

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-2410

(P2016-2410A)

(43) 公開日 平成28年1月12日 (2016.1.12)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/28 (2006.01)	A 6 1 B 17/28 3 1 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 2 0	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	
	A 6 1 B 1/00 3 3 4 A	

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2014-126229 (P2014-126229)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成26年6月19日 (2014. 6. 19)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100118913
			弁理士 上田 邦生
		(74) 代理人	100112737
			弁理士 藤田 考晴
		(72) 発明者	山村 菜穂子
			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	岸 宏亮
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		Fターム (参考)	4C160 GG24 GG29 GG30 MM32 NN03
			NN09 NN10
			4C161 FF43 GG15 HH57

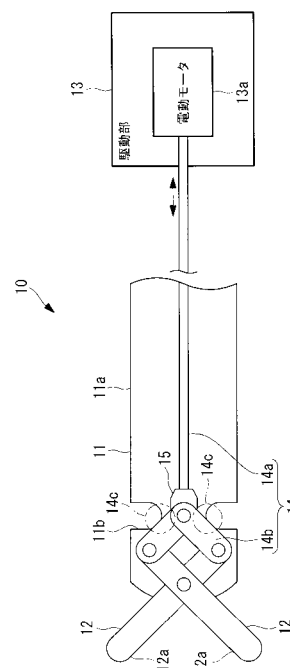
(54) 【発明の名称】 鉗子装置および手術システム

(57) 【要約】

【課題】 外部からの高周波電流の供給によって高周波止血鉗子としても好適に使用することができる。

【解決手段】 細長い胴部と、該胴部の先端に設けられ、少なくとも一方が導電性を有し、相対的に開閉可能な一对の把持片12と、胴部の基端に設けられ、動力を出力する動力出力部13aと、一对の把持片12と動力出力部13aとを接続し、該動力出力部13aが出力する動力を一对の把持片12の相対的な開閉動作に変換する動力変換機構14と、該動力変換機構14を介して一对の把持片12と動力出力部13aとを接続する経路上に設けられ、一对の把持片12と動力出力部13aとを電気的に絶縁する絶縁部材15とを備える鉗子装置を提供する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

細長い胴部と、

該胴部の先端に設けられ、少なくとも一方が導電性を有し、相対的に開閉可能な一对の把持片と、

前記胴部の基端に設けられ、動力を出力する動力出力部と、

前記一对の把持片と前記動力出力部とを接続し、該動力出力部が出力する動力を前記一对の把持片の相対的な開閉動作に変換する動力変換機構と、

該動力変換機構を介して前記一对の把持片と前記動力出力部とを接続する経路上に設けられ、前記一对の把持片と前記動力出力部とを電氣的に絶縁する絶縁部材とを備える鉗子装置。

10

【請求項 2】

前記絶縁部材が、前記動力変換機構を構成する複数の部品のうちの少なくとも 1 つである請求項 1 に記載の鉗子装置。

【請求項 3】

前記動力変換機構が、

前記胴部内に長手方向に沿って配置され、前記動力出力部が出力する動力によって前記長手方向に直線運動する操作ワイヤと、

該操作ワイヤと前記一对の把持片とを接続し、前記操作ワイヤの直線運動を前記一对の把持片の相対的な開閉動作に変換するリンク機構とを備え、

20

前記絶縁部材が、前記操作ワイヤと前記リンク機構との間に設けられ、前記操作ワイヤと前記リンク機構とを連結している請求項 1 に記載の鉗子装置。

【請求項 4】

前記絶縁部材が、電気絶縁体から形成された他方の前記把持片であり、

前記動力変換機構が、前記他方の把持片に接続され、該他方の把持片を前記一方の把持片に対して開閉動作させる請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の鉗子装置。

【請求項 5】

前記胴部が、前記動力変換機構を収容するとともに電気絶縁性を有する筒状のシースを備える請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の鉗子装置。

【請求項 6】

30

前記シースの長手方向の途中位置に該シースの外部に露出して設けられ、該シースの内部を通して前記把持片と電氣的に接続された電気接点部を備える請求項 5 に記載の鉗子装置。

【請求項 7】

前記シースが、その外周面に、前記一对の把持片と電氣的に接続されている動力変換機構の一部分を外部に露出させるスリットを有し、

前記電気接点部が、前記動力変換機構の前記一部分からなる請求項 6 に記載の鉗子装置。

【請求項 8】

40

前記電気接点部が、前記シースの外周面に固定された導電性を有する部材からなる請求項 6 に記載の鉗子装置。

【請求項 9】

前記胴部が、その先端に、前記胴部の長手軸に交差する軸線回りに湾曲可能または屈曲可能な可動部を備え、

前記電気接点部が、前記可動部よりも基端側に設けられている請求項 6 から請求項 8 のいずれかに記載の鉗子装置。

【請求項 10】

請求項 1 から請求項 9 のいずれかに記載の鉗子装置と、

細長い胴部と、該胴部の先端に設けられ高周波電流を放出する電極とを備える高周波処置装置と、

50

前記鉗子装置および前記高周波処置装置がそれぞれ挿入される２つの処置具チャンネルを有する内視鏡と、

前記処置具チャンネルを介して前記内視鏡の先端面から突出した前記一对の把持片および前記電極を、互いに電氣的に接続される位置に配置する接触手段とを備える手術システム。

【請求項 1 1】

前記高周波処置装置が、前記電極と前記胴部との間に屈曲可能な関節部を備え、前記接触手段が、前記関節部からなる請求項 1 0 に記載の手術システム。

【請求項 1 2】

前記 2 つの処置具チャンネルの先端部分は、延長線同士が交差する角度で傾斜し、前記接触手段が、前記 2 つの処置具チャンネルの前記先端部分からなる請求項 1 0 に記載の手術システム。

10

【請求項 1 3】

前記内視鏡が、その先端近傍に、前記 2 つの処置具チャンネルと連通するアームチャンネルと、湾曲可能な湾曲部とを各々有するアームを備え、前記接触手段が、前記アームの前記湾曲部からなる請求項 1 0 に記載の手術システム。

【請求項 1 4】

操作者によって操作される操作入力装置と、該操作入力装置に入力された操作に従って前記鉗子装置および前記高周波処置装置を制御する制御部とを備える請求項 1 0 から請求項 1 3 のいずれかに記載の手術システム。

20

【請求項 1 5】

前記一对の把持片と前記電極との電氣的な接触を検知する接触検知部を備え、前記制御部が、前記接触検知部による検知結果に基づいて、前記鉗子装置および前記高周波処置装置のうち少なくとも一方を制御する請求項 1 4 に記載の手術システム。

