

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5312868号
(P5312868)

(45) 発行日 平成25年10月9日(2013.10.9)

(24) 登録日 平成25年7月12日(2013.7.12)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 17/28 (2006.01) A 6 1 B 17/28 3 1 0
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 17/39
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 2 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2008-199765 (P2008-199765)
 (22) 出願日 平成20年8月1日(2008.8.1)
 (65) 公開番号 特開2010-35695 (P2010-35695A)
 (43) 公開日 平成22年2月18日(2010.2.18)
 審査請求日 平成23年3月18日(2011.3.18)

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100106909
 弁理士 棚井 澄雄
 (74) 代理人 100064908
 弁理士 志賀 正武
 (74) 代理人 100094400
 弁理士 鈴木 三義
 (74) 代理人 100086379
 弁理士 高柴 忠夫
 (74) 代理人 100129403
 弁理士 増井 裕士

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

回動軸によって互いに回動可能に連結された一对の鉗子部材を有する処置部と、
 前記一对の鉗子部材の先端側が離間して開くように取り付けられた付勢部材と、
 前記一对の鉗子部材の長手方向に相対移動可能に取り付けられた開閉部と、
 前記一对の鉗子部材の少なくとも一方の外面に設けられた第1の電気接点と、
 前記開閉部の前記一对の鉗子部材に対向する面に設けられた第2の電気接点と、
 を備え、

前記第2の電気接点は、高周波電源と電氣的に接続可能に構成されており、

前記開閉部は、前記一对の鉗子部材の開閉方向において重畳するように相対移動することによって、前記付勢部材の付勢力に抗して前記一对の鉗子部材を押圧し、前記一对の鉗子部材の前記先端側を接近させて閉じることができ、

前記開閉部が前記一对の鉗子部材の長手方向に相対移動して前記第1の電気接点と前記第2の電気接点とが接触すると、前記高周波電源から前記第1の電気接点が設けられた前記鉗子部材に高周波電流が供給される

ことを特徴とする内視鏡用処置具。

【請求項 2】

前記処置部が先端に設けられた第1のコイルシースと、

前記第1のシースが挿通され、前記開閉部が先端側に設けられた第2のコイルシースと

をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、経内視鏡的に体腔内に挿入されて組織に対して手技を行う内視鏡用処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、経内視鏡的に体腔内に挿入され、患者の体腔内組織に対して様々な手技を行う内視鏡用処置具が知られている。

代表的な内視鏡用処置具として、特許文献 1 に記載の鉗子が知られている。この鉗子においては、回動自在に連結された一对の鉗子部材の基端側に設けられたピンが鉗子開閉部材に設けられたカム溝に挿通されている。そして、鉗子開閉部材が先端に取り付けられた操作ロッドを前進させると、上述したピンがカム溝に沿って移動することによって鉗子部材が開閉される。

【0003】

また、内視鏡用処置具の他の例として、特許文献 2 に記載の鉗子を挙げる事ができる。この鉗子は、体内で処置を行うための一对の鉗子片の基端に接続された操作ワイヤを進退操作すると、鉗子片を開閉させることができるように構成されている。

【特許文献 1】特開平 6 - 3 1 1 9 8 6 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 5 - 5 8 3 4 4 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、特許文献 1 に記載の鉗子は、挿入した内視鏡の先端からあまり突出させずに鉗子部材の開閉を行うことができるものの、カム溝の形状に制限があるため、鉗子部材の開角度に限度がある。その結果、鉗子部材の十分な開き幅が得にくい。鉗子部材の長さを増大させればより大きな開き幅が確保できるが、そのために処置具としての挿入性や操作性が損なわれるという問題がある。

【0005】

一方、特許文献 2 に記載の鉗子は、鉗子片の開角度及び開き幅については特許文献 1 に記載の鉗子に比して良好であるものの、構造上、鉗子を充分に開く際に、鉗子片が内視鏡の先端から大きく離れることになる。その結果、内視鏡による患部の観察が困難になり、手技時の操作性が低下する等の問題がある。

