

(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2015-92898

(P2015-92898A)

(43) 公開日 平成27年5月18日(2015.5.18)

(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	4 C 1 6 0
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 17/39	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2013-232063 (P2013-232063)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成25年11月8日 (2013.11.8)		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	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	松井 亮
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
			オリンパス株式会社内
		Fターム(参考)	4C160 KK03 KK04 KK06 KK13 KK23
			KK70 KL03 MM32
			4C161 AA04 DD04 FF43 HH57

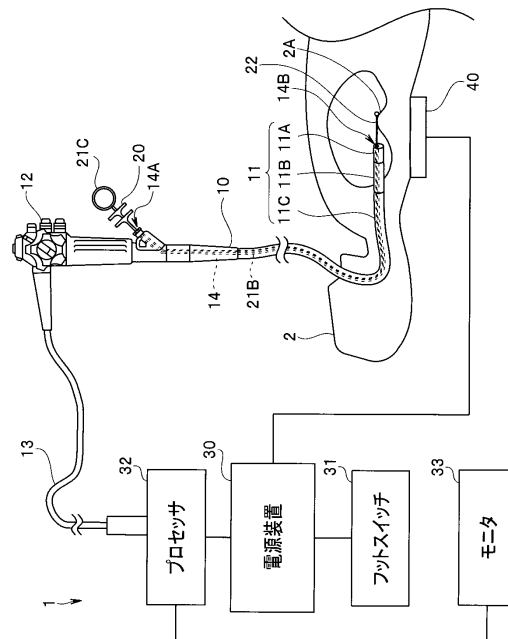
(54) 【発明の名称】 処置具及び医用システム

(57) 【要約】

【課題】内視鏡のチャンネルに挿通して使用する際の操作性の低下を抑制しつつ、無線給電における電力の供給状態を安定化することが可能な処置具等を提供する。

【解決手段】処置具は、内視鏡のチャンネル内へ挿入される円筒状の挿入部と、挿入部の先端部に配設され、電源装置から供給される高周波電力に応じた処置を行う処置部と、挿入部の外周面に沿って配設され、処置部が開口から突出するまで挿入部をチャンネルに挿入した際に、電源装置から供給される高周波電力に応じた交流電界をチャンネルの外周面において発生する送電電極と容量結合することによりキャパシタを形成する受電電極と、チャンネルの長手方向の中心軸と、受電電極の配設位置における挿入部の長手方向の中心軸と、の間の距離に相当する偏心量が一定値以下になるようにチャンネル内における挿入部の径方向の位置を規制する位置規制部と、を有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

円筒状のチャンネルを有する内視鏡の挿入口から前記チャンネル内へ挿入される円筒状の挿入部と、

前記挿入部の先端部に配設され、前記挿入部を前記チャンネルに挿通することにより前記先端部を前記挿入口とは異なる開口から突出させた状態において、電源装置から供給される高周波電力に応じた処置を行うことができるように構成された処置部と、

前記挿入部の外周面に沿って配設され、前記処置部が前記開口から突出するまで前記挿入部を前記チャンネルに挿入した際に、前記電源装置から供給される高周波電力に応じた交流電界を前記チャンネルの外周面において発生する送電電極と容量結合することによりキャパシタを形成するように構成された受電電極と、

前記チャンネルの長手方向の中心軸と、前記受電電極の配設位置における前記挿入部の長手方向の中心軸と、の間の距離に相当する偏心量が一定値以下になるように前記チャンネル内における前記挿入部の径方向の位置を規制する位置規制部と、

を有することを特徴とする処置具。

【請求項 2】

前記位置規制部は、前記挿入部の外周面上の前記受電電極の配設位置を含む位置において、前記挿入部の径方向外側に突出して設けられた 1 または複数の突起部として構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の処置具。

【請求項 3】

前記突起部は、略半球形状、螺旋形状、直線形状、または、波形形状のいずれかを具備して形成されていることを特徴とする請求項 2 に記載の処置具。

【請求項 4】

前記位置規制部は、前記挿入部における前記受電電極の配設位置に相当する部分のうちの少なくとも一部を楕円筒状に変形することにより構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の処置具。

【請求項 5】

円筒状のチャンネルを有する内視鏡と、

前記内視鏡に設けられた挿入口から前記チャンネル内へ挿入される円筒状の挿入部と、前記挿入部の先端部に配設され、前記挿入部を前記チャンネルに挿通することにより前記先端部を前記挿入口とは異なる開口から突出させた状態において処置を行うことができるように構成された処置部と、を有する処置具と、

前記処置部による処置に用いられる高周波電力を供給する電源装置と、

を有する医用システムであって、

前記内視鏡は、前記チャンネルの外周面に沿って配設され、前記電源装置から供給される高周波電力に応じた交流電界を発生する送電電極を具備し、

前記処置具は、前記挿入部の外周面に沿って配設され、前記処置部が前記開口から突出するまで前記挿入部を前記チャンネルに挿入した際に、前記送電電極と容量結合することによりキャパシタを形成するように構成された受電電極と、前記チャンネルの長手方向の中心軸と、前記受電電極の配設位置における前記挿入部の長手方向の中心軸と、の間の距離に相当する偏心量が一定値以下になるように前記チャンネル内における前記挿入部の径方向の位置を規制する位置規制部と、を具備する

ことを特徴とする医用システム。

【請求項 6】

前記位置規制部は、前記挿入部の外周面上の前記受電電極の配設位置を含む位置において、前記挿入部の径方向外側に突出して設けられた 1 または複数の突起部として構成されていることを特徴とする請求項 5 に記載の医用システム。

【請求項 7】

前記突起部は、略半球形状、螺旋形状、直線形状、または、波形形状のいずれかを具備していることを特徴とする請求項 6 に記載の医用システム。

【請求項 8】

前記位置規制部は、前記挿入部における前記受電電極の配設位置に相当する部分のうちの少なくとも一部を楕円筒状に変形することにより構成されることを特徴とする請求項 5 に記載の医用システム。

【請求項 9】

前記送電電極に直列接続されたインダクタをさらに有することを特徴とする請求項 5 に記載の医用システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、処置具及び医用システムに関し、特に、内視鏡のチャンネルに挿通して使用されるとともに無線で供給される電力を利用して処置等を行う処置具及び当該処置具を有する医用システムに関するものである。

【背景技術】**【0002】**

医療分野においては、生体組織に高周波電流を印加して処置を行うための器具及び装置等が従来用いられている。

【0003】

具体的には、例えば、特許文献 1 には、内視鏡のチャンネルに挿通した状態で体腔内に挿入されるとともに、生体組織に高周波電流を印加して処置を行うように構成された高周波切開鉗子が開示されている。

【0004】

一方、医療分野で用いられる種々の器具及び装置において、無線給電に対応した構成を有するものが近年提案されている。

【0005】

具体的には、例えば、特許文献 2 及び特許文献 3 には、トロッカーに設けられた送電電極から、当該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対し、容量結合を介して無線で電力の供給を行うための構成が開示されている。また、特許文献 2 及び特許文献 3 には、トロッカーの送電電極を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押し付ける付勢機構を有する構成が開示されている。

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

しかし、特許文献 1 が開示された構成によれば、処置等の動作に必要な電力を供給するためのケーブルが高周波切開鉗子に接続されていることに起因し、当該高周波切開鉗子の操作性が低下してしまう、という課題が生じている。

【0007】

また、特許文献 2 及び特許文献 3 が開示された構成によれば、送信電極をばね等の付勢機構により手術器具の受電電極に押し付けているため、手術器具の摺動性が低下し進退方向の移動や回転が困難になり操作性が低下してしまう、という課題が生じている。

【0008】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡のチャンネルに挿通して使用する際の操作性の低下を抑制しつつ、無線給電における電力の供給状態を安定化することが可能な処置具及び当該処置具を有する医用システムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】**【0009】**

本発明の一態様の処置具は、円筒状のチャンネルを有する内視鏡の挿入口から前記チャンネル内へ挿入される円筒状の挿入部と、前記挿入部の先端部に配設され、前記挿入部を前記チャンネルに挿通することにより前記先端部を前記挿入口とは異なる開口から突出さ

