

(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2009-125344

(P2009-125344A)

(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 13 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2007-304187 (P2007-304187)	(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 KK23
			KK25 MM26

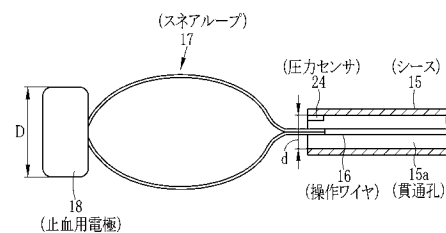
(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波スネア装置、内視鏡用高周波スネア及びその駆動装置

(57) 【要約】

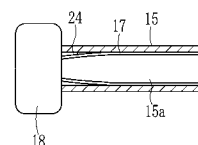
【課題】 凝固止血を行う際の操作性を向上させる。

【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と、シース15の先端部に取り付けられた圧力センサ24とを有する。出血部位に対して止血を行うときには、手元操作部の操作により、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、止血用電極18がシース15の先端に当接する。止血用電極18がシース15の先端に当接すると、圧力センサ24から接触検知信号が電流切替部に出力される。この接触検知信号に応答して、電流切替部は止血用の高周波電流に切り替える。

【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内視鏡用高周波スネアと、前記内視鏡用高周波スネアに通電して駆動する駆動装置とからなる内視鏡用高周波スネア装置において、

前記内視鏡用高周波スネアは、

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、

前記凝固止血用電極が前記シースの先端の直前にあるか否かを検知する検知手段とを有し、

前記駆動装置は、

前記第 1 及び第 2 の電流を、前記スネアループ及び前記凝固止血用電極に供給する高周波電源と、

前記検知手段の検知結果に応じて、前記第 1 及び第 2 の高周波電流を切り替える切り替え手段とを有することを特徴とする内視鏡用高周波スネア装置。

【請求項 2】

前記検知手段は、前記シースの先端に前記凝固止血用電極が接触したときの圧力を検知する接触圧力検知センサである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装置。

【請求項 3】

前記内視鏡用高周波スネアは、前記シースに挿通され、前記スネアループの基端部に設けられる操作ワイヤを有し、

前記操作ワイヤには、前記止血用電極が前記シースに接触したときの目印となるマークを設け、

前記検知手段は、前記操作ワイヤのマークを検知するマーク検知センサであ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装置。

【請求項 4】

前記内視鏡用高周波スネアは、前記スネアループを前記シースから押し出し又は引き込むための手元操作部を有し、

前記手元操作部は、前記シースの基端部に取り付けられる本体軸と、前記本体軸に取り付けられ、前記本体軸に対してスライド自在なスライダとを有し、

前記検知手段は、前記本体軸に設けられ、前記シースの先端に前記凝固止血用電極が接触したときに前記スライダと当接するマイクロスイッチである請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の内視鏡用高周波スネア装置。

【請求項 5】

前記検知手段は、前記シースの先端に前記凝固止血用電極が接触したときの電流を検知する接触電流検知センサ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装置。

【請求項 6】

前記内視鏡用高周波スネアは、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 としたときに、 $D > d$ を満たすことを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡用高周波スネア装置。

【請求項 7】

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 ないし 6 いずれか 1 項記載の内視鏡用高周波スネア装置。

【請求項 8】

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 ないし 7 いずれか 1 項記載の内視鏡用高周波スネア装置。

【請求項 9】

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 8 いずれか 1 項記載の内視鏡用高周波スネア装置。

【請求項 10】

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ることを特徴とする請求項 9 記載の内視鏡用高周波スネア装置。

【請求項 11】

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 8 いずれか 1 項記載の内視鏡用高周波スネア装置。

【請求項 12】

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、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、

前記凝固止血用電極が前記シースの先端の直前にあるか否かを検知する検知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。

【請求項 13】

請求項 12 記載の内視鏡用高周波スネアに接続され、

前記第 1 及び第 2 の高周波電流を前記スネアループ及び前記凝固止血用電極に供給する高周波電源と、

前記検知手段の検知結果に応じて、前記第 1 及び第 2 の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。

【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装置、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どの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に膨らませ、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、操作ワイヤを基端に引くことにより、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。

【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た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、この高周波スネアでは、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。また、スネアループと凝固止血用電極で別々の接続端子を用意し、スネアループで隆起状病変を切除後、端子を入れ替えることで凝固止血用電極への切り替えを行っている。