【0006】

本発明は上記事情に鑑みて成されたものであり、内視鏡の先端に近い位置で、十分な開角度及び開き幅を確保しつつ開閉操作が行える内視鏡用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】

本発明の内視鏡用処置具は、回動軸によって互いに回動可能に連結された一对の鉗子部材を有する処置部と、前記一对の鉗子部材の先端側が離間して開くように取り付けられた付勢部材と、前記一对の鉗子部材の長手方向に相対移動可能に取り付けられた開閉部と、前記一对の鉗子部材の少なくとも一方の外面に設けられた第 1 の電気接点と、前記開閉部の前記一对の鉗子部材に対向する面に設けられた第 2 の電気接点と、を備え、前記第 2 の電気接点は、高周波電源と電氣的に接続可能に構成されており、前記開閉部は、前記一对の鉗子部材の開閉方向において重畳するように相対移動することによって、前記付勢部材の付勢力に抗して前記一对の鉗子部材を押圧し、前記一对の鉗子部材の前記先端側を接近させて閉じることができ、前記開閉部が前記一对の鉗子部材の長手方向に相対移動して前記第 1 の電気接点と前記第 2 の電気接点とが接触すると、前記高周波電源から前記第 1 の

10

20

30

40

50

電気接点が設けられた前記鉗子部材に高周波電流が供給されることを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

本発明の内視鏡用処置具によれば、付勢部材により、開閉することができ、かつ一对の鉗子部材の開角度が大きく保たれ、鉗子部材の長さが短くても大きな開き幅が確保される。そして、開閉部を鉗子部材に重畳するように相対移動させることによって、処置部をあまり突出させずに容易に処置部が開閉される。

さらにこの場合、処置具の一对の鉗子部材を閉じるときにだけ高周波電流を通電し、効率よく手技を行うことができる。

【 0 0 1 1 】

本発明の内視鏡用処置具は、前記処置部が先端に設けられた第1のコイルシースと、前記第1のシースが挿通され、前記開閉部が先端側に設けられた第2のコイルシースとをさらに備えてもよい。このようにすると、処置部を開く際には第1コイルシースが圧縮され、第2コイルシースに引張張力が作用する。また、処置部が閉じられる際は、第1コイルシースに引張張力が作用し、第2コイルシースが圧縮される。したがって、圧縮及び引張張力に対する耐性を高めつつ、柔軟性をも確保することができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 2 】

本発明の内視鏡用処置具によれば、内視鏡の先端に近い位置で、十分な開角度及び開き幅を確保しつつ開閉操作を行うことができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 3 】

以下、図1から図5を参照して本発明の第1実施形態の内視鏡用処置具について説明する。本実施形態の内視鏡用処置具の一例である高周波処置具1は、図示しない電源から高周波電流が供給されて使用されるものであり、図1に示すように、体腔内組織に対して処置を行うための処置部2と、処置部2を操作するための操作部3と、処置部2と操作部3とを接続するための挿入部4とを備えて構成されている。

【 0 0 1 4 】

図2は、高周波処置具1の先端側を一部断面で示す拡大図である。図2に示すように、処置部2は、回動軸5で互いに回動自在に連結された第1鉗子部材6と第2鉗子部材7と的一对の鉗子部材を備えている。

【 0 0 1 5 】

図2において上側に位置する第1鉗子部材6は、アルミナやジルコニアといったセラミック部材、又はポリテトラフルオロエチレン（PTFE）、PEEK（登録商標）等の樹脂で構成されており、絶縁性を有している。なお、このような構成に代えてステンレス等の金属で構成されて表面に絶縁コーティングがなされたものでもよい。

【 0 0 1 6 】

一方、下側の第2鉗子部材7は、ステンレス等の導電体で形成されており、第1鉗子部材6と対向する先端側の領域が処置時に体腔内組織に通電するための電極部8として機能する。第1鉗子部材6は、接続部材9を介して給電用のワイヤ10と接続されている。

