

(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2016-7275

(P2016-7275A)

(43) 公開日 平成28年1月18日(2016.1.18)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/34 (2006.01)	A 6 1 B 17/34	4 C 1 6 0
A 6 1 B 90/00 (2016.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2	
H 0 2 J 50/00 (2016.01)	H 0 2 J 17/00 B	
A 6 1 B 17/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/00 3 2 0	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2014-128530 (P2014-128530)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成26年6月23日 (2014. 6. 23)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(74) 代理人	100101661
			弁理士 長谷川 靖
		(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	鶴田 尚英
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
			オリンパス株式会社内
		Fターム(参考)	4C160 FF42 FF60 KK06 KK22

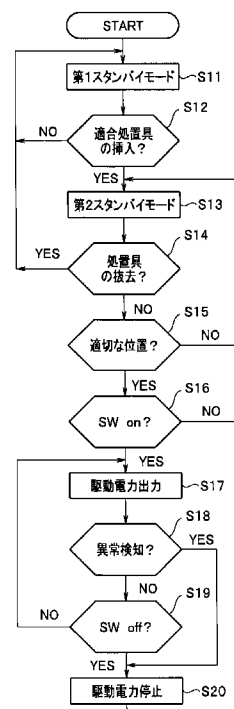
(54) 【発明の名称】 手術システム、医療機器および手術システムの制御方法

(57) 【要約】

【課題】送電コイル11Aが過熱するおそれのない手術システム1を提供する。

【解決手段】手術システム1は、受電部31が配設された挿入管39を有する処置具30と、送電部11を有するトロッカー10と、トロッカー10に電力を出力する電源21を含む電源ユニット20と、を具備し、処置具30が受電部31よりも挿入管39の先端側に配設された処置具30の情報を示す識別子であるバーコード38を有し、バーコード38を検出することで処置具30の情報を取得する情報検出部18がトロッカー10に配設されており、挿入されている処置具30が適合している処置具の場合には、電源21の制御モードが駆動電力を出力不可能な第1スタンバイモードから駆動電力を出力可能な第2スタンバイモードになる。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電磁界を介して電力を受電する受電部が配設された挿入管と、前記挿入管の先端に配設された前記受電部が受電した電力により駆動される処置部と、を有する医療機器と、

前記挿入管を被検体の体内に挿入するための挿入孔があり、前記挿入孔の外周部に前記受電部に印加される電磁界を発生する送電部を有する挿入補助具と、

前記送電部に電力を出力する電源を含む電源ユニットと、を具備し、

前記医療機器が、前記受電部よりも前記挿入管の先端側に配設された、前記医療機器の情報を示す識別子を有し、

前記識別子を検出することで、前記挿入孔への前記医療機器の挿入を検出するとともに前記情報を取得する情報検出部が、前記挿入補助具の前記挿入孔の前記外周部に配設されており、

10

前記情報検出部の検出結果にもとづき、前記挿入孔に挿入されている医療機器が、前記送電部が発生させた電磁界を介して電力を受電する受電部を有する場合には、前記電源の制御モードが、前記送電部に前記処置部を駆動するための駆動電力を出力不可能な第 1 スタンバイモードから前記駆動電力を出力可能な第 2 スタンバイモードになることを特徴とする手術システム。

【請求項 2】

前記送電部が発生させた電磁界を介して電力を受電可能な位置に前記受電部があることが検知されない場合には、前記電源の制御モードが前記第 2 スタンバイモードであっても、前記駆動電力を出力しないことを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

20

【請求項 3】

前記前記第 2 スタンバイモードにおいて、前記送電部が発生させた電磁界を介して電力を最適な効率で受電可能な位置に前記受電部があることが検知されない場合には、前記医療機器の情報として取得された前記医療器具に予め設定された上限電力に応じた前記電源の上限出力電力値を、変化することを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 4】

前記情報検出部が、一度検出した前記識別子を再度、検出することで、前記挿入孔からの前記医療機器の抜去を検知すると、前記電源の制御モードが、前記第 2 スタンバイモードから前記第 1 スタンバイモードに戻ることを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

30

【請求項 5】

前記識別子が、前記挿入管の外周部を周回するリング状の縞模様からなるマークであり、

前記情報検出部が前記マークを検出する光学的検出部を有することを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 6】

前記第 2 スタンバイモードの前記電源が、前記駆動電力よりも小さい検出電力を前記送電部に出力し、前記送電部の電気特性変化から、前記送電部が発生させた電磁界を介して電力を受電可能な位置に前記受電部があることが検知されることを特徴とする請求項 2 または請求項 3 に記載の手術システム。

40

【請求項 7】

前記医療機器の前記挿入管の外周面に挿入位置を示すための位置マークが配設されており、

前記光学的検出部が前記位置マークを検出することで、前記送電部が発生した電磁界を受電可能な位置に前記受電部があることが検知されることを特徴とする請求項 2 または請求項 3 に記載の手術システム。

【請求項 8】

前記情報検出部が取得した前記情報に基づき、前記駆動電力の電力値が制御されることを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

50

【請求項 9】

前記挿入補助具がトロッカーであり、

前記医療機器が手術用処置具であることを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の手術システム。

【請求項 10】

前記挿入補助具が、前記挿入孔として中空部のあるチャンネルが、挿入部を挿通している内視鏡であり、

前記医療機器が、前記チャンネルに挿入される処置具であることを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の手術システム。

【請求項 11】

請求項 1 から請求項 10 のいずれか 1 項に記載の手術システムの医療機器。

【請求項 12】

電磁界を介して電力を受電する受電部が配設された挿入管と、前記挿入管の先端に配設された前記受電部が受電した電力により駆動される処置部と、を有する医療機器と、前記挿入管を被検体の体内に挿入するための挿入孔があり、前記挿入孔の外周部に前記受電部に印加される電磁界を発生する送電部を有する挿入補助具と、前記送電部に電力を出力する電源を含む電源ユニットと、を具備する手術システムの制御方法であって、

前記挿入孔に挿入された医療機器が、前記送電部が発生させた電磁界を介して電力を受電する受電部を有する場合には、制御部が、前記電源の制御モードを、前記送電部に前記処置部を駆動するための駆動電力を出力不可能な起動時の第 1 スタンバイモードから前記駆動電力を出力可能な第 2 スタンバイモードに変更することを特徴とする手術システムの制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電磁界を介してワイヤレス給電される医療機器を具備する手術システム、前記医療機器および前記手術システムの制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

処置具等の医療器具を被検体の体内に挿入するための挿入補助具であるトロッカーは、腹腔内に挿入後、体壁に留置され、腹腔内で生体組織の処置を行う処置具の案内管として使用される。

