

(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2011-98066

(P2011-98066A)

(43) 公開日 平成23年5月19日(2011.5.19)

(51) Int.Cl.
A61B 18/12 (2006.01)F1
A61B 17/39 310テーマコード (参考)
4C160

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2009-254592 (P2009-254592)
(22) 出願日 平成21年11月6日 (2009.11.6)(71) 出願人 000113263
HOYA株式会社
東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(74) 代理人 100091317
弁理士 三井 和彦
(72) 発明者 岩田 洋志
東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HO
YA株式会社内
(72) 発明者 石田 則幸
東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HO
YA株式会社内
(72) 発明者 杉田 憲幸
東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HO
YA株式会社内
Fターム(参考) 4C160 KK03 KK06 KK19 KK39 KK52
KL03 MM32 NN09

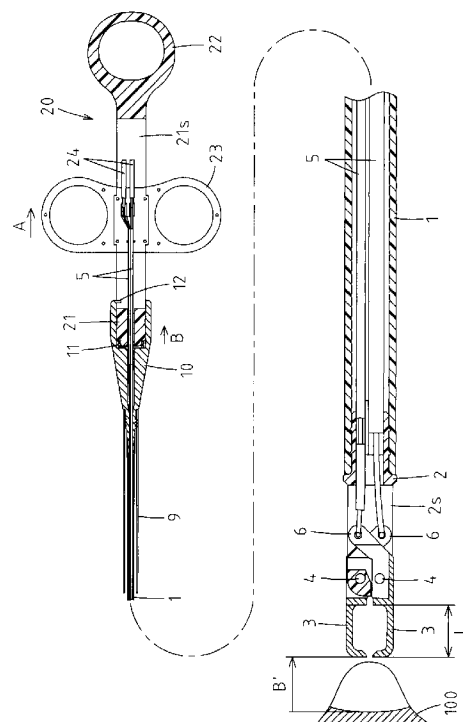
(54) 【発明の名称】 内視鏡用鉗型高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】鉗型電極による切開操作において、鉗型電極への焼け焦げ組織の付着が少なく、切開操作を連続してスムーズに行うことができる内視鏡用鉗型高周波処置具を提供すること。

【解決手段】操作ワイヤ5が所定以上の牽引力で牽引操作されることにより縮む圧縮コイルスプリング11が可撓性シース1に対して直列に介挿配置され、圧縮コイルスプリング11は、操作ワイヤ5が牽引されていない状態において一定長圧縮された状態にセットされると共に、そのセット状態からの圧縮コイルスプリング11の最大縮み代Bが、鉗型電極の刃長Lより長く設定されている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

高周波電流が通電される一対の鋏型電極が、可撓性シースの先端に開閉自在に配置され、上記可撓性シース内に軸線方向に進退自在に挿通配置された操作ワイヤを上記可撓性シースの基端に連結された操作部から牽引操作することにより上記一対の鋏型電極が閉じ、押し込み操作することにより開くように構成された内視鏡用鋏型高周波処置具において、

上記操作ワイヤが所定以上の牽引力で牽引操作されることにより縮む圧縮コイルスプリングが上記可撓性シースに対して直列に介挿配置され、

上記圧縮コイルスプリングは、上記操作ワイヤが牽引されていない状態において一定長圧縮された状態にセットされると共に、

そのセット状態からの上記圧縮コイルスプリングの最大縮み代が、上記鋏型電極の刃長より長く設定されてい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】

上記セット状態からの上記圧縮コイルスプリングの最大縮み代が、上記鋏型電極の刃長の二倍以下の長さに設定されている請求項 1 記載の内視鏡用鋏型高周波処置具。

【請求項 3】

上記鋏型電極は、最先端部分が閉じ方向に曲がった鉤形の形状に形成されている請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用鋏型高周波処置具。

【請求項 4】

上記圧縮コイルスプリングが、上記可撓性シースの基端を上記操作部に連結する連結部に介挿配置されている請求項 1 ないし 3 のいずれかの項に記載の内視鏡用鋏型高周波処置具。

