

(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2007-319678

(P2007-319678A)

(43) 公開日 平成19年12月13日(2007. 12. 13)

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

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2007-141679 (P2007-141679)	(71) 出願人	000000527
(22) 出願日	平成19年5月29日 (2007. 5. 29)		ペンタックス株式会社
(31) 優先権主張番号	11/442, 422		東京都板橋区前野町2丁目36番9号
(32) 優先日	平成18年5月30日 (2006. 5. 30)	(74) 代理人	100083286
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 三浦 邦夫
(31) 優先権主張番号	11/442, 423	(74) 代理人	100135493
(32) 優先日	平成18年5月30日 (2006. 5. 30)		弁理士 安藤 大介
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	川野 友裕
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
		Fターム(参考)	4C060 KK03 KK04 KK06 KK10 KK15 KK28 4C061 AA00 GG15 HH57 JJ06 JJ11

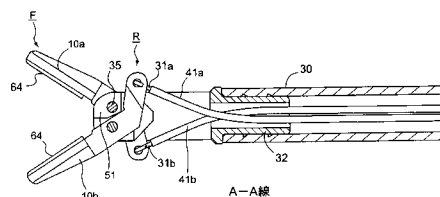
(54) 【発明の名称】 内視鏡用の高周波治療器具

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 体内組織をより確実に挟み、切開することができる係合面を備える内視鏡用の高周波治療器具の提供。

【解決手段】 内視鏡を介して体腔内に挿入される挿入部と；前記挿入部の遠端部に取り付けられ、高周波電圧を供給する導電性ワイヤ31a、31bに接続し、対向する係合面を有し、かつ、開いた位置と閉じた位置との間で可動な一対の電極10a、10bと、を備えた、内視鏡用の高周波切開器具において、前記対向する係合面64には凹部と凸部が、前記電極10a、10bの長手方向に亘り、交互に連続して形成され、前記一対の電極10a、10bが前記閉じた位置にあるときに、前記対向する係合面64は所定間隔離れている。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡を介して体腔内に挿入される挿入部と；

前記挿入部の遠端部に取り付けられ、高周波電圧を供給する導電性ワイヤに接続し、対向する係合面を有し、かつ、開いた位置と閉じた位置との間で可動な一对の電極と、を備えた、内視鏡用の高周波切開器具において、

前記対向する係合面には凹部と凸部が、前記電極の長手方向に亘り、交互に連続して形成され、

前記一对の電極が前記閉じた位置にあるときに、前記対向する係合面は所定間隔離れていることを特徴とする内視鏡用の高周波切開器具。

10

【請求項 2】

内視鏡を介して体腔内に挿入される挿入部と；

前記挿入部の遠端部に取り付けられ、操作用ワイヤに接続し、対向する係合面を有し、かつ、開いた位置と閉じた位置との間で可動な一对の顎部材と、を備えた、内視鏡用の高周波切開器具において、

前記対向する係合面には凹部と凸部が、前記顎部材の長手方向に亘り、交互に連続して形成され、

前記一对の顎部材が前記閉じた位置にあるときに、前記対向する係合面は所定間隔離れていることを特徴とする内視鏡用の高周波切開器具。

【請求項 3】

20

前記係合面の凹部と凸部は、長手方向に沿った側面視で、台形である、請求項 1 及び 2 記載の内視鏡用の高周波切開器具。

【請求項 4】

前記係合面の長手方向に直交する幅が前記電極の幅より短い、請求項 1 記載の内視鏡用の高周波切開器具。

【請求項 5】

前記係合面の長手方向に直交する幅が前記顎部材の幅より短い、請求項 2 記載の内視鏡用の高周波切開器具。

【請求項 6】

前記一对の電極が前記閉じた位置にあるとき、対応する前記一方の電極の凹部と前記他方の電極の凸部が、前記所定間隔がゼロとなるように嵌合する、請求項 1 記載の内視鏡用の高周波切開器具。