【0003】

トロッカーの挿入孔を介して体内に挿入される処置具には処置に必要な電力を供給するためにケーブルが接続されていることがある。このケーブルは、術者が処置具を操作する上で、取り回しなどの操作性を向上させるため、無い方が好ましい。

【0004】

米国特許第 6371967 号明細書には、トロッカーの送電コイルから交流磁界を発生させて、トロッカーに挿入された処置具の受電コイルに電力をワイヤレスで供給する手術システムが開示されている。

【0005】

ここで、トロッカーの挿入孔に特別な配慮工夫がない限り、挿入され得る処置具は、交流磁界を介して電力を受電する受電部を有する所定の仕様の処置具に限られるものではない。挿入孔に処置具が挿入されていない場合には言うまでもないが、受電部を有していない処置具および仕様の異なる受電部を有する処置具が挿入孔に挿入された場合には、送電コイルから交流磁界を発生させても、前記処置具には発生した交流磁界を介して適切に電力を受電する受電部がないため、処置具へと効率よく電力を伝送できない。電力の伝送効率が低い場合、工夫をしないと送電コイルの発熱や、周辺機器への不要な電磁界の漏洩にも繋がりがかねない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】米国特許第6371967号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の実施形態は、電力伝送効率の高い送受電部を持つ手術システム、前記手術システムの医療器具および手術システムの制御方法を提供することを目的とする。

【0008】

また、別の実施形態は、電力伝送効率の高い送受電部を持つ手術システム、前記手術システムの医療器具および手術システムの制御方法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】

【0009】

本発明の一態様の手術システムは、電磁界を受電する受電部が配設された挿入管と、前記挿入管の先端に配設された前記受電部が受電した電力により駆動される処置部と、を有する医療機器と、前記挿入管を被検体の体内に挿入するための挿入孔があり、前記挿入孔の外周部に前記受電部に印加される電磁界を発生する送電部を有する挿入補助具と、前記送電部に電力を出力する電源を含む電源ユニットと、を具備し、

前記医療機器が、前記受電部よりも前記挿入管の先端側に配設された、前記医療機器の情報を示す識別子を有し、前記識別子を検出することで、前記挿入孔への前記医療機器の挿入を検出するとともに前記情報を取得する情報検出部が、前記挿入補助具の前記挿入孔の前記外周部に配設されており、前記情報検出部の検出結果にもとづき、前記挿入孔に挿入されている医療機器が、前記送電部が発生した電磁界を受電する受電部を有する場合には、前記電源の制御モードが、前記送電部に前記処置部を駆動するための駆動電力を出力不可能な第1スタンバイモードから前記駆動電力を出力可能な第2スタンバイモードになる手術システムである。

【0010】

また、別の一態様の医療機器は、電磁界を受電する受電部が配設された挿入管と、前記挿入管の先端に配設された前記受電部が受電した電力により駆動される処置部と、を有する前記医療機器と、前記挿入管を被検体の体内に挿入するための挿入孔があり、前記挿入孔の外周部に前記受電部に印加される電磁界を発生する送電部を有する挿入補助具と、前記送電部に電力を出力する電源を含む電源ユニットと、を具備する手術システムの前記医療機器であって、

前記受電部よりも前記挿入管の先端側に配設された、前記医療機器の情報を示す識別子を有し、前記識別子を検出することで、前記挿入孔への前記医療機器の挿入を検出するとともに前記情報を取得する情報検出部が、前記挿入補助具の前記挿入孔の前記外周部に配設されており、前記情報検出部の検出結果にもとづき、前記挿入孔に挿入されている医療機器が、前記送電部が発生した電磁界を受電する受電部を有する場合には、前記電源の制御モードが、前記送電部に前記処置部を駆動するための駆動電力を出力不可能な第1スタンバイモードから前記駆動電力を出力可能な第2スタンバイモードになる前記医療機器である。

【0011】

また、別の一態様の手術システムの制御方法は、電磁界を受電する受電部が配設された挿入管と、前記挿入管の先端に配設された前記受電部が受電した電力により駆動される処置部と、を有する医療機器と、前記挿入管を被検体の体内に挿入するための挿入孔があり、前記挿入孔の外周部に前記受電部に印加される電磁界を発生する送電部を有する挿入補助具と、前記送電部に電力を出力する電源を含む電源ユニットと、を具備する手術システムの制御方法であって、

前記挿入孔に挿入された医療機器が、前記送電部が発生した電磁界を受電する受電部を有する場合には、制御部が、前記電源の制御モードを、前記送電部に前記処置部を駆動す

10

20

30

40

50

るための駆動電力を出力不可能な起動時の第 1 スタンバイモードから前記駆動電力を出力可能な第 2 スタンバイモードに変更する。

【発明の効果】

【0012】

本発明の実施形態によれば、電力伝送効率の高い送受電部を持つ手術システム、前記手術システムの医療器具および手術システムの制御方法を提供できる。

【0013】

また、別の実施形態によれば、電力伝送効率の高い送受電部を持つ手術システム、前記手術システムの医療器具および手術システムの制御方法を提供できる。

【図面の簡単な説明】

10

【0014】

【図 1】第 1 実施形態の手術システムの使用状態を説明するための模式図である。

【図 2】第 1 実施形態の処置具の側面図である。

【図 3】第 1 実施形態の手術システムの構成図である。

【図 4】第 1 実施形態の手術システムの識別子の検知を説明するための模式図である。

【図 5】第 1 実施形態の手術システムの動作を説明するためのフローチャートである。

【図 6 A】第 1 実施形態の手術システムの動作を説明するための断面模式図である。

【図 6 B】第 1 実施形態の手術システムの動作を説明するための断面模式図である。

【図 6 C】第 1 実施形態の手術システムの動作を説明するための断面模式図である。

【図 7】第 1 実施形態の変形例 1 の手術システムを説明するための断面模式図である。

20

【図 8】第 1 実施形態の変形例 2 の手術システムを説明するための断面模式図である。

【図 9】第 1 実施形態の変形例 3 の手術システムを説明するための断面模式図である。

【図 10 A】第 1 実施形態の変形例の手術システムによる位置検出を説明するためのグラフである。

【図 10 B】第 1 実施形態の変形例の手術システムによる位置検出を説明するためのグラフである。

【図 11】第 2 実施形態の手術システムの構成を説明するための断面模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

< 第 1 実施形態 >

30

最初に、図 1～図 6 C を用いて、第 1 実施形態の手術システム 1 および医療器具である処置具 30 について説明する。なお、以下の説明において、実施形態に基づく図面は、模式的なものであり、構成要素の厚みと幅との関係（寸法関係）、夫々の部分の厚みの比率などは実際のものとは異なることに留意すべきであり、複数の図面の間においても、寸法関係や比率が異なる部分が含まれている場合がある。

