(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2018-94441
(P2018-94441A)
(43)公開日　平成30年6月21日(2018.6.21)

(51)Int.Cl.			F I			テーマコード（参考）
A61B	***1/00***	***(2006.01)***	A61B	1/00	684	2H040
A61B	***1/05***	***(2006.01)***	A61B	1/00	680	4C160
A61B	***1/04***	***(2006.01)***	A61B	1/00	550	4C161
G02B	***23/24***	***(2006.01)***	A61B	1/00	681	
A61B	*18/12*	*(2006.01)*	A61B	1/05		

審査請求 有　請求項の数 16　ＯＬ　外国語出願　（全 26 頁）　最終頁に続く

(21)出願番号　特願2018-18950 (P2018-18950)
(22)出願日　平成30年2月6日 (2018.2.6)
(62)分割の表示　特願2015-542779 (P2015-542779)の分割
原出願日　平成25年11月14日 (2013.11.14)
(31)優先権主張番号　61/726,879
(32)優先日　平成24年11月15日 (2012.11.15)
(33)優先権主張国　米国 (US)
(31)優先権主張番号　61/726,894
(32)優先日　平成24年11月15日 (2012.11.15)
(33)優先権主張国　米国 (US)

(71)出願人　510253996
インテュイティブ　サージカル　オペレーションズ,　インコーポレイテッド
アメリカ合衆国　９４０８６　カリフォルニア州　サニーヴェイル　キーファー・ロード　１０２０
(74)代理人　100107766
弁理士　伊東　忠重
(74)代理人　100070150
弁理士　伊東　忠彦
(74)代理人　100091214
弁理士　大貫　進介

最終頁に続く

(54)【発明の名称】低静電容量の及び／又は電磁シールドを備える内視鏡システム、並びに関連する方法

(57)【要約】　（修正有）
【課題】電気的にアクティブなセンサシステムを使用する内視鏡システムを提供する。
【解決手段】内視鏡システム４００は、近位端部及び遠位端部を有する内視鏡シャフト４１０、及び遠位端部に近接して取付けられるとともに遠位端部が位置する環境の少なくとも１つの特性を感知するように配置される少なくとも１つのセンサ４１５を含む電気的にアクティブなセンサシステム、を有する。アースに対するセンサシステムの静電容量は、カーディアックフロート等級の要件を満たすレベルに電流リークを維持する。
【選択図】図４

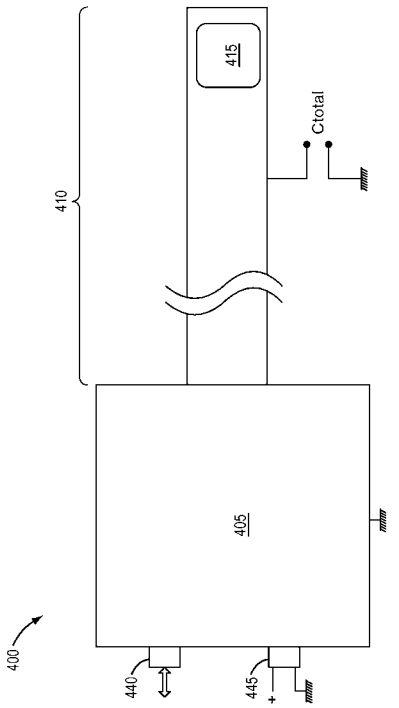


FIG. 4

【特許請求の範囲】
【請求項１】
内視鏡システムであって、
近位端部及び遠位端部を有する内視鏡シャフトと、
電気的にアクティブなセンサシステムであって、
前記遠位端部に近接して取付けられ、前記遠位端部が位置する環境の少なくとも１つの特性を感知するように配置される、センサ、
前記センサに結合されるトランシーバ回路、
データ信号を前記センサと信号プロセッサとの間で、前記トランシーバ回路を経由して、伝送するように前記センサに接続されるデータ信号伝送線、及び
電力を電源から前記センサに伝送するように前記センサに接続される電力伝送線、を有する、
センサシステムと、
前記センサシステムのための電気的基準を提供するように結合される浮動接地要素であって、前記データ信号伝送線及び前記電力伝送線を囲む導体材料を有する、浮動接地要素と、
アース接地基準電源から、電力を前記センサシステムに供給するように、前記電力伝送線及び前記浮動接地要素に結合される電源レギュレータであって、前記アース接地基準電源から受けられるアース接地基準電力を浮動接地要素基準電力に変換し且つ前記浮動接地要素基準電力を前記電力伝送線を通じて出力する、電源レギュレータと、
を有し、
前記トランシーバ回路は、前記センサを、前記センサと通信するアース設置要素から絶縁させ、
前記電源レギュレータとアースとの間の静電容量は、前記トランシーバ回路とアースとの間の静電容量より実質的に大きく、
アースに対する前記センサシステムの静電容量は、前記内視鏡システムの１又は複数の当てられる部分から患者への電流リークを所定の電流リーク基準に維持する、
内視鏡システム。
【請求項２】
前記浮動接地要素を、前記データ信号伝送線及び前記電力伝送線のそれぞれから分離する電気絶縁材料をさらに有する、
請求項１に記載の内視鏡システム。
【請求項３】
前記データ信号伝送線は、差動モードを介してデータ信号を伝送するように構成される、
請求項１に記載の内視鏡システム。
【請求項４】
前記トランシーバ回路は、前記データ信号伝送線及び光インタフェースに接続される光トランシーバを有し、
前記光トランシーバは、前記データ信号伝送線から入力電子信号を受信し、前記光インタフェースを通して対応する出力光信号を出力し、
前記光トランシーバは、前記光インタフェースを通して入力光信号を受信し、前記データ信号伝送線を通して対応する出力電子信号を出力する、
請求項１に記載の内視鏡システム。
【請求項５】
前記浮動接地要素に結合されるとともに前記光トランシーバ及び前記電源レギュレータを実質的に囲むファラデー箱をさらに有する、
請求項４に記載の内視鏡システム。
【請求項６】
データインタフェース、及び

光信号を前記光トランシーバと交換するよう前記光トランシーバに結合されるとともに前記データインタフェースを通して電気信号を交換するよう前記データインタフェースに結合される追加の光トランシーバ、をさらに有する、
請求項４に記載の内視鏡システム。
【請求項７】
アースに対する前記センサシステムの静電容量は、６０ヘルツの交流の下、公称２３０ボルトで前記電源レギュレータに供給されるアース接地基準電力の条件下で、約５００ｐＦより小さい、
請求項１に記載の内視鏡システム。
【請求項８】
前記センサは、電子イメージセンサである、
請求項１に記載の内視鏡システム。
【請求項９】
前記電源レギュレータとアースとの間の静電容量の、前記トランシーバ回路とアースとの間の静電容量に対する比は、少なくとも１０，０００である、
請求項１に記載の内視鏡システム。
【請求項１０】
内視鏡システムを介して遠隔手術部位において情報を感知する方法であって、前記方法は：
前記遠隔手術部位において、内視鏡シャフトの遠位端部に近接して配置されたセンサによって前記遠隔手術部位の特性を感知するステップと、
前記感知するステップの間の：
接地基準電源から前記センサに、伝送線を経由して、電力を伝送するステップ、及び前記内視鏡シャフトの近位端部の処理回路から前記センサに、データ信号伝送線を経由して、データ信号を伝送するステップであって、前記処理回路は、前記データ信号伝送線と前記処理回路との間に配置されるトランシーバ回路によって前記データ信号伝送線から絶縁され、前記電源レギュレータとアースとの間の静電容量は、前記トランシーバ回路とアースとの間の静電容量より実質的に大きい、ステップと、
前記遠隔手術部位に近接した電磁干渉に応じて、少なくとも部分的に浮動接地要素によって、前記データ信号伝送線及び前記電力伝送線における誘起電圧レベル変化を実質的に等しくするステップと、
前記内視鏡システムの１又は複数の当てられる部分から患者への電流リークを所定の電流リーク基準に適合するレベルに維持するステップであって、前記電流リークは、前記浮動接地要素及び前記トランシーバ回路を使用して維持される、ステップと、
を含む、
方法。
【請求項１１】
内視鏡システムであって、
内視鏡シャフトの遠位端部に近接して取り付けられるとともに前記遠位端部が位置する環境の少なくとも１つの特性を感知するように配置される、センサと、
データ信号を前記センサと信号プロセッサとの間で、トランシーバ回路を経由して、伝送するように前記センサに接続されるデータ信号伝送線であって、前記トランシーバ回路は、前記センサと通信するアース接地要素から前記センサを絶縁する、データ信号伝送線と、
前記センサシステムのための電気的基準を提供するように結合される浮動接地要素と、
電力を前記センサに伝送するように前記センサに接続される電力伝送線であって、前記電力伝送線は浮動接地要素基準電力を伝送する、電力伝送線と、
を有し、
前記電源レギュレータとアースとの間の静電容量は、前記トランシーバ回路とアースとの間の静電容量より実質的に大きく、

アースに対する前記内視鏡システムの静電容量は、前記内視鏡システムの１又は複数の当てられる部分から患者への電流リークを所定の電流リーク閾値に維持する、
内視鏡システム。
【請求項１２】
前記センサは、差動モードによって前記データ信号伝送線を通してセンサデータを伝送するように構成される、
請求項１１に記載の内視鏡システム。
【請求項１３】
前記浮動接地要素基準電力を供給する電源レギュレータとアースとの間の静電容量の、前記トランシーバ回路とアースとの間の静電容量に対する比は、少なくとも１０，０００である、
請求項１１に記載の内視鏡システム。
【請求項１４】
前記浮動接地要素基準電力を供給する電源レギュレータとアースとの間の静電容量の、前記トランシーバ回路とアースとの間の静電容量に対する比は、５０，０００より大きい、
請求項１１に記載の内視鏡システム。
【請求項１５】
前記トランシーバ回路は、前記データ信号伝送線及び光インタフェースに電気的に結合される光トランシーバを有する、
請求項１１に記載の内視鏡システム。
【請求項１６】
アースに対する前記センサシステムの静電容量は、６０ヘルツの交流の下、公称２３０ボルトで前記浮動接地要素基準電力を供給する電源レギュレータに供給されるアース接地基準電力の条件下で、約５００ｐＦより小さい、
請求項１１に記載の内視鏡システム。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本出願は、いずれも２０１２年１１月１５日に出願された、米国仮出願第６１／７２６，８７９号及び第６１／７２６，８９４号の優先権を主張し、当該仮出願のそれぞれの内容は参照により本明細書に援用される。
【０００２】
本開示は概して内視鏡システムを対象にする。より具体的には、本開示の態様は、システムの当てられる部分に配置される電気的にアクティブ（ａｃｔｉｖｅ）な構成要素を含む内視鏡システムに関する。
【背景技術】
【０００３】
低侵襲手術技法は、健康な組織への損傷を最小にしながら外科的処置を行うことを一般的に試みる。ロボット制御式（遠隔操作）又は手動制御式器具を含むことができる、遠隔制御式器具は、様々な低侵襲手術を離れて行うために使用されることができる。ロボット制御式（遠隔操作）手術システムでは、外科医は、患者の体内の離れた部位で１又は複数の対応する遠隔制御される器具を制御するために、外科医用コンソール（時々ここではマスターインプットと称される）で様々な入力装置を操作する。外科医用コンソールでの入力は、１又は複数の遠隔操作される手術器具とインタフェース接続する患者側カートに伝達され、手術器具の遠隔操作／遠隔ロボット操作が、患者に外科的及び／又は他の処置を行うことが生じる。
【０００４】
低侵襲手術器具は、様々な手術で使われ得るとともに様々な構成を有し得る。多くのこのような器具は、患者内の離れた手術部位に到達するために、開口部（例えば、体壁切開

部又は自然開口部）を通って（例えば、腹腔鏡下で又は胸腔鏡下で）挿入されるように構成される長いシャフトの遠位端部に取付けられる手術用エンドエフェクタを含む。幾つかの器具では、関節式手首機構が、エンドエフェクタを支持し且つシャフトの長手方向軸に対するエンドエフェクタの向き（例えば、ピッチ及び／又はヨー）を変えるために、器具のシャフトの遠位端部に取付けられる。遠隔操作／遠隔ロボット制御式エンドエフェクタは、観血又はマニュアル低侵襲外科手術のいずれかで従来実行されている様々な外科手術のいずれかを含む、様々な機能を実行するように構成され得る。

