

(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2009-125343

(P2009-125343A)

(43) 公開日 平成21年6月11日(2009.6.11)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/14	(2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 5
A 6 1 B 18/12	(2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 2 0

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2007-304186 (P2007-304186)	(71) 出願人	306037311 富士フィルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成19年11月26日 (2007.11.26)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
		(74) 代理人	100095234 弁理士 飯島 茂
		(72) 発明者	芹澤 充彦 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内
			F ターム (参考) 4C060 KK03 KK04 KK05 KK06 KK09 KK10 KK13 KK16 KK17 MM26

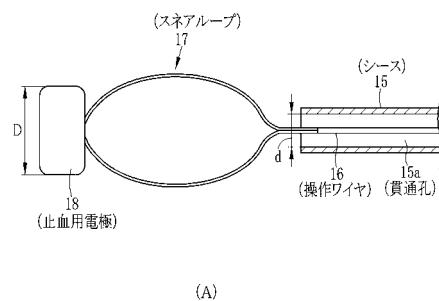
(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波スネア及びその駆動装置

(57) 【要約】

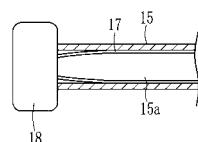
【課題】凝固止血を行う際の操作性を向上させる。

【解決手段】高周波スネアは、シース15と、このシース15の貫通孔15aに挿通される操作ワイヤ16の先端に設けられたスネアループ17と、このスネアループ17の先端に取り付けられた止血用電極18と、操作ワイヤ16を介してスネアループ17を操作する手元操作部とを有する。止血用電極18は円柱形状に形成され、その外径Dは貫通孔15aの径dよりも大きい。患部切除後に切除箇所から出血があった場合には、手元操作部を操作し、操作ワイヤ16を牽引する。この牽引により、スネアループ17は貫通孔15a内に引き込まれる。これに伴って、止血用電極18はシース15の先端に当接する。

【選択図】図2



(A)



(B)

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡の鉗子チャンネルに挿通されるシースと、

前記シースの先端から押し出されるとループ状に膨らみ、かつ、前記先端からシース内部に引き込まれると窄まるように、前記シースの先端から出没可能に設けられ、第1の高周波電流の通電により隆起状病変を焼灼切除するためのスネアループと、

前記スネアループの先端に設けられており、前記スネアループが前記シース内部に引き込まれたときに、前記シースの先端に当接してその直前に位置するように構成され、前記スネアループによる隆起状病変の切除後に第2の高周波電流が通電されることにより、前記隆起状病変の切除後の出血を凝固止血するための凝固止血用電極とを備えたことを特徴とする内視鏡用高周波スネア。10

【請求項 2】

前記シースの内径を d 、前記凝固止血用電極のサイズを D としたとき、 $D > d$ を満たすことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用高周波スネア。

【請求項 3】

前記凝固止血用電極は、円柱形状を有することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡用高周波スネア。20

【請求項 4】

前記凝固止血用電極は、先細な形状を有することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡用高周波スネア。20

【請求項 5】

前記スネアループ及び前記凝固止血用電極は、双極であることを特徴とする請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡用高周波スネア。

【請求項 6】

前記凝固止血用電極は、絶縁体によって双極に分けられ、それぞれの極に、前記第 2 の高周波電流が流される配線が接続されていることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡用高周波スネア。20

【請求項 7】

前記スネアループ及び前記凝固止血用電極は、単極であることを特徴とする請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡用高周波スネア。30

【請求項 8】

前記スネアループと前記凝固止血用電極は、前記第 1 及び第 2 の高周波電流を通電するための配線が共通していることを特徴とする請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の内視鏡用高周波スネア。30

【請求項 9】

請求項 1 ないし 8 いずれか 1 項記載の内視鏡用高周波スネアを駆動するための装置であつて、

前記スネアループによる焼灼切除、または前記凝固止血用電極による凝固止血を選択するための操作入力手段と、

前記操作入力手段の操作に応じて、前記スネアループ及び前記凝固止血用電極に通電する高周波電流を切り替える切り替え手段とを備えることを特徴とする内視鏡用高周波スネアの駆動装置。40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0 0 0 1】**

