

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/208106

発行日 平成29年2月23日 (2017. 2. 23)

(43) 国際公開日 平成26年12月31日 (2014. 12. 31)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 A	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	4 C 1 6 1
	G 0 2 B 23/24 A	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 30 頁)

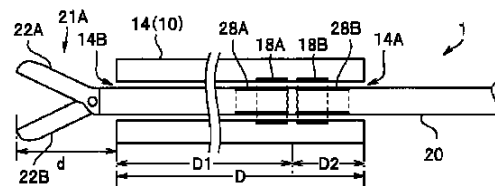
出願番号	特願2015-523871 (P2015-523871)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2014/050804		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成26年1月17日 (2014. 1. 17)		東京都八王子市石川町2951番地
(31) 優先権主張番号	特願2013-136760 (P2013-136760)	(74) 代理人	100076233
(32) 優先日	平成25年6月28日 (2013. 6. 28)		弁理士 伊藤 進
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100101661
			弁理士 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
		(72) 発明者	杉山 勇太
			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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

内視鏡システム1は、挿入部11を挿通する可撓性のチャンネル14を有する内視鏡10と、内視鏡10の操作部12の挿入口14Aから挿入されチャンネル14を挿通する処置具20と、高周波電力を出力する電源30と、を具備し、内視鏡10が第1送電電極18A及び第2送電電極18Bを含み高周波電力によりチャンネル14に印加される交流電界を発生する送電部19を有し、処置具20が第1送電電極18Aと容量結合する第1受電電極28Aと第2送電電極18Bと容量結合する第2受電電極28Bとを含み、送電部19とともに高周波電力の周波数と共振周波数が同じ共振回路を構成する、交流電界を受電する受電部29を有する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像部が配設された先端部を含む可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端部側に配設された操作部と、前記挿入部を挿通する可撓性のチャンネルと、を有する軟性内視鏡と、
高周波電力を出力する電源と、

前記操作部の挿入口から挿入され前記チャンネルを挿通して前記先端部の開口から、電力を被処置部に通電する一対のブレードを含む処置部が突出する処置具と、を具備する内視鏡システムであって、

前記軟性内視鏡が、

前記電源から入力される前記高周波電流により交流電界を発生する、前記チャンネルの外周面に沿って敷設された、それぞれの長さが 5 cm 以上 100 cm 以下の第 1 送電電極及び第 2 送電電極、を含む送電部を有し、

前記処置具が、

電力により処置を行う処置部と、

前記処置部が動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、前記第 1 送電電極と同心円状に対向配置され第 1 キャパシタを構成する第 1 受電電極と、前記第 2 送電電極と同心円状に対向配置され、前記第 1 キャパシタと同じ長さで、第 2 キャパシタを構成する第 2 受電電極と、を含み、前記送電部とともに前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と同じ共振周波数の共振回路を構成する、前記交流電界を受電する受電部と、を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

撮像部が配設された先端部を含む可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端部側に配設された操作部と、前記挿入部を挿通する可撓性のチャンネルと、を有する軟性内視鏡と、

前記操作部の挿入口から挿入され前記チャンネルを挿通するデバイスと、

高周波電力を出力する電源と、を具備する内視鏡システムであって、

前記軟性内視鏡が、第 1 送電電極及び第 2 送電電極を含み、前記電源から入力される前記高周波電力により前記チャンネルに印加される交流電界を発生する送電部を有し、

前記デバイスが、電力により処置を行う処置部と、前記第 1 送電電極と容量結合する第 1 受電電極と、前記第 2 送電電極と容量結合する第 2 受電電極と、を含み、前記送電部とともに前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と共振周波数が同じ共振回路を構成する、前記交流電界を受電する受電部と、を有し、前記受電部が受電した電力が、前記処置部に出力されることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 3】

前記デバイスの前記処置部が動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、前記第 1 送電電極と容量結合する位置に前記第 1 受電電極が配設されており、前記第 2 送電電極と容量結合する位置に前記第 2 受電電極が配設されていることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第 1 送電電極及び前記第 2 送電電極が、前記チャンネルの円筒状の外面に沿って敷設された導体からなり、

前記第 1 受電電極及び前記第 2 受電電極が、前記デバイスの円筒状の外面に沿って敷設された導体からなることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記デバイスの前記処置部が動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、前記第 1 送電電極と前記第 1 受電電極とが同心円状に対向配置され、前記第 2 送電電極と前記第 2 受電電極とが同心円状に対向配置されることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

撮像部が配設された先端部を含む可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端部側に配設された操作部と、前記挿入部を挿通する可撓性のチャンネルと、を有する軟性内視鏡と、

前記操作部の挿入口から挿入され前記チャンネルを挿通するデバイスと、
高周波電力を出力する電源と、を具備する内視鏡システムであって、

前記軟性内視鏡が、互いに容量結合する第１送電電極及び第２送電電極を含み、前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と共振周波数が同じ共振回路を構成する、前記高周波電力により前記チャンネルに印加される交流電界を発生する送電部を有し、

前記デバイスが、電力により処置を行う処置部と、互いに容量結合する第１受電電極及び第２受電電極を含み、前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と共振周波数が同じ共振回路を構成する、前記交流電界を受電する受電部と、を有し、前記受電部が受電した電力が、前記処置部に出力されることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 ７】

10

前記デバイスの前記処置部が動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、互いに容量結合した前記第１及び第２送電電極と、容量結合する位置に、互いに容量結合した前記第１及び第２受電電極が配設されることを特徴とする請求項 ６に記載の内視鏡システム。

【請求項 ８】

前記受電電極は、前記デバイスの形状保持用のスパイラルコイルの一部からなることを特徴とする請求項 １、請求項 ２又は請求項 ６に記載の内視鏡システム。

【請求項 ９】

前記デバイスの前記処置部が、動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、互いに容量結合した前記第１及び第２送電電極と、互いに容量結合した前記第１及び第２受電電極とが同心円状に対向配置されることを特徴とする請求項 ６に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 １０】

前記デバイスが、被処置部に電力を通电する一対のブレードを含む処置部を有する処置具であることを特徴とする請求項 １、請求項 ２又は請求項 ６のいずれか １項に記載の内視鏡システム。

【請求項 １１】

前記共振回路が、インダクタンス可変素子を含み、

前記共振周波数が、前記高周波電力の周波数になるように前記インダクタンス可変素子のインダクタンスを調整する制御部を具備することを特徴とする請求項 １、請求項 ２又は請求項 ６のいずれか １項に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 １２】

前記デバイスが、前記受電部が受電する電力を処置に用いる電力に変換する電力変換部を有することを特徴とする請求項 １、請求項 ２又は請求項 ６のいずれか １項に記載の内視鏡システム。

【請求項 １３】

前記デバイスが、前記受電部が受電する電力を蓄え、蓄えた電力を前記処置部に出力する蓄電部を有することを特徴とする請求項 １、請求項 ２又は請求項 ６のいずれか １項に記載の内視鏡システム。

【請求項 １４】

40

前記デバイスが、前記蓄電部の蓄電状態を告知する告知部を有することを特徴とする請求項 １３に記載の内視鏡システム。

【請求項 １５】

前記受電部が受電する電力よりも、前記蓄電部が出力する電力が大きいことを特徴とする請求項 １３に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、軟性内視鏡のチャンネルを挿通するデバイスに無線給電する内視鏡システムに関する。

50

【背景技術】

【0002】

米国特許第7824407号明細書には、軟性内視鏡のチャンネルを挿通して体内に挿入されるデバイスとして、生体組織に高周波電流を印加して処置する高周波切開鉗子が開示されている。

【0003】

また、米国特許第6949068号明細書には、複数の磁気発生素子を有するプローブをチャンネルに挿通し、軟性内視鏡の挿入部の形状を検出して表示する内視鏡形状検出装置が開示されている。

【0004】

高周波切開鉗子及び内視鏡形状検出装置のプローブ等のデバイスには、動作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。しかし、このケーブルは術者の操作に支障をきたし操作性を低下させるおそれがあった。

【0005】

なお、米国特許第6187002号明細書及び米国特許第6206875号明細書には、トロッカーの送電電極から、トロッカーに挿入された容量型コードレス手術器具の受電電極に、容量結合を介して電力を無線給電することが開示されている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の実施形態は、軟性内視鏡のチャンネルに挿入される、操作性のよいデバイスを具備する内視鏡システム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】

【0007】

本発明の一態様の内視鏡システムは、撮像部が配設された先端部を含む可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端部側に配設された操作部と、前記挿入部を挿通する可撓性のチャンネルと、を有する軟性内視鏡と、高周波電力を出力する電源と、前記操作部の挿入口から挿入され前記チャンネルを挿通して前記先端部の開口から、電力を被処置部に通電する一対のブレードを含む処置部が突出する処置具と、を具備する内視鏡システムであって、前記軟性内視鏡が、前記電源から入力される前記高周波電流により交流電界を発生する、前記チャンネルの外周面に沿って敷設された第1送電電極及び第2送電電極、を含む送電部を有し、前記処置具が、電力により処置を行う処置部と、前記処置部が動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、前記第1送電電極と同心円状に対向配置される第1受電電極と、前記第2送電電極と同心円状に対向配置される第2受電電極と、を含み、前記送電部とともに前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と同じ共振周波数の共振回路を構成する、前記交流電界を受電する受電部と、を有する。

【0008】

別の実施形態の内視鏡システムは、撮像部が配設された先端部を含む可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端部側に配設された操作部と、前記挿入部を挿通する可撓性のチャンネルと、を有する軟性内視鏡と、前記操作部の挿入口から挿入され前記チャンネルを挿通するデバイスと、高周波電力を出力する電源と、を具備する内視鏡システムであって、前記軟性内視鏡が、第1送電電極及び第2送電電極を含み、前記電源から入力される前記高周波電力により前記チャンネルに印加される交流電界を発生する送電部を有し、前記デバイスが、電力により処置を行う処置部と、前記第1送電電極と容量結合する第1受電電極と、前記第2送電電極と容量結合する第2受電電極と、を含み、前記送電部とともに前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と同じ共振周波数が同じ共振回路を構成する、前記交流電界を受電する受電部と、を有し、前記受電部が受電した電力が、前記処置部に出力される。