【請求項 5】

上記圧縮コイルスプリングが、上記可撓性シースの最先端部又は中間部に介挿配置されている請求項 1 ないし 3 のいずれかの項に記載の内視鏡用鋏型高周波処置具。

【請求項 6】

上記圧縮コイルスプリングが配置されている空間の周囲を囲む円筒状カバーが設けられている請求項 1 ないし 5 のいずれかの項に記載の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】

この発明は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、高周波電流が通電される一対の鋏型電極が、可撓性シースの先端に嘴状に開閉自在に配置され、可撓性シース内に挿通配置された操作ワイヤを可撓性シースの基端側から牽引操作することにより一対の鋏型電極が閉じ、押し込み操作することにより開くように構成されている（例えば、特許文献 1）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2005-204998

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

内視鏡用鋏型高周波処置具を用いる際には、一対の鋏型電極で処置対象の生体粘膜等を挟み付け、高周波電流を通電しながら一対の鋏型電極を閉じさせるように操作することにより、鋏型電極に触れる生体組織が焼灼されて切り裂かれ、そのような操作が、普通の鋏を使用する場合と同様に繰り返し行われる。

【0005】

10

20

30

40

50

しかし、従来の内視鏡用鋏型高周波処置具においては、鋏型電極が閉じられた時に、焼灼された生体組織の中に鋏型電極が埋もれた状態になるので、鋏型電極を閉じたら即座に鋏型電極を生体組織中から引き出さないと、焼け焦げた組織が鋏型電極に固着して、鋏型電極が開かなくなってしまう。そのため、操作者の負担が大きく、実際に鋏型電極が開かなくなってしまうケースも頻発していた。

【0006】

本発明は、鋏型電極による切開操作において、鋏型電極への焼け焦げ組織の付着が少なく、切開操作を連続してスムーズに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】

【0007】

上記の目的を達成するため、本発明の内視鏡用鋏型高周波処置具は、高周波電流が通電される一対の鋏型電極が、可撓性シースの先端に開閉自在に配置され、可撓性シース内に軸線方向に進退自在に挿通配置された操作ワイヤを可撓性シースの基端に連結された操作部から牽引操作することにより一対の鋏型電極が閉じ、押し込み操作することにより開くように構成された内視鏡用鋏型高周波処置具において、操作ワイヤが所定以上の牽引力で牽引操作されることにより縮む圧縮コイルスプリングが可撓性シースに対して直列に介挿配置され、圧縮コイルスプリングは、操作ワイヤが牽引されていない状態において一定長圧縮された状態にセットされると共に、そのセット状態からの圧縮コイルスプリングの最大縮み代が、鋏型電極の刃長より長く設定されているものである。

【0008】

そして、セット状態からの圧縮コイルスプリングの最大縮み代が、鋏型電極の刃長の二倍以下の長さに設定されているとよく、鋏型電極は、最先端部分が閉じ方向に曲がった鉤形の形状に形成されていてもよい。

【0009】

なお、圧縮コイルスプリングが、可撓性シースの基端を操作部に連結する連結部に介挿配置されていてもよく、或いは、圧縮コイルスプリングが、可撓性シースの最先端部又は中間部に介挿配置されていてもよい。

【0010】

また、圧縮コイルスプリングが配置されている空間の周囲を囲む円筒状カバーが設けられていてもよい。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、可撓性シースに対して直列に介挿配置された圧縮コイルスプリングが、操作ワイヤが牽引されていない状態において一定長圧縮された状態にセットされると共に、そのセット状態からの圧縮コイルスプリングの最大縮み代が、鋏型電極の刃長より長く設定されていることにより、鋏型電極による切開操作において、鋏型電極が閉じきった状態からさらに閉じ方向に操作力が加えられると、圧縮コイルスプリングが縮んで鋏型電極がその刃長以上に後方に退避するので、鋏型電極への焼け焦げ組織の付着が少なく、切開操作を連続してスムーズに行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用鋏型高周波処置具の圧縮コイルスプリングが圧縮されて縮んだ状態の側面断面図である。