【請求項 1 6】

前記内視鏡は、前記鉗子装置が挿入される前記処置具チャンネルの挿入口から外側へ延びる筒状のカバー部材を備え、該カバー部材が、電気絶縁性を有するとともにその長手方向に伸縮可能である請求項 1 0 から請求項 1 3 のいずれかに記載の手術システム。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、鉗子装置および手術システムに関するものである。

【背景技術】

【0 0 0 2】

従来、一对の把持片と、該一对の把持片が先端に設けられた筒状のシースと、該シースの基端側に設けられた駆動系と、把持片と駆動系とを接続する操作ワイヤとを備え、操作ワイヤを駆動系によって手動または電動で押し引きすることで一对の把持片を開閉させる把持鉗子が知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。

【0 0 0 3】

40

一方、手術中には、簡便な止血方法として、出血点を金属製のピンセットでつまみ、このピンセットに電気メスを接触させて電気メスからピンセットに高周波電流を供給することによって、出血点周辺の組織を熱凝固させる方法が一般に使用されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 4】

【特許文献 1】特許第 5 0 4 2 7 0 0 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 5】

50

しかしながら、上記の高周波電流による止血方法において、特許文献1のような通常の把持鉗子をピンセットの代わりに使用することは難しいという問題がある。すなわち、通常の把持鉗子は、操作ワイヤ等のシースの内部の部品に金属が使用されている。したがって、把持片に供給された高周波電流が操作ワイヤ等を介して駆動系へ流れ込み得る。特に、把持鉗子が電動操作型である場合には、駆動系に電動モータが設けられ、さらに駆動系にはこれを電氣的に制御するための制御系が接続されている。すなわち、電動モータや制御系にも高周波電流が流れ込むことによって、把持鉗子や周辺機器の動作に影響を及ぼす可能性がある。また、手動操作型の把持鉗子においても、該把持鉗子が挿入される内視鏡の撮像素子等、把持鉗子と一緒に使用される周辺装置の電気系統にノイズ等の影響を及ぼす可能性がある。

10

【0006】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、外部からの高周波電流の供給によって高周波止血鉗子としても好適に使用可能な鉗子装置およびこれを備える手術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】

上記目的を達成するため、本発明は以下の手段を提供する。

本発明は、細長い胴部と、該胴部の先端に設けられ、少なくとも一方が導電性を有し、相対的に開閉可能な一对の把持片と、前記胴部の基端に設けられ、動力を出力する動力出力部と、前記一对の把持片と前記動力出力部とを接続し、該動力出力部が出力する動力を前記一对の把持片の相対的な開閉動作に変換する動力変換機構と、該動力変換機構を介して前記一对の把持片と前記動力出力部とを接続する経路上に設けられ、前記一对の把持片と前記動力出力部とを電氣的に絶縁する絶縁部材とを備える鉗子装置を提供する。

20

【0008】

本発明によれば、出血点を把持した一对の把持片のうち少なくとも一方に対して、電気メスのような高周波処置装置を用いて外部から高周波電流を供給することによって、一对の把持片間の出血点周辺の組織を熱凝固させて止血することができる。

【0009】

この場合に、一对の把持片は、これを開閉するための動力変換機構を介して動力出力部に接続されているが、一对の把持片と動力出力部とを接続する経路上に絶縁部材が設けられているので、把持片に供給された高周波電流が動力出力部まで伝わることがない。したがって、動力出力部として電動モータを用いたり、動力出力部を介して周辺機器が電氣的に接続されていたりする場合にも、電動モータや周辺機器は、高周波電流の影響を受けることなく作動する。また、鉗子装置が挿入される内視鏡等、鉗子装置と一緒に使用される周辺装置の電気系統にもノイズ等の影響が及ぶことが防止される。これにより、把持鉗子としてのみならず、高周波止血鉗子としても好適に使用することができる。なお、上記の「経路」は、一对の把持片も含む。

30

【0010】

上記発明においては、前記絶縁部材が、前記動力変換機構を構成する複数の部品のうちの少なくとも1つであってもよい。

40

このようにすることで、部品点数を増やすことなく把持片と動力出力部とを電氣的に絶縁することができる。

【0011】

また、上記発明においては、前記動力変換機構が、前記胴部内に長手方向に沿って配置され、前記動力出力部が出力する動力によって前記長手方向に直線運動する操作ワイヤと、該操作ワイヤと前記一对の把持片とを接続し、前記操作ワイヤの直線運動を前記一对の把持片の相対的な開閉動作に変換するリンク機構とを備え、前記絶縁部材が、前記操作ワイヤと前記リンク機構との間に設けられ、前記操作ワイヤと前記リンク機構とを連結していてもよい。

このようにすることで、従来一般に使用されている金属製の操作ワイヤを使用すること

50

ができる。

【0012】

また、上記発明においては、前記絶縁部材が、電気絶縁体から形成された他方の前記把持片であり、前記動力変換機構が、前記他方の把持片に接続され、該他方の把持片を前記一方の把持片に対して開閉動作させてもよい。

このようにすることで、止血時には、他方の把持片が周辺組織に隣接するように一对の把持片で止血点を把持した状態で一方の把持片に高周波電流を供給することで、止血点以外の周辺組織を高周波電流から保護することができる。また、動力変換機構と一方の把持片との間には絶縁部材としての他方の把持片が介在するので、一方の把持片に供給された高周波電流が動力変換機構へ伝わることはない。

10

【0013】

また、上記発明においては、前記胴部が、前記動力変換機構を収容するとともに電気絶縁性を有する筒状のシースを備えていてもよい。

このようにすることで、胴部の内部と外部とを電氣的に絶縁することができる。

【0014】

また、上記発明においては、前記シースの長手方向の途中位置に該シースの外部に露出して設けられ、該シースの内部を通して前記把持片と電氣的に接続された電気接点部を備えていてもよい。

このようにすることで、把持片ではなく、該把持片よりも基端側に位置する電気接点部に高周波処置装置を接触させることによって、一对の把持片に把持されている組織から離れた位置で容易に把持片に高周波電流を供給することができる。

20

【0015】

また、上記発明においては、前記シースが、その外周面に、前記一对の把持片と電氣的に接続されている動力変換機構の一部分を外部に露出させるスリットを有し、前記電気接点部が、前記動力変換機構の前記一部分からなっている。

このようにすることで、電気接点部がシースの内部に設けられているので、高周波電流の供給に際して高周波処置装置が組織に接触してしまうことを防止することができる。また、スリット内に挿入された高周波装置の電極等は位置が安定するので、電氣的な接続を安定的に維持することができる。

【0016】

また、上記発明においては、前記電気接点部が、前記シースの外周面に固定された導電性を有する部材からなっている。

30

このようにすることで、シースの外周面上の任意の位置に電気接点部を設けることができる。

【0017】

また、上記発明においては、前記胴部が、その先端に、前記胴部の長手軸に交差する軸線回りに湾曲可能または屈曲可能な可動部を備え、前記電気接点部が、前記可動部よりも基端側に設けられていてもよい。

