

(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2009-118891

(P2009-118891A)

(43) 公開日 平成21年6月4日(2009.6.4)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/14 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 7	4 C 0 6 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	4 C 0 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 G	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2007-292977 (P2007-292977)	(71) 出願人	505193151
(22) 出願日	平成19年11月12日 (2007.11.12)		豊永 高史
			大阪府和泉市弥生町2-27-10
		(71) 出願人	000005430
			フジノン株式会社
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
		(74) 代理人	100089749
			弁理士 影井 俊次
		(74) 代理人	100148817
			弁理士 影井 慶大
		(72) 発明者	豊永 高史
			大阪府和泉市弥生町2-27-10
		Fターム(参考)	4C060 KK03 KK04 KK20
			4C061 BB02 CC06 DD03 FF43 JJ06
			NN10

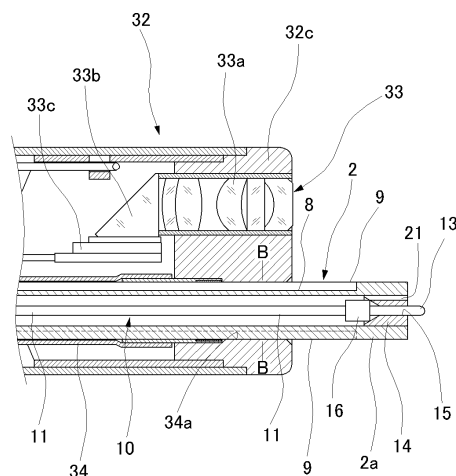
(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】可撓性シースの曲げ方向の強度を格別低下させることなく、この可撓性シースを内視鏡の処置具挿通チャンネル内に挿通させたときに、広い通路断面積を有する吸引経路を持たせるようにする。

【解決手段】高周波処置具1は、内部に高周波電流が印加される電極部材13が出没可能となった可撓性シース2を有し、この可撓性シース2は内視鏡30の処置具挿通チャンネル34に挿通される。可撓性シース2の外周面には断面がV字形状となった所定数のV字溝8が軸線方向に向けて形成されており、溝間に形成されている突出部は先端が尖っており、処置具挿通チャンネル34の内周面に当接する尖端部9となっている。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

本体操作部に設けた処置具導入部に一端が接続され、他端は挿入部の先端に開口した処置具導出口に接続され、また前記本体操作部内で吸引路に連通した内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿通され、可撓性シースの内部に高周波電流が印加される電極部材が設けられ、この電極部材は前記可撓性シースの先端から出沒可能となった高周波処置具であって、

前記可撓性シースの外周部には、前記処置具挿通チャンネルの内周面に対して摺動可能な当接部が形成され、

前記可撓性シースの外周面と前記処置具挿通チャンネルの内周面との間には軸線方向に向けた通路が 1 または複数箇所形成されて、前記吸引路に負圧吸引力を作用させたときに、この通路が吸引用の経路となる

構成としたことを特徴とする内視鏡用高周波処置具。

【請求項 2】

前記可撓性シースの外周面の先端部分に、前記処置具挿通チャンネルに挿通させて、この処置具挿通チャンネルの導出口から処置が行われる長さだけ突出させたときに、前記導出口から突出している部位に平滑外周面部を形成する構成としたことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 3】

前記通路は、前記可撓性シースの外周部に軸線方向に向けて形成した溝から構成したことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 4】

前記可撓性シースの外周部に形成した溝は V 字形状のものであり、前記処置具挿通チャンネルの内周面に当接する外面には尖端部を形成する構成としたことを特徴とする請求項 3 記載の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、内視鏡の処置具挿通チャンネル内に挿通されて、病変粘膜部分を切開及び剥離して除去する等の処置を行うために用いられる内視鏡用高周波処置具に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡検査によって、食道，胃，十二指腸，大腸等の体腔内壁における粘膜部分に腫瘍等といった病変部が発見されると、病変粘膜を切除する処置が施される。この処置のひとつとして、内視鏡的粘膜下層剥離術（ESD：Endoscopic Submucosal Dissection）と呼ばれる処置がある。この ESD 処置は、まず粘膜のうち、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、次いで高周波処置具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て粘膜を筋層から剥離するようにして行われる。

【0003】

以上の ESD 処置に用いられる高周波処置具は、棒状部を有する電極部材からなる高周波ナイフを可撓性シース内に装着する構成としたものである。可撓性シースの基端部には操作手段が連結されており、この操作手段によって高周波ナイフを可撓性シースの先端から突出させる。そして、高周波ナイフに通電することによって、粘膜の切開及び剥離を行うことができる。この ESD に用いられる高周波処置具を構成する高周波ナイフとしては、電極部材を真っ直ぐ延在させた針状ナイフと、棒状の電極部材の先端に大径電極部を連結するかまたは先端を概略 L 字状に曲折することによりフック部を形成したフックナイフとがある。針状ナイフは、粘膜を突き刺すために使用するのに最適なものであり、また電極部材を水平移動させたり、スイング動作させたりすることによって粘膜等の切開や剥離を行うことができる。一方、フックナイフは粘膜等を先端のフック部で引っ掛けて、引き

10

20

30

40

50

込むように動作させることにより、粘膜の切開や剥離を行うことになる。

【 0 0 0 4 】

例えば、特許文献 1 に、フックナイフ方式の高周波ナイフを有する高周波処置具を内視鏡の処置具挿通チャンネルを介して体腔内に挿入して、粘膜を切開したり、剥離したりする処置を行うようにしたものが開示されている。可撓性シースに装着される高周波ナイフは、棒状電極の先端にフック部として機能する円形若しくは三角形の板状電極を連設して設けたものであり、棒状電極は可撓性シースの先端に設けた先端チップを貫通して延在されている。この高周波処置具は、内視鏡の処置具挿通チャンネルを介して体腔内に挿入されるものであり、この処置具挿通チャンネルの先端開口部から可撓性シースを突出させて、この可撓性シースに挿通されている高周波ナイフを押し引き操作することによって、粘膜等を高周波ナイフの先端部分に引っ掛けて、処置具挿通チャンネル内に引き込むように操作し、次いで通電することにより組織を切断し、もって粘膜の切開や剥離が行われる。また、この特許文献 1 の構成にあっては、可撓性シース内に給液路が形成されており、切開された部位から出血があると、給液路から可撓性シースの先端に装着した先端チップに設けた開口から生理食塩水を噴出させるようになり、もって出血部分を洗い流すことができるようにしており、またその後先端の板状電極を出血部に押し当てて凝固させることによって、止血を行えるようにしている。

