

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4726014号
(P4726014)

(45) 発行日 平成23年7月20日(2011.7.20)

(24) 登録日 平成23年4月22日(2011.4.22)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 17/39 3 1 0

請求項の数 7 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2007-284366 (P2007-284366)	(73) 特許権者	597089576 有限会社リバー精工 長野県岡谷市川岸上二丁目29番20号
(22) 出願日	平成19年10月3日(2007.10.3)	(74) 代理人	100160370 弁理士 佐々木 鈴
(65) 公開番号	特開2009-90060 (P2009-90060A)	(72) 発明者	西村 幸 長野県岡谷市川岸上二丁目29番20号 有限会社リバー精工内
(43) 公開日	平成21年4月30日(2009.4.30)	審査官	佐藤 智弥
審査請求日	平成22年7月13日(2010.7.13)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用鋏型高周波処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

内視鏡の処置具案内管に挿脱されるシースと、該シースの基端側からの操作によって後端側を回動支点にして先端側が円弧状に開閉するように向かい合って配置された一对の鋏片とを備え、該鋏片の外表面全体が電気絶縁材によって覆われている内視鏡用鋏型高周波処置具であって、

前記一对の鋏片は、前記一对の鋏片の円弧状開閉の軌跡により形成される平面に対して垂直方向に湾曲した形状に形成され、

前記各鋏片の長手方向に沿って前記湾曲の内側縁寄りの位置に細長く電気絶縁材を剥離して導通部分が露出形成された電極刃と、

前記一对の鋏片の一方の先端に閉じ方向に向かって前記電極刃より突出するフック状突起と、

を有することを特徴とする内視鏡用鋏型高周波処置具。

【請求項2】

請求項1に記載された内視鏡用鋏型高周波処置具において、前記一对の鋏片の各々に形成された電極刃が、前記一对の鋏片を閉じたときに向かい合う位置関係に配置されている内視鏡用鋏型高周波処置具。

【請求項3】

請求項1又は2に記載された内視鏡用鋏型高周波処置具において、前記電極刃が前記鋏片の対向面から閉じ方向に突出して形成されている内視鏡用鋏型高周波処置具。

【請求項 4】

請求項 3 に記載された内視鏡用鋏型高周波処置具において、前記フック状突起が形成されていない方の鋏片に形成されている電極刃の先端がその鋏片の先端より後方に退避した位置に形成されていて、その電極刃の先端と鋏片の先端との間の部分の表面が電気絶縁されている内視鏡用鋏型高周波処置具。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 の何れかに記載された内視鏡用鋏型高周波処置具において、前記フック状突起の先端面壁が、前記フック状突起の突端側へ向かうにしたがって後方に退避する斜面状に形成されている内視鏡用鋏型高周波処置具。

【請求項 6】

請求項 1 から 5 の何れかに記載された内視鏡用鋏型高周波処置具において、前記一对の鋏片を支持する先端支持枠が前記シースの先端に軸線周りに回転自在に連結されていて、操作ワイヤーを軸周りに回転させることにより、前記一对の鋏片が前記先端支持枠と共に軸周りに回転する内視鏡用鋏型高周波処置具。

【請求項 7】

請求項 1 から 6 の何れかに記載された内視鏡用鋏型高周波処置具において、前記フック状突起が、他方の電極刃の鋏片先端側を覆う内視鏡用鋏型高周波処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡の処置具案内管に通して体内に導入され、一对の鋏片に高周波電流を通电して生体組織の切開や切断等を行う内視鏡用鋏型高周波処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡用鋏型高周波処置具は一般に、内視鏡の処置具案内管に挿脱されるシースの先端に、シースの基端側からの操作により後端側を回動支点にして前方に向かって開閉する一对の鋏片が配置され、一对の鋏片の各々の対向面又は鋏片全体が電極刃になっている（例えば、特許文献 1）。

【特許文献 1】 特開 2003 - 299667 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

内視鏡用鋏型高周波処置具で生体組織を切開したり切断したりする際には、まず一对の鋏片を開いてその間に処置対象の生体組織を位置させる。そして、鋏片に閉じる力を作用させて生体組織を鋏片で（即ち、電極刃で）摘んだ状態にしてから、高周波電流を通电しながら電極刃を閉じることにより生体組織の切開、切断等を行うことができる。