【0009】

更に、別の実施形態の内視鏡システムは、撮像部が配設された先端部を含む可撓性の挿

10

20

30

40

50

入部と、前記挿入部の基端部側に配設された操作部と、前記挿入部を挿通する可撓性のチャンネルと、を有する軟性内視鏡と、前記操作部の挿入口から挿入され前記チャンネルを挿通するデバイスと、高周波電力を出力する電源と、を具備する内視鏡システムであって、前記軟性内視鏡が、互いに容量結合する第1送電電極及び第2送電電極を含み、前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と共振周波数が同じ共振回路を構成する、前記高周波電力により前記チャンネルに印加される交流電界を発生する送電部を有し、前記デバイスが、電力により処置を行う処置部と、互いに容量結合する第1受電電極及び第2受電電極を含み、前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と共振周波数が同じ共振回路を構成する、前記交流電界を受電する受電部と、を有し、前記受電部が受電した電力が、前記処置部に出力される。

10

【発明の効果】

【0010】

本発明の実施形態によれば、軟性内視鏡のチャンネルに挿入される、操作性のよいデバイスを具備する内視鏡システムを提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】第1実施形態の内視鏡システムの構成図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡システムの内視鏡の断面模式図である。

【図3】第1実施形態の内視鏡システムの処置具の断面模式図である。

【図4】第1実施形態の内視鏡システムの送電電極及び受電電極の模式図である。

20

【図5A】第1実施形態の内視鏡システムの断面模式図である。

【図5B】第1実施形態の内視鏡システムの断面模式図である。

【図6A】第1実施形態の内視鏡システムの送電電極及び受電電極の断面図である。

【図6B】第1実施形態の内視鏡システムの送電電極及び受電電極の断面図である。

【図7】第1実施形態の内視鏡システムの等価回路図である。

【図8】第1実施形態の変形例1の内視鏡システムの等価回路図である。

【図9A】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

【図9B】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

【図9C】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

【図9D】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

30

【図9E】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

【図9F】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

【図9G】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

【図9H】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

【図9I】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

【図10】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

【図11】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の断面模式図である。

【図12】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の断面模式図である。

【図13】第1実施形態の変形例3の内視鏡システムの等価回路図である。

【図14A】第1実施形態の内視鏡システムの変形例3の電極の模式図である。

40

【図14B】第1実施形態の内視鏡システムの変形例3の電極の模式図である。

【図14C】第1実施形態の内視鏡システムの変形例3の電極の模式図である。

【図14D】第1実施形態の内視鏡システムの変形例3の電極の模式図である。

【図14E】第1実施形態の内視鏡システムの変形例3の電極の模式図である。

【図15】第1実施形態の変形例4の内視鏡システムの内視鏡の断面模式図である。

【図16】第1実施形態の変形例5の内視鏡システムの送受電部の断面模式図である。

【図17】第1実施形態の変形例6の内視鏡システムの受電部の等価回路図である。

【図18】第2実施形態の内視鏡システムの受電部の等価回路図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

50

<第1実施形態>

図1に示すように本実施形態の内視鏡システム1は、軟性内視鏡（以下、「内視鏡」という）10と、内視鏡10のチャンネル14に挿通されるデバイスである処置具20と、電源30とを具備する。

【0013】

内視鏡10は、挿入部11と、挿入部11の基端部側に配設された操作部12と、操作部12から延設されたユニバーサルコード13と、を有する。挿入部11は、撮像部15（図2参照）が配設された先端部11Aと、先端部11Aの方向を変えるための湾曲部11Bと、可撓性の細長い軟性部11Cとを含む。操作部12は術者が把持し、先端部11Aの方向操作、送気送水操作、及び内視鏡画像撮影操作等を行う非可撓性部である。これ

10

【0014】

内視鏡10のユニバーサルコード13と接続されたプロセッサ32は、内視鏡システム1の全体の制御を行うCPU等からなる制御部（不図示）を具備し、撮像部15が出力する撮像信号を処理し、モニタ33に内視鏡画像を表示する。プロセッサ32と接続された電源30は、処置具20に高周波電力を供給する。例えば、フットスイッチSW31は電源30の出力をON/OFF制御する。なお、ユニバーサルコード13から分岐した配線が電源30と直接接続されていてもよい。

【0015】

内視鏡10は、操作部12の挿入口14Aから先端部11Aの開口14Bまで、挿入部11を挿通する樹脂チューブからなる可撓性のチャンネル14を有する。

20

【0016】

処置具20は、処置部22が配設された先端部21Aと、細長い可撓性の挿入部21Bと、挿入部21Bの基端部側に配設された、術者が体外で操作する操作部21Cと、を有する。処置具20は、挿入口14Aから挿入されチャンネル14を挿通して開口14Bから、先端部21Aが突出する。

【0017】

先端部21Aは、処置部22である、高周波電流が通電される一対のブレード（電極）22A、22B（図3参照）を有する。操作部21Cの操作に応じて鉗子の一対のブレード22A、22B（図3参照）に挟持された被処置部である生体組織（患部）LTは、高周波電流によるジュール熱で切除／止血される。

30

【0018】

電源30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正弦波が好ましい。

【0019】

内視鏡システム1では、処置具20と電源30とは有線接続されていない。しかし、処置具20はチャンネル14に挿入されると、内視鏡10を介して電源30から処置に必要な電力を無線電力伝送により受電する。なお、無線電力伝送は、無線による電力供給と同じ意味である。

40

【0020】

すなわち、図2及び図4に示すように、内視鏡10は、第1送電電極18A及び第2送電電極18Bを含み、電源30が出力する高周波電力を交流電界に変換する送電部19を有する。内視鏡10の第1送電電極18及び第2送電電極18Bは、チャンネル14の外周を覆うように敷設されている円筒状の導体からなる。第1送電電極18Aの長さ第2送電電極18Bの径及び長さが略同じ（例えば±20%）で、両者の間には絶縁のためのギャップ（空隙）がある。なお、チャンネル14は、可撓性のチューブ及び分岐管を含み、分岐管の一方は送気吸引管14Xと接続されている。

50

【0021】

送電部19は、操作部12及び挿入部11の少なくともいずれかの内部であれば、チャンネル14の一部を置きかえる中空部を有する構成であってもよい。すなわち、本明細書においては、前記構成の中空部を形成する構成要素も、チャンネル14の一部とみなす。

【0022】

また、電極としての機能上は、第1送電電極18A及び第2送電電極18Bの導体が中空部の内面に露出していてもよいが、チャンネル14は送気吸引等にも用いられるため、中空部の内面は絶縁体で封止されていることが好ましい。

【0023】

一方、図3及び図4に示すように、処置具20は、第1受電電極28A及び第2受電電極28Bを含み、交流電界を受電する受電部29を有する。処置具20の第1受電電極28A及び第2受電電極28Bは、挿入部21Bの外周面に沿って敷設されている円筒状の導体からなる。第1受電電極28Aの長さ第2受電電極28Bとは、径及び長さが略同じで、両者の間には絶縁のためのギャップ（空隙）がある。

10

【0024】

以下、第1送電電極18A及び第2送電電極18Bのそれぞれを送電電極18といい、第1受電電極28A及び第2受電電極28Bのそれぞれを受電電極28という。

【0025】

なお、受電電極28が配設されている挿入部21Bの一部の領域は、最外周面に導体が露出しないように配設されており、かつ、チャンネル14内に挿通可能であれば、他の領域よりも外径φ(20)が大きいてもよい。

20

【0026】

ここで、図5Aに示すように、処置具20が挿入口14Aからチャンネル14に挿入されても、開口14Bから処置部22が突出するまでは、処置具20の受電電極28は、内視鏡10の送電電極18が発生する交流電界を効率良くは受電できない。

【0027】

これに対して、図5Bに示すように、開口14Bから処置部22が突出した状態では、言い換えれば、処置部22が動作する状態まで処置具20がチャンネル14に挿入された状態では、受電電極28A、28Bは、それぞれ送電電極18A、18Bの内部に挿入された状態となる。このため、内視鏡システム1では開口14Bから処置部22が突出した状態において、受電電極28は送電電極18と強く容量結合し、送電電極18が発生する交流電界を効率良く受電できる。

30

【0028】

円筒状のチャンネルの外面に沿って敷設された送電電極18A、18B及び、円筒状の処置具の外面に沿って敷設された受電電極28A、28Bは、共に円筒状である。

【0029】

このため、図6Aに示すように、第1送電電極18Aの内部に第1受電電極28Aが挿入された状態では、同心円状に対向配置された第1送電電極18Aと第1受電電極28Aとは、第1キャパシタC1を形成する。一方、図6Bに示すように、同心円状に対向配置された第2送電電極18Bと第2受電電極28Bとは、同様に第2キャパシタC2を形成する。

40

【0030】

内視鏡システム1では、処置具20は、内視鏡10と導体による物理的接触（接続）がない。しかし、処置具20の受電部29は、内視鏡10の送電部19と容量的に結合する。

【0031】

この結果、図7に示すように、内視鏡システム1では、内視鏡10の電源30が出力する高周波電力は、キャパシタC1、C2を介して、処置具20の処置部22に出力される。なお、電源30と第2送電電極18Bとを接続している配線は、接地接続されていてもよい。

50

【0032】

容量的に結合した受電部29に送電部19からの電力が伝達され、処置具20に電力が供給される。

【0033】

ここで、容量結合による無線伝送の効率は、送電電極18と受電電極28との容量結合の大きさ、すなわち送電電極18と受電電極28とにより構成されるキャパシタC1、C2の容量CA、CBに比例する。なお、キャパシタC1の容量CAとキャパシタC2の容量CBとは略同じである。

【0034】

キャパシタの容量Cは、電極間の誘電率 ϵ と対向電極面積Aとに比例し、電極間距離gに反比例する。

10

【0035】

すなわち、 $C = \epsilon A / g$

図6A及び図6Bに示したように、チャンネル14の内径 $\phi(14)$ は、処置具20の挿入部21Bが、挿通可能なように、挿入部21Bの外径 $\phi(20)$ よりも大きい。例えば $\phi(14) = 2.8\text{ mm}$ であり、 $\phi(20) = 2.6\text{ mm}$ である。チャンネル14の肉厚を0とみなすと、キャパシタC1、C2の電極間距離gは、互いに同軸で偏心がない場合、0.1 mmと非常に短い。また、対向電極面積Aは、短い方の電極の長さLに比例する。