10

【 0 0 0 5 】

一方、針状乃至棒状の高周波ナイフ（以下、針状高周波ナイフという）は、特許文献 2 及び特許文献 3 に示したようなものが従来から知られている。この種の高周波ナイフは、可撓性シース内に挿通され、内視鏡の処置具挿通チャンネル内に挿通される可撓性シースの内部に高周波ナイフを押し引き操作可能に挿通させる構成としている点では、前述したフックナイフ構造のものと同様である。ただし、針状高周波ナイフの場合には、先端に膨出する部位が存在しないことから、可撓性シースを処置具挿通チャンネル内に通す際等においては、針状ナイフの全体を可撓性シースの内部に完全に引き込んだ状態とすることができる。そして、特許文献 2 にあっては、針状ナイフの周囲から給液を行うことができるようになっており、特許文献 3 では、可撓性シースに針状ナイフを挿通させる通路と、給液用の通路とを別個に設ける構成としている。

20

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 3 1 3 5 3 7 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 6 - 3 2 5 7 8 5 号公報

30

【特許文献 3】特開 2 0 0 6 - 1 8 7 4 7 4 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 】

ところで、粘膜剥離を正確に行うには、処置の対象となる病変粘膜の部位を内視鏡観察手段の視野内に鮮明に捉える必要がある。この粘膜に体液の付着等による汚れがあると、例えば生理食塩水を用いた灌流を行うことによって、処置対象とする粘膜を洗浄するのが望ましい。また、処置を行う際に発生する出血部分を洗い流すためにも、生理食塩水を供給することも必要となる。さらに、可撓性シースの先端から給水を行うだけでなく、体内からの吸引も必要となる。内視鏡において、吸引は処置具挿通チャンネルを介して行われるのが通常である。例えば挿入部に 2 つの処置具挿通チャンネルを形成する構成としたものもあるが、2 チャンネル方式とすると、挿入部がその分だけ太径化することになる。

40

【 0 0 0 7 】

以上のことから、単一の処置具挿通チャンネルにより、高周波処置具の挿通経路としてだけでなく、吸引用の通路としても機能させるのが望ましい。ここで、処置用の内視鏡にあっては、処置具挿通チャンネルの内径は、通常、3 . 8 mm 程度であり、また汎用内視鏡の場合には、処置具挿通チャンネルの内径を 2 . 8 mm 程度とするのが一般的である。一方、フックナイフ方式の高周波処置具でも、また針状ナイフ方式の高周波処置具でも、その可撓性シースの外径寸法は、通常 2 . 4 mm ~ 2 . 6 mm 程度であり、この高周波処置具の外径と処置具挿通チャンネルの内径との径差による円環状の隙間を吸引用の通路と

50

して利用することができるものの、必ずしも十分な通路断面積が得られない。

【0008】

高周波処置具を構成する可撓性シースの肉厚を薄くすると、高周波処置具と処置具挿通チャンネルとの間の径差を大きくすることができる。ただし、可撓性シースを薄肉化すると、強度が低下することになる。ここで、可撓性シースにとって最も必要な強度は、曲げ方向の強度であり、可撓性シースの曲げ方向における強度が不足すると、処置具挿通チャンネル内への挿通操作が困難になるだけでなく、処置具挿通チャンネルから導出させて、体腔内における処置対象部に向けて進行させる際における狙撃性が悪くなり、正確な処置を行うことができない等の問題点が生じる。また、取り扱いを慎重にしなければ、容易に曲げ癖が付くといった問題点もある。

10

【0009】

特に、特許文献1のように、フック部を構成する板状電極で病変粘膜乃至その近傍の部位を引っ掛ける動作や、引っ掛けた粘膜を引き込む動作を行うに当たって、これらの動作が正確に行われないと、処置に多大の時間を要することになり、また必要以上の広い範囲の粘膜が切開されたり、本来切開して除去すべき部位を取り残したりする可能性も否定できない。また、特許文献2及び特許文献3の針状ナイフ方式においては、針状乃至棒状の電極部材で粘膜を突き刺すように操作され、また粘膜剥離は電極部材を水平移動させたり、スイング動作させたりすることにより行われるので、可撓性シースの直進性、曲げ方向の強度保持の必要性はさらに強く求められる。

20

【0010】

本発明は以上の点に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、可撓性シースの曲げ方向の強度を格別低下させることなく、この可撓性シースを内視鏡の処置具挿通チャンネル内に挿通させたときに、広い通路断面積を有する吸引用経路を持たせることができるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

前述した目的を達成するために、本発明は、本体操作部に設けた処置具導入部に一端が接続され、他端は挿入部の先端に開口した処置具導出口に接続され、また前記本体操作部内で吸引路に連通した内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿通され、可撓性シースの内部に高周波電流が印加される電極部材が設けられ、この電極部材は前記可撓性シースの先端から出沒可能となった高周波処置具であって、前記可撓性シースの外周部には、前記可撓性シースの内周面に対して摺動可能な当接部が形成され、前記可撓性シースの外周面と前記処置具挿通チャンネルの内周面との間には軸線方向に向けた通路が1または複数箇所形成されて、前記吸引路に負圧吸引力を作用させたときに、この通路が吸引用の経路となる構成としたことをその特徴とするものである。

30

【0012】

高周波処置具としては、可撓性シースと電極部材からなる高周波ナイフとを有する構成としたものであり、電極部材は、針状乃至棒状のものからなる針状ナイフ方式のもの、板状のものや棒状のものの先端をL字状乃至U字状に曲成したフックナイフ方式のもののいずれにも適用可能である。可撓性シースに給液手段を設けたものであっても、また給液手段を備えていないものであっても良い。例えば、内視鏡にウォータージェット等の噴射手段からなる他の給液経路を有する構成としている場合には、高周波処置具側に給液手段を設けなくても良い。そして、給液手段としては、電極部材の導出部の周囲から液体を供給するもの、可撓性シースの内部において、電極部材の挿通経路とは別個の液体供給路を設けたもの等の構成とすることができる。

40

【0013】

処置具挿通チャンネルの内周面と可撓性シースの外周面との間に形成される吸引用経路は、可撓性シースの肉厚を円周方向に位置を変えて軸線方向に向けた凹凸形状とすることにより形成される。具体的には、可撓性シースの外周面に軸線方向に向けた溝を1または複数箇所形成することによって、若しくは可撓性シースの外周面に突出部を形成すること

50

によって、この可撓性シースを処置具挿通チャンネル内に挿通させたときに、吸引用の通路が形成される。溝や突出部からなり、可撓性シースの外周面に形成される凹凸部は、この可撓性シースの全長にわたって形成することもできるが、外面がエッジ構造となるようであれば、先端部分における所定の長さ、具体的には、可撓性シースの外周面の先端部分に、処置具挿通チャンネルに挿通させて、この処置具挿通チャンネルの導出口から処置が行われる際に必要な長さだけ突出させたときに、導出口から突出している部位を平滑外周面部とするのが望ましい。さらに、可撓性シースの基端側にも、処置具挿通チャンネルに挿通させたときに、処置具導入部に位置する部位を平滑外周面部とすることができる。

