

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6347851号
(P6347851)

(45) 発行日 平成30年6月27日 (2018. 6. 27)

(24) 登録日 平成30年6月8日 (2018. 6. 8)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 18/14 (2006. 01)

A 6 1 B 18/14

A 6 1 B 1/018 (2006. 01)

A 6 1 B 1/018 5 1 5

請求項の数 8 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2016-559709 (P2016-559709)
 (86) (22) 出願日 平成26年11月17日 (2014. 11. 17)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2014/080357
 (87) 国際公開番号 WO2016/079788
 (87) 国際公開日 平成28年5月26日 (2016. 5. 26)
 審査請求日 平成29年7月10日 (2017. 7. 10)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 100106909
 弁理士 棚井 澄雄
 (74) 代理人 100064908
 弁理士 志賀 正武
 (74) 代理人 100094400
 弁理士 鈴木 三義
 (74) 代理人 100086379
 弁理士 高柴 忠夫
 (74) 代理人 100139686
 弁理士 鈴木 史朗
 (74) 代理人 100161702
 弁理士 橋本 宏之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用エネルギー処置具及び内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡が備える処置具チャンネルに配された送電電極に対向することで容量結合する受電部を有する可撓性の処置具挿入部と、

前記処置具挿入部の先端側に配置され、前記受電部からの電力を用いてエネルギーによる処置を行う処置部と、

前記受電部から前記処置部までの間の前記処置具挿入部に前記処置具チャンネルと接触可能に配置され、前記処置具挿入部の移動に伴って前記処置具チャンネル内をクリーニングするクリーニング部と、

を備える内視鏡用エネルギー処置具。

10

【請求項 2】

前記クリーニング部は、前記処置具挿入部に対して間隔をあけて巻きつけられている請求項 1 に記載の内視鏡用エネルギー処置具。

【請求項 3】

前記クリーニング部は、複数配置される

請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡用エネルギー処置具。

【請求項 4】

前記クリーニング部は、前記受電部の少なくとも先端部を被覆するように配置される請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の内視鏡用エネルギー処置具。

【請求項 5】

20

前記クリーニング部は、前記受電部と相似形状を有し、前記受電部を被覆する箇所に配置される

請求項 4 に記載の内視鏡用エネルギー処置具。

【請求項 6】

前記クリーニング部は、高誘電材料で構成される

請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用エネルギー処置具。

【請求項 7】

前記クリーニング部は、前記受電部上と、前記受電部より前記処置具挿入部の先端側と、に配置される

請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の内視鏡用エネルギー処置具。

10

【請求項 8】

請求項 1 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用エネルギー処置具と、

可撓性を有する処置具チャンネル、及び前記処置具チャンネルの外周面に沿って配設され前記処置具チャンネル内に印加する交流電界を発生する送電部を有する内視鏡と、を備える内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡用エネルギー処置具及び内視鏡システムに関し、特に、エネルギー処置具に対して無線で給電を行う内視鏡用エネルギー処置具に関する。

20

【背景技術】

【0002】

内視鏡の処置具チャンネルを介して体腔内に挿入され、生体組織を処置する内視鏡用処置具には、操作の際に電力エネルギーを使用する処置具がある。例えば、特許文献 1 には、軟性内視鏡の処置具チャンネルを挿通して体内に挿入されるエネルギー処置具として、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。特許文献 1 に開示の高周波切開鉗子では、操作部に設けられた接続端子に高周波電源と導通されるケーブルが接続される。高周波切開具が生体組織の患部近傍に挿入された際、高周波切開具と対向するように体表面に対極板が設置され、高周波電源、高周波切開具、患部及び対極板が高周波電流の閉ループ経路を形成する。

30

【0003】

このように、従来のエネルギー処置具では、処置具に電力を供給するため、電源装置とエネルギー処置具とがケーブルを介して有線で接続されている。しかし、エネルギー処置具と電源装置とが有線で接続されていると、ケーブルが存在することによりエネルギー処置具の操作が煩雑となる。

【0004】

この問題を解決する方法として、特許文献 2 及び特許文献 3 には、エネルギー処置具への電力供給を無線で行う装置が開示されている。特許文献 2 及び特許文献 3 には、トロツカーに設けられた送電電極から、トロツ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て容量結合を介して電力を無線供給する装置が開示されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】米国特許第 7 8 2 4 4 0 7 号

【特許文献 2】米国特許第 6 1 8 7 0 0 2 号

【特許文献 3】米国特許第 6 2 0 6 8 7 5 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

内視鏡を使用した手術では、処置内容に応じて処置具チャンネルへの処置具の挿抜が頻

50

繁に行われる。例えば、特許文献 1 の高周波切開鉗子等の処置具は、内視鏡挿入部に対して進退可能に挿通されている。軟性内視鏡の処置具チャンネルは直径数ミリメートル程度と細く、処置具チャンネル及び処置具は可撓性を有して湾曲する。そのため、処置具を挿抜する際に、処置時に処置具先端に付着した体内の組織や、血液などの体液、体内から把持回収する組織サンプルなどが処置具チャンネル内面に付着する。特許文献 2 または特許文献 3 の装置において、送電電極と受電電極との間に処置具チャンネル内に侵入した異物や液体が存在すると、容量結合する送電電極と受電電極の間の誘電率が変わる。

【 0 0 0 7 】

送電電極と受電電極とで形成されるキャパシタの静電容量は、送電電極と受電電極との間の誘電率の変化に伴って変化する。したがって、誘電率の変化は、処置具への電力の伝送効率の低下や、伝送電力の設計値に対する変動等を引き起こす可能性があり、安定した電力供給の障害となる。

10

【 0 0 0 8 】

本発明は上記事情に鑑みて成されたものであり、無線給電方式のエネルギー処置具において、処置具に対して安定して電力を供給することができる内視鏡用エネルギー処置具及び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】

【 0 0 0 9 】

本発明の第一の態様に係る内視鏡用エネルギー処置具は、内視鏡が備える処置具チャンネルに配された送電電極に対向することで容量結合する受電部を有する可撓性の処置具挿入部と、前記処置具挿入部の先端側に配置され、前記受電部からの電力を用いてエネルギーによる処置を行う処置部と、前記受電部から前記処置部までの間の前記処置具挿入部に前記処置具チャンネルと接触可能に配置され、前記処置具挿入部の移動に伴って前記処置具チャンネル内をクリーニングするクリーニング部と、を備える。

