

(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2014-54318

(P2014-54318A)

(43) 公開日 平成26年3月27日(2014.3.27)

(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	D	2 H 0 4 O	
G 0 2 B	23/26	(2006.01)	G 0 2 B	23/26	B	4 C 1 6 1	
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	G 0 2 B	23/24	B		
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 O		

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2012-199603 (P2012-199603)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成24年9月11日 (2012.9.11)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100083116
			弁理士 松浦 憲三
		(72) 発明者	松丸 靖
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 CA04 CA08 GA02
			4C161 FF07 GG01 JJ15 JJ16 LL01

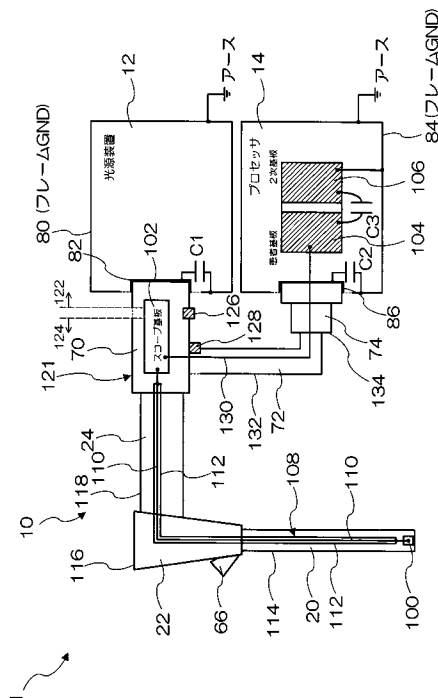
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡、光源装置、及びプロセッサ

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 EMCの向上を図り、内視鏡に対する静電気放電に対して患者等への安全性を損なうことなく、回路の誤動作や画像の劣化を防止することができる内視鏡システム、内視鏡、光源装置、及びプロセッサを提供する。

【解決手段】 内視鏡10の外壁部に配置される金属部材は内視鏡10のLGコネクタ70の金属の枠体121に接続されている。光源装置12のコネクタ受け82は、コンデンサC1を介してフレームグラウンド及びアースに接続されている。LGコネクタ70には第1サージアブソーバ126が設けられているため、高周波処置具等を使用した際に、内視鏡10の外壁部の金属部材から漏れ電流がコンデンサC1を介してアースに流れることはない。一方、内視鏡10の外壁部の金属部材に対して静電気放電が生じた場合には第1サージアブソーバ126が導通状態となって放電電流をコンデンサC1を介してアースに流すことができる。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入され、固体撮像素子を含む撮像部が先端部に搭載された挿入部と、信号ケーブル及びライトガイドが内部に挿通配置され、ライトガイドコネクタが端部に設けられたユニバーサルケーブルと、前記ライトガイドコネクタから延設され、プロセッサコネクタが端部に設けられたプロセッサケーブルとを備えた内視鏡と、

前記ライトガイドコネクタが着脱可能に装着されるライトガイドコネクタ受けを有し、前記ライトガイドコネクタ及びライトガイドコネクタ受けを通じて前記ライトガイドに照明光を供給する光源装置と、

前記プロセッサコネクタが着脱可能に装着されるプロセッサコネクタ受けを有し、前記プロセッサコネクタ及びプロセッサコネクタ受けを通じて前記撮像部からのビデオ信号を取得し、前記撮像部により得られた映像を表示装置に表示させるプロセッサと、
を備え、

前記ライトガイドコネクタは、内蔵物を収容する枠体を有し、該枠体は、

前記ユニバーサルケーブルに連設され、前記内視鏡の外壁部に配置された金属部材と電氣的に接続された金属部材を有する基端部と、

前記ユニバーサルケーブルに対して前記基端部よりも遠方となる先端側に配置される先端部と、

前記先端部と前記基端部との間に配置され、前記先端部の金属部材と前記基端部の金属部材との電圧差が所定の閾値以下のときに前記先端部の金属部材と前記基端部の金属部材とを電氣的に絶縁する非通電状態となり、前記電圧差が前記閾値よりも大きいときに前記先端部の金属部材と前記基端部の金属部材とを電氣的に導通する通電状態となる第 1 サージアブソーバと、
を備え、

前記光源装置又は前記ライトガイドコネクタは、前記ライトガイドコネクタの先端部の金属部材と、前記光源装置のフレームグランドとの間を交流的に接続する第 1 のコンデンサを備えた内視鏡システム。

【請求項 2】

前記第 1 のコンデンサは、交流の周波数 300 MHz に対してインピーダンスの大きさが閾値 10 Ω 以下の値となる特性のコンデンサである請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 1 のコンデンサは、前記光源装置が備え、

前記光源装置において、前記ライトガイドコネクタの前記先端部の金属部材と電氣的に接続され、かつ、前記光源装置のフレームグランドと絶縁されて配置された前記ライトガイドコネクタ受けの金属部材と、前記光源装置のフレームグランドとが前記第 1 のコンデンサを介して接続された請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第 1 のコンデンサは、前記ライトガイドコネクタが備え、

前記ライトガイドコネクタにおいて、前記先端部が、基端側の第 1 先端部と第 1 先端部よりも先端側に配置された第 2 先端部とからなり、前記光源装置のフレームグランドと電氣的に接続され、かつ、前記第 1 先端部の金属部材と絶縁されて配置された前記第 2 先端部の金属部材と、前記第 1 先端部の金属部材とが前記第 1 のコンデンサを介して接続された請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記ライトガイドコネクタは、前記基端部の金属部材と、前記プロセッサケーブルの外壁部の金属部材との間に配置され、前記基端部の金属部材と前記プロセッサケーブルの外壁部の金属部材との電圧差が所定の閾値以下のときに前記基端部の金属部材と前記プロセッサケーブルの金属部材とを電氣的に絶縁する非通電状態となり、前記電圧差が前記閾値よりも大きいときに前記基端部の金属部材と前記プロセッサケーブルの外壁部の金属部材とを電氣的に導通する通電状態となる第 2 サージアブソーバを備え、

前記プロセッサコネクタは、内蔵物を収容する枠体を有し、

前記プロセッサコネクタ又は前記プロセッサは、前記プロセッサケーブルの外壁部の金属部材と電氣的に接続された前記プロセッサコネクタの枠体の金属部材と、前記プロセッサのフレームグランドとの間を交流的に接続する第2のコンデンサを備えた請求項1～4のうちのいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項6】

前記第2のコンデンサは、前記プロセッサが備え、

前記プロセッサにおいて、前記プロセッサコネクタの枠体の金属部材と電氣的に接続され、かつ、前記プロセッサのフレームグランドと絶縁されて配置された前記プロセッサコネクタ受けの金属部材と、前記プロセッサのフレームグランドとが前記第2のコンデンサを介して接続された請求項5に記載の内視鏡システム。

10

【請求項7】

前記第2のコンデンサは、前記プロセッサコネクタが備え、

前記プロセッサコネクタにおいて、前記枠体が、前記プロセッサケーブルの外壁部の金属部材に電氣的に接続された金属部材を有する基端部と、前記プロセッサケーブルに対して前記基端部よりも遠方となる先端側に配置される先端部とからなり、前記プロセッサのフレームグランドと電氣的に接続され、かつ、前記基端部の金属部材と絶縁されて配置された前記先端部の金属部材と、前記基端部の金属部材とが前記第2のコンデンサを介して接続された請求項5に記載の内視鏡システム。

【請求項8】

20

前記内視鏡は、前記挿入部の先端部に配置され、前記固体撮像素子を含むセンサ回路を実装したセンサ基板と、前記ライトガイドコネクタに配置され、前記センサ回路と信号ケーブルを介して信号伝送可能に接続されて前記センサ回路からビデオ信号が伝送されるスコープ回路を実装したスコープ基板とを備え、

前記プロセッサは、前記スコープ回路と前記プロセッサケーブルを介して信号伝送可能に接続されて前記スコープ回路からビデオ信号が伝送される患者回路を実装した患者基板と、前記患者基板とアイソレーション手段を介して信号伝送可能に接続されて前記患者基板からビデオ信号が伝送されると共に、表示装置が接続される2次回路を実装した2次基板とを備え、

前記センサ基板の回路グランドと前記スコープ基板の回路グランドとが前記信号ケーブルのグランド線を介して接続され、前記スコープ基板の回路グランドと前記患者基板の回路グランドとが前記プロセッサケーブルのグランド線を介して接続され、前記患者基板の回路グランドと前記2次基板の回路グランドとが第3のコンデンサを介して接続され、前記2次基板の回路グランドと前記プロセッサのフレームグランドとが電氣的に接続され、

30

前記信号ケーブルは、伝送線を被覆する第1のシールド線を有し、該第1のシールド線が前記センサ基板及び前記スコープ基板の回路グランドに接続された請求項1～7のうちのいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項9】

前記信号ケーブルは、前記第1のシールド線の外周部を被覆する第2のシールド線を有し、該第2のシールド線が、前記プロセッサケーブルの外壁部の金属部材に電氣的に接続された前記プロセッサコネクタの枠体の金属部材に接続された請求項8の内視鏡システム。

40

【請求項10】

請求項1、2、及び、4～9のうちのいずれか1項に記載の内視鏡システムを構成し、前記第1のコンデンサを前記ライトガイドコネクタに備えた内視鏡。

【請求項11】

請求項5、7、8、及び、9のうちのいずれか1項に記載の内視鏡システムを構成し、前記第2のコンデンサを前記プロセッサコネクタに備えた内視鏡。

【請求項12】

請求項1～3、及び、5～9のうちのいずれか1項に記載の内視鏡システムを構成し、

50

前記第 1 のコンデンサを備えた光源装置。

【請求項 1 3】

請求項 5、6、8、及び、9 のうちのいずれか 1 項に記載の内視鏡システムを構成し、前記第 2 のコンデンサを備えたプロセッサ。

【請求項 1 4】

請求項 8、又は、9 に記載の内視鏡システムを構成し、前記第 3 のコンデンサを備えたプロセッサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は内視鏡システム、内視鏡、光源装置、及びプロセッサに係り、特に電子内視鏡の挿入部により体腔内を撮影し、その映像を表示装置に表示することによって体腔内の観察を行なうことができる内視鏡システム、内視鏡、光源装置、及びプロセッサに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡の挿入部を体腔内に挿入することによって体腔内の患部等の被写体を観察し、また、内視鏡の処置具チャンネルに挿通させた処置具を用いて体腔内の患部等に所要の処置を施すことができる内視鏡システムが知られている。

【0003】

内視鏡システムは、一般に、体腔内に挿入される挿入部や施術者が把持して操作する操作部等を備えた内視鏡（電子内視鏡）と、挿入部に搭載された撮像部により撮像する被写体を照明する照明光を内視鏡に供給する光源装置と、撮像部からの信号を取得し、各種処理を施して表示装置に表示させるプロセッサ（カメラコントロールユニット）等を備えて構成されている。

【0004】

このような内視鏡システムにおいて、特許文献 1 には、電磁両立性（EMC: Electromagnetic Compatibility）の対策、向上を図るための提案がなされている。

【0005】

電磁両立性（EMC）は、他の機器の動作を阻害する等の電磁妨害（EMI: Electro Magnetic Interference）を生じない性質と、他の機器などから発生する電磁波などによって、自身の動作が阻害されない電磁感受性（EMS: Electro Magnetic Susceptibility）を持つ性能を意味し、内視鏡システムにおいても EMC への対策が望まれる状況となっている。

【0006】

特許文献 1 によれば、患者内に挿入される回路及びそれに接続されるプロセッサ内の患者回路と、表示装置などの周辺機器に接続されるプロセッサ内の 2 次回路との間の信号伝送をアイソレーションデバイス（アイソレーション手段）を用いて行うことによって患者回路と 2 次回路とを絶縁している。このようにアイソレーションデバイスを用いて患者回路と 2 次回路とを絶縁することは、特許文献 1 によらず患者等の安全性を図るために周知の技術となっている。

【0007】

これに対して、特許文献 1 では、患者回路のグラウンドと 2 次回路のグラウンドとをコンデンサで接続することを開示している。特許文献 1 によれば、コンデンサによってそれらのグラウンド間のインピーダンスを交流的に低下させ、患者回路や 2 次回路で扱われている高周波信号による電磁波が外部に放射されることを低減することができ、また、外部から浸入する高周波ノイズを低減することができるものとしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献 1】特許 2 5 9 8 5 6 8 号公報