【０００５】

遠隔制御低侵襲手術器具の使用は、遠隔操作であろうと手動制御式であろうと、一般的に、手術部位からのリアルタイム画像を取得し、取得した画像を、例えば、外科医コンソール又はユーザによってアクセスするために別の場所に提供するための内視鏡画像キャプチャシステムによって支援される。遠隔操作手術システムでは、このような内視鏡システムもまた患者側カートに取り付けられることができる。このようなシステムは、その他の要素の中で、シャフト（フレキシブル又はリジッド（硬い）のいずれか）、カメラのような、内視鏡システムの近位端の画像キャプチャ装置、いったんシャフトが手術部位に近接した所定の位置にあると手術部位の画像を近位端部の画像キャプチャ装置に提供することができる導光体（例えば、１又は複数の光ファイバ又はロッドレンズ等）、及び手術部位を明るくするための光源を含むことができる。

【０００６】

通常の操作中に患者に接触し得る（ときどき、「当てられる部分」と称される）とともに、電気的にアクティブである（例えば、操作するために電力を必要とする）低侵襲手術器具及び／又はツールの部分は、部品に対する許容リーク電流を超える電流が、アースに又は器具、ツール、若しくは器具若しくはツールが一部であるシステム全体の導電性部分に流れることをもたらすことができる。したがって、これらの部品は、患者に対する感電のリスクを減らすために、例えば、関連付けられた手術システムの１又は複数のアース接地された要素から、絶縁される必要があり得る。特に、当てられる部分の性質及び当てられる部分が患者と行い得る接触の種類に応じて、当てられる部分は、例えば、国際電気標準会議（ＩＥＣ）によってＩＥＣ６０６０１－１安全基準で定められた、幾つかの分類等級の１つに分類され得る。例えば、患者の心臓と直接接触するようになり得る当てられる部分は、少なくともＩＥＣ６０６０１－１カーディアック（心臓）フロート（「ＣＦ」）等級を満たすことが要求される一方、患者と直接接触するようになり得るが、患者の心臓とは直接接触しない当てられる部分は、少なくともＩＥＣ６０６０１－１ボディフロート（「ＢＦ」）等級を満たすことが要求され、このＢＦ等級はＣＦ等級より厳しくない。例えば、内視鏡画像キャプチャシステムで用いられる様々な電気的にアクティブな構成要素を考慮すると、このような内視鏡システムは、それらの当てられる部分が、例えば、外部の／アース接地された電源から絶縁される必要があり得る。

【０００７】

さらに、内視鏡システムの当てられる部分は、例えば、患者側カートの、外科医コンソールの、及び／又は電子機器／補助制御カートの電子回路と出力及び／又は制御信号を交換し得る。しかし、ある場合には、患者内の遠隔部位における電磁干渉（ＥＭＩ）の存在下で内視鏡システムを使用することが望ましい。例えば、その中で手術部位の組織が電気焼灼器具を通る電流の流れによって発生する焼灼エネルギの印加にさらされる、電気焼灼手術は、遠隔部位において他の器具に極めて接近して導電性要素を通る比較的高い量の電流の印加を必要とする。

【０００８】

当てられる部分において十分に電気的に絶縁される遠隔手術部位からの情報を取得し且つ提供するための電気的にアクティブなセンサシステムを使用する内視鏡システムを提供する要求が存在する。例えば、例えば、ＩＥＣ　ＣＦ等級のような、感電からの保護に関する所望の標準等級の要件を満たす内視鏡システムを提供することが望ましい。

【０００９】

遠隔部位におけるＥＭＩから生じるノイズ干渉の許容できるほどに低いレベルをもたらすように、十分にシールドされた遠隔手術部位からの情報を取得し且つ提供するための電気的にアクティブなセンサシステムを使用する内視鏡システムを提供する要求も存在する。

【００１０】

（例えばＩＥＣ　ＣＦ等級を達成するために）十分低い静電容量及び電流リークの両方を達成することができ、例えば、焼灼手術及び／又は遠隔部位における他の比較的高いＥＭＩ発生から、ＥＭＩノイズ干渉の許容できるほどに低いレベルをもたらすように、十分にシールドもされる、内視鏡システムを提供することも望ましい。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【００１１】

本開示は、上述の問題の１若しくは複数を解決する及び／又は上述の望ましい特徴の１若しくは複数を実証する。他の特徴及び／又は利点は、以下の説明から明らかになり得る。

【課題を解決するための手段】

【００１２】

少なくとも１つの例示的な実施形態によれば、本開示は、近位端部及び遠位端部を有する内視鏡シャフト、及び遠位端部に近接して取付けられるとともに遠位端部が位置する環境の少なくとも１つの特性を感知するように配置される少なくとも１つのセンサを含む電気的にアクティブなセンサシステムを含むことができる、内視鏡システムを想定している。アースに対するセンサシステムの静電容量は、カーディアックフロート等級を満たすレベルに電流リークを維持する。

【００１３】

少なくとも１つの例示的な実施形態によれば、本開示は、近位端部及び遠位端部を有する内視鏡シャフト、並びにセンサシステムを含む内視鏡システムを想定している。センサシステムは、シャフトの遠位端部に近接して取付けられる電気的にアクティブなセンサを含むことができ、電気的にアクティブなセンサは、遠位端部が位置する環境の少なくとも１つの特性を感知するように配置される。センサシステムは、データ信号をセンサと信号プロセッサとの間で伝送するようにセンサに結合されるデータ信号伝送線及び電力をセンサに伝送するようにセンサに結合される電力伝送線をさらに含むことができる。内視鏡システムは、センサシステムのための電気的基準を提供するように構成される浮動接地要素をさらに含むことができる。データ信号伝送線及び電力線の少なくとも一方における内視鏡システムの外部の電磁干渉によって誘起される電圧は、浮動接地要素での電磁干渉によって誘起される電圧と実質的に同じである。

【００１４】

さらに他の例示的な実施形態によれば、本開示は、遠隔部位において情報を感知するように内視鏡システムを使用する方法を想定する。方法は、遠隔部位において、内視鏡シャフトの遠位端部に近接して配置されたセンサによって遠隔部位の特性を感知するステップを含むことができる。感知するステップの間、電力は、センサに電力伝送線を経由して接地基準電源から伝送されることができ、データ信号は、センサにデータ信号伝送線を経由して内視鏡シャフトの近位端部の処理回路から伝送されることができる。遠隔部位に近接した電磁干渉に応じて、方法は、データ信号伝送線及び電力伝送における誘起電圧レベル変化を実質的に等しくするステップをさらに含むことができる。方法は、内視鏡システムの１又は複数の当てられる部分からの電流リークをカーディアックフロート等級の要件を満たすレベルに維持するステップをさらに含むことができる。

【００１５】

追加的な目的及び利点は、後に続く説明で部分的に述べられ、部分的に、説明から明らかになる、又は本開示及び／又は請求項の実施によって理解され得る。これらの目的及び利点のすくなくとも幾つかは、添付の請求項で特に指摘された要素及び組み合わせによっ

て実現及び達成され得る。
【００１６】
前述の包括的な説明及び以下の詳細な説明の両方は、例示的且つ説明的なものに過ぎず、開示される又は請求項に記載される、本発明の限定ではないことが理解されるべきである。請求項は、均等物を含む、それらの範囲の完全な広さに権利を与えられるべきである、
【図面の簡単な説明】
【００１７】
本開示は、以下の詳細な説明から、単独で又は添付の図面と共に理解され得る。図面は、本開示のさらなる理解をもたらすために含められ、本明細書に組み込まれ且つその一部を構成する。本明細書に組み込まれ且つその一部を構成する、図面は、本開示の１又は複数の例示的な実施形態を示し、本記載と共に、特定の原理及び動作を説明する役目を果たす。
【図１】本開示が適用され得る低侵襲遠隔操作手術システムの例示的な実施形態の図である。
【図２】本開示の少なくとも１つの例示的な実施形態による低侵襲遠隔操作手術システムの患者側マニピュレータアームの一部の斜視図である。
【図３】本開示による内視鏡イメージングシステムとともに使用するための内視鏡画像キャプチャ器具の例示的な実施形態の図である。
【図４】本開示の様々な例示的な実施形態による内視鏡システムを概略的に示す。
【図５】本開示の様々な例示的な実施形態による内視鏡システムを概略的に示す。
【図６】本開示の様々な例示的な実施形態による他の内視鏡システムを概略的に示す。
【図７】本開示の様々な例示的な実施形態によるさらに他の内視鏡システムを概略的に示す。
【発明を実施するための形態】
【００１８】
本記載及び添付図面は、例示的な実施形態を示し、均等物を含む、本開示の範囲を定める請求項を限定するものとして解釈されるべきではない。様々な機械的、組成上の、構造的、電気的、及び動作的な変更が、本記載及び、均等物を含む、請求項の範囲から逸脱することなく、行われ得る。場合によっては、よく知られた構造及び技法は、開示をあいまいにしないように、詳細に図示又は記載されていない。２以上の図における同様の番号は、同じ又は同様の要素を表す。さらに、１つの実施形態を参照して詳細に記載される要素及びそれらの関連する態様は、実際的な場合はいつでも、それらが具体的に図示又は記載されていない他の実施形態に含まれ得る。例えば、要素がある実施形態を参照して詳細に記載されているが第２の実施形態を参照して記載されていない場合、要素はそれでも第２の実施形態に含まれるものとして請求項に記載され得る。さらに、本明細書の表現は、説明的な目的のみのためであり、システム又は電気手術器具の実際の形状、サイズ、又は寸法を必ずしも反映してない。
【００１９】
さらに、本記載の用語法は、本発明を限定することを意図していない。例えば、空間的に相対的な用語－例えば、「下方」、「下」、「下側」、「上」、「上側」、「近位」、「遠位」など－は、図面に描かれているような、１つの要素又は特徴の、他の要素又は特徴に対する関係を記述するために使用され得る。これらの空間的に相対的な用語は、図面に示された位置及び配向に加えて、使用中又は動作中の装置の様々な位置（すなわち、場所）及び配向（すなわち、回転配置）を包含することが意図されている。例えば、図面の装置がひっくり返される場合、他の要素又は特徴の「下」または「下方」と記述された要素は、他の要素又は特徴の「上」又は「上方」になり得る。したがって、例示的な用語「下」は、上及び下の位置と配向との両方を包含し得る。装置は、違ったように配向される（９０度又は他の配向に回転させられる）ことができ、本明細書において使用される空間的に相対的な記述語は、それに応じて解釈される。同様に、様々な軸に沿った及び様々な

軸の周りの運動の記述は、様々な、空間的な装置の位置及び配向を含む。加えて、単数形「１つの（“ａ”，“ａｎ”）」及び「その（“ｔｈｅ”）」は、文脈がそうでないことを示さない限り、複数形も同様に含むことが意図される。そして、用語「有する」、「備える」、「含む」などは、述べられた特徴、ステップ、動作、要素、及び／又はコンポーネントの存在を特定するが、１又は複数の他の特徴、ステップ、動作、要素、コンポーネント、及び／又はグループの存在又は追加を除外しない。結合されると記述されているコンポーネントは、電気的にもしくは機械的に直接結合され得るか、又はそれらは、１又は複数の中間コンポーネントを介して間接的に結合され得る。当業者は、例えば、実質的に同様な方法で機能する実質的に同様な要素が、用語が厳密な定義を有しても、記述語の範囲内に容易に含まれ得ることを理解するので、数学的及び幾何学的な用語は、記載の文脈がそうでないことを示さない限り、必ずしもそれらの厳密な定義にしたがって使用されることが意図されない。