【0016】

手術システム 1 は、挿入補助具であるトロッカー 10 と処置具 30 と電源ユニット 20 とを具備する。なお、手術システム 1 では、内視鏡等も別のトロッカーを介して体内に挿入されるが、説明等は省略する。

【0017】

40

図 1 に示すように、手術用の処置具 30 の挿入管 39 は、被検体 9 の体壁に穿刺されたトロッカー 10 の挿入孔 10 H を介して被検体 9 の体内 9 A に挿入される。

【0018】

図 2 に示すように、高周波処置具である処置具 30 は、操作部 36 と、被検体 9 の体内に挿入される細長い挿入管 39 と、挿入管 39 の先端に配設された処置部 37 とを有する。操作部 36 には、処置状態等を術者に告知するための告知部である LED インジケータ 36 B が配設されている。

【0019】

手術システム 1 では、挿入管 39 の先端側に配設された処置部 37 には、トロッカー 10 から処置に用いる電力がワイヤレスで供給される。このため、処置具 30 には電力供給

50

のためのケーブルが接続されていない。

【0020】

トロッカー10の挿入孔10Hの外周部には送電部11が配される。送電部11は例えば、ソレノイド型の送電コイル11A（図3参照）を含み、挿入孔10Hの外周部に巻回されている。送電コイル11Aは電源ユニット20から駆動信号が供給されると、交流磁界を発生する。

【0021】

一方、処置具30の挿入管39の内部には受電部31が配設されている。受電部31は例えば、細長いソレノイド型の受電コイル31Aである。挿入管39がトロッカー10の挿入孔10Hに挿入されると、受電コイル31Aは送電コイル11Aと電磁結合して送電コイル11Aが発生した磁界を受電できる状態になる。

10

【0022】

被検体9の体内9Aで処置を行う処置部37は、開閉可能な1対のジョー37A、37Bとからなる。例えば、ジョー37A、37Bの開閉状態は、操作部36のハンドル36Aの開閉状態に連動する。また処置部37は、いわゆる処置具に限られるものではなく、電力により駆動される電氣的駆動部を有する各種の医療器具、例えば、電氣的駆動部として、CCDなどの撮像素子とLEDなどの照明装置にも適用可能であり、硬性内視鏡なども本発明の医療器具として好ましく用いることができる。

【0023】

ジョー37A、37Bの間に処置する組織を挟持した状態で、術者がスイッチ29をONすると（トリガーON）、送電コイル11Aが交流磁界を発生し、受電コイル31Aが交流磁界を受電し、受電した電力により、ジョー37A、37Bに高周波電流が印加され、切開または止血等の処置が行われる。

20

【0024】

手術システム1の構成を図3に示す。電源ユニット20は、例えば、周波数が100kHz以上100MHz以下の高周波電力を出力する。高周波電力の周波数は法令等で使用が認められている周波数から選択されることが好ましく、例えば13.56MHzである。高周波電力の振幅は特に制限はないが、波形は汎用電源が使用できるため、正弦波が好ましい。

【0025】

30

すでに説明したように、トロッカー10の送電部11は、術者によるスイッチ29の操作により電源ユニット20から交流電力が供給されると、交流磁界を発生する。送電部11は、挿入孔10Hの外周部に巻回されたソレノイド型の送電コイル11Aと送電コンデンサ15とを含む。送電コイル11Aの長さは、例えば10mmから50mmである。

【0026】

送電部11の送電コイル11Aと送電コンデンサ15とは直列接続されており、所定の共振周波数FR1の交流磁界を発生する送電側LC直列共振回路を構成している。電源ユニット20は共振周波数FR1の交流電力を出力する。なお、送電コンデンサ15に替えて送電コイル11Aの浮遊容量を利用する構成としてもよい。送電回路22には電源21と共振回路とのインピーダンスマッチングを行うインピーダンスマッチング回路（不図示）が含まれる。

40

【0027】

なお、図3に示す手術システム1では、送電コンデンサ15はトロッカー10に配設されており、送電回路22は電源ユニット20に配設されているが、送電コンデンサ15および送電回路22は、トロッカー10に配設されていてもよいし、電源ユニット20に配設されていてもよい。

【0028】

処置具30は、受電部31と、受電回路34と、駆動回路35と、処置部37と、を有する。受電部31は、トロッカー10の送電部11の送電コイル11Aと電磁結合し、交流磁界を介して電力をワイヤレスで受電する受電コイル31Aを含む。

50

【0029】

受電コイル31Aは、細長い円筒状の挿入管39の長軸方向に沿って配置された細長いソレノイド型のコイルであって、その中心軸は、挿入管中心軸と略一致している。受電コイル31Aは、処置中に、その一部が送電コイル11Aの内部に挿入されているように、例えば、長さが100mm以上200mm以下であり、挿入管39の例えば300mmの全長にわたって配設される長さであってもよい。すなわち、受電コイル31Aの長さは、送電コイル11Aの長さよりも長いことが好ましい。これにより処置具30が処置中に挿入孔10Hの内部で前後に移動しても受電コイル31Aにより受電を行うことができる。

【0030】

受電コイル31Aには、受電コンデンサ33が直列接続されており、所定の共振周波数FR2の交流磁界を効率良く受電する受電側LC直列共振回路を構成している。受電側LC直列共振回路の共振周波数FR2は、送電側LC直列共振回路の共振周波数FR1と略同じであり、手術システム1では、磁界共鳴現象により、効率的に電力のワイヤレス送電が行われる。なお、すでに説明したように、共振周波数FR1、FR2は、例えば、100kHz～100MHzの範囲で適宜、選択可能である。

【0031】

なお、受電コンデンサ33に替えて受電コイル31Aの浮遊容量を利用する構成としてもよい。受電回路34は、例えば、受電コイル31Aが受電した交流信号を整流し直流信号に変換し、平滑化し、更にDC/DCコンバータにより駆動回路35に供給する電圧に調整する。受電回路34には駆動回路35と共振回路とのインピーダンスマッチングを行うためのインピーダンスマッチング回路（不図示）が含まれる。駆動回路35は受電回路34からの電力を、処置部37の駆動に適した電力に変換して出力する。例えば、高周波処置具の処置部37には、駆動回路35から、切開、凝固等の処置に用いられる周波数350kHz、電圧200Vpp等の駆動信号が供給される。

