

(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2009-136330
(P2009-136330A)

(43) 公開日 平成21年6月25日 (2009. 6. 25)

(51) Int.Cl.	F I	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 O
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 2 O	4 C 0 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2007-312443 (P2007-312443)	(71) 出願人	000005430
(22) 出願日	平成19年12月3日 (2007. 12. 3)		フジノン株式会社
			埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 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	大橋 克章
			埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地
			フジノン株式会社内
		F ターム (参考)	4C060 KK03 KK06 KK13 KK25 MM24
			4C061 AA01 AA02 AA04 GG15 HH03
			HH04 HH57 JJ06 JJ11

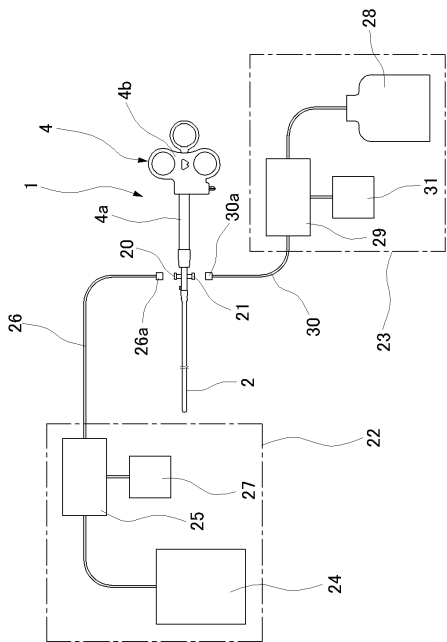
(54) 【発明の名称】 高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】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高周波処置具により複数の処置を行うに当って、安全かつ正確な処置を可能にし、また簡単な構成によって、異なる性質の流体を選択的に体腔内に供給する操作を容易に行えるようにする。

【解決手段】可撓性シース 2 の内部における流体通路 1 8 から噴射通路 1 6 を経て噴射される流体の供給流路には 2 種類の流体を供給できるものであり、可撓性シース 2 が連結されている接続パイプ 3 には、第 1 , 第 2 の流体注入口 2 0 , 2 1 が設けられ、第 1 の流体注入口 2 0 には液体供給手段 2 2 の送液ポンプ 2 5 からの配管 2 6 のカップリング部 2 6 a が、第 2 の流体注入口 1 2 には、ガス供給手段 2 3 のガス供給制御装置 2 9 からの配管 3 0 のカップリング部 3 0 a が着脱可能に接続される。

【選択図】 図 8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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高周波処置具であって、
前記処置具挿通チャンネル内に挿通可能な可撓性シースと、
前記可撓性シースの内部に挿通させた可撓性コードと、
前記可撓性コードの先端に連結されて、前記可撓性シースの先端から出沒操作可能なロッド状の電極部材と、
前記可撓性シース内で前記可撓性コードを押し引き操作するために設けられ、接続部材を介して前記可撓性シースに連結した操作部材と、
前記可撓性コードを介して前記電極部材に高周波電流を流すために、前記操作部材に設けられ、高周波電源と接続可能な接点部と、
前記連結部材または前記操作部材に設けられ、前記可撓性シースの内部を流体通路として、この可撓性シースの先端から流体を噴射するための第 1，第 2 の流体注入口とから構成したことを特徴とする高周波処置具。

10

【請求項 2】

前記電極部材の前記可撓性シースの先端からの突出長さを規制するために、前記電極部材を挿通させる挿通孔を形成した電気絶縁性部材からなるストッパ部材が装着され、前記可撓性コードと前記電極部材との接続部またはその近傍に設けられ、前記ストッパ部材の基端部と接離可能な規制部材を設ける構成としたことを特徴とする請求項 1 記載の高周波処置具。