粘膜をその下の筋層から剥離させるいわゆる粘膜下層剥離術等を行う際には、表面粘膜を切開した後に、粘膜とその下の筋層との間に繊維状につながっている繊維状筋を切断していくことになる。

【0004】

しかし、そのような繊維状筋は摘み難くてしかも滑り易いので、一对の鋏片で単純に摘むような操作をしても、鋏片が繊維状筋の表面で滑ってうまく摘むことができず、操作のやり直しを繰り返して、処置に多大な時間を要する場合がある。

また、そのような繊維状筋の切断作業に夢中になっていると、電極刃が繊維状筋以外の周囲の正常組織に触れているのに気づかず、高周波電流で正常組織を不必要に焼灼して損傷してしまう恐れがある。

【0005】

本発明はそのような問題を解決するためになされたものであり、電極刃に高周波電流を通电する前に繊維状筋を一对の鋏片で確実に摘んで保持することができ、かつ高周波電流

10

20

30

40

50

の通電により周囲の無用な組織損傷等が発生せず、粘膜下層剥離処置等を安全かつ円滑に短時間で行うことができる内視鏡用鋏型高周波処置具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】

【0006】

前記の目的を達成するために本発明は、内視鏡の処置具案内管に挿脱されるシースと、シースの基端側からの操作によって後端側を回動支点にして先端側が円弧状に開閉するように向かい合って配置された一对の鋏片とを備え、鋏片の外表面全体が電気絶縁材によって覆われている内視鏡用鋏型高周波処置具であって、一对の鋏片は、一对の鋏片の円弧状開閉の軌跡により形成される平面に対して垂直方向に湾曲した形状に形成され、各鋏片の長手方向に沿って湾曲の内側縁寄りの位置に細長く電気絶縁材を剥離して導通部分が露出形成された電極刃と、一对の鋏片の一方の先端に閉じ方向に向かって電極刃より突出するフック状突起と、を有する。

10

【0007】

なお、一对の鋏片の各々に形成された電極刃が、一对の鋏片を閉じた時に向かい合う位置関係に配置されていてもよい。また、電極刃が鋏片の対向面から閉じ方向に突出して形成されていてもよく、フック状突起が形成されていない方の鋏片に形成されている電極刃の先端がその鋏片の先端より後方に退避した位置に形成されていて、その電極刃の先端と鋏片の先端との間の部分の表面が電気絶縁されていてもよい。

【0008】

また、フック状突起の先端面壁が、フック状突起の先端側へ向かうにしたがって後方に退避する斜面状に形成されていてもよく、一对の鋏片を支持する先端支持枠がシースの先端に軸周りに回転自在に連結されていて、操作ワイヤーを軸周りに回転させることにより、一对の鋏片が先端支持枠と共に軸周りに回転するようにしてもよい。また、フック状突起が、他方の電極刃の鋏片先端側を覆うようにしてもよい。

20

【発明の効果】

【0009】

本発明の内視鏡用鋏型高周波処置具によれば、一对の鋏片の一方のみの最先端部分に、電極刃に対して表面が電気絶縁されたフック状突起が閉じ方向に向かって電極刃より突出する状態に突出形成されていることにより、電極刃に高周波電流を通電する前に繊維状筋を容易に引き寄せて一对の鋏片で摘んで確実に保持することができ、一对の鋏片が開閉方向に対して垂直な方向に湾曲した形状に形成されて、各鋏片の長手方向に沿って細長い電極刃が一对の鋏片の双方の対向面に露出形成されていることにより、電極刃が周囲の正常組織等に接触し難くて、高周波電流の通電により周囲の無用な組織損傷等が発生せず粘膜下層剥離処置等を安全かつ円滑に短時間で行うことができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を具体的に説明する。

図2は、本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡用鋏型高周波処置具の先端付近の側面部分断面図、図3は平面部分断面図であり、図1はその高周波鋏部分の斜視図である。なお、向かい合って配置されている一对の鋏片6A、6Bは、共に図3に示されるように湾曲した形状に形成されているが、図2ではそれが真っ直ぐに略示されている。また、図3には一方の鋏片6Bのみが図示されている。

40

【0011】

内視鏡の処置具案内管に挿脱自在な可撓性シース1はステンレス線等を密着巻きしたコイルパイプにより形成されて、その外周面には、電気絶縁性の可撓性チューブからなるシース外皮2が全長に被覆されている。シース外皮2の先端は、可撓性シース1の先端に固定的に取り付けられた先端口金3の外周に被覆固定されている。4は、可撓性シース1内に緩く挿通された導電性の操作ワイヤーであり、可撓性シース1の基端に連結された操作部(図示せず)からの操作により、軸方向に進退させることができ、また軸周りに回転さ