【0032】

なお、以上の説明では送電回路22および受電回路34が共振回路を構成しているが、共振コンデンサおよび共振動作は必須の構成ではない。また、駆動回路35と共振回路とのインピーダンスマッチングを行うためのインピーダンスマッチング回路は、その構成によっては駆動回路35の後に設置することも可能である。

【0033】

そして、本実施形態の手術システム1では、処置具30が、受電部31よりも挿入管39の先端側に配設された、被識別部すなわち識別子（identifier）であるバーコード38を有する。バーコード38は、処置具30の情報、例えば、型番、処置電力量等を示す複数の縞模様38A～38Zからなるマークである。バーコード38は、挿入管39の回転状態によらず検出可能なように、挿入管39の外周部を周回するリング状の縞模様からなる。

【0034】

トロッカー10の挿入孔10Hの外周部には、バーコード38を検出することで、挿入孔10Hへの処置具30の挿入を検出するとともに処置具30の情報を取得する情報検出部18が、配設されている。図4に示すように、情報検出部18は、バーコード38を照明する検出光を発生するLED等を含む発光部18Aと、バーコード38からの反射光を検出するフォトダーオード等を含む受光部18Bとを有する。

【0035】

なお、被識別部である識別子は、バーコード38に限られるものではなく、挿入管39の長手方向に平行な縞模様からなるバーコードでもよいし、2次元バーコードでもよい。さらに、識別子は、エンコーダのように磁氣的に情報を記録していてもよいし、RF-IDタグのように電子的に情報を記録していてもよい。情報検出部18の形態は、識別子の形態によって適宜、選択される。

【0036】

そして、電源ユニット20の制御部23は、情報検出部18の検出結果にもとづき処置

10

20

30

40

50

具が挿入孔 10H に挿入されたことを検知する CPU 等からなる。さらに、制御部 23 は、挿入された処置具が、送電部 11 が発生した電磁界を受電する受電部 31 を有するトロッカー 10 の仕様に適合した処置具 30 であるかを検知する。そして、処置具がトロッカー 10 に適合している場合には、制御部 23 は、電源 21 の制御モードを、送電部 11 に処置部 37 を駆動するための駆動電力を出力不可能な第 1 スタンバイモードから駆動電力を出力可能な第 2 スタンバイモードに変更する。

【0037】

第 1 スタンバイモードでは、術者がスイッチ 29 を ON にしても電源 21 から駆動電力が出力されることはない。

【0038】

上記構成の手術システム 1 は、適切に電磁結合する相手の受電部がない場合には、電源 21 から駆動電力が出力されないため、送電コイルから効率の悪い状態で交流磁界が発生しない。また、送電コイルに必要以上の電流は流れない為、送電部が発熱したり、漏洩電磁界が発生したりするおそれもない。また、手術システム 1 の医療器具である処置具 30 は、処置具の情報を示すバーコード 38 を有するためトロッカー 10 の送電コイル 11A から効率の悪い状態で交流磁界が発生しない。さらに手術システム 1 の制御方法によれば送電コイルから効率の悪い状態で交流磁界が発生しない。

【0039】

なお、後述するように手術システム 1 は、さらに、送電部 11 が発生した電磁界を受電可能な位置に受電部 31 があることが検知されない場合には、電源 21 が第 2 スタンバイモードであっても駆動電力を出力しないように制御部 23 が制御することが好ましい。

【0040】

例えば、第 2 スタンバイモードの電源 21 が、駆動電力よりも小さい検出電力を送電部 11 に出力し、送電部 11 のインピーダンスや電流電圧の位相等の電気特性の変化から、制御部 23 は送電部 11 が発生した電磁界を受電可能な位置に受電部 31 があることが検知できる。

【0041】

また、手術システム 1 は、さらに、情報検出部 18 が取得した情報に基づき、電源 21 が出力する駆動電力の電力値が制御部 23 により制御されてもよい。

【0042】

さらに、手術システム 1 は、制御部 23 が、処置中に異常を検知した場合には、電源 21 の制御モードを第 1 スタンバイモードに変更、すなわち、駆動電力の出力を中止するようにしてもよい。

【0043】

<手術システム 1 の動作>

次に、手術システム 1 の動作について、図 5 に示すフローチャートに沿って説明する。

【0044】

<ステップ S11> 第 1 スタンバイモード（起動ステップ）

被検体 9 に挿入されたトロッカー 10 が電源ユニット 20 と接続される。すると、トロッカー 10 の情報検出部 18 に電力が供給される。電源 21 の起動時の制御モードは、駆動電力を出力不可能な第 1 スタンバイモードである。第 1 スタンバイモードでは、たとえ術者が誤ってスイッチ 29 を ON にしても、電源 21 から駆動電力が出力されることはない。

【0045】

なお、スイッチ 29 は、電源ユニット 20 とは別体のフットスイッチであるが、術者が操作するスイッチ 29 は、電源ユニット 20、または、トロッカー 10、または、処置具 30 に配設されていてもよい。

【0046】

<ステップ S12> 識別子検出ステップ

図 6A に示すように、トロッカー 10 の挿入孔 10H に処置具 30 の挿入管 39 が挿入

10

20

30

40

50

される。そして、図 6 B に示すように、情報検出部 18 により、挿入管 39 に配設されたバーコード 38 が検出されると、検出結果が制御部 23 に伝送される。例えば、情報検出部 18 は受光部 18 B が検出した電気信号変化を制御部 23 に伝送するだけで、CPU 等からなる制御部 23 がバーコード 38 の情報を解析し検知する。

【0047】

＜ステップ S 13＞ 第 2 スタンバイモード（駆動電力出力可能ステップ）

挿入孔 10 H に挿入されている処置具が、トロッカー 10 に適合している場合（S 12：YES）には、制御部 23 は、電源 21 の制御モードを、送電部 11 に処置部 37 を駆動するための駆動電力を出力不可能な第 1 スタンバイモードから駆動電力を出力可能な第 2 スタンバイモードに変更する。

10

【0048】

挿入孔 10 H に挿入されている処置具が、トロッカー 10 に適合していない場合（S 12：NO）には、制御部 23 は、電源 21 の制御モードを、第 1 スタンバイモードから変更しない。

【0049】

なお、バーコード 38 に処置具 30 の処置電力値の情報が含まれている場合には、制御部 23 は電源 21 が出力する電力を処置具 30 の処置電力値に応じた電力値に制御することが好ましい。

【0050】

また、制御部 23 は、処置具 30 の処置電力値から算出される電源 21 の出力電力を上限出力電力値とし、術者が誤ってそれ以上の駆動電力を出力しようと電源 21 を操作してもそれを行えなくするように安全側に制御することが好ましい。