20

【 0 0 1 0 】

本発明の第二の態様に係る内視鏡システムは、本発明に係る内視鏡用エネルギー処置具と、可撓性を有する処置具チャンネル、及び前記処置具チャンネルの外周面に沿って配設され前記処置具チャンネル内に印加する交流電界を発生する送電部を有する内視鏡と、を備える。

【発明の効果】

30

【 0 0 1 1 】

本発明の内視鏡用エネルギー処置具及び内視鏡システムによれば、内視鏡装置を介した処置具への無線電力供給を安定して行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【図 1】本発明の第一実施形態に係る内視鏡用エネルギー処置具を備える内視鏡システムの全体構成を示す図である。

【図 2】本発明の第一実施形態に係る内視鏡システムにおける内視鏡挿入部のうちの処置具チャンネル部分を示す断面図である。

【図 3】本発明の第一実施形態に係る内視鏡用エネルギー処置具の全体構成を示す図である。

40

【図 4】内視鏡挿入部に本発明の第一実施形態に係る内視鏡用エネルギー処置具が挿入された状態を示す断面図である。

【図 5】本発明の第一実施形態に係る内視鏡システムの等価回路図である。

【図 6】本発明の第一実施形態に係る内視鏡用エネルギー処置具の使用態様を示す模式図である。

【図 7】本発明の第一実施形態に係る内視鏡用エネルギー処置具の使用態様を示す模式図である。

【図 8】第一実施形態のクリーニング部の変形例を示す図であり処置具挿入部の軸線と直交する断面図である。

50

【図 9】第一実施形態のクリーニング部の変形例を示す図であり、処置具挿入部の軸線方向と直交する方向から見た図である。

【図 10】第一実施形態のクリーニング部の変形例を示す図であり、処置具挿入部の軸線方向と直交する方向から見た図である。

【図 11】第一実施形態のクリーニング部の変形例を示す図であり、処置具挿入部の軸線方向と直交する方向から見た図である。

【図 12】本発明の第二実施形態に係る内視鏡用エネルギー処置具の一部を一部断面で示す図である。

【図 13】本発明の第二実施形態に係る内視鏡用エネルギー処置具の使用態様を示す模式図である。

10

【図 14】本発明の第二実施形態に係る内視鏡用エネルギー処置具の変形例を示す部分断面図である。

【図 15】本発明の第三実施形態に係る内視鏡用エネルギー処置具を示す部分断面図である。

【図 16】本発明の第四実施形態に係る内視鏡用エネルギー処置具を処置具チャンネルに挿入した状態を示す部分断面図である。

【図 17】本発明の第四実施形態に係る内視鏡用エネルギー処置具を備える内視鏡システムの全体構成を示す図である。

【図 18】本発明の第四実施形態に係る内視鏡システムの等価回路図である。

【図 19】本発明の変形例の内視鏡システムの先端部の部分断面図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0013】

[第一実施形態]

以下、本発明の第一実施形態について、図 1 から図 5 を参照して説明する。

図 1 は、本実施形態に係る内視鏡用エネルギー処置具 10（以下、「エネルギー処置具」と称する。）を備える内視鏡システム 100 の全体構成を示す図である。

【0014】

図 1 に示すように、内視鏡システム 100 は、軟性内視鏡装置（以下、「内視鏡装置」と称する。）30 と、エネルギー処置具 10 と、対極板 50 とを備えている。内視鏡システム 100 は、内視鏡装置 30 に設けられた送電部（後述）と、エネルギー処置具 10 に設けられた受電部（後述）との容量結合を介して、導体による物理的接触（接続）なしに無線でエネルギー処置具 10 に電力供給を行う。

30

【0015】

内視鏡装置 30 は、内視鏡操作部 31、内視鏡挿入部 32、送電部 34、制御部 35、電源部 36、フットスイッチ 37、およびモニタ 38 を備える。本明細書では、内視鏡装置 30 において、内視鏡操作部 31 が設けられている側（操作者の手元側）を基端側と称し、内視鏡挿入部 32 が設けられている側を先端側と称して説明する。

【0016】

内視鏡操作部 31 は、操作者が内視鏡の操作や内視鏡挿入部 32 の操作等を行うための各種スイッチやつまみ等を備えている。

40

【0017】

内視鏡挿入部 32 は、可撓性を有して長尺に形成されており、基端部が内視鏡操作部 31 と接続されている。内視鏡挿入部 32 の先端には、体内の映像を取得する公知の内視鏡用観察装置や照明装置等が設けられている。

内視鏡挿入部 32 には、樹脂チューブなどで構成され可撓性を有し、エネルギー処置具 10 やその他の公知の処置具が挿入可能な処置具チャンネル 33 が設けられている。処置具チャンネル 33 は、内視鏡挿入部 32 に沿って形成され、一方が内視鏡挿入部 32 の先端面に開口し（先端開口 331）、他方が内視鏡操作部 31 の側部 311 に開口している。

【0018】

図 2 は、内視鏡挿入部 32 のうちの処置具チャンネル 33 部分を示す断面図である。送

50

電部 34 は、図 2 に示すように、内視鏡挿入部 32 内において処置具チャンネル 33 に沿って設けられている。送電部 34 は、電源部 36 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 341 と、送電電極 341 に直列接続されたインダクタ（後述）とを備える。

送電電極 341 は、処置具チャンネル 33 を周方向に覆うように設けられた例えば、長さ 15 cm 程度の円筒状の電極部材である。送電電極 341 は、処置具チャンネルの内視鏡操作部 31 の側部 311 の開口から内視鏡挿入部 32 の先端面の開口（先端開口 331）までの区間の少なくとも一部に設けられている。送電電極 341 の材料としては、例えば、銅などの導体を用いることができる。尚、送電電極 341 を、可撓性を有する内視鏡挿入部 32 に設ける場合は、送電電極も可撓性を有することが必要となるが、例えば、可撓性チューブである処置具チャンネル 33 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、可撓性を有する送電電極 341 を作製することができる。

10

送電電極 341 は絶縁性の樹脂で覆われており、処置具チャンネル 33 の内周面 332 には露出しておらず、送電電極 341 と処置具チャンネル 33 の内周面 332 との間には、樹脂等の絶縁性材料が存在している。