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

ところで、EMCに関する検査として、静電気放電に関するイミュニティ試験というものが知られている。この試験は、検査対象機器に対して放電ガンなどで静電気放電を生じさせ、検査対象機器の静電気放電に対する耐性を検査するものである。内視鏡システムにおいて、このような静電気放電が生じた場合、主に内視鏡の外壁部に配置される金属部材（金属製の網状管等）に電荷が放電されやすいが、その金属部材がアースに接続されていない状態では、放電によって生じた電流が患者等を介してアースに流れたり、また、ノイズとして患者回路等に流れて回路の誤動作や画質の劣化等を引き起こすおそれがある。

【0010】

しかしながら、内視鏡の金属部材を単にアースに接続するようにした場合には、APC（Argon-Plasma Coagulation：アルゴンプラズマコアギュレーション）などの高周波処置具を使用した際に、その金属部分に漏れ電流が流れ易くなるため、患者等の安全上の問題がある。特許文献1では、このような静電気放電に関する対策は考慮されていない。

【0011】

また、EMCに関する検査として、静電気放電に関するイミュニティ試験以外にも放射電磁界に関するイミュニティ試験のような電磁感受性(EMS)に関する検査や、雑音電界強度に関するエミッション試験のような電磁妨害(EMI)に関する検査が行われるが、これらの検査に対しても良好な性能を示すようにすることが望ましい。

【0012】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、EMCの向上を図り、特に内視鏡に対する静電気放電に対して患者等への安全性を損なうことなく、回路の誤動作や画像の劣化を防止することができる内視鏡システム、内視鏡、光源装置、及びプロセッサ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】

【0013】

前記目的を達成するために、本発明に係る内視鏡システムは、体腔内に挿入され、固体撮像素子を含む撮像部が先端部に搭載された挿入部と、信号ケーブル及びライトガイドが内部に挿通配置され、ライトガイドコネクタが端部に設けられたユニバーサルケーブルと、ライトガイドコネクタから延設され、プロセッサコネクタが端部に設けられたプロセッサケーブルとを備えた内視鏡と、ライトガイドコネクタが着脱可能に装着されるライトガイドコネクタ受けを有し、ライトガイドコネクタ及びライトガイドコネクタ受けを通じてライトガイドに照明光を供給する光源装置と、プロセッサコネクタが着脱可能に装着されるプロセッサコネクタ受けを有し、プロセッサコネクタ及びプロセッサコネクタ受けを通じて撮像部からのビデオ信号を取得し、撮像部により得られた映像を表示装置に表示させるプロセッサと、を備え、ライトガイドコネクタは、内蔵物を収容する枠体を有し、枠体は、ユニバーサルケーブルに連設され、内視鏡の外壁部に配置された金属部材と電氣的に接続された金属部材を有する基端部と、ユニバーサルケーブルに対して基端部よりも遠方となる先端側に配置される先端部と、先端部と基端部との間に配置され、先端部の金属部材と基端部の金属部材との電圧差が所定の閾値以下のときに先端部の金属部材と基端部の金属部材とを電氣的に絶縁する非通電状態となり、電圧差が閾値よりも大きいときに先端部の金属部材と基端部の金属部材とを電氣的に導通する通電状態となる第1サージアブソーバと、を備え、光源装置又はライトガイドコネクタは、ライトガイドコネクタの先端部の金属部材と、光源装置のフレームグラウンドとの間を交流的に接続する第1のコンデンサを備えている。

【0014】

本発明によれば、内視鏡に対して静電気放電が生じるような場合には、第1サージアブソーバが通電状態となるため、内視鏡の外壁部に配置された金属部材がライトガイドコネクタの基端部を介して先端部の金属部材に電氣的に接続される。先端部の金属部材は第1のコンデンサを通じて光源装置のフレームグラウンド（即ち、アース（大地））に交流的に

10

20

30

40

50

接続されているため、内視鏡の外壁部に配置された金属部材が光源装置のフレームグラウンド（アース）に第１のコンデンサを介して交流的に接続される。

【００１５】

したがって、静電気放電が生じた場合に、その放電電流を内視鏡の外壁部の金属部材を通じて光源装置のフレームグラウンド（アース）に流すことができ、放電電流が信号ケーブル等に流れて回路の誤動作や画像の劣化が生じるという事態が防止される。また、高周波処置具等を使用した際の漏れ電流に対しては、漏れ電流によって生じる電圧レベルが高くないため、第１サージアブソーバが通電状態にならずに非導通状態に保持されるようにすることができ、内視鏡の外壁部の金属部材に漏れ電流が流れることを防止することができる。そのため、患者等への安全性が損なわれることもない。なお、光源装置のフレームグラウンドは通常ではアース（大地）に接続されており、本明細書では、光源装置のフレームグラウンドをアースと同等のものとして扱うこととする。

10

【００１６】

本発明では、第１のコンデンサは、交流の周波数３００ＭＨｚに対してインピーダンスの大きさが閾値１０Ω以下の値となる特性のコンデンサであることが好ましい。

【００１７】

これによれば、静電気放電の放電電流の周波数に対して第１のコンデンサを低インピーダンスとすることができ、放電電流をアースに適切に流すことができる。

【００１８】

本発明では、第１のコンデンサは、光源装置が備え、光源装置において、ライトガイドコネクタの先端部の金属部材と電氣的に接続され、かつ、光源装置のフレームグラウンドと絶縁されて配置されたライトガイドコネクタ受けの金属部材と、光源装置のフレームグラウンドとが第１のコンデンサを介して接続された形態とすることができる。

20

【００１９】

本形態は、光源装置に第１のコンデンサを配置する構成の一形態である。

【００２０】

本発明では、第１のコンデンサは、ライトガイドコネクタが備え、ライトガイドコネクタにおいて、先端部が、基端側の第１先端部と第１先端部よりも先端側に配置された第２先端部とからなり、光源装置のフレームグラウンドと電氣的に接続され、かつ、第１先端部の金属部材と絶縁されて配置された第２先端部の金属部材と、第１先端部の金属部材とが第１のコンデンサを介して接続された形態とすることができる。

30

【００２１】

本形態は、ライトガイドコネクタに第１のコンデンサを配置する構成の一形態である。これによれば、内視鏡の種類又は個体ごとに最適な特性のコンデンサを第１のコンデンサとして使用することができる。

【００２２】

本発明では、ライトガイドコネクタは、基端部の金属部材と、プロセッサケーブルの外壁部の金属部材との間に配置され、基端部の金属部材とプロセッサケーブルの外壁部の金属部材との電圧差が所定の閾値以下のときに基端部の金属部材とプロセッサケーブルの金属部材とを電氣的に絶縁する非通電状態となり、電圧差が閾値よりも大きいときに基端部の金属部材とプロセッサケーブルの外壁部の金属部材とを電氣的に導通する通電状態となる第２サージアブソーバを備え、プロセッサコネクタは、内蔵物を収容する枠体を有し、プロセッサコネクタ又はプロセッサは、プロセッサケーブルの外壁部の金属部材と電氣的に接続されたプロセッサコネクタの枠体の金属部材と、プロセッサのフレームグラウンドとの間を交流的に接続する形態とすることができる。

40

【００２３】

本形態によれば、内視鏡に対して静電気放電が生じた場合に、第１サージアブソーバだけでなく第２サージアブソーバが通電状態となるようにして、内視鏡の外壁部に配置された金属部材がプロセッサケーブル及びプロセッサコネクタの金属部材に電氣的に接続させることができる。プロセッサコネクタの枠体の金属部材は第２のコンデンサを通じてプロ

50

セッサのフレームグラウンド（即ち、アース（大地））に交流的に接続されているため、内視鏡の外壁部に配置された金属部材がプロセッサのフレームグラウンド（アース）に第2のコンデンサを介して交流的に接続される。

【0024】

したがって、静電気放電が生じた場合に、その放電電流を内視鏡の外壁部の金属部材から光源装置のフレームグラウンド（アース）にだけでなく、プロセッサのフレームグラウンド（アース）に流すことができ、放電電流を更に効果的にアースに流すことができる。したがって、放電電流が信号ケーブル等によって回路の誤動作や画像の劣化が生じるという事態が防止される。また、高周波処置具等を使用した際の漏れ電流に対しては、第1サージアブソーバと同様に第2サージアブソーバも通電状態にならずに非導通状態に保持される

10

【0025】

更に、第2のコンデンサは、交流に対してインピーダンスを下げて、プロセッサケーブルの外壁部の金属部材やプロセッサコネクタの枠体の金属部材をアースに接続しているため、それらの金属部材がアンテナとなって電磁波の放射や電磁波の浸入が生じることを防止することができる。したがって、電磁妨害（EMI）や電磁感受性（EMS）に関する性能の向上が図られ、電磁両立性（EMC）が向上する。

【0026】

なお、プロセッサのフレームグラウンドも光源装置と同様に通常ではアース（大地）に接続されており、本明細書では、プロセッサのフレームグラウンドをアースと同等のものとして扱うこととする。

20

【0027】

本発明では、第2のコンデンサは、プロセッサが備え、プロセッサにおいて、プロセッサコネクタの枠体の金属部材と電氣的に接続され、かつ、プロセッサのフレームグラウンドと絶縁されて配置されたプロセッサコネクタ受けの金属部材と、プロセッサのフレームグラウンドとが第2のコンデンサを介して接続された形態とすることができる。

【0028】

本形態は、プロセッサに第2のコンデンサを配置する構成の一形態である。

【0029】

本発明では、第2のコンデンサは、プロセッサコネクタが備え、プロセッサコネクタにおいて、枠体が、プロセッサケーブルの外壁部の金属部材に電氣的に接続された金属部材を有する基端部と、プロセッサケーブルに対して基端部よりも遠方となる先端側に配置される先端部とからなり、プロセッサのフレームグラウンドと電氣的に接続され、かつ、基端部の金属部材と絶縁されて配置された先端部の金属部材と、基端部の金属部材とが第2のコンデンサを介して接続された形態とすることができる。

30

【0030】

本形態は、プロセッサコネクタに第2のコンデンサを配置する構成の一形態である。これによれば、内視鏡の種類又は個体ごとに最適な特性のコンデンサを第2のコンデンサとして使用することができる。

40

【0031】

本発明では、内視鏡は、挿入部の先端部に配置され、固体撮像素子を含むセンサ回路を実装したセンサ基板と、ライトガイドコネクタに配置され、センサ回路と信号ケーブルを介して信号伝送可能に接続されてセンサ回路からビデオ信号が伝送されるスコープ回路を実装したスコープ基板とを備え、プロセッサは、スコープ回路とプロセッサケーブルを介して信号伝送可能に接続されてスコープ回路からビデオ信号が伝送される患者回路を実装した患者基板と、患者基板とアイソレーション手段を介して信号伝送可能に接続されて患者基板からビデオ信号が伝送されると共に、表示装置が接続される2次回路を実装した2次基板とを備え、センサ基板の回路グラウンドとスコープ基板の回路グラウンドとが信号ケーブルのグラウンド線を介して接続され、スコープ基板の回路グラウンドと患者基板の回路グラ

50

ンドとがプロセッサケーブルのグラウンド線を介して接続され、患者基板の回路グラウンドと2次基板の回路グラウンドとが第3のコンデンサを介して接続され、2次基板の回路グラウンドとプロセッサのフレームグラウンドとが電氣的に接続され、信号ケーブルは、伝送線を被覆する第1のシールド線を有し、第1のシールド線がセンサ基板及びスコープ基板の回路グラウンドに接続された形態とすることができる。

【0032】

本形態によれば、内視鏡の信号ケーブルの第1のシールド線が第3のコンデンサを介してプロセッサのフレームグラウンド（アース）に交流的に接続される。したがって、内視鏡の処置具チャンネルにAPCのような高周波処置具等を挿通して使用した際に発生する交流（高周波）のノイズを第1のシールド線からアースに流すことができ、信号ケーブルの伝送線にノイズが混入することによる回路の誤動作や画質の劣化等を防止することができる。なお、第1のシールド線とは信号ケーブルが一重のシールド線のみの一重シールドの場合にはその1つのシールド線を示す。

【0033】

また、センサ基板、スコープ基板、患者基板の回路グラウンドも第3のコンデンサを介してプロセッサのフレームグラウンド（アース）に交流的に接続されるため、回路で使用されるクロック信号等によってそれらの基板や信号ケーブルから放射される電磁波を低減することができ、また、外部からの電磁波の侵入を防止することができる。したがって、電磁妨害（EMI）や電磁感受性（EMS）に関する性能の向上が図られ、電磁両立性（EMC）が向上する。

