

(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2011-212315

(P2011-212315A)

(43) 公開日 平成23年10月27日(2011.10.27)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 O	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 2 O	4 C 1 6 0
	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2010-84416 (P2010-84416)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成22年3月31日 (2010.3.31)		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	100115107
			弁理士 高松 猛
		(74) 代理人	100132986
			弁理士 矢澤 清純
		(72) 発明者	赤羽 秀文
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
			番地 富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 GG15 HH57
			4C160 KK03 KK04 KK05 KK19 KK25
			KK39 KK53 KL02 KL03 MM43
			NN02 NN09
			4C161 GG15 HH57

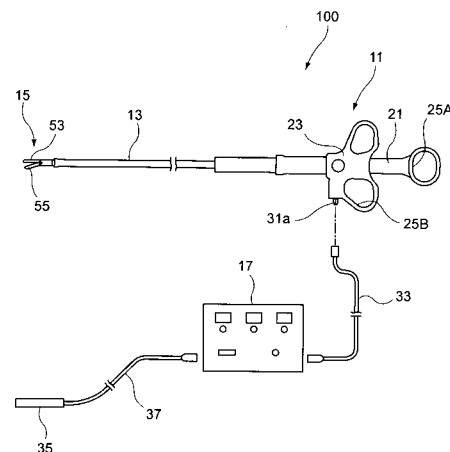
(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】把持部を高周波電極として利用する高周波処置具に対して、生体組織の切開処置のコントロールを容易にして、しかも高周波電極による他の処置も可能にした内視鏡用高周波処置を提供し、これにより、処置の簡便化と迅速化を図る。

【解決手段】先端と後端と長手軸とを有するシース17と、シース17内に進退自在に設けられた操作ワイヤ49と、シース先端から長手軸先端方向に延在する第一の把持部53と、操作ワイヤ49に接続され、操作ワイヤ49をシース17に対して進退操作することで、基端側を回転中心として、第一の把持部53に近接する方向および離間する方向に移動可能な第二の把持部55と、第一の把持部上であって第二の把持部と対向する面に設けられた第一の電極63と、を備えた。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

先端と後端と長手軸とを有するシースと、
前記シース内に進退自在に設けられた操作ワイヤと、
前記シース先端から前記長手軸先端方向に延在する第一の把持部と、
前記操作ワイヤに接続され、前記操作ワイヤを前記シースに対して進退操作することで、
基端側を回転中心として、前記第一の把持部に近接する方向および離間する方向に移動可能な第二の把持部と、
前記第一の把持部上であって前記第二の把持部と対向する面に設けられた第一の電極と、
を備えた内視鏡用高周波処置具。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の内視鏡用高周波処置具であって、
前記第二の把持部の前記第一の把持部に対向する面に第二の電極が形成された内視鏡用高周波処置具。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 記載の内視鏡用高周波処置具であって、
前記第一の把持部の先端から所定距離基端側へ後退した位置を回転中心として前記第二の把持部を片開きさせる開閉機構を備え、
前記開閉機構は、前記回転中心を中心に前記第二の把持部を前記第一の把持部に対して鈍角になる開き角で片開きさせる内視鏡用高周波処置具。

20

【請求項 4】

請求項 3 記載の内視鏡用高周波処置具であって、
前記第二の把持部の先端から前記回転中心までの距離が、前記第一の把持部の先端から前記回転中心までの距離以下である内視鏡用高周波処置具。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか 1 項記載の内視鏡用高周波処置具であって、
前記第一の電極が、対向する前記第二の把持部に沿って直状に形成された内視鏡用高周波処置具。

【請求項 6】

請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれか 1 項記載の内視鏡用高周波処置具であって、
前記第一の電極が、前記第一の把持部から前記第二の把持部に向けて先細り状に突設された突状電極部である内視鏡用高周波処置具。

30

【請求項 7】

請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか 1 項記載の内視鏡用高周波処置具であって、
前記第二の把持部の前記第一の把持部と対向する面が、凹凸を有する非平坦面で形成された内視鏡用高周波処置具。

【請求項 8】

請求項 1 ~ 請求項 7 のいずれか 1 項記載の内視鏡用高周波処置具であって、
前記第一の把持部が導電性材料で形成され、該導電性材料の前記電極を除く外表面に電気絶縁性のコーティング層を設けた内視鏡用高周波処置具。

40

【請求項 9】

請求項 1 ~ 請求項 8 のいずれか 1 項記載の内視鏡用高周波処置具であって、
前記第二の把持部が、電気絶縁性材料により形成された内視鏡用高周波処置具。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡用高周波処置具に関する。

【背景技術】**【0002】**

50

内視鏡を利用した医療診断、治療においては、内視鏡の鉗子孔から処置具を挿入して、体腔内の所望部位の生体組織を切開又は凝固させる他、生体組織の採取、患部の摘出等の種々の処置を施すことができる。このような内視鏡の鉗子孔に挿入して生体組織の切開や凝固等の処置を行う高周波処置具としては、例えば特許文献 1 等に記載されたもの等、多々提案されている。