20

【0051】

例えば、処置具 30 が 50 W の電力を必要とする場合には送受電効率を考慮して電源 21 が 60 W の電力を出力するように制御するとともに上限出力電力値を 70 W とする。同様に、処置具 30 が 10 W の電力を必要とする場合には上限出力電力値を 15 W とし電源 21 が 12 W の電力を出力する。処置具 30 が 1 W の電力を必要とする場合には上限出力電力値を 1.5 W とし、電源 21 が 1.2 W の電力を出力するように制御する。

【0052】

処置具 30 の処置電力値に応じた駆動電力が出力される手術システム 1 は、処置具 30 に応じて術者が電源 21 の設定を操作する必要がないため、操作性がよい。

30

【0053】

＜ステップ S 14＞ 処置具抜去検出ステップ

情報検出部 18 は、一度検出したバーコード 38 を再度、検出することで、挿入孔 10 H から処置具 30 が抜去されたことが検知できる。例えば、バーコード 38 に予め方向を示すマークを決めておく。バーコード 38 の両端のマーク 38 A、38 Z が、他のマークよりも幅広で、かつ、マーク 38 A がマーク 38 Z よりも幅広の特徴あるマークとすることで、制御部 23 は、情報検出部 18 によりマーク 38 Z のあとにマーク 38 A が検出されたことから、抜去を検知できる。

【0054】

処置具 30 の抜去が検知される（S 14：YES）と、制御部 23 は、電源 21 の制御モードを第 2 スタンバイモードから第 1 スタンバイモードに戻す。

40

【0055】

ステップ S 14（処置具抜去検出ステップ）を含む手術システムの制御方法では、処置完了後に処置具が抜去されているにも関わらず、誤ってスイッチ 29 が ON されても、駆動電力は出力されない。

【0056】

＜ステップ S 15＞ 相対位置検出ステップ

第 2 スタンバイモードでは、電源 21 は駆動電力を出力可能であるが、少なくともスイッチ 29 が ON にならない限り駆動電力を出力することはない。さらに手術システム 1 で

50

は、送電部 1 1 が発生させた交流磁界を介して電力を受電可能な位置に受電部 3 1 があることが検知されない場合には、電源 2 1 は第 2 スタンバイモードであっても駆動電力を出力しないように制御される。

【0057】

なお、フローチャートには示さないが、上限出力電力値が設定されている場合には、送電部 1 1 と受電部 3 1 とが互いに最も強く結合する位置でない場合（最適な効率で受電可能な位置に受電部があることを検知されない場合）でも、送電部 1 1 と受電部 3 1 とがある程度強く結合する状態であることが検知された場合（る位置でない場合（所定の効率以上で受電可能な位置に受電部があることが検知された場合）に、結合状態に応じて上限出力電力値を段階的に変えて駆動電力を出力するような制御がなされても良い。

10

【0058】

すなわち、図 6 C に示すように、単純には、処置具 3 0 の受電部 3 1 が、送電部 1 1 の内部に挿入されるまでは、受電部 3 1 は送電部 1 1 が発生した交流磁界と効率的に結合できない。

【0059】

手術システム 1 では、第 2 スタンバイモードになると、電源 2 1 が検出電力を送電部 1 1 に出力する検出モードとなる。検出電力は、駆動電力よりも十分に小さい、例えば 10 mW 程度でも良い。

【0060】

そして検出モードでは、制御部 2 3 は、送電部 1 1 の電気特性変化から、送電部 1 1 が発生させた交流磁界と結合し、電力を受電可能な位置に受電部 3 1 があることが検知される。

20

【0061】

なお、検出電力による送電部 1 1 の電気特性変化を検知するのと同じ検出モードを用いることで、術者が操作するスイッチ 2 9 を処置具 3 0 に配設することも可能である、例えばスイッチ 2 9 を処置具 3 0 の受電回路 3 4 の経路上に配設することで、開放状態から導通状態になると、検出信号が印加されている送電回路 2 2 から見た負荷側のインピーダンスが大きく変化する。この送電回路 2 2 の電気特性変化から制御部 2 3 は処置具 3 0 に配設されているスイッチ 2 9 の ON/OFF をワイヤレスで検出することができる。

【0062】

図 6 C に示すように、送電部 1 1 の送電コイル 1 1 A が、受電部 3 1 の受電コイル 3 1 A と電磁結合状態になると、何も挿入されていなかった場合に比べて、送電回路 2 2 側から検出される負荷側のインピーダンスは大きく減少する。この電気特性変化から制御部 2 3 は、送電部 1 1 が発生させた交流磁界と結合し、電力を受電可能な位置に受電部 3 1 があることを検知できる。

30

【0063】

ステップ S 1 5（相対位置検出ステップ）を含む手術システムの制御方法では、送電部 1 1 と受電部 3 1 とが送受電可能な相対位置にある場合にだけ最大駆動電力が出力される。

【0064】

<ステップ S 1 6> SW ON（処置ステップ）

<ステップ S 1 7> 駆動電力出力

制御部 2 3 が、送電部 1 1 が発生させた交流磁界と適切に結合可能な位置に受電部 3 1 があることが検知された状態（S 1 5：YES）で、スイッチ 2 9 が ON（トリガ ON）になる（S 1 7：YES）と、電源 2 1 から駆動電力が出力される。

そして、送電部 1 1 からワイヤレスに受電した受電部 3 1 の電力により処置部 3 7 において処置が行われる。

【0065】

<ステップ S 1 8> 異常検知ステップ

処置中、すなわち、スイッチ 2 9 が ON の状態のときに送電回路 2 2 側から検出される

40

50

負荷側のインピーダンスや位相等の電気特性の変化を検出することで、制御部 23 は、処置具 30 の異常を検知できる。例えば、処置部 37 で断線が生じると送電回路 22 から見た負荷側のインピーダンスは大きく増加する。

【0066】

異常を検出すると、制御部 23 は、電源 21 を第 1 スタンバイモードにし、駆動電力の出力を直ちに停止する。さらに、異常を術者に告知するための告知部を有していることが好ましい。告知方法としては、例えば、処置具 30 の操作部 36 に配設された LED インジケータ 36B を赤色に点滅させてもよいし、図示しない内視鏡画像を表示しているモニタに異常メッセージを表示してもよいし、音または光を発生してもよい。

【0067】

なお、複数の処置具および複数のトロッカーを含む手術システムの場合には、処置具またはトロッカーに告知部を設けることで、異常が発生した処置具を直ちに特定できる。

【0068】

ステップ S16（異常検知ステップ）を含む手術システムの制御方法では、異常発生時に自動的に駆動電力の出力が停止、または出力が大きく減少するため、異常発生による誤った処置等を行うおそれがない。