【0019】

図 1 に示すように、制御部 35 は、内視鏡操作部 31 に接続されている。制御部 35 は、内視鏡装置 30 の各部の動作を制御する信号を送信して内視鏡装置 30 全体の制御を行う。

電源部 36 は、制御部 35 に接続されている。内視鏡システム 100 においては、内視鏡装置 30 の駆動等に必要な電力、およびエネルギー処置具 10 の駆動に必要な電力が、電源部 36 から制御部 35 を介して供給される。

20

フットスイッチ 37 は、電源部 36 と接続され、電源部 36 における高周波電力等のエネルギー出力の ON / OFF 操作を行うために設けられている。操作者がフットスイッチ 37 を踏むと、エネルギー処置具 10 への通電が行われる。なお、本実施形態ではフットスイッチを採用しているが、エネルギー処置具への通電の ON / OFF 操作が可能であれば、いかなるスイッチを用いてもかまわない。

モニタ 38 には、内視鏡挿入部 32 の先端に設けた内視鏡用観察装置（不図示）で取得した画像が表示される。

【0020】

30

図 3 は、エネルギー処置具 10 の全体構成を示す図である。エネルギー処置具 10 は、図 1 に示すように患者 P の生体組織（処置対象部位 P1）に対し処置をするために用いられる。エネルギー処置具 10 は、処置具挿入部 11 と、処置部 12 と、処置具操作部 13 と、受電部 14 と、クリーニング部 15 とを備える。

【0021】

処置具挿入部 11 は、処置具チャンネル 33 に挿通可能な程度の可撓性を有し、長尺に形成されている。

処置部 12 は、処置具挿入部 11 の先端部に設けられている。処置部 12 としては、例えば、高周波ナイフ、鉗子、針など、電力エネルギーを用いて生体組織（処置対象部位 P1）に対して処置を行う公知の構成を適宜選択して採用することができる。本実施形態では、処置部 12 は高周波ナイフである。

40

【0022】

処置具操作部 13 は、処置具挿入部 11 の基端部に接続されている。処置具操作部 13 を操作することで、処置具チャンネル 33 に対して処置具挿入部 11 および処置部 12 を進退させることができる。

【0023】

受電部 14 は処置具挿入部 11 に設けられており、受電電極 141 を有し処置部 12 と図示しない配線で接続されている。受電電極 141 は、処置具挿入部 11 の外周面に沿って設けられた円筒状の電極であり、例えば、銅等の導電体を用いて形成されている。受電電極 141 は、例えば、送電電極 341 と同様に処置具挿入部 11 の外周面に金属膜を成

50

膜することで作製できる。金属膜で形成された受電電極 141 は可撓性を有している。受電電極 141 の外表面は、電気的な絶縁性を確保するために樹脂等の絶縁性材料で覆われている。

【0024】

図4は、内視鏡挿入部32にエネルギー処置具10が挿通された状態を示す断面図である。図4に示すように、処置具チャンネル33の先端開口331から処置部12が突出する位置まで処置具挿入部11が処置具チャンネル33に挿入されると、受電電極141と、処置具チャンネル33に設けられた送電電極341とが略対向する。

【0025】

受電電極141は、処置部12が処置具チャンネル33の先端開口331から突出したときに、送電電極341と少なくとも一部が対向可能な位置にあれば良い。したがって、受電電極141は、処置具挿入部11の長さ方向における少なくとも一部に設けられていればよい。ただし、処置部12は、処置に際して処置具チャンネル33内を数センチメートル程度進退されることがあるため、処置の際に処置部12が処置具チャンネル33に対して進退されても、送電電極341の長手方向全ての範囲が常に受電電極141と対向するように送電電極及び受電電極を構成することが好ましい。そのため、受電電極141の軸線方向の長さは、送電電極341の軸線方向の長さよりも数センチメートル長く設けることが好ましい。

【0026】

クリーニング部15は、図3及び図4に示すように、処置具挿入部11の外周部に設けられている。このクリーニング部15は本実施形態において、受電部14よりも先端側に設けられている。

本実施形態において、クリーニング部15は、処置具挿入部11の周方向にわたって処置具挿入部11の径方向外側に突出するように設けられている。クリーニング部15の処置具挿入部11の外周面からの突出長さは、処置具挿入部11の進退動作によりクリーニング部15が送電部34と対向する位置に配置されたときに、クリーニング部15の少なくとも外周縁部が処置具チャンネル33の内周面332と接触するように設定される。つまり、クリーニング部15は、処置具チャンネル33の内径以上の外径を持ち、少なくとも処置具チャンネル33の内径に沿う形状に変形可能な弾性部材で構成される。

【0027】

クリーニング部15は、処置具挿入部11の外周部と一体に形成されてもよいし、処置具挿入部11の外周に別部材を取り付けて形成されてもよい。本実施形態のクリーニング部15は、処置具挿入部11を形成するポリテトラフルオロエチレン（PTFE）等の樹脂の一部を凸形状に加工することにより、処置具挿入部11の外周部と一体に形成されている。処置具挿入部11の外周に別部材を取り付けてクリーニング部を形成する場合は、例えば、軟性ゴム、ウレタンスポンジ等の柔軟性を有する材質のリング状の別部材を、処置具挿入部11の外周面に接着材等により取り付けるなどすればよい。

【0028】

図1に示すように、対極板50は、電源部36に接続されており、患者Pの体表面に貼り付けられたり、ベッドに設置されたりして患者Pの体表面に接触するように配置される。すなわち、本実施形態のエネルギー処置具10は、処置部12が患者Pの処置対象部位P1に接触すると、患者Pを介して対極板50との間で通電し、処置を行うモノポーラ（単極子型）の処置具である。

【0029】

上記のように構成された本実施形態に係る内視鏡システム100の使用時の動作について説明する。

まず、操作者は、内視鏡操作部31の側部311の開口からエネルギー処置具10を挿入する。操作者は、処置具チャンネル33の先端開口331から処置部12が突出するまで、処置具チャンネル33に対して処置具挿入部11を前進させる。このとき、まずクリーニング部15が処置具チャンネル33内に設けられた送電部34に近づく。処置具挿入部

10

20

30

40

50

11の前進に伴い、処置具チャンネル33の内周面332のうちの送電電極341が配置されている領域をクリーニング部15が摺動して通過する。これにより、仮に、送電電極341付近の処置具チャンネル33の内周面332に埃等の異物が付着していた場合でも、異物はクリーニング部15により先端側へ押し出される。