【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、スネアループから凝固止血用電極に切り替える際に、わざわざ端子を入れ替えしなればならず、手間が掛かっていた。また、術者の手動操作に頼っているので、端子を間違えたり、端子の入れ替えを忘れていたりすることがあり、重大な医療ミスとなるおそれがあった。

【0007】

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装置、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】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明は、内視鏡の鉗子チャンネルに挿通される内視鏡用高周波スネアと、前記内視鏡用高周波スネアに通電して駆動する駆動装置とからなる内視鏡用高周波スネア装置において、前記内視鏡用高周波スネアは、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、前記凝固止血用電極が前記シースの先端の直前にあるか否かを検知する検知手段とを有し、前記駆動装置は、前記第1及び第2の電流を、前記スネアループ及び前記凝固止血用電極に供給する高周波電源と、前記検知手段の検知結果に応じて、前記第1及び第2の高周波電流を切り替える切り替え手段とを有することを特徴とする。

【0009】

前記検知手段は、前記シースの先端に前記凝固止血用電極が接触したときの圧力を検知する接触圧力検知センサであることが好ましい。前記検知手段は、前記シース内部への前記スネアループの引き込み量を検知する引き込み量検知センサであることが好ましい。前記内視鏡用高周波スネアは、前記シースに挿通され、前記スネアループの基端部に設けられる操作ワイヤを有し、前記操作ワイヤには、前記止血用電極が前記シースに接触したときの目印となるマークを設け、前記検知手段は、前記操作ワイヤのマークを検知するマー

10

20

30

40

50

ク検知センサであることが好ましい。前記内視鏡用高周波スネアは、前記スネアループを前記シースから押し出し又は引き込むための手元操作部を有し、前記手元操作部は、前記シースの基端部に取り付けられる本体軸と、前記本体軸に取り付けられ、前記本体軸に対してスライド自在なスライダとを有し、前記検知手段は、前記本体軸に設けられ、前記シースの先端に前記凝固止血用電極が接触したときに前記スライダと当接するマイクロスイッチであることが好ましい。前記検知手段は、前記凝固止血用電極が出血部位に接触したときに電流を検知する接触電流検知センサであることが好ましい。

【0010】

前記内視鏡用高周波スネアは、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 としたときに、 $D > d$ 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。

10

【0011】

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。

【0012】

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、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、前記凝固止血用電極が前記シースの先端の直前にあるか否かを検知する検知手段とを備えることを特徴とする。

20

【0013】

本発明の内視鏡用高周波スネアの駆動装置は、上記記載の本発明の内視鏡用高周波スネアに接続され、前記第1及び第2の高周波電流を前記スネアループ及び前記凝固止血用電極に供給する高周波電源と、前記検知手段の検知結果に応じて、前記第1及び第2の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。

30

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、止血用の凝固用止血電極がシースの先端部が当接したことを検知したときに、隆起状病変を切除する第1の高周波電流から止血用の第2の高周波電流に切り替えることで、従来のように端子を入れ替える手間が省け、誤操作による医療ミスを防止することができる。これにより、凝固止血を行う際の操作性を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

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

40

50

23により高周波電源20と接続している。

【0016】

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26により行われる。また、高周波電源20には、スネアループ17及び止血用電極18に高周波電流を流すための足踏みスイッチ27が接続されている。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。

10

【0017】

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済み、シースを細径化する場合に有利である。

【0018】

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。

20

【0019】

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。

30

【0020】

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。

【0021】

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。

40

【0022】

図2に示すように、圧力センサ24はシース15の先端部に取り付けられており、止血

50

用電極 18 がシース 15 の先端に接触したときの接触圧を検知する。また、圧力センサの配線（図示省略）はシース 15 の内壁に固定されており、この配線は接続コード 21 を介して高周波電源 20 と接続している。圧力センサ 24 は、止血用電極 18 の接触圧を検知すると、接触検知信号を高周波電源 20 に送信する。高周波電源 20 の電流切替部 26 は、圧力センサ 24 からの接触検知信号に応答して、高周波電源 20 の電流を止血用の高周波電流に切り替える。