【図2】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用鋏型高周波処置具の開状態の側面断面図である。

【図3】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用鋏型高周波処置具の閉状態の側面断面図である。

【図4】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用鋏型高周波処置具の先端部分の斜視図である。

10

20

30

40

50

【図 5】本発明の第 2 の実施例に係る内視鏡用鉗型高周波処置具の側面断面図である。

【図 6】本発明の第 2 の実施例に係る内視鏡用鉗型高周波処置具の圧縮コイルスプリングが圧縮されて縮んだ状態の側面断面図である。

【図 7】本発明の第 3 の実施例に係る内視鏡用鉗型高周波処置具の側面断面図である。

【図 8】本発明の第 4 の実施例に係る内視鏡用鉗型高周波処置具の側面断面図である。

【図 9】本発明の第 5 の実施例に係る内視鏡用鉗型高周波処置具の側面断面図である。

【図 10】本発明の第 5 の実施例に係る内視鏡用鉗型高周波処置具の圧縮コイルスプリングが圧縮されて縮んだ状態の側面断面図である。

【図 11】本発明の第 6 の実施例に係る内視鏡用鉗型高周波処置具の側面断面図である。

【図 12】本発明の第 7 の実施例に係る内視鏡用鉗型高周波処置具の側面断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図 2 は、本発明の第 1 の実施例に係る内視鏡用鉗型高周波処置具（バイポーラ型）を示している。1 は、図示されていない内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される電気絶縁性の可撓性シースであり、例えば四フッ化エチレン樹脂チューブ等により形成されている。可撓性シース 1 の直径は例えば 2 mm 程度、長さは 1 ～ 2 m 程度である。

【0014】

可撓性シース 1 の最先端部に連結された電気絶縁性の先端本体 2 には、一対の鉗型電極 3 が、前方に向けて開閉自在に配置されている。この実施例の内視鏡用鉗型高周波処置具はバイポーラ型であり、一対の鉗型電極 3 の間は電気絶縁されている。

【0015】

一対の鉗型電極 3 は各々、図 4 に示されるように、最先端部分 3 a が閉じ方向に曲がった鉤形の形状に形成されている。各鉗型電極 3 は、閉じ方向の端面が屋根形に尖った断面形状に形成されている。その結果、鉗型電極 3 が高周波電流が通電された状態で生体組織に触れることで、生体組織を焼灼して切断又は切開することができる。

【0016】

一対の鉗型電極 3 は、閉じた状態においても互いに接触しないように構成されている。なお、一対の鉗型電極 3 の間の電気絶縁構造等は、バイポーラ型の内視鏡用高周波処置具において公知の各種のものをを用いることができるので、その詳細な説明は省略する。

【0017】

図 2 に戻って、一対の鉗型電極 3 を、互いの間が電気絶縁された状態で回転自在に個別に支持する一対の支軸 4 は、先端本体 2 に形成されたスリット 2 s をその先端側の位置で横切る位置に配置されている。

【0018】

可撓性シース 1 内には、導電性の一対の操作ワイヤ 5 が、互いの間が電気絶縁された状態で、軸線方向に進退自在に全長にわたって挿通配置されている。そして、各操作ワイヤ 5 の先端は、各鉗型電極 3 から一体に後方に延出する駆動レバー部 6 とスリット 2 s 内において連結されている。

【0019】

このような構成により、一対の操作ワイヤ 5 が可撓性シース 1 内で軸線方向に進退するように基端側から操作されると、一対の鉗型電極 3 が各々支軸 4 を中心に回動して前方に向かって開閉する。

【0020】

20 は、操作ワイヤ 5 を進退操作するために基端側に設けられた操作部であり、操作部本体 21 の後端部（即ち、手元側端部）には、操作者の第 1 指に係合させるための第 1 の指掛け 22 が形成されている。