先端開口33aから処置部12が突出すると、図4に示すように、受電部14と送電部34とが、絶縁性材料を挟んで対向する。このとき、クリーニング部15により受電部14と送電部34との間には異物が存在しない状態が確保されている。

【0030】

図5は、受電部14と送電部34とが対向した状態における内視鏡システム100の等価回路図である。受電部14と送電部34とが対向した状態では、送電電極341と受電電極141とが対向配置されるため、これらの2つの電極間の容量結合によりキャパシタC1が形成される。送電部34は送電電極341と、送電電極341と直列接続されたインダクタ342とで構成されており、インダクタ342はキャパシタC1とLC共振回路を構成している。処置対象部位P1に処置部12を接触させた状態で、操作者がフットスイッチ37(図1)を操作すると、電源部36から高周波電力が送電部34に供給される。高周波電力はキャパシタC1を経由して処置部12に流れ、処置対象部位P1を通過して対極板50に流れる。これにより、処置部12を用いて処置対象部位P1に処置を行うことができる。すなわち、送電部34と受電部14との間の導体による物理的接触(接続)なしに無線でエネルギー処置具10に電力供給が行われ、処置を行うことができる。

【0031】

電源部36から供給する高周波電力の周波数は、100kHz程度から100MHz程度を設定可能である。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。キャパシタC1と送電部34のインダクタ342とで構成されるLC共振回路の共振周波数は、電源部36から供給される高周波電力の周波数と一致するように構成することで送電部から受電部に効率的に電力を供給することができる。なお、内視鏡装置30もしくは電源部36にインピーダンスマッチング回路を設けて、電源部の出力インピーダンスと図5に示す回路の入力インピーダンスとのマッチングを行い、電源部から図5に示す回路への電力入力効率を高くしてもよい。

【0032】

処置対象部位P1の処置を行うにあたり、処置の内容に応じて順次最適な処置具を用いるべく、エネルギー処置具10が交換される。交換のためにエネルギー処置具10を処置具チャンネル33から抜去する際、処置部12や処置具挿入部11に付着した体液や組織等が、異物として処置具チャンネル33の内面に付着することがある。図6に示すように、処置具チャンネル33の内周面332のうち送電部34が設けられた範囲に異物Xが付着すると、その異物の付着状態(付着面積、付着量、付着物の種類)によって、送電部34と受電部14が対向したときに形成されるキャパシタC1の容量が変動する。しかし、本実施形態に係る内視鏡システム100では、新たに挿入されるエネルギー処置具(以下、「交換エネルギー処置具」と称する。)にもクリーニング部が設けられている。したがって、交換エネルギー処置具を処置具チャンネル33に挿入すると、上述したと同様の動作により、図7に示すように、交換エネルギー処置具10Aに設けられたクリーニング部15が、送電部34が設けられた範囲の内周面332から異物Xを押し出して除去する。その後、交換エネルギー処置具10Aの受電部14と送電部34とが対向してキャパシタC1が成立する。

【0033】

このように、内視鏡システム100では、使用していたエネルギー処置具10を抜去する際に異物Xが処置具チャンネル33の内周面332に付着しても、付着した異物Xは、その後挿入される交換エネルギー処置具10Aのクリーニング部15により、少なくとも送電部34が設けられた範囲からは除去される。したがって、処置にあたってエネルギー処置具が頻回に交換される等の場合でも、送電部34と受電部14との間には常に異物が存在しな

10

20

30

40

50

い状態が確保され、電源部 3 6 から見た送電部 3 4 及び受電部 1 4 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エネルギー処置具 1 0 への伝送電力の変動を抑制することができ、内視鏡装置 3 0 からエネルギー処置具 1 0 へ安定した無線給電が可能となる。

【 0 0 3 4 】

以上説明したように、エネルギー処置具 1 0 を備えた本実施形態の内視鏡システム 1 0 0 によれば、クリーニング部 1 5 を備えることで、常に安定した無線給電を行うことができる。

また、エネルギー処置具 1 0 には、給電のためにケーブル等の電気配線を接続する必要がないため、エネルギー処置具の操作性が向上する。

さらに、クリーニング部 1 5 が受電部 1 4 よりも先端側に配置されているため、エネルギー処置具 1 0 を処置具チャンネル 3 3 に挿入すると、受電部 1 4 が送電部 3 4 と対向する前に、必ずクリーニング部 1 5 が送電部 3 4 近傍の処置具チャンネル 3 3 の内周面 3 3 2 と接触しながら摺動する。したがって、処置に伴い電源部 3 6 から送電部に高周波電力を供給する前に、送電部 3 4 と受電部 1 4 との間の異物を確実に除去できる。すなわち、操作者は、エネルギー処置具 1 0 を挿入するだけで処置具チャンネル 3 3 内の送電電極 3 4 1 付近の異物を、クリーニング部 1 5 により自動的に除去することが可能であり、異物を除去するための特別な作業等が必要ない。これにより内視鏡システム 1 0 0 の使用性を向上させることができる。

【 0 0 3 5 】

本実施形態において、クリーニング部 1 5 は、処置具挿入部 1 1 の外周面の全周にわたって設けられる構成に限定されない。図 8 から図 1 1 に、クリーニング部の構成が異なるエネルギー処置具の変形例を示す。図 8 から図 1 1 は、第一実施形態のクリーニング部の変形例を示す図であり、処置具挿入部 1 1 の軸線と直交する断面図である。

【 0 0 3 6 】

図 8 に示す変形例では、処置具挿入部 1 1 の外周面から径方向外側に突出する細長い樹脂突起 1 5 1 を処置具挿入部 1 1 の周方向に複数配置したブラシ型のクリーニング部 1 5 B を設けている。

この他、図示は省略するが、処置具挿入部 1 1 の周方向且つ径方向外側に延びる薄い平板状の弁体からなるクリーニング部等、処置具チャンネル 3 3 の内周面 3 3 2 に当接して摺動可能な構成であれば特に制限なく採用可能である。