【0014】

可撓性シースの外面において、突出する部位の厚みは最大限で処置具挿通チャンネルの内周面に当接するまでであり、溝を形成している場合には、最小の厚みは溝底部である。従って、突出する部位は軸線方向に向けた筋材として機能することになる。そして、溝底部の部位では、内部に電極部材及びそれに連結した可撓性コードが摺動可能に挿通されている点を考慮して、摺動時に破損しない程度の薄いものとすることができる。これによって、凹凸の差を大きくすることができて、吸引用経路として広い通路断面積を確保することができて、高い吸引能力を発揮し、しかも軸線方向に向けた筋材を有することから、可撓性シースの曲げ方向の強度が高くなり、処置具挿通チャンネルへの挿通操作性が良好となり、かつ処置具挿通チャンネルから導出したときにおける、処置対象部に向けての狙撃性が良好となる。勿論、曲り癖や変形等が発生することもない。

【0015】

溝の断面形状はV字形状、U字形状等任意のものとしてことができ、円周方向の90度乃至それ以上の角度を有する幅の広い溝であっても良い。断面がV字形状の溝とする場合には、円周方向に所定数の溝が形成されるが、溝間の部位の外面に尖端部を形成することもできる。この場合には、高周波処置具を処置具挿通チャンネルに挿入する際に、尖端部をこの処置具挿通チャンネルの内面に摺動させるようにすることによって、接触面積が小さくなるので、挿入操作時における摺動抵抗を低減させることができる。

【発明の効果】

【0016】

可撓性シースの強度を格別低下させることなく、この可撓性シースを内視鏡の処置具挿通チャンネル内に挿通させたときに、広い吸引用経路を確保でき、また可撓性シースの処置具挿通チャンネル内への挿通操作性及び高周波ナイフの処置すべき箇所への狙撃性が良好となり、高周波処置具の操作の円滑性、確実性、安定性が得られるようになる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、図面に基づいて本発明の実施の形態について説明する。まず、図1に高周波処置具の全体構成を示し、図2にその要部拡大断面を示す。図中において、1は高周波処置具である。高周波処置具1は長尺の可撓性シース2を有し、この可撓性シース2の基端部には接続パイプ3が連結されており、この接続パイプ3の他端には操作手段4が連結されている。操作手段4は接続パイプ3に連結した本体軸4aと、この本体軸4aに嵌合させて軸線方向に摺動可能に設けたスライダ4bとから構成されている。スライダ4bには処置具本体10を構成する可撓性コード11の基端部が連結して設けられている。可撓性コード11は導電線の外周をフッ素樹脂でコーティングする等により電気絶縁部材で被覆したものから構成されており、その基端部はスライダ4bへの連結部から所定長さ突出して、接点部12が設けられている。従って、この接点部12は図示しない高周波電源装置に着脱可能に接続されることになる。

【0018】

図2から明らかなように、処置具本体10を構成する可撓性コード11はスライダ4bへの接続部から、接続パイプ3の内部を通り、可撓性シース2内に延在されている。可撓性コード11の先端部からは導電線が直線状態で延在されており、この導電線の導出部分が針状の高周波ナイフを構成する電極部材13となっている。また、可撓性シース2の先

端部にはストッパ部材 14 が挿嵌されて、接着等の手段で固着されている。ここで、ストッパ部材 14 は電気絶縁性及び耐熱性の観点からセラミックから構成されている。このストッパ部材 14 の先端面は可撓性シース 2 の先端面と同じ位置に配設されており、従ってこれらストッパ部材 14 の先端面と可撓性シース 2 の先端面とによって先端基準面 F を形成している。ストッパ部材 14 の中心軸線の位置には、軸線方向に貫通するように挿通孔 15 が穿設されており、この挿通孔 15 の孔径は電極部材 13 の外径寸法より僅かに大きい寸法となっている。そして、ストッパ部材 14 の基端部は挿通孔 15 に向けた呼び込みテーパ部 14a が形成されている。

【0019】

処置具本体 10 における可撓性コード 11 から電極部材 13 への移行部または電極部材 13 の部位に規制部材 16 が取り付けられている。規制部材 16 は、少なくとも挿通孔 15 より大径の部材であり、従って処置具本体 10 を可撓性シース 2 内で前進させて、電極部材 13 が先端基準面 F から所定の長さ突出させた状態になると、規制部材 16 がストッパ部材 14 に当接して、電極部材 13 はそれ以上突出しないように規制されることになる。つまり、電極部材 13 の最突出位置が規定される。

10

【0020】

図 3 には電極部材 13 を最も引き込んだ状態が、また図 4 には電極部材 13 が最も突出した状態が示されている。先端基準面 F からの電極部材 13 の最突出長さは処置の対象となる粘膜層の厚みに依存する。後述するように、粘膜層と筋層との間には粘膜下層が存在している。粘膜の切開及び剥離を行うのであるから、先端基準面 F を粘膜表面に当接させた状態で、電極部材 13 の突出長はこの粘膜層の厚み以上で、電極部材 13 の先端は筋層にまで到達しない長さ、即ち 0.5 mm ~ 4 mm 程度とされる。これにより、先端基準面 F を粘膜表面に当接させた状態で、電極部材 13 を最突出状態にまで突出させると、この電極部材 13 は確実に粘膜層を貫通し、しかも筋層までは届かないようになっている。この電極部材 13 の押し引き操作は、操作手段 4 による遠隔操作で行うことができる。

20

【0021】

さらに、この高周波処置具 1 には、生体適合性のある液体、例えば生理食塩水、ヒアルロン酸ナトリウム等の供給手段を備えている。この供給手段は、図 1 から明らかなように、接続パイプ 3 に設けた接続口 3a を有し、この接続口 3a には送液タンク 5 からの送液配管 6 が着脱可能に接続される。そして、この送液配管 6 の途中には、フットスイッチ等の流路を開閉する切換手段 7 が設けられて、液体の供給制御が行われる。従って、接続パイプ 3 に連結されている可撓性シース 2 の内部が送液通路となる。ここで、処置具本体 10 を構成する可撓性コード 11 が可撓性シース 2 から接続パイプ 3 を経て操作手段 4 のスライダ 4b に連結されているが、接続パイプ 3 内に可撓性コード 11 の周囲にシール部材 20 が装着されて、供給液体の逆流を防止している。

30

【0022】

生理食塩水は可撓性シース 2 の先端から前方に向けて噴射される。このために、図 5 に示したように、可撓性シース 2 の内部に装着されているストッパ部材 14 の外周面には、円周方向に等間隔に複数箇所（図面においては 3 箇所）に溝が形成されており、これらの溝が生理食塩水の噴射通路 21 であり、噴射通路 21 はストッパ部材 14 の軸線方向における全長に及ぶ長さを有している。ここで、電極部材 13 を突出させると、規制部材 16 がストッパ部材 14 に当接することになるが、この規制部材 16 の外径寸法をストッパ部材 14 の外径寸法より小さくし、特に噴射通路 21 の溝底部を結ぶ円とほぼ同一の直径となるように設定すると、規制部材 16 がストッパ部材 14 に当接しても、噴射通路 21 を塞ぐことはない。