【0034】

本発明では、信号ケーブルは、第1のシールド線の外周部を被覆する第2のシールド線を有し、第2のシールド線が、プロセッサケーブルの外壁部の金属部材に電氣的に接続されたプロセッサコネクタの枠体の金属部材に接続された形態とすることができる。

【0035】

本形態によれば、信号ケーブルが二重のシールド線を有する二重シールドの場合のそれら2つのシールド線のうちの外側の第2のシールド線が、第2のコンデンサを介してプロセッサのフレームグラウンド（アース）に接続される。この場合、内視鏡の処置具チャンネルにAPCのような高周波処置具等を挿通して使用した際に発生する交流（高周波）のノイズを、第2のシールド線から第2のコンデンサを介してアースに流すことができる。

【発明の効果】

【0036】

本発明によれば、EMCの向上を図り、特に内視鏡に対する静電気放電に対して患者等への安全性を損なうことなく、回路の誤動作や画像の劣化を防止することができる。

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図1】本発明が適用される内視鏡システムの全体構成を示した外觀構成図

【図2】内視鏡の先端面を示す正面図

【図3】本発明が適用される内視鏡システムの電氣的構成を示した図

【図4】第1の実施の形態の内視鏡システムの回路グラウンドと回路以外の金属部材のアースへの接続構成を示した構成図

【図5】周波数（横軸）に対するコンデンサのインピーダンスの大きさ（縦軸）を例示したグラフ

【図6】第2の実施の形態の内視鏡システムの回路グラウンドと回路以外の金属部材のアースへの接続構成を示した構成図

【図7】第3の実施の形態の内視鏡システムの回路グラウンドと回路以外の金属部材のアースへの接続構成を示した構成図

【図8】第4の実施の形態の内視鏡システムの回路グラウンドと回路以外の金属部材のアースへの接続構成を示した構成図

【発明を実施するための形態】

【0038】

以下、添付図面に従って本発明の好ましい実施の形態について詳説する。

【0039】

図1は本発明が適用される内視鏡システムの全体構成を示した外観図である。

【0040】

同図に示す内視鏡システム1は、患者の体腔内を観察し、また、体腔内に所定の処置を施す際に使用されるシステムであり、施術者が把持して操作する内視鏡（電子内視鏡）10と、図示しないカート等の架台に各々載置される光源装置12、プロセッサ14、液晶モニタ等の表示装置16、及び、キーボードやマウス等の入力装置18と、を備えて構成されている。

10

【0041】

内視鏡10は、患者の体腔内に口や鼻等から挿入可能な挿入部20を備えると共に、挿入部20の先端部30に、患部等の観察部位の被写体を結像して電気信号に変換する撮像部を備えている。これによって、体腔内に挿入部20を挿入して撮像部を体腔内に配置することができ、体腔内の被写体像を示す電気信号を取得することができるようになっている。

【0042】

なお、撮像部によって動画像と静止画像のいずれでも取得することができるが、いずれの場合でも撮像部の光電変換により得られた被写体像の電気信号、又は、これに基づいて生成された被写体像の電気信号をビデオ信号というものとする。

20

【0043】

また、内視鏡10は、所望の内視鏡用処置具を処置具導入口66から挿入して挿入部20の先端部30から導出するための処置具挿通チャンネルを備えており、処置具挿通チャンネルを通じて所望の内視鏡用処置具を患部近傍に配置し、処置具の種類に応じた処置を施すことができるようになっている。内視鏡10の構成については後述する。

【0044】

光源装置12は、筐体80に設けられたコネクタ受け82に対して着脱可能な内視鏡10のライトガイドコネクタ（LGコネクタ）70が装着されることによって内視鏡10が光学的に接続されるようになっている。筐体80の内部には照明光を生成する光源を備えており、その光源により生成された照明光が光源装置12に光学的に接続された内視鏡10に供給されるようになっている。光源装置12から内視鏡10に供給された照明光は挿入部20の先端部30に配置された照明部から出射され、撮像部によって撮像される観察部位が照明光によって明るく照明されるようになっている。

30

【0045】

プロセッサ14は、筐体84に設けられたコネクタ受け86に対して着脱可能な内視鏡10のプロセッサコネクタ74が装着されることによって内視鏡10が電氣的（信号送受信可能）に接続されるようになっている。筐体84の内部にはプロセッサ14に接続された機器との間での各種信号の入出力や各種信号処理を行う処理部を備えており、その処理部によりプロセッサ14に接続された内視鏡10の撮像部の制御や撮像部により取得されたビデオ信号の取込みとビデオ信号に対する各種信号処理が行われるようになっている。

40

【0046】

また、プロセッサ14の処理部では、表示装置16に表示させる画像の生成とその画像の表示装置16への出力制御が行われるようになっており、内視鏡10から取り込まれたビデオ信号に基づいて表示用のビデオ信号が生成されて表示装置16に出力され、表示装置16の画面に撮像部により撮像された被写体の画像（動画像又は静止画像）が表示されるようになっている。また、各種操作を案内する操作案内画像等のプログラム生成された画像のビデオ信号が表示装置16に出力されて表示装置16の画面に表示されるようになっている。

【0047】

更に、プロセッサ14の処理部には、入力装置18に対して施術者等が行った操作に基

50

づく操作信号が入力されるようになっており、その入力された操作信号に基づいて処理部での各種処理が実行されるようになっている。

【0048】

表示装置16は、プロセッサ14から入力されたビデオ信号を画像として画面に表示する。表示装置16の画面には、例えば上述のように内視鏡10の撮像部により撮像された体腔内の被写体の画像が表示され、その表示によって施術者等が体腔内を観察することができるようになっている。表示装置16としては図1のような液晶モニタに限らず画像を画面表示することができる装置であればどのような形態のものであってもよい。

【0049】

入力装置18は、施術者等の操作者によって行われた操作に対応した信号を操作信号としてプロセッサ14に与える。例えば、表示装置16の画面に表示される操作案内画像等を参照しながら操作者が所定の設定情報や指示情報を入力装置18によりプロセッサ14に入力することができるようになっている。入力装置18としては図1のようなキーボードやマウスに限らず、必要な情報を入力することができる装置であればどのような形態のものであってもよい。

【0050】

次に内視鏡10の構成について説明すると、内視鏡10は、患者の口や鼻等から体腔内に挿入可能な細長の挿入部20と、挿入部20の基端側に連設された操作部22と、操作部22から延設されたユニバーサルケーブル24と、ユニバーサルケーブル24の端部に設けられたコネクタ部26とから構成されている。

【0051】

挿入部20は、先端で管腔が閉塞された管状で細長の外壁部で全体が覆われており、先端側から基端側（手元側）に向かって順に先端部30、湾曲部32、及び、軟性部34により構成されている。

【0052】

先端部30は、被写体を撮像する撮像部や被写体に照明光を出射する照明部等を搭載しており、図2に示すように先端部30の前面、即ち、挿入部20の先端面40には、図2に示すように観察窓42、照明窓44、46、送気・送水口48（送気・送水ノズル）、及び、処置具導出口50とが設けられている。

【0053】

観察窓42は撮像部を構成する光学系の一部であり、観察窓42の基端側には、その光学系を構成する他の光学部品（レンズ等）と、CCD、CMOS（MOS型）等の固体撮像素子が配置されている。したがって、体腔内の患部等の被写体からの被写体光が観察窓42から入射して撮像部の光学系を通過する。そして、被写体光が光学系を通過することによって固体撮像素子の受光面に被写体像が結像され、その被写体像が固体撮像素子によりビデオ信号に変換されるようになっている。

【0054】

照明窓44、46は、照明部の構成要素であり、照明窓44、46の基端側には、光源装置12からライトガイドにより導かれた照明光を出射する光出射部が配置されている。これによって、光出射部から出射された照明光が、照明窓44、46を介して観察部位の被写体に照射され、撮像部で撮像する被写体が明るく照明されるようになっている。

【0055】

送気・送水口48は、内視鏡10の内部に挿通配置された送気・送水チャンネル（送気・送水チューブ）に接続されており、LGコネクタ70に接続される不図示の送気・送水装置から送気・送水チャンネルに供給された水（液体）や気体が送気・送水口48から観察窓等に向けて噴射され、観察窓42の洗浄等を行うことができるようになっている。操作部22には、送気・送水ボタン60が設けられており、その送気・送水ボタン60を操作することによって、送気・送水口48からの送気のオン／オフと送水のオン／オフを行うことができるようになっている。

【0056】

処置具導出口 50 は、挿入部 20 の内部（管腔）に挿通配置された処置具チャンネル（処置具挿通チューブ）の一方の端部に接続されており、処置具チャンネルの他方の端部に接続された処置具導入口 66 に連通されている。したがって、処置具導入口 66 から所望の処置具を挿入することによって、処置具チャンネルを介して挿入部 20 の先端面 40 の処置具導出口 50 からその処置具を導出させ、体腔内の患部等に処置具の種類に応じた処置を施すことができるようになっている。なお、処置具導出口 50 は、吸引口としても兼用されており、不図示の吸引装置を操作部 22 に接続し、操作部 22 の吸引ボタン 62 を操作することによって、処置具導出口 50 からの吸引のオン／オフを切替えることができるようになっている。

【0057】

10

以上の先端部 30 の基端側に設けられる湾曲部 32 は、その外壁部が、例えば、直列に連設された複数の環状の湾曲駒（節輪）とその外周を被覆する可撓性を有する網状管（金属細線を編組して形成された網状管）と更にその外周を被覆する外皮（合成樹脂等材等から形成されるチューブ等）により構成されている。最も先端の湾曲駒には操作ワイヤの先端が固設され、挿入部 20 の内部に挿通配置されたその操作ワイヤを操作部 22 のアングルノブ 64 の操作によって押し引きすることで、湾曲部 32 を能動的に所定の方向に湾曲させることができるようになっている。これによって、先端部 30 の先端面 40 の向きを変えて撮像部による観察方向を操作することができるようになっている。

【0058】

湾曲部 32 の基端側に設けられる軟性部 34 は、その外壁部が、例えば、可撓性を有する金属製の螺旋管とその外周を被覆する可撓性を有する網状管（金属細線を編組して形成された網状管）と更にその外周を被覆する可撓性を有する外皮により構成され、湾曲部 32 から連続して管状に形成されると共に可撓性を有している。これによって、軟性部 34 の内部には、先端部 30 の撮像部に接続される信号ケーブルや、上記のライトガイド、送気・送水チューブ、及び処置具挿通チューブなどが先端部 30 及び湾曲部 32 の内部から連通して挿通配備されると共に、体腔内への挿入経路の湾曲形状に応じて湾曲部 32 が受動的に湾曲するようになっている。

20

【0059】

操作部 22 は、施術者が体腔外で各種操作を行う操作部材（後述）を備えており、上述したように挿入部 20 の先端面 40 における送気・送水口 48 からの送気のオン／オフと送水のオン／オフを行う送気・送水ボタン 60、先端面 40 における処置具導出口 50 からの吸引のオン／オフを行う吸引ボタン、湾曲部 32 の湾曲操作を行うアングルノブ 64 等を備えている。なお、先端部 30 の撮像部による静止画の取り込みを指示する撮影ボタン等も設けられている。

30

【0060】

ユニバーサルケーブル 24 は、管状で細長の可撓性を有する外壁部で覆われており、その外壁部の内側の管腔には、挿入部 20 の内部及び操作部 22 の内部の空洞部に挿通配置された上記の信号ケーブル、ライトガイド、送気・送水チューブ等が挿通配置されている。

【0061】

40

コネクタ部 26 は、ユニバーサルケーブル 24 の端部に連結された L G コネクタ 70 と、L G コネクタ 70 から延設されたプロセッサケーブル 72 と、そのプロセッサケーブル 72 の端部に設けられたプロセッサコネクタ 74 とを備え、L G コネクタ 70 が光源装置 12 のコネクタ受け 82 に着脱可能に装着され、プロセッサコネクタ 74 がプロセッサ 14 のコネクタ受け 86 に着脱可能に装着されるようになっている。

【0062】

後述のように L G コネクタ 70 の枠体内部には、スコープ回路を実装したスコープ基板が搭載されており、挿入部 20 の先端部 30 における撮像部に接続された信号ケーブルはそのスコープ基板に接続され、そのスコープ基板にプロセッサケーブル 72 が接続されるようになっている。これによって、撮像部は、L G コネクタ 70 内のスコープ基板を介し