本発明は、経内視鏡的に被検体内に挿入され、高周波電流の通電により隆起状病変を切除するための内視鏡用高周波スネア及びその駆動装置に関する。

【背景技術】**【0 0 0 2】**

電子内視鏡を利用した医療検査では、内視鏡用処置具を用いて生体組織の採取や切除な50

ど様々な処置を行っている。内視鏡用処置具としては、例えば、隆起状病変（いわゆるポリープ）を切除するための高周波スネアが知られている。高周波スネアは、電子内視鏡の鉗子チャンネルに挿通されるシースと、シースの先端に設けられたスネアループと、シースの基端に設けられた手元操作部とを備えている。

【0003】

高周波スネアを用いて隆起状病変を切除する際には、まず、手元操作部を操作して、シース内部に挿通された操作ワイヤを先端に向けて押し出すことにより、操作ワイヤの先端に連結されたスネアループをシースの先端から押し出してループ状の膨らませ、スネアループで隆起状病変を囲い込む。次いで、再び手元操作部を操作して、操作ワイヤをシースの基端側に引くことにより、スネアループをシースの先端に引き込み、スネアループで隆起状病変を縛縛する。そして、この状態でスネアループに高周波電流を通電し、隆起状病変を切除する。

10

【0004】

隆起状病変を切除した後は、切除部分からの出血を速やかに止血する必要がある。従来、止血をする際には、高周波スネアを鉗子チャンネルから引き抜き、高周波スネアとは別の止血用の処置具（止血鉗子）を鉗子チャンネルに挿通していた。このため、処置具の引き抜き及び挿通に時間と手間がかかり、場合によっては出血多量となって患者に負担が掛かっていた。

【0005】

この問題を解決するために、シースの先端から出没可能に設けられたスネアループと、シースの先端から嵌入されてその外周面を覆うように形成されるスリープ状の凝固止血用電極との2種類の電極を設けた高周波スネアが提案されている（特許文献1）。これによれば、1本の高周波スネアで切除と止血を行うことができるので、処置具を取り替える手間がない。また、凝固止血用電極は、シースの先端から基端側にずらして配置されており、シースの先端には、スネアループと凝固止血用電極の短絡を防止するための絶縁部分が形成されている。

20

【特許文献1】特開平05-337130号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1に記載の発明では、凝固止血用電極がシースの外周面に設けられているうえ、スネアループと凝固止血用電極との間に絶縁部分を形成しているので、スネアループで隆起状病変を切除した後、凝固止血用電極と切除部分とが離れてしまう。このため、凝固止血用電極を切除部分に近づけるために、内視鏡の挿入部を切除部分に移動させるか、鉗子チャンネルの出口からシースを押し出す必要があった。

30

【0007】

しかしながら、特に大腸や小腸のように複雑に屈曲した管路内を検査する際には、内視鏡の挿入部自体が屈曲しているので、上記のような手技を施しても、凝固止血用電極を所望の場所に移動させることができない場合がある。手技に手間及び時間がかかることで、患者に大きな負担を掛けるおそれがあった。

40

【0008】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、凝固止血を行う際の操作性を向上させることができる内視鏡用高周波スネア及びその駆動装置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】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡用高周波スネアは、内視鏡の鉗子チャンネルに挿通されるシースと、前記シースの先端から押し出されるとループ状に膨らみ、かつ、前記先端からシース内部に引き込まれると窄まるように、前記シースの先端から出没可能に設けられ、第1の高周波電流の通電により隆起状病変を焼灼切除するためのスネアループと、前記スネアループの先端に設けられており、前記スネアループが前記シース内部

50

に引き込まれたときに、前記シースの先端に当接してその直前に位置するように構成され、前記スネアループによる隆起状病変の切除後に第2の高周波電流が通電されることにより、前記隆起状病変の切除後の出血を凝固止血するための凝固止血用電極とを備えたことを特徴とする。