【 0 0 0 3 】

ところが、高周波処置具は患部を瞬時にして容易に切開できるため、その切開方向のコントロールには熟練を要し、不用意に患部以外の組織深層（筋層等）まで切開しないように注意を払う必要がある。

【 0 0 0 4 】

また、内視鏡を利用して患部を処置する際は、その処置内容に応じて異なる種類の処置具が用いられる。これらの処置具は、必要となったタイミングで順次鉗子孔に挿入されて、それぞれの処置を個別に行うものとなっている。しかし、内視鏡により上記のような処置を実際に行う際、処置内容の種類が多岐に及ぶことが多く、そのため、処置自体に要する時間以外にも、鉗子孔への処置具の抜き差しを行う時間も無視できない程になっている。例えば、切開を行うために高周波ナイフの処置具を鉗子孔に挿入して処置した後、患部から出血が生じたときには高周波ナイフの処置具を内視鏡鉗子孔から抜き取り、新たに高周波凝固子の処置具を挿入して出血部を止血する等、処置具の扱いが煩雑となっていた。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 7 - 3 1 2 8 8 9 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

本発明は、把持部を高周波電極として利用する高周波処置具に対して、生体組織の切開処置のコントロールを容易にして、しかも高周波電極による他の処置も可能にした内視鏡用高周波処置具を提供し、これにより、処置の簡単化と迅速化を図ることを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

(1) 先端と後端と長手軸とを有するシースと、
前記シース内に進退自在に設けられた操作ワイヤと、
前記シース先端から前記長手軸先端方向に延在する第一の把持部と、
前記操作ワイヤに接続され、前記操作ワイヤを前記シースに対して進退操作することで、基端側を回転中心として、前記第一の把持部に近接する方向及び離間する方向に移動可能な第二の把持部と、
前記第一の把持部上であって前記第二の把持部と対向する面に設けられた第一の電極と、
を備えた内視鏡用高周波処置具。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 8 】

本発明の内視鏡用高周波処置具によれば、固定側把持部の電極は、切開時に進行方向に存在する生体組織表面だけに選択的に作用し、生体組織の切開方向が組織深層（筋層）方向に向けられそうになると、可動側把持部が生体組織からの反力を受けて阻止され、突起した生体組織を周囲の生体組織と平行方向に切開して、切開部位が組織深層（筋層）方向に拡がるのが防止される。また、生体組織を把持部により掴んで止血を行うなど、処置具を内視鏡鉗子孔から抜き差しすることなく、連続して処置を行うことができる。

【 0 0 0 9 】

また、本発明の内視鏡用高周波処置具によれば、固定側把持部の固定側電極と可動側把持部の可動側電極とを協働させることで、電極の敷設範囲を広くでき、切開可能な範囲を

10

20

30

40

50

より広げることができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の実施形態を説明するための内視鏡用高周波処置具の全体構成図である。

【図2】把持体の開閉機構及び挿入部と操作部との連結部を示す断面図である。

【図3】可動側把持部が固定側把持部に対して90°開いた状態の把持体の拡大図である。

【図4】図2におけるA-A線模式断面図である。

【図5】生体組織表面に当接する可動側把持部によって固定側把持部が案内される状態を示す側面図である。

10

【図6】病変粘膜領域にマーキングを施した状態を示す平面図である。

【図7】病変粘膜領域に対して局注を行っている状態を示す組織の断面図である。

【図8】可動側把持部で案内しながら固定側把持部により病変粘膜領域の切開を行っている状態を示す斜視図である。

【図9】(a)は第1変形例の把持体の断面図、(b)は第2変形例の把持体の断面図である。

【図10】(a)は第3変形例の把持体の側面図、(b)は下面図である。

【図11】他の構成例としての内視鏡用高周波処置具に対する把持体の拡大図である。

【図12】第4変形例の把持体の側面図である。

【図13】(a)は第5変形例の固定側把持部の先端部拡大図、(b)は第6変形例の固定側把持部の先端部拡大図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照して詳細に説明する。

図1は本発明の実施形態を説明するための内視鏡用高周波処置具の全体構成図、図2は把持体の開閉機構及び挿入部と操作部との連結部を示す断面図である。

【0012】

図1に示すように、内視鏡用高周波処置具100は、操作部11と、操作部11から延設される挿入部13と、挿入部13の先端に配設される一対の把持体15と、高周波電源17と、を備える高周波処置具であり、把持体15を体腔内に挿入し、後述する対極電極35を患者の体表皮に当接させた状態で高周波電流を流すようにしたモノポーラ式の高周波処置具として構成されている。

30

【0013】

操作部11は、指掛け部25Aが設けられた軸部21と、指掛け部25Bが設けられたスライダ23とを備え、軸部21にスライダ23が嵌合する。図2に示すように、軸部21に形成されたスリット27内には、スライダ23に連結して設けたスライド駒29が装着されている。スライド駒29には、外部端子31aがスライダ23の外部に臨んで配設された端子部31が設けられている。この端子部31の外部端子31aは、図1に示すように、ケーブル33によって高周波電源17に接続される。また、高周波電源17には、患者の体表皮に当接される対極電極35のコード37が接続されている。