10

20

30

40

50

せた状態において、電源装置から供給される高周波電力に応じた処置を行うことができるように構成された処置部と、前記挿入部の外周面に沿って配設され、前記処置部が前記開口から突出するまで前記挿入部を前記チャンネルに挿入した際に、前記電源装置から供給される高周波電力に応じた交流電界を前記チャンネルの外周面において発生する送電電極と容量結合することによりキャパシタを形成するように構成された受電電極と、前記チャンネルの長手方向の中心軸と、前記受電電極の配設位置における前記挿入部の長手方向の中心軸と、の間の距離に相当する偏心量が一定値以下になるように前記チャンネル内における前記挿入部の径方向の位置を規制する位置規制部と、を有する。

【 0 0 1 0 】

本発明の一態様の医用システムは、円筒状のチャンネルを有する内視鏡と、前記内視鏡に設けられた挿入口から前記チャンネル内へ挿入される円筒状の挿入部と、前記挿入部の先端部に配設され、前記挿入部を前記チャンネルに挿通することにより前記先端部を前記挿入口とは異なる開口から突出させた状態において処置を行うことができるように構成された処置部と、を有する処置具と、前記処置部による処置に用いられる高周波電力を供給する電源装置と、を有する医用システムであって、前記内視鏡は、前記チャンネルの外周面に沿って配設され、前記電源装置から供給される高周波電力に応じた交流電界を発生する送電電極を具備し、前記処置具は、前記挿入部の外周面に沿って配設され、前記処置部が前記開口から突出するまで前記挿入部を前記チャンネルに挿入した際に、前記送電電極と容量結合することによりキャパシタを形成するように構成された受電電極と、前記チャンネルの長手方向の中心軸と、前記受電電極の配設位置における前記挿入部の長手方向の中心軸と、の間の距離に相当する偏心量が一定値以下になるように前記チャンネル内における前記挿入部の径方向の位置を規制する位置規制部と、を具備する。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明における処置具及び当該処置具を有する医用システムによれば、当該処置具を内視鏡のチャンネルに挿通して使用する際の操作性の低下を抑制しつつ、無線給電における電力の供給状態を安定化することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【図 1】第 1 の実施例に係る医用システムの要部の構成を示す図。

【図 2】第 1 の実施例に係る医用システムの内視鏡の断面模式図。

【図 3】第 1 の実施例に係る処置具の断面模式図。

【図 4】第 1 の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の一例を示す図。

【図 5】A - A' 線に沿って切断した断面の一例を示す断面図。

【図 6】A - A' 線に沿って切断した断面の、図 5 とは異なる例を示す断面図。

【図 7】第 1 の実施例に係る医用システムの要部の等価回路を示す図。

【図 8】第 1 の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図 4 とは異なる例を示す図。

【図 9】B - B' 線に沿って切断した断面を示す断面図。

【図 10】第 1 の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図 4 及び図 8 とは異なる例を示す図。

【図 11】C - C' 線に沿って切断した断面を示す断面図。

【図 12】第 1 の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図 4、図 8 及び図 10 とは異なる例を示す図。

【図 13】D - D' 線に沿って切断した断面を示す断面図。

【図 14】第 1 の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図 4、図 8、図 10 及び図 12 とは異なる例を示す図。

【図 15】第 1 の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図 4、図 8、図 10、図 12 及び図 14 とは異なる例を示す図。

【図 16】第 1 の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図 4、図 8、図 10

、図 1 2、図 1 4 及び図 1 5 とは異なる例を示す図。

【図 1 7】第 1 の実施例に係る医用システムにおける処置具の挿入部の一部を楕円筒状に変形した場合の例を示す模式図。

【図 1 8】E - E' 線に沿って切断した断面を示す断面図。

【図 1 9】第 1 の実施例に係る医用システムにおける処置具の挿入部の一部を楕円筒状に変形した場合の、図 1 7 とは異なる例を示す模式図。

【図 2 0】第 2 の実施例に係る医用システムの要部の構成を示す図。

【図 2 1】第 2 の実施例に係る医用システムの内視鏡の断面模式図。

【図 2 2】第 2 の実施例に係る処置具の断面模式図。

【図 2 3】第 2 の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の一例を示す図。

10

【図 2 4】F - F' 線に沿って切断した断面の一例を示す断面図。

【図 2 5】F - F' 線に沿って切断した断面の、図 2 4 とは異なる例を示す断面図。

【図 2 6】第 2 の実施例に係る医用システムの要部の等価回路を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しつつ説明を行う。

【0014】

(第 1 の実施例)

図 1 から図 1 9 は、本発明の第 1 の実施例に係るものである。図 1 は、第 1 の実施例に係る医用システムの要部の構成を示す図である。図 2 は、第 1 の実施例に係る医用システムの内視鏡の断面模式図である。

20

【0015】

医用システム 1 は、例えば、図 1 に示すように、軟性内視鏡（以下、内視鏡と略記する）10 と、内視鏡 10 に設けられた円筒状のチャンネル 14 に挿通されるデバイスである処置具 20 と、電源装置 30 と、対極板 40 とを具備して構成されている。

【0016】

内視鏡 10 は、円筒状の挿入部 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、を有して構成されている。

【0017】

挿入部 11 は、図 1 及び図 2 に示すように、撮像部 15 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、樹脂等の可撓性部材により形成されるとともに細長形状を具備する軟性部 11C と、を有して構成されている。

30

【0018】

操作部 12 は、術者により把持されるとともに、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ことが可能な非可撓性部として構成されている。これに対し、挿入部 11 は、被検体 2 である患者の口腔又は肛門から消化管の内部等に挿入される可撓性部として構成されている。

【0019】

プロセッサ 32 は、内視鏡 10 のユニバーサルコード 13 と着脱自在に接続することができるように構成されている。また、プロセッサ 32 は、医用システム 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することにより内視鏡画像を生成し、当該生成した内視鏡画像をモニタ 33 へ出力するように構成されている。

40

【0020】

電源装置 30 は、処置具 20（後述の処置部 22）の処置に用いられる高周波電力を供給することができるように構成されている。具体的には、電源装置 30 は、例えば、周波数が 100 kHz 以上 100 MHz 以下の高周波電力を出力することができるように構成されている。また、電源装置 30 は、プロセッサ 32 及びユニバーサルコード 13 等を経由して内視鏡 10 の送電部 18（後述）へ高周波電力を供給することができるように構成されている。なお、本実施例の電源装置 30 は、例えば、ユニバーサルコード 13 から分

50

岐した配線に接続することにより、プロセッサ 32 を経由せずに高周波電力を供給するようにしてもよい。

【0021】

フットスイッチ 31 は、術者の操作に応じ、電源装置 30 からの高周波電力の出力のオンオフを切り替えるための指示を電源装置 30 に対して行うことができるように構成されている。

【0022】

対極板 40 は、例えば、ステンレス等の金属導体により形成されており、被検体 2 の背中側に広い面積で接触するように貼り付けることが可能であるとともに、処置具 20 から被検体 2 の内部に存在する処置対象部位 2A の生体組織に対して印加される高周波電流を電源装置 30 へ帰還させるためのリターン回路における電極として機能するように構成されている。

10

【0023】

チャンネル 14 は、図 1 及び図 2 に示すように、操作部 12 の挿入口 14A 側に分岐した管路と、送気吸引管 14C 側に分岐した管路と、が 1 つの管路に統合された状態で先端部 11A の開口 14B に連通している。

【0024】

一方、内視鏡 10 は、図 2 に示すように、電源装置 30 から供給される高周波電力に応じた交流電界を発生する送電部 18 を有して構成されている。

20

【0025】

送電部 18 は、チャンネル 14 の円筒状の外周面に沿って配設されているとともに、電源装置 30 から供給される高周波電力に応じた交流電界を発生する送電電極 18A と、送電電極 18A に直列接続されたインダクタ 18B と、を有して構成されている。

【0026】

送電電極 18A は、例えば、15cm 程度の長さを有する円筒状の導体により形成されており、挿入口 14A から開口 14B までの区間の少なくとも一部に設けられている。また、送電電極 18A の表面は、樹脂等の絶縁体（不図示）により被覆されている。

【0027】

なお、本実施例の送電部 18 は、電源装置 30 の出力インピーダンスと、電源装置 30 に接続される各部により構成される回路の入力インピーダンスをマッチングするためのインピーダンスマッチング回路を有して構成されていてもよい。