50

てプロセッサ 14 に接続されるようになっている。なお、プロセッサケーブル 72 は L G コネクタ 70 に対して着脱可能にコネクタで接続されるものとすることができるが、本実施の形態では L G コネクタ 70 に取り付けられているものとする。

【0063】

また、内視鏡 10 の内部に挿通配置されたライトガイドは、L G コネクタ 70 により光源装置 12 に光学的に接続され、光源装置 12 により生成された照明光がライトガイドに供給されるようになっている。これによって、光源装置 12 により生成された照明光がライトガイドにより挿入部 20 の先端部 30 の照明部に伝送され、照明部からその照明光が出射されるようになっている。

【0064】

さらに、内視鏡 10 の内部に挿通配置された送気・送水チャンネル（送気・送水チューブ）は、L G コネクタ 70 により不図示の送気・送水装置に接続され、送気・送水装置により供給された水（液体）や気体が送気・送水チャンネルに供給されるようになっている。これによって、送気・送水装置により供給された水や気体が送気・送水チャンネルを通じて挿入部 20 の先端部 30 の送気・送水口 48 に送られ、送気・送水口 48 から水や気体が噴射されるようになっている。

【0065】

次に、上記内視鏡システム 1 の電氣的構成について図 3 を用いて説明する。

【0066】

同図には、図 1 と同様に内視鏡 10 の L G コネクタ 70 が光源装置 12 のコネクタ受け 82 に装着され、内視鏡 10 のプロセッサコネクタ 74 がプロセッサ 14 のコネクタ受け 86 に装着されている状態が示されている。また、L G コネクタ 70 からユニバーサルケーブル 24、操作部 22、及び、挿入部 20 の内部を順に挿通して配置され、光源装置 12 の光源 83 により生成された照明光を挿入部 20 の先端部 30 の照明部 58 まで伝送して照明部 58 から出射するライトガイド 56 も示されている。

【0067】

この図に示すように上記内視鏡システム 1 は、内視鏡 10 の挿入部 20 の先端部 30 に搭載されたセンサ回路 54 と、内視鏡の L G コネクタ 70 に搭載されたスコープ回路 76 と、プロセッサ 14 に搭載された患者回路 90 及び 2 次回路 92 を備えている。センサ回路 54 とスコープ回路 76 とは、内視鏡 10 内に挿通配置された信号ケーブル 108 を介して接続され、スコープ回路 76 と患者回路 90 とは、L G コネクタ 70 から延設されたプロセッサケーブル 72 を介して接続され、患者回路 90 と 2 次回路 92 とは、アイソレーションデバイス 94（フォトカプラ、パルストランス等）を介して絶縁された状態で信号伝送及び電力伝送可能に接続されている。

【0068】

センサ回路 54 は、撮像部を構成する固体撮像素子 52 やその周辺回路を実装しており、固体撮像素子 52 によって体腔内の被写体を撮像して得られたビデオ信号が信号ケーブル 108 に内包される伝送線 109 に送出されるようになっている。なお、伝送線 109 は後述のグランド線を含む複数本の伝送線を 1 本で示したものである。

【0069】

スコープ回路 76 は、信号ケーブル 108 の伝送線 109 により伝送されたビデオ信号を取得して、内視鏡 10 の種類によって異なるセンサ回路 54 からのビデオ信号をプロセッサ 14 で取得可能な共通形式のビデオ信号に変換する処理や、ビデオ信号に対して基本的な信号処理を施す前処理回路を有している。前処理回路で行う信号処理として、例えば、相関二重サンプリング処理、自動ゲイン処理、A/D 変換処理などがある。この前処理回路によって信号処理が施されたビデオ信号は、患者回路 90 との間を接続するプロセッサケーブル 72 の伝送線 73 に送出される。なお、伝送線 73 は後述のグランド線を含む複数本の伝送線を 1 本で示したものである。

【0070】

また、スコープ回路 76 は、センサ回路 54 の固体撮像素子 52 を駆動する駆動信号（

10

20

30

40

50

クロック信号等)や電力を信号ケーブル108の伝送線109を介してセンサ回路54に与える駆動回路なども有している。

【0071】

患者回路90は、プロセッサケーブル72の伝送線73により伝送されたビデオ信号を取得して、そのビデオ信号に対して画質補正ための信号処理を行う後処理回路を有している。後処理回路で行う信号処理として例えば、ホワイトバランス調整、ガンマ補正、ゲイン補正などがある。この後処理回路によって信号処理が施されたビデオ信号は、アイソレーションデバイス94を介して2次回路92に伝送される。

【0072】

また、患者回路90は、センサ回路54やスコープ回路76を駆動するための電力やそれらの回路動作を制御するための制御信号をプロセッサケーブル72の伝送線73を介してスコープ回路76に与える駆動回路なども有している。

【0073】

2次回路92は、アイソレーションデバイス94を介して患者回路90から伝送されたビデオ信号を取得して、そのビデオ信号の映像を2次回路92に接続された表示装置16の画面に表示させるためのビデオ信号の生成や出力を行う表示制御回路を有している。これによって、撮像部によって撮像された体腔内の被写体の画像が表示装置16の画面に表示されるようになっている。

【0074】

また、2次回路92は、表示装置16に表示する操作案内画像等の生成や、2次回路92に接続された入力装置18からの操作信号等に基づいて患者回路90に対して各種指示を行う制御信号をアイソレーションデバイス94を介して患者回路90に与える処理回路なども有している。

【0075】

なお、センサ回路54、スコープ回路、患者回路90、及び、2次回路92において行われる処理内容についての上記説明は一例であって、本発明は、各回路における処理内容がどのようなものであっても適用できる。

【0076】

次に、上記内視鏡システム1の電磁両立性(EMC: Electromagnetic Compatibility)を向上を図るための構成について説明する。

【0077】

まず、図3において、センサ回路54とスコープ回路76とを接続する信号ケーブル108には、複数の伝送線(各伝送線は導体(芯線)を絶縁体で被覆したもの)を束ねてその周りをシールド線により被覆した多芯ケーブルが使用されており、各伝送線の一方の端部がセンサ回路54を実装した回路基板(後述のセンサ基板100)の対応する接続端子に接続され、各伝送線の他方の端部がスコープ回路76を実装した回路基板(後述のスコープ基板102)の対応する接続端子に接続されている。

【0078】

このような信号ケーブル108として、シールド線が一重のもの(一重シールドの信号ケーブル)と、内側のシールド線とその外周側のシールド線とでシールド線が二重となっているもの(二重シールドの信号ケーブル)とが使用される場合がある。二重シールドの信号ケーブルを使用した場合には一重シールドの信号ケーブルを使用した場合よりもノイズの混入を少なくすることができ一方、信号ケーブルの外径が太くなる。そのため、挿入部20の太さ等に応じて一重シールドの信号ケーブルと二重シールドの信号ケーブルとが使い分けられている。

【0079】

まず、信号ケーブル108として一重シールドのものが使用されている内視鏡10を用いた内視鏡システム1の第1の実施の形態について説明する。

【0080】

図4は、第1の実施の形態の内視鏡システム1の回路グラウンド(シグナルグラウンド)と

10

20

30

40

50

回路以外の金属部材のアースへの接続構成を示した構成図である。

【0081】

同図において、挿入部20の先端部30に配置されたセンサ基板100、LGコネクタ70に配置されたスコープ基板102、プロセッサ14に配置された患者基板104及び2次基板106は各々、図3におけるセンサ回路54、スコープ回路76、患者回路90、2次回路92を実装した回路基板を示している。

【0082】

同図に示すように、各々の回路基板上に実装した回路の基準電位となる回路グランドに関して、センサ基板100の回路グランドは、信号ケーブル108の1つの伝送線であるグランド線110によりスコープ基板102の回路グランドに接続されている。これによって、センサ基板100の回路グランドとスコープ基板102の回路グランドとが電氣的（直流的及び交流的）に接続（短絡）されている。

10

【0083】

また、信号ケーブル108の一重のシールド線112も信号ケーブル108の両端部においてグランド線110に接続されており、センサ基板100及びスコープ基板102の回路グランドに電氣的に接続（短絡）されている。

【0084】

スコープ基板102の回路グランドは、プロセッサケーブル72の1つの伝送線であるグランド線130により患者基板104の回路グランドに接続されている。これによって、スコープ基板102の回路グランドと患者基板104の回路グランドとが電氣的に接続（短絡）されている。なお、プロセッサケーブル72も信号ケーブル108と同様に複数の伝送線を内包する多芯ケーブルの構成となっている。

20

【0085】

患者基板104の回路グランドは、2次基板106の回路グランドに対して導体で接続されずに絶縁（非短絡）されているが、コンデンサC3（第3のコンデンサ）を介して接続されている。これによって、患者基板104の回路グランドと2次基板106の回路グランドとが交流的にのみ接続されている。

【0086】

2次基板106の回路グランドは、フレームグランドとなるプロセッサ14の金属（導体）の筐体84に電氣的に接続（短絡）され、その筐体84（フレームグランド）はアース（大地）に電氣的に接続（短絡）されている。

30

【0087】

したがって、内視鏡10全体とプロセッサ14の患者基板104とからなる内視鏡装着部に配置された回路の回路グランド及び信号ケーブル108のシールド線112は、2次基板106の回路グランド、プロセッサ14のフレームグランド（筐体84）、及び、アースに対して、直流的に絶縁されているが、コンデンサC3を介して交流的に接続されている。

【0088】

なお、筐体84全体が金属部材で構成されてフレームグランドとなる場合に限らず、筐体84が部分的に金属部材で構成され、その金属部材をフレームグランドとする場合や、筐体84とは別に内蔵した金属部材をフレームグランドとする場合であってもよく、その場合には、それらのフレームグランドとなる金属部材に2次基板106の回路グランドが接続（短絡）されるものとする。

40

【0089】

内視鏡10の挿入部20の外壁部に配置される金属体（金属部材）114は、図1に示した先端部30、湾曲部32、軟性部34の各々の外壁部に含まれる網状管、湾曲駒、螺旋管等の金属部材を含む。それらの挿入部20の外壁部に配置される金属部材は電氣的に接続（短絡）されており、図4では一体の金属体114として示されている。なお、回路（回路を構成する金属部材）以外の金属部材であって、外壁部に配置されていない金属部材も金属体114に接続（短絡）されていてもよい。

50

【0090】

その金属体114は、操作部22の外壁部に配置される金属体（枠体等の金属部材）116に電氣的に接続（短絡）されている。操作部22の金属体116は、ユニバーサルケーブル24の外壁部に配置される金属体（金属部材）118の基端部に電氣的に接続（短絡）されている。なお、操作部22の外壁部に配置されていない回路以外の金属部材も金属体116に接続（短絡）されていてもよい。

【0091】

ユニバーサルケーブル24の金属体118は、LGコネクタ70の外壁部を構成する枠体121の金属の基端部124に電氣的に接続（短絡）されている。

【0092】

LGコネクタ70の枠体121は、スコープ基板102等の内蔵物を収容しており、その枠体121は、ユニバーサルケーブル24に連設された金属の基端部124と、ユニバーサルケーブル24に対して基端部124よりも遠方となる先端側に配置される金属の先端部122と、先端部122と基端部124との間に配置される第1サージアブソーバ126と構成されている。

【0093】

第1サージアブソーバ126は先端部122と基端部124との電圧差（電位差）が所定の閾値以下の状態では電気を導通しない非通電状態となり、先端部122と基端部124とを絶縁した状態に保つ。一方、先端部122と基端部124との電圧差（電位差）が上記閾値よりも大きい状態になると、電気を導通する通電状態に切り替わり、先端部122と基端部124とを電氣的に接続（短絡）した状態に切り替える。たとえば、その閾値として1kVのものが使用される。

【0094】

また、LGコネクタ70の基端部124には、LGコネクタ70の基端部124から延設されるプロセッサケーブル72の外壁部に配置されている金属体132（シールド線等の金属部材）との間となる位置に第1サージアブソーバ126と同様の第2サージアブソーバ128が介在されており、LGコネクタ70の基端部124とプロセッサケーブル72の金属体132との電圧差（電位差）に応じてそれらを絶縁した状態と電氣的に接続（短絡）した状態に切り替えるようになっている。