【 0 0 3 7 】

図 9 に示す変形例では、クリーニング部 1 5 C を構成する帯状の凸部が、処置具挿入部 1 1 の外周面に螺旋状に巻回するように設けられている。

図 1 0 に示す変形例では、リング状のクリーニング部 1 5 D が、処置具挿入部 1 1 の長軸方向に間隔を有して 3 つ並べて設けられている。

図 1 1 に示す変形例のクリーニング部 1 5 E は、処置具挿入部 1 1 の周方向に間隔を有する複数の凸部を有し、これを図 1 0 に示す変形例と同様に、処置具挿入部 1 1 の長軸方向に間隔を有して 3 列設けている。図 1 1 に示す変形例では、処置具挿入部 1 1 の周方向における凸部の間隔の位相を長軸方向の各列でずらすと、クリーニング部 1 5 E 全体として処置具チャンネルの内周面全体と接触するため好ましい。図 9、図 1 0 及び図 1 1 に示す変形例では、処置具挿入部 1 1 の長軸方向のクリーニング部の長さが増すため、挿入時の異物除去の効果を大きく、かつ、クリーニング部が処置具挿入部 1 1 の外周面に一定の間隔を持つか、複数に分割されて配置されているためクリーニング部の長さが増した場合であっても処置具挿入部 1 1 の可撓性を妨げることがない。この他、上述した変形例の構成を適宜組み合わせさせてクリーニング部が構成されてもよい。

【 0 0 3 8 】

また、本実施形態では、送電電極 3 4 1 及び受電電極 1 4 1 が絶縁性の樹脂で覆われる構成を例示した。しかし、送電電極 3 4 1 と受電電極 1 4 1 とが対向した位置にあるときに送電電極 3 4 1 と受電電極 1 4 1 との間の絶縁が保たれていれば容量結合が可能である

。そのため、送電電極、および受電電極の少なくとも一方の表面が絶縁性の素材で覆われていれよい。

【 0 0 3 9 】

また、本実施形態では、インダクタ 3 4 2 は送電部 3 4 に配置されているが、配置場所はここに限られるものではなく、受電部 1 4 の受電電極 1 4 1 に接続されるように配置して、キャパシタ C 1 を含む LC 共振回路を形成しても良い。また、インダクタ 3 4 2 が存在しない場合、すなわち、キャパシタ C 1 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、前述した例と略同様の作用効果を発揮することができる。

【 0 0 4 0 】

[第二実施形態]

本発明の第二実施形態について、図 1 2 及び図 1 3 を参照して説明する。以下に説明する実施形態において、上述した第 1 実施形態に係るエネルギー処置具の構成要素と機能あるいは構造の点において同様である構成要素には、上記実施形態と同一符号が付されており、上記実施形態と重複する説明は省略される。

【 0 0 4 1 】

図 1 2 は、本実施形態に係るエネルギー処置具 2 1 0 の一部を一部断面で示す図である。図 1 3 は、エネルギー処置具 2 1 0 の使用態様を示す模式図である。本実施形態に係るエネルギー処置具 2 1 0 は、クリーニング部 2 1 5 の構成が第一実施形態と異なる。すなわち、図 1 2 に示すように、クリーニング部 2 1 5 は、処置具挿入部 1 1 の外周面であって、受電電極 1 4 1 が設けられている面の全域に設けられており、受電電極 1 4 1 全体を覆っている。クリーニング部 2 1 5 は、受電電極 1 4 1 と略等しい面積を有する軟性の樹脂からなる筒状部材を、受電電極 1 4 1 を覆うように処置具挿入部 1 1 に装着して構成されている。

【 0 0 4 2 】

本実施形態のエネルギー処置具 2 1 0 によれば、第一実施形態と同様の効果を奏する。さらに、クリーニング部 2 1 5 が受電電極 1 4 1 表面を被覆するように設けられているため、図 1 3 に示すように、受電電極 1 4 1 が送電電極 3 4 1 と対向する位置に配置されたときに、受電電極 1 4 1 と送電電極 3 4 1 との間にクリーニング部 2 1 5 が存在し、隙間が存在しない。その結果、処置具チャンネル 3 3 の内周面 3 3 2 から異物 X が除去された後に、受電電極 1 4 1 と送電電極 3 4 1 との間に異物が付着することを抑制できる。

【 0 0 4 3 】

本実施形態において、クリーニング部は、処置具挿入部 1 1 を構成する樹脂のうち、受電電極 1 4 1 を覆う部分の樹脂を、径方向外側に突出するように厚く形成することにより、処置具挿入部 1 1 と一体に形成してもよい。

また、高誘電材料を用いてクリーニング部を構成すると、送電電極 3 4 1 と、受電電極 1 4 1 とで形成されるキャパシタ C 1 の容量を増加させることができる。キャパシタ C 1 の容量が増加すると、処置に際して処置部 1 2 を含む配線経路で発生する可能性のある寄生容量の変動の影響を受けにくくなり、より安定した電力伝送が可能となる。また、キャパシタ C 1 に発生する電圧を下げることができるため、装置の絶縁性の確保がより容易になる。高誘電材料としては、例えば、比誘電率が $\epsilon_r = 2.1$ であるポリテトラフルオロエチレン (P T F E) などのフッ素樹脂、比誘電率が $\epsilon_r = 3 \sim 4$ であるシリコンゴム、比誘電率が $\epsilon_r = 6 \sim 7$ であるフッ素ゴム等が挙げられる。

【 0 0 4 4 】

本実施形態の変形例の断面図を図 1 4 に示す。図 1 4 に示す例では、受電電極 1 4 1 A は、スパイラル型の形状を有している。すなわち、受電電極 1 4 1 A は、薄い平板且つ帯状の導体を処置具挿入部 1 1 の外周の直径と略等しい大きさで螺旋状に巻いて形成されている。クリーニング部 2 1 5 A は、受電電極 1 4 1 A と相似形状の薄い平板且つ帯状の絶縁性の軟性樹脂を、受電電極 1 4 1 A 全体を覆うように螺旋状に巻いて設けられている。

【 0 0 4 5 】

本変形例によれば、第二実施形態と同様の効果を奏する。さらに、本変形例のように、

10

20

30

40

50

受電電極 1 4 1 A 及びクリーニング部 2 1 5 A をスパイラル型にすると、受電電極 1 4 1 A 及びクリーニング部 2 1 5 A が処置具挿入部 1 1 の湾曲に追従し易い。その結果、処置具挿入部 1 1 及び処置具挿入部 1 1 が挿入された内視鏡挿入部 3 2 の可撓性を妨げることがなく、好適に操作を行うことができる。さらに、本変形例のような受電電極 1 4 1 A 及びクリーニング部 2 1 5 A を採用することにより、万が一、異物があっても、クリーニング部 2 1 5 A における間隙、すなわち処置具チャンネル 3 3 の内周面 3 3 2 のうちの受電電極 1 4 1 A が設けられていない部分に取り込まれ、受電電極 1 4 1 A と送電電極 3 4 1 との間に異物が付着することを防ぐことができる。

