

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4726015号
(P4726015)

(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 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2007-291302 (P2007-291302)
 (22) 出願日 平成19年10月12日(2007.10.12)
 (65) 公開番号 特開2009-95619 (P2009-95619A)
 (43) 公開日 平成21年5月7日(2009.5.7)
 審査請求日 平成22年7月13日(2010.7.13)

(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
 (74) 代理人 100160370
 弁理士 佐々木 鈴
 (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
 審査官 佐藤 智弥

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用鉗型高周波処置具

(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の先端に、前記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先端側が円弧状に開閉するよう向かい合う一対の鉗片が配置された内視鏡用鉗型高周波処置具において、

前記一対の鉗片が、それぞれ閉じ方向に細幅部が突出する段付き凸状の断面形状に形成されると共に、前記一対の鉗片の幅の一方の辺寄りに変位した位置において、前記一対の鉗片が閉じられた状態で互いの細幅部どうしが長手方向にすれ違って並列に並ぶように配置され、前記一対の鉗片の少なくとも一方の前記細幅部の凸状の頂部である突端面のみに導電性金属が露出する電極刃が形成され、それ以外の部分の前記鉗片の外表面全体が電気絶縁材で被覆されていることを特徴とする内視鏡用鉗型高周波処置具。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載された内視鏡用鉗型高周波処置具において、前記鉗片全体が導電性金属により形成されて、前記鉗片の前記電極刃以外の部分の外表面に電気絶縁性被膜が被覆されている内視鏡用鉗型高周波処置具。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載された内視鏡用鉗型高周波処置具において、前記一対の鉗片の双方の細幅部の突端面が前記電極刃になっている内視鏡用鉗型高周波処置具。

【請求項 4】

請求項 1 ないし 3 の何れかに記載された内視鏡用鉗型高周波処置具において、前記一対

20

の銑片が開閉動作する際には前記細幅部の側面どうしが極近接してすれ違う内視鏡用銑型高周波処置具。

【請求項 5】

請求項 1 ないし 4 の何れかに記載された内視鏡用銑型高周波処置具において、前記一对の銑片が、前記一对の銑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、前記電極刃が前記銑片の湾曲の内側寄りの位置に偏位して配置されている内視鏡用銑型高周波処置具。

【請求項 6】

請求項 1 ないし 5 の何れかに記載された内視鏡用銑型高周波処置具において、前記一对の銑片の一方又は双方の先端部分に閉じ方向に突出するフック状突片が形成されている内視鏡用銑型高周波処置具。

【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、一对の銑片に高周波電流を通電して生体組織の切開や切断等を行う内視鏡用銑型高周波処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡用銑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銑片が配置されており、切れ味をよくするためには、一对の銑片が閉じられていくのに従って互いの刃部どうしが交差するように構成されている。

そして、そのスラスト面に生体組織の焼けカスが付着すると切れ味が著しく低下するので、双方の銑片のスラスト面には電気絶縁被覆が施されて、高周波焼灼時の生体組織の焼けカスがスラスト面に付着しないように工夫されている（例えば、特許文献 1）。

【特許文献 1】 特表平 11 - 5042407 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

図 16 は、特許文献 1 に記載された発明の一对の銑片 51 により、生体組織を挟み付けた状態で高周波電流を通電して生体組織を切断する状態を示している。52 は電気絶縁被覆面であり、生体組織は、銑片 51 の金属露出面に触れる位置で、高周波電流により焼灼されて切断されていく。

しかし、実際に高周波電流を通電しながら一对の銑片 51 を閉じていくと、図 17 に示されるように、一对の銑片 51 が次第に生体組織内に食い込んで行くのに伴って、銑片 51 の裏面側が生体組織に触れる状態になって、切断が必要とされる部位以外のその周囲のある程度広い範囲の組織までが焼灼されて損壊されてしまう場合がある。

【0004】

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、生体組織の切断部の周辺の組織を損壊することなく、切断部だけを確実に焼灼して切れ味のよい切断処置を行うことができる内視鏡用銑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】