【0036】

20

このため、送電電極18及び受電電極28の長さは、1 cm以上が好ましい。前記範囲以上であれば電力の送受電が可能である。一方、送電電極18及び受電電極28の最大長はチャンネル14の長さDで決定される。例えば、可撓性の内視鏡10のチャンネル長Dは、100 cm以上230 cm以下程度である。第1送電電極18Aと第2送電電極18Bとの間には所定長 α のギャップ（空隙）がある。このため、第1送電電極18A及び第2送電電極18Bの最大長は、おおよそ $(D - \alpha) / 2$ となる。受電電極28の最大長も、おおよそ $(D - \alpha) / 2$ である。

【0037】

なお、送電電極18及び受電電極28の長さは、5 cm以上100 cm以下が、送受電効率及び自己インダクタンスの観点から特に好ましい。

30

【0038】

なお、送電電極18と受電電極28との間に、フッ素樹脂などの誘電率 ϵ の高い絶縁材料を配設し容量Cを大きくしてもよい。

【0039】

また、送電電極18と受電電極28との中心位置を偏心させる、又は、送電電極18が敷設されているチャンネルを中央側又は片側に押圧変形して電極間距離gを局部的に小さくする機構により、容量Cを大きくしてもよい。

【0040】

なお、偏心していない状態で最も容量が大きくなるのは、送電電極18の全長にわたって受電電極28が挿入された状態である。このため、受電電極28の長さは送電電極18の長さより長いことが好ましく、更に、処置具20の開口14Bからの突出量dを考慮すると、2つの受電電極28の長さの合計は、（2つの送電電極18の長さの合計＋ギャップ α ＋突出量d）であることが特に好ましい。なお、突出量dは処置具により異なるが、例えば、1 cm以上10 cm以下である。

40

【0041】

なお、送電電極18等の最短長は、回路の寄生容量と、送受電に関わる容量、すなわち、キャパシタC1の容量CAとキャパシタC2の容量CBとの合成容量と、が略同じになる長さである。送受電に関わる容量よりも回路の寄生容量が大きいと、給電電力の多くが処置部に到達しない。

【0042】

50

また、送電部から受電部へ入力された電力を、処置部がより多く消費すると、伝送効率がより高くなる。このため、回路の各種抵抗成分に比べて、処置部の負荷、すなわち抵抗が大きいことが好ましい。

【0043】

すなわち、図2では、送電電極18が、操作部12のチャンネル14に配設されている例を示しているが、軟性部11Cのチャンネル14に配設されていてもよいし、操作部12及び軟性部11Cのチャンネル14に配設されていてもよい。また、第1送電電極18Aが操作部12のチャンネル14に配設されていて、第2送電電極18Bが軟性部11Cのチャンネル14に配設されていてもよい。

【0044】

また、図3に示した受電電極28は長さが短い、例えば挿入部21Bの長さと略同じ長さの電極であってもよい。

【0045】

送電電極18と受電電極28とは、処置部の動作時に強く容量結合する位置に配設されていればよい。なお、可撓性の軟性部11Cの内部に配置される、送電電極18及び受電電極28は可撓性を有している必要がある。

【0046】

内視鏡システム1では、チャンネル14を活用することで、電極間距離 g が短く、対向電極面積 A が広く、容量 C の大きなキャパシタ $C1$ 、 $C2$ を構成できる。

【0047】

内視鏡10のチャンネル14の長さ D は100cm以上と非常に長い、その大部分は可撓性の軟性部11Cの内部に配置されている。可撓性の長い挿入部11（チャンネル14）を有する軟性内視鏡10を具備する内視鏡システム1は、送電電極18及び受電電極28の長さを、挿入部11の長さに応じて長くできるため、無線電力伝送の効率が高い。

【0048】

送電電極18及び受電電極28は長さ5cm以上とすることが容易であるが、可撓性の軟性部11Cの内部に配置される送電電極18及び受電電極28は可撓性を有している必要がある。

【0049】

更に、キャパシタ $C1$ 、 $C2$ は、同心円状の対向電極からなるため、チャンネル14の中で処置具20が長手方向を軸に回転しても、送電電極18と受電電極28とは安定に容量結合する。このため、術者は処置具20の回転を気にすることなく、挿入操作を行える。

【0050】

すでに説明したように、送電電極18はチャンネル14の外周を覆うように敷設されている円筒状の金属からなる。例えば、可撓性チューブであるチャンネル14の外周面に、蒸着法又はめっき法により、銅等の金属膜を成膜することで、送電電極18を作製できる。

【0051】

受電電極28も、送電電極18と同様に処置具20の挿入部21Bの外周面に金属膜を成膜することで、送電電極18を作製できる。なお、送電電極18及び受電電極28の表面は絶縁性及び信頼性を担保するために絶縁膜で覆われていることが好ましい。

【0052】

金属膜からなる送電電極18及び受電電極28は、曲面への敷設が容易で、かつ、可撓性を有する。

【0053】

ここで、チャンネル長 D の異なる複数の内視鏡であっても、同じ処置具20が使用できることが好ましい。このためには、送電電極18の配設位置は、開口14Bを基準に設定されていることが好ましい。すなわち、内視鏡の送電電極18の重心が開口14Bから所定の距離 $D1$ の位置に配設されていればよい。ここで、重心とは、送電又は受電に関わる

10

20

30

40

50

電極全長の長手方向の中央位置を意味する。電極が長手方向に複数に分割されている場合、その全てを含んだ全長の中央位置である。この場合には、チャンネル長 D の長い内視鏡は、挿入口 14 A から送電電極 18 までの距離 D2 が、チャンネル長 D の短い内視鏡よりも長くなる。

【0054】

それぞれの送電電極 18 が開口 14 B から所定の距離 D1 の位置に配設されている複数の内視鏡と、処置具 20 と、を具備する内視鏡システムでは、複数の内視鏡が処置具 20 に対して効率的に無線給電できる。

【0055】

なお、1つの内視鏡と、それぞれが動作位置までチャンネル 14 に挿入された状態において、送電部 19 が発生した交流電界を最も効率良く受けられる位置に受電部 29 が配設されている複数の処置具とを具備する内視鏡システムが同様の効果を有することはいうまでもない。

【0056】

図 7 の等価回路図に示すように、内視鏡システム 1 では、電源 30 及び送電部 19 を含む内視鏡側回路と、受電部 29 及び処置部 22 (22 A、22 B) を含み、電力を消費する負荷部である生体組織 L T に電流を印加する処置具側回路とは、導体を介しての物理的接触がない。

【0057】

しかし、受電部 29 は、送電部 19 近傍の空間に発生した非放射の交流電界と容量結合する。容量結合した受電部 29 を介して処置具 20 の処置部 22 に電力が供給される。

【0058】

内視鏡システム 1 の処置具 20 は、電源 30 と接続された配線 (ケーブル) がいないため、取り扱いが容易で操作性がよい。更に、送電部 19 が内視鏡 10 の内部に配設されているため、発生する電磁界は内視鏡 10 の外部に漏洩しにくいため、周囲の機器等に対する漏洩電磁界の影響が小さい。また、被処置体である生体と送受電部との距離が担保されているため、発熱の影響が小さい。

【0059】

また、円筒形の受電電極 28 は円筒形の送電電極 18 と同軸であり、同サイズの対向電極の中で対向電極面積が最も大きいため、キャパシタの容量 C が大きい。更に、受電電極 28 及び送電電極 18 は、軟性内視鏡 10 の挿入部 11 の全長にわたって配設できるため、更に容量を大きくすることが容易である。

【0060】

また、内視鏡 10 の内部に送電部 19 を配設することにより、送電部 19 と受電部 29 の相対位置関係が規定されるため、送電部 19 及び受電部 29 の間の強い容量結合状態、即ち電力伝送効率の高い状態を安定に維持できるため省エネルギー性にも優れている。

【0061】

更に、図 7 に示すように、内視鏡システム 1 は、内視鏡 10 の送電部 19、処置具 20 の受電部 29 を含む送受電回路にインダクタンス素子 17 を有していてもよい。送受電回路は、インダクタンス成分が加わることにより所定の共振周波数 F1 の直列共振回路を構成している。

【0062】

そして、キャパシタ C1 の容量 CA 及びキャパシタ C2 の容量 CB を含む回路容量 Ctotal と、インダクタンス素子 17 を含む回路インダクタンス Ltotal と、電源 30 が出力する高周波電力の周波数 F0 は以下の (式 1) の関係になっている。

【0063】

(式 1)

$$\sqrt{L_{\text{total}} \cdot C_{\text{total}}} = 1/2\pi F1 = 1/2\pi F0$$

10

20

30

40

すなわち、電源 30 が出力する高周波電力の周波数 F_0 が、送受電回路の共振周波数 F_1 と、一致している。このため、電源 30 が出力する高周波電力は効率良く、処置部 22 に出力される。

【0064】

なお、インダクタンス素子 17 に替えて、処置具 20 の受電部 29 がインダクタンス素子を含んでいてもよいし、送電部 19 及び受電部 29 が、それぞれインダクタンス素子を含んでいてもよい。

【0065】

ここで、共振回路のインダクタンス素子の端子間電圧とキャパシタの端子間電圧とは同電圧になり、インダクタンス素子のインダクタンスはキャパシタのキャパシタンスと特定の周波数でリアクタンスを相殺するように設定される。ここではより本質的なキャパシタの端子間電圧のみを議論すると、端子間電圧は容量に反比例する。よって、キャパシタの容量は大きい方が端子間電圧が小さく、絶縁破壊のリスクを低減できる。しかし、容量が大きすぎると、インダクタンス素子 17 がなくとも共振回路の自己インダクタンスで自己共振することがあり、制御性が悪くなる。インダクタンス素子を配設し制御性を良くするためには容量は小さい必要がある。このため、絶縁破壊のリスクと制御性とのトレードオフを考慮し容量は設定される。なお、詳説しないが、インダクタンス素子の端子間電圧は、インダクタンスに比例するため、キャパシタンス素子とは逆の振る舞いをする。

【0066】

ここで、すでに説明したように、内視鏡システム 1 では、処置具 20 に出力する電力の ON/OFF 制御には、スイッチを用いる。図 1 では、スイッチをフットスイッチ 31 として例示したが、電源 30、内視鏡 10 の操作部 12、又は、処置具 20 の操作部 21C にスイッチが配設されていてもよい。