40

【0014】

端子部31は、図2に示すように摺動部材41に連結され、この摺動部材41は挿入部13の操作ワイヤ49に接続されている。挿入部13は、密巻きコイルからなるコイルスリーブ43に図示しない絶縁チューブが被装された可撓性シース47と、この可撓性シース47の内側に軸方向へ摺動自在に挿通された操作ワイヤ49とから構成され、全体が柔軟な可撓性を有する。操作ワイヤ49は導電線からなり、必要に応じて表面が絶縁被覆されている。

【0015】

図3は把持体の拡大図で、固定側把持部（第一の把持部）53に対して可動側把持部（第二の把持部）55が90°開いた状態を示している。把持体15は、挿入部13の先端

50

に配設されている。可撓性シース 47 の先端に固着された連結部材 51 には、挿入部 13 の軸方向に沿って延設される固定側把持部 53 が固定されている。固定側把持部 53 の先端から基端側へ後退した位置に設けられた支軸 57 には、可動側把持部 55 が回動自在に嵌合する。可動側把持部 55 の操作部 11 側の一端 55a には、作動部材 59 を介して操作ワイヤ 49 が接続され、これにより開閉機構が形成される。

【0016】

可動側把持部 55 の内面、つまり固定側把持部 53 に相対向する面には、先端が尖った凸部と凹部が交互に配設された鋸歯状凹凸部 55b が形成されている。鋸歯状凹凸部 55b は、生体組織を確実に把持できるように、可動側把持部 55 の幅方向全長に亘って形成されている。

10

【0017】

従って、スライダ 23 を軸部 21 の軸線方向に移動させると、スライド駒 29 もこれと同時に軸線方向に移動し、このスライド駒 29 に連結した操作ワイヤ 49 が可撓性シース 47 内で押し引きされ、その結果、作動部材 59 が軸線方向に移動して、可動側把持部 55 が固定側把持部 53 に対して片開き開閉動作する。

【0018】

可動側把持部 55 の開き角度は、支軸 57 を中心として直角まで、或いは鈍角の範囲まで拡開可能となっている。固定側把持部 53 の先端から回動中心（支軸 57）までの距離 L1 は、可動側把持部 55 の先端から回動中心（支軸 57）までの距離 L2 より同じか、少し長く設定されている。可動側把持部 55 が閉じたとき、可動側把持部 55 と固定側把持部 53 の内面、つまり相対向する面同士が当接して、両把持部 53, 55 間に生体組織を挟み込むようにして把持する。

20

【0019】

端子部 31 は、接続部 31b、摺動部材 41、操作ワイヤ 49、作動部材 59 を介して固定側把持部 53 に電氣的に接続されている。これらの各部材は導電性を有する部材で形成されており、それらの相互間における接触部以外は絶縁被覆が施されている。従って、これらには、スライダ 23 に設けた端子部 31 から把持部 53 に至る給電路が形成されている。

【0020】

図 4 は図 2 における A - A 線模式断面図であり、固定側把持部 53 は、ステンレス等の金属性の基体部からなり、把持体 15 の閉状態において、可動側把持部 55 に対向する面が平面 61 とされた断面略半円状に形成されている。平面 61 は導電面とされて電極（第一の電極）63 が形成された刃面であり、平面 61 以外の面は、セラミックス、樹脂等による絶縁コーティング 65 が施された非導電面となっている。

30

【0021】

また、可動側把持部 55 も同様に、ステンレス等の金属から断面略半円状に形成され、固定側把持部 53 に対向する面には、長手方向に凹部及び凸部が交互に並んで形成されて鋸歯状凹凸部 55b となっている。可動側把持部 55 は、その表面全体に絶縁コーティング 69 が施されて非導電面となっている。なお、可動側把持部 55 は、絶縁材料である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）等の樹脂で構成されてもよい。なお、固定側把持部 53 及び可動側把持部 55 の互いに対向する面は、平面状としているが、可動側把持部 55 の鋸歯状凹凸部 55b と噛み合う鋸歯状凹凸部であってもよい。

40

【0022】

次に、本構成の内視鏡用高周波処置具 100 の作用について説明する。

図 5 は生体組織表面に当接する可動側把持部によって固定側把持部が案内される状態を示す側面図であり、可動側把持部 55 を略 90° 片開きした状態で、高周波電源 17 から固定側把持部 53 の電極 63 に高周波電流を流して生体組織 71 を切開するとき、固定側把持部 53 と可動側把持部 55 の側面が共に生体組織 71 の表面に押し当てられるので、固定側把持部 53 を矢印 B 方向に移動する際、固定側把持部 53 の進行方向が可動側把持

50

部 5 5 によって案内される。即ち、固定側把持部 5 3 の切開方向が組織深層（筋層）方向に向けられそうになると、可動側把持部 5 5 が生体組織 7 1 からの反力を受けて阻止される。これにより、筋層に対してダメージを与えたり、穿孔したりするおそれがなく、容易で円滑な処置を行うことができる。