【0005】

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先端側が円弧状に開閉するよう向かい合う一对の銑片が配置された内視鏡用銑型高周波処置具において、一对の銑片が、それぞれ閉じ方向に細幅部が突出する段付き凸状の断面形状に形成されると共に、一对の銑片の幅の一方の辺寄りに変位した位置において、一对の銑片が閉じられた状態で互いの細幅部どうしが長手方向にすれ違って並列に並ぶように配置され、一对の銑片の少なくとも一方の細幅部の凸状の頂部である突端面のみに導電性金属が露出する電極刃が形成され、それ以外の部分の銑片の外表面

10

20

30

40

50

全体が電気絶縁材で被覆されている。

【 0 0 0 6 】

なお、鉄片全体が導電性金属により形成されて、鉄片の電極刃以外の部分の外表面に電気絶縁性被膜が被覆されていてもよく、一對の鉄片の双方の細幅部の突端面が電極刃になっていてもよい。そして、一對の鉄片の一方のみの細幅部の突端面が電極刃になっていてもよい。

【 0 0 0 7 】

また、一對の鉄片が開閉動作する際には細幅部の側面どうしが極近接してすれ違うようにしてもよく、一對の鉄片の細幅部どうしが各鉄片の幅の一方の辺寄りに偏位した位置においてすれ違うようにしてもよい。また、一對の鉄片の一方又は双方の先端部分に閉じ方向に突出するフック状突片が形成されていてもよい。そして、一對の鉄片が、一對の鉄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ていてもよく、電極刃が鉄片の湾曲の内側寄りの位置に偏位して配置されていてもよい。

10

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

本発明の内視鏡用鉗型高周波処置具によれば、一對の鉄片が、それぞれ閉じ方向に細幅部が突出する段付き凸状の断面形状に形成されると共に、一對の鉄片の幅の一方の辺寄りに変位した位置において、一對の鉄片が閉じられた状態で互いの細幅部どうしが長手方向にすれ違って並列に並ぶように配置され、一對の鉄片の少なくとも一方の細幅部の凸状の頂部である突端面のみに導電性金属が露出する電極刃が形成され、それ以外の部分の鉄片の外表面全体が電気絶縁材で被覆されていることにより、生体組織の切断部の周辺の組織を損壊することなく、切断部だけを確実に焼灼して切れ味のよい切断処置を行うことができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 9 】

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。

30

図2と図3は、本発明の第1の実施の形態の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と平面図、図4はその高周波鉄片6A、6B部分の斜視図である。

1は、内視鏡の処置具案内管に挿脱自在な可撓性シースであり、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いる。可撓性シース1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、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の外周にシース外皮2の先端が固定されている。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せることができる。

【 0 0 1 0 】

40

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棒であり、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。先端支持棒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對の鉄片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。

【 0 0 1 1 】

この実施の形態においては、各鉄片6A、6Bが真っ直ぐな棒状に形成されていて、その先端部分60A、60Bは他の部分より幅広に形成されて、生体組織に押し付けられた時でも機械的穿孔が発生し難くなっている。9は、一對の鉄片6A、6Bを開閉駆動するための導電金属製の公知のリンク機構であり、操作ワイヤー4の先端がリンク機構9に連

50

結されている。ただし、一对の鉄片 6 A , 6 B の開閉駆動をリンク機構 9 以外の機構で行ってもよい。

【 0 0 1 2 】

そのような構成により、操作部において操作ワイヤー 4 を進退操作すれば一对の鉄片 6 A , 6 B が各々支軸 8 を中心に回転して前方に向かって開閉し、操作ワイヤー 4 を軸周りに回転操作すれば、先端支持棒 5 や鉄片 6 A , 6 B 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ー 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、操作ワイヤー 4 を経由して各鉄片 6 A , 6 B 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 6 A , 6 B 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。