【0010】

前記シースの内径をd、前記凝固止血用電極のサイズをDとしたとき、D > dを満たすことが好ましい。前記凝固止血用電極は、円柱形状を有することが好ましい。前記凝固止血用電極は、先細な形状を有することが好ましい。前記スネアループ及び前記凝固止血用電極は、双極であることが好ましい。前記凝固止血用電極は、絶縁体によって双極に分けられ、それぞれの極に、前記第2の高周波電流が流される配線が接続されていることが好ましい。前記スネアループ及び前記凝固止血用電極は、単極であることが好ましい。前記スネアループと前記凝固止血用電極は、前記第1及び第2の高周波電流を通電するための配線が共通していることが好ましい。

10

【0011】

上記記載の本発明の内視鏡用高周波スネアを駆動するための装置であって、前記スネアループによる焼灼切除、または前記凝固止血用電極による凝固止血を選択するための操作入手段と、前記操作入手段の操作に応じて、前記スネアループ及び前記凝固止血用電極に通電する高周波電流を切り替える切り替え手段とを備えることを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、スネアループがシースの先端に引き込まれたときに、隆起状病変の切除後の止血を凝固止血するための凝固止血用電極がシースの先端の直前に位置するから、スネアループで隆起状病変を切除した後、凝固止血用電極が切除部分の近傍にある。このため、内視鏡の挿入部を切除部分にまで移動させたり、鉗子チャンネルの出口からシースを押し出したりして、凝固止血用電極の切除部分に近付ける必要がなく、あるいは、近付ける必要があるとしてもその距離は非常に短いので、凝固止血を行う際の操作性を向上させることができる。したがって、手技に手間及び時間をかけることなく、患者の負担を軽減させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

図1に示すように、本発明の高周波スネア10は、内視鏡11とともに患者Pの体腔内に挿入して、腫瘍(隆起状病変)などの患部の切除や患部を切除した後の止血を行うために用いられる。高周波スネア10は、内視鏡11の鉗子チャンネル11aに挿通されるシース15と、シース15内の貫通孔15a(図2参照)に挿通される操作ワイヤ16と、この操作ワイヤ16の先端に設けられたスネアループ17と、このスネアループ17の先端に取り付けられた止血用電極18と、操作ワイヤ16を介してスネアループ17を操作する手元操作部19と、操作ワイヤ16と高周波電源20とを接続する接続コード21とを備えている。スネアループ17は導電性ワイヤで形成されており、患部を焼灼切除するための電極として機能する。また、高周波スネア10は対極板22とともに使用され、この対極板22は患者Pの患部位置付近に取り付けられている。対極板22は、接続コード23により高周波電源20と接続している。

30

【0014】

高周波電源20は、高周波スネア10の接続コード21が接続されるスネア接続部20aと、対極板22の接続コード23が接続される対極板接続部20bとを備えている。高周波電源20の高周波電流には電源のONとOFFを交互に繰り返すスイッチング電流が用いられ、このスイッチング電流には、ONの時間が100%である低電圧の患部切除用の高周波電流と、ONの時間が6%でOFFの時間が94%である高電圧の止血用の高周波電流とがある。患部切除用の高周波電流と止血用の高周波電流との切替は、高周波電源20内の電流切替部24により行われる。なお、患部切除用の高周波電流及び止血用の高周波電流におけるONとOFFの時間の割合は、上記パーセントに限る必要はない。

40

50

【0015】

また、高周波電源20には、電流切替部24を作動させるための足踏みスイッチ25が接続されている。足踏みスイッチ25は患部切除用ペダル25aと止血用ペダル25bとを備えている。患部切除用ペダル25aを踏み込むと、電流切替部24が患部切除用の高周波電流に切り替え、その患部切除用の高周波電流は、スネアループ17及び止血用電極18に流れる。一方、止血用ペダル25bを踏み込むと、止血用の高周波電流に切り替わり、その止血用の高周波電流がスネアループ17及び止血用電極18に流れる。