50

せることができる。

【0012】

5は、先端口金3に対して軸方向に移動することはできないが、軸周りに回転自在に先端口金3に連結された先端支持枠であり、剛性の大きな電気絶縁性のプラスチック材等で形成されている。先端支持枠5に形成されたスリット7の先端部分には、導電性金属からなる一对の鉄片6A、6Bが、剛性の大きな電気絶縁性のプラスチック材等からなる支軸8を中心に、後端側を支点にして回動自在に前方に向かって開閉自在に支持されている。9は、一对の鉄片6A、6Bを開閉駆動するための公知のリンク機構であり、操作ワイヤ4の先端が導電金属製のリンク機構9に連結されている。ただし、一对の鉄片6A、6Bの開閉駆動をリンク機構9以外の機構で行ってもよい。

10

【0013】

そのような構成により、操作部において操作ワイヤ4を進退操作すれば一对の鉄片6A、6Bが各々支軸8を中心に回動して前方に向かって開閉し、操作ワイヤ4を軸周りに回転操作すれば、先端支持枠5や鉄片6A、6B等が一体となって先端口金3の軸周りに回転する。そして、操作部側において操作ワイヤ4を図示されていない高周波電源に接続することにより、操作ワイヤ4を経由して各鉄片6A、6Bに高周波電流を通電することができる。なお、図2には一对の鉄片6A、6Bが開いた状態が実線で図示されているが、閉じた状態も二点鎖線で図示されている。

【0014】

図1及び図3に示されるように、一对の鉄片6A、6Bは、中間部分において開閉方向に対し垂直な方向に湾曲した形状に形成されている。この実施例では、図3に示されるように、各鉄片6A、6Bが、先端支持枠5から前方に向かうに従って可撓性シース1の先端部分の中心線（即ち、先端支持枠5の中心線）の延長線Cから次第に斜め方向に離れて、湾曲部分より前方位置で逆に中心線の延長線Cを跨いでその反対側に達する形状に形成されている。その結果、湾曲形状の外側の壁面を体内組織面30に接触させれば、その体内組織面30に電極刃10A、10Bが接触し難い状態になる。また、鉄片6A、6Bが先端支持枠5の外縁の延長線から大きく飛び出すことなく（したがって、内視鏡の処置具案内管内に容易に挿脱可能）、鉄片6A、6Bの曲がり量を大きくとることができる。両鉄片6A、6Bの湾曲形状は同じであり、したがって一对の鉄片6A、6Bは互いに向かい合った状態で開閉する。

20

30

【0015】

図1～図3に示されるように、各鉄片6A、6Bの対向面には、細長い一定幅の電極刃10A、10Bが各鉄片6A、6Bの長手方向に沿って露出形成されている。ただし、電極刃10A、10Bの幅が前後両端部又はその途中位置で変化していても差し支えない。一对の電極刃10A、10Bは、一对の鉄片6A、6Bが閉じられた時に互いに向かい合う位置関係に、鉄片6A、6Bの対向面から閉じ方向に突出して露出形成されている。即ち、図2に示されるA-A線で切断した状態の断面を図示する図4に示されるように、各鉄片6A、6Bの対向部分は対向面側に突出する凸型の断面形状に形成されていて、その突端面が電極刃10A、10Bになっている。

【0016】

そのような各鉄片6A、6Bは、突端対向面である電極刃10A、10Bの表面のみに金属面が露出して、その他の面には各々全面に一つなりに、例えばフッ素樹脂等のような化学的及び熱的に安定性が大きいいわゆる不活性の合成樹脂材からなる電気絶縁性被膜11が被覆されている。電気絶縁性被膜11部分は全図について砂目状に表示してある。このような構成により、高周波処置の際に必要な生体組織だけが焼灼されてその周囲が不必要に焼灼されないので、安全に切開又は切断等を行うことができる。

40

【0017】

なお、図2に示されるように、次に説明するフック状突起12が形成されていない方の鉄片6Aに形成されている電極刃10Aの先端は、その鉄片6Aの先端より後方に退避する位置に形成され、その電極刃10Aの先端と鉄片6Aの先端との間の部分Fの表面は電

