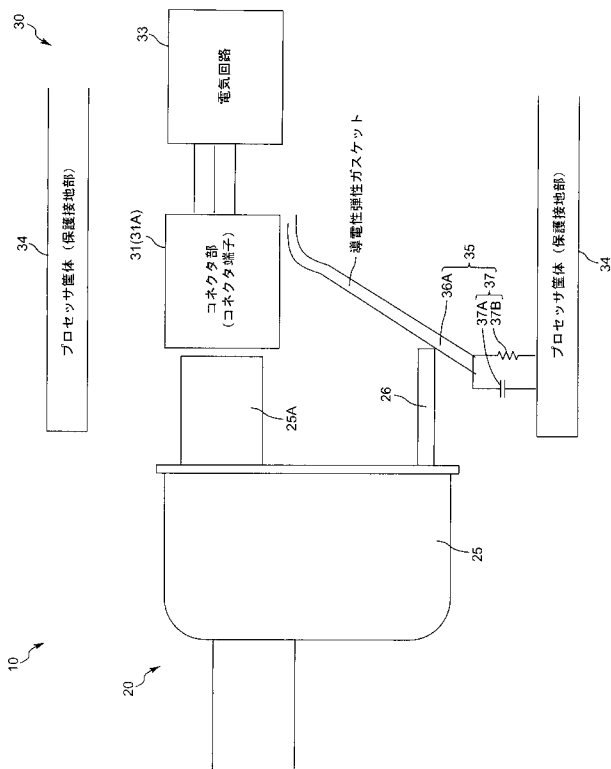
【図 7】



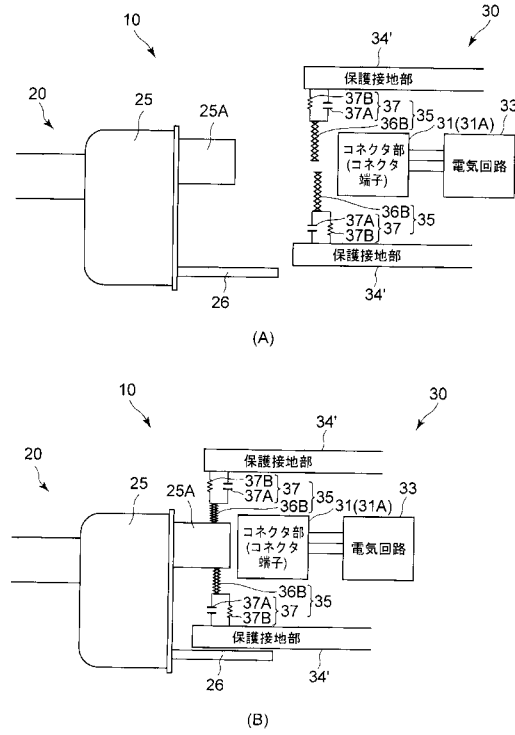
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 小松 雅弘
東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA株式会社内
(72)発明者 尾登 邦彦
東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA株式会社内
Fターム(参考) 2H040 DA51
4C161 FF07 JJ11

专利名称(译)	内窥镜处理器和内窥镜连接系统		
公开(公告)号	JP2017064040A	公开(公告)日	2017-04-06
申请号	JP2015193208	申请日	2015-09-30
[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	笹村大樹 小林将太郎 小松雅弘 尾登邦彦		
发明人	笹村 大樹 小林 将太郎 小松 雅弘 尾登 邦彦		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00124 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00029 G02B23/2476 G02B23/2484		
FI分类号	A61B1/06.D G02B23/24.A A61B1/00.717 A61B1/04.520 A61B1/06.520		
F-TERM分类号	2H040/DA51 4C161/FF07 4C161/JJ11		
代理人(译)	三浦邦夫		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供内窥镜处理器和内窥镜连接系统，即使内窥镜未连接到内窥镜处理器，也能够防止内窥镜处理器的连接部件和电子部件（IC）的静电损坏。解决方案：提供了一种内窥镜处理器，其具有与内窥镜的连接部分连接的连接部分，其包括：连接到地面的保护接地部分；静电感应部分，其电连接到保护接地部分并位于内窥镜连接部分和内窥镜处理器之间的连接空间中，而两者都不连接在一起。图3：图3