【0016】

操作ワイヤ16は導電性のワイヤであり、高周波電源20からの高周波電流をスネアループ17及び止血用電極18に送る。スネアループ17も導電性ワイヤで形成されており、止血用電極18の導線として使用される。このため、スネアループ17と止血用電極18のそれぞれに、別々の配線を設ける必要がないので、シースの先端部に止血用電極を設けた従来例と比較して、シース15内を挿通させる配線数が少なくて済み、シースを細径化する場合に有利である。

【0017】

高周波電流は、スネアループ17及び止血用電極18と、対極板22との間で、患者Pの人体を介して流れて、マイクロ波を発生させる。このマイクロ波によって患部が誘電加熱されて、切除や止血が行われる。

【0018】

図2(A)に示すように、スネアループ17は、手元操作部19の操作により操作ワイヤ16がシース15の貫通孔15aから押し出されると、自己の弾性によりループ状に膨らむ。また、図2(B)に示すように、スネアループ17は、手元操作部19の操作により操作ワイヤ16がシース15内に牽引されると、窄まりながら貫通孔15a内に収納される。止血用電極18は、スネアループ17の進退に伴って、シース15の軸方向に沿って進退する。

【0019】

図3に示すように、止血用電極18は、例えば、略円柱形状をしており、不用意に消化管の内壁に傷が付かないように角が丸められている。図2(A)に示すように、止血用電極18の外径Dは、シース15の貫通孔15aの内径dよりも大きく形成されている。こうすることで、止血用電極18が、スネアループ17の引き込みに伴って、シース15の先端に向かって後退したときに、止血用電極18の後端面がシース15の先端に当接して、その直前位置で止血用電極18が止まる。操作ワイヤ16を牽引している限り、止血用電極18は後方に引っ張られるため、シース15の先端との当接状態が保たれて、止血用電極18の位置及び姿勢が安定する。

【0020】

仮に、止血用電極18の外径Dが貫通孔15aの内径dよりも小さいと、止血用電極18がシース15内に没入するおそれがあるばかりでなく、シース15との当接状態を保ちにくい。止血用電極18が、シース15との当接によって支えられないと、シース15の先端付近に垂れ下がった状態となり、位置や姿勢が安定しない。止血用電極18は、手技による位置調整が行われて、止血を要する出血部位にあてがわれるため、その位置や姿勢が安定しないと、手技による位置調整がしにくい。外径Dを内径dよりも大きくすることで、止血用電極18とシース15の先端との当接状態が容易に保たれて、止血用電極18の位置及び姿勢が安定するので、止血の際の操作性が向上する。

【0021】

次に、高周波スネアを用いた手技の操作手順について説明する。まず、内視鏡11で患者Pの体腔内を観察し、その観察中に病変部や異物などの患部を発見した場合には、内視鏡11の鉗子チャンネル11aに高周波スネア10を挿通し、内視鏡11の先端部からシース15を突出させる。なお、高周波スネア10を挿通する際には、スネアループ17が鉗子チャンネル11aの内部で引っかからないように、スネアループ17をシース15の貫通孔15a内に収納した状態にしておく。

【0022】

シース15の先端が患部付近にまで到達したときには、スネアループ17をシース15の先端から押し出して、略楕円状に膨らませる。そして、図4に示すように、略楕円状に膨らんだスネアループ17で患部30を囲んだ上で、操作ワイヤ16をシース15内に引き込み、患部30をスネアループ17及び止血用電極18で締め付ける。この状態で、オペレータは足踏みスイッチ25の患部切除用ペダル25aを踏む。これにより、図5に示すように、スネアループ17及び止血用電極18に患部切除用の高周波電流が流れ、患部30が切除される。