【００２０】

以下の例示的な実施形態及び記載は、遠隔手術部位の画像をキャプチャするための内視鏡遠位配置イメージセンサを含む内視鏡システムに主に重点を置いているが、本開示の原理は、例えば、当てられる部分において（例えば、内視鏡シャフトの遠位部分において）１又は複数の電気的にアクティブな構成要素を用いるような、他の内視鏡システムに適用されることができる。例えば、イメージセンサシステムを有することは別として、本開示による内視鏡システムは、遠隔部位の１又は複数の特性を提供するための様々な電気的にアクティブなセンサシステムのいずれかを含むことができる。このような内視鏡センサシステムの例は、限定されるものではないが、超音波内視鏡プローブシステム、（例えば、動脈血圧を測定するための）圧力トランスデューサシステム、（例えば、位置決め及び／又は操向するための）電磁センサシステム、温度センサシステム等を含むことができる。さらに、当業者は、本教示が、工業的なセンシング応用並びに／又は位置感知及び追跡応用のような、遠隔部位の情報を取得し且つ提供するための１又は複数の電気的にアクティブな構成要素（例えば、センサ）を用いる遠隔誘導可能な器具を用いることが望ましく、本明細書に記載される絶縁及び／又はＥＭＩノイズ干渉シールド構造から恩恵を受け得る、非手術応用に適用されることができることを理解するであろう。

【００２１】

本明細書で使用されるとき「センサシステム」及びその変化形は、センサ機構それ自体（例えば、温度プローブ、画像キャプチャ装置、トランスデューサ等）だけでなく、当業者が精通するような装置のオペレータによって使用されることになる及び／又は手術部位から離れて蓄えられることになるデータ及び電力を、センサが感知、変換、及び手術部位から又は手術部位に伝送することを可能にする、電気的にアクティブな及び電気的にパッシブな構成要素の両方を含む、回路、配線、及び他の付属の構造も含む。

【００２２】

幾つかの従来の遠隔操作手術システムは、電気的にアクティブな要素が内視鏡システムの内視鏡シャフトの遠位端部に存在しない電気的にパッシブな内視鏡システムを含む。このようなシステムでは、光は、例えば、１若しくは複数の光ファイバ又はロッドレンズのようなパッシブ要素を通る内視鏡シャフトを通って伝送され、電気的にアクティブなイメージセンサ／カメラが、内視鏡システムの近位端部でパッシブ要素からの光／画像を取得する。電気的にアクティブな当てられる部分のこのような欠如では、当てられる部分と患者組織との間の十分低い静電容量及びリーク電流が、比較的シンプルな機械的な絶縁バリアによって達成されることができる。

【００２３】

他の内視鏡システムは、電気的にアクティブな要素を含む内視鏡システムの内視鏡シャフトの遠位端部の当てられる部分に依存し得る。電気的にアクティブな要素の使用及びそのシステム構成要素は、当てられる部分が、例えば、少なくともＢＦ等級を達成するように、アースからのあるレベルの電気絶縁（例えば、アースに対する当てられる部分の低静電容量）を含むことを必要とし得る。電気的にアクティブな要素は患者組織に完全に又は

部分的に触れさせられ得るが、例示的な実施形態では、電気的にアクティブな要素は、アースからの電気絶縁が当てられる部分の電気絶縁であるように、当てられる部分に対して構成され且つ位置づけられる。しかし、電気的にアクティブな要素、及び内視鏡シャフトに沿う関連付けられた信号／電力伝送線（例えばセンサシステム）は、例えば、電気焼灼手術器具のような、ＥＭＩ発生手術器具の存在下で使用される場合、ＥＭＩの影響を受けやすくなり得る。ＥＭＩレベルは、当てられる部分のアースに対する静電容量が低下すると、悪化し得る。これは、このようなＥＭＩによって関連付けられた信号／電力伝送線に与えられた干渉電圧が、アースに対する当てられる部分の静電容量が減少するにつれて増加し得るためである。言い換えると、関連付けられた信号／電力伝送線の干渉は、電気的にアクティブな要素を含む当てられる部分とアースとの間に低インピーダンス（例えば、高静電容量）経路を提供することによって、低減されることができるが、このような比較的高い静電容量は、当てられる部分と患者組織との間に比較的高いリーク電流を生じさせ得る。これは、それによって、内視鏡システムが、感電に対する保護のための所望の等級（例えば、ＢＦ又はＣＦ等級のいずれか）を達成するための要件を満たすこと、したがって、特定の外科手術に対して使用されることを、妨げ得る。

【００２４】

本開示の様々な例示的な実施形態は、当てられる部分の電気的にアクティブな要素と患者組織との間に比較的低い静電容量を有する内視鏡システムを提供する。特に、様々な例示的な実施形態は、例えば、内視鏡システムの近位端部の回路と関連付けられたロボット制御手術システムとの間に光通信リンクを、電気的にアクティブな要素を含むフローティング回路を患者組織の接地基準から絶縁させるための及び電気的にアクティブな要素及び関連付けられた信号伝送線、回路等と患者組織との間の静電容量を減らすための内視鏡システムの他の要素と組み合わせて、含む。

【００２５】

さらに、本開示の様々な例示的な実施形態は、電気的にアクティブな要素及び他の構成要素をＥＭＩからシールドする内視鏡システムを提供する。特に、様々な例示的な実施形態は、電気的にアクティブな要素と内視鏡システムの近位端部の回路との間の信号及び電力伝送線が曝される誘起電圧の密接な結合、信号／電力伝送線と電気的にアクティブな要素及び内視鏡システムの近位端部の回路を含むフローティング回路の浮動接地との間の高静電容量、並びにフローティング回路をシールドするための連続シールド要素を含む。

【００２６】

さらにまた、本開示の様々な例示的な実施形態は、当てられる部分の電気的にアクティブな要素とアースとの間の比較的低い静電容量を有し、電気的にアクティブな要素及び他の構成要素をＥＭＩからシールドする内視鏡システムを提供する。例示的な実施形態はまた、比較的高レベルのＥＭＩを発生し得る他の手術器具の存在下で動作することに起因するノイズ干渉に対して保護することを可能にしながらＣＦ等級を達成し得る内視鏡システムを提供する。したがって、ＣＦ等級を達成することによって、様々な例示的な実施形態は、心胸腔及び心臓における手術を含む、様々な手術に対して用いられ得る内視鏡システムを提供する。

【００２７】

図１を参照すると、本開示が適用され得る低侵襲遠隔操作手術システム１００の例示的な実施形態の図が描かれるが、当業者は、ここにある原理がマニュアル低侵襲手術システムにも適用されることができることを理解するであろう。遠隔操作手術システム１００は、患者側カート１０５、外科医コンソール１１０、及び電子装置／補助制御カート１１５を含む。図１のシステム構成要素は、如何なる特定の配置も示すものでは無く、要望通りに配置されることができ、患者側カート１０５は患者に対して、患者への手術に影響を及ぼすように配置されることができることが留意される。本明細書で考えられるような動作の一般的なマスタースレーブロボット制御原理を持つ非限定の遠隔手術システムの例示的な実施形態は、カルフォルニア州ＳｕｎｎｙｖａｌｅのＩｎｔｕｉｔｉｖｅ Ｓｕｒｇｉｃａｌ， Ｉｎｃ．によって市販されているｄａ Ｖｉｎｃｉ（登録商標）Ｓｉ（モデル

番号ＩＳ３０００）であるが、当業者は、本開示が特定のシステムに如何なる方法でも限定されないことを理解するであろう。

【００２８】

手術システム１００は、様々な手術器具とインタフェース接続し且つ様々な手術器具を制御することによって、低侵襲遠隔手術を実行するように使用される。患者側カート１０５は、様々な手術器具及び／又は関連付けられるツールを保持、位置決め、及び操作するための患者側マニピュレータアーム１２０を含むことができる。図１に示されるように、患者側カート１０５のアーム１２０は、１又は複数の遠隔制御手術器具及び／又は内視鏡（単一の一般的な器具／内視鏡１２５が図１に簡単化のために図式的に描かれている）とインタフェース接続し且つ制御するように構成される。

【００２９】

動作において、外科医コンソール１１０は、限定されるものではないが、例えば、１又は複数のマスタ把持入力機構１３０及び／又は１又は複数のフットペダル１３５を含む、様々な入力装置によって外科医からの入力を受信する。例えば、把持入力機構１３０のような、入力装置を通じて、外科医コンソール１１０は、それによって患者側カート１０５に取り付けられた１又は複数の器具が、手術器具（例えば、それらのエンドエフェクタを含む）の任意の所望の動作を実現するように、したがって、所望の外科的処置を実行するように、スレーブとして作動するマスタコントローラとして機能する。他の入力コマンドもまた、患者側カート１０５に取り付けられた器具の様々な機能を制御するために、外科医側コンソール１１０に提供され得る。限定しない例として、フットペダル１３５が、患者側カート１０５に取り付けられた電気手術器具から電気手術エネルギを供給するための焼灼コマンドを送るように押し下げられ得る。しかし、ロボット手術システム１００は、外科医コンソール１１０で入力を受信することに限定されず、入力は、患者側カート１０５における手術器具の操作を実現するように構成されることができる任意の装置で受信され得る。例えば、患者側カート１０５の手術器具は、患者側カート１０５においてユーザ（例えば、外科医）によって、他の手術器具サポート装置と組み合わせて外科医コンソール１１０を通じて、又は完全に他の外科医サポート装置を通じて、ユーザからの受信された入力の結果として、操作され得る。加えて、入力装置は、把持機構又はフットペダル以外の様々な構成を有することができる。このような構成は、限定されるものではないが、例えば、ジョイスティック、運動センサ、スイッチ、親指／指制御等を含むことができる。

【００３０】

外科医コンソール１１０は、外科医コンソール１１０からの、又は任意の他の手術器具サポート装置からの入力を受信し且つ処理するように構成され得る、プロセッサを含む、電子データ処理システムをさらに含み、このような入力に基づいて患者側カート１０５の１又は複数の手術器具の操作を制御し得る。しかし、このような電子データ処理システムの要素は、ロボット手術システム１００内のいずれかに設けられ得る。

【００３１】

電子装置／補助制御カート１１５は、患者側カート１０５及び外科医用コンソール１１０へ及び患者側カート１０５及び外科医用コンソール１１０から、様々な制御信号を送受信し、光及び／又は他の処理信号を（例えば、患者側カート１０５に取り付けられた内視鏡システムに及び同内視鏡システムから）伝送することができる。例えば、画像処理光及び画像キャプチャコマンド信号が、電子装置／補助制御カート１１５から、例えば、外科医コンソール１１０で提供されるマスタコマンド入力に応じて、患者側カート１０５に取り付けられた内視鏡イメージングシステムを介して画像を取得し且つ処理するために、提供されることができる。取得された画像は、外科医用コンソール１１０のディスプレイ１４０及び／又は電子装置／補助制御コンソール１１５に関連付けられたディスプレイ１４５に表示され得る。例えば、電気手術エネルギ発生ユニットのような、様々な手術器具の機能を制御するための他の電子装置もまた、電子装置／補助制御コンソール１１５に配置され得る。当業者は一般的に、遠隔制御ロボット手術システムのこのような電子装置／補

助制御カートに精通している。

【００３２】

様々な例示的な実施形態では、カメラ制御機構が、アーム１２０に組み込まれた内視鏡カメラマニピュレータ（“ＥＣＭ”）に、及び内視鏡カメラに、手術部位に対するカメラの位置／配向、カメラレンズのズーム、カメラレンズのフォーカス、等のような、手術部位のビデオを取ること及び処理することに関する様々な状況を制御するために、信号を送るために使用され得る。当業者は一般的に、患者側カートとインタフェース接続する手術器具の動作に最終的に影響を及ぼすように外科医コンソールの外科医からの入力を提供するためのこのような遠隔操作／遠隔ロボット手術システムの使用に精通している。