50

気絶縁性被膜 11 により電気絶縁されている。その結果、体内組織を挟む状態に一对の電極刃 10A, 10B を閉じて高周波電流を通電した時に、周囲の正常組織等が焼灼損壊される恐れがない。

【0018】

図1～図3に示されるように、一对の鉗片6A, 6Bの一方の鉗片6Bの最先端部分には、フック状突起12が閉じ方向（即ち、他方の鉗片6Aの先端方向）に向かって、電極刃10Bより突出する突片状に突出形成され、フック状突起12の表面は電気絶縁性被膜11により電気絶縁されている。ただし、電気絶縁材で形成したフック状突起12を鉗片6Bの先端に取り付けてもよい。

【0019】

そして、図2に示されるように、フック状突起12の先端面壁Sは、フック状突起12の突端側へ向かうにしたがって後方に退避する斜面状に形成されている。その結果、一对の鉗片6A, 6Bが閉じる動作をする際に、フック状突起12の先端面壁Sの突端側の軌跡Zが基端側の軌跡Yより内側に退避した位置になるので、フック状突起12が意に反して生体組織に引っ掛かったりせず、安全に動作させることができる。

【0020】

また、フック状突起12の後面壁も突端側を次第に後方に寄せた斜面状に形成され、さらに、フック状突起12の幅が突端側を窄めた形状に形成されている。その結果、粘膜下層剥離術等を行う際に、繊維状筋等をフック状突起に引っ掛けて移動させる操作等を容易に行うことができる。

図5は、上述のように構成された内視鏡用鉗型高周波処置具が内視鏡の処置具案内管（図示せず）に通されて体内で粘膜下層剥離処置等に用いられる途中の状態を示しており、表面粘膜の切開処置が済んだ後、高周波電流を通電する前に、表面粘膜とその下の筋層との間の繊維状筋31をフック状突起12に簡単に引っ掛けてたぐり寄せ、一对の鉗片6A, 6Bで確実に摘んで保持することができる。フック状突起12が一对の鉗片6A, 6Bの一方の鉗片6Bのみにしか形成されていないので、引っ掛け/たぐり寄せの作業を容易に行うことができる（フック状突起12が一对の鉗片6A, 6Bの双方に形成されていると、もう一つのフック状突起12が邪魔をして引っ掛け作業を容易に行うことができない）。そして、一对の鉗片6A, 6Bを閉じて高周波電流を通電することにより、繊維状筋31を容易に切断することができる。

【0021】

その際に、鉗片6A, 6Bの湾曲形状の外側の壁面を体内組織面30に接触させた状態で高周波処置を行うことにより、電極刃10A, 10Bが周囲の正常な体内組織面30等に接触し難い状態になるので、高周波電流の通電により無用な組織損傷等が発生しない。

なお、本発明は第1の実施の形態に限定されるものではなく、図6に示される第2の実施の形態のように、鉗片6A, 6Bの中間屈曲部分以外の部分を真っ直ぐに形成しても同様の作用効果が得られる。また、図7に示される第3の実施の形態のように、電極刃10A, 10Bを、鉗片6A, 6Bの中心線上ではなく、鉗片6A, 6Bの湾曲の内側寄りの位置に偏位して配置すれば、電極刃10A, 10Bが体内組織面30から遠ざかるので、電極刃10A, 10Bが正常な体内組織面30に対してより接触し難い状態になり、無用な組織損傷等の恐れがさらに減少する。また、本発明は、一对の電極刃10A, 10Bが高周波電源の正極と負極とに電氣的に分離して接続されるいわゆるバイポーラ型の高周波処置具に適用することもできる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡用鉗型高周波処置具の高周波鉗部分の斜視図。

【図2】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡用鉗型高周波処置具の先端付近の側面部分断面図。

【図3】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡用鉗型高周波処置具の先端付近の平面部

10

20

30

40

50

分断面図。

【図4】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡用鉗型高周波処置具の図2のA - A線において切断された断面の端面図。