30

【0028】

また、本実施例の送電電極 18 は、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を施すことにより形成された、銅等の金属膜であってもよい。

【0029】

処置具 20 は、例えば、モノポーラ（単極）型の高周波電気メスとして構成されている。また、処置具 20 は、図 1 及び図 3 に示すように、処置部（メス電極）22 が配設された先端部 21A と、先端部 21A の基端側に配設された挿入部 21B と、挿入部 21B の基端側に配設された操作部 21C と、を有して構成されている。図 3 は、第 1 の実施例に係る処置具の断面模式図である。

40

【0030】

挿入部 21B は、樹脂等の可撓性部材により形成されており、内視鏡 10 の挿入口 14A からチャンネル 14 内に挿入されるとともに、チャンネル 14 に挿通可能な円筒状を具備して形成されている。

【0031】

操作部 21C は、術者の操作に応じ、例えば、処置部 22 の突出量の変更等の操作を行うことができるように構成されている。

【0032】

一方、処置具 20 は、図 3 に示すように、挿入部 21B の円筒状の外周面に沿って配設された受電電極 28A と、挿入部 21B の外周面上の受電電極 28A の配設位置を含む位

50

置に1つまたは複数設けられた突起部28Bと、を備えた受電部28を有して構成されている。

【0033】

受電電極28Aは、例えば、送電電極18Aの長さよりも大きな長さを有する円筒状の導体により形成されている。また、受電電極28Aは、処置具20の内部に設けられた導線（不図示）を介して処置部22に接続されている。また、受電電極28Aの表面は、樹脂等の絶縁体（不図示）により被覆されている。

【0034】

挿入部21Bにおける受電電極28Aの配設位置は、例えば、図4に示すように、処置部22が開口14Bから突出するまで挿入部21Bをチャンネル14に挿入した際に、送電電極18Aと対向する位置になるように予め位置合わせされている。また、受電電極28Aは、例えば、処置部22による処置の最中に、処置具20がチャンネル14内において進退移動した場合であっても、送電電極18Aの長手方向の全ての範囲と対向するように、送電電極18Aに比べて数cm程度大きな長さを具備して形成されている。図4は、第1の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の一例を示す図である。

10

【0035】

なお、本実施例によれば、送電電極18A及び受電電極28Aの2つの電極が対向する位置に配置された際に、当該2つの電極間の絶縁が保たれるような構成を有していればよい。換言すると、本実施例によれば、例えば、送電電極18A及び受電電極28Aの2つの電極のうちの少なくとも一方の電極の表面が、樹脂等の絶縁体により被覆されていればよい。

20

【0036】

突起部28Bは、挿入部21Bの径方向外側に突出して設けられており、チャンネル14の長手方向の中心軸と、受電電極28Aの配設位置における挿入部21Bの長手方向の中心軸と、の間の距離に相当する偏心量DQが一定値以下になるようにチャンネル14内における挿入部21Bの径方向の位置を規制する位置規制部としての機能を具備して構成されている。

【0037】

具体的には、突起部28Bは、例えば、図4及び図5に示すように、略半球形状を具備して形成され、挿入部21Bの円周を3等分するような位置に3個一組で設けられているとともに、各組の間隔が挿入部21Bの長手方向に沿って略等間隔になるように設けられている。または、突起部28Bは、例えば、図4及び図6に示すように、略半球形状を具備して形成され、挿入部21Bの円周を2等分するような位置に2個一組で設けられているとともに、各組の間隔が挿入部21Bの長手方向に沿って略等間隔になるように設けられている。図5は、A-A'線に沿って切断した断面の一例を示す断面図である。図6は、A-A'線に沿って切断した断面の、図5とは異なる例を示す断面図である。

30

【0038】

一方、本実施例によれば、例えば、突起部28Bがチャンネル14の内周面に点接触するような構成を具備することにより、処置具20（挿入部21B）のチャンネル14内における摺動性を確保することができる。

40

【0039】

続いて、本実施例の作用について説明する。

【0040】

術者は、内視鏡10の先端部11Aを被検体2の内部に存在する処置対象部位2Aの近傍に配置した状態において、処置具20をチャンネル14に挿入することにより、処置部22を開口14Bから突出させる。その後、術者は、処置対象部位2Aの生体組織に処置部22を接触させた状態において、フットスイッチ31を操作することにより、電源装置30からの高周波電力の出力をオンにするための指示を行う。そして、このような指示に応じ、電源装置30から送電部18に対して高周波電力が供給される。

【0041】

50

ここで、図 4 に例示したような、処置部 22 が開口 14B から突出するまで挿入部 21B をチャンネル 14 に挿入した場合においては、送電電極 18A 及び受電電極 28A の 2 つの電極が対向配置されることに起因し、当該 2 つの電極の容量結合によるキャパシタ C1 が形成されるとともに、送電電極 18A において発生した交流電界による給電がキャパシタ C1 を介して行われる。そのため、前述のキャパシタ C1 の形成に伴い、送電部 18 から受電部 28 へ無線で高周波電力を供給することができる。

【0042】

また、処置部 22 が開口 14B から突出するまで挿入部 21B をチャンネル 14 に挿入した場合においては、前述のキャパシタ C1 と、送電電極 18A に直列接続されたインダクタ 18B と、による LC 共振回路が形成される。そのため、例えば、前述の LC 共振回路における共振周波数が 13.56 MHz 等の所定の周波数になるように送電部 18 及び受電部 28 の各部を構成するとともに、電源装置 30 から送電部 18 に供給される高周波電力の周波数を当該所定の周波数に一致させるまたは略一致させることにより、送電部 18 から受電部 28 への電力供給を効率的に行うことができる。

【0043】

送電部 18 から供給された高周波電力は、受電部 28 において受電された後、処置具 20 の内部に設けられた導線（不図示）を介して処置部 22 に供給される。また、高周波電流が処置部 22 から処置対象部位 2A の生体組織に印加されるに伴い、処置部 22 と対極板 40（を含むリターン回路）とが通電するとともに、通電に応じて発生したジュール熱により、処置対象部位 2A の処置が行われる。

【0044】

なお、処置対象部位 2A の生体組織は、電気回路における抵抗として機能する。そのため、処置対象部位 2A の生体組織の処置に係る各部を、図 7 に示すような等価回路として表すことができる。図 7 は、第 1 の実施例に係る医用システムの要部の等価回路を示す図である。

【0045】

一方、例えば、処置部 22 による処置の際に、術者が処置具 20（挿入部 21B）をチャンネル 14 内において進退移動または回転させたとしても、突起部 28B がチャンネル 14 の内周面に接触することに起因し、（偏心量 DQ が一定値以下になるように）チャンネル 14 内における挿入部 21B の径方向の位置が規制される。

【0046】

以上に述べたように、本実施例によれば、送電電極 18A 及び受電電極 28A の容量結合を利用することにより、電力供給用のケーブルを処置具 20 に接続することなく、内視鏡 10 から処置具 20 への電力の供給を無線で行うことができる。

【0047】

また、本実施例によれば、処置部 22 による処置の際に、術者が処置具 20（挿入部 21B）をチャンネル 14 内において進退移動または回転させたとしても、偏心量 DQ が一定値以下になるようにチャンネル 14 内における挿入部 21B の径方向の位置が規制されるため、送電電極 18A 及び受電電極 28A の容量結合により形成されるキャパシタ C1 の静電容量の変動を極力抑制することができる。具体的には、例えば、チャンネル 14 の内径が 2.8 mm であり、挿入部 21B の外径が 2.5 mm であり、送電電極 18A 及び受電電極 28A の表面を被覆する絶縁体の材質がフッ素樹脂であり、かつ、当該フッ素樹脂の肉厚が 0.05 mm である場合において、偏心量 DQ が 75 μ m 以下となるように突起部 28B を形成することにより、キャパシタ C1 の静電容量の変動を最大で 8 % 程度まで抑制することができる。また、例えば、チャンネル 14 の内径が 2.8 mm であり、挿入部 21B の外径が 2.5 mm であり、送電電極 18A 及び受電電極 28A の表面を被覆する絶縁体の材質がフッ素樹脂であり、かつ、当該フッ素樹脂の肉厚が 0.05 mm である場合において、偏心量 DQ が 50 μ m 以下となるように突起部 28B を形成することにより、キャパシタ C1 の静電容量の変動を最大で 4 % 程度まで抑制することができる。すなわち、本実施例によれば、電源装置 30 から見た送電部 19 及び受電部 29 を含む回路