30

【請求項 7】

前記一对の顎部材が前記閉じた位置にあるとき、対応する前記一方の顎部材の凹部と前記他方の顎部材の凸部が、前記所定間隔がゼロとなるように嵌合する、請求項 2 記載の内視鏡用の高周波切開器具。

【請求項 8】

前記台形の隅部を面取りした、請求項 3 記載の内視鏡用の高周波切開器具。

【請求項 9】

内視鏡を介して体腔内に挿入される挿入部と；

40

前記挿入部の遠端部に取り付けられ、高周波電圧を供給する導電性ワイヤに接続し、対向する係合面を有し、かつ、開いた位置と閉じた位置との間で可動な一对の電極と、を備えた、内視鏡用の高周波切開器具において、

前記一对の係合面のそれぞれは、その長手方向に渡り、互いに対向する方向に突出する凸部を備え、

前記対向する係合面は、前記一对の電極が前記閉じた位置にあるときに、所定間隔離して保持されることを特徴とする内視鏡用の高周波切開器具。

【請求項 10】

内視鏡を介して体腔内に挿入される挿入部と；

前記挿入部の遠端部に取り付けられ、操作用ワイヤに接続し、対向する係合面を有し、

50

かつ、開いた位置と閉じた位置との間で可動な一对の顎部材と、を備えた、内視鏡用の高周波切開器具において、

前記一对の係合面のそれぞれは、その長手方向に渡り、互いに対向する方向に突出する凸形状に形成し、

前記一对の顎部材が前記閉じた位置にあるときに、前記対向する係合面は所定間隔離れていることを特徴とする内視鏡用の高周波切開器具。

【請求項 1 1】

前記係合面の凸形状が、その断面が該凸部の頂部が円弧状の突起で、該突起の径の長さを前記係合面の基部の幅より短くした、請求項 9 及び 10 記載の内視鏡用の高周波切開器具。

10

【請求項 1 2】

前記一对の電極が前記閉じた位置にあるとき、前記所定間隔がゼロとなるように前記係合面が接触する、請求項 9 記載の内視鏡用の高周波切開器具。

【請求項 1 3】

前記一对の顎部材が前記閉じた位置にあるとき、前記所定間隔がゼロとなるように前記係合面が接触する、請求項 10 記載の内視鏡用の高周波切開器具。

【請求項 1 4】

前記係合面を、電流密度を増加させるよう構成した刃先とした、請求項 9 記載の内視鏡用の高周波切開器具。

【請求項 1 5】

20

前記係合面を刃先とした、請求項 10 記載の内視鏡用の高周波切開器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、双極高周波治療器具に関し、特に、体内組織をより確実に挟むことができ、かつ、電流密度を増加させることができる一对の可動電極を備えた内視鏡用の高周波治療器具に関する。

【背景技術】

【0002】

患者の体表に置かれた大型の対向電極と組み合わせてロッド形の電極を利用する高周波切開器は、本発明の属する技術分野で知られている。より具体的には、ロッド形電極の近傍の体内組織を焼灼するために、ロッド形電極と対向電極との間に高周波電流を発生させる。一方、上記ロッド型の高周波切開器具は単極なので、体内組織の周辺領域に大きな熱衝撃が発生する。

30

【0003】

従来の高周波切開器具の欠点は、電流が患者の体内に置かれた一方の電極から外側体表に置かれた他方の電極に流れるので、高周波電流が長時間に亘って連続的に発生した場合、不必要に深い孔を体内組織内にあける可能性があることである。

【0004】

上述のような深い孔は、電流を間欠的に発生させることにより回避できる。しかしながら、このように間欠的に電流を発生させつつ手術を行うと、手術に要する時間が長くなるという問題を伴う。

40

【0005】

このような事情により、粘膜剥去術等において切開、剥脱、及び止血を比較的短い手術時間で行うことのできる内視鏡のための双極高周波切開器具が望まれている。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、内視鏡を介して体腔内に挿入される挿入部と；前記挿入部の遠端部に取り付けられ、高周波電圧を供給する導電性ワイヤに接続し、対向する係合面を有し、かつ、開