なお、第2鉗子部材7は、電極部8以外の部分には絶縁処理が施されてもよい。当該絶縁処理においては、絶縁コーティングが用いられてもよいし、絶縁性の部材が接着等によって取り付けられてもよい。

【 0 0 1 7 】

図2及び図3に示すように、第1鉗子部材6及び第2鉗子部材7には、付勢部材11が取り付けられており、各鉗子部材6、7が回動軸5を中心として回動し、先端側が離間して開くように常に開付勢されている。付勢部材11による鉗子部材6、7の開角度は、手技を好適に行うために、例えば60度以上の大きな角度に設定されるのが好ましい。付勢部材11としては、図3に示すような棒状や、板状等の部材からなる各種のバネ等の弾性を有する部材を好適に採用することができる。

【 0 0 1 8 】

10

20

30

40

50

図 2 に示すように、挿入部 4 は、先端に処置部 2 が取り付けられた第 1 コイルシース（第 1 のコイルシース）1 2 と、第 1 コイルシース 1 2 が軸線方向に進退可能に挿通される被覆管部 1 3 とを備えている。

第 1 コイルシース 1 2 は金属等の素線が密に巻かれた公知の構成を有し、内部にワイヤ 1 0 が挿通されている。第 1 コイルシース 1 2 の先端には、連結部材 1 4 を介して処置部 2 が進退不能に取り付けられている。これによって、処置部 2 は第 1 コイルシース 1 2 と一体となって進退される。

【 0 0 1 9 】

被覆管部 1 3 は、第 1 コイルシースが挿通される第 2 コイルシース（第 2 のコイルシース）1 5 と、第 2 コイルシース 1 5 の外面を絶縁被覆する絶縁チューブ 1 6 と、第 2 コイルシース 1 5 及び絶縁チューブ 1 6 の先端側に取り付けられた開閉部 1 7 とを備えて構成されている。第 2 コイルシース 1 5 及び絶縁チューブ 1 6 からなる被覆管部 1 3 の基本部分は、従来の絶縁被覆された内視鏡用処置具における可撓管とほぼ同様の構成である。

10

【 0 0 2 0 】

開閉部 1 7 は、略円筒状の部材であり、接続パイプ 1 8 を介して絶縁チューブ 1 6 と一体に取り付けられている。開閉部 1 7 は、後述する処置部 2 の開閉操作において、鉗子部材 6、7 を付勢部材 1 1 の付勢力に抗して閉じることができる程度の剛性を有する材料で形成されている。

【 0 0 2 1 】

図 1 に戻って、操作部 3 は、細長の操作部本体 1 8 と、操作部本体 1 8 に対して軸線方向に相対移動可能に取り付けられたスライダ 1 9 とを備えている。操作部本体 1 8 には、挿入部 4 が挿通される挿入部用孔 1 8 A が設けられており、被覆管部 1 3 が挿入部用孔 1 8 A に挿通されてその基端が接続されている。挿入部 4 に挿通された第 1 コイルシース 1 2 及びワイヤ 1 0 の基端は、スライダ 1 9 に接続されている。操作部本体 1 8 の基端には、指掛用のハンドル 2 0 が設けられている。

20

【 0 0 2 2 】

スライダ 1 9 には、図示しない高周波電源と接続された図示しない電源ケーブルが接続されるプラグ 2 1 が取り付けられており、ワイヤ 1 0 と電氣的に接続されている。したがって、電源ケーブルを介して高周波電源をプラグ 2 1 に接続して通電すると、高周波電流がワイヤ 1 0 及び接続部材 9 を通って電極部 8 を有する第 2 鉗子部材 7 に供給される。