【0023】

患部切除時からその後の止血時までの止血用電極の位置は、次のように変化する。患部の切除は、スネアループ 17 をシース 15 内に引き込みながら行われ、止血用電極 18 は、この引き込みに伴って止血用電極 18 がシース 15 の先端に向かって後退する。患部切除中は、スネアループ 17 が患部を囲い込んでいるため、止血用電極 18 とシース 15 の先端とは当接しない。患部が切除されると、スネアループ 17 がシース 15 内に引き込まれるとともに、その勢いで止血用電極 18 が後退してシース 15 の先端に当接し、その状態で止血が行われる。

【0024】

このように、患部切除時と止血時において止血用電極 18 の位置が変化するが、圧力センサ 24 によって止血用電極 18 の位置が検知され、その位置検出に応じて、止血用の高周波電流に自動的に切り替えられる。従来は、高周波電流の切り替えが、フットペダル操作による切り替えなどオペレータの操作に委ねられていたため、高周波電流の切り替え忘れが生じる懸念があったが、本発明のように、止血用電極 18 の位置に応じて高周波電流の自動切り替えを行うことで、そうした懸念がなくなる。また、操作を誤って、患部切除中に、止血用の高周波電流を流したり、止血中に、患部切除用の高周波電流を流してしまうなどの選択ミスも防止される。さらに、自動切り替えによって、オペレータは高周波電流の切り替えを意識することなく、切除処置から止血処置にスムーズに移行することができる。とともに、手技に集中することができる。

【0025】

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。

【0026】

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 27 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。

【0027】

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。止血用電極 18 がシース 15 の先端に当接すると、圧力センサ 24 から接触検知信号が高周波電源 20 の送信される。この接触検知信号に応答して、電流切替部 26 は止血用の高周波電流に切り替える。

【0028】

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。また、止血

10

20

30

40

50

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电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、止血用电極 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、止血用电極 18 が出血部位 32 に接触すると、足踏みスイッチ 27 を踏んで、止血用电極 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。

【0029】

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高周波電流の電流値を相異させてもよい。

【0030】

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、止血用电極 18 に絶縁体 35 を設け、この絶縁体 35 を境にして、止血用电極 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。

【0031】

なお、本実施形態では、止血用电極の外径をシースの貫通孔の内径よりも大きくして、止血用电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、止血用电極 43 の後端面と当接する規制部材 40 を設ければ、止血用电極 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。止血用电極 43 の外径 D1 が、この開口 40a の径 d2 よりも大きければ、止血用电極 43 の後端面が規制部材 40 と当接するので、止血用电極 43 をシース 15 の先端直前の位置で止めることができる。また、規制部材 40 には本実施形態と同様の圧力センサ 44 が取り付けられており、止血用电極 43 が規制部材 40 に当接したときの接触圧を検知する。

【0032】

なお、本実施形態では、止血用电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 に示す止血用电極 45 のような、先端が先細の弾頭形状など、他の形状でもよい。また、止血用电極は、通電により発熱するので、止血用电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。

【0033】

なお、本実施形態では、止血用电極の配線をスネアループと共用した例で説明したが、止血用电極のための配線と、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、これを止血用电極に接続する。そして、スネアループと止血用电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电極のみに流れ、患部切除用の高周波電流がスネアループのみに流れるようになる。

【0034】

なお、本実施形態では、圧力センサを用いて、止血用电極がシースの先端に当接したことを検知したが、検知センサは、これに限定されない。例えば図 10 に示すように、圧力センサの代わりにフォトセンサ 51 を用いてもよい。フォトセンサ 51 は、例えば、反射型のフォトセンサであり、シース 15 の内部に設けられ、その投光部及び受光部が操作ワ

イヤ１６と対面するように配置される。操作ワイヤ１６には、スネアループ１７の基端付近にマーク５０が設けられる。マーク５０は、止血用電極１８がシース１５の先端と当接したときに、フォトセンサ５１と対面する位置に来るように配置される。フォトセンサ５１は、マーク５０を検知したときにマーク検知信号を電流切替部２６に出力する。電流切替部２６は、マーク検知信号に応答して、高周波電源２０の電流を止血用の高周波電流に切り替える。

【００３５】

また、図１１に示すように、手元操作部１９の本体軸５５にマイクロスイッチ５６を設ける。そして、マイクロスイッチ５６により止血用電極１８がシース１５の先端に当接したことを検知してもよい。手元操作部１９の本体軸５５は、連結部５４を介して、シース１５の基端部に取り付けられている。本体軸５５にはスライダ５７がスライド可能に取り付けられており、このスライダ５７に操作ワイヤ１６が連結されている。また、マイクロスイッチ５６は、止血用電極１８がシース１５の先端に当接したときに、スライダ５７と当接するように設けられている。マイクロスイッチ５６がスライダ５７と当接すると、接触検知信号を電流切替部２６に出力する。この検知信号に応答して、電流切替部２６は止血用の高周波電流に切り替える。