40

【0023】

以上の構成を有する高周波処置具 1 は、図 6 に示したように、内視鏡 30 により例えば食道、胃、十二指腸、大腸等といった体腔内に導入されて、この体腔内壁を構成する粘膜部分に病変の有無を検査し、病変部と判断されたときには、病変粘膜部分に限定して、切開、剥離して取り出す処置、つまり ESD 処置が行われる。

50

【 0 0 2 4 】

ここで、内視鏡 3 0 は、本体操作部 3 1 に体腔内への挿入部 3 2 を連結して設けたものであり、挿入部 3 2 は、本体操作部 3 1 への連結部から所定の長さ分は軟性部 3 2 a で、この軟性部 3 2 a の先端には湾曲部 3 2 b、湾曲部 3 2 b の先端には先端硬質部 3 2 c となっており、先端硬質部 3 2 c には、照明部及び観察部からなる内視鏡観察手段が装着されている。

【 0 0 2 5 】

図 7 に挿入部 3 2 の先端部分の断面を示す。この断面位置では観察部の構成が示されており、照明部は、通常、この観察部の左右両側に設けられる。観察部 3 3 は、周知のように、対物光学系 3 3 a、プリズム 3 3 b 及び固体撮像素子 3 3 c から大略構成される。また、図 7 には処置具挿通チャンネル 3 4 も示されている。処置具挿通チャンネル 3 4 は、その先端部が先端硬質部 3 2 c の先端面に処置具導出口 3 4 a として開口しており、また図 6 に示したように、処置具挿通チャンネル 3 4 の基端部は本体操作部 3 1 に設けた処置具導入部 3 4 b に通じている。さらに、本体操作部 3 1 内において、処置具挿通チャンネル 3 4 には分岐部が形成されており、この分岐部から処置具導入部 3 4 b に向かう通路の部分と、吸引源に接続した吸引路 3 5 に向かう通路の部分とに分岐している。

10

【 0 0 2 6 】

高周波処置具 1 を構成する可撓性シース 2 は処置具導入部 3 4 b から処置具挿通チャンネル 3 4 内に挿入されて、処置具導出口 3 4 a から所定長さ突出させて、各種の処置が行われる。従って、可撓性シース 2 を処置具挿通チャンネル 3 4 内に挿通させる際に、座屈等がなく、円滑かつ確実に処置具挿通チャンネル 3 4 内を進行させ、また可撓性シース 2 が処置具挿通チャンネル 3 4 内に挿入されて、その先端部が処置具導出口 3 4 a から導出したときに、振れや曲り等が発生することがなく、確実に処置具挿通チャンネル 3 4 の軸線の延長方向に向けるようする。このためには、可撓性シース 2 の外径と処置具挿通チャンネル 3 4 の内径との径差を小さくする必要があるが、可撓性シース 2 と処置具挿通チャンネル 3 4 との間に形成される隙間を吸引用経路として利用している。

20

【 0 0 2 7 】

そこで、高周波処置具 1 を処置具挿通チャンネル 3 4 から処置具導出口 3 4 a 内に挿通させたときに、吸引用経路を確保し、しかも可撓性シース 2 の姿勢を安定させるために、可撓性シース 2 は図 8 に示した構成としている。即ち、可撓性シース 2 の外周面には、先端部における所定の長さ分を除いて断面が V 字形状となった V 字溝 8 が軸線方向に向けて形成されている。この V 字溝 8 は、円周方向に所定のピッチ間隔をもって複数形成されて、溝間に形成されている突出部は先端が尖った尖端部 9 となり、この尖端部 9 は処置具挿通チャンネル 3 4 の内周面に当接するようになっている。従って、これら V 字溝 8 の部位が吸引用経路を構成する通路となる。そして、尖端部 9 を結ぶ円は、最大限で、処置具挿通チャンネル 3 4 の内径とほぼ同じ径とすることができる。また、可撓性シース 2 には、その軸線方向に向けて、尖端部 9 を中心とした複数本の筋材を有する構成となっている。

30

【 0 0 2 8 】

ここで、可撓性シース 2 において、V 字溝 8 は可撓性シース 2 の全長にわたって形成されている訳ではない。先端側と、基端側とにそれぞれ所定の長さ分だけ外周面が滑らかな非凹凸形状となっている。可撓性シース 2 の先端側では、先端位置から僅かな長さ分が平滑外周面部 2 a となっている。この平滑外周面部 2 a は、高周波処置具 1 を処置具挿通チャンネル 3 4 内に挿通させて、各種の処置を行う際に、処置具導出口 3 4 a から通常導出させる導出長さより短い寸法としている。既に説明したように、V 字溝 8 は吸引経路を確保するためのものであり、この吸引が必要なのは、通常、処置を行っているときであり、処置は可撓性シース 2 を処置具導出口 3 4 a から導出させた状態で行う。従って、可撓性シース 2 の V 字溝 8 の形成部まで処置具導出口 3 4 a から導出させれば、たとえそれより先端側の部位が平滑外周面部 2 a であり、かつこの平滑外周面部 2 a の外径が処置具挿通チャンネル 3 4 の内径とほぼ同じであっても、吸引機能を発揮する。そして、このように可撓性シース 2 の先端が凹凸のない平滑面となっていると、この可撓性シース 2 を体腔内

40

50

で動かしても、粘膜等に傷を付けるようなことはない。

【0029】

一方、可撓性シース2の基端側では、図6に示したように、高周波処置具1が処置具挿通チャンネル34内に挿入して、その先端が所定長さ処置具導出口34aから導出させたときに、この処置具挿通チャンネル34の吸引路35への分岐部から処置具導入部34bの途中位置までとしている。そして、可撓性シース2の操作手段4側の基端側部位の外径寸法は先端部9を結ぶ円の直径と一致する太径部2b(図1)となっている。従って、可撓性シース2は処置具導入部34bの内径とほぼ一致し、その間に隙間が実質的に存在しない状態となる。その結果、吸引時に処置具導入部34bから吸引物が溢出するのを防止することができる。

10

【0030】

以上の構成を有する高周波処置具1は内視鏡30に接続して、この内視鏡30の処置具挿通チャンネル34を介して体腔内に挿入される。そして、食道、胃、十二指腸、大腸等の体腔内壁に病変粘膜が存在する際に、この病変粘膜部を剥離して除去する処置を施すために用いられる。そこで、以下においては、この病変粘膜を切除するESD処置について説明する。この処置は、内視鏡で体腔内を検査した結果、粘膜の色調や形状の変化が存在して、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おいて行われる。

【0031】

まず、図9に示したように、切除すべき病変部Wが存在している粘膜に対して、その病変粘膜領域Rを囲むようにマーキングする。このマーキングする領域は、病変部を完全に取り除くことができ、しかも健康な粘膜部分に対してはダメージを最小限なものとするように設定される。そして、マーキングは、例えば、病変粘膜領域Rの周囲の所要箇所に焼灼スポットSを施すことにより行われるものであり、この焼灼スポットSを形成するために、高周波処置具1を用いることができる。高周波処置具1を用いてマーキングを行う際には、可撓性シース2からの電極部材13は、安全性の観点から、可撓性シース2の先端面と同じ位置か、若しくは僅かに突出する位置、具体的には0.1mm以下という程度突出する位置とするのが望ましい。