30

【 0 0 2 3 】

上記のように構成された高周波処置具 1 の使用時の動作について説明する。

まず、図示しない公知の対極板と接触させた患者の体内に図示しない内視鏡を挿入し、処置対象の体腔内組織付近まで当該内視鏡の先端を進める。

【 0 0 2 4 】

続いて、スライダ 1 9 を操作部本体 1 8 に対して後退させて一对の鉗子部材 6、7 を閉じた状態とし（この動作については後述）、内視鏡の図示しない鉗子チャンネルに処置部 2 及び挿入部 4 を挿入する。そして、処置部 2 を鉗子チャンネルから突出させた後、高周波電源とプラグ 2 1 とを電源ケーブルで接続する。

【 0 0 2 5 】

40

処置を行う際には、スライダ 1 9 を操作部本体 1 8 に対して前進移動させる。すると、スライダ 1 9 に接続された第 1 コイルシース 1 2 及びワイヤ 1 0 が被覆管部 1 3 に対して前進する。これに連動して処置部 2 も被覆管部 1 3 に対して前進するように相対移動し、開閉部 1 7 の先端から突出する。処置部 2 の鉗子部材 6、7 が完全に開閉部 1 7 から露出すると、付勢部材 1 1 によって鉗子部材 6、7 の先端側が離間するように回動し、図 4 に示すように処置部 2 が開く。

【 0 0 2 6 】

ユーザが対象組織を処置部 2 の開いた鉗子部材 6、7 間に位置させて、スライダ 1 9 を操作部本体 1 8 の基端側に引き戻すと、第 1 コイルシース 1 2 及びワイヤ 1 0 が被覆管部 1 3 に対して後退し、これと連動して処置部 2 が開閉部 1 7 に向かって移動する。開閉部

50

17の先端と一对の鉗子部材6、7とが当接した後もさらにスライダ19を引き戻すと、開閉部17が鉗子部材6、7の開閉方向において鉗子部材6、7と重畳する。すなわち、挿入部4の長手方向において鉗子部材6、7と開閉部17との位置が略同一となる。そして、図5に示すように、開閉部17によって鉗子部材6、7が付勢部材11の付勢力に抗して押圧されて閉じるように回動される。このようにして処置部2に対象組織が挟み込まれる。そして、電極部8が処置対象である体内組織と接触する。

【0027】

この状態で、ユーザが高周波電源から高周波電流を供給すると、高周波電流は上述の記経路を通して電極部8まで供給され、高周波電流によって対象組織が焼灼される。

処置終了後、ユーザがさらにスライダ19を後退させると、鉗子部材6、7が完全に閉じられて挿入部4内に収容される。高周波処置具1の先端をこのような状態にしてから、ユーザは高周波処置具1を鉗子チャンネルから抜去し、かつ、内視鏡を体外へ抜去させて手技を終了する。

【0028】

本実施形態の高周波処置具1によれば、スライダ19を操作して処置部2を開閉部17よりも先端側に移動させて露出させると、付勢部材11の付勢力によって、一对の第1鉗子部材6及び第2鉗子部材7が回動軸5を中心に回動し、各鉗子部材6、7の先端側が大きな開角度で直ちに開かれる。したがって、挿入される内視鏡の先端付近で、かつ大きな開角度で処置部を開閉することができる内視鏡用処置具とすることができる。

【0029】

また、挿入部4が第1コイルシース12と第2コイルシース15との2つのコイルシースを備えているので、処置部2の一对の鉗子部材6、7を開く際には第1コイルシースが圧縮され、第2コイルシースに引張張力が作用する。また、鉗子部材6、7が閉じられる際は、第1コイルシースに引張張力が作用し、第2コイルシースが圧縮される。したがって、圧縮及び引張張力に対する耐性を高めつつ、柔軟性をも確保することができる。

【0030】

本実施形態においては、一对の鉗子部材のうち、一方の第2鉗子部材7のみに高周波電流が通電される、いわゆるモノポーラ式の高周波処置具の例を示したが、これに代えて、一对の鉗子部材の両方に処置電極が設けられた、いわゆるバイポーラ式の高周波処置具として本発明の高周波処置具を構成してもよい。この場合は、第1鉗子部材6についても第2鉗子部材7と同様の構成とすればよい。