【 0 0 4 6 】

本実施形態のクリーニング部 2 1 5 は、必ずしも受電電極 1 4 1 A の全面を覆う必要は無く、少なくとも受電電極 1 4 1 A の先端部を含む外周部を覆う形状であればよい。

【 0 0 4 7 】

[第三実施形態]

第三実施形態について、図 1 5 を参照して説明する。図 1 5 は、本実施形態に係るエネルギー処置具 3 1 0 を示す部分断面図である。エネルギー処置具 3 1 0 のクリーニング部 3 1 5 は、第一実施形態のクリーニング部 1 5 と第二実施形態のクリーニング部 2 1 5 とを処置具挿入部 1 1 の軸線方向に有する。このように、受電電極 1 4 1 の外周部及び先端側の二箇所にクリーニング部 1 5、2 1 5 が配置されることにより、より確実に異物 X を除去することが可能であり、無線給電性能の更なる安定を図ることができる。

【 0 0 4 8 】

[第四実施形態]

上述した各実施形態はいずれもモノポーラ処置具を備える内視鏡システムであったが、本実施形態はバイポーラ処置具を備える内視鏡システムである。本発明の第四実施形態に係るエネルギー処置具 4 1 0 について図 1 6 及び図 1 7 を参照して説明する。図 1 6 は、エネルギー処置具 4 1 0 を処置具チャンネル 3 3 に挿入した状態を示す部分断面図である。図 1 7 は、エネルギー処置具 4 1 0 を備える内視鏡システム 1 0 1 の全体構成を示す図である。図 1 7 に示すように、内視鏡システム 1 0 1 は、内視鏡装置 4 3 0 と、エネルギー処置具 4 1 0 とを備える。

【 0 0 4 9 】

エネルギー処置具 4 1 0 はバイポーラ（双極子型）の処置具である。エネルギー処置具 4 1 0 は、図 1 6 に示すように、処置部 4 1 2 として、一对の鉗子片 4 1 2 A、4 1 2 B を有する鉗子を備える。

【 0 0 5 0 】

図 1 7 に示すように、内視鏡装置 4 3 0 は、送電部 4 3 4 に第一送電電極 4 3 4 1 及び第二送電電極 4 3 4 2 の二つの送電電極を備える。図 1 6 に示すように、エネルギー処置具 4 1 0 の受電部 4 1 4 には、第一受電電極 4 1 4 1 及び第二受電電極 4 1 4 2 の二つの受電電極を備える。

図 1 6 に示すように、処置具チャンネル 3 3 の先端開口 3 3 1 から処置部 4 1 2 が突出する位置まで処置具挿入部 1 1 が処置具チャンネル 3 3 に挿入されると、第一受電電極 4 1 4 1 と第一送電電極 4 3 4 1 とが略対向し、かつ第二受電電極 4 1 4 2 と第二送電電極 4 3 4 2 とが略対向する。

【 0 0 5 1 】

図 1 8 は、受電部 4 1 4 と送電部 4 3 4 とが対向した状態における内視鏡システム 1 0 1 の等価回路図である。第一受電電極 4 1 4 1 は、配線により処置部 4 1 2 の鉗子片のうちの一方（第一鉗子片 4 1 2 A）と接続されている。第二受電電極 4 1 4 2 も同様に、処置部 4 1 2 のうちの他方（第二鉗子片 4 1 2 B）と接続されている。内視鏡システム 1 0 1 では、第一送電電極 4 3 4 1 と第一受電電極 4 1 4 1 とで第一キャパシタ C 2 を構成し、第二送電電極 4 3 4 2 と第二受電電極 4 1 4 2 とで第二キャパシタ C 3 を構成する。操作者がフットスイッチ 3 7 を踏んで電源部 3 6 からの電力供給を行うと、第一キャパシタ C 2 と、第一鉗子片 4 1 2 A と、第二鉗子片 4 1 2 B と、第二キャパシタ C 3 とを介して

10

20

30

40

50

高周波電流が流れ、第一鉗子片 4 1 2 A と、第二鉗子片 4 1 2 B とに挟まれた組織を処置することができる。本実施形態のクリーニング部 1 5 は、エネルギー処置具 4 1 0 の挿入部の外周部に設けられている。このクリーニング部 1 5 は、図 1 6 に示した形状、配置に限らず、上述した他の各実施形態と同様の構成を適用することが可能である。

【 0 0 5 2 】

本実施形態の内視鏡システム 1 0 1 においても、上述した各実施形態と同様に、安定した給電が実現できる。本発明は、バイポーラ処置具を備えた内視鏡システムにおいても好適に適用可能である。

【 0 0 5 3 】

以上、本発明の各実施形態を説明したが、本発明の技術範囲は上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において各実施形態における構成要素の組み合わせを変えたり、各構成要素に種々の変更を加えたり、削除したりすることが可能である。

【 0 0 5 4 】

例えば、図 1 9 に示すように、処置具チャンネル 3 3 のうち、送電電極 3 4 1 が配置されている部分 3 3 3 のチャンネルが縮径されるように形成してもよい。このように構成すると、送電部 3 4 が配置されている部分 3 3 3 のみにおいてクリーニング部 1 5 を処置具チャンネル 3 3 に対して接触させることができ、上記部分 3 3 3 以外における摺動抵抗を小さくできる。そのため、処置具挿入部 1 1 の処置具チャンネル 3 3 に対する挿入方向の移動（挿抜）や回転操作に伴う摩擦が低減され、処置時におけるエネルギー処置具 5 1 0 の操作性が良くなる。また、操作者が、クリーニング部 1 5 が送電電極 3 4 1 に到達したことを処置具操作部 1 3 に伝わる感触により認識することができる。

【 0 0 5 5 】

本発明は前述した説明によって限定されることはなく、添付のクレームの範囲によってのみ限定される。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 5 6 】