20

【請求項 3】

前記ストッパ部材の前記挿通孔と、この挿通孔に挿通させた前記電極部材との間に円環状の隙間からなる噴射通路が形成され、また前記規制部材が前記ストッパ部に当接したときに、前記流体通路と前記噴射通路とを連通させる隙間を設ける構成としたことを特徴とする請求項 2 記載の高周波処置具。

【請求項 4】

前記第 1，第 2 の流体注入口は前記接続部材に設けられ、この接続部材内面側には、前記可撓性シース内の流体通路を前記第 1 の流体注入口または前記第 2 の流体注入口に選択的に連通させるための流路選択部材を有する構成としたことを特徴とする請求項 1 記載の高周波処置具。

30

【請求項 5】

前記第 1，第 2 の流体注入口の一方には液体供給手段が着脱可能に接続され、他方にはガス供給手段が着脱可能に接続される構成としたことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれかに記載の高周波処置具。

【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し、剥離して除去するために、また各部の洗浄や凝固による止血、その他の処置を行うために用いられる高周波処置具に関するものである。

40

【背景技術】**【0002】**

内視鏡は、一般に、体腔内の検査のために用いられるものであるが、近年では、内視鏡を用いて種々の治療を行う等、内視鏡の用途が広がりつつある。内視鏡を用いて治療を行うために、各種の処置具が用いられるが、これらの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導かれることになる。例えば、食道，胃，十二指腸，大腸等の体腔内壁における粘膜部分に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）と呼ばれるものがある。

【0003】

50

E S D 処置を行うための処置具としては、ロッド状の電極部材を有する高周波処置具が用いられる。そして、まず、切除しようとする粘膜の部位をマーキングし、局注により病変粘膜の部位を膨隆させた後、マーキングの外周部に沿って粘膜を切開し、切開部分の内側の粘膜を剥離する。また、必要に応じて、出血部分を洗い流したり、出血部の凝固による止血を行ったり、さらに局注により形成した膨隆状態を維持するための液体を補給したりする操作なり処置なりが行われる。このように、異なる操作なり処置なりを行う都度、処置具を内視鏡の処置具挿通チャンネルに交換して挿入すると、操作が極めて面倒なものとなり、また全体の処置に長時間を要することになる。

【 0 0 0 4 】

以上のことから、単一の処置具を用いて複数の処置なり操作なりを行うようにするのが望ましい。このように、複合的に処置なり操作なりを行うことができるようにした処置具としては、例えば特許文献 1 に開示されているものがある。この特許文献 1 に示されている処置具は、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿通可能な高周波処置具であって、病変組織の隆起から隆起部の切除に至る一連の処置及びこの処置の間に行われる止血を、処置具挿通チャンネルに処置具を入れ替えることなく、連続的に行えるようにしている。

10

【 0 0 0 5 】

この従来技術による高周波処置具は、可撓性シースの内部に、先端に注射針を連結した樹脂チューブを挿通させて設ける構成としたもので、注射針は高周波電源に接続され、この注射針を可撓性シースの先端から出没操作できるように構成している。そして、樹脂チューブから注射針内には、生理食塩水を噴射できるようにもなっている。

20

【特許文献 1】特開 2 0 0 1 - 1 7 8 7 4 0 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 】

前述した E S D 処置では、通常、病変部の周囲にマーキングを行い、次いで生理食塩水の局注による粘膜の膨出・隆起させ、さらにこのようにして膨隆させた粘膜を切開し、切開した部位の粘膜を剥離することが順次行われることになる。しかも、粘膜剥離を行っている間には、局注により膨隆させた部位に生理食塩水を補給する必要がある。さらに、前述した各処置を行っている間に、出血が生じる可能性があり、出血箇所を洗い流して、必要に応じて焼灼による凝固も必要になることもある。