10

【 0 0 1 3 】

図 2 に示される A - A 線における断面図である図 1 にも示されるように、各鉄片 6 A , 6 B には、各鉄片 6 A , 6 B より幅が狭い（より具体的には、各鉄片 6 A , 6 B の幅の半部の幅よりさらに幅が狭い）細幅部 1 6 A , 1 6 B が閉じ方向の面に突出形成されて、各鉄片 6 A , 6 B の断面形状が段付き凸状になっている。そして、一对の鉄片 6 A , 6 B が開閉動作する際には細幅部 1 6 A , 1 6 B の側面どうしが極接近して、ぶつかり合わない程度の最小限の間隔（例えば、0 . 3 m m 以下程度の間隔）で、鉄片 6 A , 6 B の幅を二等分する中心位置を間に挟んですれ違い、一对の鉄片 6 A , 6 B が閉じられた状態では互いの細幅部 1 6 A , 1 6 B どうしがすれ違って並列に並ぶように配置されている。

【 0 0 1 4 】

20

各細幅部 1 6 A , 1 6 B の突端面は、鉄片 6 A , 6 B の開閉方向に対して垂直をなす平面状に形成されて、導電性金属が露出する電極刃 1 0 A , 1 0 B になっている。即ち、各鉄片 6 A , 6 B は、各細幅部 1 6 A , 1 6 B の突端面である電極刃 1 0 A , 1 0 B 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がりに、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 1 1 が被覆されている。電気絶縁性被膜 1 1 部分は全図について砂目状に表示してある。このようにして、高周波電極である電極刃 1 0 A , 1 0 B のみが金属露出面になっていることにより、その他の部分では高周波焼灼が行われないので、高周波処置の際に必要な生体組織だけを焼灼して、安全に切開又は切断等を行うことができる。

【 0 0 1 5 】

30

図 5 ないし図 7 は、この実施の形態の内視鏡用鉄型高周波処置具を用いて、一对の鉄片 6 A , 6 B の間に生体組織を挟み付けた状態で鉄片 6 A , 6 B に高周波電流を通電して生体組織を切断する状態を示しており、図 5 に示されるように、生体組織は、電極刃 1 0 A , 1 0 B に触れる位置で、高周波電流により焼灼され、高周波電流を通電しながら一对の鉄片 6 A , 6 B を閉じていくと、図 6 に示されるように、各鉄片 6 A , 6 B の細幅部 1 6 A , 1 6 B が生体組織内に食い込んで生体組織が切断されていく。その際に、生体組織に触れる電極刃 1 0 A , 1 0 B の範囲は変わらないので、電極刃 1 0 A , 1 0 B に触れる一定幅の生体組織だけが焼灼、切断されて、切断部の周辺の組織が損壊されない。

【 0 0 1 6 】

そして、図 7 に示されるように、一对の鉄片 6 A , 6 B の細幅部 1 6 A , 1 6 B どうしがすれ違った状態では、すれ違い時に向かい合うすれ違い面（即ち、スラスト面）が電気絶縁されていてその部分では生体組織が焼灼されないで、細幅部 1 6 A , 1 6 B のすれ違い動作が生体組織の焼けカスにより阻害されず、切れ味のよい切断処置を行うことができる。

40

【 0 0 1 7 】

図 8 と図 9 は、本発明の第 2 及び第 3 の実施の形態の内視鏡用鉄型高周波処置具の鉄片 6 A , 6 B を示しており、一方の鉄片 6 A の先端部分 6 0 A 又は双方の鉄片 6 A , 6 B の先端部分 6 0 A , 6 0 B に、閉じ方向に突出するフック状突片を突出形成したものであり、その他の構成は前述の第 1 の実施の形態と同様である。このように構成することにより、切断対象になる生体組織をフック状突片に引っ掛けて引き寄せたり、二つのフック状突