【0067】

電源 30 と接続されたスイッチ又は電源 30 に配設されたスイッチは、電源 30 の出力を ON/OFF 制御する。操作部 12 又は操作部 21C に配設されたスイッチは、送電部 19 又は受電部 29 の内部回路で電力を ON/OFF 制御する。なお、送受電回路における ON/OFF 制御に替えて、送受電回路の Q 値を増減し送受電効率を大きく変えることで ON/OFF 制御と同じ効果を得ることもできる。但し、電力量が大きい場合には Q 値減少制御は発熱等の問題が発生するおそれがある。

【0068】

なお、スイッチは、ボタンスイッチ、タッチジェスチャー対応操作部、又は、音声認識による操作部等であっても良い。

【0069】

以上の説明のように、内視鏡システム 1 では、電源 30 からの出力を開始又は停止するための送電開始停止手段であるスイッチが、電源 30 とは別体で配設されているか、又は、内視鏡 10 の操作部 12、又は、処置具 20 に配設されている。

【0070】

<第 1 実施形態の変形例>

次に第 1 実施形態の変形例 1～6 の内視鏡システム 1A～1F 等について説明する。内視鏡システム 1A～1F 等は、すでに説明した内視鏡システム 1 と同じ構成を具備し、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。

【0071】

内視鏡システム 1A～1F 等は、いずれも、内視鏡システム 1 の効果を有し、更に、それぞれが内視鏡システム 1 よりも優れた効果を有する。

【0072】

<変形例 1> 共振制御

図 8 に示すように、内視鏡システム 1A では、インダクタンス素子 17A がインダクタンス可変素子である。そして、制御部 32A が、共振回路の共振周波数 F_1 が、電源 30 が出力する高周波電力の周波数 F_0 と一致するように、インダクタンス素子 17A のイン

10

20

30

40

50

ダクタンスを調整する。制御部 32 A は、例えば、プロセッサ 32、電源 30 又は内視鏡 10 に配設されている。

【0073】

送電電極 18 と受電電極 28 との位置関係、又は処置状態等が変化すると、共振回路の共振周波数 F_1 が変化する。しかし、内視鏡システム 1 A では、高周波電力の周波数 F_0 と一致するように共振周波数 F_1 が調整される。

【0074】

このため、電源 30 から共振回路への電力入力が高効率である。

【0075】

なお、送受電回路の共振周波数 F_1 の変化に応じて、制御部 32 A が電源 30 を制御して、高周波電力の周波数 F_0 、又は高周波電力の出力値を変化させてもよい。

10

【0076】

なお、以上の説明では、インダクタンス素子 17 A を、送電部 19 A の一部として説明したが、例えば、インダクタンス素子 17 A 及び制御部 32 A はプロセッサ 32 の一部でもよい。また、インダクタンス素子 17 A 等が処置具 20 の操作部 21 C に配設されていてもよい。すなわち、内視鏡システム 1 A はいずれかの構成要素が、インダクタンス素子 17 A 及び制御部 32 A を含んでいればよい。

【0077】

なお、電源 30 として、出力インピーダンスがゼロでない例えば $50\ \Omega$ 電源を用いた場合には、送電部より処置部側のインピーダンスと電源の出力インピーダンスとを一致させることで反射を抑えるようにインピーダンスマッチング回路を送電部の前に配設し、電源 30 から共振回路への電力入力の効率を高くしてもよい。

20

【0078】

キャパシタンス素子、インダクタンス素子等を、2 素子以上組み合わせて構成されるインピーダンスマッチング回路は、プロセッサ 32 の一部でもよいし、処置具 20 の操作部 21 C に配設されていてもよい。

【0079】

<変形例 2> 電極構造

送受電部の電極の構造及び配置によって発生する交流電界の分布及び容量結合状態等は大きく異なる。しかし、送電部 19 で発生した交流電界と受電部 29 とが容量結合を生じる構成であれば、無線で電力伝送できる。

30

【0080】

すなわち、内視鏡システム 1 では、送電部 19 の送電電極 18 及び受電部 29 の受電電極 28 として円筒状金属膜を例に説明したが、交流電界の発生／受電のための電極は、円筒状金属膜に限られるものではない。図 9 A ～ 図 12 に、送電電極 18 及び受電電極 28 の変形例の電極を示す。

【0081】

なお、受電部 29 の受電電極 28 の構成は送電部 19 の送電電極 18 の構成と同じでもよいし、異なってもよい。

【0082】

40

図 9 A の電極 8 A は、銅箔等を円筒状とした金属部材、又は銅管等からなる。図 9 B の電極 8 B は複数の円筒状金属部材を連結し電氣的に接続している。それぞれの円筒状金属部材の可撓性が低くとも、電極 8 B は可撓性を有する。図 9 C の電極 8 C は、メッシュ状の金属部材からなるため、可撓性を有する。図 9 D の電極 8 D は、長手方向にスリットが形成されているため、渦電流による損失低下が小さい。図 9 E の電極 8 E は、複数のスリットにより分割されているが、電氣的には接続されている。電極 8 E は、複数の細長い部材に分割されているため可撓性を有する。

【0083】

図 9 F の電極 8 F は、スパイラル状である。なお、電極 8 F では隣り合う素線同士は非接触であるが、隣り合う素線同士が互いに接触し導通している、いわゆる密巻きコイルで

50

あることが、自己インダクタンス低減のため好ましい。図 9 G の電極 8 G は、スパイラル状で折り返し部を有する。図 9 H の電極 8 H は、長手方向の端部に折り返し部を有する。

【0084】

ここで、処置具 20 の挿入部 21 B には可撓性と機械的強度とを担保するために密巻きのスパイラルコイルが配設されている場合がある。受電電極 28 を、電極 10 F と同じ構造の、処置具 20 の形状保持用のスパイラルコイルの一部を用いて構成することで、処置具 20 の小型化及び低コスト化が図られる。

【0085】

すなわち、形状保持用のスパイラルコイルに通電用の導線を接続することで、受電電極 28 として用いることができる。なお、形状保持用のスパイラルコイルが、比較的電気抵抗の高いステンレス等からなる場合には、電気抵抗を低減するために、表面に低抵抗金属、例えば、銅又は銀等をめっき法等により形成することが好ましい。又は、ステンレスコイルの少なくとも一部を、受電電極 28 として用いるために、低抵抗金属からなるコイルに、置換してもよい。

【0086】

また、図 9 I に示す電極 8 I は、電極 8 B と構造は類似しているが、隣り合う円筒状金属部材が、それぞれ送電電極 18 A、又は送電電極 18 B として用いられる。すなわち、隣り合う円筒状金属部材は接続されていない。電極 8 I では、可撓性のチャンネル 14 が、大きく変形し、送電電極 18 A と受電電極 28 A との一つ一つの電極間距離 g_A 、送電電極 18 B と受電電極 28 B との一つ一つの電極間距離 g_B 、が変化しても、キャパシタ C1 の容量 C_A とキャパシタ C1 の容量 C_B とが大きく異なる状態にはならない。すなわち、キャパシタ C1 の容量 C_A の変化と、キャパシタ C1 の容量 C_B の変化と、が平均化される。このため、チャンネル 14 が、大きく変形しても送受電効率が大きく変化しにくい。

【0087】

また、図 10 及び図 11 等に示すように、長手方向の同じ位置に 2 組のキャパシタ C1、C2 が形成されるように送電電極 18 及び受電電極 28 が配置されていてもよい。送電電極 18 と受電電極 28 とを長手方向に配設する場合に比べて、それぞれの電極長を $1/2$ にしたり、電極長の最大長を 2 倍にしたりできるため、設計の自由度が高い。

【0088】

図 12 に示す内視鏡システム 1 B では、送電電極 18 が、送電電極 18 N1 ~ 18 N10 に 10 分割されている。送電電極 18 N1 ~ 18 N10 は、それぞれのスイッチング素子（不図示）を介して電源 30 と接続されている。処置具 20 は、チャンネル 14 の内部で回転自在である。

【0089】

内視鏡システム 1 B では、受電電極 28 と最も強く容量結合している送電電極 18 N1 ~ 18 N10 が選択されてキャパシタ C1、C2 が形成される。なお、電極の分割数は、3 以上 10 以下が好ましい。前記範囲内であれば所定の効果が得られる。

【0090】

内視鏡システム 1 B では、電極が分割されていても処置具 20 の長手方向を軸中心とする回転に対する電力伝送効率の変化を抑制できる。

【0091】

<変形例 3> 共鳴構造

図 13 に示すように、内視鏡システム 1 C では、送電電極 18 A、18 B が近傍界として交流電界を発生するキャパシタ C3 を構成している。そして、受電電極 28 A、28 B が、キャパシタ C4 を構成しており、前記キャパシタ C4 はキャパシタ C3 が発生した交流電界と容量結合する。

【0092】

例えば、図 14 A に示すように送電電極 18 A 及び送電電極 18 B（受電電極 28 A と送電電極 18 B）が、ダイポールアンテナ状に配置されている。

【0093】

更に、内視鏡システム1Cでは、送電部19Cと受電部29Cとは、それぞれがインダクタンス素子17C、27Cを含み、独立した共振回路を構成している。そして、送電部19Cの共振周波数F1Cと、受電部の共振周波数F2Cと、高周波電力の周波数F0とは同じである。

【0094】

なお、送電電極18及び受電電極28は図14B～図14Eに示すような形態でもよい。図14B～図14Eは、図14Aに示したダイポールアンテナ状の電極を折り返した構造、又は、巻回した構造である。図14Eは長手方向に対にした2つの電極を二重螺旋状に巻回している構造を示している。二重螺旋状に巻回された電極は、逆方向に折り返したり巻回したりするよりも大きな容量が得られるため、伝送効率が高く、更に、長手方向に広範囲で電界が分布するために、処置具20の位置自由度が高く、操作性に優れている。

【0095】

<変形例4> 遮蔽部材

すでに説明したように内視鏡システム1では、送電部19が内視鏡10の内部に配設されているため、発生する電磁界は内視鏡10の外部に漏洩しにくい。更に漏洩電磁界を防止するためには、図15に示すように、電磁界を遮蔽する遮蔽部材18Sを配設した内視鏡10Dを有する内視鏡システム1Dが好ましい。遮蔽部材18Sは、送電電極18の外周の少なくとも一部を覆うように配設されていればよいが、外周を完全に覆うように配設することが好ましい。