【００３３】

図２は、本開示の例示的な実施形態による、例示の内視鏡カメラ２０５及びそこに取り付けられる追加的な手術器具２２５を持つ患者側マニピュレータアーム２２０の側面図を示す。例示的な実施形態では、患者側マニピュレータアーム２２０は、「セットアップ」部分（図２に示されていない）（一般的に、受動的であり外科医コンソールによって制御されない）及び能動的に制御される「マニピュレータ」部分２２１、２２２を含む。部分２２２は、個々のマニピュレータ／アクチュエータ組立体２０４、２２４（簡単化のために、２つのマニピュレータ組立体のみが示され、一つは内視鏡カメラ（すなわち、ＥＣＭ）に関連付けられ、一つは手術器具に関連付けられる）を支持する。マニピュレータ部分２２２は、マニピュレータ組立体及び取り付けられた器具の全てを一緒に任意に定義される回転軸の周りに回転させる回転可能なベース部を含むことができる。マニピュレータ組立体２０４、２２４は、内視鏡カメラ器具２０５及び手術器具２２５それぞれに関連付けられるトランスミッションハウジング２０３、２２３と、器具２０５、２２５の運動を制御するために、係合する。図２に示されていない、例示的な実施形態では、器具シャフトの遠位端部は、（例えば、任意のピッチ及び／又はヨーで）関節運動されることができるとともに、トランスミッションハウジング２０３、２２３を通じて様々な力を伝達するマニピュレータ部分２０４の作動に応じて回転されることができる、手首機構を有する。取り付けられた器具２０５、２２５の遠位部分は、単一の切開部位又は「ポート」で患者の体内に導入されるカニューレ２０７に通じ得るエントリガイド構造２０８を通って受けられる。図２に描かれていないが、器具の遠位端部分は、遠隔手術部位にアクセスするために、カニューレ２０７（又は他のアクセス構造）の遠位端部の外に出ることができる。

【００３４】

方向「近位」及び「遠位」は、ここでは、手術器具／装置の要素の相対位置を定めるために使用され、遠位は概して、手術器具又は内視鏡カメラを含むことができる、運動学的チェーンに沿ったさらに遠い、又は外科的処置を実行するために使用される関連付けられる器具の意図された操作上の使用における手術作業部位に最も近い方向である。図２は、近位及び遠位方向を示す。手術及び内視鏡器具の取り付け及び運動制御のための例示的な患者側カートの更なる説明に関して、２０１１年１１月１７日に公開された、米国特許出願公開第２０１１／０２８２３５８号明細書が参照され、その全体が参照により本明細書に援用される。例示的な実施形態によるカメラマニピュレータ部分は、図２を参照して記載されたものより多い又は少ない要素を含み得る。例えば、本開示によるカメラアームは、本開示の範囲から逸脱することなしに、図２で述べられたモーションアクチュエータより多くのもの、少ないものを含む、又は含まなくてもよい。さらに、上述のように、本開示は、内視鏡画像キャプチャセンサ又はカメラに限定されるものでは無く、本教示による内視鏡システムは、本開示の範囲から逸脱することなし、その遠位端部に、センサに近接した環境の特性を測定するためのセンサのような、他の電気的にアクティブな構成要素を含み得る。さらにまた、本開示は遠隔操作手術システムに限定されるものではなく、したがって、本開示による内視鏡カメラは、図２に示されるようなカメラアームに取り付けられなくてもよいが、手動で制御され得る。

【００３５】

上述の１つのような遠隔操作手術システムの動作では、外科的処置は、患者の体に１又

は複数の切開部を作ることを含み得る。このような切開部は、時々「ポート」と称され、この用語はまた、このような切開部の中で使用される１つの機器を意味する。幾つかの外科的処置では、幾つかの器具及び／又はカメラポートが、手術部位へのアクセス及び手術部位のイメージングを提供するために使用され得る；しかし、代替実施形態では、例えば図２を参照して記載されるように、単一のポートが、様々な手術及び内視鏡器具を導入するために使用され得る。

【００３６】

次に図３を参照すると、本開示による内視鏡イメージングシステムでの使用のための内視鏡画像キャプチャ器具の例示的な実施形態が示される。内視鏡画像キャプチャ器具３０５は、内視鏡シャフト３０７、シャフト３０７の近位端部のトランスミッションハウジング３２３、及びシャフト３０７の遠位部分の関節運動可能な手首部分３０９を含む。当業者は、手首部分３０９が手首部分３０９のリンクからトランスミッションハウジング３２３にシャフト３０７に沿って延びる力伝達部材（図示せず）により関節運動されることができることに精通しており、それらは、アクチュエータにより（例えば、部材の力を変更することにより）駆動される。様々な例示的な実施形態では、アクチュエータは、遠隔操作手術システムの外科医コンソールで提供されるマスタ入力コマンドに応じて操作可能である患者側カートのアームの操作部分（例えば、ＥＣＭ）に関連づけられるサーボモータであることができる。図示された例示的な実施形態では、手首部分３０９は、例えば、その全体が参照により本明細書に援用される、２０１１年６月２３日に出願された米国特許出願公開第２０１１／０１５２８７９号明細書に記載されるような、ジョグルジョイント手首構造として構成されることができるが、当業者は、単一の関節接合される手首構成要素が使用され得ること又は内視鏡画像キャプチャ器具が手首構造を全く含まない場合があることを理解するであろう。シャフト３０７の遠位端部３１１では、画像キャプチャ装置（図示せず）がシャフト３０７の内部に取り付けられることができる。

【００３７】

例示的な実施形態では、画像キャプチャ装置は、例えば、ＣＭＯＳ（相補型金属酸化物半導体）又はＣＣＤ（電荷結合素子）イメージセンサのような、電子イメージセンサである。以下により詳細に説明されるように、様々な信号処理及び電力伝送線（例えば、ケーブル）３４０が、遠位端部３１１の画像キャプチャ装置から且つ内視鏡画像キャプチャ器具３０５の近位端部から抜けるようにシャフト管腔を通って延びることができる。これらの線３４０は、シグナルプロセッサ及び電源に接続されることができ、これらは、独立し得る又は組み合わされ得るとともに、図３に組み合わされたモジュール３５０として概略的に描かれる。様々な例示的な実施形態では、モジュール３５０は、例えば、本開示の範囲から逸脱することなしに、それぞれ図１に示されるように、電子装置／補助制御カート１１５、又は患者側カート１０５のような、電子装置／補助制御カート又は患者側カートに、配置され得る。遠位端部３１１、したがって画像キャプチャ装置は、図３の例示的な実施形態では、手首部分３０９の動作を（例えば、遠隔操作手術システムの外科医コンソールにおける入力コマンドにより又は手動システムの手動操作により）遠隔制御することによって位置決めされることができる。

【００３８】

上述のように、例えば、内視鏡画像キャプチャ器具のような、電子手術器具／装置は、通常の動作中に患者と接触するようになるとともに、適切に絶縁されない場合、許容リーク電流を超える電流がアースに又は手術システムの導電路経路を通って流れることをもたらし得る１又は複数の当てられる部分を有し得る。したがって、器具／装置の性質、及び器具／装置が行い得る接触の種類に基づいて、器具／装置の制御及び操作に関連付けられる手術システムは、器具／装置が患者の感電に対する保護のための幾つかの要件（例えば、ＩＥＣ６０６０１－１安全基準によるＣＦ等級又はＢＦ等級））を満足するように、設計されなければならない。以下により詳細に説明されるように、本開示の例示的な実施形態による、内視鏡画像キャプチャ、及び当てられる部分に配置される電気的にアクティブな構成要素を有する他の内視鏡器具は、器具／装置の性質及び器具／装置が患者と行い得

る接触の種類に関連付けられる電流リークレベルを満たす又は同電流リークレベルを下回るように構成され得る。

【００３９】

さらに上述のように、遠隔手術部位での処置の実行の間、内視鏡画像キャプチャ器具は、様々な処置を実行するために他の手術器具とともにその部位に導入されることができる。しばしば、内視鏡画像キャプチャ器具の遠位端部及び手術器具は、外科処置を行いながら部位を見ることを可能にするように、近接している。実行される例示的な処置の幾つかは、例えば、電気焼灼処置におけるような、電流を受けるために、対応する遠位端部（例えば、エンドエフェクタ）を必要とし得る。この電流の流れは、内視鏡カメラ器具を含む、他の器具／装置の動作に影響し得る電磁干渉（ＥＭＩ）を発生し得る。例えば、電流の流れは、例えば、図３に示された内視鏡画像キャプチャ器具３０５のような、内視鏡画像キャプチャ器具の画像キャプチャセンサシステムの一部を構成する様々な信号及び電力伝送線に影響を及ぼし得る。さらに、例えば、交流電流のように、電流の流れが素早く変化する場合、電流の流れはまた、様々な線の間に微分干渉を発生させ得る。この微分干渉は、内視鏡カメラ器具の信号伝送線に沿って、アナログ及びデジタルの両方で、信号の伝送の劣化を悪化させ得る。

【００４０】

以下に詳細に説明されるように、本開示による例示的な実施形態はしたがって、信号伝送線に沿った信号ノイズを減少させるために、例えば、電気焼灼器具のような、近接している手術器具によって発生するＥＭＩの悪影響に対して保護することができる、内視鏡画像キャプチャシステム又は他の内視鏡センサシステムのためのシールド構造を提供する。

【００４１】

さらに、例示的な実施形態では、内視鏡システムは、所望の感電保護等級要件を満たすことができる一方、近接する手術器具及び／又は周囲環境の他のソースによって発生するＥＭＩの影響を防ぐ。潜在的なＥＭＩソースの例は、限定されるものではないが、除細動器及び／又はＲＩイメージングシステムを含み得る。

【００４２】

図４は、本開示の様々な例示的な実施形態による、遠隔部位で情報を取得するための遠位に配置され且つ電子的なセンサを含む内視鏡システム４００を示す。内視鏡システム４００は、内視鏡シャフト４１０に結合される接地されたエンクロージャ４０５、及びシャフト４１０の遠位端部の電子センサ４１５を含む。本開示の様々な例示的な実施形態では、接地されたエンクロージャ４０５は、図３に示されるモジュール３５０又はトランスミッションハウジング３２３のような、内視鏡システムの要素内に具体化され得る、及び／又は図１に示される遠隔操作手術システム１００のような遠隔操作手術システムの１又は複数の要素内に一体化され得る。例えば、接地されたエンクロージャ４０５は、本開示の範囲から逸脱することなしに、それぞれ図１に示されるように、電子装置／補助制御カート１１５又は患者側カート１０５のような、電子装置／補助制御カート又は患者側カートに位置し得る。

【００４３】

内視鏡システム４００は、例えば、図１に示されたシステム１００のような、ロボット手術システムの処理及び制御構成要素のような、外部装置及び／又はシステムと通信するための、通信インタフェースをさらに含む。内視鏡システム４００は、内視鏡システム４００内の、電子センサ４１５を含む、内部回路及び装置に電力を供給するための電力インタフェース４４５をさらに含む。例示的な実施形態では、内視鏡システム４００は、内視鏡画像キャプチャシステムであり得るとともに、例えば、手術部位の画像をキャプチャするための、図３に示される内視鏡カメラ器具３０５を含むことができる。このような実施形態では、電子センサ４１５は、例えば、ＣＭＯＳイメージセンサのような、電子イメージセンサであり得る。例示的な実施形態では、内視鏡システム４００の要素の幾つか又は全ては、図１に示されるロボット手術システム１００のようなロボット手術システムの、図１及び２それぞれに示されるアーム１２０、２２０のような、患者側マニピュレータア

ームに取り付けられ得る。

【００４４】

本開示の例示的な実施形態では、内視鏡シャフト４１０の少なくとも一部が、例えば、図２に示されたエントリガイド２０８及びカニューレ２０７のような、エントリガイド及びカニューレの１又は複数を通って、患者の体内に挿入され得る。内視鏡シャフト４１０の遠位端部の電子センサ４１５は、手術部位の画像をキャプチャするための、図３に関して記載されるような画像キャプチャ器具のような電子イメージセンサとして、具体化され得る。電子センサ４１５は、シャフト４１０に沿ってセンサ４１５に延びる電力伝送線（図示せず）を介して電力インタフェース４４５を通じて受け取られる電力によって電力を供給される。動作中、制御信号は、例えば、外科医コンソール１１０、患者側カート１０５及び／又は電子装置／補助制御カート１１５の、内視鏡システムに論理的に結合される、プロセッサ／コントローラと、電子センサ４１５との間で、通信インタフェース４４０を通じて交換されることができる。この交換は、例えば、手術部位のビデオ及び／又は他のキャプチャされた画像を、外科医コンソールに、又は、例えば、電子イメージセンサのズームイン／アウトのような、センサ装置４１５の機能を制御するために及び／又はセンサ４１５とビデオ処理回路との間の信号伝送を処理することを可能にするために提供することができる。本開示の様々な例示的な実施形態では、電子イメージセンサは、デジタル信号／データを、手術部位でキャプチャされた画像を表現するプロセッサ／コントローラに提供し得る。しかし、本開示は、そのように限定されるものではなく、例示的な実施形態では、電子イメージセンサは、本開示の範囲から逸脱することなしに、手術部位でキャプチャされた画像を表現するためにアナログ信号を提供し得る。