50

片の間に挟み付けて引き寄せたりすることができる。

【 0 0 1 8 】

図 1 0 は、本発明の第 4 の実施の形態の内視鏡用鉗型高周波処置具の先端付近の平面図であり、一対の鉗片 6 A , 6 B が、開閉動作方向に対し垂直な面上において湾曲した形状に形成されている。この実施例では、各鉗片 6 A , 6 B が、先端支持棒 5 から前方に向かって従って可撓性シース 1 の先端部分の中心線（即ち、先端支持棒 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 3 0 に接触させれば、その体内組織面 3 0 に電極刃 1 0 A , 1 0 B が接触し難い状態になり、正常な体内組織面 3 0 を焼灼する恐れが減少する。また、鉗片 6 A , 6 B が先端支持棒 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）、鉗片 6 A , 6 B の曲がり量を大きくとることができる。両鉗片 6 A , 6 B の湾曲形状は同じであり、したがって一対の鉗片 6 A , 6 B は互いに向かい合った状態で開閉する。なお、一対の鉗片 6 A , 6 B が、開閉動作方向に対し垂直な面以外の面上において湾曲した形状に形成されていてもよい。

10

【 0 0 1 9 】

図 1 1 は、本発明の第 5 の実施の形態の鉗片 6 A , 6 B の断面図（図 2 の A - A 線における断面図に相当）であり、電極刃 1 0 A , 1 0 B を形成する導電性金属の露出面が一対の鉗片 6 A , 6 B の開閉方向に対して傾斜して形成されている。より具体的には、電極刃 1 0 A , 1 0 B を形成する導電性金属の露出面が、細幅部 1 6 A , 1 6 B の突端面の一部（例えば、電極刃 1 0 A , 1 0 B の幅のうち他方の電極刃 1 0 A , 1 0 B に近い側の半幅分程度）を面取り状に傾斜させた斜面として形成されている。このように構成すると、図 1 2 に示されるように、体内組織に対する電極刃 1 0 A , 1 0 B の当接状態がなだらかなり、よりスムーズな切断処置を行うことができる。

20

【 0 0 2 0 】

図 1 3 は、本発明の第 6 の実施の形態の鉗片 6 A , 6 B の断面図（図 2 の A - A 線における断面図に相当）であり、一方の細幅部 1 6 B が鉗片 6 B の幅の一方の辺に沿って形成されており、その結果、一対の鉗片 6 A , 6 B の細幅部 1 6 A , 1 6 B が鉗片 6 A , 6 B の幅の中心を外れて一方の辺寄りに偏位した位置においてすれ違う。このような構成は、例えば図 1 4 に示されるように、一対の鉗片 6 A , 6 B が湾曲した形状に形成されている場合において特に有効であり、電極刃 1 0 A , 1 0 B が体内組織面 3 0 から遠ざかるので、電極刃 1 0 A , 1 0 B が正常な体内組織面 3 0 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。

30

【 0 0 2 1 】

図 1 5 は、本発明の第 7 の実施の形態の鉗片 6 A , 6 B の断面図（図 2 の A - A 線における断面図に相当）であり、一対の鉗片 6 A , 6 B の一方のみの細幅部 1 6 A の突端面が電極刃 1 0 A になっていて、他方の細幅部 1 6 B の突端面には電気絶縁性被膜 1 1 が被覆されている。このように構成すると、切断のために生体組織が焼灼される幅をより狭くすることができ、目的に応じて選択使用することができる。

【 0 0 2 2 】

なお、本発明は説明した各実施の形態に限定されるものではなく、本発明は、一対の電極刃 1 0 A , 1 0 B 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。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 3 】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用鉗型高周波処置具の図 2 に示される A - A 線における断面図。

【図 2】本発明の第 1 の実施の形態の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 の実施の形態の内視鏡用鉗型高周波処置具の先端付近の平面図。