このようにすることで、可動部の湾曲または屈曲によって把持片を移動させることができる。また、可動部の動きに追従しない位置に電気接点部が設けられているので、可動部が動いている間も電気接点部と高周波処置装置との接触を維持することができる。

40

【0018】

また、本発明は、上記いずれかに記載の鉗子装置と、細長い胴部と、該胴部の先端に設けられ高周波電流を放出する電極とを備える高周波処置装置と、前記鉗子装置および前記高周波処置装置がそれぞれ挿入される2つの処置具チャンネルを有する内視鏡と、前記処置具チャンネルを介して前記内視鏡の先端面から突出した前記一对の把持片および前記電極を、互いに電氣的に接続される位置に配置する接触手段とを備える手術システムを提供する。

【0019】

本発明によれば、出血点を把持した一对の把持片に対して、接触手段によって電極を接

50

触させ、該電極から把持片へ高周波電流を供給することによって、一対の把持片間の出血点周辺の組織を熱凝固させて止血することができる。この場合に、把持鉗子を高周波止血鉗子としても好適に使用することができる。

【0020】

上記発明においては、前記高周波処置装置が、前記電極と前記胴部との間に屈曲可能な関節部を備え、前記接触手段が、前記関節部からなっているいてもよい。

このようにすることで、関節部の駆動によって電極を把持片に接触する位置へ移動させることができる。

【0021】

また、上記発明においては、前記2つの処置具チャンネルの先端部分は、延長線同士が交差する角度で傾斜し、前記接触手段が、前記2つの処置具チャンネルの前記先端部分からなっているいてもよい。

このようにすることで、処置具チャンネルを介して内視鏡の先端面から把持片および電極を突出させるだけで、把持片と電極とを互いに接触する位置に配置することができる。

【0022】

また、上記発明においては、前記内視鏡が、その先端近傍に、前記処置具チャンネルと連通するアームチャンネルと、湾曲可能な湾曲部とを各々有する2つのアームを備え、前記接触手段が、前記アームの前記湾曲部からなっているいてもよい。

このようにすることで、湾曲部の湾曲動作によって、処置具チャンネルおよびアームチャンネルを介して突出する把持片と電極とを互いに接触する位置に配置することができる。

【0023】

また、上記発明においては、操作者によって操作される操作入力装置と、該操作入力装置に入力された操作に従って前記鉗子装置および前記高周波処置装置を制御する制御部とを備えているいてもよい。

このようにすることで、鉗子装置および高周波処置装置とは別体に設けられた操作入力装置を用いて鉗子装置および高周波処置装置を電動操作することができる。

【0024】

また、上記発明においては、前記一対の把持片と前記電極との電気的な接触を検知する接触検知部を備え、前記制御部が、前記接触検知部による検知結果に基づいて、前記鉗子装置および前記高周波処置装置のうち少なくとも一方を制御してもよい。

このようにすることで、把持片と電極との電気的な接触の有無に基づいて止血操作が行われているか否かを接触検知部によって自動で検出し、鉗子装置および高周波処置装置を、止血操作中とそれ以外とで異なる設定に従って動作させることができる。

【0025】

また、上記発明においては、前記内視鏡は、前記鉗子装置が挿入される前記処置具チャンネルの挿入口から外側へ延びる筒状のカバー部材を備え、該カバー部材が、電気絶縁性を有するとともにその長手方向に伸縮可能であってもよい。

このようにすることで、鉗子装置の、処置具チャンネルの挿入口から外側に延びている部分を、カバー部材によって周囲から電氣的に絶縁することができる。

【発明の効果】

【0026】

本発明によれば、外部からの高周波電流の供給によって高周波止血鉗子としても好適に使用することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本発明の一実施形態に係る手術システムの全体構成図である。

【図2】図1の手術システムが備える鉗子装置の全体構成図である。

【図3】図1の手術システムが備える高周波処置装置の全体構成図である。

【図4】鉗子装置を高周波止血鉗子として使用するときの、鉗子装置と高周波処置装置の動作を説明する図である。

10

20

30

40

50

【図 5】図 1 の手術システムを用いた手術方法を示すフローチャートである。

【図 6】図 2 の鉗子装置の変形例を示す部分的な (a) 平面図および (b) 側面図である。

【図 7】図 2 の鉗子装置のもう 1 つの変形例を示す部分的な構成図である。

【図 8】図 2 の鉗子装置のもう 1 つの変形例を示す部分的な構成図である。

【図 9】図 2 の鉗子装置のもう 1 つの変形例を示す部分的な構成図である。

【図 10】図 2 の鉗子装置のもう 1 つの変形例を示す部分的な構成図である。

【図 11】図 1 の内視鏡の変形例を示し、これに用いられる鉗子装置および高周波処置装置の動作を説明する図である。

【図 12】図 1 の内視鏡のもう 1 つの変形例を示し、これに用いられる鉗子装置および高周波処置装置の動作を説明する図である。

【図 13】手動操作型の鉗子装置および高周波処置装置と共に使用される内視鏡の部分的な構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

以下に、本発明の一実施形態に係る鉗子装置 1 および高周波処置装置 2 ならびにこれらを備える手術システム 100 について図面を参照して説明する。

本実施形態に係る鉗子装置 1 および高周波処置装置 2 は、図 1 に示される手術システム 100 において、内視鏡 3 の内部を通して患者 P の体内に挿入されるものである。

【0029】

手術システム 100 は、図 1 に示されるように、体内に挿入される軟性の内視鏡 3 と、術者などの操作者 O によって操作される操作入力装置 4 と、内視鏡 3 によって取得された画像を表示する表示部 5 と、操作入力装置 4 に入力された操作に従って鉗子装置 1 および高周波処置装置 2 を制御する制御部 6 とを備えている。

【0030】

内視鏡 3 は、長手方向に貫通形成され、鉗子装置 1 および高周波処置装置 2 の胴部 11、21 (後述) をそれぞれ挿入可能な処置具チャンネルを有している。

操作入力装置 4 は、操作台 41 と、該操作台 41 に取り付けられた操作アーム 42 と、フットスイッチ 43 とを有している。操作入力装置 4 は、操作アーム 42 およびフットスイッチ 43 に入力された操作に応じた入力信号を制御部 6 に送信する。

制御部 6 は、操作入力装置 4 からの入力信号に応じて鉗子装置 1 および高周波処置装置 2 を電動制御するようになっている。

【0031】

本実施形態に係る鉗子装置 1 は、図 2 に示されるように、細長い胴部 11 および該胴部 11 の先端に設けられた一对の把持片 12 を有する鉗子本体と、胴部 11 の基端に接続され、制御部 6 からの制御信号に従って動力を出力する電動モータ (動力出力部) 13a を有する駆動部 13 と、胴部 11 の内部に設けられた動力変換機構 14 および絶縁部材 15 とを備えている。