【0023】

患部切除の際には、操作ワイヤ16が牽引されているので、患部30が切除されると、その勢いでスネアループ17がシース15内に引き込まれる。これに伴って、止血用電極18もシース15の先端に向かって後退し、先端に当接したところで止まる。患部を切除した後、図6に示すように、出血部位32に止血用電極18をあてがうために、手技によるシース15の位置調整が行われる。止血用電極18は、シース15との当接により、位置や姿勢が安定しているため、手技による位置調整がしやすい。

10

【0024】

また、止血用電極18は、患部切除直後において、シース15の先端よりも前方で止まるので、出血部位32の直上位置付近に位置する。この位置は、シース先端部に止血用電極を設けた従来例と比較して、出血部位32により近い。そのため、止血用電極18を出血部位32にあてがうための位置調整量が少なくて済み、従来と比べて操作性が向上する。オペレータは、止血用電極18が出血部位32に接触すると、止血用ペダル25bを踏んで、止血用電極18に止血用の高周波電流を流す。これにより、出血部位32が凝固して止血される。

20

【0025】

なお、本実施形態では、高周波電源の高周波電流にスイッチング電流を用い、患部切除時にはONを連続的に繰り返す高周波電流を流し、止血時にはONを断続的に繰り返す高周波電流を流したが、これに限る必要はない。例えば、患部切除時と止血時との高周波電流の電流値を相異させててもよい。

【0026】

なお、本実施形態では、高周波スネアとして、対極板を使用するモノポーラ型の高周波スネアを用いたが、これに限らず、対極板を使用しないバイポーラ型の高周波スネアを用いてもよい。この場合には、図7に示すように、操作ワイヤ16を一対の導電ワイヤ16a, 16bから構成し、スネアループ17の一方の基端部17aを操作ワイヤ16aに、スネアループ17のもう一方の基端部17bを操作ワイヤ16bに接続する。各導電ワイヤ16a, 16bはショートしないように絶縁される。そして、止血用電極18に絶縁体35を設け、この絶縁体35を境にして、止血用電極18及びスネアループ17を二つの電極36, 37に分ける。電極36, 37及びスネアループ17に高周波電流が流れると、スネアループ17のループ内でマイクロ波が発生する。

30

【0027】

なお、本実施形態では、止血用電極の外径をシースの貫通孔の内径よりも大きくして、止血用電極がシースの先端に当接して止まるようにしたが、図8に示すように、シース42の貫通孔42aの開口付近に、止血用電極43の後端面と当接する規制部材40を設ければ、止血用電極43の外径D1を貫通孔の内径d1よりも小さくしてもよい。規制部材40は、例えば、ドーナツ状をしており、中央に形成された開口40aを介してスネアループ17が挿通できるようになっている。止血用電極43の外径D1が、この開口40aの径d2よりも大きければ、止血用電極43の後端面が規制部材40と当接するので、止血用電極43をシース15の先端直前の位置で止めることができる。

40

【0028】

なお、本実施形態では、止血用電極の形状を略円柱状として説明したが、これに限らず、例えば、図9に示す止血用電極45のような、先端が先細の弾頭形状など、他の形状で

50

もよい。また、止血用電極は、通電により発熱するので、止血用電極との接觸によりシースが溶融するのを防止するため、シースの先端に断熱材料を設けてもよい。

【0029】

なお、本実施形態では、止血用電極の配線をスネアループと共に用いた例で説明したが、止血用電極のための配線と、スネアループのための配線とをそれぞれ別々に設けてもよい。この場合には、例えば、絶縁材料で被覆された配線をスネアループに沿って配設し、これを止血用電極に接続する。そして、スネアループと止血用電極の間も絶縁しておく。こうすれば、止血用の高周波電流が止血用電極のみに流れ、患部切除用の高周波電流がスネアループのみに流れようになる。

【図面の簡単な説明】

10

【0030】

【図1】本発明の高周波スネアを示す概略図である。

【図2】(A)はシースの先端から突出した状態のスネアループ及び止血用電極を示す正面図とシース先端付近を示す断面図であり、(B)はシース内に収納された状態のスネアループ及び止血用電極を示す正面図とシース先端付近を示す断面図である。

