

(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	4 C 0 6 0
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
(22) 出願日	平成19年11月26日 (2007.11.26)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100075281
			弁理士 小林 和憲
		(74) 代理人	100095234
			弁理士 飯嶋 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
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C060 KK03 KK04 KK05 KK06 KK09
			KK10 KK13 KK16 KK17 MM26

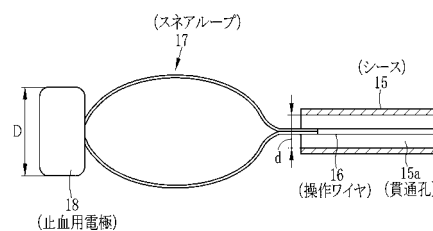
(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波スネア及びその駆動装置

(57) 【要約】

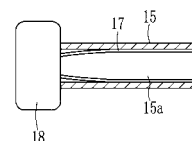
【課題】凝固止血を行う際の操作性を向上させる。

【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沒可能に設けられ、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。

【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。

【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。

【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】****【0001】**

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】**【0002】**

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。

【 0 0 0 3 】

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緊縛する。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

【 0 0 0 4 】

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。

【 0 0 0 5 】

この問題を解決するために、シースの先端から出沒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ブ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】

【 0 0 0 6 】

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

【 0 0 0 7 】

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

【 0 0 0 8 】

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】

【 0 0 0 9 】

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沒可能に設けられ、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。

【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。

20

【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

40

【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。

50

【 0 0 1 5 】

また、高周波電源 2 0 には、電流切替部 2 4 を作動させるための足踏みスイッチ 2 5 が接続されている。足踏みスイッチ 2 5 は患部切除用ペダル 2 5 a と止血用ペダル 2 5 b とを備えている。患部切除用ペダル 2 5 a を踏み込むと、電流切替部 2 4 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 1 7 及び止血用電極 1 8 に流れる。一方、止血用ペダル 2 5 b 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 1 7 及び止血用電極 1 8 に流れる。

【 0 0 1 6 】

操作ワイヤ 1 6 は導電性のワイヤであり、高周波電源 2 0 からの高周波電流をスネアループ 1 7 及び止血用電極 1 8 に送る。スネアループ 1 7 も導電性ワイヤで形成されており、止血用電極 1 8 の導線として使用される。このため、スネアループ 1 7 と止血用電極 1 8 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 1 5 内を挿通させる配線数が少なく済み、シースを細径化する場合に有利である。

【 0 0 1 7 】

高周波電流は、スネアループ 1 7 及び止血用電極 1 8 と、対極板 2 2 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。

【 0 0 1 8 】

図 2 (A) に示すように、スネアループ 1 7 は、手元操作部 1 9 の操作により操作ワイヤ 1 6 がシース 1 5 の貫通孔 1 5 a 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 1 7 は、手元操作部 1 9 の操作により操作ワイヤ 1 6 がシース 1 5 内に牽引されると、窄まりながら貫通孔 1 5 a 内に収納される。止血用電極 1 8 は、スネアループ 1 7 の進退に伴って、シース 1 5 の軸方向に沿って進退する。

【 0 0 1 9 】

図 3 に示すように、止血用電極 1 8 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 1 8 の外径 D は、シース 1 5 の貫通孔 1 5 a 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 1 8 が、スネアループ 1 7 の引き込みに伴って、シース 1 5 の先端に向かって後退したときに、止血用電極 1 8 の後端面がシース 1 5 の先端に当接して、その直前位置で止血用電極 1 8 が止まる。操作ワイヤ 1 6 を牽引している限り、止血用電極 1 8 は後方に引っ張られるため、シース 1 5 の先端との当接状態が保たれて、止血用電極 1 8 の位置及び姿勢が安定する。

【 0 0 2 0 】

仮に、止血用電極 1 8 の外径 D が貫通孔 1 5 a の内径 d よりも小さいと、止血用電極 1 8 がシース 1 5 内に没入するおそれがあるばかりでなく、シース 1 5 との当接状態を保ちにくい。止血用電極 1 8 が、シース 1 5 との当接によって支えられないと、シース 1 5 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 1 8 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 1 8 とシース 1 5 の先端との当接状態が容易に保たれて、止血用電極 1 8 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。