【0032】

胴部 11 は、動力変換機構 14 および絶縁部材 15 を内蔵する円筒状のシース 11a を有している。シース 11a は、電気絶縁性を有し、胴部 11 の内部と外部との間を電氣的に絶縁している。また、シース 11a は、側壁に壁厚方向に貫通して形成されたスリット 11b を有している。スリット 11b は、後述するリンク機構 14b の一部分 14c と対応する位置に形成されており、スリット 11b を介してリンク機構 14b の一部分がシース 11a の外側に露出している。露出するリンク機構 14b の一部分 14c は、把持片 12 と高周波処置装置 2 の電極 22 (後述) との電氣的な接点として機能する電気接点部を構成している。以下、この一部分 14c を、電気接点部ともいう。

一对の把持片 12 は、それぞれ把持面 12a を有し、把持面 12a 同士が対向するように配置されている。

【0033】

10

20

30

40

50

動力変換機構 14 は、胴部 11 の長手軸に沿って延びる操作ワイヤ 14 a と、該操作ワイヤ 14 a の先端側に設けられ把持片 12 の基端に連結されたリンク機構 14 b とを備えている。操作ワイヤ 14 a およびリンク機構 14 b は、これらの間に設けられた絶縁部材 15 を介して連結されている。操作ワイヤ 14 a の基端は、駆動部 13 内の電動モータ 13 a に接続されており、電動モータ 13 a の出力する動力によって長手方向に直線運動させられるようになっている。リンク機構 14 b は、操作ワイヤ 14 a から絶縁部材 15 を介して基端に伝達された直線運動を、一对の把持片 12 の開閉動作に変換するように構成されている。

一对の把持片 12、操作ワイヤ 14 a およびリンク機構 14 b は、ステンレス鋼、チタンまたはタングステン等の金属から形成されており、導電性を有している。

10

【0034】

なお、図 2 には、リンク機構 14 b が、両方の把持片 12 の基端に接続され、両方の把持片 12 を胴部 11 の長手軸に交差する軸回りに同時に揺動運動させることによって、一对の把持片 12 を開閉動作させる構成が示されているが、これに代えて、リンク機構 14 b が、一方の把持片 12 のみの基端に接続され、該一方の把持片 12 のみを揺動運動させることによって、一方の把持片 12 を他方の把持片 12 に対して相対的に開閉動作させるように構成されていてもよい。

【0035】

絶縁部材 15 は、電気絶縁性を有しており、リンク機構 14 b と操作ワイヤ 14 a との間を電氣的に絶縁している。絶縁部材 15 の材料としては、ポリエーテルエーテルケトン (PEEK)、セラミックス、ポリテトラフルオロエチレン (PTFE)、ポリカーボネート等が使用される。PTFE 等の誘電正接のより小さい無極性プラスチックは、後述するように把持片 12 に高周波電流が供給されたときの絶縁部材 15 の誘電過熱を抑え、温度の上昇による絶縁部材 15 の変形を防ぐことができるので、より好ましい。

20

【0036】

絶縁部材 15 として、導電体からなる本体の外表面を絶縁体で被覆してなる部材を使用してもよい。このときに使用される絶縁体としては、シリコーン樹脂、PTFE、ホワイトアルミナ (高純度酸化アルミニウム) 等が好ましい。

【0037】

本実施形態に係る高周波処置装置 2 は、図 3 に示されるように、細長い胴部 21 と、該胴部 21 の先端側に位置する単一の棒状の電極 22 と、胴部 21 と電極 22 とを連結する関節部 (接触手段) 23 とを有する電気メス本体と、胴部 21 の基端に接続され、関節部 23 を電動駆動する駆動部 24 と、胴部 21 および関節部 23 の内部を介して電極 22 に高周波電流を供給する高周波電源 25 とを備えている。

30

【0038】

関節部 23 は、胴部 21 の長手軸に交差する軸線回りに屈曲可能である。ここで、図 4 に示されるように、鉗子装置 1 の把持片 12 と高周波処置装置 2 の電極 22 とが、内視鏡 3 の先端面に開口する処置具チャンネル 31 から突出して配置されている状態において、把持片 12 の外表面に、またはスリット 11 b を介して電気接点部 14 c に、電極 22 を接触させることができるように、関節部 23 の屈曲方向および屈曲角度が設計されている。

40

【0039】

次に、このように構成された手術システム 100 の作用について説明する。

鉗子装置 1 および高周波処置装置 2 の胴部 11, 21 は、ベッドに横たわる患者 P の肛門から大腸内に挿入された内視鏡 3 の処置具チャンネル 31 を介して大腸内へ挿入される。

図 5 は、手術システム 100 を使用した手術方法の手順を示すフローチャートである。操作者 O は、操作入力装置 4 を操作して大腸内の鉗子装置 1 および高周波処置装置 2 を作動させることによって以下の手順を実行する。

【0040】

まず、処置部位の近傍の組織を一对の把持片 12 の間に把持し、把持した組織を引っ張ることによって処置部位の組織に張力を付与する (ステップ S1)。次に、高周波電源 2

50

5から電極22への高周波電流の供給を開始し、電極22で処置部位を切開する（ステップS2）。

【0041】

切開の最中に組織からの出血が発生した場合には（ステップS3のYES）、高周波電流の供給を一時停止し（ステップS4）、一对の把持片12で出血点を把持する（ステップS5）。次に、高周波処置装置2の関節部23を操作し、電極22を電気接点部14cに接触させ（ステップS6）、高周波電流の供給を再開する（ステップS7）。これにより、電極22と電氣的に接続されている一对の把持片12に高周波電流が供給され、一对の把持片12に把持されている出血点の周辺組織が高周波電流によって熱凝固するので、止血することができる。

10

【0042】

切開には高周波電流の連続波が適しており、止血には高周波電流の断続波が適している。したがって、ステップS2およびステップS7において、高周波電源25の出力の設定変更を適宜行ってもよい。止血の完了後は（ステップS8のYES）、高周波電流の供給を停止し（ステップS9）、切開の続きを行う（ステップS1）。

【0043】

この場合に、本実施形態によれば、一对の把持片12と電動モータ13aとを接続する経路上に設けられた絶縁部材15によって、電動モータ13aが一对の把持片12とは電氣的に絶縁されている。したがって、一对の把持片12に供給された高周波電流が、電動モータ13aならびに該電動モータ13aと電氣的に接続されている操作入力装置4および制御部6に流れ込むことがなく、高周波電流が、手術システム100の電気系統に影響を及ぼすことがない。また、鉗子装置1が挿入される内視鏡等、鉗子装置1と一緒に使用される周辺装置の電気系統にもノイズ等の影響が及ぶことが防止される。したがって、鉗子装置1をエネルギー処置具、特に高周波止血鉗子としても、好適に利用することができるという利点がある。