【0096】

遮蔽部材18Sとしては、導電性材料、例えば金、銀、銅、アルミ、若しくはステンレスなどの金属、ハイドロプ半導体、又は、導電性樹脂等を用いる。なお、遮蔽部材として、パーマロイ等の軟磁性材料などを用いることで遮蔽だけでなく、磁力線の経路を制御する磁気ヨークとしての効果を得ることもできる。ここで、遮蔽部材18Sは、グラウンドに接続（接地接続）していても良い。

【0097】

以上の説明のように、内視鏡システム1Dでは、チャンネル14が送電部19を覆う遮蔽部材18Sで覆われている。

【0098】

<変形例5> 処置具

内視鏡システム1のデバイスとしては、受電部29が受電した電力により動作する負荷部を有する各種のバイポーラ処置具を用いることができる。すなわち例えば、高周波切開鉗子、高周波止血鉗子、ホットバイオプシー鉗子、高周波凝固処置具、プラズマ用交流発生処置具、発熱処置具、冷却処置具、振動処置具、又は放射処置具などを処置具20として用いることができる。

【0099】

更に、デバイスは、高周波電力を生体組織LTに印加して処置を行う処置具に限られるものではなく、各種の電気駆動式の処置具であってもよい。例えば、超音波振動を利用して生体組織を切開したり凝固したりする超音波処置具、超音波振動を利用して生体組織を粉砕して吸引する超音波吸引処置具、ドリル等の回転力を利用して生体組織を粉砕する切除処置具や、鉗子先端を電動で動かす機能のあるアクチュエータ付き処置具等にも用いることができる。

【0100】

また、チャンネル14に挿通されるが、開口14Bから先端部21Aが突出しないプローブ等のデバイスであっても、処置具20と同様に無線伝送された電力を負荷部に出力できる。すなわち、本発明においてデバイスとは、チャンネル14に挿通されるが、開口14Bから先端部21Aが突出しないプローブ等も含む。

【0101】

例えば、内視鏡の挿入形状を検出する内視鏡形状検出装置の複数の磁気発生素子を有す

10

20

30

40

50

るプローブも、本発明のデバイスである。無線伝送により受電された電力は負荷部である磁気発生素子に出力される。

【0102】

また、図16に示すように、内視鏡システム1Eの、先端部にLED素子22Eが配設された補助照明プローブ20Eも、開口14Bから先端部21Aが突出しない状態で使用される。受電した電力は負荷部であるLED素子22Eに出力される。なお、内視鏡システム1Eでは、電極合計長 L_{elec} 、すなわち送電電極18と受電電極28との重畳部分の長さの合計と、電極構造によっては存在するギャップ α の合計との和は、50cm以上100cm以下であり、チャンネル14の長さDと略同じであるように描いた。

【0103】

なお、図16に示すように、開口14Bから先端部21Aが突出しない補助照明プローブ20Eでも、動作位置までチャンネル14に挿入された状態、言い換えれば、電力供給が必要な挿入状態において、送電部19が発生した交流電界を最も効率良く受けられる位置に受電部29が配設される。

【0104】

補助照明プローブ20Eを用いると、例えば特殊光観察機能を搭載していない内視鏡であっても、必要に応じて、補助照明プローブ20Eが発生する、患部に適した波長の特殊光を照射して、より効果的な観察ができる。

【0105】

なお、必要な電力が異なる複数の処置具を具備する内視鏡システムでは、それぞれの処置具の負荷に応じて電源30の出力を適切に調整する必要がある、操作が煩雑である。このため、内視鏡システムは、負荷に応じた受電効率の処置具を有することが好ましい。

【0106】

例えば、必要電力が1Wの処置具の受電効率は、必要電力が100Wの処置具の受電効率の $1/100$ となるように、例えば対向電極面積が小さく設定されている。又は、必要電力が小さい処置具において、受電部の共振周波数を交流電界の周波数と、意図的にずらして設定することで、受電効率を低下させてもよい。

【0107】

言い換えれば、複数の処置具を具備する内視鏡システムでは、処置に必要な電力が小さい処置具では、送電部19と受電部29との間の電力伝送効率を低下させている。

【0108】

それぞれが負荷に応じて設定された受電効率の受電部を有する複数の処置具を具備する内視鏡システムは、処置具20に応じて電源30の出力を調整する必要がないため操作性が高い。

【0109】

<変形例6>電力変換

内視鏡システム1等では受電部29が受電した高周波交流電力を、そのまま処置部22の処置に用いていた。すなわち、処置に用いる電力は、電源30が出力する高周波電力と同じ、例えば、13.56MHzの正弦波交流電力であった。

【0110】

これに対して図17に示すように、変形例6の内視鏡システム1Fの処置具20Fは、受電部29が受電した高周波電力を変換して処置部22に出力する電力変換部25を有する。電力変換部25は、受電部29が受電した電力を、処置部22の処置に適した仕様の電力に変換する。更に、図には示していないが、受電部29が受電した高周波電力を直接、処置部22に出力するか、電力変換部25に出力するかを切り替えるスイッチである出力切替部を有しても良い。

【0111】

電力変換部25は、例えば正弦波の高周波交流電力を、昇圧したり、直流電力、パルス波形電力、減衰波形電力、又は矩形波電力等に振幅変調したり、周波数変調したりする。

【0112】

10

20

30

40

50

以上の説明のように、内視鏡システム１Ｆの処置具２０Ｆは、受電部２９が受電した電力の波形等を、処置部が印加する電力の波形等に変換する電力変換部２５を有する。更に、処置具２０Ｆは、受電部２９が受電した電力をそのまま、又は電力変換部２５が変換した電力、のいずれかを、処置部２２に印加するための出力切替部を有する

受電部２９が受電した電力を、処置に適した電力に変換して処置部２２に出力する内視鏡システム１Ｆは、より適切な処置ができる。

【０１１３】

<第２実施形態>

次に第２実施形態の内視鏡システム１Ｇについて説明する。内視鏡システム１Ｇは、すでに説明した内視鏡システム１～１Ｆと類似しているので、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。

10

【０１１４】

図１８に示すように、内視鏡システム１Ｇの処置具２０Ｇは、受電した交流電力を直流電力に変換する電力変換部２５Ｇと、電力変換部２５Ｇが出力する電力を蓄える蓄電部４０と、蓄電部４０の蓄電状態を告知する告知部４１と、蓄電部４０が蓄えて出力する直流電力を処置部２２の仕様に応じた電力に変換する駆動部４２と、を具備する。

【０１１５】

蓄電部４０としては、リチウムイオン二次電池等のバッテリーに限られるものではない。例えば、電気二重層コンデンサは、蓄電可能容量は二次電池よりも小さいが、急速充放電が可能で、充放電による劣化が少ないこと、から蓄電部４０として特に好ましく用いることができる。また、蓄電部４０が、二次電池と電気二重層コンデンサとから構成されていてもよい。

20

【０１１６】

告知部４１は、例えばＬＥＤからなる表示部であり、蓄電部４０の蓄電量（充電残量）を表示する。例えば、表示部は、蓄電量が十分で長時間の処置可能ときには、緑色に発光し、蓄電量がやや少ないときは黄色に発光し、蓄電量が少なく処置不可能ときには赤色に発光する。また、告知部４１は処置により放電された蓄電部４０が、受電された電力を蓄電することで処置可能な蓄電量になったときに、音、光、又は振動等により術者に告知してもよい。

【０１１７】

内視鏡システム１Ｇは、内視鏡システム１等が有する効果を有し、更に、受電部２９が電力を受電できない状態でも処置を行える。なお、１次電池を具備する内視鏡システムでも上記効果を得ることはできるが、電池交換の必要のない蓄電部４０を有することが、より好ましい。

30

【０１１８】

更に、処置部２２が電力を用いる時間は短時間でかつ間欠的である。このため、処置具２０Ｇは、受電部２９が小電力しか受電できなくても、処置と処置との間に、蓄電部４０を充電できる。

【０１１９】

また、受電した電力を直接、処置に用いる処置具では処置に必要な電力量が大きいときには、送電部１９が発生する電界強度を強くする必要がある。しかし、送電部１９が発生できる電界強度、すなわち、処置部２２に供給できる電力には限界がある。

40

【０１２０】

処置具２０Ｇは、蓄電部４０が蓄えた電力を処置に用いるため、処置部２２が必要な電力が、受電部２９が受電する電力を超えていても問題はなく、かつ、強い電界発生が不要であるにも係わらず、大電力処置が可能である。すなわち、瞬間的に大電力が必要なときにも、送電部１９が強い電界を発生する必要がない。このため、漏洩電界が周囲の機器等に悪影響を及ぼすおそれがない。

【０１２１】

すなわち、内視鏡システム１Ｇは、電源３０が出力する高周波電力が小さくてすむため

50

、送電部 19 からの電界漏洩が少なく、発熱等の問題も発生しにくい。

【0122】

もちろん、内視鏡システム 1G においても、処置に必要な電力が小さいときには、受電部 29 が受電した電力を、そのまま処置に用いても良い。

【0123】

ここで、上述した実施形態及び変形例等を組み合わせた内視鏡システムは、それぞれの内視鏡システムの効果を併せ持つ。

【0124】

例えば、一実施形態の内視鏡システムは、撮像部が配設された先端部を含む可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端部側に配設された操作部と、前記挿入部を挿通する可撓性のチャンネルと、を有する軟性内視鏡と、高周波電力を出力する電源と、前記操作部の挿入口から挿入され前記チャンネルを挿通して前記先端部の開口から、電力を被処置部に通電する一対のブレードを含む処置部が突出する処置具と、を具備し、

前記軟性内視鏡が、前記電源から入力される前記高周波電流により交流電界を発生する、前記チャンネルの外周面に沿って敷設された、第 1 送電電極及び第 2 送電電極、を含む送電部を有し、

前記処置具が、電力により処置を行う処置部と、前記処置部が動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、前記第 1 送電電極と同心円状に対向配置され第 1 キャパシタを構成する第 1 受電電極と、前記第 2 送電電極と同心円状に対向配置され、前記第 1 キャパシタと同じ長さで第 2 キャパシタを構成する第 2 受電電極と、を含み、前記送電部とともに前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と同じ共振周波数の共振回路を構成する、前記交流電界を受電する受電部と、前記受電部が受電する電力を蓄え、前記受電部が受電する前記電力よりも大きい電力を前記処置部に出力する蓄電部と、前記蓄電部の蓄電状態を告知する告知部と、を有する。