20

【0032】

内視鏡30の挿入部32の先端硬質部32cを病変粘膜領域Rの外縁部に対して所定の距離を隔てて対面させ、この状態で処置具挿通チャンネル34に、処置具導入部34bから高周波処置具1を挿入する。高周波処置具1の可撓性シース2は、外周面に複数箇所の先端部9が形成されて、これら先端部9の部位が押し込み推力を発揮する筋材となることから、処置具挿通チャンネル34内に可撓性シース2を円滑かつ迅速に挿入することができる。高周波処置具1は、その先端部を処置具導出口34aから所定長さ導出させて、先端基準面Fを粘膜表面に対して面接触させる。このときには、電極部材13は挿通孔15の内部に引き込んだ状態に保持しておく。勿論、このときにも、先端部9を含む軸線方向の筋材を有することから、処置具導出口34aから出た可撓性シース2は処置すべき部位に設けて直進することになり、振れたり、曲ったりすることはない。従って、粘膜への狙撃性が高くなり、粘膜における意図した位置に確実に当接させることができる。また、繰り返し使用しても、可撓性シース2の全長にわたって曲げ癖等が生じることはない。

30

40

【0033】

この状態から、高周波処置具1の操作手段4を操作して、高周波ナイフを構成する電極部材13を突出させて、電極部材13に高周波電流を印加する。その結果、粘膜における電極部材13が接触している部位が焼灼されて、マーキングが施される。また、予め電極部材13を可撓性シース2から導出させた状態にしておき、この電極部材13を粘膜表面に当接させて、高周波電流を流すようにすることもできる。そして、マーキングを行う際には、電極部材13は粘膜層を貫通させる必要はなく、挿入部32に設けた観察部33から得られる画像により認識できる程度にまで粘膜表面が焼灼させれば良く、最低限、電極部材13の先端部が粘膜表面と接触しておればマーキングが形成される。勿論、操作手段4をフルストロークさせて、電極部材13が可撓性シース2から最も突出した位置になっ

50

ていても、この電極部材 13 が筋層と接触するおそれはない。なお、マーキングは他の処置具を用いて行うことができ、また粘膜における切除すべき領域が観察部 33 により認識できるようになっておれば、前述のように焼灼という手法を採らなくても良い。

【0034】

次に、図 10 に示したように、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、処置具挿通チャンネルから一度高周波処置具 1 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処置具挿通チャンネル C 内に挿通させる。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。その結果、粘膜下層 L M が膨出・隆起する。このように、粘膜下層 L M を膨

10

【0035】

粘膜下層 L M を十分膨隆させた後に、局注手段を処置具挿通チャンネル C から抜き出して、高周波処置具 1 を再び挿通させる。そして、高周波処置具 1 の可撓性シース 2 及びストッパ部材 14 の先端面で形成される先端基準面 F を病変粘膜領域 R の外縁部のいずれかに当接させる。ここで、先端基準面 F を粘膜層 L M に正対させ、かつこの先端基準面 F を粘膜表面に軽く押し当て、極力押圧力を作用させないようにする。

【0036】

次に、操作手段 4 を操作して、電極部材 13 をストッパ部材 14 の先端から突出させ、かつこの間に電極部材 13 に高周波電流を流す。電極部材 13 が図 11 に示した最突出状態になると、電極部材 13 は粘膜層 L U を貫通して、粘膜下層 L M にまで導かれ、もって病変粘膜領域 R の切開が開始される。ここで、病変粘膜領域 R の切開は、電極部材 13 を観察部 33 による観察下で、内視鏡 30 の挿入部 32 を所望の方向に動かして、高周波処置具 1 の先端を適宜動作させることによって、電極部材 13 により病変粘膜領域 R の外周側が切開される。つまり、挿入部 32 における湾曲部 32 b を遠隔操作により湾曲操作する等の操作によって、焼灼スポット S に沿うように切開される。また、予め電極部材 13 を突出させた状態にして処置具挿通チャンネル C 内に引き込んでおき、切開を開始する際に高周波処置具 1 の先端部分を処置具挿通チャンネル C の先端から導出させるように操作することもできる。

20

30

【0037】

既に説明したように、高周波処置具 1 は挿入部 32 の延長線上に位置しており、軸線方向に向けた V 字溝 8 及び尖端部 9 の存在により、可撓性シース 2 は確実に直線状態に保持されているので、処置具導出口 34 a 乃至その近傍位置で振れや曲げ等を起こすことがなく、可撓性シース 2 の先端から突出させた電極部材 13 からなる高周波ナイフを極めて正確に制御することができ、迅速かつ確実に粘膜の切開を行うことができる。また、この操作を行っている間に、筋層にダメージを与えることはない。その結果、図 12 に示したように、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。なお、図 12 においては、病変粘膜領域 R の全領域を一度に切開するようにしているが、病変粘膜領域 R が広い場合には、一部分を切開して、後述する剥離を行うように

40

【0038】

病変粘膜領域 R の全周を切開しても、それだけでは粘膜層 L U を除去することはできない。即ち、粘膜層 L U と筋層 L B との間は線維性の粘膜下層 L M で繋がっているため、この線維を切断することにより筋層 L B から剥離する必要がある。この粘膜剥離も高周波処置具 1 を用いて行うことができる。即ち、図 13 に示したように、高周波処置具 1 の可撓性シース 2 から突出する針状の高周波ナイフを構成する電極部材 13 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て、この電極部材 13 を水平移動させたり、スイング動作させたりすることにより、粘膜下層 L M を切断するように動作させる。この動作は、内視鏡挿 30 における挿入部 32 の湾曲部 32 b を湾曲させるように操作されるが、湾曲

50

部 3 2 b の湾曲操作によって、高周波処置具 1 の可撓性シース 2 はこの動きに確実に追従することになり、その結果、迅速かつ効率的に粘膜剥離が行われることになる。

【 0 0 3 9 】

粘膜剥離や切開を行っている間に、この処理箇所等が出血する可能性がある。このように出血があると、その出血の度合いによっては、観察部 3 3 からの処置すべき箇所の観察像が不鮮明になってしまう。そこで、接続パイプ 3 の接続口 3 a から可撓性シース 2 内に高圧にて生理食塩水を供給する。ストッパ部材 1 4 の端面には接続口 3 a に通じる噴射通路 2 1 が開口しており、この噴射通路 2 1 は規制部材 1 6 がストッパ部材 1 4 に当接しても閉鎖されることがなく、しかもこの噴射通路 2 1 の前方には何等の部材も配置されていないので、出血箇所に向けて生理食塩水を噴射することによって、出血部分を迅速に、しかも効率的に洗い流すことができる。

10

【 0 0 4 0 】

また、内視鏡検査を行う際には、粘膜表面が汚損されていると、正確な内視鏡検査を行うことができず、粘膜に病変部が存在するか否かを正確に検出することはできない。さらに、切開時における焼灼により行ったマーキングを確認するためにも、粘膜表面が清浄な状態となっていなければならない。このためにも、生理食塩水の供給が行われることになる。