【００４５】

本開示の様々な例示的な実施形態は、内視鏡システム４００の当てられる部分とアース接地との間の静電容量が最小化されるように構成され、例示的な実施形態の少なくとも幾つかが、例えば、通常のＡＣ２３０ボルト（２３０ボルト＋／－１０％を含む公称で）、６０Ｈｚのアース接地された電源から動作しているとき約５００ｐＦに対応する、ＩＥＣ　ＣＦ等級のような、感電に対する保護のための所望の等級を達成し得るほど十分に最小化され得る。

【００４６】

さらに、内視鏡システム４００のような内視鏡システムが、ＥＭＩを発生し得る１又は複数の手術器具に近接して動作するとき、電子センサ４１５の動作及び／又は電子センサ４１５への及び電子センサ４１５からの通信は、発生したＥＭＩによって劣化させられ得る。例えば、（アナログ或いはデジタル）イメージセンサである電信センサ４１５から伝送されるビデオ信号は、内視鏡シャフト４１０に沿ったビデオ信号伝送線（図示せず）内に発生してＥＭＩによって誘起される信号レベル変化によってゆがめられ得る。以下により詳細に記載されるように、本開示の例示的な実施形態は、内視鏡システム４００の動作において、外部ＥＭＩの悪影響（例えば、ノイズ）から保護することができるシールド構造を含む。

【００４７】

さらにまた、本開示の様々な例示的な実施形態は、内視鏡に沿った導電体（例えば、対応する接地基準に対するビデオ信号伝送線、制御信号伝送線、及び電力伝送線）（図示せず）の間の静電容量を、内視鏡システム４００の当てられる部分とアースとの間の静電容量より著しく大きくするように構成することによって、内視鏡シャフトに沿ったビデオ信号伝送線に沿って発生するＥＭＩによって誘起される信号レベル変化によって生じるひずみをさらに最小化することができる。

【００４８】

低静電容量を備える内視鏡システム

図５は、本開示の様々な例示的な実施形態による、比較的低い静電容量を有するように構成され、したがって、比較的低いリーク電流を示す内視鏡画像キャプチャシステム５００を示す。内視鏡システム５００は、内視鏡シャフト５１０に結合される接地されたエン

クロージャ５０５、及び内視鏡シャフト５１０の遠位端部に配置された電子イメージセンサ５１５を含む。例示的な実施形態では、内視鏡画像キャプチャシステム５００は、図１に示されるロボット手術システム１００のような、ロボット手術システムの、図１及び２それぞれに示されるアーム１２０、２２０のような、患者側マニピュレータアームに取り付けられることができる。図５及び以下の記載は、内視鏡画像キャプチャシステムを対象にしているが、本開示は、そのように限定されるものではなく、本開示の例示的な実施形態は、超音波内視鏡プローブ、（例えば、動脈血圧を測定するために）圧力トランスデューサを使用する内視鏡システム、（例えば、位置決め及び／又は操向するために）電磁センサを使用する内視鏡システム、温度センサを使用する内視鏡システム、及び／又は（ｐＨセンサのような）化学センサを使用する内視鏡システム等のような他のシステムを含み得る。

【００４９】

内視鏡システム５００は、電力を電子イメージセンサ５１５に供給するための電力伝送線５２０、及び電子イメージセンサ５１５と、例えば、図１に示されるとともに通信インタフェース５４０を通じて内視鏡システム５００に論理的に結合される外科医コンソール１１０及び／又は電子装置／補助制御カート１１５との間で出力／制御及びビデオ処理信号を交換するための出力／制御データ伝送線５２１をさらに含む。

【００５０】

電力伝送線５２０は１つの線として示されているが、本開示はそのように限定されるものではなく、例示的な実施形態は１又は複数の電力伝送線を含み得る。例えば、様々な実施形態では、電力は、例えば、電子イメージセンサ５１５のロジック回路に電力を供給するための比較的に低い電圧線（例えば、約１．８Ｖ）、及びアナログピクセルの検出及び電子イメージセンサ５１５の増幅器に電力を供給するための比較的高い電圧線（例えば、約３．６Ｖ）、を含むことができる２つの電力伝送線を通じて電子イメージセンサに供給され得る。

【００５１】

さらに、出力／制御データ伝送線５２１は１つの線として示されているが、本開示はそのように限定されるものではなく、例示的な実施形態は、出力データ及び制御データのための別々の線、並びに出力及び制御データのそれぞれのための複数の線を含み得る。例えば、様々な実施形態では、１つの線は、制御データの交換のために提供され得るとともに、１又は複数の線が、画像センサ５１５から、例えば、図１に示される外科医コンソール１１０のような外科医コンソール及び／又は電子装置／補助制御カート１１５への、高速イメージデータの伝送のために提供され得る。１つの例示的な実施形態では、出力／制御データ伝送線５２１は、ツイストペア銅線を含み得る。

【００５２】

内視鏡システム５００はさらに、浮動接地部５２５を含み、この浮動接地部は、伝送線５２０及び５２１を囲み、電気絶縁材料５３０によって伝送線５２０及び５２１から離される。材料５３０は、望ましい誘電性、可撓性、及び強度特性に基づいて選択され得る。例示的な実施形態では、電気絶縁材料５３０は、エチレンテトラフルオロエチレン（ＥＴＦＥ）を含むことができる。しかし、本開示の例示的な実施形態はそのように限定されるものではなく、絶縁材料５３０は、様々な電気絶縁材料を含み得る。適切な材料の他の限定ではない例は、本開示の範囲から逸脱することなしに、シリコーン、ポリ塩化ビニル（ＰＶＣ）、及び延伸ポリテトラフルオロエチレン（ｅＰＴＦＥ）を含む。

【００５３】

内視鏡システム５００はさらに、例えば、図１に示される電子装置／補助制御カート１１５及び外科医コンソール１１０のような遠隔操作手術システムの他の要素とデータを交換するために、接地されたエンクロージャ５０５の中に通信インタフェース５４０を含む。内視鏡システム５００はさらに、（例えば、図３の電源３５０のような）電源から内視鏡システム５００に外部電力を提供するために接地されたエンクロージャ５０５の中に電源インタフェース５４５を含む。通信インタフェース５４０及び電力インタフェース５４

５の両方は、アース接地された信号／電力を伝えることができる。しかし、本開示はそのように限定されるものでは無く、通信インタフェース５４０及び電力インタフェース５４５は、内視鏡システム５００内の浮動接地基準５２５とは異なる非アース接地基準に基づいて接地され得る。

【００５４】

内視鏡システム５００はさらに、通信インタフェース５４０と電子イメージセンサ５１５との間で交換される信号を処理するために、通信インタフェース５４０に結合される接地されたエンクロージャ５０５の中に処理回路５５０を含む。しかし、本開示の例示的な実施形態はそのように限定されるものではなく、信号の幾つか又は全て処理が、例えば、図１に示される電子装置／補助制御カート１１５及び／又は外科医コンソール１１０のような、例えば、遠隔操作手術システムの他の要素で生じ得る。

【００５５】

処理回路５５０は、通信インタフェース５４０で受信した電気信号を光信号に又はその反対に変換するための、図５に描かれるような、光トランシーバ回路５５２を含むことができる。しかし、本開示の例示的な実施形態はそのように限定されるものではない。例えば、例示的な実施形態では、内視鏡システムは、光信号を介して、関連付けられる遠隔操作手術システムの要素のような、外部要素とデータを交換することができ、この場合、光トランシーバ回路５５２は取り除かれ得る。

【００５６】

内視鏡システム５００はさらに、光トランシーバ回路５６０及び絶縁された電源５６５をさらに含む。光トランシーバ回路５６０は、出力／制御電気信号を電子イメージセンサ５１５と交換するために出力／制御伝送線に、及び光信号を光トランシーバ回路５５２と交換するために処理回路５５０の光トランシーバ回路５５２に結合される。関連付けられる遠隔操作手術システムに信号を提供する（直接の又は、アース接地され得る、処理回路５５０の光トランシーバ回路５５２を通じてのいずれかで）ための光トランシーバ回路５６０及び光接続の使用は、出力／制御伝送線５２１及び電子イメージセンサ５１５（これらは浮動接地されている）をアース接地された要素から絶縁する。さらに詳細に以下で説明されるように、この絶縁は、内視鏡シャフト５１０及び／又は電子イメージセンサ５１５から、例えば、これらの要素が患者と接触しているときのアースへの、リーク電流を減少させ得る。

【００５７】

絶縁された電源トランス５６５は、電力インタフェース５４５からのアース接地された電力を受けるように結合される。絶縁された電源トランス５６５はさらに、電力伝送線５２０及び浮動接地部５２５に結合される。絶縁された電源トランス５６５は、電力インタフェース５４５から受けたアース接地された電力を、電子イメージセンサ５１５に供給される浮動接地された電力に変換する。このように、外部電源と通じている、電力インタフェース５４５は、伝送線５２０の電力供給線から及び浮動接地部５２５から絶縁される。内視鏡システム５００は、電力インタフェース５４５を通じて供給される絶縁された電源トランス５６５を含むように示されているが、本開示はそのように限定されるものではなく、電力は、本開示の範囲から逸脱することなしに、内視鏡システム５００の外部又は内部いずれかの、バッテリを通じて供給され得る。

【００５８】

例示的な実施形態では、図５に示されるように、内視鏡システム５００はさらに、ＥＭＩ／誘起電圧保護を光トランシーバ回路５６０及び絶縁された電源トランス５６５に提供するように浮動接地部に結合される回路エンクロージャ５５３を含み得る。回路エンクロージャ５５３は、例えば、ＥＭＩ／誘起電圧によって発生した電流が、均一にエンクロージャを通って流れ、回路内の二次的な干渉を最小化、又は除去することを確実にする助けとなる、ファラデー箱を含み得る。具体的には、静電容量Ｃｉｓｏ＿５ａ及びＣｉｓｏ＿５ｂと比べたとき静電容量Ｃｂｏｘ＿５が比較的大きい条件で、干渉電流は、箱を通り且つアクティブ回路を通らずに流れるようにされる。