30

【 0 0 0 7 】

さて、特許文献 1 に開示されている高周波処置具は鋭利な先端部を有する注射針を用いており、前述した各処置はこの注射針を可撓性シースの先端から突出させて行うので、これらの処置を行うことは全く不可能ではないとは言え、かなりの無理がある。即ち、病変部の周辺に対するマーキングは、粘膜表面にスポット的に焼灼するものであり、注射針では明確なマーキングを行うことはできない。注射針によるので、生理食塩水の局注を行うのには最適ではあるが、粘膜の切開は必ずしも適切なものではなく、粘膜剥離は粘膜と筋層との間に沿って注射針を揺動させるようにして行うことから、この粘膜剥離を注射針で行うのは危険が伴う。さらに、出血箇所を洗い流すために、生理食塩水を注射針から噴射させるには、この注射針の先端が粘膜等に当接しないように慎重に操作しなければならない。

40

【 0 0 0 8 】

以上のことから、鋭利な先端部を有する注射針を有する特許文献 1 の高周波処置具にあっては、複数の処置を複合して行うには、操作に極めて慎重さが要求され、危険度も極めて高いものとなり、満足な処置を行うことができないものである。特許文献 1 には、また前述した注射針と共に高周波電極を可撓性シース内に挿通させるように構成したものも示されており、処置の種類に応じて注射針と高周波電極とのいずれかを可撓性シースの先端から導出させるように操作すれば、前述した E S D 処置を一貫して行うことができるが、これら注射針と高周波電極とを独立に可撓性シースの先端から出没させるための操作機構の構成が複雑になるだけでなく、可撓性シースが太径化することになって、処置具挿通チ

50

チャンネル内に挿通することができるサイズのものとすると、注射針及び高周波電極が極めて小さいものとなり、操作性に問題が生じることになる。

【 0 0 0 9 】

ここで、出血箇所を凝固する処置を注射針から不活性ガス（通常はアルゴンガス）を噴射させながら、この注射針に高周波電流を流すようにして、粘膜との間にプラズマを発生させて、熱の作用により凝固させるアルゴンプラズマ凝固法（A P C : Argon plasma Coagulation）は出血箇所を瞬時に凝固させることができるものとして、広く行われている止血法であり、特許文献 1 もこのアルゴンプラズマ法を実行できるとある。この場合、出血箇所に生理食塩水を供給して洗浄した後に、不活性ガスを供給しなければならない。このために、体腔内に供給される流体としては、液体と気体というように、異なる性質を有する流体が使用されるが、これらの流体を噴射制御する機構についても、特許文献 1 には具体的な開示はない。

10

【 0 0 1 0 】

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、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高周波処置具により複数の処置を行うに当って、安全かつ正確な処置を可能にし、また簡単な構成によって、異なる性質の流体を選択的に体腔内に供給する操作を容易に行えるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

前述した目的を達成するために、本発明は、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高周波処置具であって、前記処置具挿通チャンネル内に挿通可能な可撓性シースと、前記可撓性シースの内部に挿通させた可撓性コードと、前記可撓性コードの先端に連結されて、前記可撓性シースの先端から出沒操作可能なロッド状の電極部材と、前記可撓性シース内で前記可撓性コードを押し引き操作するために設けられ、接続部材を介して前記可撓性シースに連結した操作部材と、前記可撓性コードを介して前記電極部材に高周波電流を流すために、前記操作部材に設けられ、高周波電源と接続可能な接点部と、前記連結部材または前記操作部材に設けられ、前記可撓性シースの内部を流体通路として、この可撓性シースの先端から流体を噴射するための第 1 , 第 2 の流体注入口とから構成したことをその特徴とするものである。

20

【 0 0 1 2 】

ここで、可撓性シースは、曲げ方向に可撓性を有するものであり、できるだけ伸縮しないものであって、さらに電気絶縁性を有するものを用いるようになし、軟性樹脂製のチューブで構成するのが望ましい。処置具挿通チャンネル内に挿通されることから、少なくとも外周面は滑りの良い部材を用いるか、または潤滑性コーティングを行うようにする。可撓性シースの内部には可撓性コードが挿通されるが、その間の径差はできるだけ大きくすることによって、この可撓性シース内に流体通路を確保する。可撓性コードは導電部材からなり、曲げ方向に可撓性を有するものであり、太さにもよるが、金属細線若しくは撚り線で構成する。