50

いた位置と閉じた位置との間で可動な一对の電極と、を備えた、内視鏡用の高周波切開器具において、前記対向する係合面には凹部と凸部が、前記電極の長手方向に亘り、交互に連続して形成され、前記一对の電極が前記閉じた位置にあるときに、前記対向する係合面は所定間隔離れていることを特徴とする。

【0007】

本発明は、また、内視鏡を介して体腔内に挿入される挿入部と；前記挿入部の遠端部に取り付けられ、操作用ワイヤに接続し、対向する係合面を有し、かつ、開いた位置と閉じた位置との間で可動な一对の顎部材と、を備えた、内視鏡用の高周波切開器具において、前記対向する係合面には凹部と凸部が、前記顎部材の長手方向に亘り、交互に連続して形成され、前記一对の顎部材が前記閉じた位置にあるときに、前記対向する係合面は所定間隔離れていることを特徴とする。 10

【0008】

前記係合面の凹部と凸部は、長手方向に沿った側面視で、台形であり、前記係合面の長手方向に直交する幅が前記電極の幅より短いと好ましい。また、前記台形の隅部を面取りをすると好ましい。

【0009】

前記係合面の長手方向に直交する幅が前記顎部材の幅より短いと好ましい。

【0010】

前記一对の電極が前記閉じた位置にあるとき、対応する前記一方の電極の凹部と前記他方の電極の凸部が、前記所定間隔がゼロとなるように嵌合すると好ましい。 20

【0011】

前記一对の顎部材が前記閉じた位置にあるとき、対応する前記一方の顎部材の凹部と前記他方の顎部材の凸部が、前記所定間隔がゼロとなるように嵌合すると好ましい。

【0012】

本発明は、さらに、内視鏡を介して体腔内に挿入される挿入部と；前記挿入部の遠端部に取り付けられ、高周波電圧を供給する導電性ワイヤに接続し、対向する係合面を有し、かつ、開いた位置と閉じた位置との間で可動な一对の電極と、を備えた、内視鏡用の高周波切開器具において、前記一对の係合面のそれぞれは、その長手方向に渡り、互いに対向する方向に突出する凸部を備え、前記対向する係合面は、前記一对の電極が前記閉じた位置にあるときに、所定間隔離して保持されることを特徴とする。 30

【0013】

前記係合面を、電流密度を増加させるよう構成した刃先とすると好ましい。

【0014】

本発明は、また、内視鏡を介して体腔内に挿入される挿入部と；前記挿入部の遠端部に取り付けられ、操作用ワイヤに接続し、対向する係合面を有し、かつ、開いた位置と閉じた位置との間で可動な一对の顎部材と、を備えた、内視鏡用の高周波切開器具において、前記一对の係合面のそれぞれは、その長手方向に渡り、互いに対向する方向に突出する凸形状に形成し、前記一对の顎部材が前記閉じた位置にあるときに、前記対向する係合面は所定間隔離れていることを特徴とする。

【0015】

前記係合面を刃先とすると好ましい。 40

【0016】

前記係合面の凸形状が、その断面が該凸部の頂部が円弧状の突起で、該突起の径の長さを前記係合面の基部の幅より短くすると好ましい。

【0017】

前記一对の電極が前記閉じた位置にあるとき、前記所定間隔がゼロとなるように前記係合面が接触すると好ましい。

【0018】

前記一对の顎部材が前記閉じた位置にあるとき、前記所定間隔がゼロとなるように前記係合面が接触すると好ましい。 50

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、体内組織をより確実に挟み、切開することができ、かつ、電流密度を増加させることができる係合面を備える内視鏡用の高周波治療器具を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