【0021】

23 は、操作者の第 2 指と第 3 指に係合させるための第 2 の指掛けであり、操作部本体 21 に細長く形成されたスリット 21 s にスライド自在に係合している。第 2 の指掛け 2

10

20

30

40

50

3 には、操作ワイヤ 5 の基端が連結固定されている。

【0022】

また、図示されていない高周波電源コードを接続するための一对の接続端子 24 が、一对の操作ワイヤ 5 と導通する状態に第 2 の指掛け 23 に配置されていて、一对の操作ワイヤ 5 を介してバイポーラ型の銥型電極 3 に高周波電流を通電することができる。9 は、可撓性シース 1 の基端領域を保護する折れ止めチューブである。

【0023】

可撓性シース 1 の基端は操作部本体 21 の先端に固定的に連結されているのではなく、可撓性シース 1 の基端に固定的に取り付けられたシース基端連結環 10 が、略円柱状の操作部本体 21 の先端部分に緩く被嵌されている。その結果、シース基端連結環 10 は操作部本体 21 の先端部分に対して軸線方向に進退可能である。

10

【0024】

そのようにして可撓性シース 1 の基端を操作部 20 に連結する連結部（具体的には、操作部本体 21 の先端面とそれに対向するシース基端連結環 10 の端面との間）に、圧縮コイルスプリング 11 が直列に配置されている。

【0025】

12 は、圧縮コイルスプリング 11 が伸びきった状態にならないように、操作部本体 21 に対するシース基端連結環 10 の前方への移動を規制するストッパであり、この実施例ではシース基端連結環 10 に一体に形成されている。

【0026】

その結果、圧縮コイルスプリング 11 は、操作ワイヤ 5 が操作部 20 側から牽引操作されていない図 2 等 に示される状態においては、一定長さだけ圧縮された状態にセットされている。

20

【0027】

したがって、圧縮コイルスプリング 11 は、その装備力量より大きな牽引力で操作ワイヤ 5 が牽引されるまでは当初のセット状態を維持し、その装備力量より大きな牽引力で操作ワイヤ 5 が牽引されると、圧縮コイルスプリング 11 がさらに圧縮されて縮んだ状態になる。

【0028】

このように構成された実施例の内視鏡用銥型高周波処置具が、内視鏡の処置具挿通チャンネルに通されて使用される際には、まず図 2 に示されるように、銥型電極 3 が患部の生体組織 100 に臨む状態に誘導されたら、第 2 の指掛け 23 で操作ワイヤ 5 を先端側に押し込み操作する。

30

【0029】

それによって、一对の銥型電極 3 が開いた状態になるので、ひき続き可撓性シース 1 を少し前進させて、処置対象である生体組織 100 の隆起部を銥型電極 3 が挟み付けた状態になるようにする。

【0030】

そして、銥型電極 3 に高周波電流を通電して、図 3 に示されるように、第 2 の指掛け 23 で操作ワイヤ 5 を操作部 20 側に牽引操作すると、一对の銥型電極 3 が閉じ動作をして、生体組織 100 が銥型電極 3 と接触する部分で焼灼、切開される。ここまでの間、操作ワイヤ 5 にはさほど大きな牽引力が作用しないので、圧縮コイルスプリング 11 が縮むことはない。

40

【0031】

しかし、一对の銥型電極 3 が図 3 に示されるように閉じきった状態になった時に、第 2 の指掛け 23 を操作する力を緩めることなく、図 1 に矢印 A で示されるように操作ワイヤ 5 の牽引操作をそのまま続ければ、その牽引力により圧縮コイルスプリング 11 が圧縮されて、圧縮コイルスプリング 11 の最大縮み代である B だけ縮み、シース基端連結環 10 が操作部 20 側に引き寄せられる。

【0032】

50

すると、シース基端連結環 10 に連結されている可撓性シース 1 の先端部分がシース基端連結環 10 の移動距離と同じ距離だけ後退するので、銲型電極 3 が長さ B' ($=B$) だけ後退する。そこで、本発明においては、圧縮コイルスプリング 11 の最大縮み代 B が、銲型電極 3 の刃長 L より長く設定されている。即ち、 $B' = B > L$ である。