のインピーダンスの変動を抑制することができるため、インピーダンス変動に伴う処置具 20 への伝送電力の変動を抑制することができる。さらに、本実施例によれば、突起部 28B がチャンネル 14 の内周面に点接触するように構成されていることにより、処置具 20 (挿入部 21B) のチャンネル 14 内における摺動性を確保することができ、その結果、処置具 20 (挿入部 21B) をチャンネル 14 内に挿入して操作する際の操作性を低下させないようにすることができる。

【0048】

従って、本実施例によれば、処置具を内視鏡のチャンネルに挿通して使用する際の操作性の低下を抑制しつつ、無線給電における電力の供給状態を安定化することができる。

【0049】

なお、本実施例によれば、送電電極 18A に直列接続されるインダクタ 18B が存在しない場合、すなわち、キャパシタ C1 を含む LC 共振回路が形成されないような場合においても、前述したものと略同様の作用効果を発揮することができる。

【0050】

ところで、本実施例によれば、前述の位置規制部としての機能を満たすような構成を具備する限りにおいては、突起部 28B の形状、設置位置及び / または設置個数等を適宜変形してもよい。

【0051】

具体的には、本実施例によれば、例えば、図 8 及び図 9 に示すように、挿入部 21B の外周面上の 1 箇所だけに突起部 28B を設けてもよい。図 8 は、第 1 の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図 4 とは異なる例を示す図である。図 9 は、B - B' 線に沿って切断した断面を示す断面図である。

【0052】

または、本実施例によれば、例えば、図 10 及び図 11 に示すように、挿入部 21B の外周面上に突起部 28B を設ける代わりに、チャンネル 14 の内周面上に突起部 28B を設けてもよい。図 10 は、第 1 の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図 4 及び図 8 とは異なる例を示す図である。図 11 は、C - C' 線に沿って切断した断面を示す断面図である。

【0053】

または、本実施例によれば、例えば、図 12 及び図 13 に示すように、挿入部 21B の円周を 2 等分するような 2 つの位置に合わせつつ、挿入部 21B の長手方向に沿って交互に突起部 28B を設けてもよい。図 12 は、第 1 の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図 4、図 8 及び図 10 とは異なる例を示す図である。図 13 は、D - D' 線に沿って切断した断面を示す断面図である。

【0054】

または、本実施例によれば、例えば、図 14 に示すように、略半球形状を具備して形成された突起部 28B の代わりに、螺旋形状を具備して形成された突起部 28C を挿入部 21B の長手方向に沿って設けてもよい。図 14 は、第 1 の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図 4、図 8、図 10 及び図 12 とは異なる例を示す図である。

【0055】

または、本実施例によれば、例えば、図 15 に示すように、略半球形状を具備して形成された突起部 28B の代わりに、直線形状を具備して形成された突起部 28D を挿入部 21B の長手方向に沿って設けてもよい。図 15 は、第 1 の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図 4、図 8、図 10、図 12 及び図 14 とは異なる例を示す図である。

【0056】

または、本実施例によれば、例えば、図 16 に示すように、略半球形状を具備して形成された突起部 28B の代わりに、波形形状を具備して形成された突起部 28E を挿入部 21B の長手方向に沿って設けてもよい。図 16 は、第 1 の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図 4、図 8、図 10、図 12、図 14 及び図 15 とは異なる例を示す

10

20

30

40

50

図である。

【 0 0 5 7 】

一方、本実施例によれば、挿入部 2 1 B の外周面に突起部 2 8 B を設ける代わりに、例えば、図 1 7 及び図 1 8 に示すように、挿入部 2 1 B における受電電極 2 8 A の配設位置に相当する部分を円筒状から楕円筒状に変形するような加工を施すことにより位置規制部を構成してもよい。なお、このような加工を施す場合には、楕円筒の長軸方向が位置規制部としての機能を満たすようにすればよい。図 1 7 は、第 1 の実施例に係る医用システムにおける処置具の挿入部の一部を楕円筒状に変形した場合の例を示す模式図である。図 1 8 は、E - E ' 線に沿って切断した断面を示す断面図である。

【 0 0 5 8 】

また、挿入部 2 1 B における受電電極 2 8 A の配設位置に相当する部分の一部かつ複数箇所に対して前述の加工を施すことにより、例えば、図 1 9 に示すように、当該複数箇所を楕円筒状に変形するようにしてもよい。図 1 9 は、第 1 の実施例に係る医用システムにおける処置具の挿入部の一部を楕円筒状に変形した場合の、図 1 7 とは異なる例を示す模式図である。

【 0 0 5 9 】

または、本実施例によれば、挿入部 2 1 B の外周面に突起部 2 8 B を設ける代わりに、例えば、チャンネル 1 4 における送電電極 1 8 A の配設位置に相当する部分を円筒状から楕円筒状に変形するような加工を施すことにより位置規制部を構成してもよい。なお、このような加工を施す場合には、楕円筒の短軸方向が位置規制部としての機能を満たすようにすればよい。

【 0 0 6 0 】

(第 2 の実施例)

図 2 0 から図 2 6 は、本発明の第 2 の実施例に係るものである。

【 0 0 6 1 】

なお、本実施例においては、第 1 の実施例と同様の構成等を有する部分に関する詳細な説明を省略するとともに、第 1 の実施例と異なる構成等を有する部分に関して主に説明を行う。

【 0 0 6 2 】

図 2 0 は、第 2 の実施例に係る医用システムの要部の構成を示す図である。図 2 1 は、第 2 の実施例に係る医用システムの内視鏡の断面模式図である。

【 0 0 6 3 】

医用システム 1 A は、例えば、図 2 0 に示すように、軟性内視鏡 (以下、内視鏡と略記する) 1 0 A と、内視鏡 1 0 A のチャンネル 1 4 に挿通されるデバイスである処置具 2 0 A と、電源装置 3 0 と、を具備して構成されている。

【 0 0 6 4 】

内視鏡 1 0 A は、図 2 1 に示すように、内視鏡 1 0 における送電部 1 8 の代わりに、電源装置 3 0 から供給される高周波電力に応じた交流電界を発生する送電部 1 9 を設けて構成されている。

【 0 0 6 5 】

送電部 1 9 は、チャンネル 1 4 の外周面に沿って配設されているとともに、電源装置 3 0 から供給される高周波電力に応じた交流電界をそれぞれ発生する第 1 送電電極 1 9 A 及び第 2 送電電極 1 9 B と、第 1 送電電極 1 9 A に直列接続されたインダクタ 1 9 C と、を有して構成されている。

【 0 0 6 6 】

第 1 送電電極 1 9 A 及び第 2 送電電極 1 9 B は、例えば、円筒状の導体によりそれぞれ形成されており、挿入口 1 4 A から開口 1 4 B までの区間に設けられている。また、第 1 送電電極 1 9 A 及び第 2 送電電極 1 9 B の表面は、樹脂等の絶縁体 (不図示) によりそれぞれ被覆されている。

【 0 0 6 7 】

また、本実施例の第1送電電極19A及び第2送電電極19Bは、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を施すことにより形成された、銅等の金属膜であってもよい。

【0068】

処置具20Aは、例えば、パイプーラ型の高周波電気メスとして構成されている。また、処置具20Aは、図20及び図22に示すように、鉗子である処置部23が配設された先端部21Dと、先端部21Dの基端側に配設された挿入部21Eと、挿入部21Eの基端側に配設された操作部21Fと、を有して構成されている。図22は、第2の実施例に係る処置具の断面模式図である。

【0069】

挿入部21Eは、樹脂等の可撓性部材により形成されており、内視鏡10Aの挿入口14Aからチャンネル14内に挿入されるとともに、チャンネル14に挿通可能な円筒状を具備して形成されている。

【0070】

操作部21Fは、術者の操作に応じ、例えば、処置部23の一对のブレード23A及び23Bの開閉等の操作を行うことができるように構成されている。すなわち、処置具20Aは、一对のブレード23A及び23Bにより、処置対象部位の生体組織LTを挟持することができるように構成されている。