図1は、本発明に係る内視鏡のための双極高周波切開器具(内視鏡用の高周波切開器具)10の実施形態を示す斜視図である。高周波電源(図示せず)に接続可能な双極高周波切開器具10は、例えば米国特許第6,969,389号と米国公開特許公報第2003/0191465号に記載された双極高周波内視鏡手術システムと連携して使用でき、これら両開示内容は参照として本明細書に組み込まれている。 10

【0021】

双極高周波切開器具10は、操作部(図示せず)と、この操作部の遠端部に接続された挿入部20と、を備えている。

挿入部20は、支持部材32(図1)と、ポリテトラフルオロエチレン(PTFE)等の絶縁材料で作製される細長い可撓性シース30(図3)と、このシース30を通して摺動可能に挿入された1対の導電性ワイヤ31a、31bと、支持部材32の遠端部に設けられて上記導電性ワイヤ31a、31bに接続され、閉じた位置(図1)と開いた位置(図3)に設定することができる、1対の電極10a、10bと、を備えている。なお、電極10aの極性を正とし、電極10bの極性を負とすること、またその逆とすることも可能である。さらに、導電性ワイヤ31a、31bは、その一方が高周波電源(図示せず)の正の端子(又は負の端子)に接続され、他方が負の端子(又は正の端子)に接続されている。また、上記の構成に限定されず、導電性ワイヤ31a、31bを操作用ワイヤとすることで、1対の電極10a、10bは導電構造とせず、外科医(執刀医)による遠隔操作のみが可能な顎部材として構成することもできる。 20

【0022】

図1乃至図3に示すように、1対の電極(顎部材)10a、10bを支持する支持部材32は、可撓性シース30の遠端部に取り付けられている。この支持部材32は、硬質合成樹脂等の固い絶縁材料で作製され、均一な幅を有するスリット34を形成するために前方に向けて延びる平行な一対のアーム33を有している。これらアーム33の遠端部の近傍には2本のピン35が支持される。これら2本のピン35は、アーム33の側壁に、所定間隔離で平行状態を維持しつつ、垂直に配置されている。なお、ピン35はステンレス鋼等で作製することができる。 30

【0023】

上記1対の電極10a、10bは、支持部材32のスリット34内に一部分が挿入され、また各ピン35を中心に回転可能に取り付けられている。この構成により、これら電極10a、10bを、閉じた位置(図1)又は開いた位置(図3)に設定することができる。

【0024】

電極10a、10bの後端部R(図3)は、導電性ワイヤ31a、31bに接続している。一方、各導電性ワイヤ(操作用ワイヤ)31a、31bは、対応する電極10a、10bに接続する端部を除いて絶縁チューブ41a、41bで被覆されている。 40

【0025】

支持部材32のスリット34内で電極10a、10bが互いに接触するのを防止するために、絶縁ブロック51が配置されている。この絶縁ブロック51は、電極10a、10b間に配置され、ピン35によって支持されている。なお、絶縁ブロック51は、例えばポリテトラフルオロエチレン等の樹脂で作製することができる。また、絶縁ブロック51は支持部材32の遠端部に該支持部材32と一体に(具体的にはアーム33と一体に)形成されるが、支持部材32とは別部材としてもよい。

【0026】

上記絶縁ブロック 5 1 は、より詳細には、図 4 の破断斜視図に示すように、中央ブロック 5 1 d、電極 1 0 a を支持するピン 3 5 が貫通する穴 5 1 a を有するサブブロック 5 1 c、及び電極 1 0 b を支持するピン 3 5 が貫通する穴 5 1 b を有するサブブロック 5 1 ' c から構成されている。そして、図 5 に示すように、サブブロック 5 1 c と中央ブロック 5 1 d で規定される領域に電極 1 0 b が配置され、サブブロック 5 1 ' c と中央ブロック 5 1 d で規定される領域に電極 1 0 a が配置され、それぞれピン 3 5 により回転自在に支持される。