【００３６】

なお、本実施形態では、圧力センサをシースの先端部に設けたが、これに限る必要はなく、例えば、手元操作部の本体軸に圧力センサを設けてもよい。この場合、圧力センサは、止血用電極がシースの先端に当接したときに、スライダと当接するように設けられている。また、上述したマイクロスイッチを手元操作部ではなくシースの先端部に設けてもよい。この場合、マイクロスイッチは、止血用電極がシースの先端に当接したときに、その当接に従って接触検知信号を電流切替部に出力する。

【００３７】

また、止血用電極がシースの先端に当接したときに導通して電流が流れる回路を設け、その電流を検知することで、止血用電極の当接を検知してもよい。

【図面の簡単な説明】

【００３８】

【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】パイポラ型の高周波スネアを示す概略図である。

【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。

【図１０】止血用電極の当接を検知するための操作ワイヤのマーク及びフォトセンサを表す説明図である。

【図１１】止血用電極の当接を検知するためのマイクロスイッチを表す説明図である。

【符号の説明】

【００３９】

- 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

10

20

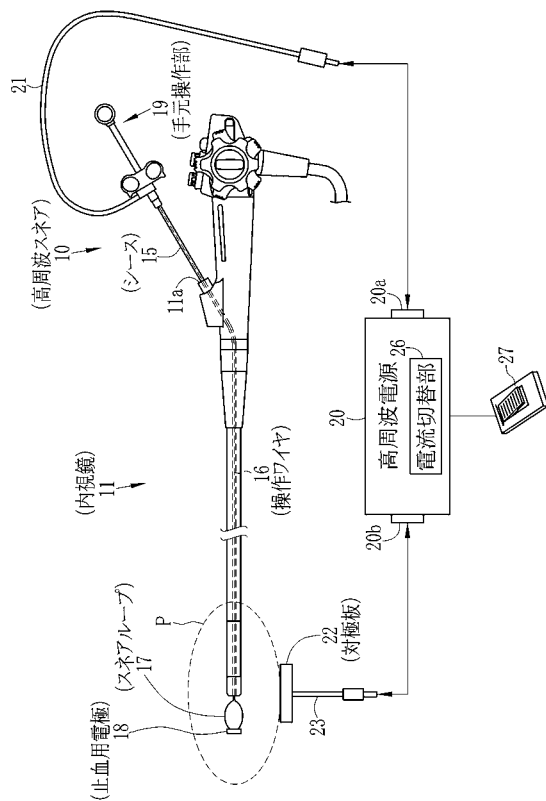
30

40

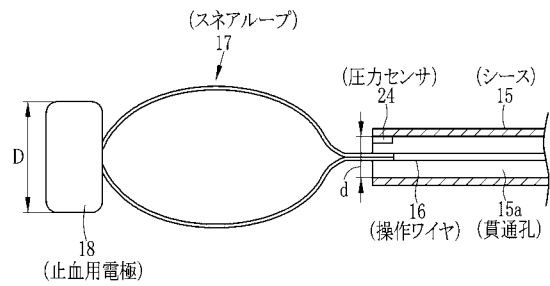
50

- 1 9 手元操作部
- 2 2 対極板
- 2 4 , 4 4 圧力センサ
- 3 5 絶縁体
- 5 0 マーク
- 5 1 フォトセンサ
- 5 6 本体軸
- 5 7 スライダ

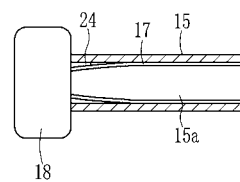
【図 1】



【図 2】

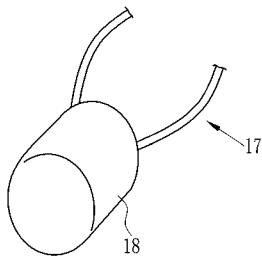


(A)

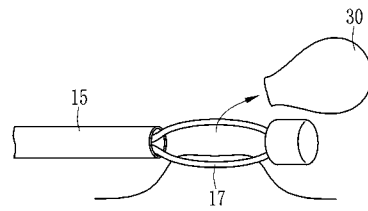


(B)