【0095】

LGコネクタ70の先端部122は、光源装置12のコネクタ受け82に装着されることによってコネクタ受け82（金属の枠体）に電氣的に接続される。コネクタ受け82は、フレームグランドとなる光源装置12の金属の筐体80に対して絶縁（非短絡）されているが、コンデンサC1（第1のコンデンサ）を介して交流的に接続されている。筐体80（フレームグランド）はアース（大地）に電氣的に接続（短絡）されている。

【0096】

これによって、LGコネクタ70の先端部122と光源装置12のフレームグランド（筐体80）及びアースとが、コンデンサC1を介して交流的にのみ接続されている。

【0097】

なお、LGコネクタ70の先端部122、基端部124、コネクタ受け82は、それら全体が金属部材で構成されている場合に限らず、部分的に金属部材で構成されている場合であってもよく、両方の場合を考慮すると、ユニバーサルケーブル24の金属体118に基端部124の金属部材が電氣的に接続（短絡）され、基端部124の金属部材に第1サージアブソーバ126を介して先端部122の金属部材が接続されると共に第2サージアブソーバ128を介してプロセッサケーブル72の金属体132が接続された構成とすることができる。また、先端部122の金属部材にコネクタ受け82の金属部材が電氣的に接続（短絡）され、コネクタ受け82の金属部材がコンデンサC1を介して光源装置12のフレームグランドに接続された構成とすることができる。

【0098】

また、プロセッサ14と同様に光源装置12の筐体80全体が金属部材で構成されてフ

10

20

30

40

50

レームグラウンドとなる場合に限らず、筐体 80 が部分的に金属部材で構成され、その金属部材をフレームグラウンドとする場合や、筐体 80 とは別に内蔵した金属部材をフレームグラウンドとする場合であってもよく、その場合には、それらのフレームグラウンドとなる金属部材にコネクタ受け 82 の金属部材がコンデンサ C1 を介して接続（短絡）されるものとする。

【0099】

プロセッサケーブル 72 の金属体 132 は、プロセッサコネクタ 74 の外壁部を構成する金属の枠体 134 に電氣的に接続（短絡）され、そのプロセッサコネクタ 74 の枠体 134 は、プロセッサ 14 のコネクタ受け 86 に装着されることによってコネクタ受け 86（金属の枠体）に電氣的に接続（短絡）される。

10

【0100】

コネクタ受け 86 は、フレームグラウンドとなるプロセッサ 14 の金属の筐体 84（フレームグラウンド）に対して絶縁（非短絡）されているが、コンデンサ C2（第 2 のコンデンサ）を介して交流的に接続されている。プロセッサ 14 の筐体 84（フレームグラウンド）は上述のようにアース（大地）に電氣的に接続（短絡）されている。

【0101】

これによって、プロセッサケーブル 72 の金属体 132、プロセッサコネクタ 74 の枠体 134、及び、プロセッサ 14 のコネクタ受け 86 と、プロセッサ 14 のフレームグラウンド（筐体 84）及びアースとが、コンデンサ C2 を介して交流的にのみ接続されている。

20

【0102】

なお、プロセッサコネクタ 74 の枠体 134、コネクタ受け 86 は、それら全体が金属部材で構成されている場合に限らず、部分的に金属部材で構成されている場合であってもよく、両方の場合を考慮すると、プロセッサケーブル 72 の金属体 132 に枠体 134 の金属部分が電氣的に接続（短絡）され、枠体 134 の金属部材にコネクタ受け 86 の金属部材が接続され、コネクタ受け 86 の金属部材にコンデンサ C2 を介してプロセッサ 14 のフレームグラウンドが接続された構成といえることができる。

【0103】

以上のことから、内視鏡 10 全体及び患者基板 104 とからなる内視鏡装着部に配置された回路以外の金属部材（主として内視鏡 10 の外壁部に配置された金属部材）は、光源装置 12 のフレームグラウンド（筐体 80）、プロセッサ 14 のフレームグラウンド（筐体 84）、及び、アースとは、直流的に絶縁されているが、コンデンサ C1 又は C2 を介して交流的に接続されている。また、LG コネクタ 70 の枠体 121 の基端部 124 は、第 1 サージアブソーバ 126 及び第 2 サージアブソーバ 128 が通電状態となるような電圧が印加されない限りは、光源装置 12 のフレームグラウンド（筐体 80）、プロセッサ 14 のフレームグラウンド（筐体 84）、及び、アースとは交流的にも絶縁されている。

30

【0104】

以上の第 1 の実施の形態の構成によれば、内視鏡 10 全体及び患者基板 104 とからなる内視鏡装着部の回路及び回路以外の金属部材（主として内視鏡 10 の外壁部に配置された金属部材）はいずれもフレームグラウンド、アース、及び、2 次基板 106 とは直流的に絶縁されている。

40

【0105】

したがって、光源装置 12、プロセッサ 14、表示装置 16 等の周辺機器、処置具チャンネルを挿通させた処置具において回路部品の故障等によって漏れ電流が生じた場合であっても、内視鏡装着部の回路グラウンドや金属部材に直流の漏れ電流が流れることがない。

【0106】

また、第 1 サージアブソーバ 126 及び第 2 サージアブソーバ 128 は、漏れ電流の電圧に対しては非導通状態を維持するため、内視鏡装着部の金属部材に交流の漏れ電流が流れることもない。これにより、患者の安全が確保されている。特に、処置具チャンネルに APC（Argon-Plasma Coagulation：アルゴンプラズマコアギュレーション）のような高

50

周波処置具を挿入して使用している際に、高周波処置具から挿入部 20 の金属部材に直流及び交流の漏れ電流が流れるという事態が確実に防止されるようになっている。

【0107】

一方、処置具チャンネルに APC のような高周波処置具を挿通させて使用する場合に交流のノイズが信号ケーブル 108 等からビデオ信号に混入し、撮像部によって撮像した映像の画質の劣化等を招くおそれがある。

【0108】

このようなノイズに対しては、コンデンサ C3 をそのノイズの周波数で低インピーダンスとなるような特性のコンデンサとすることによって、挿入部 20 の信号ケーブル 108 のシールド線 112 等から内視鏡装着部の回路グランド及びコンデンサ C3 を通じて 2 次基板 106 に接続されたアースに流すことができるため、ビデオ信号へのノイズの混入を防止することができ、回路の誤動作や画質の劣化を防止することができる。

10

【0109】

特に、このような高周波処置具のノイズは、LG コネクタ 70 の第 1 サージアブソーバ 126 及び第 2 サージアブソーバ 128 を通電状態にする程には電圧が高くないため、内視鏡装着部の金属部材を通じてはアースに流れず、その分、高周波処置具と信号ケーブル 108 のシールド線 112 とのノイズ結合が大きくなる。これに対して、シールド線 112 に混入するノイズは、上記のようにコンデンサ C3 を介して大地に流すことができるため、ビデオ信号へのノイズの混入を防止することができ、回路の誤動作や画質の劣化を好適に低減することができる。

20

【0110】

また、内視鏡システム 1 の電磁両立性 (EMC) に関する検査では、静電気放電に関するイミュニティ試験が行われる。その試験で行われるように、主に内視鏡 10 と他の物体との間で静電気放電が生じた場合、それによる電流は内視鏡 10 の外壁部の金属部材に流れる。一般に静電気放電により生じる電圧は高いため、LG コネクタ 70 の第 1 サージアブソーバ 126 及び第 2 サージアブソーバ 128 が通電状態となる。

【0111】

したがって、コンデンサ C1 及びコンデンサ C2 を、静電気放電によって生じる電流の周波数で低インピーダンスとなるような特性のコンデンサとすることによって、静電気放電により生じた電流をコンデンサ C1 及び C2 を通じてアースに流すことができるため、患者の安全を確保することができ、かつ、ビデオ信号等へのノイズの混入を防止して、回路の誤動作や画質の劣化を防止することができる。

30

【0112】

また、内視鏡システム 1 の EMC に関する検査では、放射電磁界に関するイミュニティ試験が行われる。その試験で行われるように、内視鏡 10 に外部から電磁波が照射された場合、コンデンサ C3 をその電磁波の周波数で低インピーダンスとなるような特性のコンデンサとすることによって、内視鏡 10 の挿入部 20 に照射された電磁波によって生じる電流を、信号ケーブル 108 のシールド線 112 から回路グランド及びコンデンサ C3 を介してアースに流してエネルギーを消失させることができる。また、コンデンサ C2 を電磁波の周波数で低インピーダンスとなるような特性のコンデンサとしておくことによって、内視鏡 10 のプロセッサケーブル 72 に照射された電磁波によって生じる電流を、プロセッサケーブル 72 の金属体 132 (シールド線) からコンデンサ C2 を介してアースに流してエネルギーを消失させることができる。したがって、放射電磁界による回路の誤動作やビデオ信号へのノイズの混入を防止することができる。

40

【0113】

また、内視鏡システム 1 の EMC に関する検査では、雑音電界強度に関するエミッション試験が行われる。その試験によって測定されるように内視鏡 10 から放射される電磁波は、主として内視鏡 10 内の回路で使用するクロック信号 (ビデオ信号に含まれる水平同期信号などのクロック信号等) に起因し、そのクロック信号の周波数 (クロック周波数) の通倍となる周波数の電磁波が信号ケーブル 108 やスコープ基板 102 から放射され

50

易い。

【0114】

これに対して、内視鏡装着部の回路グラウンドをコンデンサC3を介してプロセッサ14のフレームグラウンド（アース）に接続しているため、コンデンサC3を、そのクロック周波数の通倍となる周波数に対して低インピーダンスとなるような特性のコンデンサとしておくことによって、クロック周波数の通倍となる周波数に対して回路グラウンドをアースに接地した状態とすることができ、信号ケーブル108やスコープ基板102等からの電磁波の放射を低減することができる。

【0115】

また、プロセッサケーブル72の金属体132及びプロセッサコネクタ74の枠体134をコンデンサC2を介してアースに接地しているため、コンデンサC2もクロック周波数の通倍となる周波数に対して低インピーダンスとなるような特性のコンデンサとしておくことによって、それらの金属体132、枠体134がアンテナとなって電磁波を放射することを低減することができる。

【0116】

続いて、各コンデンサC1～C3の特性について説明する。

【0117】

コンデンサC1～C3は、内視鏡装着部を直流的にアース（フレームグラウンド）から絶縁し、一定の耐電圧を保つようにする必要があるため、高耐圧のコンデンサであることが望ましい。具体的には、少なくとも4kVの耐圧を有することが望まれる。

【0118】

一方、コンデンサC1～C3は、上述の説明から以下の（a）～（d）のうちのいずれか1又は複数の作用を有するコンデンサとすることが可能である。

（a）APC等の高周波処置具からのノイズの周波数に対して内視鏡装着部の回路グラウンドを低インピーダンスでアースに接続する作用

（b）静電気放電による電流の周波数に対して内視鏡装着部の金属部材を低インピーダンスでアースに接続する作用

（c）外部から照射された電磁波の周波数に対して内視鏡装着部の回路グラウンドと、プロセッサケーブル72及びプロセッサコネクタ74の金属部材を低インピーダンスでアースに接続する作用

（d）内視鏡装着部の回路で使用されるクロック信号により放射される電磁波の周波数に対して内視鏡装着部の回路グラウンドと、プロセッサケーブル72及びプロセッサコネクタ74の金属部材を低インピーダンスでアースに接続する作用

ここで、各作用（a）～（d）において対象とする周波数を対象周波数と称し、各々、 f_a （角周波数 $\omega_a = 2\pi \cdot f_a$ ）、 f_b （角周波数 $\omega_b = 2\pi \cdot f_b$ ）、 f_c （角周波数 $\omega_c = 2\pi \cdot f_c$ ）、 f_d （角周波数 $\omega_d = 2\pi \cdot f_d$ ）で表すものとする、

作用（a）の対象周波数 f_a は、高周波処置具としてビデオ信号にノイズが混入しやすいAPCを使用している際の25MHz前後の周波数とすることが望ましい。

【0119】

作用（b）の対象周波数 f_b は、300MHz（又はその近傍の周波数）とすることが望ましい。

【0120】

作用（c）の対象周波数 f_c は、内視鏡10に外部から照射する電磁波の周波数を変えて実測したビデオ信号にノイズが乗りやすい周波数（1又は複数の異なる周波数）とすることが望ましい。

【0121】

作用（d）の対象周波数 f_d は、一例として100～230MHz（100MHz以上、かつ、230MHz以下）の周波数とすることが望ましい。内視鏡装着部における画像処理回路の動作周波数を例えば100MHz、全体を制御するCPUを例えば133MHzとすると、これらの周波数や通倍となる周波数の電磁波が放射されやすい。このような