【0031】

また、ワイヤ10やプラグ21を備えず、処置部に通電を行わない単なる把持鉗子として本発明の内視鏡用処置具を構成してもよい。このようにしても、上述した処置部の開閉挙動に関する効果を同様に得ることができる。

【0032】

続いて、本発明の第2実施形態について、図6から図8を参照して説明する。本実施形態の高周波処置具31と上述の高周波処置具1との異なるところは、第2鉗子部材とプラグとの接続態様である。

なお、上述の高周波処置具1と共通する構成については、同一の符号を付して重複する説明を省略する。

【0033】

図6は、高周波処置具31の先端を一部断面で示す図である。図6に示すように、高周波処置具31にはワイヤ10は設けられておらず、その代わりに、開閉部17の先端付近の内面に電気接点(第2の電気接点)32が設けられている。電気接点32には、給電コード33が接続されており、給電コード33は、第1コイルシース12と第2コイルシース15との間を通してプラグ21(不図示)に接続されている。

また、高周波処置具31においては、プラグ21は、スライダ19ではなく、操作部本体18に取り付けられている。したがって、給電コード33及びプラグ21は操作部本体18に対して摺動不能である。

10

20

30

40

50

【0034】

上記のように構成された高周波処置具31の使用時の動作について以下に説明する。スライダ19を操作部本体18に対して前進させると処置部2が開く点は、第1実施形態の高周波処置具1と同様である。

処置部2を閉じるために、スライダ19を操作部本体18に対して後退させると、開閉部17と処置部2の鉗子部材6、7とが当接する。そして、鉗子部材6、7が閉じるにしたがって、まず第2鉗子部材7の一部(第1の電気接点)と電気接点32とが接触して導通状態となる。

図7に示すように、処置部2がさらに挿入部4内に引き込まれると、鉗子部材6、7が完全に閉じられる。

10

【0035】

本実施形態の高周波処置具31によれば、処置部2が開いており、電気接点32と接触していない時には、処置部2に高周波電流が供給されないため、処置部2が処置対象でない体腔内組織等に接触して電流が漏れるのを好適に防止することができる。

一方、鉗子部材6、7が閉じられて、予め設定した所望の開角度となるときに電極部8に高周波電流が供給されるので、例えば組織を把持したときに、確実に電極部8に高周波電流が供給されて通電処置が行われるように調整することも可能である。したがって、処置部2に必要なときにだけ確実に高周波電流を供給して効率よく処置を行うことができる。

【0036】

20

また、給電コード33が処置部2の開閉操作に伴って進退しないため、進退に伴う力量が作用しないので、給電コード33を、例えば0.1~0.3ミリメートル(mm)程度の細径に構成することができる。したがって、給電コード33が第1コイルシース12と第2コイルシース15との間に配線されても、第1コイルシース12の被覆管部13内における摺動を妨げることがなく、良好な操作性を保持することができる。

なお、給電コード33は、第1コイルシース12内を通過してスライダ19に接続されてもよい。

【0037】

本実施形態においては、図8に示す変形例のように、第2鉗子部材7の外表面の一部が絶縁部34によって絶縁被覆されてもよい。絶縁部34は、部分的に絶縁性の部材を貼りつけたり、絶縁コーティングを施したりすることによって形成することができる。

30

このようにすると、絶縁部34の位置により鉗子部材6、7が閉じたとき又は開いた時のいずれか一方のみにおいて、電極部8に高周波電流を供給することが可能となる。そして、高周波電流が電極部8に供給されるときに鉗子部材6、7の開角度等も絶縁部34を形成する位置や形状等を変えることによって適宜調整することができる。

なお、この場合は、第2鉗子部材7の絶縁部34よりも先端側の外表面が、電気接点34と接触して電極部8に高周波電流を供給するための第1の電気接点として機能する。

【0038】

さらに他の例として、第2鉗子部材7の基端側の外表面を全体的に絶縁被覆し、一部だけ導電性の外表面を露出させ、当該外表面を第1の電気接点としてもよい。

40

【0039】

続いて、本発明の第3実施形態について、図9及び図10を参照して説明する。本実施形態の高周波処置具41と上述の高周波処置具1との異なるところは、開閉部の形状である。