本発明によれば、処置具に対してより安定して無線で電力を供給することができる内視鏡用エネルギー処置具及び内視鏡システムが得られる。

【符号の説明】

【 0 0 5 7 】

1 0、2 1 0、3 1 0、4 1 0、5 1 0 内視鏡用エネルギー処置具

1 0 A 交換エネルギー処置具（内視鏡用エネルギー処置具）

1 1 処置具挿入部

3 0、4 3 0 内視鏡装置（内視鏡）

3 3、3 3 3 処置具チャンネル

1 2、4 1 2 処置部

1 4、4 1 4 受電部

1 5、1 5 B、1 5 C、1 5 D、1 5 E、2 1 5、3 1 5、5 1 5 クリーニング部

3 4、4 3 4 送電部

3 4 1 送電電極

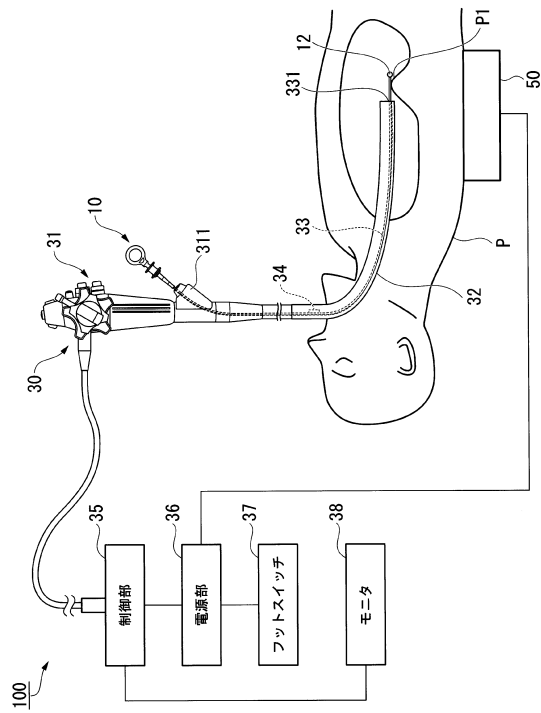
10

20

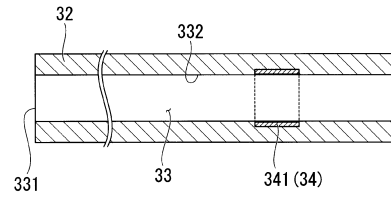
30

40

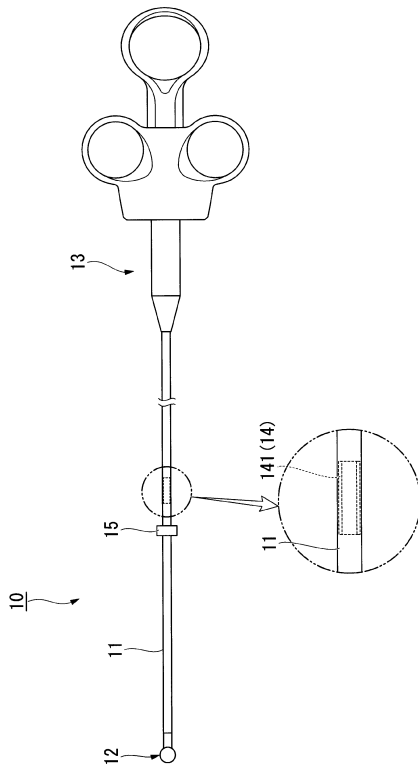
【図 1】



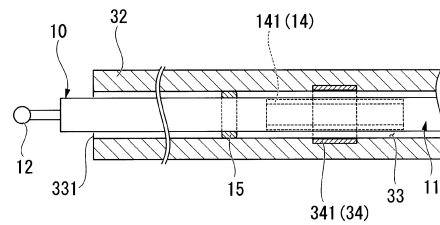
【図 2】



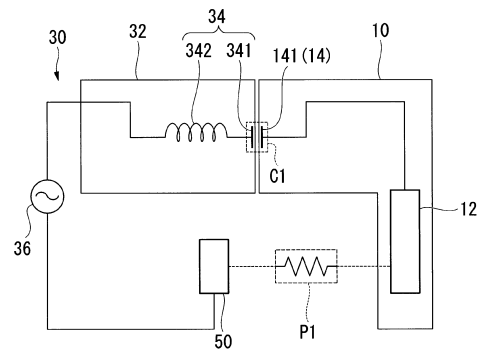
【図 3】



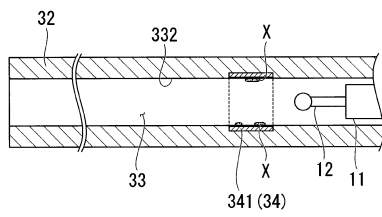
【図 4】



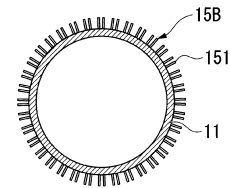
【図 5】



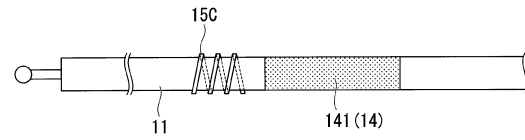
【図 6】



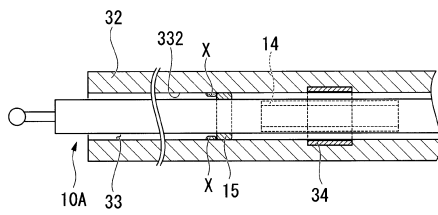
【図 8】



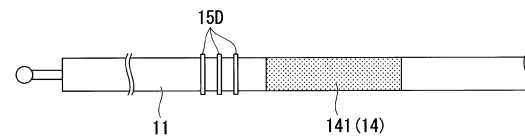
【図 9】



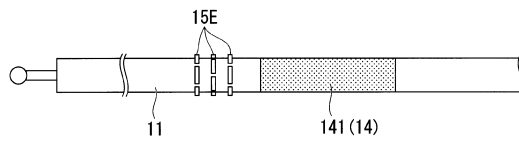
【図 7】



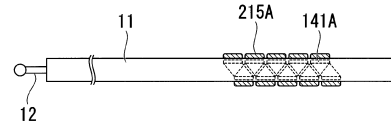
【図 10】



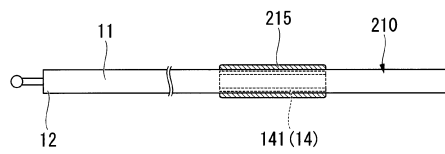
【図 11】



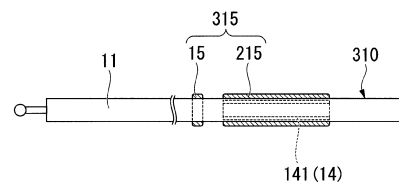
【図 14】



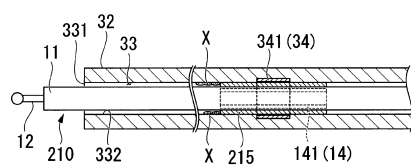
【図 12】



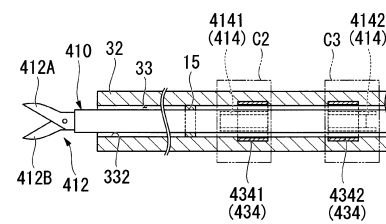
【図 15】



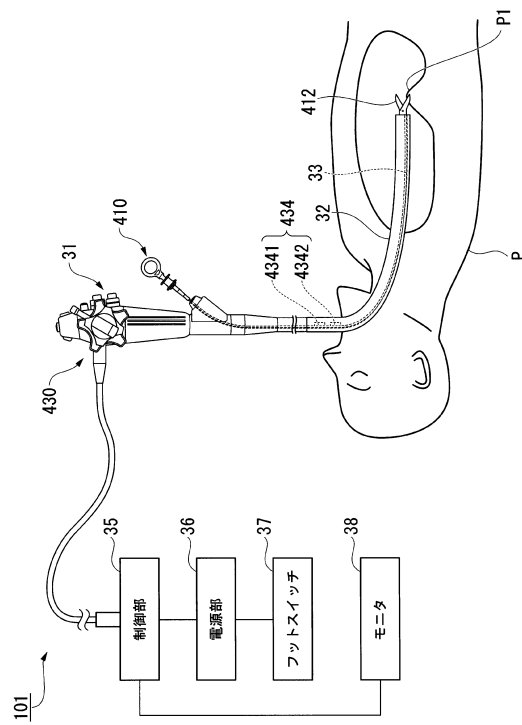
【図 13】



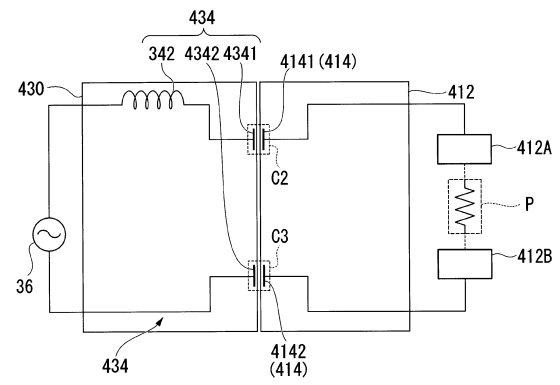
【図 16】



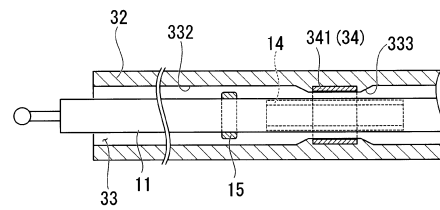
【図 17】



【図 18】



【図 19】



フロントページの続き

(72)発明者 松井 亮
東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内

審査官 木村 立人

(56)参考文献 特開平11-99158(JP,A)
特開平11-128241(JP,A)
特開平7-194610(JP,A)
特表2002-523131(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	1/00	—	1/32
A61B	17/00	—	18/28
A61B	90/70		
B08B	1/00	—	1/04
H02J	50/05		

专利名称(译)	内窥镜和内窥镜系统的能量处理仪器		
公开(公告)号	JP6347851B2	公开(公告)日	2018-06-27
申请号	JP2016559709	申请日	2014-11-17