【００５９】
上述の特徴、及び当業者によって理解されるであろう他の特徴に加えて、本開示の様々な例示的な実施形態は、内視鏡システムの電子的なアクティブなシステム構成要素（例えば、電子イメージセンサ５１５、伝送線５２０及び５２１、並びに関連付けられる回路）と患者組織（アース接地基準であり得る）との間に比較的低い静電容量を実現するための要素を含む。例示的な実施形態では、本開示による内視鏡システム全体の静電容量は、例えばＩＥＣ　６０６０１－１で述べられた基準による、少なくともＣＦ等級の要件（公称２３０ボルトＡＣ、６０Ｈｚのアース接地された電源から動作しているとき約５００ｐＦに対応する）を満たすレベルで、当てられる部分からの電流リークを保持するほど十分低くなることができる。しかし、本開示は、特定の用途に応じて要望通りに当てられる部分に対する他の感電保護を達成するのに役立ち得ることが当業者に理解されるべきである。
【００６０】
例えば、リーク電流の量は、図５にＣｔｏｔａｌ＿５で示される、当てられる部分とアースとの間の静電容量の関数である。内視鏡システム５００でのような、本開示の様々な例示的な実施形態では、Ｃｔｏｔａｌ＿５は、これらの静電容量が、内視鏡カメラ５００の要素／回路とアース接地との間で並列であるので、かなりの部分が、Ｃｓｔｒａｙ＿５（アース接地に対する内視鏡システム５００の様々な要素の浮遊容量）、Ｃｂｏｘ＿５（回路エンクロージャ５５３とアース接地との間の静電容量）、及びＣｉｓｏ＿５（回路エンクロージャ５５３内の回路とアース接地との間の静電容量；Ｃｉｓｏ＿５ａは光トランシーバ回路５６０に関し、Ｃｉｓｏ＿５ｂは絶縁電源トランス５６５に関する）の足し算である。したがって、本開示の様々な例示的な実施形態では、Ｃｔｏｔａｌ＿５は、内視鏡システム５００の様々な回路（例えば、電子イメージセンサ５１５並びに伝送線５２０及び５２１）に関する浮動接地部５２５の使用によってある程度、並びに回路エンクロージャ５５３の構成（Ｃｂｏｘ＿５）によって提供される絶縁；内部信号データ線（浮動接地される）を外部信号データ線（アース接地される）から絶縁されたままにする光接続光トランシーバ回路５６０；及び浮遊回路に対する浮動接地電力を作り出す、絶縁された電源（Ｃｉｓｏ＿５）；によって、低く保たれる。
【００６１】
特に、図５を参照すると、浮動接地回路とアース接地との間の静電容量は、Ｃｓｔｒａｙ＿５（当てられる部分とアース接地との間の浮遊容量）、Ｃｉｓｏ＿５（浮遊回路と出力／制御信号インタフェースとの間の（Ｃｉｓｏ＿５ａ）及び浮遊回路と電力インタフェースとの間の（Ｃｉｓｏ＿５ｂ）のインタフェースで生成される静電容量）、及びＣｂｏｘ＿５（回路エンクロージャ５５３と接地されたエンクロージャ５０５との間の静電容量）を含む。Ｃｉｓｏ＿５に関して、本開示の様々な例示的な実施形態は、例えば、電子イメージセンサ５１５と、例えば、外科医コンソール（図５にＣｉｓｏ＿５ａとして示される）のような、外部要素との間で出力／制御信号を交換するための、回路エンクロージャ５５３内の浮動回路（トランシーバ回路５６０）とアース接地信号伝送回路（例えば、光トランシーバ回路５５２）との間の光データ通信リンクを有することによって、比較的低いＣｉｓｏ＿５を保つ。Ｃｉｓｏ＿５はまた、例えば、絶縁電源／レギュレータ（図５にＣｉｓｏ＿５として示される）を使用することによって、低く保たれることができる。Ｃｂｏｘ＿５に関して、それは、回路エンクロージャ５５３と接地されたエンクロージャとの間の静電容量が、当業者に知られた方法で低くなるように、回路エンクロージャ５５３を造ることによって、低く保たれ得る。
【００６２】
ＥＭＩ保護を備える内視鏡電子センサシステム
図６は、本開示の様々な例示的な実施形態による内視鏡システム６００を示す。内視鏡システム６００は、内視鏡シャフト６１０に結合される接地されたエンクロージャ６０５、及び内視鏡シャフト６１０の遠位端部に配置された電子イメージセンサ６１５を含む。例示的な実施形態では、内視鏡画像キャプチャシステム６００は、図１に示されるロボット手術システム１００のような、遠隔操作手術システムの、図１及び２に示されるアーム

１２０、２２０のような、患者側マニピュレータアームに取り付けられることができる。図６及び以下の記載は、内視鏡画像キャプチャシステムを対象にしているが、本開示は、そのように限定されるものではなく、本開示の例示的な実施形態は、超音波内視鏡プローブ、（例えば、動脈血圧を測定するために）圧力トランスデューサを使用する内視鏡システム、（例えば、位置決め及び／又は操向するために）電磁センサを使用する内視鏡システム、温度センサを使用する内視鏡システム、及び／又は（ｐＨセンサのような）化学センサを使用する内視鏡システム等のような他のシステムを含み得る。

【００６３】

内視鏡システム６００は、電力を電子イメージセンサ６１５に供給するための、並びに電子イメージセンサ６１５と、例えば、図１に示されるとともに通信インタフェース６４０を通じて内視鏡システム６００に論理的に結合される外科医コンソール１１０及び／又は電子装置／補助制御カート１１５のような、外科医コンソールとの間で出力／制御及びビデオ処理信号を交換するための、内視鏡シャフト６１０に沿った電力伝送線６２０及び出力／制御データ伝送線６２１をさらに含む。電力伝送線６２０は１つの線として示されているが、本開示はそのように限定されるものではなく、例示的な実施形態は１又は複数の電力伝送線を含み得る。さらに、出力／制御データ伝送線６２１は１つの線として示されているが、本開示はそのように限定されるものではなく、例示的な実施形態は、出力データ及び制御データのための別々の線、並びに出力及び制御データのそれぞれのための複数の線を含み得る。出力／制御データ伝送線６２１は、ツイストペア銅線を含み得る。

【００６４】

内視鏡システム６００はさらに、浮動接地部６２５を含み、この浮動接地部は、伝送線６２０及び６２１を囲み、電気絶縁材料６３０によって伝送線６２０及び６２１から離される。材料６３０は、望ましい誘電性、可撓性、及び強度特性に基づいて選択され得る。例示的な実施形態では、電気絶縁材料６３０は、エチレンテトラフルオロエチレン（ＥＴＦＥ）を含むことができる。しかし、本開示の例示的な実施形態はそのように限定されるものではない。電気絶縁材料の他の適切な限定ではない例は、本開示の範囲から逸脱することなしに、シリコーン、ポリ塩化ビニル（ＰＶＣ）、及び延伸ポリテトラフルオロエチレン（ｅＰＴＦＥ）を含むことができる。

【００６５】

内視鏡システム６００はさらに、例えば、図１に示される電子装置／補助制御カート１１５及び外科医コンソール１１０のような遠隔操作手術システムの他の要素とデータを交換するために、接地されたエンクロージャ６０５の中に通信インタフェース６４０を含む。内視鏡システム６００はさらに、（例えば、図３の電源３５０のような）電源から内視鏡システム６００に外部電力を提供するために接地されたエンクロージャ６０５の中に電源インタフェース６４５を含む。通信インタフェース６４０及び電力インタフェース６４５の両方は、アース接地された信号／電力を伝えることができるとみなされる。しかし、本開示はそのように限定されるものでは無く、通信インタフェース６４０及び電力インタフェース６４５は、内視鏡システム６００内で使用される浮動接地基準６２５とは異なる非アース接地基準に基づいて接地され得る。

【００６６】

内視鏡システム６００はさらに、通信インタフェース６４０と電子イメージセンサ６１５との間で交換される信号を処理するために、通信インタフェース６４０に結合される接地されたエンクロージャ６０５の中に処理回路６５０を含む。しかし、本開示の例示的な実施形態はそのように限定されるものではなく、信号の幾つか又は全て処理が、例えば、図１に示される電子装置／補助制御カート１１５及び／又は外科医コンソール１１０のような、例えば、遠隔操作手術システムの他の要素で生じ得る。

【００６７】

様々な例示的な実施形態では、内視鏡システム６００はさらに、囲まれた要素（すなわち、トランシーバ回路６６０及び絶縁された電源６６５）をＥＭＩからシールドするために浮動接地部６２５に電気的に結合された接地されたエンクロージャ６０５の中にファラ

デー箱６６５を含む。トランシーバ回路６６０は、出力／制御電気信号を電子イメージセンサ６１５と交換するために出力／制御データ伝送線６２１に、及び光信号をトランシーバ回路６５２と交換するために処理回路６５０の光トランシーバ回路６５２に結合される。トランシーバ回路６６０の使用及びトランシーバ回路６６０（ファラデー箱６５５に囲まれている）と処理回路６５０（ファラデー箱６５５の外側にあり且つアース接地され得る）のトランシーバ回路６５２との間の接続は、伝送線６２０及び６２１並びに電子イメージセンサ６１５（浮動接地される）を処理回路６５０（アース接地され得る）から絶縁する。しかし、本開示の例示的な実施形態はそのように限定されるものではないことが留意される。例えば、様々な例示的な実施形態では、内視鏡システムは、光信号を介して、関連付けられる遠隔操作手術システムの要素のような、外部要素とデータを交換することができ、この場合、光トランシーバ回路６５２は、本開示の範囲から逸脱することなしに、望ましい絶縁を維持しながら、取り除かれ得る。以下により詳細に説明されるように、この絶縁は、伝送線６２０及び６２１内のデータ信号線に沿った出力／制御及びビデオ処理データ信号へのＥＭＩの影響を減少させ得る。

【００６８】

ファラデー箱６５５内の絶縁された電源トランス６６５は、電力インタフェース６４５からのアース接地された電力を受けるように結合される。絶縁された電源トランス６６５はさらに、電力伝送線６２０及び浮動接地部６２５に結合される。絶縁された電源トランス６６５は、電力インタフェース６４５から受けたアース接地された電力を、電子イメージセンサ６１５に供給される浮動接地された電力に変換する。このように、外部電源と通じている、電力インタフェース６４５は、伝送線６２０から及び浮動接地部６２５から絶縁される。内視鏡システム６００は、電力インタフェース６４５を通じて供給される絶縁された電源トランス６６５を含むように示されているが、本開示はそのように限定されるものではなく、電力は、本開示の範囲から逸脱することなしに、内視鏡システム６００の外部又は内部いずれかの、バッテリを通じて供給され得る。

【００６９】

図５の記述を参照した上述のように、リーク電流の量は、図６にＣｔｏｔａｌ＿６で示される、当てられる部分とアース接地との間の静電容量の関数である。Ｃｔｏｔａｌ＿６は、これらの静電容量が、内視鏡カメラ６００の要素／回路とアース接地との間で並列であるので、かなりの部分が、Ｃｓｔｒａｙ＿６（アース接地に対する内視鏡の様々な要素の浮遊容量）、Ｃｂｏｘ＿６（ファラデー箱６５５とアース接地との間の静電容量）、及びＣｉｓｏ＿６（ファラデー箱６５５内の回路とアース接地との間の静電容量（Ｃｉｓｏ＿６ａはトランシーバ回路６６０に関し、Ｃｉｓｏ＿６ｂは絶縁電源トランス６６５に関する））の足し算である。したがって、本開示の様々な例示的な実施形態では、Ｃｔｏｔａｌ＿６は、内視鏡システム６００の様々な回路の電気的な基準としての及び電源トランス６５５（Ｃｉｓｏ＿６ｂ）の構成により提供される浮動接地回路の絶縁としての使用によって、ある程度、減少する。様々な実施形態では、浮動接地部６２５は、少なくとも電子イメージセンサ６１５、伝送線６２０及び６２１、並びにファラデー箱６５５（トランシーバ回路６６０及び絶縁電源トランス６６５を含む）を含むセンサシステムに対する電気的な基準として働く。

【００７０】

図６に示される例示的な実施形態では、絶縁された電源トランス６６５は、Ｃｔｏｔａｌ＿６として描かれた浮動回路とアース接地との間の静電容量に対して高い静電容量（Ｃｐｗｒ＿６として描かれる）を提供する（すなわち、Ｃｐｗｒ＿６＞＞Ｃｉｓｏ＿６ａ＋Ｃｉｓｏ＿６ｂ＋Ｃｂｏｘ＿６＋Ｃｓｔｒａｙ＿６）。例示的な実施形態では：Ｃｐｗｒ＿６は約１０マイクロファラド（μＦ）；Ｃｉｓｏ＿６ａは約１０ピコファラド（ｐＦ）；Ｃｉｓｏ＿６ｂは約２０ｐＦ；Ｃｂｏｘ＿６は約１００ｐＦ；そして、Ｃｓｔｒａｙ＿６は約５０ｐＦであり、これは約５５，０００のＣｐｗｒ＿６とＣｔｏｔａｌ＿６の比を生じさせる。しかし、本開示はそのように限定されるものではなく、様々な例示的な実施形態では、Ｃｐｗｒ＿６とＣｔｏｔａｌ＿６の比は、本開示の範囲から逸脱することなし

に、５５，０００より高くなり得る、又は約１０，０００以下になり得る。以下に説明されるように、この静電容量比は、少なくとも出力／制御データ伝送線６２１へのＥＭＩの影響を最小化する。

【００７１】

例えば、内視鏡システム６００のような、本開示の様々な例示的な実施形態は、例えば、遠隔手術部位において内視鏡シャフトに近接して操作される焼灼又は他のＥＭＩ発生器具のような、外部ソースから内視鏡システムに入るＥＭＩの存在下で内視鏡システムの性能を向上させ得る要素を含む。特に、様々な例示的な実施形態は、構成要素、データ伝送線、及び／又は電力伝送線が、ＥＭＩによって誘起され得る如何なる電圧レベル変化によっても等しく影響されることを確実にするのに役立つ要素を含む。