50

【図 4】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用鉗型高周波処置具の鉗片の斜視図。

【図 5】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用鉗型高周波処置具の使用状態の断面図。

【図 6】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用鉗型高周波処置具の使用状態の断面図。

【図 7】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用鉗型高周波処置具の使用状態の断面図。

【図 8】本発明の第 2 の実施の形態の内視鏡用鉗型高周波処置具の鉗片の斜視図。

【図 9】本発明の第 3 の実施の形態の内視鏡用鉗型高周波処置具の鉗片の斜視図。

【図 10】本発明の第 4 の実施の形態の内視鏡用鋏型高周波処置具の先端付近の平面図。

【図 1 1】本発明の第 5 の実施の形態の内視鏡用鉗型高周波処置具の鉗片の断面図。

【図 1 2】本発明の第 5 の実施の形態の内視鏡用鋏型高周波処置具の使用状態の断面図。

【図 13】本発明の第 6 の実施の形態の内視鏡用鉗型高周波処置具の鉗片の断面図。

【図 14】本発明の第 6 の実施の形態の内視鏡用鉗型高周波処置具の先端付近の平面図。

【図 15】本発明の第 7 の実施の形態の内視鏡用鉗型高周波処置具の鉗片の断面図。

【図 16】従来の内視鏡用鉗型高周波処置具の使用状態の断面図。

【図 17】従来の内視鏡用鉗型高周波処置具の使用状態の断面図。

【符号の説明】

【 0 0 2 4 】

1 ...可撓性シース

2 ... シース外皮

4 ... 操作ワイヤー

6 A , 6 B ... 鋏片

1 0 A , 1 0 B ...電極刃

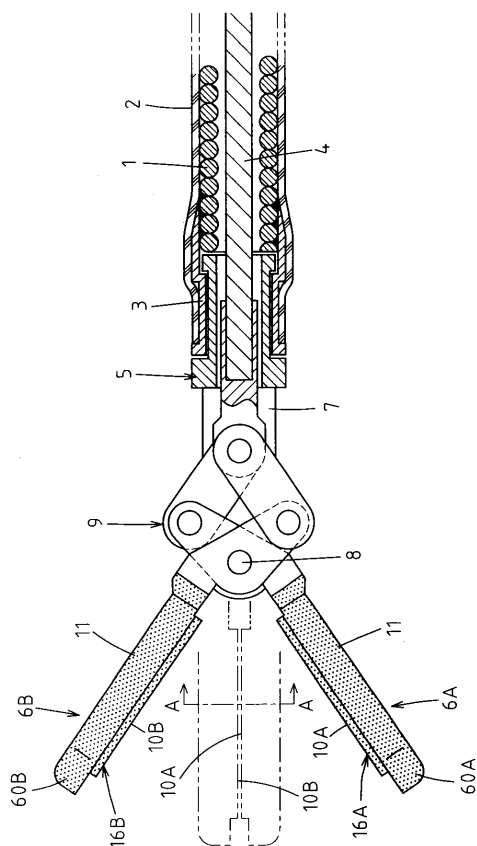
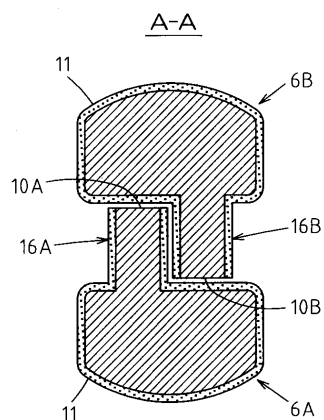
1 1 ... 電気絶縁性被膜（電気絶縁材）