【 0 0 2 3 】

ここで、上記構成の内視鏡用高周波処置具 1 0 0 を用い、食道、胃、十二指腸、大腸等の体腔内壁における病変粘膜を切除する処置法の一つである内視鏡的粘膜下層剥離術（ESD：Endoscopic Submucosal Dissection）を例にとり、図 6 から図 8 に基づいて説明する。図 6 は病変粘膜領域にマーキングを施した状態を示す平面図、図 7 は病変粘膜領域に対して局注を行っている状態を示す組織の断面図、図 8 は可動側把持部で案内しながら固定側把持部により病変粘膜領域の切開を行っている状態を示す斜視図である。

10

【 0 0 2 4 】

この ESD 処置は、内視鏡で体腔内を検査した結果、この粘膜に病変部が存在していることが確認されたとき等に行われる。最初に、粘膜のうち切除しようとする部位をマーキングして、局注により病変粘膜の部位を膨隆させる。次いで、内視鏡用高周波処置具 1 0 0 を用いてマーキング領域に沿って粘膜を切開して、粘膜下層を構成する線維を切断し、粘膜を筋層から剥離するようにして行われる。

【 0 0 2 5 】

具体的には、不図示の内視鏡の鉗子孔を通じて内視鏡用高周波処置具 1 0 0 を体腔内に挿入し、図 6 に示すように、切除すべき病変部 W が存在している粘膜に対して、その病変部 W を囲むように病変粘膜領域 R を定めてマーキングする。マーキングは、例えば、高周波処置具により病変粘膜領域 R の周囲の所要箇所に焼灼スポット S を施すことで行われる。なお、マーキングは、粘膜における切除すべき領域が内視鏡により認識できる程度にマーキングされていればよく、他の処置具を用いて行うこともできる。

20

【 0 0 2 6 】

次に、図 7 に示すように、病変粘膜領域 R の内部に生理食塩水やヒアルロン酸ナトリウム等の局注を行う。このためには、鉗子孔からマーキング用の高周波処置具を引き出し、これに代えて可撓性チューブの先端に注射針 N を設けた局注手段を鉗子孔に挿通させる。ここで、筋層 L B と粘膜層 L U との間には粘膜下層 L M が存在しており、注射針 N は粘膜層 L U を貫通して粘膜下層 L M にまで刺入して生理食塩水を注入する。これにより、粘膜下層 L M を膨出・隆起させる。

30

【 0 0 2 7 】

そして、粘膜下層 L M を十分膨隆させた後に、局注手段を鉗子孔から抜き出して、内視鏡用高周波処置具 1 0 0 を挿通させる。そして、図 8 に示すように、内視鏡用高周波処置具 1 0 0 の電極 6 3 を押し当てて、高周波電源 1 7 から高周波電流を流す。これにより病変粘膜領域 R の外周側の切開を行う。その結果、病変粘膜領域 R の外周では粘膜層 L U が切開されて、粘膜下層 L M が露出した状態となる。

【 0 0 2 8 】

次いで、内視鏡用高周波処置具 1 0 0 の挿入部 1 3 から突出する固定側把持部 5 3 を、切開により生じた粘膜下層 L M の露出部分に進入させ、水平移動、或いはスイング動作させることにより、電極 6 3 で粘膜下層 L M を切断する。

40

【 0 0 2 9 】

このとき、電極 6 3（固定側把持部 5 3）は、約 90°に開いた可動側把持部 5 5 の側面が生体組織 7 1 の表面に当接した状態で水平移動、或いはスイング動作するので、固定側把持部 5 3（電極 6 3）の切開方向が組織深層（筋層 L B）方向に向けられそうになると、可動側把持部 5 5 が生体組織 7 1 からの反力を受けて阻止される。

【 0 0 3 0 】

これにより、電極 6 3 は、固定側把持部 5 3 の進行方向に存在する生体組織表面だけに選択的に作用し、突起した生体組織（病変粘膜領域 R）を他の生体組織 7 1 の領域と平行に切開することができる。その結果、切開部位が組織深層（筋層 L B）方向に拡がること

50

が防止されて筋層 L B にダメージを与えることがない。

【 0 0 3 1 】

また、切開などにより出血が生じた際は、生体組織 7 1 を固定側把持部 5 3 と可動側把持部 5 5 により掴み、電極 6 3 に高周波電流を印加し、焼灼して凝固させることによる止血を行うことができる。更に、生体組織 7 1 の切除といった処置も行うことができる。このように、本構成の内視鏡用高周波処置具 1 0 0 は、高周波ナイフの機能のみならず把持機能を共に備えるため、内視鏡用高周波処置具 1 0 0 を内視鏡鉗子孔から抜いて止血用処置具等の他の処置具を再挿入する必要がなく、連続して効率的に処置を行うことができる。これにより、迅速に粘膜剥離を行うことができる。

【 0 0 3 2 】

固定側把持部 5 3 に対する可動側把持部 5 5 の開き角度は、固定側把持部 5 3 の切開方向が組織深層に向かうことを防止する案内機能を重視する場合は、90°付近に設定するのが望ましく、高周波ナイフとしての迅速な切開機能を重視する場合には、鈍角、特に180°に近い角度にするのが望ましい。可動側把持部 5 5 の開き角度は、内視鏡用高周波処置具 1 0 0 の適用部位（使用方法）に応じて、適宜任意の角度に設定可能である。