30

【 0 0 1 3 】

可撓性コードの先端には高周波ナイフを構成する電極部材が連結される。この電極部材は高周波電源と接続されるが、被検者の体表壁に対極板を当接させて、電極部材から対極板に向けて高周波電流を流す、所謂モノポーラ方式としても良く、また対極部材を可撓性シースの先端に設けたバイポーラ方式とすることもできる。モノポーラ方式では必須ではないが、電極部材に接続されている可撓性コードの外周面を絶縁コートするか、または熱収縮性の絶縁チューブを被装させるのが望ましい。さらに、電極部材は高周波ナイフとして機能するものであるから、剛性のある部材で構成し、先端は平面形状または凸曲面形状とするのが好ましい。

40

【 0 0 1 4 】

可撓性シースの基端部に連結した操作手段で可撓性コードを押し引き操作できるようになっている。可撓性コードの先端に設けた電極部材を可撓性シース内に引き込んだ状態か

50

ら、操作手段の操作によって、可撓性シースの先端から突出させる。好ましくは、電極部材は可撓性シースの先端からの突出長さを規制するように構成する。このために、例えば、可撓性シースの先端部に、耐熱性があり、電気絶縁性部材からなり、電極部材が挿通される挿通孔を形成した筒状の部材からなるストッパ部材を設けることができる。一方、可撓性コードと電極部材との接続部またはその近傍に規制部材を設けて、この規制部材をストッパ部材の基端部に接離可能な構成とすれば良い。そして、流体の噴射通路としては、ストッパ部材の外表面と可撓性シースの内表面との間に形成することができる。また、流体が噴射される際に、この流体を直進させるために、電極部材をガイドとして用いる場合には、ストッパ部材と、その挿通孔に挿通させた電極部材との間に円環状の隙間が形成されるようになり、規制部材がストッパ部材に当接しても、前述した噴射通路と可撓性シースの内部の流体通路とを連通させるように構成するのが望ましい。

10

【0015】

可撓性シースの基端部は連結部材に連結して設けられ、この連結部材は操作部材に連結される。連結部材または操作部材、好ましくは連結部材に、第1，第2の流体注入口が設けられ、これらの流体注入口は可撓性シースの内部における流体通路に連通している。第1，第2の流体注入口には相互に異なる流体供給手段が接続される。一方の流体注入口、例えば、第1の流体注入口には生理食塩水やヒアルロン酸ナトリウム、若しくはグリセオール等、生体適合性のある液体の供給手段を接続することができる。第2の流体注入口には他の液体やガスを供給する手段を接続する。ガス供給手段としては、前述したAPC法による場合には、アルゴンガスの供給手段を接続する。また、二酸化炭素を供給するよう

20

【0016】

第1，第2の流体注入口に接続した流体供給手段からの流体の噴出を正確に制御するために、流体通路に第1，第2の流体注入口を選択的に接続するための流路選択部材を設けることができる。このために、第1，第2の流体注入口を接続部材に設け、流路選択部材はこの接続部材の内部に設ける。第1の流体注入口が流体通路と接続する状態と、第2の流体注入口が流体通路と接続する状態とを選択可能な構成とするが、さらに第1，第2の流体注入口のいずれも流体通路とは接続されない状態も有していても良い。流路選択部材は、電動式若しくは手動式で接続状態の切り換えを行えるように構成する。手動式の切換手段としては、ロータリ式，スライド式のいずれかとすることができる。