【0069】

<ステップ S19> SW OFF（処置終了ステップ）

<ステップ S20> 駆動電力出力停止

スイッチ 29 が OFF（トリガ OFF）になると、電源 21 は駆動電力の出力を停止する。そして、次の処置に備えて電源 21 はステップ S13 の第 2 スタンバイモードに制御される。なお、処置が終了して処置具 30 が抜去されると（S14：YES）、電源 21 は第 1 スタンバイモードに制御される。

【0070】

なお、手術システム 1 は、少なくともステップ S11、S12、S13、S16、S17、S19、S20 の動作を行えばよい。すなわち、手術システム 1 では、ステップ S14、S15、S18 の動作は、行われることが、より好ましいオプション動作である。

【0071】

<変形例>

次に第 1 実施形態の変形例の手術システム 1A～1C および処置具 30B、30C について説明する。変形例の手術システム 1A～1C、処置具 30B、30C は、手術システム 1、処置具 30 と類似しているので同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0072】

<変形例 1>

図 7 に示すように、変形例 1 の手術システム 1A では、処置具 30 の挿入／抜去をトロッカー 10A の逆止弁 17（17A、17B）に配設されたセンサ 18P（18P1、18P2）により検出する。センサ 18P は、例えば、逆止弁 17 に加わった圧力を検出する圧力センサである。

【0073】

なお、今まで説明を省略していたが、逆止弁 17 はトロッカー 10 にも配設されている。逆止弁 17 は腹腔内の圧力を保持するために、挿入孔 10H の内部に配設されている、弾性率が高いシリコンゴム等からなる気密部材である。

【0074】

手術システム 1A では、センサ 18P1、センサ 18P2 の順に圧力が加わったことが検出されることで、処置具 30 の挿入が検知される。また、センサ 18P2、センサ 18P1 の順に圧力が減少したことが検出されることで処置具 30 の抜去が検知される。

【0075】

手術システム 1A は、処置具 30 の挿入／抜去を検出するための専用のセンサ 18P がトロッカー 10A に配設されている。このため、手術システム 1A は、手術システム 1 よりも、より確実に処置具 30 の挿入／抜去を検出できる。

10

20

30

40

50

【0076】

<変形例2>

図8に示すように、変形例2の手術システム1Bの処置具30Bは、処置具30の挿入／抜去を挿入管39に配設された専用のマーク38B（38B1、38B2）により検出する。

【0077】

マーク38Bは、バーコード38と同じような挿入管39の外周部を周回するリング状の黒色の縞模様であるが、周囲よりも反射率の高い反射部材であってもよい。また、マーク38B1が、反射率が周囲よりも低いリング状の黒色の縞模様で、マーク38B2がリング状の反射部材であってもよい。

10

【0078】

処置具30Bを有する手術システム1Bは、処置具30の挿入／抜去を検出するための専用のマーク38Bが処置具30に配設されている。このため、手術システム1Bは確実に処置具30の挿入／抜去を検出できる。

【0079】

<変形例3>

図9に示すように、変形例3の手術システム1Cの処置具30Cは、送電部11が発生させた交流磁界を介して電力を受電可能な位置に受電部31があることを示す位置マークとして反射帯38Cを情報検出部18が検出する。このため、処置具30には、挿入管39の外周部を周回するリング状の反射帯38Cが配設されている。反射帯38Cの配設位置および長さは、送電部11と受電部31との位置関係に応じて設定されている。例えば、図9に示すように、受電部31よりも送電部11を長くすることで、処置具30Cを挿入孔10Hの内部で前後に移動しても受電を行うことができる。この時の反射帯38Cの長さは、受電部31の長さから送電部11の長さを引いた長さと略等しく、位置関係は、送電部11が受電部31の中央部にあるとき、情報検出部18は反射帯38Cの中央部に位置する。

20

【0080】

例えば、図10Aに示すように、送電部11が発生させた交流磁界を介して電力を受電可能な位置に受電部31がある場合には、情報検出部18の受光部18Bの検出信号強度（Quantity）が大きくなる。図10Aおよび図10Bにおいて、横軸は、挿入孔10Hの内部における挿入管39の位置、すなわち、送電部11と受電部31との相対位置を示しており、縦軸は検出信号の強度等を示す。検出信号強度（Quantity）が大きい範囲が、送電部11が発生させた交流磁界を介して電力を受電可能な位置に受電部31がある範囲（Applicable）である。なお、反射帯38Cに替えてリング状の黒色マークを有する場合には受光部18Bの検出信号は小さくなる。

30

【0081】

または、2本の反射帯38Cを配設することで、図10Bに示すように、情報検出部18の受光部18Bの検出信号が強くなる位置の間にあることで、制御部23は送電部11が発生した電磁界を受電可能な位置に受電部31があることを検知する。

【0082】

手術システム1Cは、情報検出部18が、送電部11が発生させた交流磁界を介して電力を受電可能な位置に受電部31があることを検出するため、手術システム1よりも構成が簡単で制御が容易である。

40

【0083】

なお、手術システム1B、1Cでは、識別子がバーコード38または反射部等で、情報検出部18が光学的検知部である場合を説明した。情報検出部18が磁気検出部または電気検出部の場合には、それぞれの検出形態に応じた検出信号強度（Quantity）を発生するための、処置具30の挿入／抜去を検出するための専用の識別子（被識別部）が用いられる。

【0084】

50

<第2実施形態>

次に図11に示すような、第2実施形態の手術システム1Dおよび処置具30Dについて説明する。手術システム1D処置具30Dは、手術システム1、処置具30と動作等が類似しているので同じ機能の構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0085】

手術システム1Dでは、挿入補助具が軟性内視鏡10Dである。軟性内視鏡10Dでは、処置具30Dを被検体の体内に挿入するためのチャンネル（挿入管）10Hを挿入孔と見なすことができる。

【0086】

送電部11は軟性内視鏡10Dのチャンネル10Hの外周部を巻回している送電コイル11Aを有する。 10

【0087】

そして手術システム1、1A～1Cと同じように、情報検出部18が処置具30Dの識別子であるバーコード38等を検出することで、電源21が制御される。

【0088】

手術システム1Dは、手術システム1、1A～1Cと同じ効果を有することは言うまでも無い。

【0089】

なお、以上の説明では、交流磁界による電磁結合を介して電力がワイヤレスで供給される手術システム1等について説明した。これに対して、交流電界による容量結合を介して電力がワイヤレスで供給される手術システムにおいても、手術システム1等と同様の効果を有することは言うまでも無い。 20