【 0 0 3 3 】

図 9 (a) は第 1 変形例の把持体の断面図であり、可動側把持部 5 5 が断面円形状に形成されている。これにより、可動側把持部 5 5 を生体組織 7 1 に沿わせて移動させる際、可動側把持部 5 5 によって生体組織 7 1 を傷付ける可能性が低減される。図 9 (b) は第 2 変形例の把持体の断面図であり、断面形状円形の可動側把持部 5 5 に加えて、更に固定側把持部 5 3 の電極が、可動側把持部 5 5 に向けて先細り状に突設する突状電極部 7 5 となっている。突状電極部 7 5 が固定側把持部 5 3 の表面から突出しているので、可動側把持部 5 5 と協働して生体組織 7 1 を掴むときの把持圧力が高められ、生体組織 7 1 が確実に把持され、高周波による切開や焼灼が正確に行える。

【 0 0 3 4 】

図 1 0 (a) , (b) は第 3 変形例の把持体を示しており、(a) は側面図、(b) は下面図である。図 1 0 (a) , (b) に示すように、第 3 変形例の把持体 1 5 は、支軸 5 7 (回転中心) から固定側把持部 5 3 の先端までの距離 L 1 が、支軸 5 7 (回転中心) から可動側把持部 5 5 の先端までの距離 L 2 より長く設定されている。従って、把持体 1 5 を閉じたとき、固定側把持部 5 3 の電極 6 3 が距離 L 1 , L 2 の差分だけ露出している。

【 0 0 3 5 】

この内視鏡用高周波処置具によれば、把持体 1 5 を閉じたときに固定側把持部 5 3 の先端に露出する電極 6 3 によって、前述した病変粘膜領域 R を囲んで焼灼スポット S を施すマーキング用処置具としても使用することもできる。

【 0 0 3 6 】

図 1 1 は他の構成例としての内視鏡用高周波処置具の把持体の拡大図である。図 1 1 に示すように、内視鏡用高周波処置具 1 0 0 A は、固定側把持部 5 3 に設けられた電極 6 3 に加え、可動側把持部 5 5 の固定側把持部 5 3 に対向する面に可動側電極 (第二の電極) 7 7 が形成されている点で、前述の内視鏡用高周波処置具 1 0 0 と異なる。可動側把持部 5 5 は、可動側電極 7 7 が高周波電源 1 7 に接続されて高周波電流が印加可能であり、可動側電極 7 7 以外の面は、絶縁処理されて非導電面となっている。

【 0 0 3 7 】

この内視鏡用高周波処置具 1 0 0 A は、可動側把持部 5 5 を 1 8 0 ° 近くに拡開することにより、固定側把持部 5 3 の固定側電極 6 3 と、可動側把持部 5 5 の可動側電極 7 7 とを協働させて作用させることができ、電極 6 3 , 7 5 の敷設範囲が広くなり、切開可能な範囲をより広げることができる。これにより、迅速かつ効率的な切開が可能となる。

【 0 0 3 8 】

図 1 2 は第 4 変形例の把持体の側面図である。図 1 2 に示すように、第 4 変形例の把持体 1 5 は、固定側把持部 5 3 の先端に絶縁材料、或いは表面が絶縁処理された金属材料からなる球体部 8 1 が設けてある。この把持体 1 5 によれば、固定側把持部 5 3 の先端が球

10

20

30

40

50

形であるので、先端部による意図しない組織の傷付きが防止される。なお、球体部 8 1 は導電体であってもよく、その場合は球体部 8 1 をナイフとして用いて切開することが可能となる。

【 0 0 3 9 】

図 1 3 (a) は第 5 変形例の固定側把持部の先端部拡大図、図 1 3 (b) は第 6 変形例の固定側把持部の先端部拡大図である。図 1 3 (a) , (b) に示すように、第 5 変形例の固定側把持部 5 3 の先端には、長方体形状のフック状電極 8 3 が形成され、第 6 変形例の固定側把持部 5 3 の先端には、略円板状の円板電極 8 5 が形成されている。このような固定側把持部 5 3 の先端に設けられる電極の形状は、使用する用途に応じて種々の形態とすることができ、処置内容に適した形状のナイフとすることができる。

10

【 0 0 4 0 】

このように、本発明は上記の実施形態に限定されるものではなく、明細書の記載、並びに周知の技術に基づいて、当業者が変更、応用することも本発明の予定するところであり、保護を求める範囲に含まれる。

【 0 0 4 1 】

以上の通り、本明細書には次の事項が開示されている。

(1) 先端と後端と長手軸とを有するシースと、
前記シース内に進退自在に設けられた操作ワイヤと、
前記シース先端から前記長手軸先端方向に延在する第一の把持部と、
前記操作ワイヤに接続され、前記操作ワイヤを前記シースに対して進退操作することで、基端側を回転中心として、前記第一の把持部に近接する方向及び離間する方向に移動可能な第二の把持部と、
前記第一の把持部上であって前記第二の把持部と対向する面に設けられた第一の電極と