20

【0044】

また、シース11aの長手方向の途中位置にスリット11bを設け、把持片12と電氣的に接続されている電気接点部14cをより基端側に設けることによって、把持片12に把持されている組織からより離れた位置において電極22の把持片12への接触による高周波電流の供給操作を容易に行うことができるという利点がある。また、シース11bの内部に電気接点部14cを設けることによって、該電気接点部14cと接触状態の電極22はシース11aに収容される。したがって、電極22の周辺組織との接触をより確実に防止することができるという利点がある。さらに、スリット11b内に挿入された状態において電極22の電気接点部14cに対する位置が安定するので、電極22と電気接点部14cとの接続を安定的に維持することができるという利点がある。

30

【0045】

なお、本実施形態においては、一对の把持片12の両方が導電性を有することとしたが、これに代えて、図6（a）、（b）に示されるように、一方の把持片121が導電性を有し、他方の把持片122が電気絶縁体から形成されていてもよい。この場合、動力変換機構14は、他方の把持片122のみに接続され、他方の把持片122の動力変換機構14には、一方の把持片121が連結されている。すなわち、他方の把持片122が、絶縁部材を兼ねている。さらに、一方の把持片121と他方の把持片122とは、絶縁部材15を介して互いに連結されている。

40

【0046】

具体的には、図6（a）、（b）において、動力変換機構14として、操作ワイヤ14aとリンク機構14bとの組み合わせに代えて、操作ワイヤ14aとプーリ14eとの組み合わせが採用されている。プーリ14eは、一对の把持片121、122のうち他方の把持片122の基端に、該他方の把持片122の一部分として形成されており、プーリ14eは、中心軸線上に孔14fを有している。絶縁部材15は、一方の把持片121の基端に、該一方の把持片121の一部分として形成されており、絶縁部材15には、胴部1

50

1の長手軸に直交する方向に延びる突起15aが設けられている。プーリ14eの孔14f内に突起15aが挿入されることによって、他方の把持片122は、胴部11の長手軸に直交する揺動軸線A回りに回転可能に一方の把持片121に対して連結されている。操作ワイヤ14aは、その直線運動によって、時計方向および反時計方向の回転運動を択一的にプーリ14eに対して与えるように、プーリ14eに接続されており、プーリ14eの回転によって他方の把持片122が一方の把持片121に対して相対的に開閉動作するようになっている。

【0047】

このようにすることで、組織を把持するときに、電気絶縁体からなる他方の把持片122を組織に隣接する側に配置することで、出血点の周辺組織を高周波電流から保護することができる。

10

なお、他方の把持片122は、全体が電気絶縁体から形成されるのではなく、組織に対して露出される外表面のみが電気絶縁体によって被覆されていてもよい。このようにしても、一方の把持片121に供給される高周波電流から、周辺組織を保護することができる。この場合には、一方の把持片121と他方の把持片122との間に介在する絶縁部材15のように、他方の把持片122以外の絶縁部材を設ける必要がある。

【0048】

また、動力変換機構14として操作ワイヤ14aとプーリ14eとの組み合わせを採用する場合には、両方の把持片121, 122の各々の基端にプーリ14eを設け、両方のプーリ14eを同時に互いに反対方向に回転させることによって、両方の把持片121, 122を開閉動作させるように構成してもよい。

20

【0049】

また、本実施形態においては、胴部11の先端に、図7に示されるように、把持片12の方向を変更するための湾曲部（可動部）11cが設けられていてもよい。

湾曲部11cは、胴部11の長手軸方向に配列され、長手軸に交差する軸回りに互いに揺動可能に連結された複数の湾曲コマ11dを有している。最も先端に位置する湾曲コマ11dには、駆動部13まで延びる湾曲駆動用ワイヤ11eの先端が連結されており、操作ワイヤ14aと同様に駆動部13によって湾曲駆動用ワイヤ11eの基端が押し引きされることによって、湾曲部11cが湾曲するようになっている。このように湾曲部11cを備える場合には、把持片12およびリンク機構14bから湾曲駆動用ワイヤ11eが電

30

【0050】

また、本実施形態においては、操作ワイヤ14aとリンク機構14bとの間に絶縁部材15を設けることに代えて、把持片12を含み、該把持片12と電動モータ13aとを接続する部品のうちいずれかが電気絶縁性を有していてもよい。

【0051】

例えば、図8に示されるように、駆動部13内のモータ13aの、動力変換機構を成す回転軸13bおよびプーリ13cのうち少なくとも一方が電気絶縁性を有していてもよい。プーリ13cは、電動モータ13aの回転軸13bに同軸に連結されており、プーリ13cに操作ワイヤ14aの基端部分が巻き付けられている。電動モータ13aの作動によって回転軸13bが回転すると、プーリ13cが回転することによって操作ワイヤ14aが牽引され、または押し出されるようになっている。

40

【0052】

このようにしても、電気絶縁性を有する回転軸13bおよび／またはプーリ13cが、上述した絶縁部材15と同様に機能することによって、把持片12に供給された高周波電流が、駆動部13、操作入力装置4および制御部6の電気系統へ影響を及ぼすことを防ぐことができる。また、鉗子装置1が挿入される内視鏡等、鉗子装置1と一緒に使用される周辺装置の電気系統にもノイズ等の影響が及ぶことが防止される。

【0053】

50

また、本実施形態においては、湾曲コマ 11d を備える湾曲部 11c に代えて、図 9 に示されるように、長手軸に交差する軸回りに屈曲動可能な屈曲関節部（可動部） 11f が胴部 11 の先端に設けられていてもよい。

また、湾曲部 11c または屈曲関節部 11f が設けられる場合には、電極接点部 14c が、図 9 に示されるように、湾曲部 11c または屈曲関節部 11f よりも基端側に設けられていることが好ましい。

【0054】

図 9 の電極接点部 14c は、導電体から形成された部材であり、シース 11a の外周面に設けられる。電極接点部 14c は、外側に露出される面を除いて表面が電気絶縁体によって被覆され、シース 11a および該シース 11a の内蔵物と電氣的に絶縁されている。電気接点部 14c は、電気絶縁体によって被覆された被覆電線 14d を介して、シース 11a の内部において一对の把持片 12 と電氣的に接続される。

【0055】

このように、湾曲部 11c または屈曲関節部 11f の動きに追従して動かない位置に電気接点部 14c を設けることによって、電極 22 の電気接点部 14c への接触を維持したまま、湾曲部 11c または屈曲関節部 11f を動かすことができる。また、把持片 12 に把持されている組織からさらに離れた位置に電気接点部 14c が配置されるので、電極 22 の電気接点部 14c への接触操作をさらに容易に行うことができる。