【0125】

本発明は上述した実施形態等に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変、組み合わせ等ができる。

【0126】

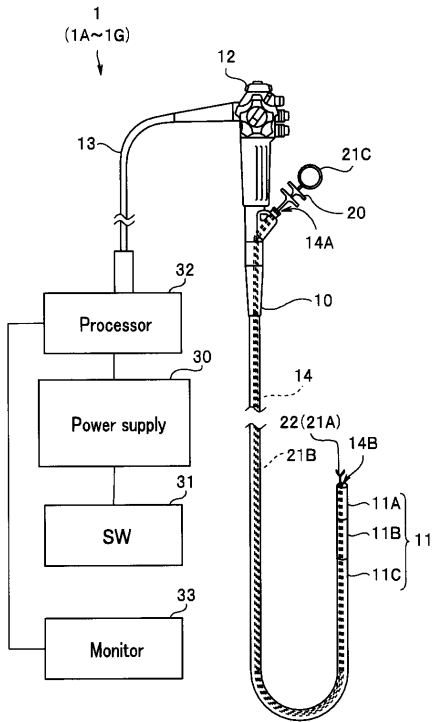
本出願は、2013 年 6 月 28 日に日本国に出願された特願 2013-136760 号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

10

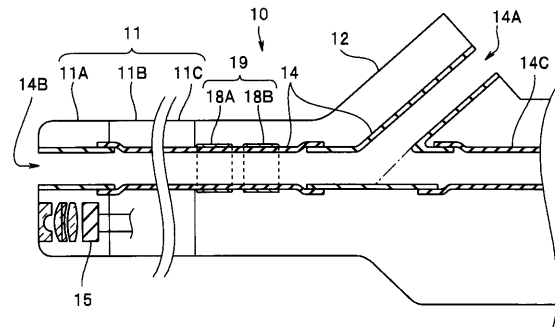
20

30

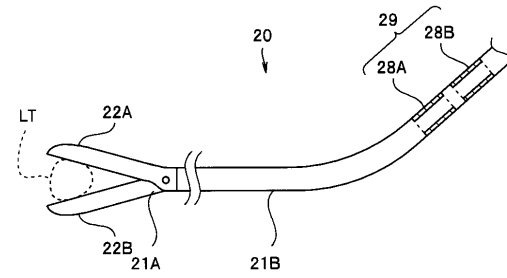
【 図 1 】



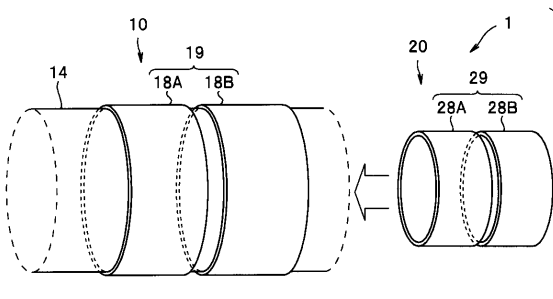
【図 2】



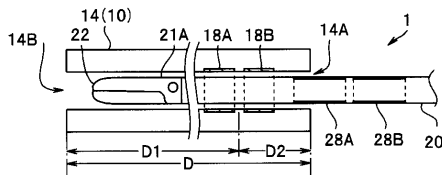
【 図 3 】



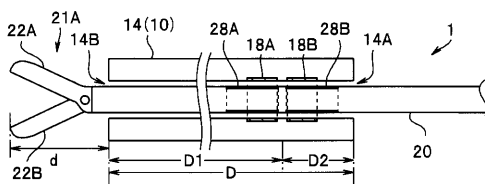
【図 4】



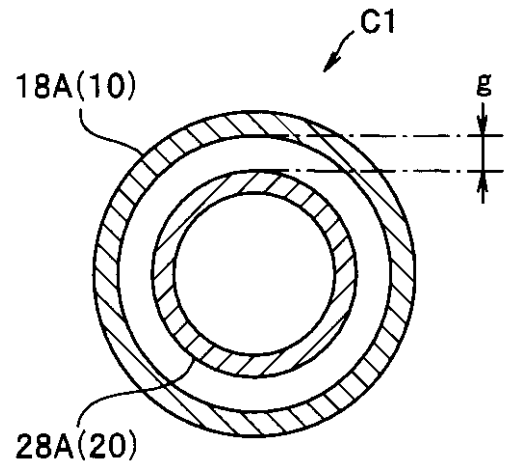
【図 5 A】



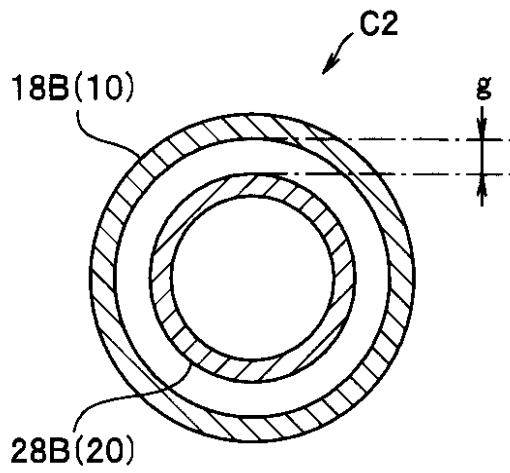
【図 5 B】



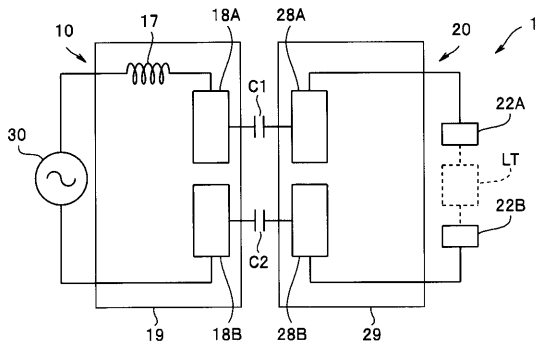
【図 6 A】



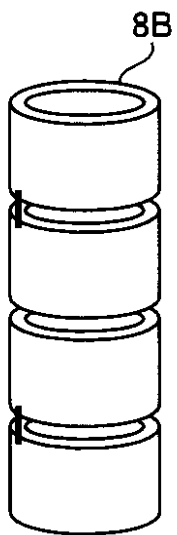
【図 6 B】



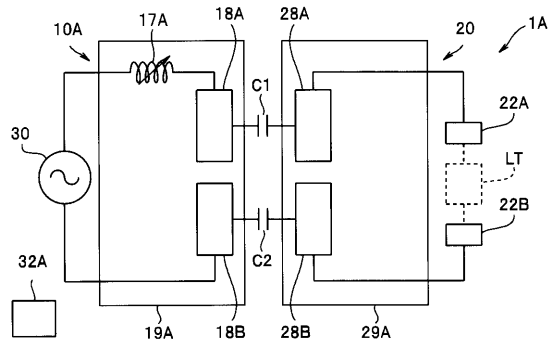
【図 7】



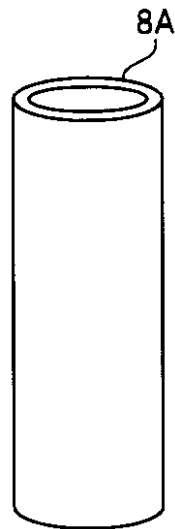
【図 9 B】



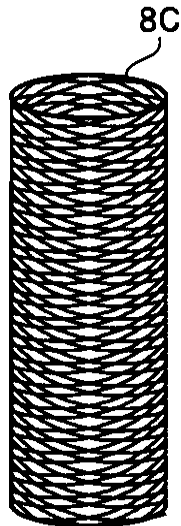
【図 8】



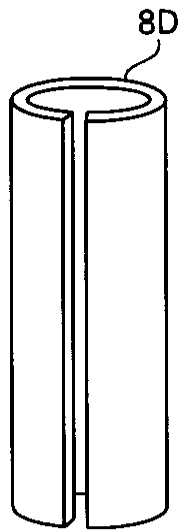
【図 9 A】



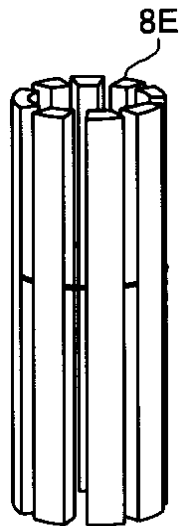
【図 9 C】



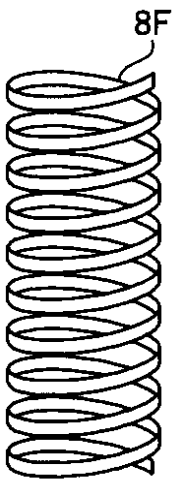
【図 9 D】



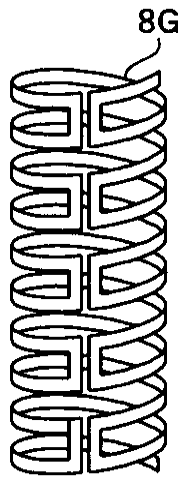
【図 9 E】



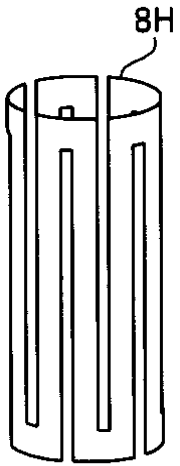
【図 9 F】



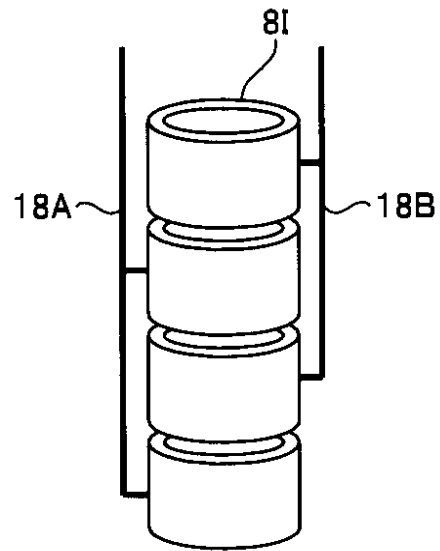
【図 9 G】



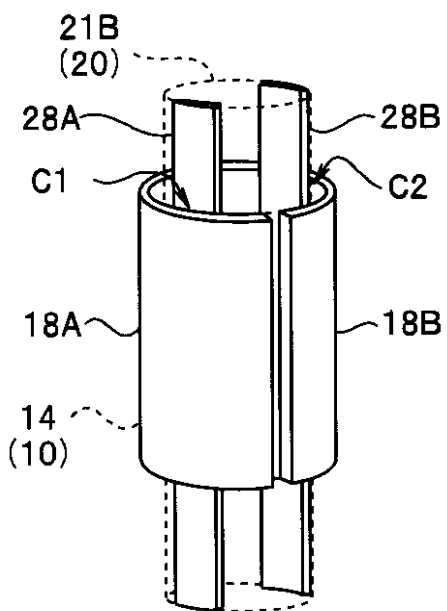
【図 9 H】



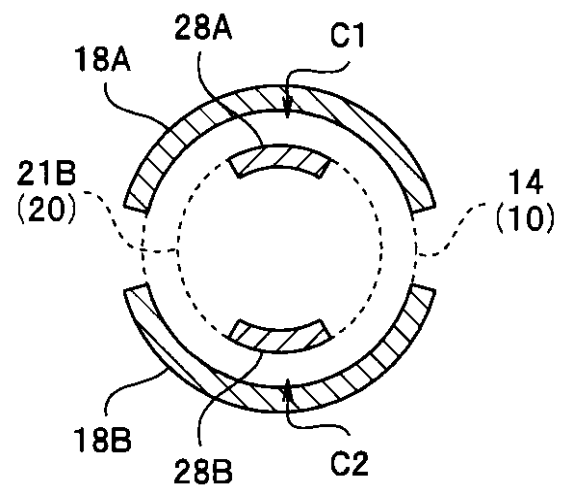
【図 9 I】



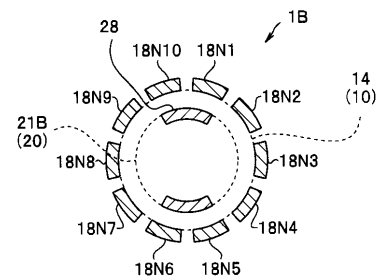
【図 10】



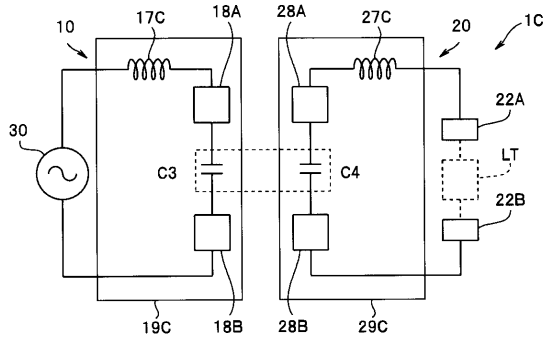
【図 11】



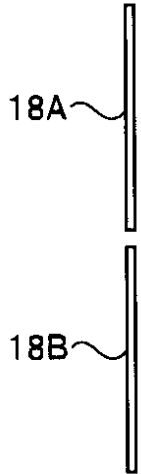
【図 12】



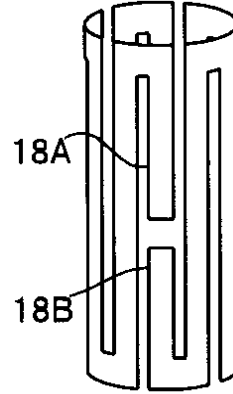
【図 1 3】



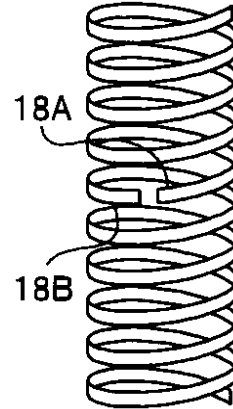
【図 1 4 A】



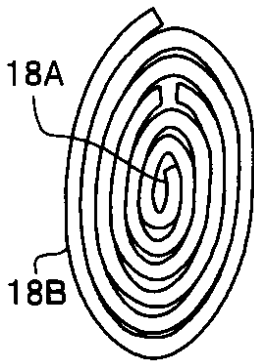
【図 1 4 B】



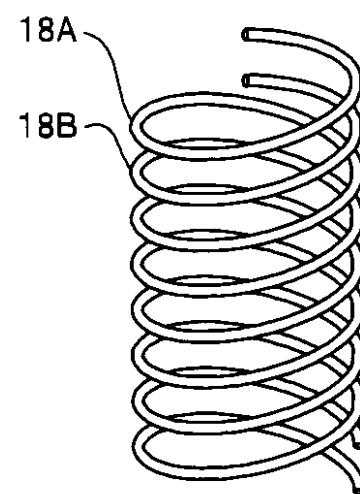
【図 1 4 C】



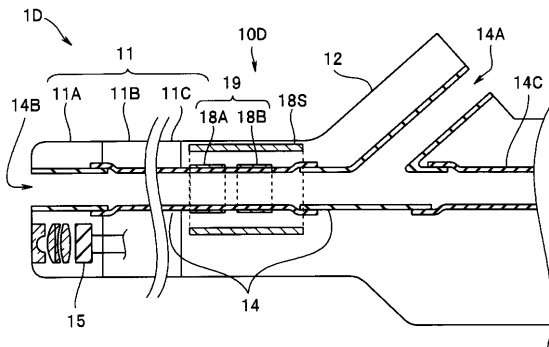
【図 1 4 D】



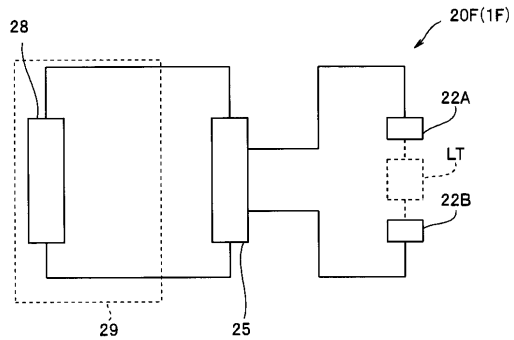
【図 1 4 E】



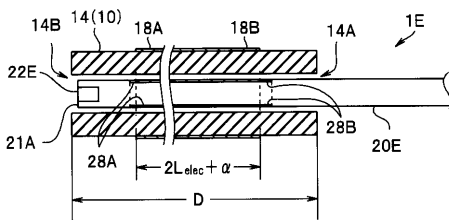
【図 15】



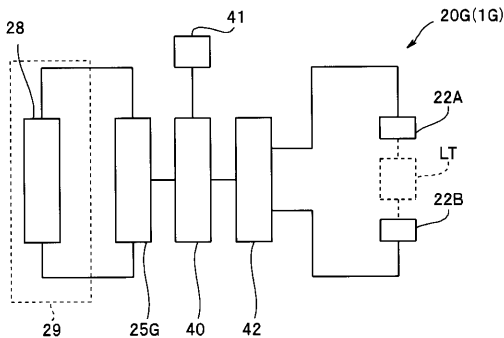
【図 17】



【図 16】



【図 18】



【手続補正書】

【提出日】平成28年7月6日(2016.7.6)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0008】