20

、
を備えた内視鏡用高周波処置具。

この内視鏡用高周波処置具によれば、第二の把持部が第一の把持部に対して片開きすることで、第一の把持部と拡開した第二の把持部とを共に生体組織に押し当てた際、第一の把持部の第一の電極は生体組織表面に直に当接することがなく、しかも進行方向に存在する生体組織表面だけに選択的に高周波電流による作用が生じる。つまり、第二の把持部は常に切開方向に向いて配置されるため、切開時に生体組織の切開方向が組織深層（筋層）方向に向けられそうになると、第二の把持部が生体組織からの反力を受けてこれが阻止される。従って、局所的に突起した生体組織を切開する場合に、突起した生体組織を周囲の生体組織と平行方向に切開でき、切開のコントロール性を向上できる。また、切開の後、生体組織を把持部により掴んで高周波電流を印加することで止血を行うなど、処置具を内視鏡鉗子孔から抜き差しすることなく、連続して処置を行うことができる。

30

【 0 0 4 2 】

(2) (1) の内視鏡用高周波処置具であって、
前記第二の把持部の前記第一の把持部に対向する面に第二の電極が形成された内視鏡用高周波処置具。

この内視鏡用高周波処置具によれば、第一の電極と第二の電極とを協働させることで電極の敷設範囲を広くでき、切開可能な範囲をより広げることができる。

40

【 0 0 4 3 】

(3) (1) 又は (2) の内視鏡用高周波処置具であって、
前記第一の把持部の先端から所定距離基端側へ後退した位置を回転中心として前記第二の把持部を片開きさせる開閉機構を備え、

前記開閉機構は、前記回転中心を中心に前記第二の把持部を前記第一の把持部に対して鈍角になる開き角で片開きさせる内視鏡用高周波処置具。

この内視鏡用高周波処置具によれば、第二の把持部を第一の把持部に対して直角や鈍角に片開きすることで、第二の把持部の切開方向へ向く突出長を増加させ、切開のコントロール性を向上できる。

50

【 0 0 4 4 】

(4) (3) の内視鏡用高周波処置具であって、

前記第二の把持部の先端から前記回動中心までの距離が、前記第一の把持部の先端から前記回動中心までの距離以下である内視鏡用高周波処置具。

この内視鏡用高周波処置具によれば、第二の把持部が第一の把持部と同じか、或いは短くされることで、切開等の処置に対する操作性が向上する。

【 0 0 4 5 】

(5) (1) ~ (4) のいずれか 1 つの内視鏡用高周波処置具であって、

前記第一の電極が、対向する前記第二の把持部に沿って直状に形成された内視鏡用高周波処置具。

この内視鏡用高周波処置具によれば、電極を直状に形成することにより一度に切開できる面積を稼ぐことができる。

【 0 0 4 6 】

(6) (1) ~ (6) のいずれか 1 つの内視鏡用高周波処置具であって、

前記第一の電極が、前記第一の把持部から前記第二の把持部に向けて先細り状に突設された突状電極部である内視鏡用高周波処置具。

この内視鏡用高周波処置具によれば、突状電極が第一の把持部の表面から突出していることで、第二の把持部と協働して生体組織を掴むときの把持圧力が高められ、生体組織の確実な把持と、高周波による切開や焼灼が正確に行える。

【 0 0 4 7 】

(7) (1) ~ (6) のいずれか 1 つの内視鏡用高周波処置具であって、

前記第二の把持部の前記第一の把持部と対向する面が、凹凸を有する非平坦面で形成された内視鏡用高周波処置具。

この内視鏡用高周波処置具によれば、例えば山形などの凹凸を有する非平坦面が生体組織を滑り無く確実に捉えることができる。

【 0 0 4 8 】

(8) (1) ~ (7) のいずれか 1 つの内視鏡用高周波処置具であって、

前記第一の把持部が導電性材料で形成され、該導電性材料の前記電極を除く外表面に電気絶縁性のコーティング層を設けた内視鏡用高周波処置具。

この内視鏡用高周波処置具によれば、表出する電極に配線を接続することなく、導電性材料に接続することで済み、電流供給が容易になる。

【 0 0 4 9 】

(9) (1) ~ (8) のいずれか 1 つの内視鏡用高周波処置具であって、

前記第二の把持部が、電気絶縁性材料により形成された内視鏡用高周波処置具。

この内視鏡用高周波処置具によれば、電極を有しない可動把持部を簡単に製造できる。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 0 】

- 1 3 挿入部
- 1 5 把持体
- 1 7 可撓性シース
- 5 3 固定側把持部 (第一の把持部)
- 5 5 可動側把持部 (第二の把持部)
- 5 5 b 鋸歯状凹凸部 (非平坦面)
- 5 7 支軸 (回動中心)
- 6 3 固定側電極 (第一の電極)
- 6 5 絶縁コーティング (電気絶縁性膜のコーティング)
- 6 9 絶縁コーティング (電気絶縁性膜のコーティング)
- 7 5 突状電極部 (第一の電極)
- 7 7 可動側電極 (第二の電極)
- 1 0 0 内視鏡用高周波処置具