30

【発明の効果】

【0017】

以上の構成を採用することによって、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高周波処置具により、例えば病変部のマーキング，粘膜の切開及び剥離、さらには出血箇所の洗浄から止血のための凝固といった複数の処置を安全かつ正確に行うことができ、また簡単な構成によって、異なる性質の流体を選択的に体腔内に供給する操作を容易に行うこともできる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

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って、この高周波処置具1は長尺の可撓性シース2を有し、この可撓性シース2の基端部には接続部材としての接続パイプ3が連結されており、さらにこの接続パイプ3の他端は操作手段4に連結されている。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に嵌合されて、本体軸4aの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により被覆したもので構成されており、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

40

50

の接点部 1 2 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。

【 0 0 1 9 】

図 2 から明らかなように、処置具本体 1 0 を構成する可撓性コード 1 1 はスライダ 4 b 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 1 1 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ナイフを構成する電極部材 1 3 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 1 4 が挿嵌されて、接着等の手段により固着されている。ストッパ部材 1 4 は電気絶縁性を有する硬質部材、例えばセラミックからなり、そ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、従ってストッパ部材 1 4 の先端面と可撓性シース 2 の先端面とで先端基準面 F が形成される。ストッパ部材 1 4 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 1 5 が穿設されており、この挿通孔 1 5 の孔径は電極部材 1 3 の外径寸法より十分大きい寸法となっており、挿通孔 1 5 の内周壁と電極部材 1 3 の外周面との間に円環状の流体の噴射通路 1 6 が形成される。そして、ストッパ部材 1 4 の基端側には、挿通孔 1 5 に向けて先端側に縮径されるテーパ状内面を有する呼び込み部材 1 4 a が形成されている。

10

【 0 0 2 0 】

電極部材 1 3 は、常時においては、図 3 に示したように、ストッパ部材 1 4 より基端側に引き込まれており、可撓性コード 1 1 を押し出すように操作すると、電極部材 1 3 は、図 4 に示したように、ストッパ部材 1 4 に設けた挿通孔 1 5 内に挿入されて、可撓性シース 2 の先端から所定長さ突出されることになる。

20

【 0 0 2 1 】

図 5 及び図 6 に示したように、電極部材 1 3 は先端が凸球面形状となったロッド状の部材からなり、その基端側の位置には相互に 90° の角度位置に 4 個の羽根からなる規制部材 1 7 が外方に向けて放射状に突出するように設けられている。規制部材 1 7 の先端面 1 7 a は、この規制部材 1 7 をストッパ部材 1 4 の挿通孔 1 5 内に導くための傾斜面となっており、また規制部材 1 7 の前方側の外面は、円周方向においては、挿通孔 1 5 の曲率とほぼ一致する円弧形状となり、所定の長さを有している。電極部材 1 3 をストッパ部材 1 4 の挿通孔 1 5 内に挿入すると、4 箇所設けた規制部材 1 7 の外面がその内面と実質的に摺接することになる。さらに、規制部材 1 7 の外面の後方側は丈高となる段差が形成されており、この段差壁が係止部 1 7 b となる。一方、ストッパ部材 1 4 の内径は呼び込み部材 1 4 a の最厚肉部の内径より小さくなっており、電極部材 1 3 をストッパ部材 1 4 の挿通孔 1 5 内に挿入したときに、係止部 1 7 b がストッパ部材 1 4 の基端面と当接する位置までは進入可能である。従って、この係止部 1 7 b がストッパ部材 1 4 の基端面に当接する位置が電極部材 1 3 の可撓性シース 2 からの最突出位置となる。そして、高周波処置具 1 は体腔内壁における病变粘膜部を剥離するための処置として用いられるものであり、電極部材 1 3 の可撓性シース 2 の先端を構成する円環状端壁 F からの最突出長さは、体腔内壁における粘膜の厚み寸法より長く、粘膜と粘膜下層との合計の厚みより短くなるように設定されている。