【0056】

また、本実施形態においては、電気接点部 14c と電極 22 との接触を検知する接触検知部 16 が設けられていてもよい。

接触検知部 16 は、例えば、図 10 に示されるように、シース 11a の側壁に設けられたマイクロスイッチからなる。具体的には、対向配置された一对の導電性を有する板バネ 16a の間に該板バネ 16a の隙間を押し広げながら電極 22 が圧入されると、板バネ 16a の背後に設けられた押圧ボタン 16b が押圧される。この押圧ボタン 16b の変位に基づいて、電気接点部 14c である板バネ 16a と電極 22 との接触が検知されるようになっている。接触検知部 16 は、電気接点部 14c への電極 22 の接触を検知したときに、検知信号を制御部 6 に送信する。

【0057】

制御部 6 は、接触検知部 16 から受信する検知信号に基づき、鉗子装置 1 および高周波処置装置 2 を制御する。例えば、電気接点部 14c と電極 22 との接触が検知された場合に、制御部 6 は、鉗子装置 1 の湾曲部 11c または屈曲関節部 11f よりも先端側の部分のみの駆動を許可したり、高周波電源 25 から電極 22 へ供給される高周波電流を、止血に適した断続波に切り替えたりする。

このようにすることで、止血操作時を安定して行うことができる。また、一对の板バネ 16a 間に電極 22 を圧入する構成とすることで、電気接点部 14c である板バネ 16a と電極 22 との接触面積が確保されるとともに、電極 22 が安定的に板バネ 16a に固定される。これにより、高周波電流を安定的に供給することができる。

【0058】

また、本実施形態においては、高周波処置装置 2 の関節部 23 の駆動によって、電極 22 と把持片 12 とを電氣的に接触させることとしたが、電極 22 と把持片 12 とを電氣的に接触させるための接触手段は、これに限定されるものではない。

例えば、図 11 に示されるように、内視鏡 3 の 2 つの処置具チャンネル 31 の先端部分（接触手段）は、該先端部分の延長線が交差する相対角度で傾斜していてもよい。この場合には、把持片 12 および電極 22 の、処置具チャンネル 31 からの突出量を調整するだけで、把持片 12 と電極 22 とを接触させることができる。

【0059】

あるいは、図 12 に示されるように、内視鏡 3 が、該内視鏡 3 の先端近傍に設けられ、内視鏡 3 の前方へ突出する 2 本のアーム（接触手段） 32 を先端部に備えていてもよい。アーム 32 は、それぞれ湾曲部 32a を有し、該湾曲部 32a の湾曲動作によってアーム

10

20

30

40

50

3 2の先端の向きが変更可能になっている。また、アーム3 2には、処置具チャンネル3 1と連通するアームチャンネル3 2 bが形成されている。アームチャンネル3 2 bを介して各アーム3 2の先端から突出する把持片1 2と電極2 2とを、湾曲部3 2 aの湾曲動作によって互いに接触させることができるようになっている。

【0060】

また、本実施形態においては、電動操作型の鉗子装置1および高周波処置装置2を備える手術システム100について説明したが、鉗子装置1および高周波処置装置2は、図13に示されるように、手動操作型であってもよい。

【0061】

この場合、鉗子装置1は、駆動部13に代えて、手動で操作される操作部（動力出力部）17を胴部11の基端に備え、操作者の手動操作による動力が操作部17から操作ワイヤ14 aに伝達されて該操作ワイヤ14 aが長手方向に直線運動させられるようになっている。このような手動操作型の鉗子装置1において、把持片12と操作部17とが絶縁部材15によって電氣的に絶縁されているので、操作部17の素材として金属等の導電体も使用することができる。

【0062】

内視鏡3の操作部33には、図13に示されるように、処置具チャンネル31に連通し、鉗子装置1および高周波処置装置2の胴部11、21がそれぞれ挿入される2つの挿入口33 aが設けられ、鉗子装置1の胴部11が挿入される側の挿入口33 aには、電気絶縁性を有する筒状の絶縁カバー（カバー部材）7が接続されている。

【0063】

これにより、鉗子装置1の胴部11のうち、挿入口33 aから外部に露出する部分を、絶縁カバー7内に収容することができる。絶縁カバー7は、胴部11の長手方向の移動に応じて長さ寸法が変化するように、例えば、少なくとも一部分が蛇腹状に形成されていることによって、長手方向に伸縮可能になっていることが好ましい。

【符号の説明】

【0064】

- 1 鉗子装置
- 2 高周波処置装置
- 3 内視鏡
- 4 操作入力装置
- 5 表示部
- 6 制御部
- 7 絶縁カバー（カバー部材）
- 11 胴部
- 11 a シース
- 11 b スリット
- 11 c 湾曲部
- 11 d 湾曲コマ
- 11 e 湾曲駆動用ワイヤ
- 11 f 屈曲関節部
- 12 把持片
- 12 a 把持面
- 13 駆動部
- 13 a 電動モータ（動力出力部）
- 13 b 回転軸
- 13 c プーリ
- 14 動力変換機構
- 14 a 操作ワイヤ
- 14 b リンク機構