【図5】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡用鉗型高周波処置具の使用状態図。

【図6】本発明の第2の実施の形態に係る内視鏡用鉗型高周波処置具の先端付近の平面部分断面図。

【図7】本発明の第3の実施の形態に係る内視鏡用鉗型高周波処置具の先端付近の平面部分断面図。

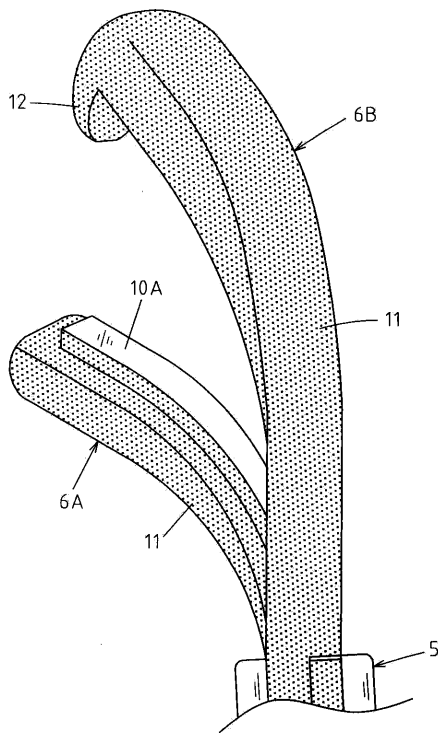
【符号の説明】

【0023】

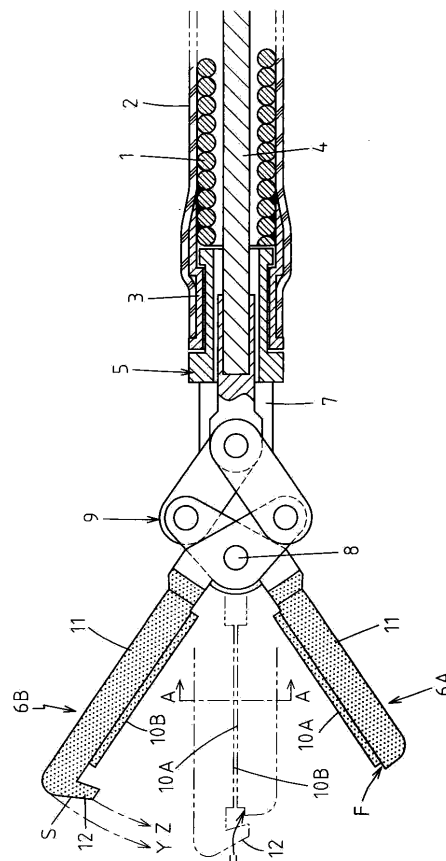
- 1 ... 可撓性シース
- 2 ... シース外皮
- 4 ... 操作ワイヤー
- 6 A , 6 B ... 鉗片
- 8 ... 支軸
- 10 A , 10 B ... 電極刃
- 11 ... 電気絶縁性被膜
- 12 ... フック状突起
- S ... 先端面壁