実施形態の内視鏡システムは、撮像部が配設された先端部を含む可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端部側に配設された操作部と、前記挿入部を挿通する可撓性のチャンネルと、を有する軟性内視鏡と、前記操作部の挿入口から挿入され、可撓性の前記チャンネルを挿通するデバイスと、高周波電力を出力する電源と、を具備する内視鏡システムであって、前記軟性内視鏡が、第1送電電極及び第2送電電極を含み、前記電源から入力される前記高周波電力により前記チャンネルに印加される交流電界を発生する送電部を有し、前記デバイスが、電力により処置を行う処置部と、可撓性を有し、前記第1送電電極と容量結合する第1受電電極と、可撓性を有し、前記第2送電電極と容量結合する第2受電電極と、を含み、前記送電部とともに前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と共振周波数が同じ共振回路を構成する、前記交流電界を受電する受電部と、を有し、前記受電部が受電した電力が、前記処置部へ出力される。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

更に、別の実施形態の内視鏡システムは、撮像部が配設された先端部を含む可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端部側に配設された操作部と、前記挿入部を挿通する可撓性のチャンネルと、を有する軟性内視鏡と、前記操作部の挿入口から挿入され、可撓性の前記チャンネルを挿通するデバイスと、高周波電力を出力する電源と、を具備する内視鏡システムであって、前記軟性内視鏡が、互いに容量結合する第1送電電極及び第2送電電極を含み、前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と共振周波数が同じ共振回路を構成する、前記高周波電力により前記チャンネルに印加される交流電界を発生する送電部を有し、前記デバイスが、電力により処置を行う処置部と、互いに容量結合する可撓性を有する第1受電電極及び可撓性を有する第2受電電極を含み、前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と共振周波数が同じ共振回路を構成する、前記交流電界を受電する受電部と、を有し、前記受電部が受電した電力が、前記処置部に出力される。

【手続補正4】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

撮像部が配設された先端部を含む可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端部側に配設された操作部と、前記挿入部を挿通する可撓性のチャンネルと、を有する軟性内視鏡と、前記操作部の挿入口から挿入され、可撓性の前記チャンネルを挿通するデバイスと、高周波電力を出力する電源と、を具備する内視鏡システムであって、前記軟性内視鏡が、第1送電電極及び第2送電電極を含み、前記電源から入力される前記高周波電力により前記チャンネルに印加される交流電界を発生する送電部を有し、前記デバイスが、電力により処置を行う処置部と、可撓性を有し、前記第1送電電極と容量結合する第1受電電極と、可撓性を有し、前記第2送電電極と容量結合する第2受電電極と、を含み、前記送電部とともに前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と共振周波数が同じ共振回路を構成する、前記交流電界を受電する受電部と、を有し、前記受電部が受電した電力が、前記処置部に出力されることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記デバイスの前記処置部が動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、前記第1送電電極と容量結合する位置に前記第1受電電極が配設されており、前記第2送電電極と容量結合する位置に前記第2受電電極が配設されていることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項3】

前記第1送電電極及び前記第2送電電極が、前記チャンネルの円筒状の外面に沿って敷設された導体からなり、前記第1受電電極及び前記第2受電電極が、前記デバイスの円筒状の外面に沿って敷設された導体からなることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項4】