1 6 A , 1 6 B ...細幅部

6 0 A , 6 0 B ... 先端部分

【图 1】

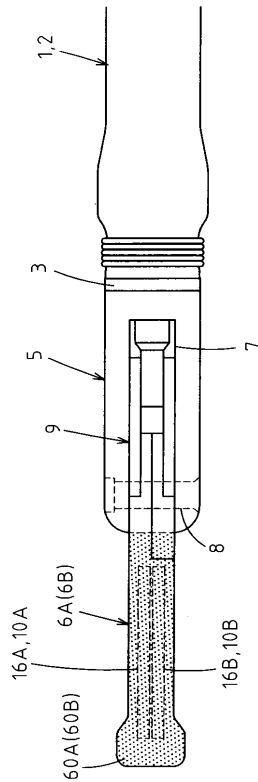
【圖 2】



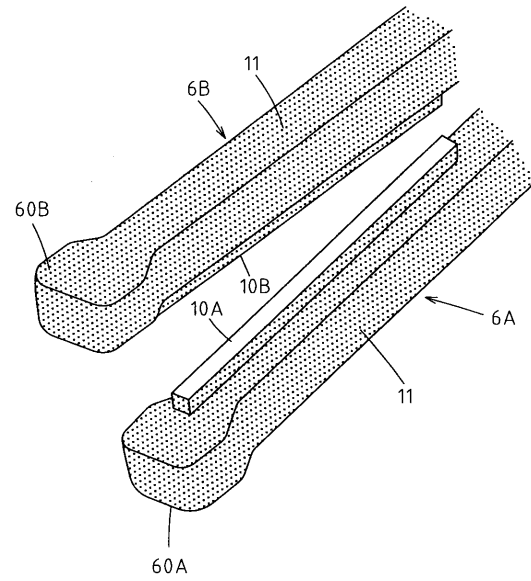
10

20

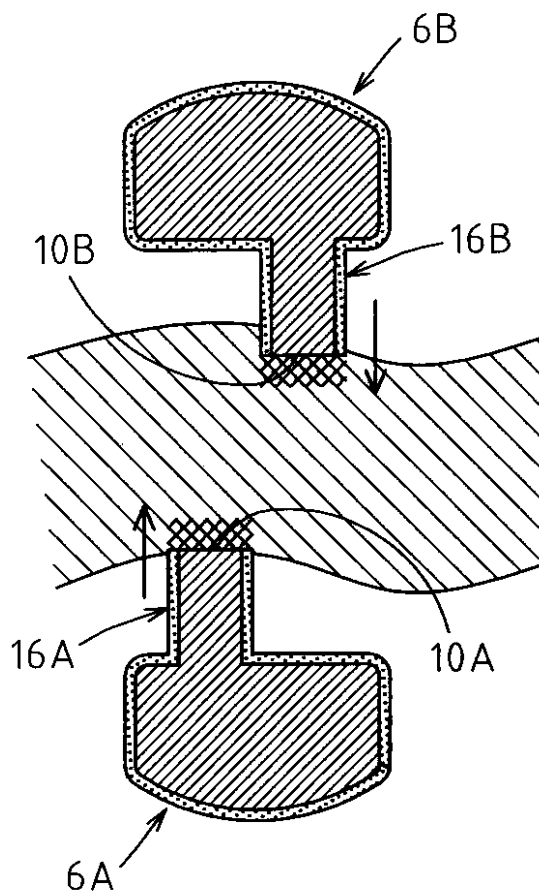
【図 3】



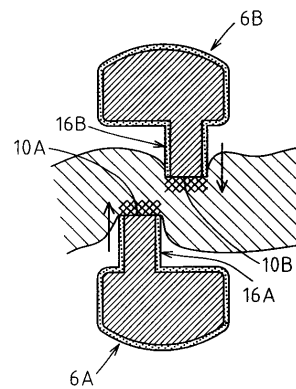
【図 4】



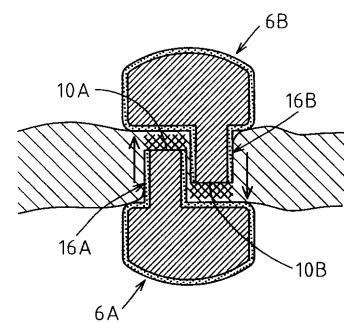
【図 5】



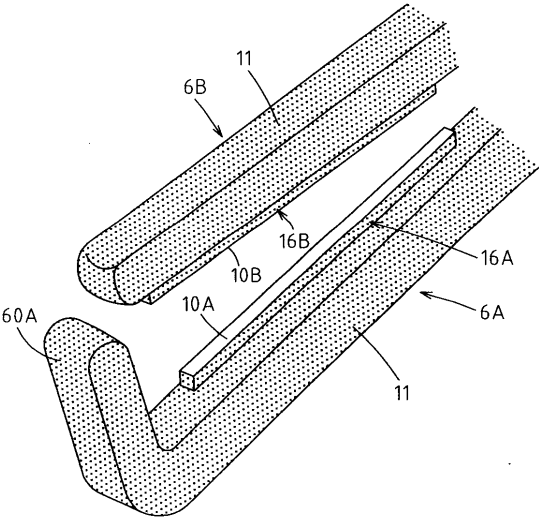
【図 6】



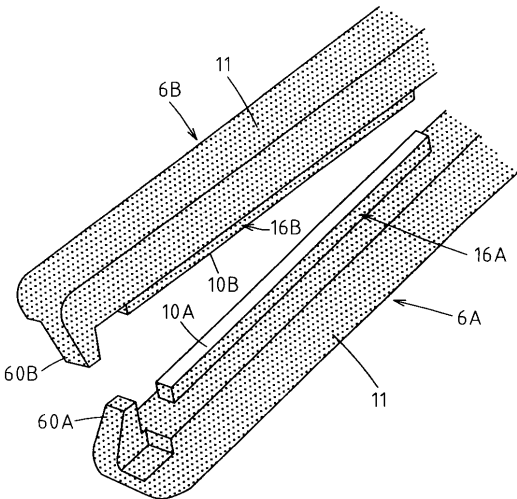
【図 7】



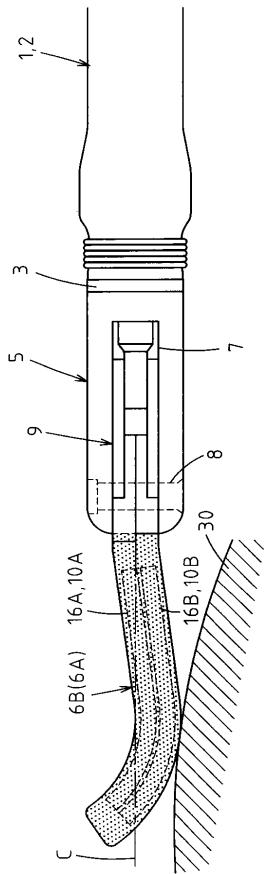
【図 8】



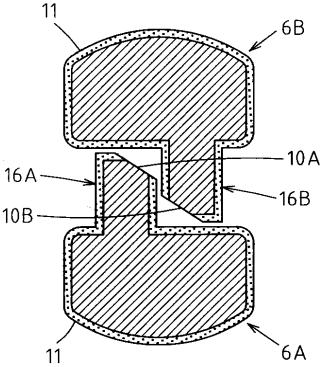
【図 9】



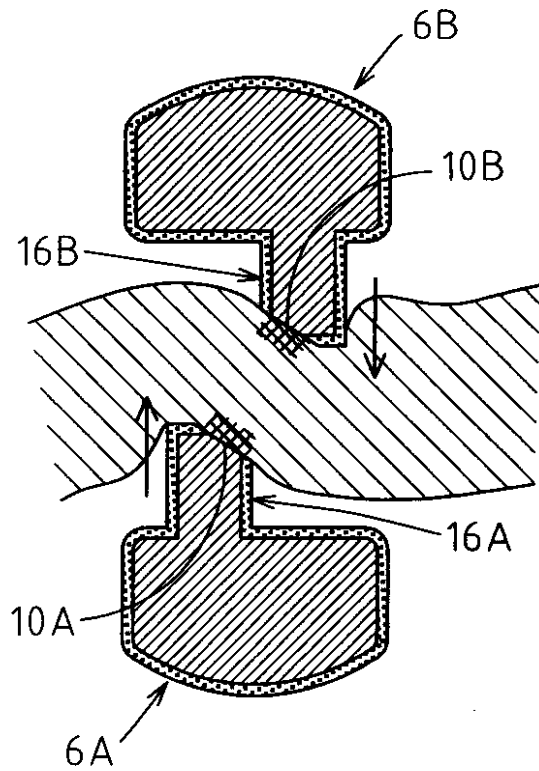
【図 10】



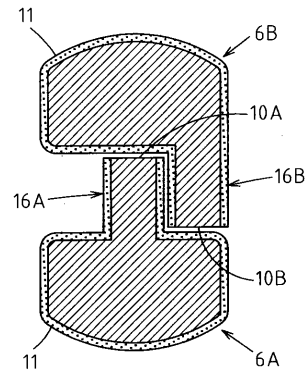