10

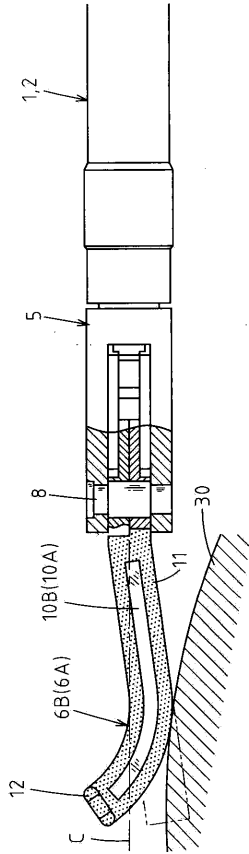
【図1】



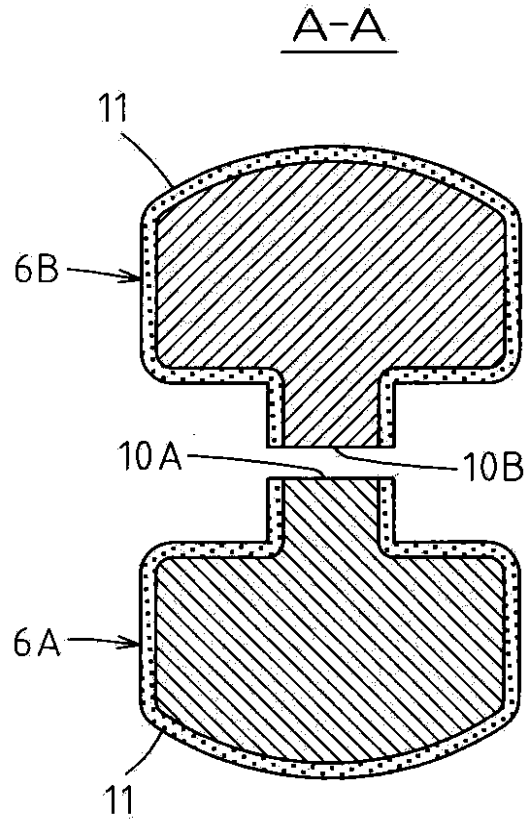
【図2】



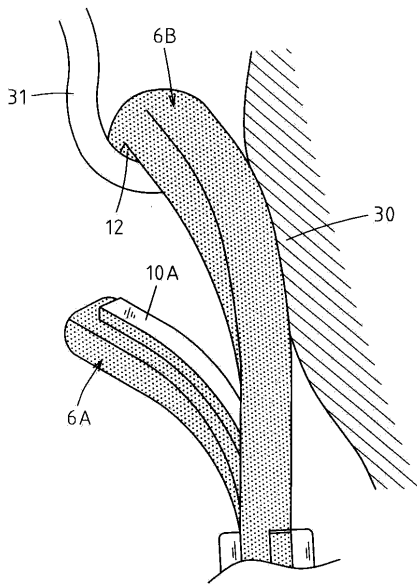
【図3】



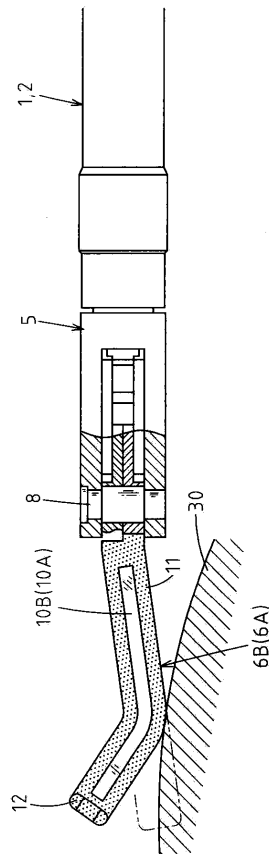
【図4】



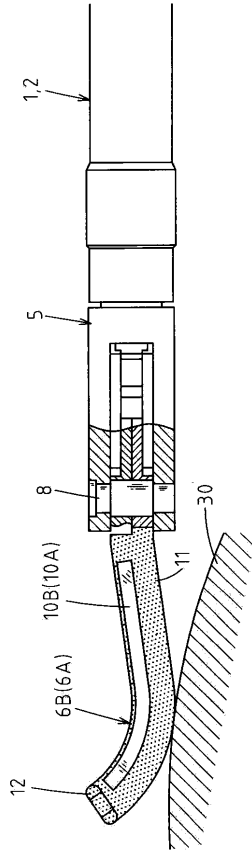
【図5】



【図6】



【 7 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-190564(JP,A)
特開2002-078714(JP,A)
特開2007-054665(JP,A)
特開2007-215896(JP,A)
特開2003-175054(JP,A)
特表2002-513623(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12

专利名称(译)	剪刀式内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	JP4726014B2	公开(公告)日	2011-07-20
申请号	JP2007284366	申请日	2007-10-03
[标]申请(专利权)人(译)	RIVER SEIKOKK		
申请(专利权)人(译)	有限公司河精工		
当前申请(专利权)人(译)	有限公司河精工		
[标]发明人	西村幸		
发明人	西村 幸		
IPC分类号	A61B18/12		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B1/00.334.D A61B1/00.622 A61B1/018.515 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK25 4C061/AA00 4C061/GG15 4C061/HH57 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK19 4C160/MM32 4C160/NN09 4C160/NN10 4C161/AA00 4C161/GG15 4C161/HH57 4C161/JJ06 4C161/JJ11		
审查员(译)	佐藤 智弥		
其他公开文献	JP2009090060A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供剪刀式高频治疗仪，能够在将高频电流分配到电极刀片之前用一对剪刀片牢固地抓住和保持纤维肌肉，并且能够安全地在短时间内平滑地剥离粘膜下层等，而不会由于高频电流的分布而对周边组织造成无用的损伤。ŽSOLUTION：一对剪刀片6A和6B形成在垂直于打开/关闭方向的方向上弯曲的形状。细长电极叶片10A和10B形成为分别在剪刀片6A和6B的纵向方向上从一对剪刀片6A和6B的相对面露出，并且形成与表面电绝缘的钩形突起12。电极叶片10B形成为一对剪刀片6A和6B中的一个的切割边缘中沿关闭方向突出。Ž