【図3】止血用電極の形状を示す斜視図である。

【図4】患部を締め付けた状態を示すスネアループ及び止血用電極の概略図である。

【図5】患部を切除した状態を示すスネアループ及び止血用電極の概略図である。

【図6】止血用電極により出血箇所を凝固止血している状態を示す説明図である。

【図7】バイポーラ型の高周波スネアを示す概略図である。

20

【図8】シースの貫通孔の開口を規制部材で塞いだ状態を示す説明図である。

【図9】本実施形態の止血用電極の形状とは異なる形状の止血用電極を示す平面図である。

。

【符号の説明】

【0031】

10 高周波スネア

15, 42 シース

15a, 42a 貫通孔

17 スネアループ

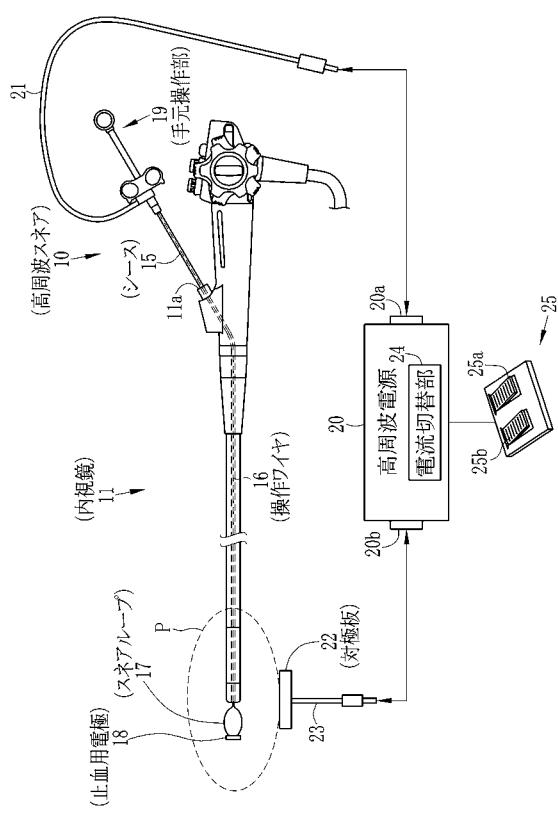
18, 43, 45 止血用電極

30

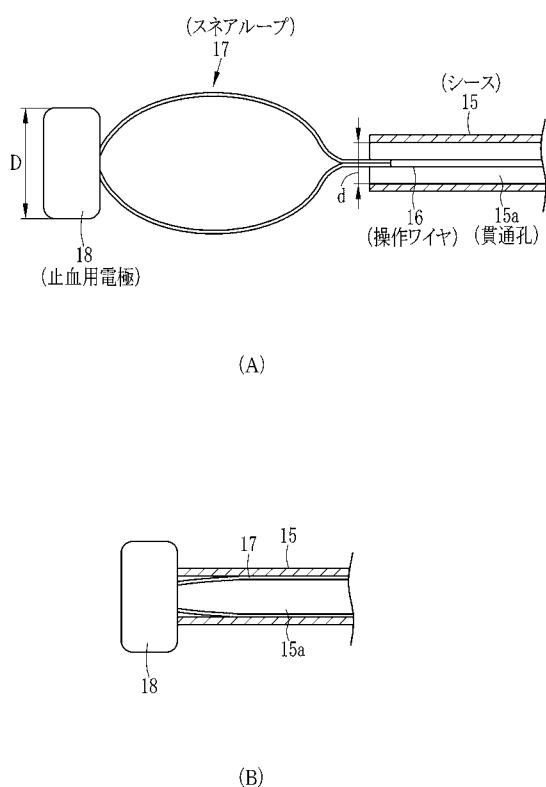
22 対極板

35 絶縁体

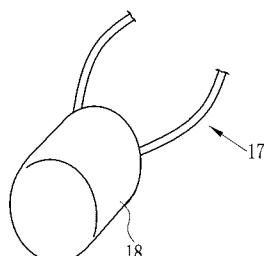
【図1】



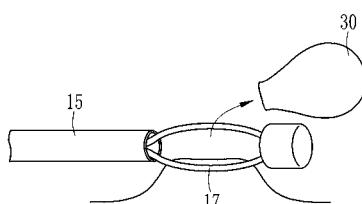
【図2】



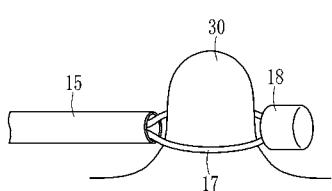
【図3】



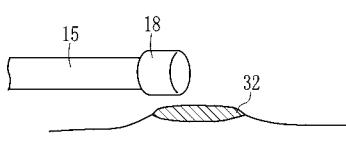
【図5】



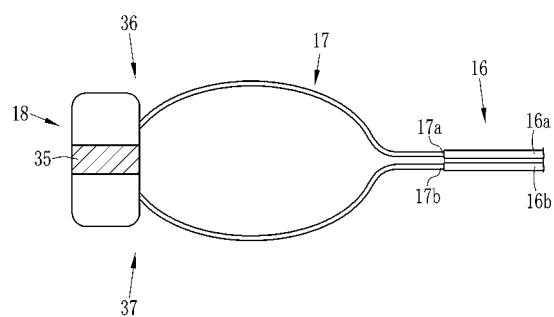
【図4】



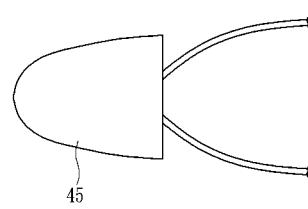
【図6】



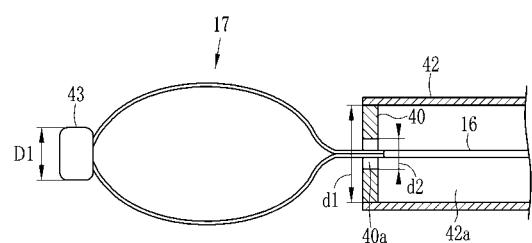
【図7】



【図9】



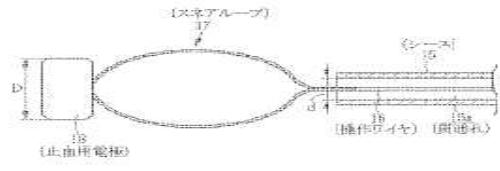
【図8】



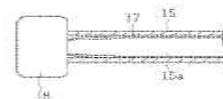