【0033】

その結果、第 2 の指掛け 23 で操作ワイヤ 5 を牽引操作する操作を、銲型電極 3 が閉じた時点で停止することなく一気に行うと、図 3 と図 1 に動作が図示されるように、生体組織 100 を切開した銲型電極 3 がその切開部に触れない後方位置に瞬時に退避して（その退避中に、銲型電極 3 に触れる生体組織 100 がさらに切開される）、生体組織 100 と接触しない状態になる。したがって、銲型電極 3 に対する焼け焦げ組織の付着が極めて少なく、次の切開処置を連続してスムーズに行うことができる。

10

【0034】

ただし、高周波電流が通電された状態の銲型電極 3 が生体組織 100 から大きく退避し過ぎると、健康な粘膜面等に触れて火傷させるおそれが生じる。したがって、圧縮コイルスプリング 11 の最大縮み代 B は、銲型電極 3 の刃長 L の二倍以下程度の長さに設定するのがよい。即ち、 $B' = B \leq 2L$ である。

【0035】

図 5 は、本発明の第 2 の実施例に係る内視鏡用銲型高周波処置具を示しており、圧縮コイルスプリング 11 を可撓性シース 1 の最先端部に配置したものである。シース基端連結環 10 は、操作部本体 21 に対し進退しない状態に連結されている。

20

【0036】

この実施例では、銲型電極 3 を支持する先端本体 2 と、可撓性シース 1 の先端に取り付けられたシース口金 2' とが分割形成されて、その先端本体 2 とシース口金 2' との間に圧縮コイルスプリング 11 が直列に介挿配置されている。

【0037】

円筒状に形成されてシース口金 2' に緩く内挿された連結筒体 13 の先端側が先端本体 2 に固着され、他の部材に対してフリーであるその後端側にはシース口金 2' 内を通過できない太さのストッパ 12' が設けられている。その他の構成は、前述の第 1 の実施例と同じである。

【0038】

圧縮コイルスプリング 11 は、ストッパ 12' がシース口金 2' の後端に当接することにより、第 1 の実施例と同様にある程度圧縮された状態を保ち、所定の装備力量が付与されて取り付けられている。そして、圧縮コイルスプリング 11 の最大縮み代 B は、第 1 の実施例と同様に、銲型電極 3 の刃長 L に対し $L < B \leq 2L$ の関係に設定されている（以下、全ての実施例において同様である）。

30

【0039】

このように構成された実施例の内視鏡用銲型高周波処置具においても、圧縮コイルスプリング 11 の装備力量より小さな力で第 2 の指掛け 23 を進退操作すると、圧縮コイルスプリング 11 の長さが変化することなく銲型電極 3 が開閉する。

【0040】

そして、図 6 に示されるように、圧縮コイルスプリング 11 の装備力量より大きな力で第 2 の指掛け 23 を牽引操作すると、一对の銲型電極 3 が閉じた後に圧縮コイルスプリング 11 が圧縮されて、銲型電極 3 が後退し、第 1 の実施例と同様の作用、効果が得られる。

40

【0041】

図 7 は、本発明の第 3 の実施例に係る内視鏡用銲型高周波処置具を示しており、第 2 の実施例に係る内視鏡用銲型高周波処置具をモノポーラ型の構成にしたものである。操作ワイヤ 5' は可撓性シース 1 内に一本だけ挿通配置されている。

【0042】

先端においては、一对の銲型電極 3 が同じ一本の支軸 4' で回動自在に支持されている

50

。15は、一对の鋏型電極3を開閉駆動するための公知のリンク機構である。圧縮コイルスプリング11が設けられている部分の構成等は第2の実施例と同じである。

【0043】

このように、本発明はバイポーラ型及びモノポーラ型のどちらのタイプの内視鏡用鋏型高周波処置具にも適用することができる。第1の実施例のように圧縮コイルスプリング11が操作部20側に配置されている場合でも同様である。