【 0 0 4 1 】

以上のように、出血箇所の洗い流しや、体内での灌流を行うために、体内に供給した生理食塩水を回収時等のために、体内からの吸引が行われる。周知のように、処置具挿通チャンネル 3 4 は体内からの吸引用経路としても利用されるものであり、内視鏡 3 0 においても、その処置具挿通チャンネル 3 4 内に高周波処置具 1 を装着した状態でも吸引が可能となっている。既に説明したように、高周波処置具 1 の電極部材 1 3 の処置すべき部位への狙撃性を向上させるために、可撓性シース 2 の外周面を処置具挿通チャンネル 3 4 の内周面に当接させるようにしているが、この可撓性シース 2 の外周面には複数の V 字溝 8 が形成されており、これらの V 字溝 8 が吸引用の通路として機能する。

20

【 0 0 4 2 】

従って、吸引路 3 5 を負圧源と接続することによって、処置具挿通チャンネル 3 4 内に負圧吸引力を作用させると、処置具導出口 3 4 a から体内に位置する液状物がこの V 字溝 8 に沿って挿入部 3 2 の基端側に向けて流れ、分岐部から吸引路 3 5 に送り込まれるようになり、体内の液状の汚損物が吸引除去される。しかも、この V 字溝 8 を、溝底部の部位に損傷を生じさせないことを条件として、できるだけ深いものとなし、吸引用経路における通路断面積を大きくすることによって、処置具挿通チャンネル 3 4 内に負圧吸引力を作用させて行う吸引操作の操作性が著しく良好となし、体内の液状物を迅速かつ円滑に排除できて、観察視野の確保が図られる。

30

【 0 0 4 3 】

可撓性シース 2 の先端部分に平滑外周面部 2 a が形成されているので、吸引操作は、この可撓性シース 2 を処置具導出口 3 4 a から導出させた状態で行うことになる。体内に供給した生理食塩水を回収時等のように、体内からの吸引は、通常、高周波処置具 1 を処置具導出口 3 4 a から導出させて、適宜の処置を行っている際であり、このときには可撓性シース 2 は処置具導出口 3 4 a から導出させているので、平滑外周面部 2 a を完全に導出させて、V 字溝 8 により形成される吸引経路が開いた状態となる。従って、吸引操作を支障なく行うことができる。

40

【 0 0 4 4 】

吸引経路は、前述した V 字溝 8 に代えて、図 1 4 に示したように、外周面の数箇所に設けた円弧形状の凹溝 8 A を形成するようにしても良い。そして、V 字溝 8 を形成するにしろ、円弧形状の凹溝 8 A とするにしろ、溝は可撓性シース 2 の軸線方向に向けて直線状態に形成したものだけでなく、螺旋状としたものや、交差する溝形状とすることもできる。これらいずれの構成を採用しても、処置具挿通チャンネル 3 4 から導出させた可撓性シース 2 の安定性を確保することができ、しかもその間に体内からの吸引を行うための吸引経

50

路が確実に形成される。

【 0 0 4 5 】

また、前述した吸引経路を確保するために、可撓性シースの外周面に溝を形成するのではなく、図 1 5 に示したように、可撓性シース 5 0 の外周面を処置具挿通チャンネル 3 4 の内径より十分小さくして、その間に吸引経路として利用するためのクリアランスを形成した上で、この可撓性シース 5 0 の外周面に処置具挿通チャンネル 3 4 の内周面に当接若しくは僅かな隙間をもって対面する突出部 5 1 を形成するようにしても良い。そして、突出部 5 1 は可撓性シース 5 0 の軸線方向に向けた突条として形成することができ、また概略半球形状の突起を可撓性シース 5 0 の外周面全体に多数形成するように構成することもできる。このように、可撓性シース 5 0 の外周面に突出部 5 1 を形成することによって、可撓性シース 5 0 の外周面と処置具挿通チャンネル 3 4 の内径との径差を縮小して、吸引管路を確保できると共に、下部消化管用の内視鏡のように、挿入経路が複雑に、しかも極端に曲っても、処置具挿通チャンネル 3 4 内で可撓性シース 2 が偏って吸引経路が確保されなくなるようなことはない。

10

【 0 0 4 6 】

さらに、図 1 6 及び図 1 7 に示したように、高周波処置具 1 0 1 として、貫通路 1 0 2 a と 1 0 2 b とを有するマルチルーメンタイプ方式の可撓性シース 1 0 2 を有するもので構成することもできる。即ち、可撓性コード 1 1 1 の先端に電極部材 1 1 3 を設けた処置具本体 1 1 0 を可撓性シース 1 0 2 の貫通路 1 0 2 a に挿通させ、この貫通路 1 0 2 a の先端部にストッパ部材 1 1 4 を装着するが、このストッパ部材 1 1 4 は挿通孔 1 1 5 を設けているが、噴射通路は備えていない。勿論、電極部材 1 1 3 には、規制部材 1 1 6 を設けるようにする。一方、可撓性シース 1 0 2 に形成した他方の貫通路 1 0 2 b は体腔内に液体を供給するための噴射通路とする。

20

【 0 0 4 7 】

以上の構成においては、可撓性シース 1 0 2 の外径は内視鏡 3 0 の処置具挿通チャンネル 3 4 の内径とほぼ同じ寸法とする。そして、この可撓性シース 1 0 2 の外周面には通路が形成されるが、この通路は第 1 乃至第 3 の実施の形態のものと同様なものとしてすることができる。また、この可撓性シース 1 0 2 には、その貫通路 1 0 2 a の形成部と貫通路 1 0 2 b の形成部との間の部位は厚肉部となっているので、この厚肉部の肉厚を断面が円弧状となるように削り取ることによって、処置具挿通チャンネル 3 4 内に挿通させたときに、吸引用経路として機能する凹湾曲形状の通路 1 0 8 , 1 0 8 を形成することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 8 】

【図 1】本発明の実施の一形態を示す高周波処置具の全体構成図である。

【図 2】図 1 の要部拡大断面図である。

【図 3】処置具本体の先端部分の拡大断面図である。

【図 4】電極部材を突出させた状態にして示す図 3 と同様の断面図である。

【図 5】図 4 の A - A 断面図である。

【図 6】本発明の実施の一形態を示す高周波処置具を内視鏡の処置具挿通チャンネルを挿通させた状態を示す外観図である。

40

【図 7】図 6 の挿入部の先端部位置の断面図である。

【図 8】図 7 の B - B 断面図である。

【図 9】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 1 0】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 1 1】高周波処置具を用いて切開を行っている状態を示す組織の断面図である。