10

20

30

40

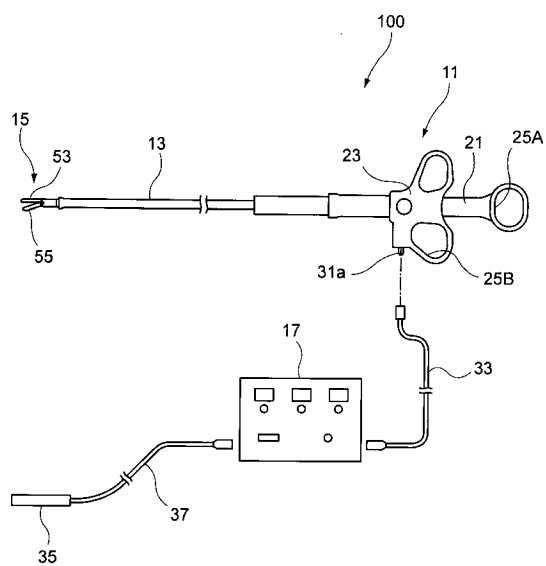
50

100A 内視鏡用高周波処置具

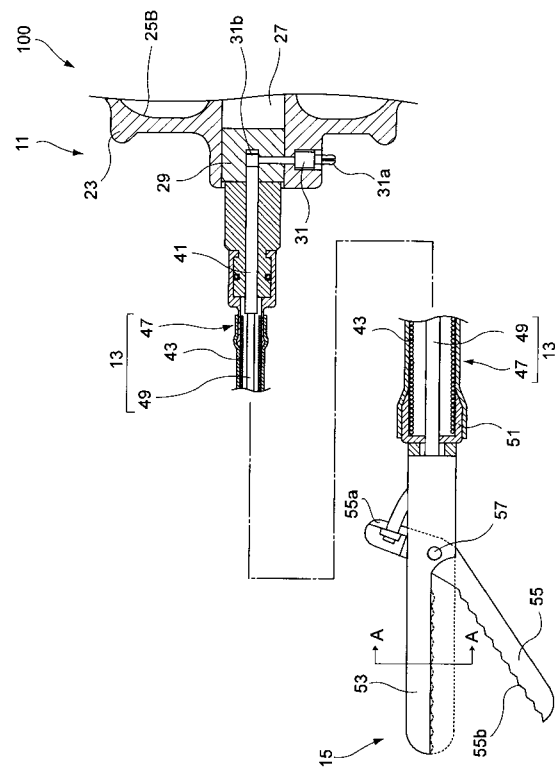
L1 固定側把持部の先端から回転中心までの距離

L2 可動側把持部の先端から回転中心までの距離

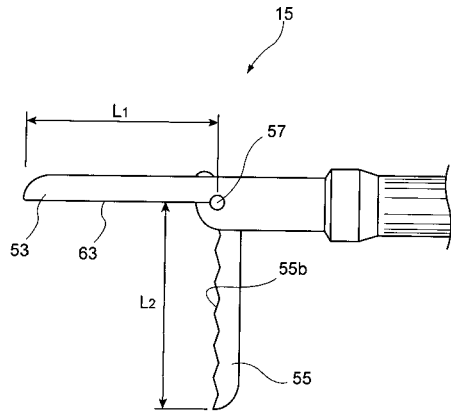
【図1】



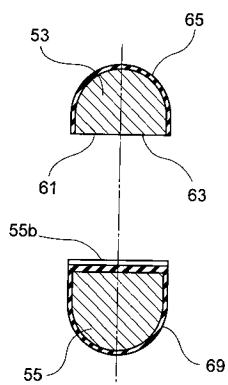
【図2】



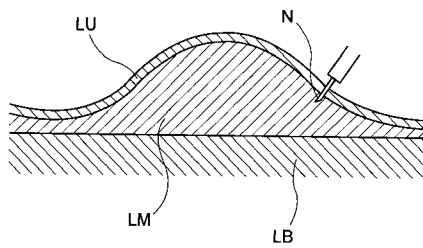
【図 3】



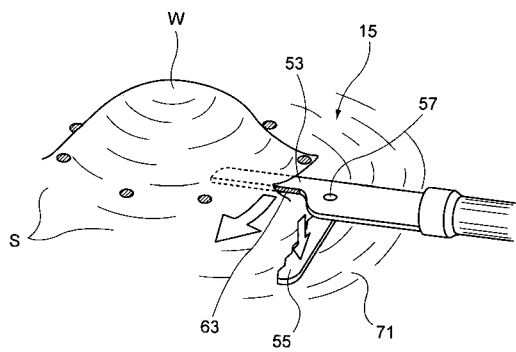
【図 4】



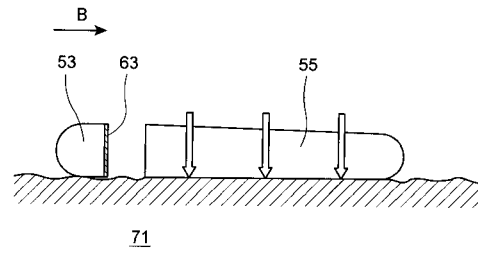
【図 7】



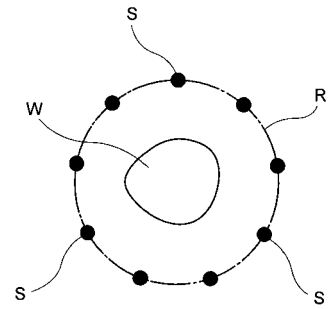
【図 8】



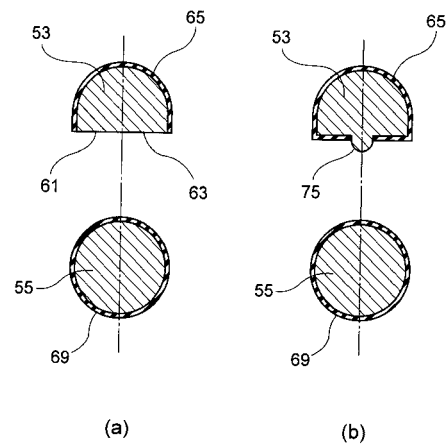
【図 5】



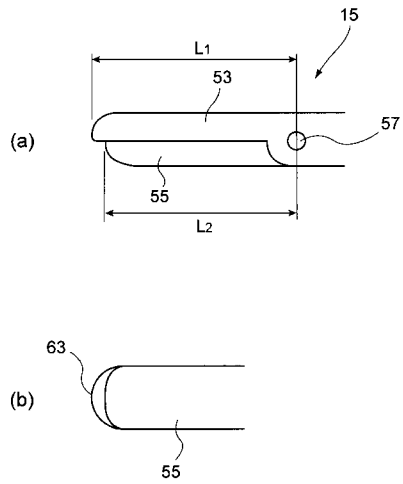
【図 6】



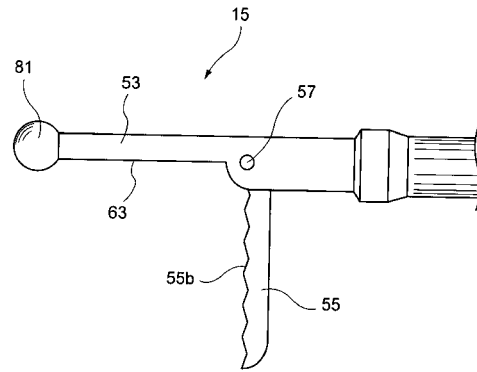
【図 9】



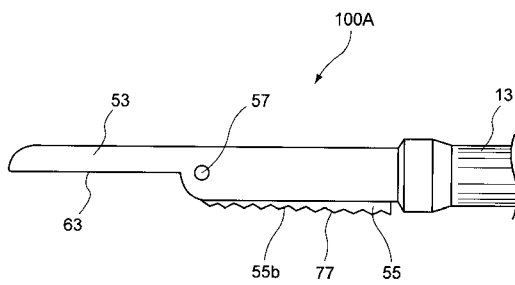
【図 10】



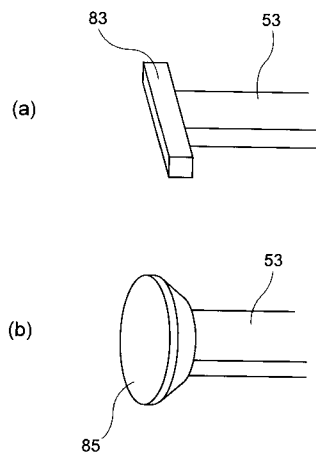
【図 12】



【図 11】



【図 13】



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2011212315A5	公开(公告)日	2012-08-02
申请号	JP2010084416	申请日	2010-03-31
[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	赤羽秀文		
发明人	赤羽 秀文		
IPC分类号	A61B18/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B18/1445		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B17/39.320 A61B1/00.334.D		
F-TERM分类号	4C061/GG15 4C061/HH57 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK05 4C160/KK19 4C160/KK25 4C160/KK39 4C160/KK53 4C160/KL02 4C160/KL03 4C160/MM43 4C160/NN02 4C160/NN09 4C161/GG15 4C161/HH57		
其他公开文献	JP2011212315A		

摘要(译)

要解决的问题：对于利用夹持部分作为高频电极的高频治疗工具，提供内窥镜的高频治疗，其有助于控制活组织的切口处理并且还允许利用高频电极进行其他治疗。 ，从而简化和加快治疗。 一种具有远端，后端和纵向轴线的护套（17），设置成在护套（17）内自由前进和缩回的操作线（49），从护套的远端延伸的第一夹紧部分（53）通过使操作线49相对于护套17前进和后退，可以使操作线49在接近和与第一抓握部53分离的方向上绕基端侧作为旋转中心移动，并且可以使操作线49移动到操作线49。第二抓握部分55和第一电极63设置在第一抓握部分的面对第二抓握部分的表面上。 点域1