【0027】

電極 1 0 a、1 0 b は、より詳細には、ステンレス鋼等の電極材料で作製される一对の部材である。これら電極 1 0 a、1 0 b が支持部材 3 2 に取り付けられるとき、前部 F (図 3) はアーム 3 3 から突出して前方に延び、後部はアーム 3 3 間に位置する (図 2)。そして、各電極 1 0 a、1 0 b の後部 R には、2 個の孔が設けられ、一方にはピン 3 5 が貫通し、他方には導電性ワイヤ (3 1 a、3 1 b) が接続されている。

【0028】

なお、各電極 1 0 a、1 0 b の後部 R は、図 3 に明示されるように、所定角度曲げられている。これは、シース 3 0 内で導電性ワイヤ 3 1 a、3 1 b が、シース 3 0 の軸方向前後摺動して、電極 1 0 a、1 0 b を、ピン 3 5 を中心に回転させて、上記開いた位置又は上記閉じた位置にするためである。

【0029】

電極 1 0 a、1 0 b には、係合面 6 4 が形成されている (図 1)。そして、これら電極の閉じた位置 (図 1) では、体内組織の損傷をより少なくすべく、対向する係合面 6 4 の間隔 S を約 0 . 0 5 mm ~ 約 0 . 5 mm と設定している。一方、必要に応じて、上記のような間隔を設けずに、閉じた位置では、電極 1 0 a、1 0 b の係合面 6 4 を接触させてもよい。

【0030】

次に、図 6、図 7 及び図 8 により、係合面 6 4 の実施形態を説明する。

図 6 は、電極の長手方向に直交する方向から見た係合面 6 4 の断面図である。電極 1 0 a、1 0 b には、平坦な係合面 6 4 に向かって電極 1 0 a、1 0 b の基部からテーパ状の側面 6 1 が形成されている。このように、電極 1 0 a、1 0 b を係合面 6 4 に向けて細くして係合面 6 4 の表面積を減少させると、該係合面 6 4 における電流密度を増加させつつ、目的とする患部体内組織のみをより確実に捕捉することを可能にする。また、この構成により、係合面 6 4 は、切開手術等においては、刃先としても機能させることができる。より詳細には、図 6 (断面視) の状態で、係合面 6 4 の幅 (電極の長手方向に直交する方向) が各電極 1 0 a、1 0 b の幅より短くなるように、テーパ状に互いに傾く各側面 6 1 自体の長さ、すなわち斜辺の長さ、を係合面 6 4 の幅よりも長くなるよう設定すると好ましい。なお、図 6 は、説明目的のため誇張して描いている。

【0031】

図 7 は係合面 6 4 を、図 6 に示す断面形状で連続する凹凸部 6 4 a とした実施形態である。対向する複数の凹凸部 6 4 a を、電極 1 0 a、1 0 b が閉じた位置で交互に噛み合うように構成すると (図 1 3 参照)、体内組織を、滑りを生ずることなく、より確実に挟むことができるので、より正確な切開が可能となる。また、上記凹凸部 6 4 a は、長手方向に沿った側面視で、台形としている。さらに、体内組織の損傷防止のため、特に各凸部の隅に面取りを施してもよい。

【0032】

図 8 は、電極の長手方向に直交する方向から見た、他の実施形態による係合面 6 4 の断面図である。同図に明示されるように、前述の矩形断面とは異なり、頂部断面を円弧状の突起 6 4 b として構成した係合面 6 4 となっている。そして、この円弧状の突起 6 4 b の径の長さを電極の基部の幅より短くなるように設定している。このように、頂部断面が円弧状で、電極の長手方向に延びる係合面 6 4 においても、先の実施形態の場合と同様に、係合面 6 4 における電流密度を増加させつつ、目的とする患部体内組織のみをより確実に