【0071】

一方、処置具20Aは、図22に示すように、挿入部21Eの外周面に沿って配設された第1受電電極29A及び第2受電電極29Bと、挿入部21Eの外周面上の第1受電電極29A及び第2受電電極29Bの配設位置を含む位置に1つまたは複数設けられた突起部29Cと、を備えた受電部29を有して構成されている。

【0072】

第1受電電極29A及び第2受電電極29Bは、例えば、第1送電電極19A及び第2送電電極19Bの長さよりも大きな長さを有する円筒状の導体によりそれぞれ形成されている。また、第1受電電極29Aは、処置具20Aの内部に設けられた導線（不図示）を介してブレード23Aに接続されている。また、第2受電電極29Bは、処置具20Aの内部に設けられた導線（不図示）を介してブレード23Bに接続されている。また、第1受電電極29A及び第2受電電極29Bの表面は、樹脂等の絶縁体（不図示）によりそれぞれ被覆されている。

【0073】

挿入部21Eにおける第1受電電極29Aの配設位置は、例えば、図23に示すように、処置部23が開口14Bから突出するまで挿入部21Eをチャンネル14に挿入した際に、第1送電電極19Aと対向する位置になるように予め位置合わせされている。また、第1受電電極29Aは、例えば、処置部23による処置の最中に、処置具20Aがチャンネル14内において進退移動した場合であっても、第1送電電極19Aの長手方向の全ての範囲と対向するように、第1送電電極19Aに比べて数cm程度大きな長さを具備して形成されている。図23は、第2の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の一例を示す図である。

【0074】

なお、本実施例によれば、第1送電電極19A及び第1受電電極29Aの2つの電極が対向する位置に配置された際に、当該2つの電極間の絶縁が保たれるような構成を有していればよい。換言すると、本実施例によれば、例えば、第1送電電極19A及び第1受電電極29Aの2つの電極のうちの少なくとも一方の電極の表面が、樹脂等の絶縁体により被覆されていればよい。

【0075】

挿入部21Eにおける第2受電電極29Bの配設位置は、例えば、図23に示すように、処置部23が開口14Bから突出するまで挿入部21Eをチャンネル14に挿入した際に、第2送電電極19Bと対向する位置になるように予め位置合わせされている。また、

10

20

30

40

50

第2受電電極29Bは、例えば、処置部23による処置の最中に、処置具20Aがチャンネル14内において進退移動した場合であっても、第2送電電極19Bの長手方向の全ての範囲と対向するように、第2送電電極19Bに比べて数cm程度大きな長さを具備して形成されている。

【0076】

なお、本実施例によれば、第2送電電極19B及び第2受電電極29Bの2つの電極が対向する位置に配置された際に、当該2つの電極間の絶縁が保たれるような構成を有していればよい。換言すると、本実施例によれば、例えば、第2送電電極19B及び第2受電電極29Bの2つの電極のうちの少なくとも一方の電極の表面が、樹脂等の絶縁体により被覆されていればよい。

10

【0077】

突起部29Cは、挿入部21Eの径方向外側に突出して設けられており、チャンネル14の長手方向の中心軸と、第1受電電極29Aの配設位置における挿入部21Eの長手方向の中心軸と、の間の距離に相当する偏心量DQA、及び、チャンネル14の長手方向の中心軸と、第2受電電極29Bの配設位置における挿入部21Eの長手方向の中心軸と、の間の距離に相当する偏心量DQBがそれぞれ一定値以下になるようにチャンネル14内における挿入部21Eの径方向の位置を規制する位置規制部としての機能を具備して構成されている。

【0078】

具体的には、突起部29Cは、例えば、図23及び図24に示すように、略半球形状を具備して形成され、挿入部21Eの円周を3等分するような位置に3個一組で設けられているとともに、各組の間隔が挿入部21Eの長手方向に沿って略等間隔になるように設けられている。または、突起部29Cは、例えば、図23及び図25に示すように、略半球形状を具備して形成され、挿入部21Eの円周を2等分するような位置に2個一組で設けられているとともに、各組の間隔が挿入部21Eの長手方向に沿って略等間隔になるように設けられている。

20

【0079】

なお、本実施例によれば、例えば、突起部28Eがチャンネル14の内周面に点接触するような構成を具備することにより、処置具20A（挿入部21E）のチャンネル14内における摺動性を確保することができる。

30

【0080】

続いて、本実施例の作用について説明する。

【0081】

術者は、内視鏡10Aの先端部11Aを被検体2の内部の処置対象部位の近傍に配置した状態において、処置具20Aをチャンネル14に挿入することにより、処置部23を開口14Bから突出させる。その後、術者は、処置対象部位の生体組織LTをブレード23A及び23Bにより挟持した状態において、フットスイッチ31を操作することにより、電源装置30からの高周波電力の出力をオンにするための指示を行う。そして、このような指示に応じ、電源装置30から送電部19に対して高周波電力が供給される。

【0082】

ここで、図23に例示したような、処置部23が開口14Bから突出するまで挿入部21Eをチャンネル14に挿入した場合においては、第1送電電極19A及び第1受電電極29Aの2つの電極が対向配置されることに起因し、当該2つの電極の容量結合によるキャパシタC2が形成される。また、第2送電電極19B及び第2受電電極29Bの2つの電極が対向配置されることに起因し、当該2つの電極の容量結合によるキャパシタC3が形成される。そして、処置具20Aの受電部29は、キャパシタC2及びC3の形成に伴い、内視鏡10Aの送電部19と容量的に結合する。その結果、電源装置30から出力される高周波電力を、キャパシタC2及びC3を介して送電部19から受電部29へ無線で供給することができる。

40

【0083】

50

また、処置部 23 が開口 14 B から突出するまで挿入部 21 E をチャンネル 14 に挿入した場合においては、前述のキャパシタ C2 及び C3 と、第 1 送電電極 19 A に直列接続されたインダクタ 19 C と、による LC 共振回路が形成される。そのため、例えば、前述の LC 共振回路における共振周波数が 13.56 MHz 等の所定の周波数になるように送電部 19 及び受電部 29 の各部を構成するとともに、電源装置 30 から送電部 19 に供給される高周波電力の周波数を当該所定の周波数に一致させるまたは略一致させることにより、送電部 19 から受電部 29 への電力供給を効率的に行うことができる。

【0084】

送電部 19 から供給された高周波電力は、受電部 29 において受電された後、処置具 20 A の内部に設けられた導線（不図示）を介して処置部 23 に供給される。また、高周波電流が処置部 23 から生体組織 LT に印加されるに伴い、ブレード 23 A とブレード 23 B とが通電するとともに、通電に応じて発生したジュール熱により、生体組織 LT の処置が行われる。

【0085】

なお、処置対象部位における生体組織 LT は、電気回路における抵抗として機能する。そのため、生体組織 LT の処置に係る各部を、図 26 に示すような等価回路として表すことができる。図 26 は、第 2 の実施例に係る医用システムの要部の等価回路を示す図である。

【0086】

一方、例えば、処置部 23 による処置の際に、術者が処置具 20 A（挿入部 21 E）をチャンネル 14 内において進退移動または回転させたとしても、突起部 29 C がチャンネル 14 の内周面に接触することに起因し、（偏心量 DQA 及び DQB がそれぞれ一定値以下になるように）チャンネル 14 内における挿入部 21 E の径方向の位置が規制される。

【0087】

以上に述べたように、本実施例によれば、第 1 送電電極 19 A 及び第 1 受電電極 29 A の容量結合、及び、第 2 送電電極 19 B 及び第 2 受電電極 29 B の容量結合を利用することにより、電力供給用のケーブルを処置具 20 A に接続することなく、内視鏡 10 A から処置具 20 A への電力の供給を無線で行うことができる。

【0088】

また、本実施例によれば、処置部 23 による処置の際に、術者が処置具 20 A（挿入部 21 E）をチャンネル 14 内において進退移動または回転させたとしても、偏心量 DQA 及び偏心量 DQB が一定値以下になるようにチャンネル 14 内における挿入部 21 E の径方向の位置が規制されるため、第 1 送電電極 19 A 及び第 1 受電電極 29 A の容量結合により形成されるキャパシタ C2 と、第 2 送電電極 19 B 及び第 2 受電電極 29 B の容量結合により形成されるキャパシタ C3 と、の静電容量の変動を極力抑制することができる。すなわち、本実施例によれば、電源装置 30 から見た送電部 19 及び受電部 29 を含む回路のインピーダンスの変動を抑制することができるため、インピーダンス変動に伴う処置具 20 A への伝送電力の変動を抑制することができる。さらに、本実施例によれば、突起部 29 C がチャンネル 14 の内周面に点接触するように構成されていることにより、処置具 20 A（挿入部 21 E）のチャンネル 14 内における摺動性を確保することができ、その結果、処置具 20 A（挿入部 21 E）をチャンネル 14 内に挿入して操作する際の操作性を低下させないようにすることができる。