【 0 0 2 1 】

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 1 1 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 1 1 の鉗子チャンネル 1 1 a に高周波スネア 1 0 を挿通し、内視鏡 1 1 の先端部からシース 1 5 を突出させる。なお、高周波スネア 1 0 を挿通する際には、スネアループ 1 7 が鉗子チャンネル 1 1 a の内部で引っかからないように、スネアループ 1 7 をシース 1 5 の貫通孔 1 5 a 内に収納した状態にしておく。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 2 】

シース 1 5 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 1 7 をシース 1 5 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 1 7 で患部 3 0 を囲んだ上で、操作ワイヤ 1 6 をシース 1 5 内に引き込み、患部 3 0 をスネアループ 1 7 及び止血用電極 1 8 で締め付ける。この状態で、オペレータは足踏みスイッチ 2 5 の患部切除用ペダル 2 5 a を踏む。これにより、図 5 に示すように、スネアループ 1 7 及び止血用電極 1 8 に患部切除用の高周波電流が流れ、患部 3 0 が切除される。

【 0 0 2 3 】

患部切除の際には、操作ワイヤ 1 6 が牽引されているので、患部 3 0 が切除されると、その勢いでスネアループ 1 7 がシース 1 5 内に引き込まれる。これに伴って、止血用電極 1 8 もシース 1 5 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 3 2 に止血用電極 1 8 をあてがうために、手技によるシース 1 5 の位置調整が行われる。止血用電極 1 8 は、シース 1 5 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。

【 0 0 2 4 】

また、止血用電極 1 8 は、患部切除直後において、シース 1 5 の先端よりも前方で止まるので、出血部位 3 2 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 3 2 により近い。そのため、止血用電極 1 8 を出血部位 3 2 にあてがうための位置調整量が少なく済み、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 1 8 が出血部位 3 2 に接触すると、止血用ペダル 2 5 b を踏んで、止血用電極 1 8 に止血用の高周波電流を流す。これにより、出血部位 3 2 が凝固して止血される。

【 0 0 2 5 】

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での高周波電流の電流値を相異させてもよい。

【 0 0 2 6 】

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 1 6 を一対の導電ワイヤ 1 6 a , 1 6 b から構成し、スネアループ 1 7 の一方の基端部 1 7 a を操作ワイヤ 1 6 a に、スネアループ 1 7 のもう一方の基端部 1 7 b を操作ワイヤ 1 6 b に接続する。各導電ワイヤ 1 6 a , 1 6 b はショートしないように絶縁される。そして、止血用電極 1 8 に絶縁体 3 5 を設け、この絶縁体 3 5 を境にして、止血用電極 1 8 及びスネアループ 1 7 を二つの電極 3 6 , 3 7 に分ける。電極 3 6 , 3 7 及びスネアループ 1 7 に高周波電流が流れると、スネアループ 1 7 のループ内でマイクロ波が発生する。

【 0 0 2 7 】

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 4 2 の貫通孔 4 2 a の開口付近に、止血用電極 4 3 の後端面と当接する規制部材 4 0 を設ければ、止血用電極 4 3 の外径 D 1 を貫通孔の内径 d 1 よりも小さくしてもよい。規制部材 4 0 は、例えば、ドーナツ状をしており、中央に形成された開口 4 0 a を介してスネアループ 1 7 が挿通できるようになっている。止血用電極 4 3 の外径 D 1 が、この開口 4 0 a の径 d 2 よりも大きければ、止血用電極 4 3 の後端面が規制部材 4 0 と当接するので、止血用電極 4 3 をシース 1 5 の先端直前の位置で止めることができる。

【 0 0 2 8 】

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 4 5 のような、先端が先細の弾頭形状など、他の形状で

10

20

30

40

50

もよい。また、止血用電極は、通電により発熱するので、止血用電極との接触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リングと共用した例で説明したが、止血用電極のための配線と、スネアリング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リングに沿って配設し、これを止血用電極に接続する。そして、スネアリング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リングのみに流れるようになる。

【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リング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リング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リング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リング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 スネアリング