10

20

30

40

50

捕捉することを可能にすることができ、かつ、係合面 6 4 は、切開手術等においては、刃先として機能する。

【0033】

次に、図 9 及び図 1 3 により、係合面 6 4 が対向して連続する凹凸部 6 4 a である双極高周波切開器具 1 0 を用いた処置例を説明する。

図 9 及び図 1 0 は、双極高周波切開器具 1 0 を用いた切開処置を示している。外科医（執刀医）が双極高周波切開器具 1 0 を開いた位置にして患部に接近させ（図 9）、患部に到達すると、同器具 1 0 を閉じつつ患部体内組織に切り込みを入れる（図 1 0）。このとき、対向する複数の台形突部 6 4 a が互いに噛み合い、かつ、電流密度を増加させるので、患部の目的とする体内組織のみをより確実に切開することができる。そして、上述の係合面 6 4 の他の実施形態の場合も、同様の効果が得られる。なお、双極高周波切開器具 1 0 による手術に際しては、必要に応じて異なる特性（例えば異なる継続時間、電圧など）の高周波電圧を使用することができる。

10

【0034】

図 1 1 乃至図 1 3 には、双極高周波切開器具 1 0 を止血手術に用いる場合を示している。

図 1 1 に示すように、閉じた位置の双極高周波治療器具 1 0 を、出血部位に押し当てる。なお、例えば、出血が広範囲に及ぶ場合は、図 1 2 に示すように、双極高周波治療器具 1 0 を開いた位置にして出血部位に押し当ててもよい。

図 6 乃至及び図 8 に示すいずれの場合も、図 1 3 に示すように、電流を流しつつ出血部位を電極 1 0 a、1 0 b で挟み込んで出血を止める。

20

【0035】

上述のように、双極高周波切開器具 1 0 は、切開及び止血に用いているが、マーク付け等の他の外科的処置にも適用することができる。例えば、双極高周波切開器具 1 0 を用いて、切除及び止血の前にマーク付けを行えば、これら切除及び止血をより正確に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図 1】本発明に係る双極高周波切開器具の、閉じた位置における、側面図である。