【００７２】

例えば、上述の浮動接地部６２５は、伝送線６２０及び６２１、電子イメージセンサ６１５、並びにファラデー箱６５５の周囲の連続シールドとして構成され、したがって、それがシールドする構成要素が、ＥＭＩによって誘起され得る如何なる電圧レベル変化によってもほぼ等しく影響されることを確実にするのに役立つ。さらに、Ｃｉｓｏ＿６に対するＣｐｗｒ＿６の比較的大きい比率（すなわち、Ｃｐｗｒ＿６＞＞Ｃｉｓｏ＿６ａ＋Ｃｉｓｏ＿６ｂ）はまた、全てのシールドされた構成要素がＥＭＩの存在下においてほぼ同じ電圧であることを確実にするのに役立つ。

【００７３】

さらにまた、伝送線の緊密な電磁結合は、伝送線に誘起される電圧がほぼ等しいことを確実にするのに役立つ。内視鏡システムの構成要素（例えば、電子イメージセンサ６１５及びそのセンサシステムの他の構成要素）内に誘起される如何なる電圧も、伝送線にほぼ等しく誘起されることを確実にすることは、少なくとも出力／制御信号データ線に誘起される干渉が同相モードとして光トランシーバ回路６６０に現れるので、特に内視鏡システムの性能を向上させる。したがって、伝送線へのＥＭＩによってもたらされる信号レベル変化は、出力／制御信号に対して低いままであり、したがって、ＥＭＩに起因し得る送信／受信問題は減少する。

【００７４】

加えて、例えば、図６に示される内視鏡システム６００の構成のような、本開示の様々な例示的な実施形態の要素の構成は、イメージセンサの近くで動作する電気焼灼器具によって誘起され得るような、高電圧干渉の存在下で、浮動接地部６２５に誘起される電流の量の（従来の内視鏡システムと比較して）相当な減少を可能にする。例えば、浮動接地部とアース接地との間の静電容量は、干渉信号によってカバーされる周波数範囲にわたって制御され得る。具体的には、本開示の様々な例示的な実施形態では、Ｃｔｏｔａｌ＿６は、部分的に、ファラデー箱６５５によって形成される。ファラデー箱６５５及び浮動接地シールド６２５は、Ｃｔｏｔａｌ＿６の構成成分Ｃｂｏｘ＿６及びＣｓｔｒａｙ＿６がよく制御され且つ広範囲の周波数にわたって共振が無いような高周波コンデンサを形成するように構成され得る。

【００７５】

さらに、Ｃｓｔｒａｙ＿６、Ｃｂｏｘ＿６、Ｃｉｓｏ＿６ａ、及びＣｉｓｏ＿６ｂのような図６に示された静電容量を比較的低く保つことは、伝送線における相互インダクタンス結合を通じて伝送線６２０及び６２１を通って交換される出力／制御信号の差動モード干渉の発生を最小にする。如何なる残りの差動モード干渉も、伝送線６２０及び６２１に沿った出力／制御及び処理信号を交換するために差動信号を使用することによって、及び／又は内視鏡シャフト６１０に沿って出力／制御信号を交換するための導体の平衡／ツイストペアを使用することによって、除去され得る。

【００７６】

したがって、本開示の様々な例示的な実施形態は、ＥＭＩの影響を、全体として及び／又は内視鏡シャフト６１０の遠位端部の電子イメージセンサ６１５のような、電子的構成要素と、内視鏡システムを制御するための及び／又は内視鏡システムに関連付けられるデ

ータを処理するための回路との間で交換される出力／制御信号の広範囲の周波数にわたって、最小にする及び／又は除去する。

【００７７】

低リーク電流を生じさせる及びＥＭＩ保護のための内視鏡システム

上述のように、図５に示される例示的な実施形態のような、本開示の様々な例示的な実施形態は、ＩＥＣ６０６０１－１安全基準ＣＦ等級（公称２３０ボルトＡＣ、６０Ｈｚのアース接地された電源から動作しているとき約５００ｐＦに対応する）を達成し得る。しかし、低い当てられる部分とアース接地との静電容量（図５にＣｔｏｔａｌ＿５として示される）を維持することは、内視鏡イメージセンサのような、電気的にアクティブな要素と持つ内視鏡システムを、ＥＭＩの影響を受けやすくし得る。特に、ＥＭＩは、従来の伝送線に沿って電圧を誘起し得、これは、内視鏡イメージセンサと、例えば、外科医コンソールとの間で内視鏡シャフトに沿って交換される出力／制御信号におけるエラーを増加させ得る。比較的低いＣｔｏｔａｌ＿５を保つことに起因するＥＭＩの起こり得る影響に対抗するために、本開示の様々な例示的な実施形態では、ＥＭＩ誘起電圧が、図５に示される例示的な実施形態のような、ＩＥＣ６０６０１－１安全基準ＣＦ等級を達成し得る本開示の様々な例示的な実施形態の特徴を、図６に示される例示的な実施形態のような、ＥＭＩの存在下において内視鏡システムの性能を向上させ得る様々な例示的な実施形態の特徴と組み合わせることによって、最小化されることができる。

【００７８】

図７は、本開示による例示的な実施形態を示す。簡単にするために、図７は、既に、図５及び図６に示され、且つ図５及び図６を参照して記載された複数の要素を含む。これらの要素は、それらの対応する図におけるそれらの識別子にしたがって図７において特定され、それらの対応する説明は、簡潔さのためにここでは省略される。少なくとも図７に示される例示的な実施形態の以下の特徴は、（比較的に低いリーク電流を達成し且つ感電保護等級に対する要件を満たすために）アース接地に対する比較的低い静電容量を持つ一方、ＥＭＩ保護も提供する内視鏡電子センサシステムを実現し得る。

【００７９】

電力インタフェース５４５から受けたアース接地された電力を電子イメージセンサ５１５のための浮動接地された電力に変換する、絶縁された電源５６５に関して、及び電子イメージセンサ５１５に関して、本開示の様々な例示的な実施形態は、Ｃｐｗｒ＿６＞＞Ｃｉｓｏ＿５、且つまたＣｐｗｒ＿６＞＞Ｃｉｓｏ＿５＋Ｃｂｏｘ＿５＋Ｃｓｔｒａｙ＿５のように構成される。上で説明されたように、これは、例えば、伝送線５２０及び５２１のような、全てのシールドされた構成要素が、ＥＭＩの存在下にあるとき、ほぼ同じレベルの誘起される電圧になることを確実にするのに役立つ。したがって、例えば、伝送線５２０及び５２１でのＥＭＩによってもたらされる信号／電力レベル変化は、出力／制御信号に対して低いままにされ、これは、そうでなければＥＭＩによってもたらされ得る送信／受信問題を減少させる。

【００８０】

さらに、本開示の様々な例示的な実施形態では、伝送線５２０及び５２１は、例えば、導体の平行な、ツイストペアのセットで具現化されることによって、緊密に結合されることができる。これは、伝送線５２０及び５２１がＥＭＩの存在下においてほぼ同じ電圧にあることを確実にするのに役立ち、これは、レシーバが受信する信号データをより良く識別するのを助けるので、そうでなければ伝送線へのＥＭＩによってもたらされ得る送信／受信問題を減少させる。

【００８１】

さらにまた、信号線の緊密な結合を出力／制御データ信号の差動信号伝送と組み合わせることは、（例えば、電気焼灼器具の高いｄｖ／ｄｔのような）信号線の近位の高電圧変動（ｄｖ／ｄｔ）によってもたらされ得る差動モード干渉の影響に対抗し、したがって、伝送線へのＥＭＩによって従来もたらされた送信／受信問題をさらに最小化し得る。加えて、連続シールドとしての浮動接地部５２５の使用はさらに、それがシールドする構成要

素（例えば、伝送線５２０及び５２１、光トランシーバ回路５６０、並びに絶縁された電力伝送５６５）が、内視鏡システムの外部のＥＭＩによって誘起され得る如何なる電圧レベル変化によってもほぼ等しく影響されることを確実にするのに役立つ。

【００８２】

さらにまた、光トランシーバ回路５６０及び絶縁された電源トランス５６５を囲むためのファラデー箱６５５の使用は、ＥＭＩの影響からのこれらの構成要素の多少のシールドを提供することができる。加えて、連続シールドとしての浮動接地部５２５の使用はさらに、それがシールドする構成要素（例えば、伝送線５２０及び５２１、光トランシーバ回路５６０、並びに絶縁された電力伝送５６５）が、内視鏡システムの外部のＥＭＩによって誘起され得る如何なる電圧レベル変化によってもほぼ等しく影響されることを確実にするのに役立つ。

【００８３】

さらにまた、浮動接地部とアース接地との間の静電容量は、干渉信号によってカバーされる周波数範囲にわたって制御され得る。具体的には、本開示の様々な例示的な実施形態では、Ｃｔｏｔａｌ＿５は、部分的に、ファラデー箱６５５によって形成される。ファラデー箱６５５及び浮動接地シールド５２５は、Ｃｔｏｔａｌ＿５の構成成分Ｃｂｏｘ＿５及びＣｓｔｒａｙ＿５がよく制御され且つ広範囲の周波数にわたって共振が無いような高周波コンデンサを形成するように構成され得る。

【００８４】

したがって、本開示の様々な例示的な実施形態は、内視鏡システムの当てられる部分からアース接地への低い静電容量を保つ。さらに、本開示の様々な例示的な実施形態は、例えば、関連付けられる内視鏡シャフトに沿った伝送線への、ＥＭＩによって誘起される電圧の影響を最小化する。さらにまた、本開示の様々な例示的な実施形態は、ＥＭＩによって誘起される電圧の影響を最小化しながら、内視鏡システムの当てられる部分からアース接地への低い静電容量を保つ。

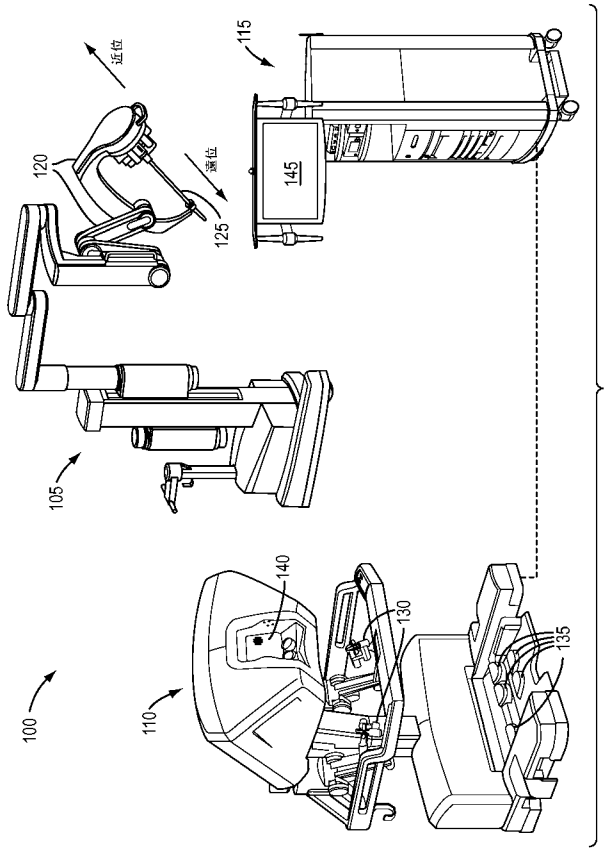
【００８５】

例示的な実施形態及び上述の説明は、主に遠隔制御手術応用を実行するための内視鏡画像キャプチャシステムを含む内視鏡システムに重点を置いているが、当業者は、本開示は限定されるものではなく、本開示の原理は、例えば、本開示の範囲から逸脱することなしに、手術部位の１又は複数の特性を取得し且つ提供するためのセンサシステムのような、他の内視鏡システムに適用されることができることを、認めるであろう。さらに、用語「外科処置」、「手術部位」、及びそれらの変化形に関して、当業者は、本教示がまた、例えば、様々な診断及び／又は治療処置のような、遠隔部位に置いて実行される非外科処置にも適用されることを理解するであろう；したがって、用語「外科（手術）」は、器具が、患者の体を通って、体内の遠隔位置に、手術、診断、及び／又は治療処置を行うために挿入される、任意の処置を包含するように広く解釈されるべきである。