10

20

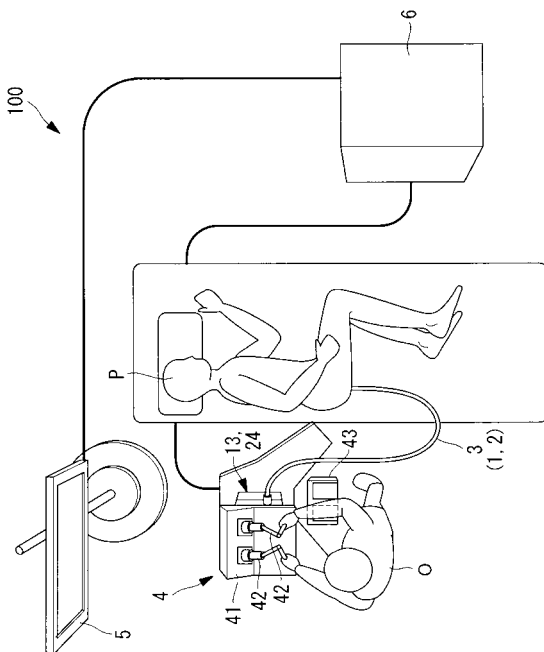
30

40

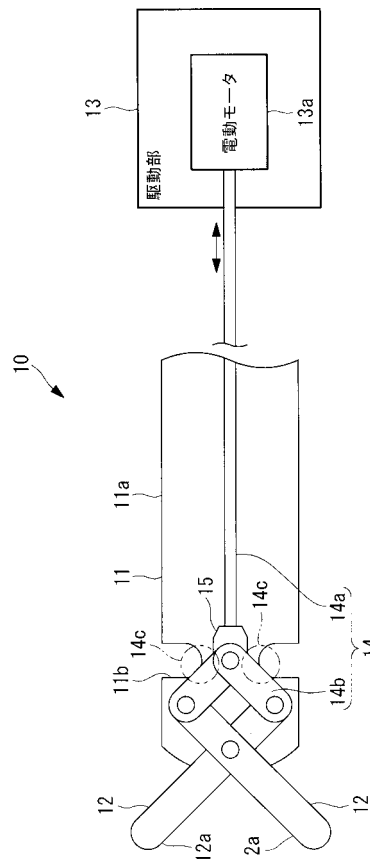
50

- 1 4 c 電気接点部
- 1 4 d 被覆電線
- 1 4 e プーリ
- 1 5 絶縁部材
- 1 6 接触検知部
- 1 7 操作部（動力出力部）
- 2 1 胴部
- 2 2 電極
- 2 3 関節部（接触手段）
- 2 4 駆動部
- 2 5 高周波電源
- 3 1 処置具チャンネル
- 3 2 アーム（接触手段）
- 3 3 操作部
- 3 3 a 挿入口
- 1 0 0 手術システム