【0089】

従って、本実施例によれば、処置具を内視鏡のチャンネルに挿通して使用する際の操作性の低下を抑制しつつ、無線給電における電力の供給状態を安定化することができる。

【0090】

なお、本実施例によれば、第 1 送電電極 19 A に直列接続されるインダクタ 19 C が存在しない場合、すなわち、キャパシタ C2 及び C3 を含む LC 共振回路が形成されないような場合においても、前述したものと略同様の作用効果を発揮することができる。

【0091】

本発明は、上述した各実施例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や応用が可能であることは勿論である。

【符号の説明】

【0092】

1, 1A	医用システム	
2	被検体	
2A	処置対象部位	
10, 10A	内視鏡	
11	挿入部	
12	操作部	10
13	ユニバーサルコード	
14	チャンネル	
15	撮像部	
18, 19	送電部	
18A	送電電極	
19A	第1送電電極	
19B	第2送電電極	
20, 20A	処置具	
22, 23	処置部	
28, 29	受電部	20
28A	受電電極	
28B, 28C, 28D, 28E, 29C	突起部	
29A	第1受電電極	
29B	第2受電電極	
30	電源装置	
31	フットスイッチ	
32	プロセッサ	
33	モニタ	
40	対極板	

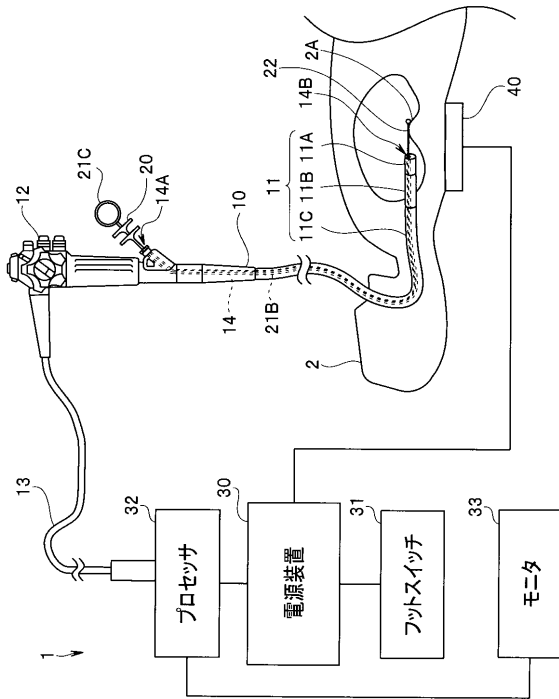
【先行技術文献】 30

【特許文献】

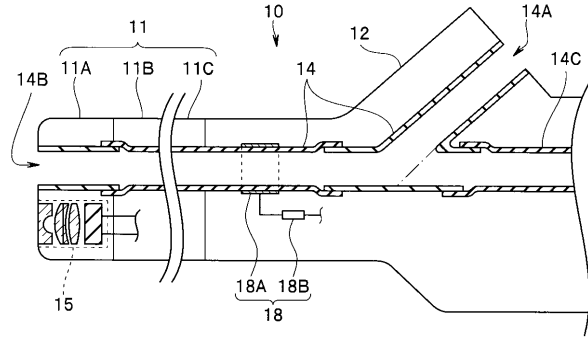
【0093】

- 【特許文献1】米国特許第7824407号公報
【特許文献2】米国特許第6187002号公報
【特許文献3】米国特許第6206875号公報

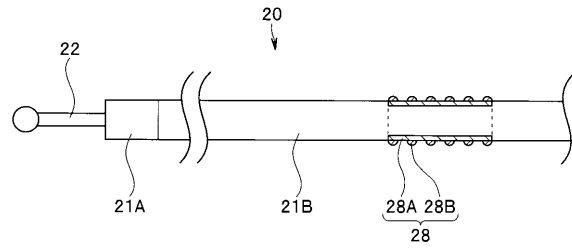
【図 1】



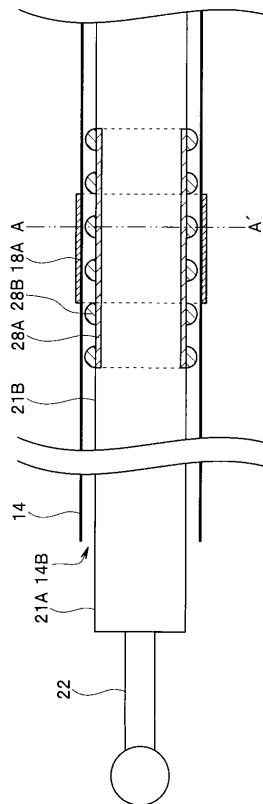
【図 2】



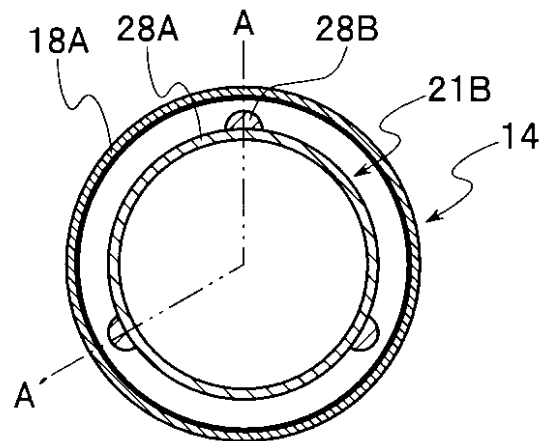
【図 3】



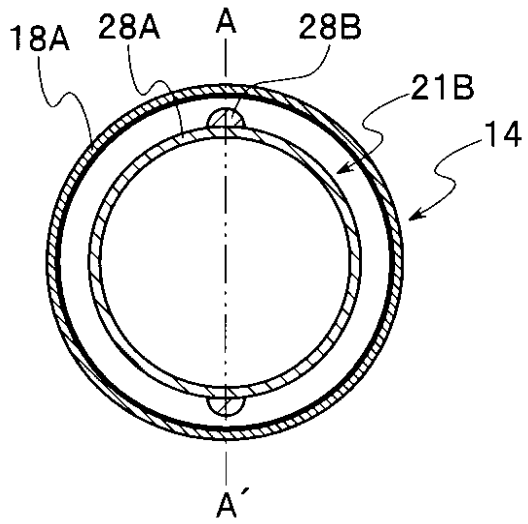
【図 4】



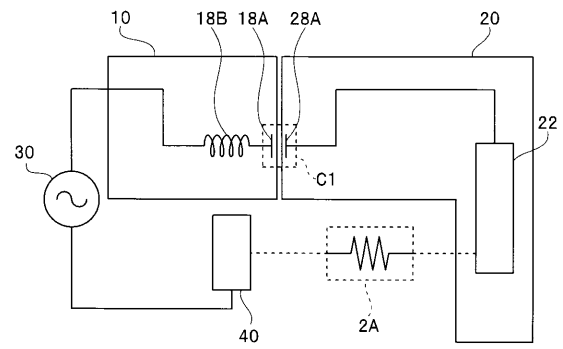