30

【 0 0 2 2 】

ここで、可撓性シース 2 内には、可撓性コード 1 1 の周囲における隙間が流体通路 1 8 として機能するものであり、この流体通路 1 8 は、可撓性シース 2 の基端部に連結されている操作手段 4 を構成する接続パイプ 3 側から流体が供給される通路として機能する。そして、電極部材 1 3 が最突出状態となったときには、図 7 に示したように、噴射通路 1 6 は、規制部材 1 7 に区画形成された 4 つの通路に分割されて、流体通路 1 8 から供給される流体は、円周方向に 4 分割された噴射通路 1 6 を介して可撓性シース 2 の先端から噴射されるようになっている。可撓性コード 1 1 は、接続パイプ 3 から操作部材 4 側に延在されて、接点部 1 2 に接続される。流体通路 1 8 の基端部における可撓性コード 1 1 の挿通部を密閉するために、接続パイプ 3 にはその操作部材 4 との連結部には縮径段差部 3 a が形成されており、この縮径段差部 3 a にはシールリング 1 9 が装着されており、可撓性コード 1 1 はこのシールリング 1 9 に挿通されている。

40

50

【 0 0 2 3 】

流体通路 1 8 から噴射通路 1 6 を経て噴射される流体の供給流路には 2 種類の流体を供給できるように構成されている。このために、可撓性シース 2 が連結されている接続パイプ 3 には、第 1 , 第 2 の流体注入口 2 0 , 2 1 が設けられている。そこで、これら第 1 , 第 2 の流体注入口 2 0 , 2 1 からの流体供給システムの一例を図 8 に示す。

【 0 0 2 4 】

同図において、2 2 は生理食塩水やヒアルロン酸ナトリウム、若しくはグリセオール等、生体適合性のある液体を供給する液体供給手段であり、2 3 はアルゴンプラズマ凝固法による凝固を行うために、アルゴンガスを供給するガス供給手段である。液体供給手段 2 2 は、貯液タンク 2 4 と送液ポンプ 2 5 とから構成され、送液ポンプ 2 5 からの配管 2 6 はカップリング部 2 6 a により第 1 の流体注入口 2 0 に着脱可能に接続されるようになっている。そして、この送液ポンプ 2 5 から第 1 の流体注入口 2 0 への液体の供給制御を行うために、フットスイッチ 2 7 を備えている。また、ガス供給手段 2 3 は、ガスボンベ 2 8 とガス供給制御装置 2 9 とからなり、ガス供給制御装置 2 9 からの配管 3 0 の先端に設けたカップリング部 3 0 a により第 2 の流体注入口 2 1 に着脱可能に接続されるようになっている。そして、このガス供給制御装置 2 9 の動作制御はフットスイッチ 3 1 により行われるものである。

【 0 0 2 5 】

さらに、接続パイプ 3 には、流路選択部材 3 2 が設けられている。この流路選択部材 3 2 は、図 9 に示したように、接続パイプ 3 の内面に、その軸線方向に向けて摺動可能に設けた筒状の弁部材 3 3 を有し、この弁部材 3 3 には、第 1 の流体注入口 2 0 を流体通路 1 8 に開口させる透孔 3 3 a と、第 2 の流体注入口 2 1 を流体通路 1 8 に開口させる透孔 3 3 b とが設けられている。また、弁部材 3 3 におけるこれらの中間位置では、第 1 , 第 2 の流体注入口 2 0 , 2 1 が共に流体通路 1 8 から遮断されるようになっている。そして、弁部材 3 3 には操作部材 3 4 が連結して設けられており、この操作部材 3 4 は接続パイプ 3 に軸線方向に長手となった長孔 3 b に挿通されて、この接続パイプ 3 の外面から突出している。従って、操作部材 3 4 を接続パイプ 3 の外部から手で操作することによって、第 1 の流体注入口 2 0 が透孔 3 3 a に開口する図 9 の実線位置と、第 2 の流体注入口 2 1 が透孔 3 3 b に開口する図 9 の仮想線位置とに弁部材 3 3 を移動させることができるようになる。また、これらの中間位置では、両流体注入口 2 0 , 2 1 の流体通路 1 8 への連通が遮断される。