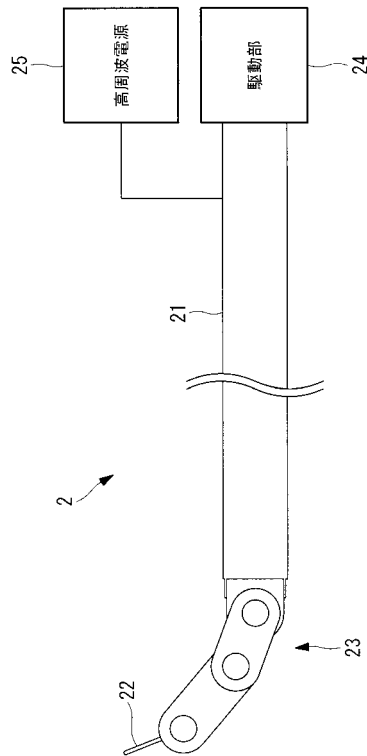
【図 1】



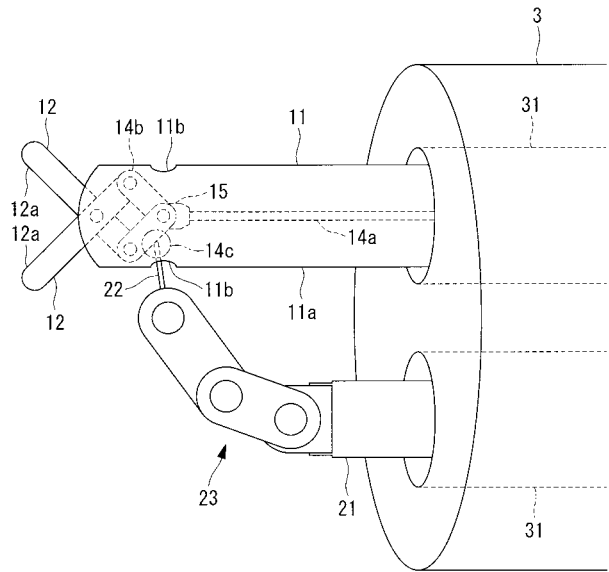
【図 2】



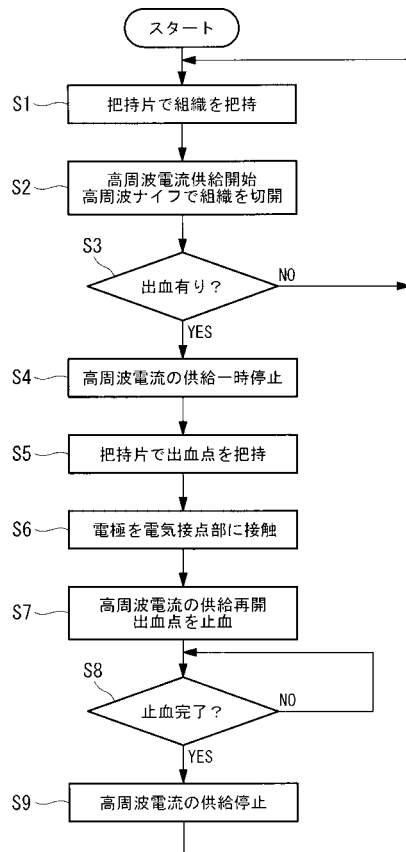
【図 3】



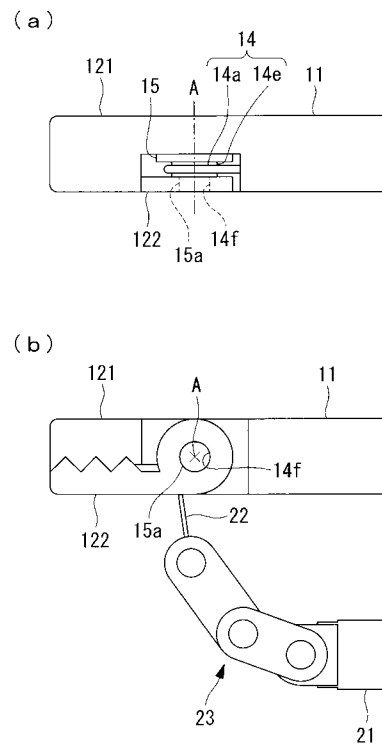
【図 4】



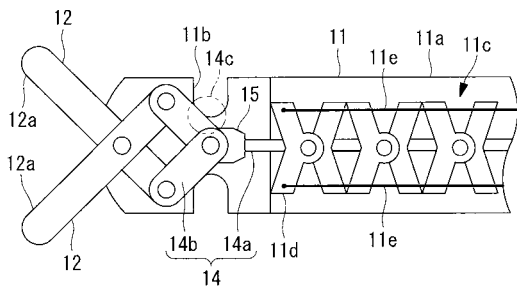
【図 5】



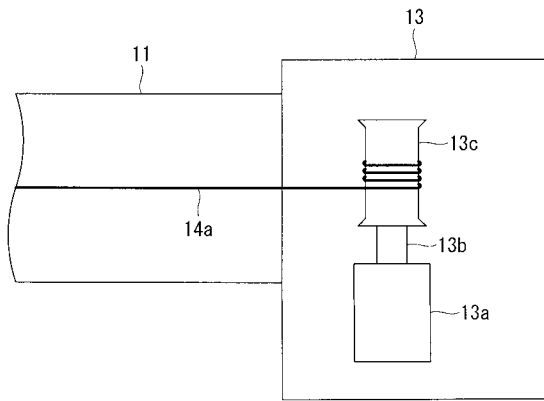
【図 6】



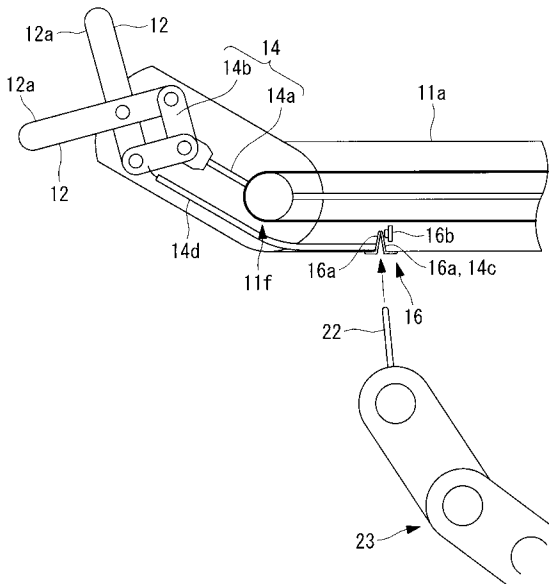
【図 7】



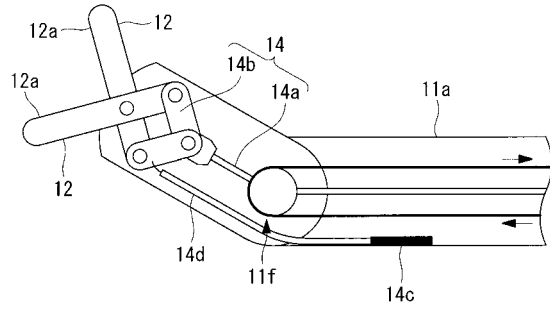
【図 8】



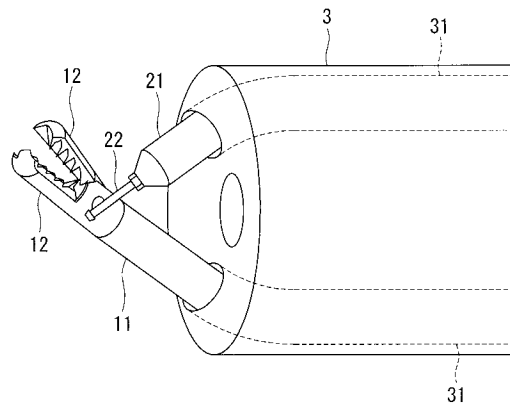
【図 10】



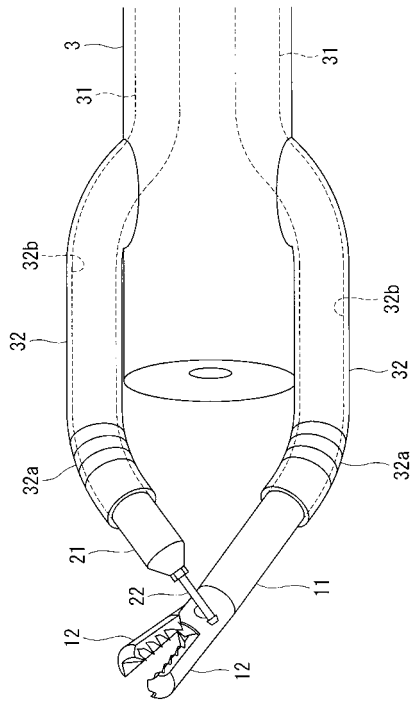
【図 9】



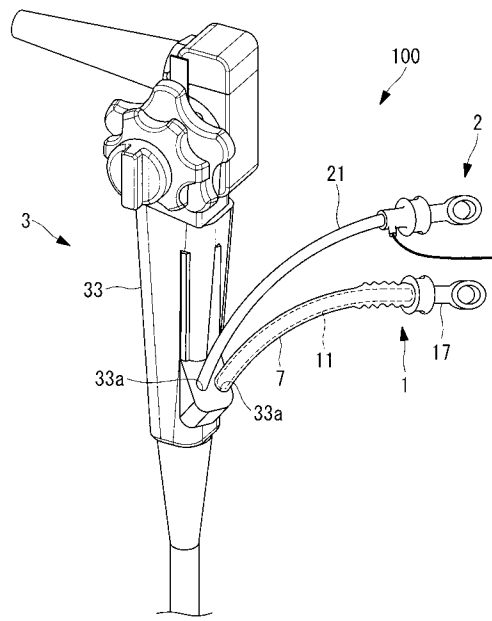
【図 11】



【図 1 2】



【図 1 3】



专利名称(译)	镊子装置和手术系统		
公开(公告)号	JP2016002410A	公开(公告)日	2016-01-12
申请号	JP2014126229	申请日	2014-06-19
[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	山村菜穗子 岸宏亮		
发明人	山村 菜穗子 岸 宏亮		
IPC分类号	A61B17/28 A61B18/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00098 A61B1/00133 A61B1/018 A61B17/29 A61B18/1442 A61B18/1492 A61B2017/003 A61B2017/00398 A61B2018/00077 A61B2018/00083 A61B2018/00178 A61B2018/00589 A61B2018/ /00601 A61B2018/00982 A61B2018/1405 A61B2090/065 A61B18/085 A61B2017/2903		
FI分类号	A61B17/28.310 A61B17/39.320 A61B1/00.334.D A61B1/00.334.A A61B1/00.650 A61B1/018.511 A61B1/018.515 A61B17/28 A61B17/29 A61B17/295 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/GG24 4C160/GG29 4C160/GG30 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C161/ /FF43 4C161/GG15 4C161/HH57		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
其他公开文献	JP6325912B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过从外部提供高频电流来适当地用作高频止血钳。

SOLUTION：一个细长的主体，在主体的顶端提供了一对抓持片12，其中至少一个具有导电性，并且可以相对打开和关闭，并且在主体的基端提供了一对抓持片，连接有助于输出动力输出部13a的动力输出部13a，一对把持片12和动力输出部13a，以及用于将由动力输出部13a输出的动力转换为一对把持片12的相对的开闭动作的动力转换。机构14和绝缘体设置在经由电力转换机构14将一对把持片12和电力输出部13a连接的路径上，并且使一对把持片12和电力输出部13a电绝缘。提供一种包括构件(15)的钳子装置。[选择图]图2

(21) 出願番号	特願2014-126229 (P2014-126229)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成26年6月19日 (2014. 6. 19)		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	100118913 弁理士 上田 邦生
		(74) 代理人	100112737 弁理士 藤田 考晴
		(72) 発明者	山村 菜穂子 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
		(72) 発明者	岸 宏亮 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 GG24 GG29 GG30 MM32 NN03 NN09 NN10 4C161 FF43 GG15 HH57