【図 2】双極高周波切開器具の上面図である。

30

【図 3】図 2 の A - A 線に沿った双極高周波切開器具の側面断面図である。

【図 4】絶縁ブロック 5 1 部分を示す破断斜視図である。

【図 5】絶縁ブロック 5 1 部分を示す側面断面図である。

【図 6】電極の係合面の実施形態を示す断面図である。

【図 7】電極の係合面の他の実施形態を示す側面断面図である。

【図 8】電極の係合面のさらに別の実施形態を示す断面図である。

【図 9】患部に接近する開いた位置の双極高周波切開器具を示す図である。

【図 1 0】患部を切開する双極高周波切開器具を示す図である。

【図 1 1】双極高周波切開器具を閉じた位置で出血部に当てつけた状態を示す図である。

【図 1 2】双極高周波切開器具を開いた位置で出血部に当てつけた状態を示す図である。

40

【図 1 3】双極高周波切開器具の電極に電流を流しつつ止血する状態を示す図である。

【符号の説明】

【0037】

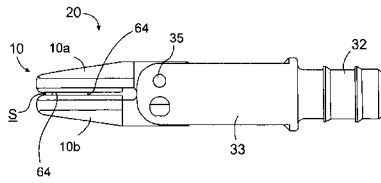
2 0 挿入部

1 0 a、1 0 b 一対の電極（顎部材）

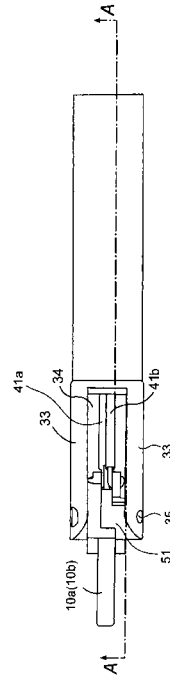
1 0 内視鏡用の高周波切開器具（内視鏡用の切開器具）

3 1 a、3 1 b 導電性ワイヤ（操作用ワイヤ）

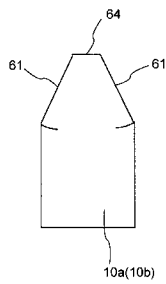
【図 1】



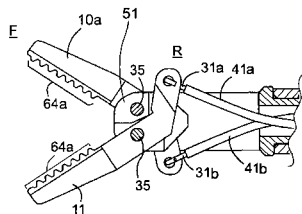
【図 2】



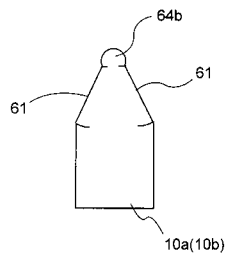
【図 6】



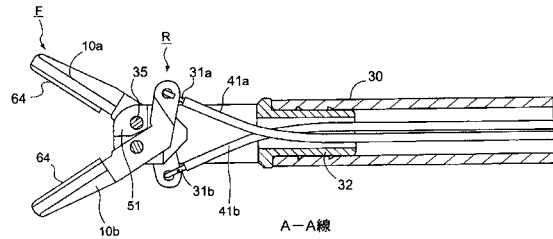
【図 7】



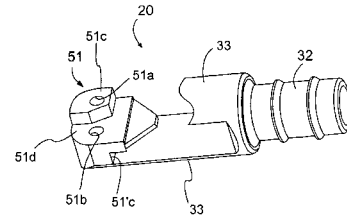
【図 8】



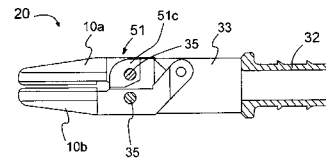
【図 3】



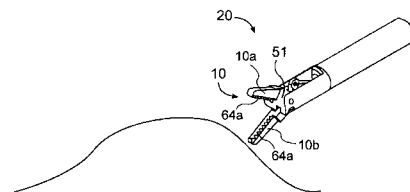
【図 4】



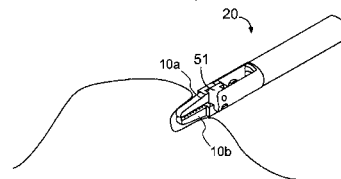
【図 5】



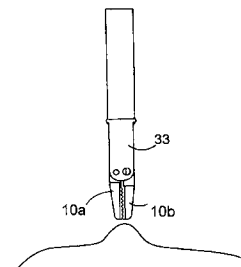
【図 9】



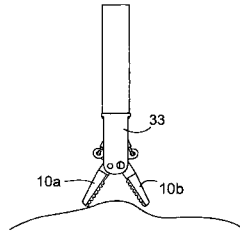
【図 10】



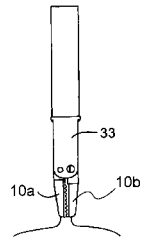
【図 11】



【図 1 2】



【図 1 3】



专利名称(译)	内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	JP2007319678A	公开(公告)日	2007-12-13
申请号	JP2007141679	申请日	2007-05-29
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	川野友裕		
发明人	川野 友裕		
IPC分类号	A61B18/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B1/018 A61B2017/0046 A61B2090/034		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B17/39.320 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK06 4C060/KK10 4C060/KK15 4C060/KK28 4C061/AA00 4C061/GG15 4C061/HH57 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK25 4C160/KK37 4C161/AA00 4C161/GG15 4C161/HH57 4C161/JJ06 4C161/JJ11		
代理人(译)	三浦邦夫 安藤大辅		
优先权	11/442422 2006-05-30 US 11/442423 2006-05-30 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于内窥镜的高频治疗仪，该高频治疗仪能够更加可靠地夹持和切开身体组织，并且具有能够增加电流密度的接合面。插入部通过内窥镜插入到体腔内；接合部，该接合部安装在插入部的末端部上，并与用于供给高频电压的导线31a，31b连接，并且彼此相对。一对电极10a，10b，其表面在相对的接合面64中在用于内窥镜的高频切割器械中在打开位置和关闭位置之间可移动。凹部和凸部在电极10a，10b的长度方向上交替且连续地形成，并且当一对电极10a，10b处于闭合位置时，相对的接合面64 分开预定距离。[选择图]图3