なお、上述の各実施形態と共通する構成については、同一の符号を付して重複する説明を省略する。

【0040】

図9は高周波処置具41の先端側の側面図であり、図10は、同先端側の使用時の動作を示す斜視図である。

図9及び図10に示すように、開閉部42には、先端側に処置部2を閉じるための開閉

50

壁面 4 3 が軸線方向に突出して設けられている。

【 0 0 4 1 】

開閉壁面 4 3 は、各鉗子部材 6、7 の開閉方向における両端に、各鉗子部材 6、7 の開閉面 F に対して略直交するように、2 箇所設けられている。電気接点 3 2 は、第 2 鉗子部材 7 に当接する開閉壁面 4 3 A の内面に設けられている。

【 0 0 4 2 】

本実施形態の高周波処置具 4 1 においては、図 1 0 に示すように、2 箇所の開閉壁面 4 3 が、それぞれ第 1 鉗子部材 6 及び第 2 鉗子部材 7 と当接することによって押圧されて処置部 2 が閉じる。そして、第 2 鉗子部材 7 の外面と電気接点 3 2 とが接触することによって電極部 8 に高周波電流が供給される。

10

【 0 0 4 3 】

また、開閉壁面 4 3 は図 1 0 に示す上下方向にだけ形成されているので、図 1 0 に示す状態からさらにスライダ 1 9 を一定の長さ後退させても、処置部 2 の幅方向の外面は開閉部 4 2 によって覆われない。したがって、開閉部 4 2 が処置部 2 で組織を把持する際に邪魔にならず、各鉗子部材 6、7 の先端側領域を充分に使って、より好適に組織を把持しながら処置部 2 を閉じて処置等を行うことができる。

【 0 0 4 4 】

以上、本発明の各実施形態について説明したが、本発明の技術範囲は上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において種々の変更を加えることが可能である。

20

【 0 0 4 5 】

例えば、上述の各実施形態においては、挿入部が、処置部の連結された第 1 コイルシースと、第 1 コイルシースが挿通された被覆管部とを備えている例を説明したが、これに代えて、一对の鉗子部材の基端に接続されたワイヤがコイル等からなるシースに挿通され、当該シースの先端側に上述したような円筒状又は開閉壁面のような構造を有する開閉部を設けて内視鏡用処置具を構成してもよい。この場合も、ワイヤを後退させて処置部をシースに対して相対移動させ、上述したのとほぼ同様に開閉部と一对の鉗子部材とを重畳させることによって処置部を閉じることが可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 6 】