【0044】

図8は、本発明の第4の実施例に係る内視鏡用鋏型高周波処置具を示しており、モノポーラ型の内視鏡用鋏型高周波処置具において、圧縮コイルスプリング11を可撓性シース1, 1'の中間部に配置したものである。

10

【0045】

この実施例では、分断された可撓性シース1, 1'のあい対向する端部に各々シース口金2', 2"が取り付けられている。連結筒体13は双方のシース口金2', 2"内に緩く内挿されていて、両端部付近にストッパ12', 12"が固着されている。その他の構成は第3の実施例と同様である。

【0046】

このように構成することによっても、第1～第3の実施例と同様の作用、効果を発揮することができる。また、バイポーラ型の場合でも同様にして、可撓性シース1, 1'の中間部に圧縮コイルスプリング11を配置することができる。

【0047】

20

図9は、本発明の第5の実施例に係る内視鏡用鋏型高周波処置具を示しており、圧縮コイルスプリング11が配置されている空間の周囲を囲む円筒状カバー16を第2の実施例の構成に付加したものである。その他の構成は第2の実施例と同じである。

【0048】

この実施例では、圧縮コイルスプリング11が圧縮された状態になると、図10に示されるように、円筒状カバー16が可撓性シース1の外表面に沿って相対的にスライドする。したがって、圧縮コイルスプリング11に汚物が付着するなどの不都合が発生し難く、圧縮コイルスプリング11のスムーズな伸縮動作が確保される。

【0049】

図11は、図7に示される第3の実施例に円筒状カバー16が付加された本発明の第6の実施例を示し、図12は、図8に示される第4の実施例に円筒状カバー16が付加された本発明の第7の実施例を示している。

30

【0050】

このように本発明は多様な実施態様をとることができ、さらに上記各実施例以外の態様であっても本発明に含まれるものである。

【符号の説明】

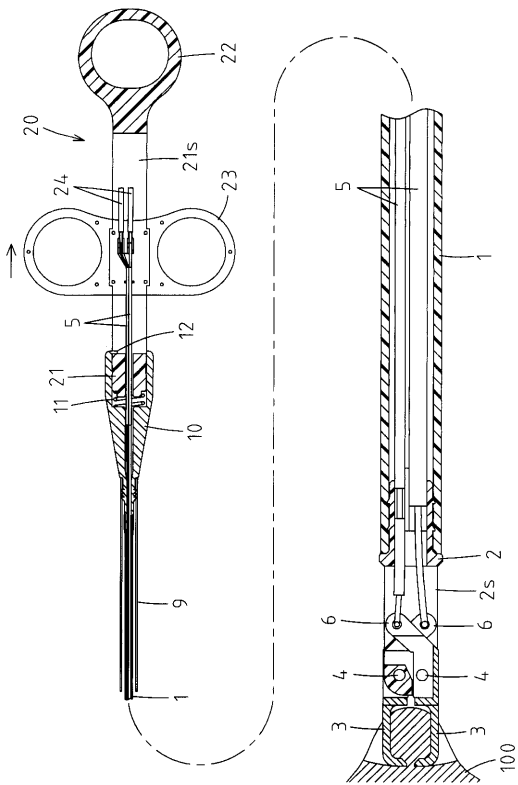
【0051】

- 1, 1' 可撓性シース
- 3 鋏型電極
- 3a 最先端部分
- 5, 5' 操作ワイヤ
- 10 シース基端連結環
- 11 圧縮コイルスプリング
- 12, 12', 12" ストッパ
- 16 円筒状カバー
- 20 操作部
- 21 操作部本体
- 23 第2の指掛け
- 24 接続端子
- B 最大縮み代