【図 5】



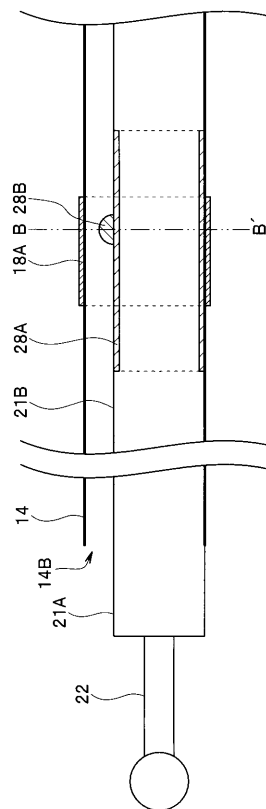
【図 6】



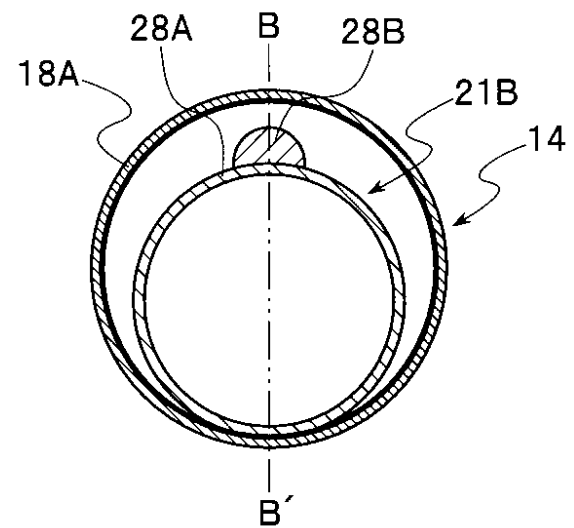
【図 7】



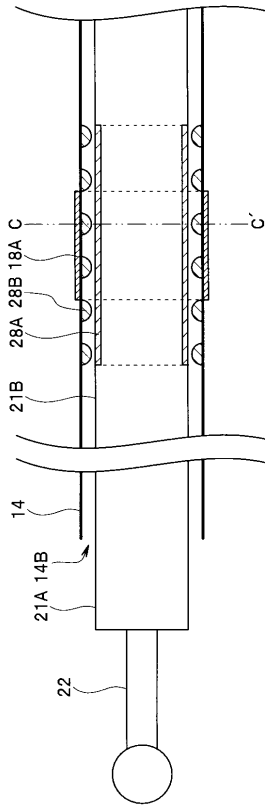
【図 8】



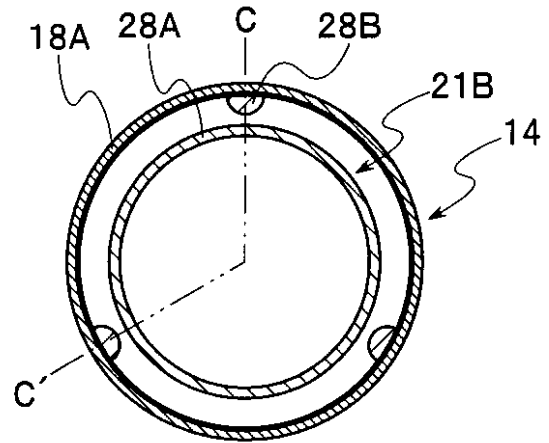
【図 9】



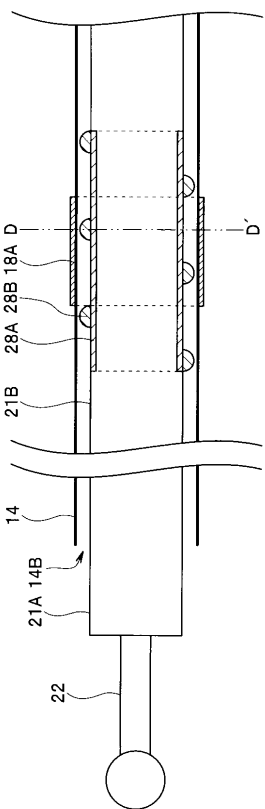
【図 10】



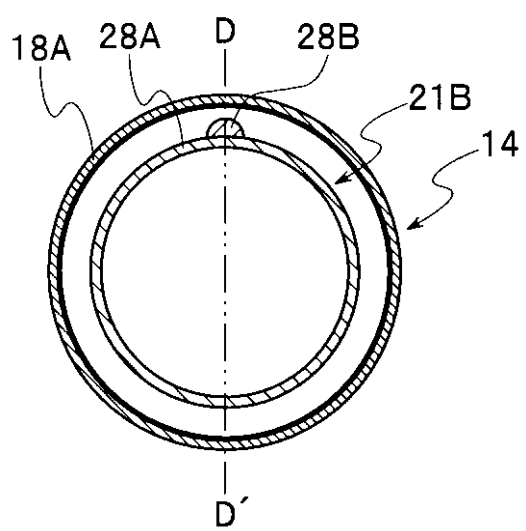
【図 11】



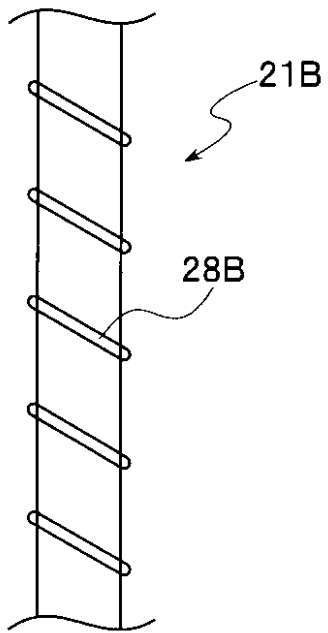
【図 12】



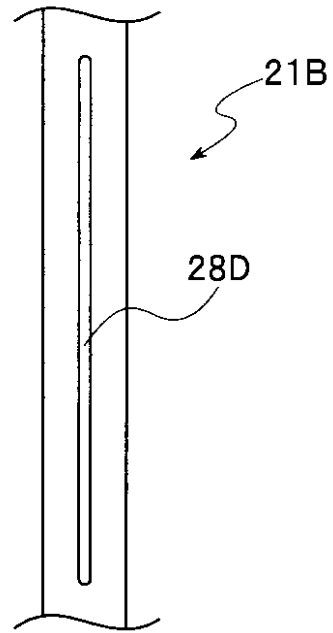
【図 13】



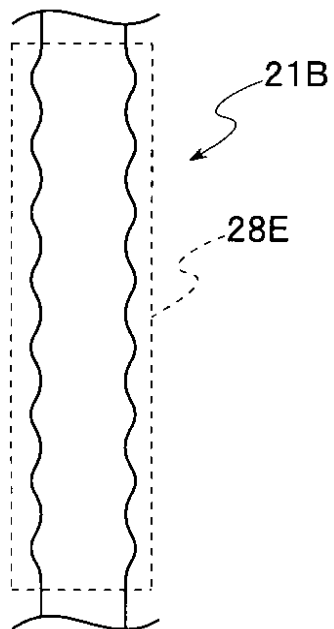
【図 14】



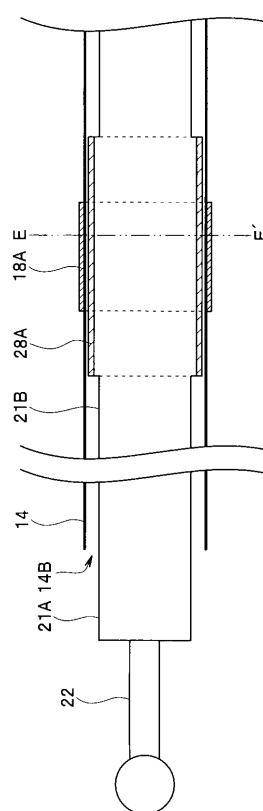
【図 15】



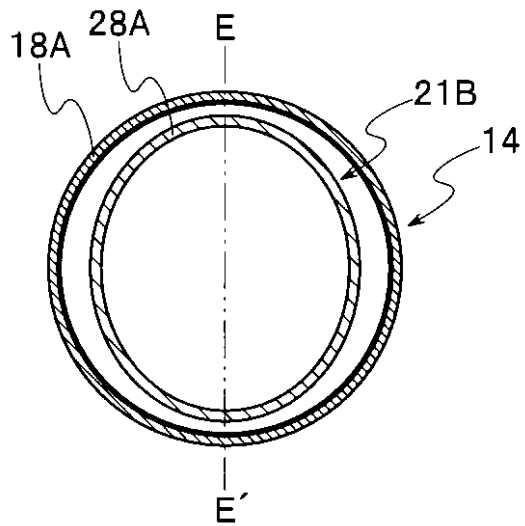
【図 16】



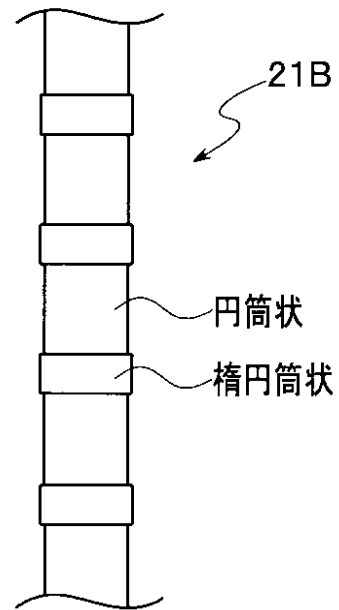
【図 17】



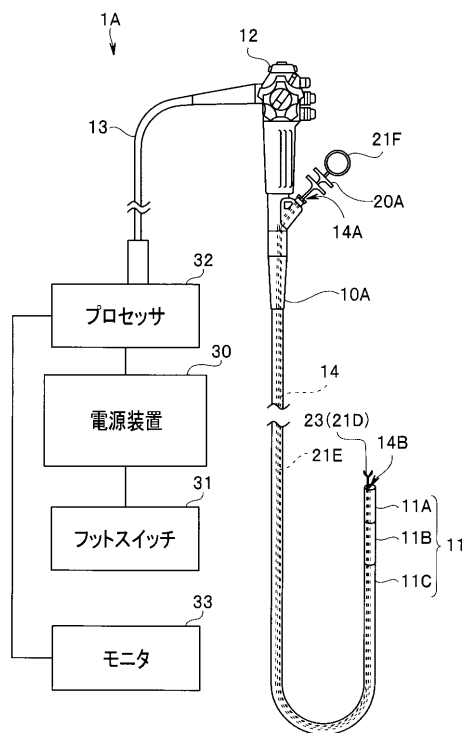
【図 18】



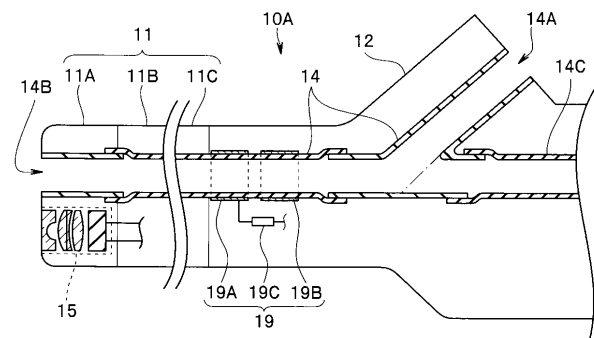
【図 19】



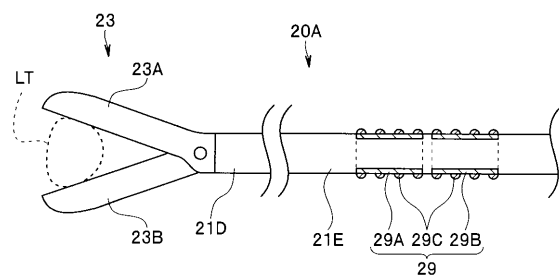
【図 20】



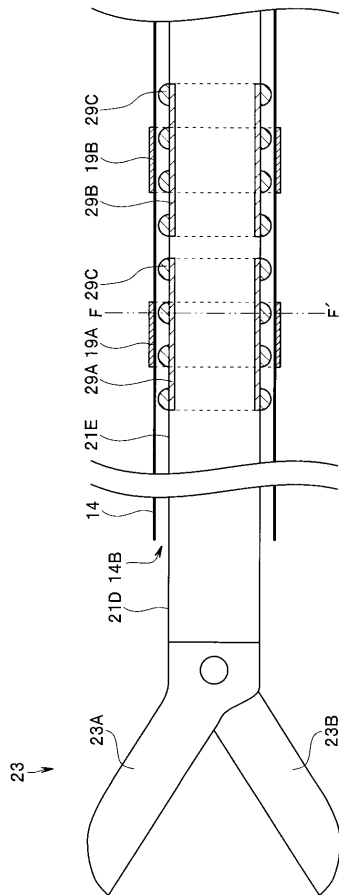
【図 21】



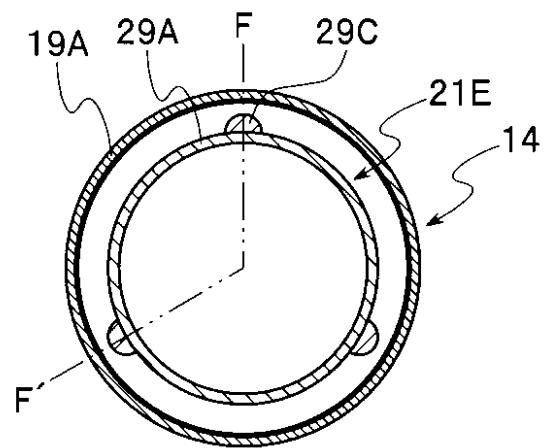
【図 22】



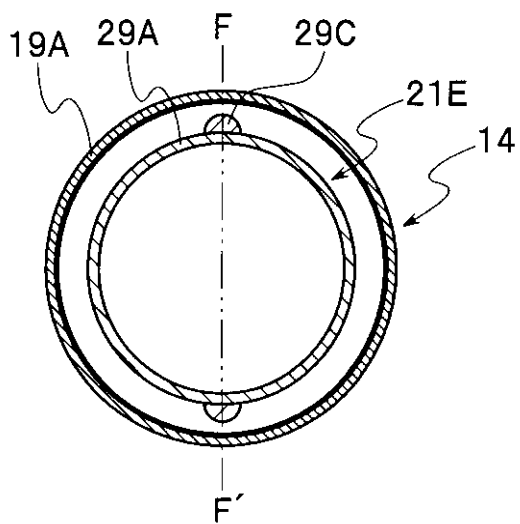
【図 2 3】



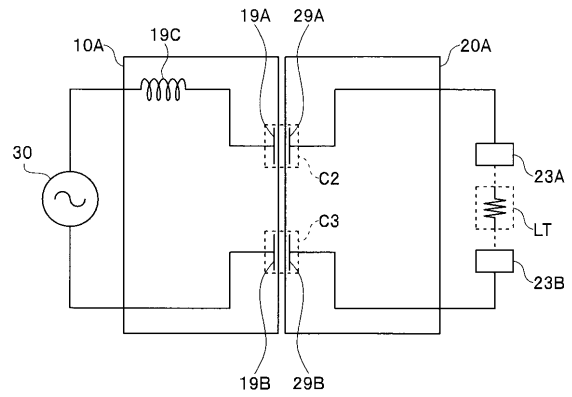
【図 2 4】



【図 2 5】



【図 2 6】



专利名称(译)	治疗仪器和医疗系统		