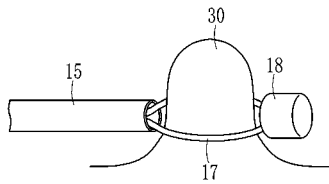
【図 3】



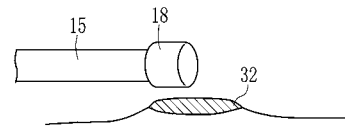
【図 5】



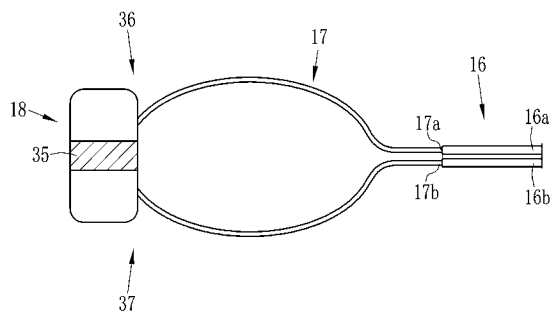
【図 4】



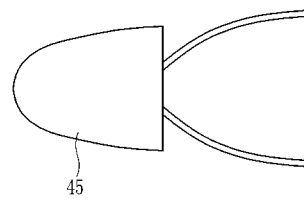
【図 6】



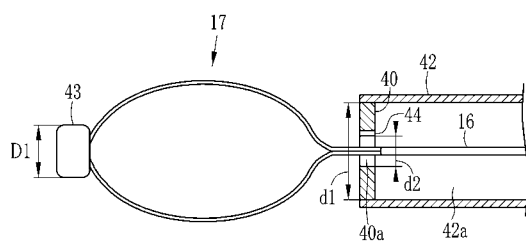
【図 7】



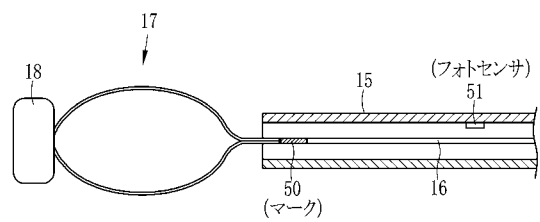
【図 9】



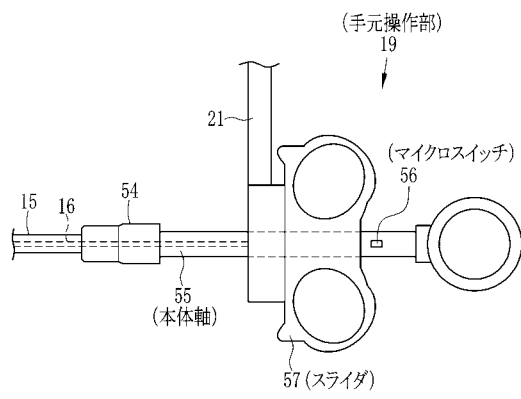
【図 8】



【図 10】



【図 1 1】



专利名称(译)	用于内窥镜的高频圈套装置，用于内窥镜的高频圈套器及其驱动装置		
公开(公告)号	JP2009125344A	公开(公告)日	2009-06-11
申请号	JP2007304187	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/KK23 4C060/KK25 4C060/MM26 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK05 4C160/KK06 4C160/KK13 4C160/KK17 4C160/KK23 4C160/KK25 4C160/KK32 4C160/KK36 4C160/KK37 4C160/MM43 4C160/NN09 4C160/NN21		
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：为了提高与内窥镜的高频圈套装置相关的凝固止血的可操作性，内窥镜及其驱动装置的高频圈套。ŽSOLUTION：高频圈套包括护套15，插入护套15的通孔15a中的操作线16，设置在操作线16的远端上的圈套环17，用于止血的电极18。圈套环17的远端，用于通过操作线16操作圈套环17的手动操作部件，以及附接到护套15的远端部分的压力传感器24.当在出血部位执行止血时，通过在手操作部分的操作中，操作手操作部分并拉动操作线16。通过拉动，用于止血的电极18抵靠在护套15的远端上。当用于止血的电极18抵靠在护套15的远端时，从压力传感器24输出接触检测信号。电流切换部分。响应于接触检测信号，电流切换部分切换到用于止血的高频电流。Ž