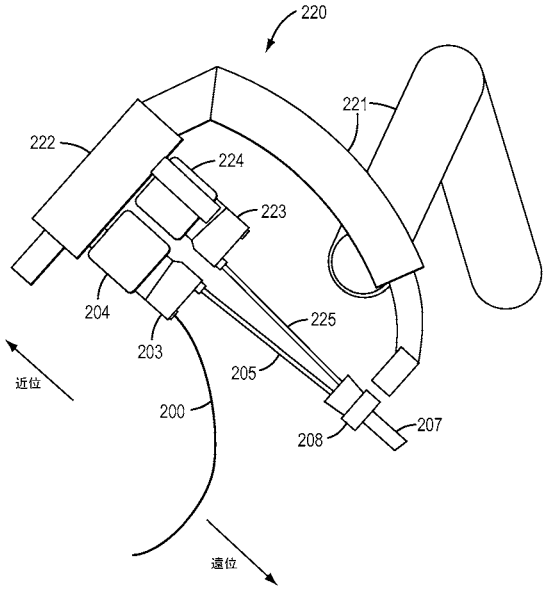
【００８６】

本発明の他の実施形態は、明細書並びに本開示及び本出願の請求項の実施の検討から当業者に明らかになるであろう。明細書及び例は、単なる例示としてみなされ、本発明の真の範囲及び精神は以下の請求項によって示されることが意図される。

【図１】



【図２】



【図３】

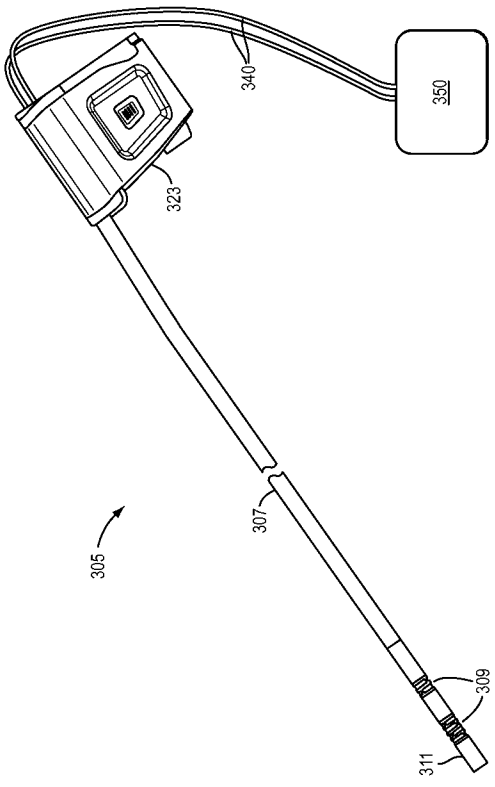


FIG. 3

【図４】

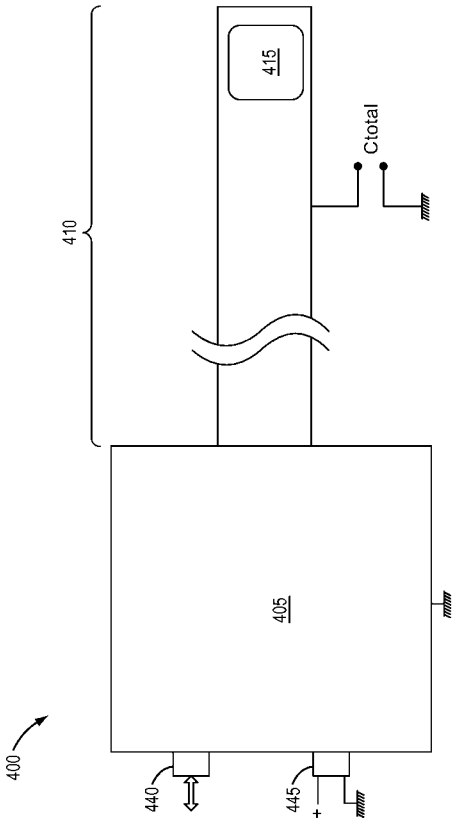


FIG. 4

【図５】

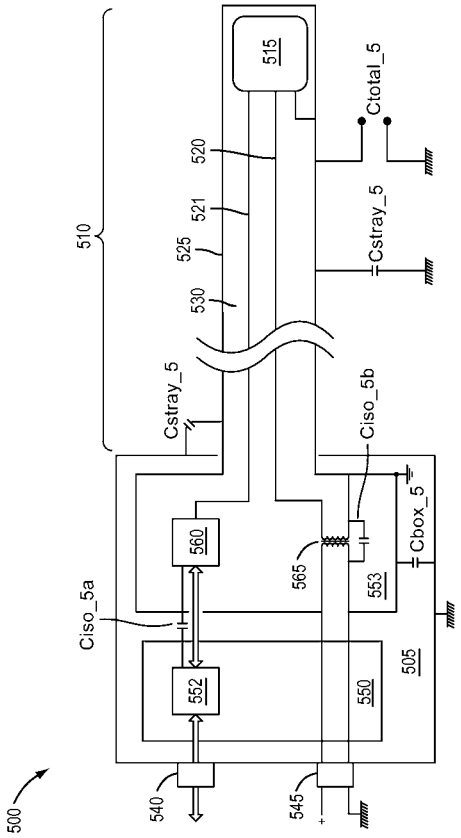


FIG. 5

【図６】

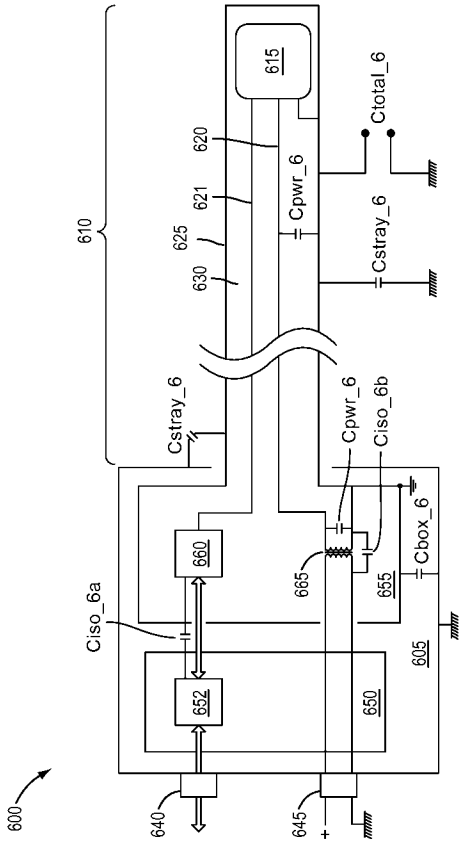


FIG. 6

【図７】

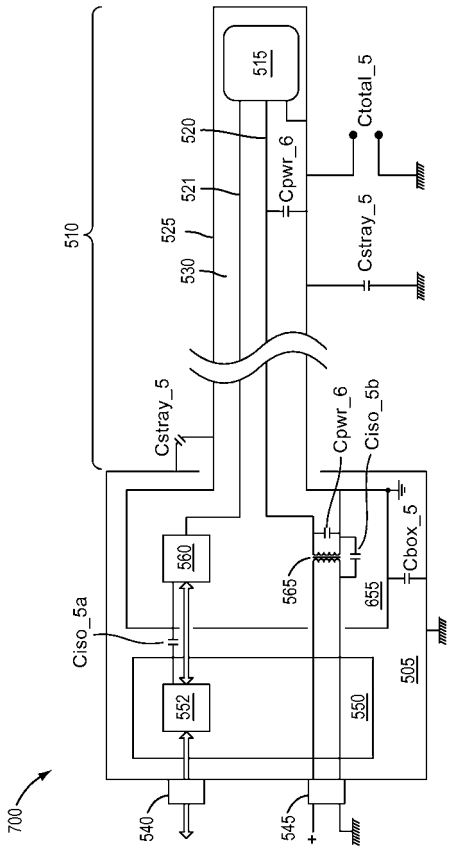


FIG. 7

フロントページの続き

(51)Int.Cl.			F I			テーマコード（参考）
Ａ６１Ｂ	*34/35*	*(2016.01)*	Ａ６１Ｂ	1/00	６５５	
Ａ６１Ｂ	*34/37*	*(2016.01)*	Ａ６１Ｂ	1/04	５１０	
			Ｇ０２Ｂ	23/24	Ａ	
			Ａ６１Ｂ	18/12		
			Ａ６１Ｂ	34/35		
			Ａ６１Ｂ	34/37		

(72)発明者　ブリチャード，ドミニク
アメリカ合衆国　９４０８６　カリフォルニア州，サニーヴェイル，キファー・ロード　１２６６，ビルディング　１０１，インテュイティブ　サージカル　オペレーションズ，インコーポレイテッド内
(72)発明者　ハーズリンガー，ピーター　エム
アメリカ合衆国　９４０８６　カリフォルニア州，サニーヴェイル，キファー・ロード　１２６６，ビルディング　１０１，インテュイティブ　サージカル　オペレーションズ，インコーポレイテッド内
(72)発明者　スコット，デイヴィッド　ディー
アメリカ合衆国　９４６１０－１７３８　カリフォルニア州，オークランド，サンタ・レイ・アヴェニュー　８４７
(72)発明者　ズィエットロー，クラウス
アメリカ合衆国　９４６１１－３９１２　カリフォルニア州，ピエドモント，ロナダ・アヴェニュー　１３２

Ｆターム(参考)　2H040 BA23 DA12 GA02
4C160 KK07 KK29
4C161 CC06 DD02 FF12 GG13 HH51 JJ15 JJ17 JJ19 LL02 NN03
UU03 UU05 UU09

【外国語明細書】
2018094441000001.pdf

专利名称(译)	具有低电容和/或电磁屏蔽的内窥镜系统，以及相关方法		
公开(公告)号	JP2018094441A	公开(公告)日	2018-06-21
申请号	JP2018018950	申请日	2018-02-06
[标]申请(专利权)人(译)	直观外科手术操作公司		
申请(专利权)人(译)	Intuitive Surgical公司运营，公司		
[标]发明人	ブリチャードドミニク ハーズリンガーピーターエム スコットデイヴィッドディー ズィエットロークラウス		
发明人	ブリチャード,ドミニク ハーズリンガー,ピーター エム スコット,デイヴィッド ディー ズィエットロー,クラウス		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/05 A61B1/04 G02B23/24 A61B18/12 A61B34/35 A61B34/37		
CPC分类号	A61B1/00004 A61B1/00018 A61B1/0008 A61B34/30		
FI分类号	A61B1/00.684 A61B1/00.680 A61B1/00.550 A61B1/00.681 A61B1/05 A61B1/00.655 A61B1/04.510 G02B23/24.A A61B18/12 A61B34/35 A61B34/37		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/DA12 2H040/GA02 4C160/KK07 4C160/KK29 4C161/CC06 4C161/DD02 4C161/FF12 4C161/GG13 4C161/HH51 4C161/JJ15 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN03 4C161/UU03 4C161/UU05 4C161/UU09		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/726879 2012-11-15 US 61/726894 2012-11-15 US		
其他公开文献	JP6652580B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种使用电活性传感器系统的内窥镜系统。 内窥镜系统400包括具有近端和远端的内窥镜轴410和内窥镜轴410，内窥镜轴410具有近端和远端以及附接到远端的近端，一种电活性传感器系统，包括至少一个传感器415，用于检测一个特征。传感器系统相对于地的电容将电流泄漏维持在满足心脏浮动等级要求的水平。 点域4

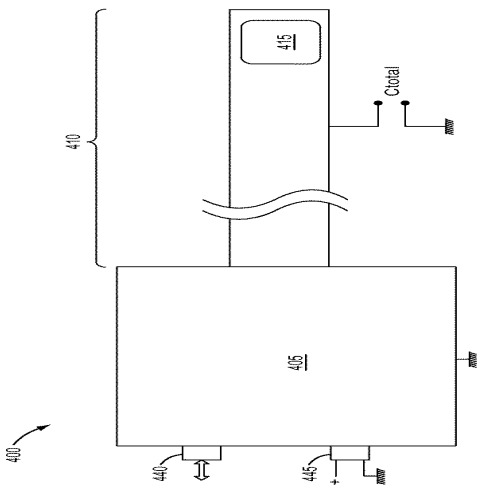


FIG. 4