公开(公告)号	JP2015092898A	公开(公告)日	2015-05-18
申请号	JP2013232063	申请日	2013-11-08
[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	松井亮		
发明人	松井 亮		
IPC分类号	A61B1/00 A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B1/00009 A61B1/00029 A61B1/0051 A61B1/018 A61B1/045 A61B1/273 A61B18/12 A61B2018/00083 A61B2018/00595 A61B2018/00875		
FI分类号	A61B1/00.334.A A61B1/00.334.D A61B17/39 A61B1/00.622 A61B1/00.683 A61B1/018.511 A61B1/018.515 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK13 4C160/KK23 4C160/KK70 4C160/KL03 4C160/MM32 4C161/AA04 4C161/DD04 4C161/FF43 4C161/HH57		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
其他公开文献	JP6177095B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种处理工具等，该处理工具等能够在将设备插入内窥镜的通道中并使用时抑制操作性的下降，并且稳定无线电源中的电力供应状态。 解决方案：处理工具是一个要插入到内窥镜通道中的圆柱形插入部件，并且在插入部件的尖端布置有一个处理部件，以根据电源设备提供的高频功率进行处理。 截面和插入部的外周面，并且当将插入部插入通道中直到处理部从开口突出时，与从电源装置供给的高频电力相对应的AC电场被施加到通道的外周。 通过与在表面上产生的电力传输电极电容耦合而形成电容器的电力接收电极，在通道的纵向方向上的中心轴和在插入电力接收电极的位置处的插入部分的纵向方向上的中心轴之间的距离。 并且，位置限制部以使与（3）相对应的偏心量为一定以下的方式限制流路中的插入部的径向位置。 [选型图]图1