【図 11】



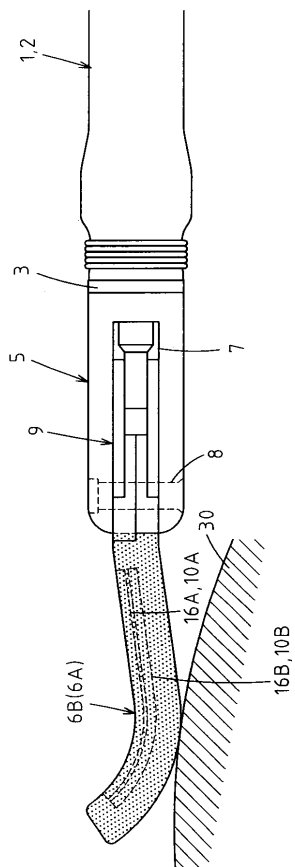
【図 1 2】



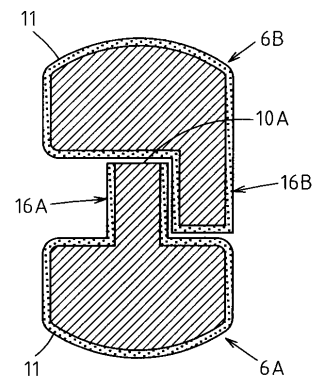
【図 1 3】



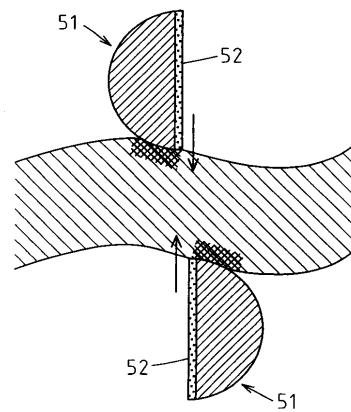
【図 1 4】



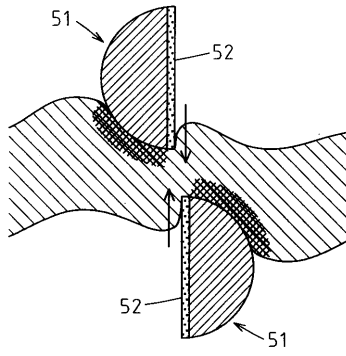
【図 1 5】



【図 1 6】



【図 17】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平10-192295(JP,A)
特開平10-258063(JP,A)
特開2005-237574(JP,A)
特開2002-078714(JP,A)
特開2001-190564(JP,A)
国際公開第04/105625(WO,A1)

(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	JP4726015B2	公开(公告)日	2011-07-20
申请号	JP2007291302	申请日	2007-10-12
[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 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/FF14 4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK09 4C060/KK10 4C060/KK13 4C060/KK25 4C060/MM24 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK19 4C160/KK39 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN10		
审查员(译)	佐藤 智弥		
其他公开文献	JP2009095619A		
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器，只能切割一个切割区域进行锐切治疗，而不会损坏待切割部分的周边生物组织。解决方案：每个剪刀片6A和6B在其横截面中形成为阶梯状凸起形状，使得窄宽度部分16A和16B中的每一个可以在其闭合方向上突出。当一对剪刀片6A和6B闭合时，窄宽度部分16A和16B布置成彼此并置。电极叶片10A和10B形成有导电金属，该导电金属仅暴露在窄宽度部分16A和16B的每个尖端表面上，并且除了窄宽度部分16A的尖端表面之外的整个剪刀片6A和6B的外表面上形成。16B涂有电绝缘材料11