【0090】

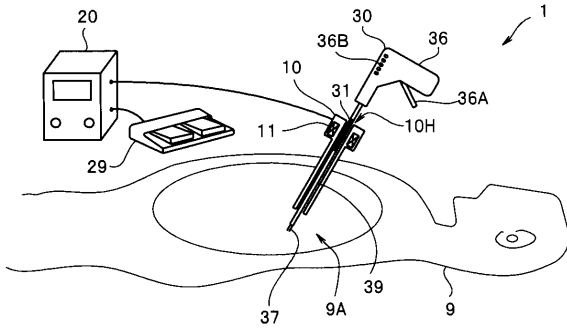
本発明は、上述した各実施形態等に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更、組み合わせ、および応用が可能であることは勿論である。

【符号の説明】

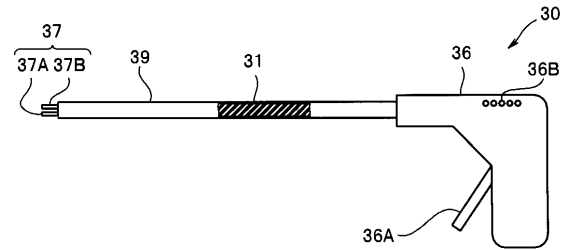
【0091】

1、1A～1D・・・手術システム
 10・・・トロッカー
 10D・・・軟性内視鏡 30
 10H・・・挿入孔
 11・・・送電部
 11A・・・送電コイル
 17・・・逆止弁
 18・・・情報検出部
 20・・・電源ユニット
 21・・・電源
 22・・・送電回路
 23・・・制御部
 29・・・スイッチ 40
 30・・・処置具
 31・・・受電部
 31A・・・受電コイル
 34・・・受電回路
 35・・・駆動回路
 37・・・処置部
 38・・・バーコード
 39・・・挿入管