【図 1 2】高周波処置具による切開が終了した状態を示す病変粘膜領域を含む平面図である。

【図 1 3】粘膜剥離を行っている状態を示す組織の断面図である。

【図 1 4】可撓性シースの変形例を示す断面図である。

【図 1 5】可撓性シースの他の変形例を示す断面図である。

50

【図 1 6】本発明の他の実施の形態を示す高周波処置具の先端部分の断面図である。

【図 1 7】図 1 6 の C - C 断面図である。

【符号の説明】

【 0 0 4 9 】

1 高周波処置具, 1 0 1

3 接続パイプ

8 V字溝

1 0 処置具本体

1 3, 1 1 3 電極部材

1 5, 1 1 5 挿通孔

2 1 噴射通路

3 2 挿入部

3 4 a 処置具導出口

3 5 吸引路

5 1 突出部

1 0 8 通路

2, 5 0, 1 0 2 可撓性シース

4 操作手段

9 先端部

1 1 可撓性コード

1 4, 1 1 4 ストップ部材

1 6, 1 1 6 規制部材

3 0 内視鏡

3 4 処置具挿通チャンネル

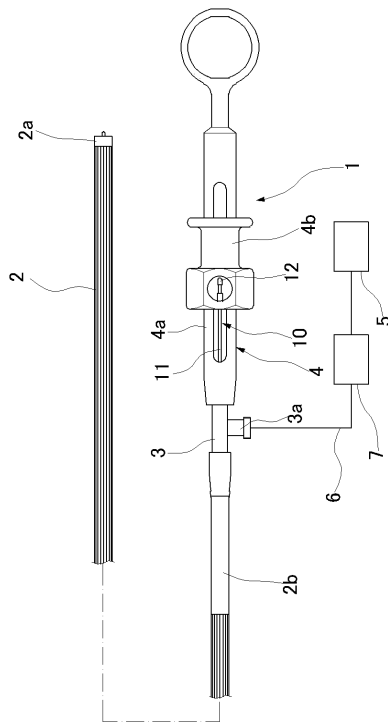
3 4 b 処置具導入部

8 A 凹溝

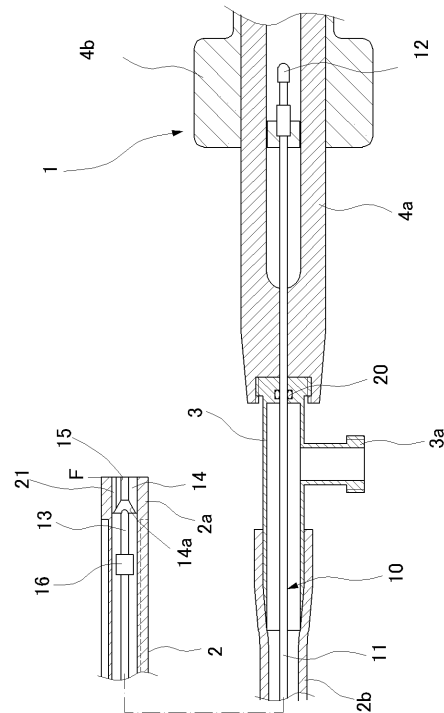
1 0 2 a, 1 0 2 b 貫通路

10

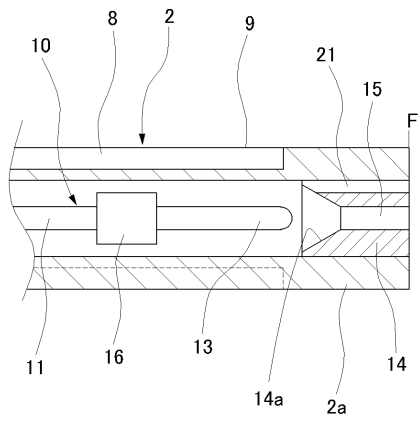
【図 1】



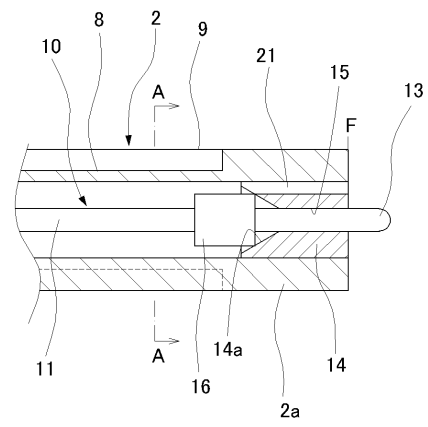
【図 2】



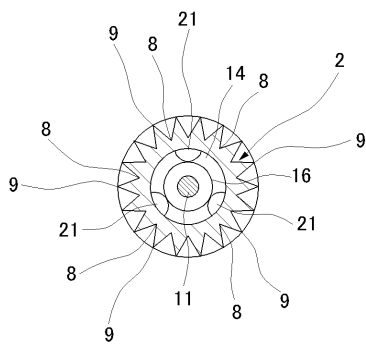
【 図 3 】



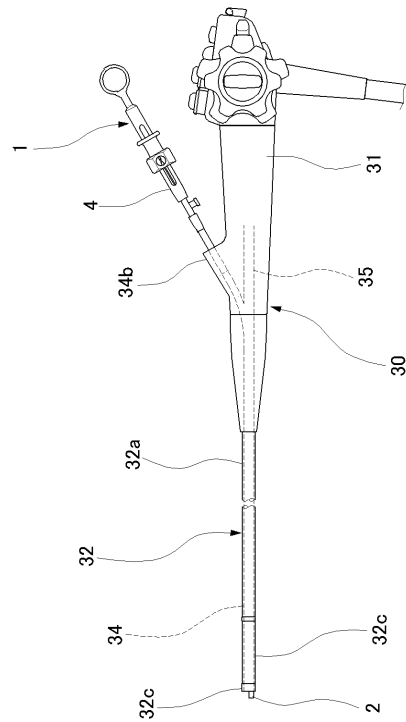
【 図 4 】



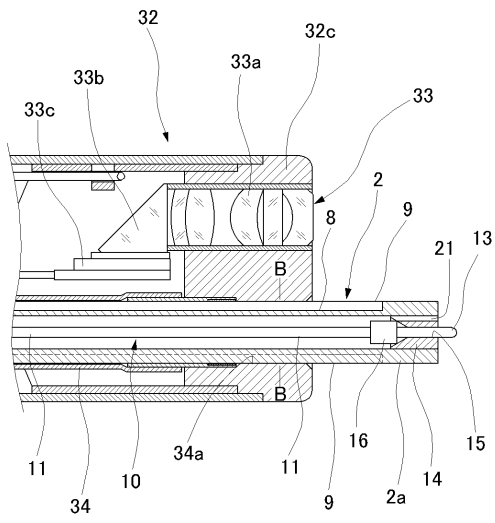
【 図 5 】



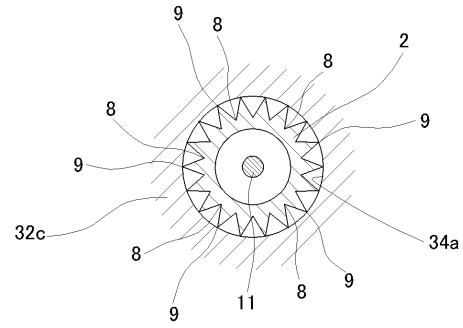
【 図 6 】



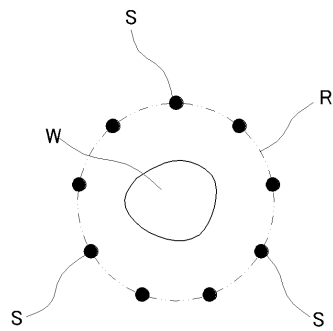
【 図 7 】



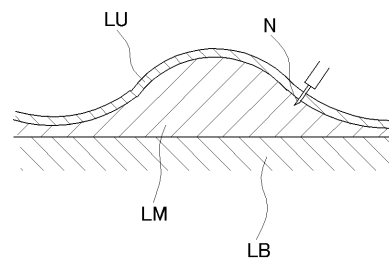
【 図 8 】



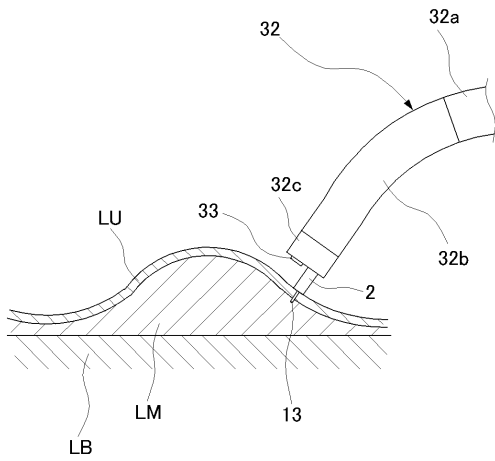
【 図 9 】



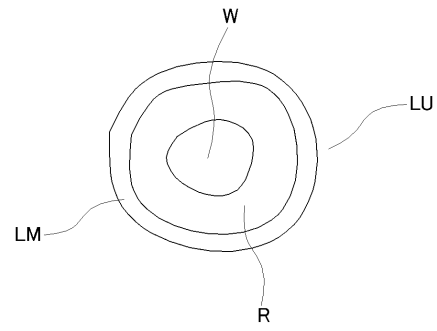
【 図 10 】



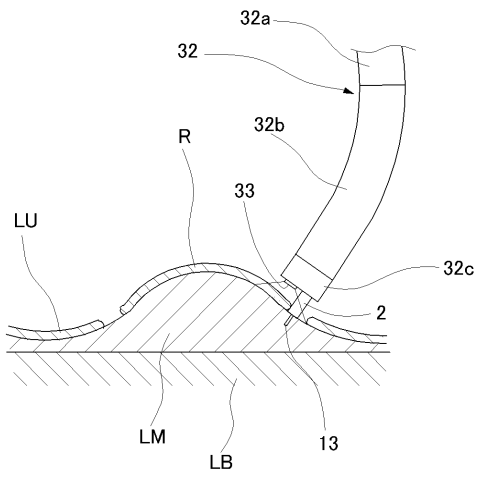