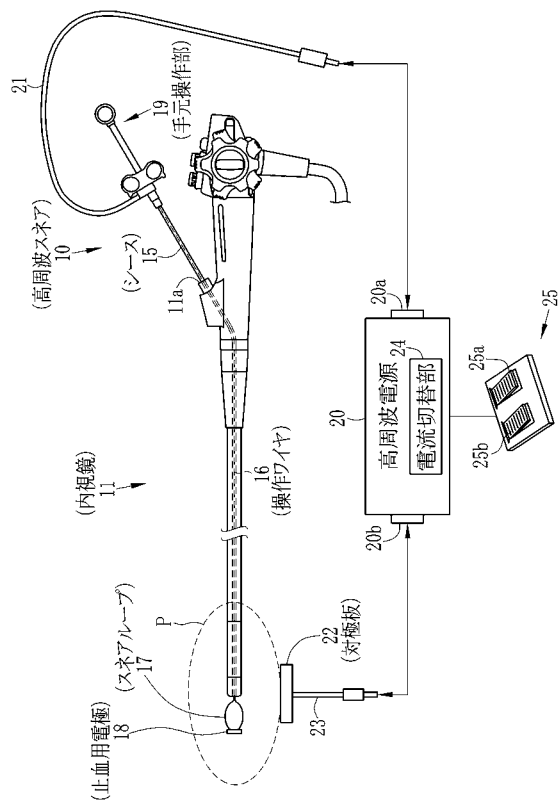
18, 43, 45 止血用電極

30

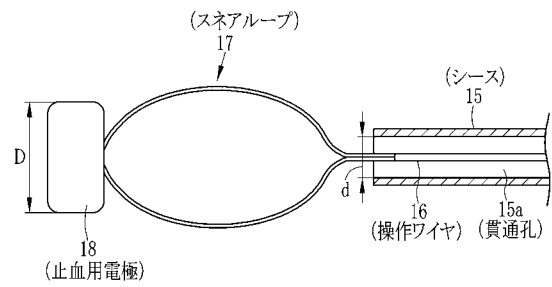
22 対極板

35 絶縁体

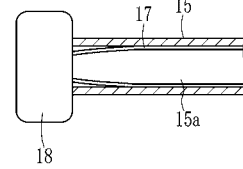
【 図 1 】



【 図 2 】

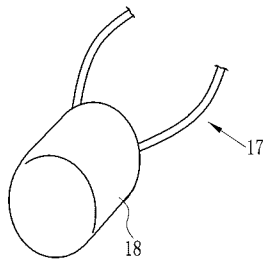


(A)

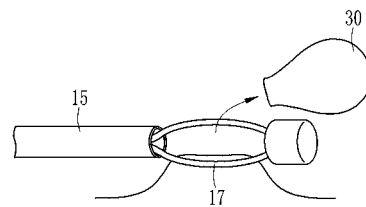


(B)

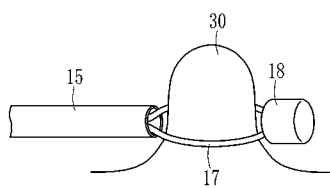
【 図 3 】



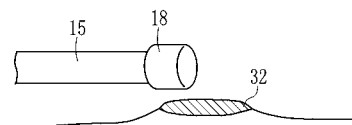
【 図 5 】



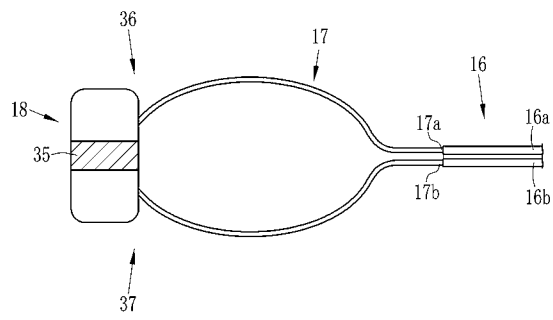
【 図 4 】



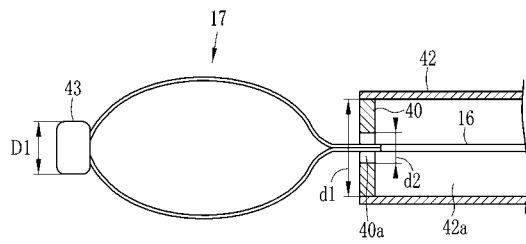
【 図 6 】



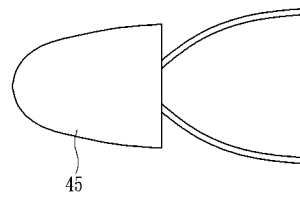
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



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。ŽSOLUTION：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。