10

20

30

40

50

状況において、特に100～230MHzの周波数では雑音電界強度が許容範囲外となりやすいため、対象周波数 f_d を100～230MHzとすることが望ましい。

【0122】

各コンデンサ C_1 、 C_2 、 C_3 のインピーダンスは、それらに与えられる交流（交流電圧又は交流電流）の周波数 f （角周波数 ω ： $\omega = 2\pi f$ ）によって変化し、各々、 Z_1 、 Z_2 、 Z_3 で表すものとし、それらの大きさ（絶対値）を、 $|Z_1|$ 、 $|Z_2|$ 、 $|Z_3|$ で表すものとする。そして、各作用（a）～（d）において、それらが低インピーダンス（回路グラウンドや金属部材をアースに短絡している）とみなせるのは、それらのインピーダンスの大きさ $|Z_1|$ 、 $|Z_2|$ 、 $|Z_3|$ が所定の閾値 Z_0 以下の値を示すときであるものとする。閾値 Z_0 として例えば10Ωとすることが望ましいが、かならずしもこれに限らない。

10

【0123】

コンデンサ C_1 は、上述したように上記作用（a）～（d）のうちの作用（b）を有するコンデンサとすることができ。その場合に、コンデンサ C_1 として、対象周波数 f_b に対して低インピーダンスとなるように、そのインピーダンス Z_1 の大きさ $|Z_1|$ が、対象周波数 f_b の周波数に対して $|Z_1| \leq Z_0$ となる特性のコンデンサを選定すればよい。

【0124】

コンデンサ C_2 は、上記作用（a）～（d）のうちの作用（b）、（c）、（d）を有するコンデンサとすることができ。その場合に、コンデンサ C_2 として、対象周波数 f_b 、 f_c 、及び、 f_d の全てに対して低インピーダンスとなるように、そのインピーダンス Z_2 の大きさ $|Z_2|$ が、対象周波数 f_b 、 f_c 、及び、 f_d の全てに対して $|Z_2| \leq Z_0$ となる特性のコンデンサを選定すればよい。ただし、コンデンサ C_2 によって作用（b）、（c）、（d）の全ての作用が得られるようにするに必要はなく、それらのうちのいずれか1又は複数の作用が得られるようにしてもよい。例えば、作用（b）は、コンデンサ C_1 によっても得ることができるため、コンデンサ C_2 は、作用（c）、（d）のみを有するものとし、コンデンサ C_2 として、インピーダンス Z_2 の大きさ $|Z_2|$ が、対象周波数 f_c 、及び、 f_d に対して $|Z_2| \leq Z_0$ となる特性のコンデンサを選定してもよい。

20

【0125】

コンデンサ C_3 は、上記作用（a）～（d）のうちの作用（a）、（c）、（d）を有するコンデンサとすることができ。その場合に、コンデンサ C_3 として、対象周波数 f_a 、 f_c 、及び、 f_d の全てに対して低インピーダンスとなるように、そのインピーダンス Z_3 の大きさ $|Z_3|$ が、対象周波数 f_a 、 f_c 、及び、 f_d の全てに対して $|Z_3| \leq Z_0$ となる特性のコンデンサを選定すればよい。なお、コンデンサ C_2 と同様にコンデンサ C_3 によって作用（a）、（c）、（d）の全ての作用が得られるようにする必要はなく、それらのうちのいずれか1又は複数の作用が得られるようにしてもよい。

30

【0126】

ここで、一般にコンデンサのインピーダンス Z は、静電容量成分（キャパシタンス成分）だけでなく、インダクタンス成分と抵抗成分を含んでおり、キャパシタンスを C （単位：F（ファラッド））、インダクタンスを L （単位：H（ヘンリー））、抵抗を R （単位：Ω（オーム））とし、交流の角周波数（ $2\pi f$ ： f は周波数）を ω 、虚数単位を j とすると、コンデンサのインピーダンス Z は、次式（1）で表される。

40

【0127】

$$Z = R + j\omega L + 1 / (j\omega C) \quad \cdots (1)$$

そして、インピーダンス Z の大きさ $|Z|$ は、次式（2）で表される。

【0128】

$$|Z| = [R^2 + \{\omega L - 1 / (\omega C)\}^2]^{(1/2)} \quad \cdots (2)$$

このインピーダンス Z の大きさ $|Z|$ を縦軸、角周波数 ω （周波数 f ）を横軸として周波数特性曲線の概略をグラフで表すと、図5のようになる。このグラフに示すように、角

50

周波数 ω が、次式 (2) の角周波数 ω_0 (周波数 f_0)、

$$\omega = \omega_0 = 2\pi \cdot f_0 = 1 / (LC)^{(1/2)} \quad \dots (2)$$

となるときにインピーダンス Z の大きさ $|Z|$ が最小値 R となり、角周波数 ω がその角周波数 ω_0 (周波数 f_0 : $\omega_0 = 2\pi \cdot f_0$) よりも大きくなるほど、また、小さくなるほど、 $|Z|$ が増大する傾向を示す。

【0129】

所定の対象周波数 f_s (角周波数 ω_s : $\omega_s = 2\pi \cdot f_s$) において低インピーダンスとなるような特性のコンデンサを使用する場合、その選定条件としては、その対象周波数 f_s において、インピーダンス Z の大きさ $|Z|$ が閾値 Z_0 以下になること、すなわち、次式 (3)、

$$|Z| \leq Z_0 \quad \dots (3)$$

を満たすことが選定条件となる。この選定条件を満たす特性のコンデンサであれば、対象周波数 f_s において低インピーダンスとなる特性のコンデンサとして使用することができる。一方、このような選定条件を満たす特性のコンデンサのうち、特に、対象周波数 f_s (角周波数 ω_s) が上式 (2) の周波数 f_0 (角周波数 ω_0) と一致し、対象周波数 f_s においてインピーダンス Z の大きさ $|Z|$ が最小値 R となるような特性のコンデンサを選定して使用すると、対象周波数 f_s に対するコンデンサのインピーダンスを他の周波数よりも小さくすることができるため、望まない周波数に対してもコンデンサを低インピーダンスにしてしまうことがないため好適である。

【0130】

また、対象周波数 f_s は、特定値の周波数だけでなく、その周辺の周波数も含む帯域幅を有する周波数、例えば、作用 (d) のように最小周波数 f_{s1} (Hz) ~ 最大周波数 f_{s2} (Hz) の周波数帯域内の全ての周波数とする場合が考えられる。その場合には、対象周波数 f_s とする周波数帯域内の全ての周波数に対して低インピーダンスとなる特性のコンデンサを選定する。

【0131】

即ち、対象周波数 f_s とする周波数帯域内の全ての周波数に対して、上記条件式 (3) を満たす特性のコンデンサを選定すればよい。より具体的には、対象周波数 f_s とする周波数帯域内の周波数のうち、最小周波数 f_{s1} と最大周波数 f_{s2} の両方に対して、上記条件式 (3) を満たす特性のコンデンサを選定すればよい。特に、このような選定条件を満たすコンデンサのうち、対象周波数 f_s とする周波数帯域内の全ての周波数のうち、いずれかの周波数が上式 (2) の周波数 f_0 (角周波数 ω_0) と一致するような特性のコンデンサ、別言すると、上式 (2) の周波数 f_0 が対象周波数 f_s とする周波数帯域内に含まれる特性のコンデンサを選定して使用すると好適である。

【0132】

なお、対象周波数 f_s として周波数帯域の範囲を明確にする値がなく、特定値の周波数とその周辺の周波数帯域の周波数を対象周波数 f_s とするような場合であっても、その特定値の周波数に対して上記条件式 (3) を満たす特性のコンデンサを選定すれば、その周辺の周波数に対してもインピーダンス Z の大きさ $|Z|$ が閾値 Z_0 以下の値又は閾値 Z_0 付近の値となるため、必然的にその周辺の周波数に対しても低インピーダンスとなる特性のコンデンサを選定したものとしてすることができる。

【0133】

また、対象周波数 f_s は、1つの特定値の周波数、又は、1つの連続する周波数からなる周波数帯域の周波数とするだけでなく、上記作用 (a) ~ (d) のうちの複数の作用を有するコンデンサを選定する場合のように (複数の作用を有するコンデンサ C_2 、 C_3 として適切なコンデンサを選定する場合に相当)、離散的な複数の異なる特定値の周波数、複数の異なる周波数帯域内の周波数、又は、それらの組み合わせとする場合が考えられる。即ち、対象周波数 f_s が複数の異なる対象周波数 f_{s1} 、 f_{s2} 、 $\dots$ を含む場合が考えられる。その場合には、対象周波数 f_s としての周波数のうちの任意 (全て) の周波数に対して (全ての対象周波数 f_{s1} 、 f_{s2} 、 $\dots$ に対して) 低インピーダンスとなる

10

20

30

40

50

特性のコンデンサを選定すればよい。

【0134】

即ち、対象周波数 f_s に含まれる周波数のうちの任意（全て）の周波数に対して、上記条件式（3）を満たす特性のコンデンサを選定すればよい。より具体的には、対象周波数 f_s とする周波数のうち、最小の周波数と最大の周波数の両方に対して、上記条件式（3）を満たす特性のコンデンサを選定すればよい。特に、このような選定条件を満たすコンデンサのうち、対象周波数 f_s とする周波数のうちの最小の周波数から最大の周波数までの連続する周波数の範囲のいずれかの周波数が上式（2）の周波数 f_0 （角周波数 ω_0 ）と一致するような特性のコンデンサ、別言すると、上式（2）の周波数 f_0 が対象周波数 f_s とする周波数のうちの最小の周波数から最大の周波数までの範囲内に含まれる特性のコンデンサを選定して使用すると好適である。

10

【0135】

また、このように対象周波数 f_s が複数の異なる対象周波数 f_{s1} 、 f_{s2} 、・・・を含む場合に、それらの全ての対象周波数 f_{s1} 、 f_{s2} 、・・・に対して低インピーダンスとなる特性のコンデンサとして、1つの素子のコンデンサではなく、複数素子のコンデンサを並列に接続したものとすることもできる。この場合、各対象周波数 f_{s1} 、 f_{s2} 、・・・に対して低インピーダンスとなる特性のコンデンサを選定し、それらのコンデンサを並列に接続した構成とすればよい。更に、このように複数素子のコンデンサを並列に接続してコンデンサ C_2 やコンデンサ C_3 を構成するものとし、それらの複数素子のコンデンサを回路基板に実装する際には、各コンデンサと回路基板上のパターンとの接触部分が多面であるため、コンデンサを均等に接続することで、アースへの結合を良くして効果を向上させることができる。なお、コンデンサ C_1 のように対象周波数 f_s が1つの場合であっても、例えばインピーダンスの異なる複数素子のコンデンサを並列に接続したものとしてもよい。

20

【0136】

以上のようにして、各作用（a）～（d）の対象周波数 $f_a \sim f_d$ のうちのいずれか1つ又は複数の対象周波数に対して低インピーダンスとなる特性のコンデンサ $C_1 \sim C_3$ を選定することができる。なお、コンデンサの容量を大きくすると、漏れ電流が多くなる。漏れ電流に関する検査においては直流からカットオフ周波数 1 kHz までの範囲で実施されるため、漏れ電流が大きくなった、その周波数の範囲でインピーダンスが高くなるようなコンデンサを選定すると好適である。

30

【0137】

次に、図3の信号ケーブル108として一重シールドのものが使用されている内視鏡10を用いた内視鏡システム1の第2の実施の形態について説明する。

【0138】

図6は、第2の実施の形態の内視鏡システム1の回路グラウンド（シグナルグラウンド）と回路以外の金属部材のアースへの接続構成を示した構成図である。なお、図4に示した第1の実施の形態と同一又は類似の構成要素には図4と同一符号を付して説明を省略し、主として第1の実施の形態との相異点について説明する。

【0139】

図6の第2の実施の形態では、図4の第1の実施の形態において光源装置12の筐体80内に配置されたコンデンサ C_1 と、プロセッサ14の筐体84の内部に配置されたコンデンサ C_2 とが、それぞれLGコネクタ70の枠体121の内部と、プロセッサコネクタ74の枠体134の内部に設けられている点で図4の第1の実施の形態と相違している。これによれば、コンデンサ C_1 、 C_2 として内視鏡10の種類ごとに又は個体ごとに対策したい周波数に応じた特性のコンデンサを選出することができる。これらのコンデンサ C_1 とコンデンサ C_2 の作用、及び、コンデンサ C_3 の作用については、第1の実施の形態と同じである。