专利名称(译)	内窥镜及其驱动装置的高频圈套器		
公开(公告)号	JP2009125343A	公开(公告)日	2009-06-11
申请号	JP2007304186	申请日	2007-11-26
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	芹澤充彦		
发明人	芹澤 充彦		
IPC分类号	A61B18/14 A61B18/12		
FI分类号	A61B17/39.315 A61B17/39.320 A61B18/14 A61B18/16		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK05 4C060/KK06 4C060/KK09 4C060/KK10 4C060/KK13 4C060/KK16 4C060/KK17 4C060/MM26 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK05 4C160/KK06 4C160/KK13 4C160/KK17 4C160/KK32 4C160/KK36 4C160/KK37 4C160/KL04 4C160/MM43 4C160/NN09		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：改进与内窥镜及其驱动单元的高频圈套相关的凝固止血的可操作性。
SOLUTION：高频圈套包括护套15，设置在插入护套15的通孔15a中的操作线16的远端的圈套环17，用于止血的电极18附接到圈套的远端环17和用于通过操作线16操作圈套环17的手操作部分。用于止血的电极18形成为柱状，并且其外径D大于通孔15a的直径d。当切除患病部位后从切除部分出血时，操作手部操作部分并拉动操作线16。通过拉动，圈套环17被拉入通孔15a，由此用于止血的电极18抵靠在护套15的远端上。



(A)



(B)