前記デバイスの前記処置部が動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、前記第1送電電極と前記第1受電電極とが同心円状に対向配置され、前記第2送電電極と前記第2受電電極とが同心円状に対向配置されることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項5】

撮像部が配設された先端部を含む可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端部側に配設された操作部と、前記挿入部を挿通する可撓性のチャンネルと、を有する軟性内視鏡と、
前記操作部の挿入口から挿入され、可撓性の前記チャンネルを挿通するデバイスと、
高周波電力を出力する電源と、を具備する内視鏡システムであって、
前記軟性内視鏡が、互いに容量結合する第1送電電極及び第2送電電極を含み、前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と共振周波数が同じ共振回路を構成する、前記高周波電力により前記チャンネルに印加される交流電界を発生する送電部を有し、
前記デバイスが、電力により処置を行う処置部と、互いに容量結合する可撓性を有する第1受電電極及び可撓性を有する第2受電電極を含み、前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と共振周波数が同じ共振回路を構成する、前記交流電界を受電する受電部と、を有し、前記受電部が受電した電力が、前記処置部に出力されることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項6】

前記デバイスの前記処置部が動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、互いに容量結合した前記第1及び第2送電電極と、容量結合する位置に、互いに容量結合した前記第1及び第2受電電極が配設されることを特徴とする請求項5に記載の内視鏡システム。

【請求項7】

前記受電電極は、前記デバイスの形状保持用のスパイラルコイルの一部からなることを特徴とする請求項1、請求項1又は請求項5に記載の内視鏡システム。

【請求項8】

前記デバイスの前記処置部が、動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、互いに容量結合した前記第1及び第2送電電極と、互いに容量結合した前記第1及び第2受電電極とが同心円状に対向配置されることを特徴とする請求項5に記載の内視鏡システム。

【請求項9】

前記デバイスが、被処置部に電力を通电する一对のブレードを含む前記処置部を有する処置具であることを特徴とする請求項1又は請求項5に記載の内視鏡システム。

【請求項10】

前記共振回路が、インダクタンス可変素子を含み、
前記共振周波数が、前記高周波電力の周波数になるように前記インダクタンス可変素子のインダクタンスを調整する制御部を具備することを特徴とする請求項1又は請求項5に記載の内視鏡システム。

【請求項11】

前記デバイスが、前記受電部が受電する電力を処置に用いる電力に変換する電力変換部を有することを特徴とする請求項1又は請求項5に記載の内視鏡システム。

【請求項12】

前記デバイスが、前記受電部が受電する電力を蓄え、蓄えた電力を前記処置部に出力する蓄電部を有することを特徴とする請求項1又は請求項5に記載の内視鏡システム。

【請求項13】

前記デバイスが、前記蓄電部の蓄電状態を告知する告知部を有することを特徴とする請求項12に記載の内視鏡システム。

【請求項14】

前記受電部が受電する電力よりも、前記蓄電部が出力する電力が大きいことを特徴とする請求項12に記載の内視鏡システム。

【手続補正書】

【提出日】平成28年10月18日(2016.10.18)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像部が配設された先端部を含む可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端部側に配設された操作部と、前記挿入部を挿通する可撓性のチャンネルと、を有する軟性内視鏡と、前記操作部の挿入口から挿入され、可撓性の前記チャンネルを挿通するデバイスと、高周波電力を出力する電源と、を具備する内視鏡システムであって、前記軟性内視鏡が、第 1 送電電極及び第 2 送電電極を含み、前記電源から入力される前記高周波電力により前記チャンネルに印加される交流電界を発生する送電部を有し、前記デバイスが、電力により処置を行う処置部と、可撓性を有し、前記第 1 送電電極と容量結合する第 1 受電電極と、可撓性を有し、前記第 2 送電電極と容量結合する第 2 受電電極と、を含み、前記送電部とともに前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と共振周波数が同じ共振回路を構成する、前記交流電界を受電する受電部と、を有し、前記受電部が受電した電力が、前記処置部に出力されることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記デバイスの前記処置部が動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、前記第 1 送電電極と容量結合する位置に前記第 1 受電電極が配設されており、前記第 2 送電電極と容量結合する位置に前記第 2 受電電極が配設されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 1 送電電極及び前記第 2 送電電極が、前記チャンネルの円筒状の外面に沿って敷設された導体からなり、

前記第 1 受電電極及び前記第 2 受電電極が、前記デバイスの円筒状の外面に沿って敷設された導体からなることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記デバイスの前記処置部が動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、前記第 1 送電電極と前記第 1 受電電極とが同心円状に対向配置され、前記第 2 送電電極と前記第 2 受電電極とが同心円状に対向配置されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

撮像部が配設された先端部を含む可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端部側に配設された操作部と、前記挿入部を挿通する可撓性のチャンネルと、を有する軟性内視鏡と、前記操作部の挿入口から挿入され、可撓性の前記チャンネルを挿通するデバイスと、高周波電力を出力する電源と、を具備する内視鏡システムであって、

前記軟性内視鏡が、互いに容量結合する第 1 送電電極及び第 2 送電電極を含み、前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と共振周波数が同じ共振回路を構成する、前記高周波電力により前記チャンネルに印加される交流電界を発生する送電部を有し、

前記デバイスが、電力により処置を行う処置部と、互いに容量結合する可撓性を有する第 1 受電電極及び可撓性を有する第 2 受電電極を含み、前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と共振周波数が同じ共振回路を構成する、前記交流電界を受電する受電部と、を有し、前記受電部が受電した電力が、前記処置部に出力されることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 6】

前記デバイスの前記処置部が動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、互いに容量結合した前記第 1 及び第 2 送電電極と、容量結合する位置に、互いに容量結合した前記第 1 及び第 2 受電電極が配設されることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記受電電極は、前記デバイスの形状保持用のスパイラルコイルの一部からなることを

特徴とする請求項 1 又は請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記デバイスの前記処置部が、動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、互いに容量結合した前記第 1 及び第 2 送電電極と、互いに容量結合した前記第 1 及び第 2 受電電極とが同心円状に対向配置されることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記デバイスが、被処置部に電力を通电する一対のブレードを含む前記処置部を有する処置具であることを特徴とする請求項 1 又は請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記共振回路が、インダクタンス可変素子を含み、

前記共振周波数が、前記高周波電力の周波数になるように前記インダクタンス可変素子のインダクタンスを調整する制御部を具備することを特徴とする請求項 1 又は請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記デバイスが、前記受電部が受電する電力を処置に用いる電力に変換する電力変換部を有することを特徴とする請求項 1 又は請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記デバイスが、前記受電部が受電する電力を蓄え、蓄えた電力を前記処置部に出力する蓄電部を有することを特徴とする請求項 1 又は請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記デバイスが、前記蓄電部の蓄電状態を告知する告知部を有することを特徴とする請求項 12 に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

前記受電部が受電する電力よりも、前記蓄電部が出力する電力が大きいことを特徴とする請求項 12 に記載の内視鏡システム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2014/050804									
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC											
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, G02B23/24 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2014 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)											
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 114794/1989(Laid-open No. 54605/1991) (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 27 May 1991 (27.05.1991), entire text; all drawings (Family: none)</td> <td>1-15</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 60-83633 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 11 May 1985 (11.05.1985), entire text; all drawings (Family: none)</td> <td>1-15</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 114794/1989(Laid-open No. 54605/1991) (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 27 May 1991 (27.05.1991), entire text; all drawings (Family: none)	1-15	A	JP 60-83633 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 11 May 1985 (11.05.1985), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.									
A	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 114794/1989(Laid-open No. 54605/1991) (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 27 May 1991 (27.05.1991), entire text; all drawings (Family: none)	1-15									
A	JP 60-83633 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 11 May 1985 (11.05.1985), entire text; all drawings (Family: none)	1-15									
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.											
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family											
Date of the actual completion of the international search 29 January, 2014 (29.01.14)		Date of mailing of the international search report 10 February, 2014 (10.02.14)									
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer Telephone No.									
Facsimile No.											

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 5 0 8 0 4	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00, G02B23/24			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	日本国実用新案登録出願 1-114794 号(日本国実用新案登録出願公開 3-54605 号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を撮影したマイクロフィルム（富士写真光機株式会社）1991.05.27, 全文全図（ファミリーなし）	1-15	
A	JP 60-83633 A（オリンパス光学工業株式会社）1985.05.11, 全文全図（ファミリーなし）	1-15	
☐ C 欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 29.01.2014		国際調査報告の発送日 10.02.2014	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 濱本 禎広 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9509

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JP,KE,KG,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US

(72)発明者 松井 亮

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリnpas株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA24 DA03 DA14 DA17 DA56

4C161 CC06 DD03 GG15 HH56 JJ06 JJ11 JJ17 LL02 RR04

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2014208106A1	公开(公告)日	2017-02-23
申请号	JP2015523871	申请日	2014-01-17
[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	鹤田尚英 杉山勇太 松井亮		
发明人	鹤田 尚英 杉山 勇太 松井 亮		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B1/00029 A61B1/00124 A61B1/018 A61B18/1206 A61B18/1445 A61B2017/0034 A61B2018/00178 A61B2018/00601 A61B2018/00982 A61B2018/1286 A61B2018/147 A61B2560/0214 G02B23/2476 H02J50/05		
FI分类号	A61B1/00.334.A A61B1/00.334.D G02B23/24.A		
F-TERM分类号	2H040/BA24 2H040/DA03 2H040/DA14 2H040/DA17 2H040/DA56 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/ /GG15 4C161/HH56 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/RR04		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2013136760 2013-06-28 JP		
其他公开文献	JP6120963B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统1包括内窥镜10，其具有插入部分11的柔性通道14，从内窥镜10的操作单元12的插入口14A插入并穿过通道14的治疗仪器20并且，用于输出高频电力的电源30，内窥镜10包括第一电力传输电极18A和第二电力传输电极18B，并且包括用于通过高频电力产生施加到通道14的AC电场的电力传输部分19。并且，处理器具20包括与第一电力传输电极18A电容耦合的第一电力接收电极28A和与第二电力传输电极18B电容耦合并与电力传输单元19一起的第二电力接收电极28B，并且电力接收单元29接收AC电场并且构成具有相同谐振频率的谐振电路。