40

【0140】

図6に示すように、LGコネクタ122の枠体121は、第1の実施の形態と同様に先

50

端部 1 2 2 と基端部 1 2 4 とがサージアブソーバ 1 2 6 を介して連結されて構成され、本実施の形態では、更に先端部 1 2 2 が基端側の第 1 先端部 1 2 2 A と、第 1 先端部 1 2 2 A よりも先端側に配置される第 2 先端部 1 2 2 B とから構成されている。

【0141】

第 1 先端部 1 2 2 A の金属部材（以下、単に第 1 先端部 1 2 2 という）と第 2 先端部 1 2 2 B の金属部材（以下、単に第 2 先端部 1 2 2 B という）とは絶縁体を介して電氣的に絶縁された状態で連結されており、それらの内部において第 1 先端部 1 2 2 A と第 2 先端部 1 2 2 B との間がコンデンサ C 1 を介して交流的に接続されている。

【0142】

第 2 先端部 1 2 2 B は、光源装置 1 2 のコネクタ受け 8 2 の金属部材（以下、単にコネクタ受け 8 2 という）に電氣的に接続（短絡）され、コネクタ受け 8 2 は、第 1 の実施の形態とは異なり、光源装置 1 2 の筐体 8 0（フレームグランド）に電氣的に接続（短絡）されて筐体 8 0 を介してアースに電氣的に接続（短絡）されている。

【0143】

これによって、L G コネクタ 7 0 の第 1 先端部 1 2 2 A と、光源装置 1 2 のフレームグランド（筐体 8 0）及びアースとが、コンデンサ C 1 を介して交流的にのみ接続されている。

【0144】

プロセッサコネクタ 7 4 の枠体 1 3 4 は、第 1 の実施の形態とは異なり、プロセッサケーブル 7 2 に連設された基端部 1 3 4 A と、プロセッサケーブル 7 2 に対して基端部 1 3 4 A よりも遠方となる先端側に配置され先端部 1 3 4 B とから構成されている。

【0145】

基端部 1 3 4 A の金属部材（以下、単に基端部 1 3 4 A という）と先端部 1 3 4 B の金属部材（以下、単に先端部 1 3 4 B という）とは絶縁体を介して電氣的に絶縁された状態で連結されており、それらの内部において基端部 1 3 4 A と先端部 1 3 4 B との間がコンデンサ C 2 を介して交流的に接続されている。

【0146】

先端部 1 3 4 B は、プロセッサ 1 4 のコネクタ受け 8 6 の金属部材（以下、単にコネクタ受け 8 6 という）に電氣的に接続（短絡）され、コネクタ受け 8 6 は、第 1 の実施の形態とは異なり、プロセッサ 1 4 の筐体 8 4（フレームグランド）に電氣的に接続（短絡）されて筐体 8 4 を介してアースに電氣的に接続（短絡）されている。

【0147】

これによって、プロセッサケーブル 7 2 の金属体 1 3 2 及びプロセッサコネクタ 7 4 の枠体 1 3 4 の基端部 1 3 4 A と、プロセッサ 1 4 のフレームグランド（筐体 8 4）及びアースとが、コンデンサ C 2 を介して交流的にのみ接続されている。

【0148】

したがって、内視鏡 1 0 全体及び患者基板 1 0 4 とからなる内視鏡装着部に配置された回路以外の金属部材は、L G コネクタ 7 0 の枠体 1 2 1 の第 2 先端部 1 2 2 B と、プロセッサコネクタ 7 4 の枠体 1 3 4 の先端部 1 3 4 B を除いては、第 1 の実施の形態と同様に光源装置 1 2 のフレームグランド（筐体 8 0）、プロセッサ 1 4 のフレームグランド（筐体 8 4）、及び、アースとは、直流的に絶縁されているが、コンデンサ C 1 又は C 2 を介して交流的に接続されている。これによって、第 1 の実施の形態と同様のコンデンサ C 1、C 2 の作用によって第 1 の実施の形態と同様に E M C の向上が図られている。

【0149】

なお、第 1 の実施の形態のようにコンデンサ C 1 を配置した構成と第 2 の実施の形態のようにコンデンサ C 2 を配置した構成とを組み合わせ形態、または、第 1 の実施の形態のようにコンデンサ C 2 を配置した構成と第 2 の実施の形態のようにコンデンサ C 1 を配置した構成とを組み合わせ形態を採用することもできる。

【0150】

次に、図 3 の信号ケーブル 1 0 8 として二重シールドのものが使用されている内視鏡 1

10

20

30

40

50

0を用いた内視鏡システム1の第3の実施の形態について説明する。

【0151】

図7は、第3の実施の形態の内視鏡システム1の回路グラウンド（シグナルグラウンド）と回路以外の金属部材のアースへの接続構成を示した構成図である。なお、図4に示した第1の実施の形態と同一又は類似の構成要素には図4と同一符号を付して説明を省略し、主として第1の実施の形態との相異点についてのみ説明する。

【0152】

図7に示すように、第3の実施の形態では、内視鏡10の挿入部20、操作部22、及びユニバーサルケーブル24の内部に挿通配置された信号ケーブル108が、内側の第1シールド線112Aと外側の第2シールド線112Bとを有している。

10

【0153】

内側の第1シールド線112Aは、図4の第1の実施の形態のシールド線112と同様に両端部でグラウンド線110に接続され、回路グラウンドに電氣的に接続（短絡）されている。

【0154】

一方、外側の第2シールド線112Bは、グラウンド線110（回路グラウンド）とは電氣的に絶縁されており、その基端側の端部から延設された導線140によって、LGコネクタ70及びプロセッサケーブル72の内部を挿通してプロセッサコネクタ74の枠体134の金属部分（以下、単に枠体134という）に電氣的に接続（短絡）されている。

【0155】

これによって、第2シールド線112Bと、プロセッサ14のフレームグラウンド（筐体84）及びアースとが、コンデンサC2を介して交流的に接続されている。

20

【0156】

これによれば、コンデンサC2は、第1の実施の形態と同様に、上記作用（b）、（c）、（d）を有するコンデンサとする他に、作用（a）を有するコンデンサとすることができる。即ち、処置具チャンネルに挿通したAPC等の高周波処置具からのノイズは、信号ケーブル108の外側の第2シールド線112Bとのノイズ結合が大きくなる。これに対して、コンデンサC2をそのノイズの周波数に対して低インピーダンスとなるような特性のコンデンサとすることで、シールド線112Bに混入するノイズをコンデンサC2を介して大地に流すことができる。したがって、ビデオ信号等へのノイズの混入を防止することができ、回路の誤動作や画質の劣化を好適に低減することができる。

30

【0157】

これ以外のコンデンサC3～C2による作用及びそれによるEMCに関しては第1の実施の形態と同様である。

【0158】

次に、図3の信号ケーブル108として二重シールドのものが使用されている内視鏡10を用いた内視鏡システム1の第4の実施の形態について説明する。

【0159】

図8は、第4の実施の形態の内視鏡システム1の回路グラウンド（シグナルグラウンド）と回路以外の金属部材のアースへの接続構成を示した構成図である。なお、図6に示した第2の実施の形態及び図7に示した第3の実施の形態と同一又は類似の構成要素には図6及び図7と同一符号を付して説明を省略し、第3の実施の形態と相違する点について説明する。

40

【0160】

図8の第4の実施の形態では、図7の第3の実施の形態において光源装置12の筐体80内に配置されたコンデンサC1と、プロセッサ14の筐体84の内部に配置されたコンデンサC2とが、それぞれLGコネクタ70の枠体121の内部と、プロセッサコネクタ74の枠体134の内部に設けられている点で図7の第3の実施の形態と相違している。これによれば、コンデンサC1、C2として内視鏡10の種類ごとに又は個体ごとに対策したい周波数に応じた特性のコンデンサを選出することができる。これらのコンデンサC

50

1とコンデンサC2の作用、及び、コンデンサC3の作用については、第3の実施の形態と同じである。なお、この相違点は第1の実施の形態に対する第2の実施の形態の相違点と一致している。

【0161】

図8に示すように、LGコネクタ70の枠体121は、第3の実施の形態と同様に先端部122と基端部124とがサージアブソーバ126を介して連結されて構成され、本実施の形態では、更に先端部122が基端側の第1先端部122Aと、第1先端部122Aよりも先端側に配置される第2先端部122Bとから構成されている。

【0162】

第1先端部122Aと第2先端部122Bとは絶縁体を介して電氣的に絶縁された状態で連結されており、それらの内部において第1先端部122Aと第2先端部122Bとの間がコンデンサC1を介して交流的に接続されている。

【0163】

第2先端部122Bは、光源装置12のコネクタ受け82に電氣的に接続（短絡）され、コネクタ受け82は、第3の実施の形態とは異なり、光源装置12の筐体80（フレームグランド）に電氣的に接続（短絡）されて筐体80を介してアースに電氣的に接続（短絡）されている。

【0164】

これによって、LGコネクタ70の第1先端部122Aと、光源装置12のフレームグランド（筐体80）及びアースとが、コンデンサC1を介して交流的にのみ接続されている。

【0165】

プロセッサコネクタ74の枠体134は、第3の実施の異なり、プロセッサケーブル72に連設された基端部134Aと、プロセッサケーブル72に対して基端部134Aよりも遠方となる先端側に配置され先端部134Bとから構成されている。

【0166】

基端部134Aと先端部134Bとは絶縁体を介して電氣的に絶縁された状態で連結されており、それらの内部において基端部134Aと先端部134Bとの間がコンデンサC2を介して交流的に接続されている。

【0167】

先端部134Bは、プロセッサ14のコネクタ受け86に電氣的に接続（短絡）され、コネクタ受け86は、第3の実施の形態とは異なり、プロセッサ14の筐体84（フレームグランド）に電氣的に接続（短絡）されて筐体84を介してアースに電氣的に接続（短絡）されている。

【0168】

これによって、プロセッサケーブル72の金属体132及びプロセッサコネクタ74の枠体134の基端部134Aと、プロセッサ14のフレームグランド（筐体84）及びアースとが、コンデンサC2を介して交流的にのみ接続されている。

【0169】

したがって、内視鏡10全体及び患者基板104とからなる内視鏡装着部に配置された回路以外の金属部材は、LGコネクタ70の枠体121の第2先端部122Bと、プロセッサコネクタ74の枠体134の先端部134Bを除いては、第3の実施の形態と同様に光源装置12のフレームグランド（筐体80）、プロセッサ14のフレームグランド（筐体84）、及び、アースとは、直流的に絶縁されているが、コンデンサC1又はC2を介して交流的に接続されている。これによって、第3の実施の形態と同様のコンデンサC1、C2の作用によって第3の実施の形態と同様にEMCの向上が図られている。

【0170】

また、信号ケーブル108の外側の第2シールド線112Bは、その基端側の端部から延設された導線140によって、LGコネクタ70及びプロセッサケーブル72の内部を挿通してプロセッサコネクタ74の枠体134の基端部134Aに電氣的に接続（短絡）

10

20

30

40

50

されている。

【0171】

これによって、第3の実施の形態と同様に第2シールド線112Bと、プロセッサ14のフレームグラウンド（筐体84）及びアースとが、コンデンサC2を介して交流的に接続されている。

【0172】

したがって、コンデンサC2は、第3の実施の形態と同様に、上記作用（b）、（c）、（d）を有するコンデンサとする他に、作用（a）を有するコンデンサとすることができる。即ち、コンデンサC2を、処置具チャンネルに挿通したAPC等の高周波処置具からのノイズに対して低インピーダンスとなるような特性のコンデンサとすることで、第2シールド線112Bに混入するノイズをコンデンサC2を介して大地に流すことができる。これによって、ビデオ信号へのノイズの混入を防止することができ、回路の誤動作や画質の劣化を好適に低減することができる。

【0173】

以上、上記第2の実施の形態、及び、第4の実施の形態では、コンデンサC1とコンデンサC2のいずれもLGコネクタ70とプロセッサコネクタ74の内部に配置した構成としたが、コンデンサC1とコンデンサC2のいずれか一方は、第1の実施の形態や第3の実施の形態と同様に光源装置12やプロセッサ14の内部に配置した構成としてもよい。