【 図 1 】 本発明の第 1 実施形態の内視鏡用処置具である高周波処置具の全体図である。

【 図 2 】 同高周波処置具の先端側を一部断面で示す側面図である。

【 図 3 】 同高周波処置具の処置部を示す図である。

【 図 4 】 同高周波処置具の使用時の動作を示す図である。

【 図 5 】 同高周波処置具の使用時の動作を示す図である。

【 図 6 】 本発明の第 2 実施形態の高周波処置具の先端側を一部断面で示す図である。

【 図 7 】 同高周波処置具の使用時の動作を示す図である。

【 図 8 】 同実施形態の変形例の高周波処置具の先端側を一部断面で示す図である。

【 図 9 】 本発明の第 3 実施形態の高周波処置具の先端側を一部断面で示す側面図である。

【 図 1 0 】 同先端側の使用時の動作を示す図である。

30

40

【 符号の説明 】

【 0 0 4 7 】

1、3 1、4 1 高周波処置具（内視鏡用処置具）

2 処置部

5 回動軸

6 第 1 鉗子部材

7 第 2 鉗子部材

1 0 ワイヤ

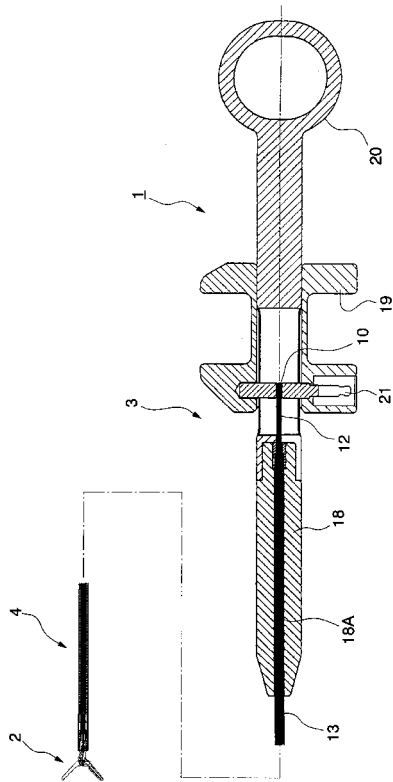
1 1 付勢部材

1 2 第 1 コイルシース（第 1 のコイルシース）

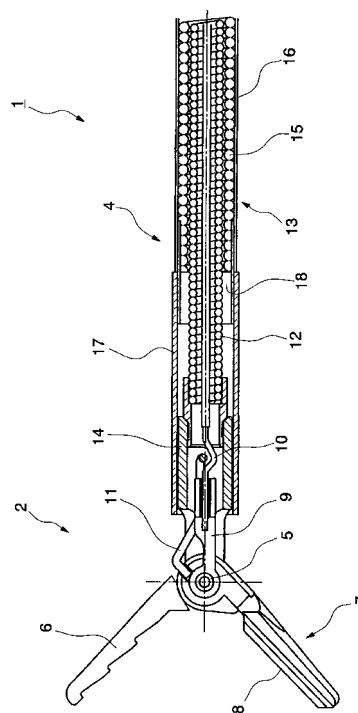
50

- 15 第2 コイルシース (第2 のコイルシース)
- 17、42 開閉部
- 32 電気接点 (第2 の電気接点)