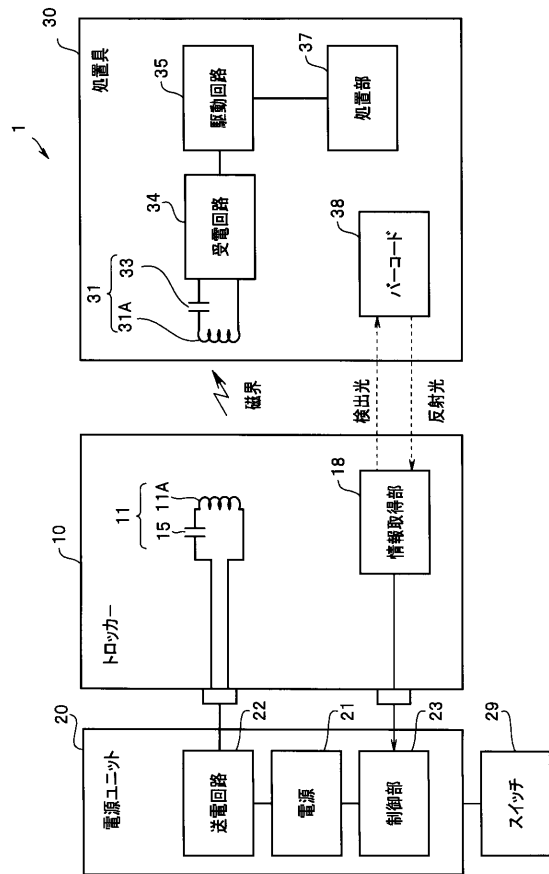
【図 1】



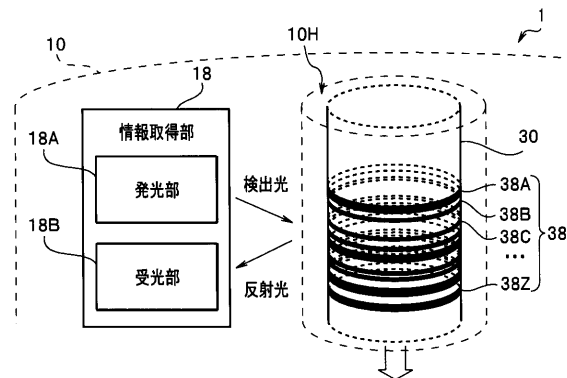
【図 2】



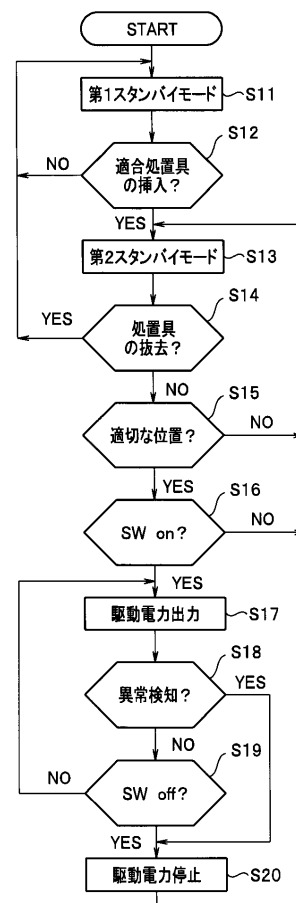
【図 3】



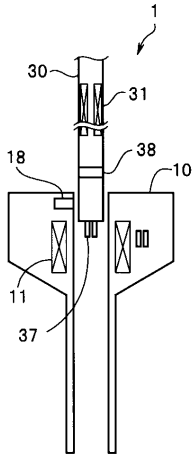
【図 4】



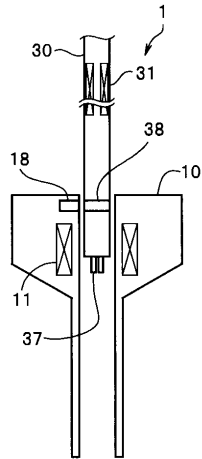
【図 5】



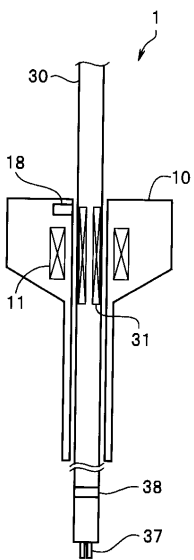
【図 6 A】



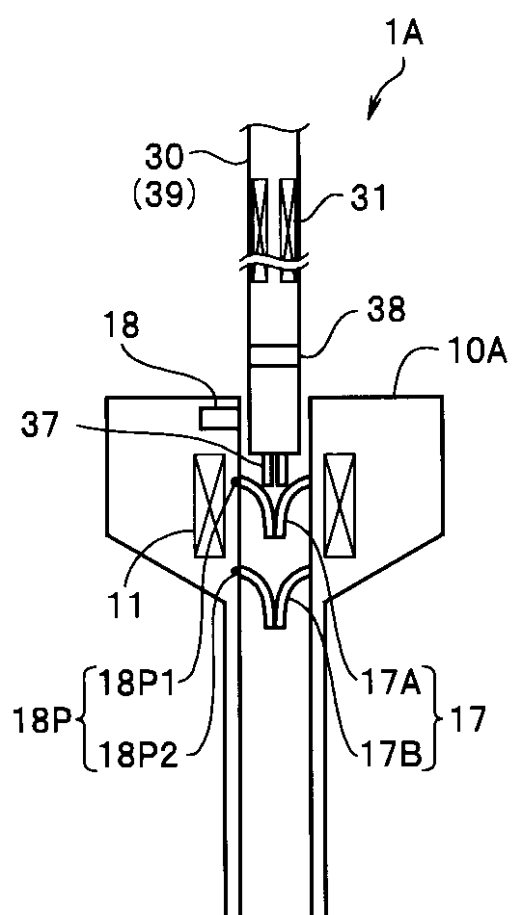
【図 6 B】



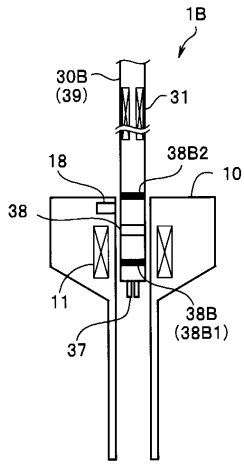
【図 6 C】



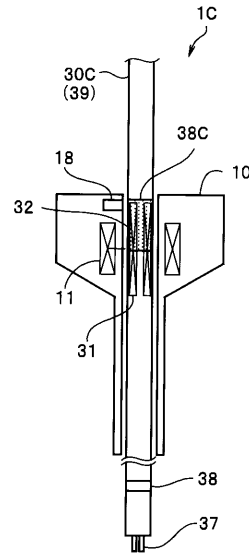
【図 7】



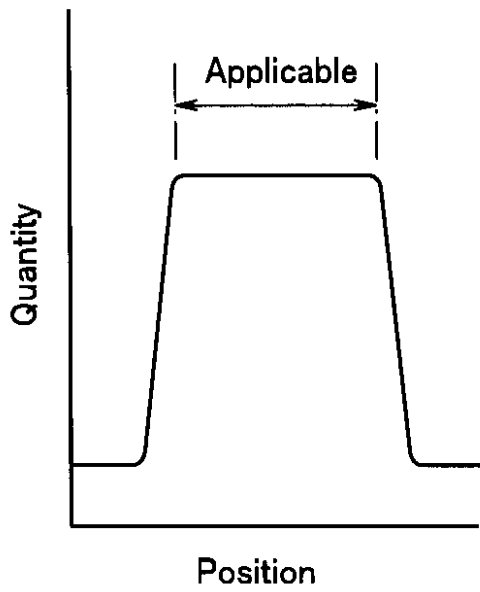
【図 8】



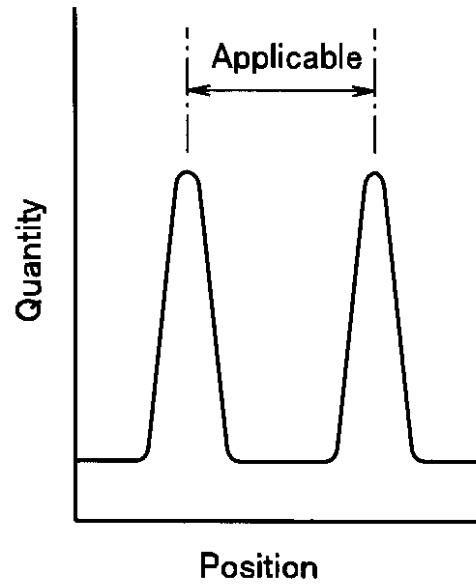
【図 9】



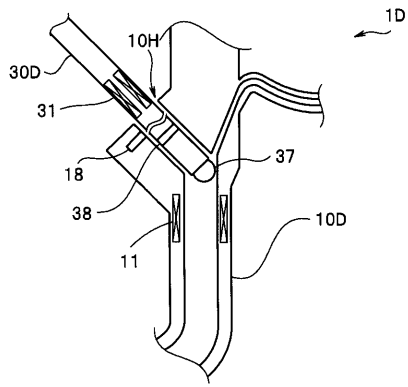
【図 10 A】



【図 10 B】



【図 11】



专利名称(译)	手术系统，医疗设备和手术系统的控制方法		
公开(公告)号	JP2016007275A	公开(公告)日	2016-01-18
申请号	JP2014128530	申请日	2014-06-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	鶴田尚英		
发明人	鶴田 尚英		
IPC分类号	A61B17/34 A61B90/00 H02J50/00 A61B17/00		
CPC分类号	A61B18/10 A61B1/018 A61B1/051 A61B17/00 A61B17/3421 A61B17/3476 A61B17/3498 A61B18/14 A61B90/39 A61B90/96 A61B90/98 A61B2017/00221 A61B2017/00411 A61B2018/00708 A61B2018/00869 A61B2018/00875 A61B2018/1286 A61B2090/0807 A61B2090/3945 H02J7/0042 H02J50/10 H02J50/90		
FI分类号	A61B17/34 A61B19/00.502 H02J17/00.B A61B17/00.320 A61B90/96 H02J50/10		
F-TERM分类号	4C160/FF42 4C160/FF60 4C160/KK06 4C160/KK22		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号 (22) 出願日	特願2014-128530 (P2014-128530) 平成26年6月23日 (2014. 6. 23)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 (74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進 (74) 代理人 100101661 弁理士 長谷川 靖 (74) 代理人 100135832 弁理士 篠清 治 (72) 発明者 鶴田 尚英 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンパス株式会社内 Fターム(参考) 4C160 FF42 FF60 KK06 KK22
解决的问题：提供一种手术系统1，在该手术系统中，动力传递线圈11A不容易过热。 外科系统（1）包括具有布置有电力接收单元（31）的插入管（39）的治疗单元（30），具有动力传递单元（11）的套管针（10）以及包括向该套管针（10）输出电力的电源（21）的电源单元（20）。 并且，处理装置30具有条形码38，该条形码38是表示相对于受电部31配置在插入管39的前端侧的处置器械30的信息的标识符，并检测该条形码38。 在套管针10中，设置有获取有关处置工具30的信息的信息检测单元18，并且在与插入的处置工具30兼容的处置工具的情况下，电源21的控制模式是驱动力。 到能够输出驱动功率的第二待机模式。 [选择图]图5			