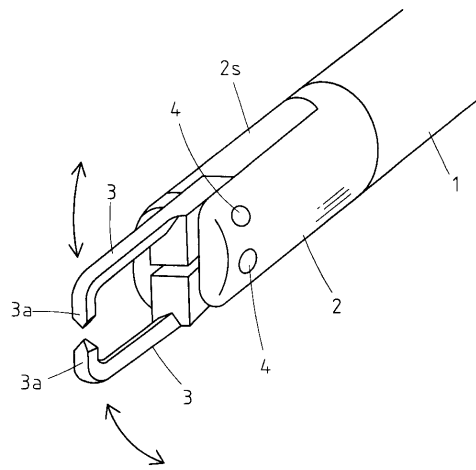
40

50

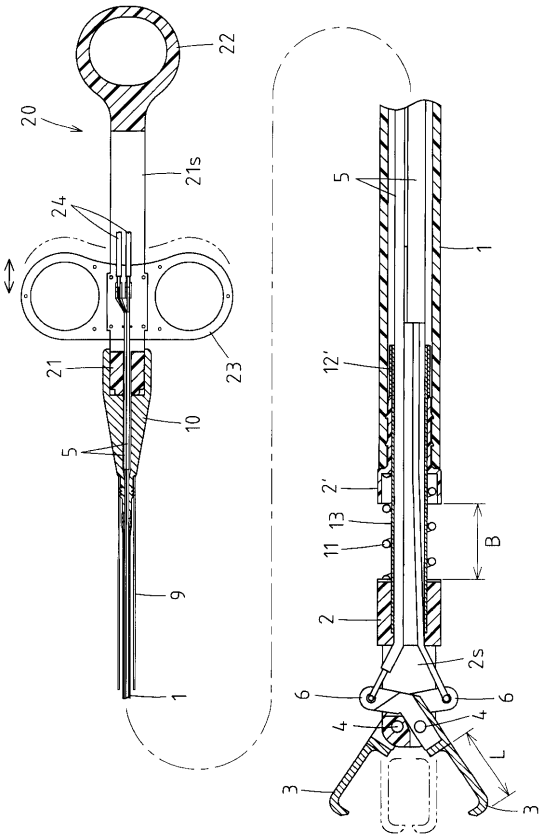
【図 3】



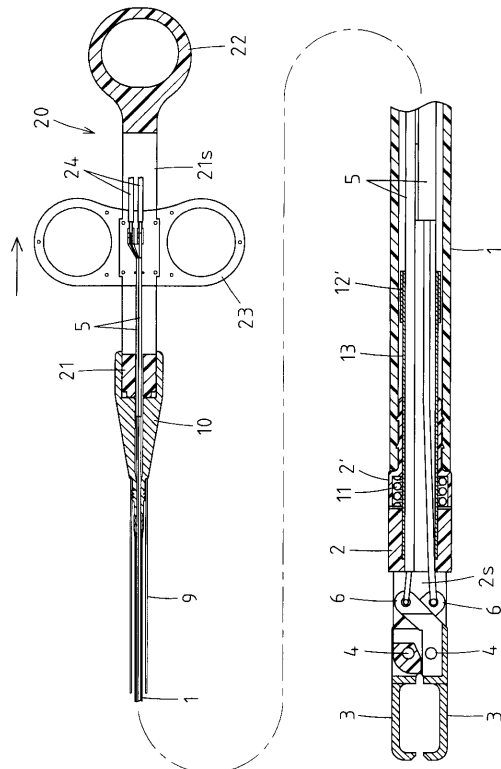
【図 4】



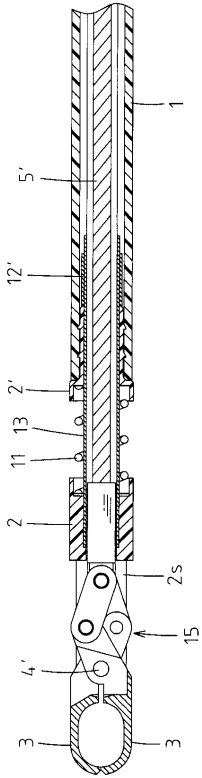
【図 5】



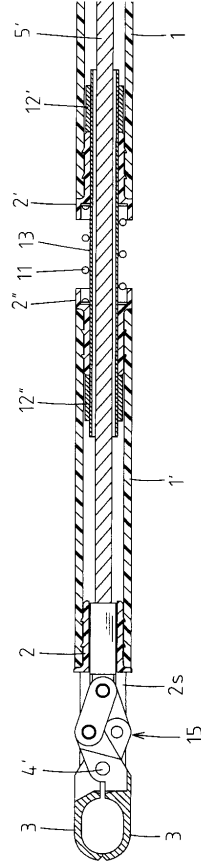
【図 6】



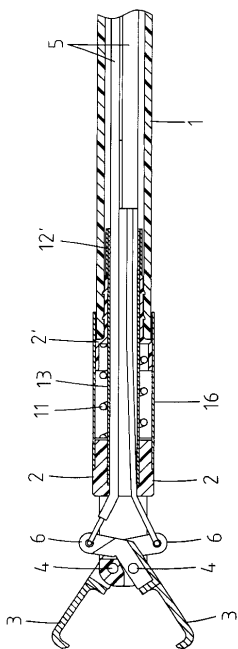
【図 7】



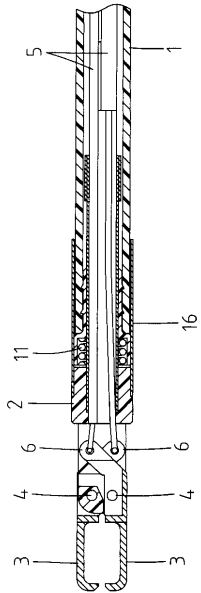
【図 8】



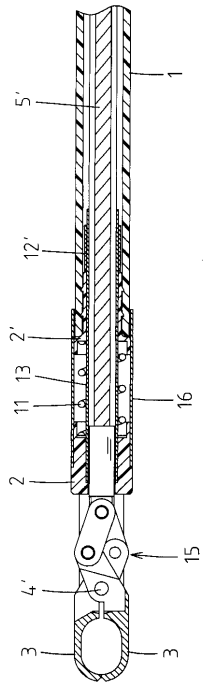
【図 9】



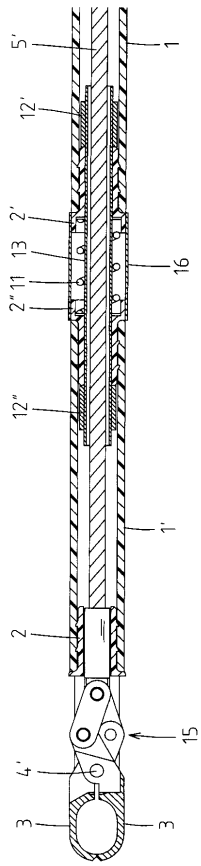
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



专利名称(译)	剪刀式内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	JP2011098066A	公开(公告)日	2011-05-19
申请号	JP2009254592	申请日	2009-11-06
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	岩田洋志 石田则幸 杉田憲幸		
发明人	岩田 洋志 石田 则幸 杉田 憲幸		
IPC分类号	A61B18/12		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK19 4C160/KK39 4C160/KK52 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN09		
代理人(译)	三井和彦		
其他公开文献	JP5366763B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于内窥镜的剪刀式高频治疗仪，该剪刀式高频治疗仪能够在使用剪刀式电极的切割操作中连续且平滑地进行切割操作，同时减少焦化组织附着在剪刀式电极上。 解决方案：压缩螺旋弹簧11与柔性护套1串联布置，该压缩螺旋弹簧11通过操作线5的拉动操作以预定值或更大的拉力收缩。压缩螺旋弹簧11在非拉出状态下以压缩状态设定一定长度，并且从设定状态起压缩螺旋弹簧11的最大收缩余量B被设定为比剪刀状电极的刃长L长。[选型图]图1