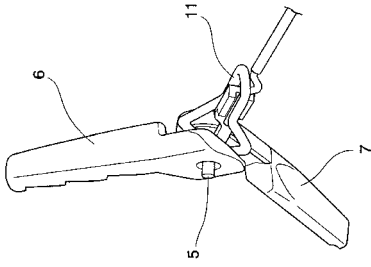
【図1】



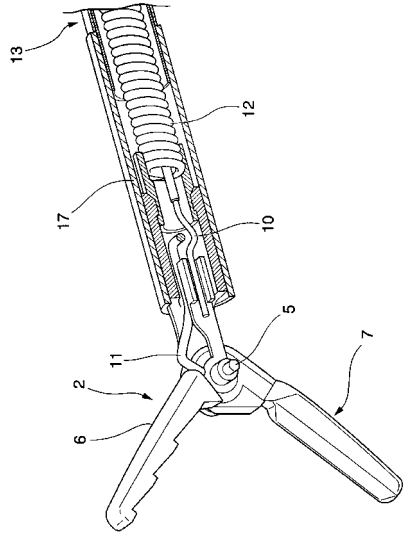
【図2】



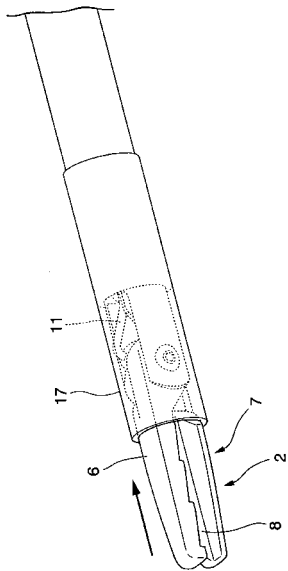
【図3】



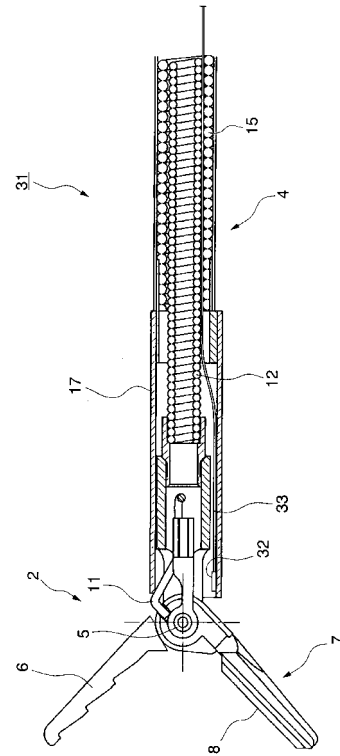
【図4】



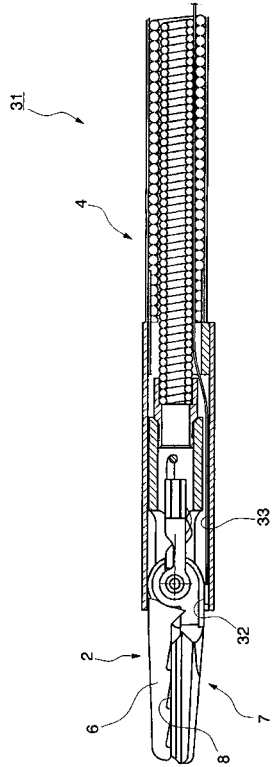
【図5】



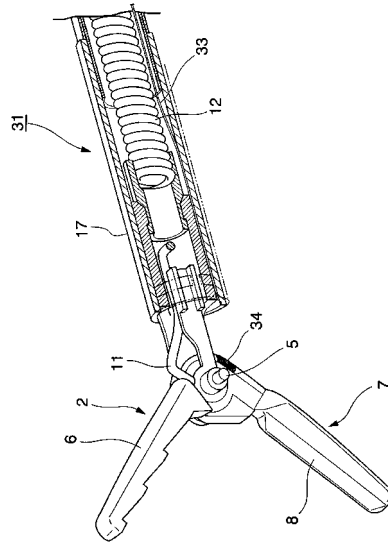
【図6】



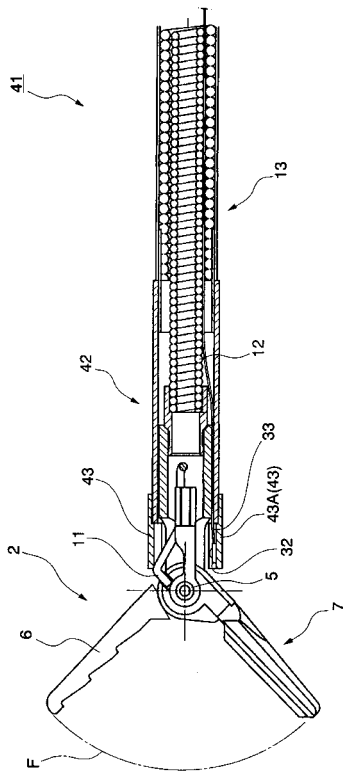
【 図 7 】



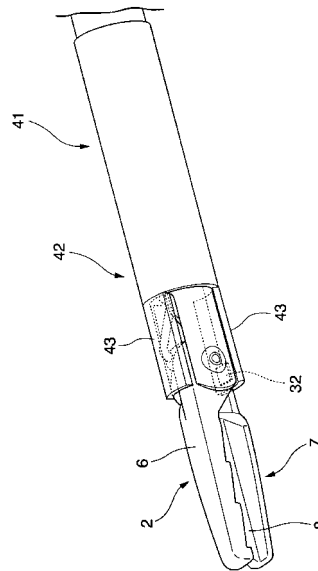
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

- (72)発明者 山本 哲也
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 鈴木 啓太
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 木村 恵
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

審査官 石川 薫

- (56)参考文献 米国特許第05211655 (US, A)
特開平08-275948 (JP, A)
特開2002-253563 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 13/00 - 18/18