【符号の説明】

【0174】

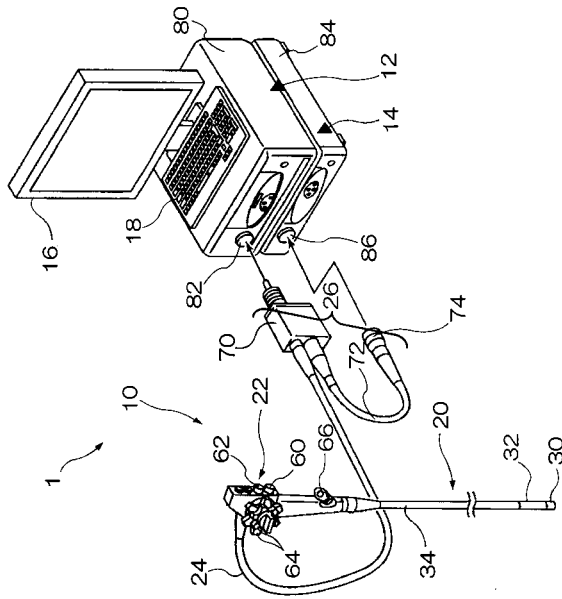
1…内視鏡システム、10…内視鏡、12…光源装置、14…プロセッサ、16…表示装置、18…入力装置、20…挿入部、22…操作部、24…ユニバーサルケーブル、26…コネクタ部、30…先端部、32…湾曲部、34…軟性部、40…先端面、42…観察窓、44、46…照明窓、48…送気・送水口、50…処置具導出口、54…センサ回路、58…照明部、60…送気・送水ボタン、62…吸引ボタン、64…アングルノブ、66…処置具導入口、70…ライトガイドコネクタ（LGコネクタ）、72…プロセッサケーブル、73、109…伝送線、74…プロセッサコネクタ、76…スコープ回路、80、84…筐体、82、86…コネクタ受け、83…光源、90…患者回路、92…2次回路、100…センサ基板、102…スコープ基板、104…患者基板、106…2次基板、108…信号ケーブル、110、130…グラウンド線、112…シールド線、112A…第1シールド線、112B…第2シールド線、114、116、118、132、…金属体、121、134…枠体、134A…基端部、134B…先端部、122…先端部、122A…第1先端部、122B…第2先端部、124…基端部、126…第1サージアブソーバ、128…第2サージアブソーバ、C3～C2…コンデンサ

10

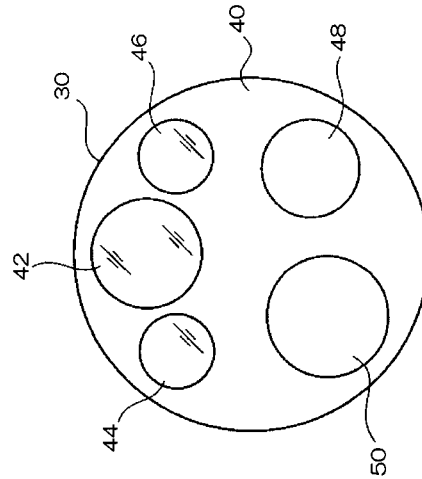
20

30

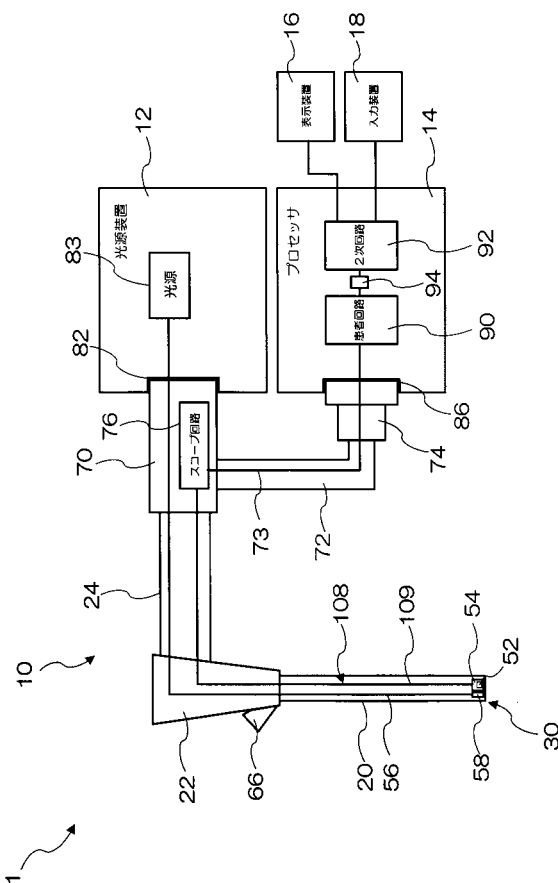
【図 1】



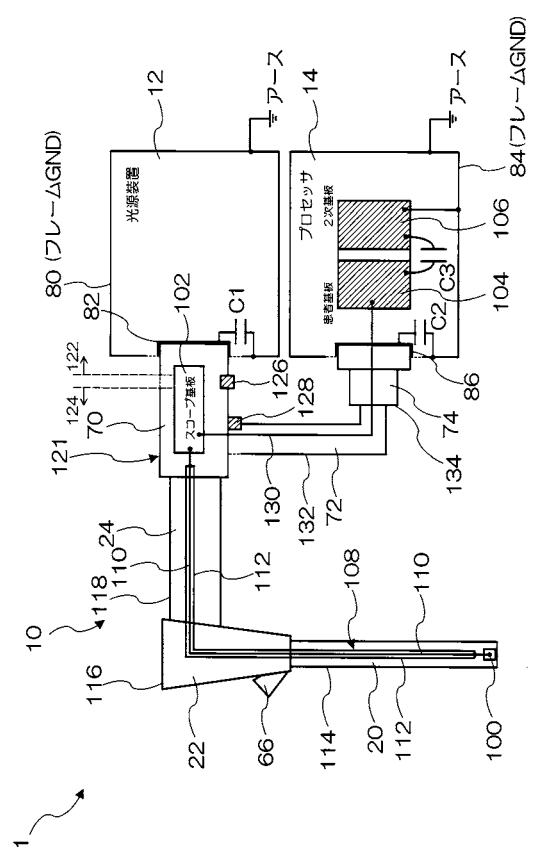
【図 2】



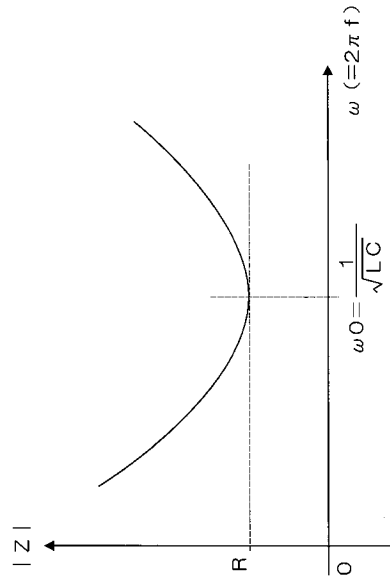
【図 3】



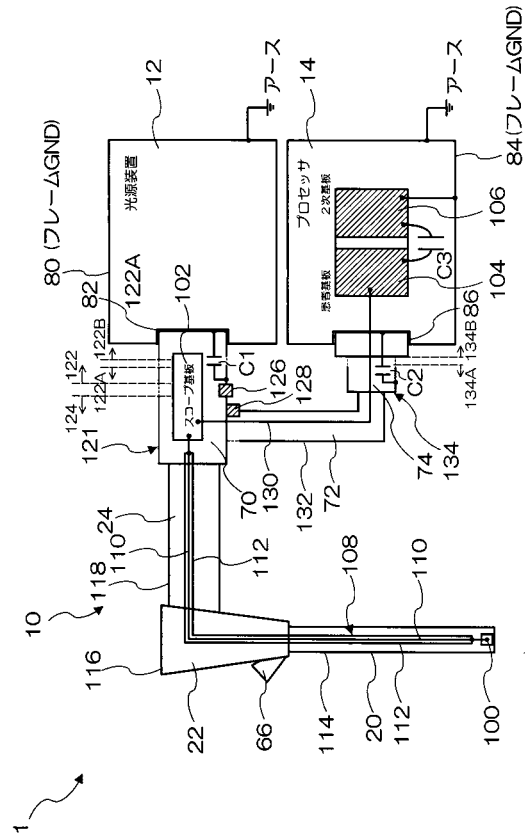
【図 4】



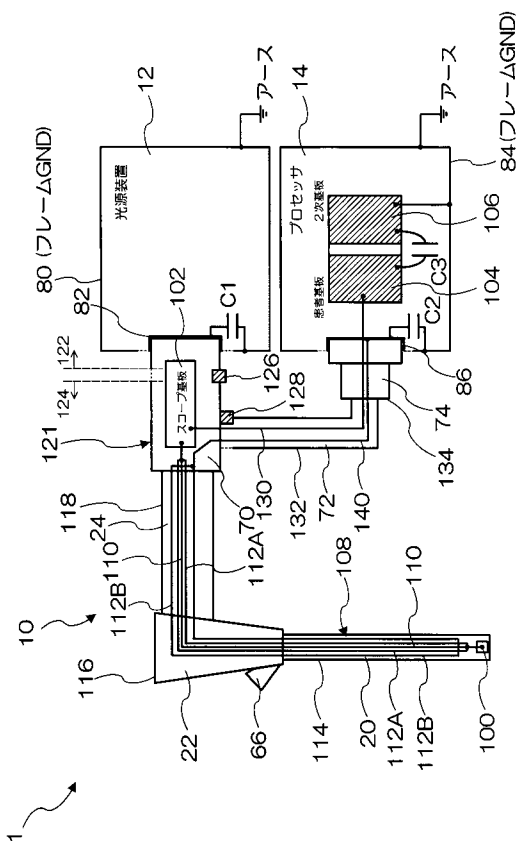
【図 5】



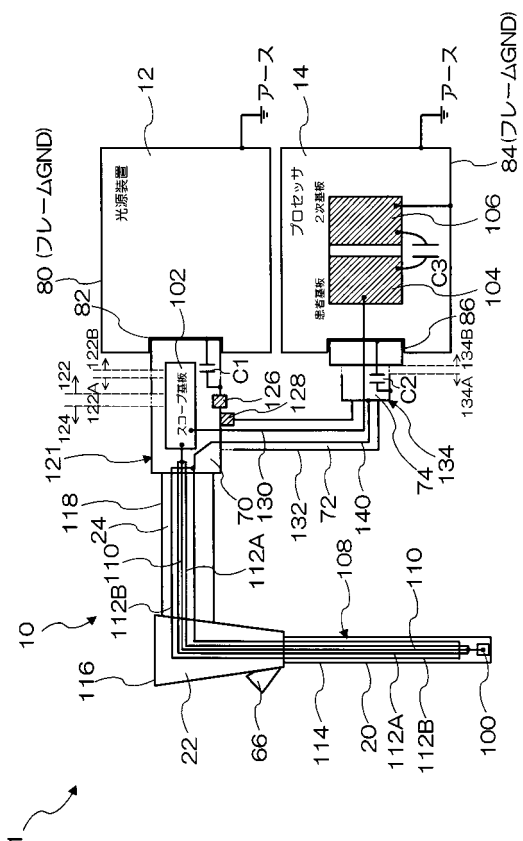
【図 6】



【図 7】



【図 8】



专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜，光源设备和处理器		
公开(公告)号	JP2014054318A	公开(公告)日	2014-03-27
申请号	JP2012199603	申请日	2012-09-11
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	松丸靖		
发明人	松丸 靖		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26 G02B23/24 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/06.D G02B23/26.B G02B23/24.B A61B1/04.370 A61B1/00.684 A61B1/04 A61B1/06.520		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA08 2H040/GA02 4C161/FF07 4C161/GG01 4C161/JJ15 4C161/JJ16 4C161/LL01		
其他公开文献	JP2014054318A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在不损害患者等对内窥镜静电放电的安全性的前提下，提高EMC并防止电路故障和图像劣化。提供了一种光源装置和处理器。布置在内窥镜10的外壁部分上的金属构件连接到内窥镜10的LG连接器70的金属框架121。光源装置12的连接器接收器82经由电容器C1连接到框架接地和接地。由于LG连接器70设置有第一电涌吸收器126，因此当使用高频处理仪器等时，泄漏电流可能从内窥镜10的外壁部分上的金属构件经由电容器C1流向地面。没有另一方面，当在内窥镜10的外壁的金属构件上产生静电放电时，第一浪涌吸收器126导通，放电电流能够经由电容器C1流向大地。[选择图]图4