【図 1 1】



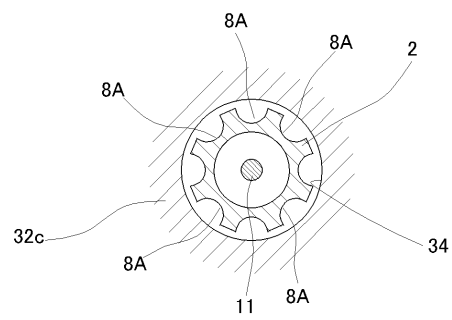
【図 1 2】



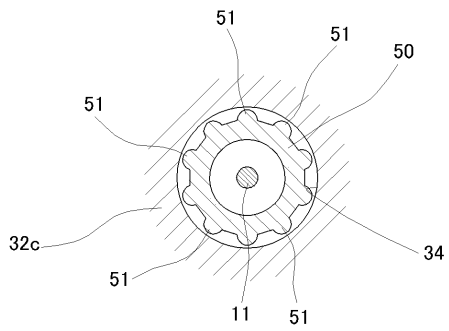
【図 1 3】



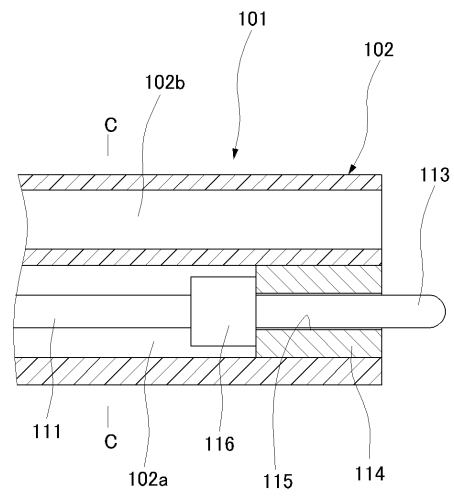
【図 1 4】



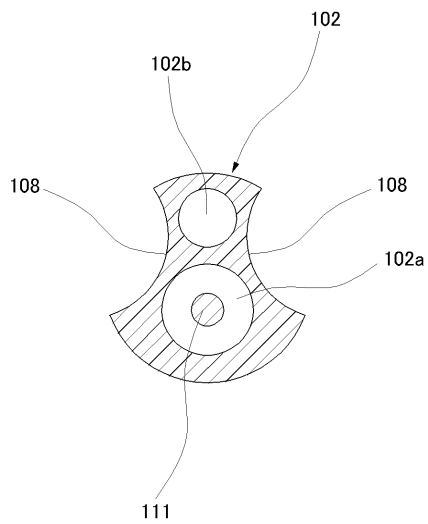
【図 15】



【図 16】



【図 17】



专利名称(译)	内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	JP2009118891A	公开(公告)日	2009-06-04
申请号	JP2007292977	申请日	2007-11-12
[标]申请(专利权)人(译)	丰隆 富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	丰隆 富士公司		
[标]发明人	豊永高史		
发明人	豊永 高史		
IPC分类号	A61B18/14 A61B1/00		
FI分类号	A61B17/39.317 A61B1/00.334.D A61B1/00.300.G A61B1/00.620 A61B1/018.515 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK20 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF43 4C061/JJ06 4C061/NN10 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK13 4C160/KK20 4C160/KK36 4C160/KK57 4C160/MM43 4C160/NN06 4C160/NN09 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF43 4C161/JJ06 4C161/NN10		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当将柔性护套插入内窥镜的治疗仪器插入通道中而不特别降低柔性护套的弯曲方向上的强度时，提供具有宽路径横截面积的抽吸路径。解决方案：高频治疗仪1设置有柔性护套2，其中要施加高频电流的电极构件13可以在内部出现和消失，并且柔性护套2插入到治疗仪器插入通道34中在柔性护套2的外周表面上沿轴向形成规定数量的横截面为V形的V形凹槽8，并且在凹槽之间形成的突出部分是尖锐的。远端并转向尖端部分9，以与治疗仪器插入通道34的内周表面邻接