[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		
当前申请(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	A61B18/14 A61B1/018		
CPC分类号	A61B18/1482 A61B1/018 A61B17/3476 A61B18/12 A61B18/1442 A61B18/1492 A61B90/70 A61B2018/00601 A61B2018/00976 A61B2090/701 A61B2576/00		
FI分类号	A61B18/14 A61B1/018.515		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
其他公开文献	JPWO2016079788A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜能量处理器具 (10) 具有可挠性的处理器具插入部 (11)。治疗部件插入部 (11) 具有受电电极 (141)。功率接收电极 (141) 的外表面是绝缘的 它覆盖着材料。受电电极 (141) 设置在处理器具插入部 (11) 的前端部， 它通过接线与磨损的治疗部件 (12) 连接。处理器具插入部 (11) 的外周部， 有一个清洁部分 (15)。清洁部 (15) 由弹性部件构成 并且具有与内窥镜装置 (30) 的处置器械通道 (33) 的内径相同或比其更大的外径。当操作者将处理器具插入部 (11) 插入到处理器具通道 (33) 中时， 奶油 滑动部15在处理器具通道33内滑动， 其内周面332， (X) 粘附在治疗器械通道 (33) 上。获得电力 极 (141) 具有沿圆周方向覆盖处理器具通道 (33) 的动力传输电极 (341) 和动力传输电极 并通过电容耦合形成电容器 (C1)。高频电源 (C1) 和治疗部 (12) 对患者 (P) 它提供。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6347851号 (P6347851)
(45) 発行日 平成30年6月27日 (2018. 6. 27)	(24) 登録日 平成30年6月8日 (2018. 6. 8)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 18/14 (2006.01) A 6 1 B 1/018 (2006.01)	F I A 6 1 B 18/14 A 6 1 B 1/018 5 1 5	
請求項の数 8 (全 15 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-559709 (P2016-559709)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地	
(86) (22) 出願日 平成26年11月17日 (2014.11.17)		
(86) 国際出願番号 PCT/JP2014/080357		
(87) 国際公開番号 W02016/079788	(74) 代理人 100106909 弁理士 櫻井 澄雄	
(87) 国際公開日 平成28年5月26日 (2016. 5. 26)	(74) 代理人 100064908 弁理士 志賀 正武	
審査請求日 平成29年7月10日 (2017. 7. 10)	(74) 代理人 100094400 弁理士 鈴木 三義	
	(74) 代理人 100086379 弁理士 高柴 忠夫	
	(74) 代理人 100139686 弁理士 鈴木 史朗	
	(74) 代理人 100161702 弁理士 橋本 宏之	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡用エネルギー処置器具及び内視鏡システム		