【 0 0 2 6 】

以上の構成を有する高周波処置具 1 において、先端基準面 F からの電極部材 1 3 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。ESD 処置においては、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 1 3 の突出長はこの粘膜層の厚み以上で、電極部材 1 3 の先端は筋層にまで到達しない長さとなる。これにより、先端基準面 F を粘膜表面に当接させて、電極部材 1 3 を最突出状態にまで突出させると、この電極部材 1 3 は確実に粘膜層を貫通することになり、かつ筋層まで届くことはない。この電極部材 1 3 の押し引き操作は、操作手段 4 により行われる。

【 0 0 2 7 】

高周波処置具 1 は、図 1 0 に示したように、観察部 W を有する内視鏡挿入部 S に設けた処置具挿通チャンネル C を介して体腔内に挿入されて、例えば食道、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は、ESD 法に基づいて、この病変粘膜部を剥離して除去する処置を施される。この処置を行う際には、被検者に対極板を当接させておき、高周波電極 1 3 と対極板との間に高周波電流を流すことができるように設定しておく。以上の状態にして行われる病変粘膜を切除する ESD 処置について説明する。この ESD 処置は、内視鏡検査の結果、粘膜に病変部が存在していることが確認されたときに行われるものである。

【 0 0 2 8 】

そこで、まず図 1 1 に示したように、切除すべき病変部 D が存在している粘膜に、その病変粘膜領域 A 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できるだけダメージを与えないようにする。そして、マーキングは、例えば、病変粘膜領域 A の周囲の所要個所に焼灼スポット B を施すことにより行うことができ、この焼灼スポット B を形成するために、高周波処置具 1 を用いる。即ち、内視鏡挿入部 S の先端を病変粘膜領域 A 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 C に高周波処置具 1 を挿入して、電極部材 1 3 を可撓性シース 2 から突出させて、粘膜と接触させ、かつこの電極部材 1 3 に高周波電流を流す。その結果、粘膜における電極部材 1 3 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ことになる。そして、マーキングはスポット的な焼灼部とする。

10

【 0 0 2 9 】

次に、図 1 2 に示したように、病変粘膜領域 A の内部に生理食塩水の局注を行う。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 を膨隆させるのは、粘膜層 L U を筋層 L B から離間させて、円滑かつ安全に処置を行うためである。

20

【 0 0 3 0 】

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 1 4 の先端面で形成される先端基準面 F を病変粘膜領域 A 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 に正対させて、この先端基準面 F が粘膜表面に軽く押し当てるようになし、極力押圧力を作用させないようにする。電極部材 1 3 は、予め可撓性シース 2 の先端から突出させておくか、または先端基準面 F が粘膜層 L M に当接した後に突出させるようにする。

【 0 0 3 1 】

電極部材 1 3 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 A の切開が開始される。そして、観察部 W による観察下で、内視鏡挿入部 S を動かしたり、またその湾曲部を湾曲操作したりする操作により、焼灼スポット B の外周側部位に沿うように切開していく。ここで、電極部材 1 3 の可撓性シース 2 からの最突出長さは粘膜層 L U の厚み寸法より長く、粘膜層 L U 及び粘膜下層 L M との合計の厚み寸法より短いので、また局注により粘膜下層 L M を膨隆させていることから、先端基準面 F が粘膜表面を極端に押圧変形させていない限り、粘膜層 L U を確実に切開することができ、しかも筋層 L B に対して何等のダメージを与えることなく、図 1 3 に示したように、粘膜層 L U が切開される。

30

【 0 0 3 2 】

次に、粘膜層 L U と筋層 L B との間に介在する線維性の粘膜下層 L M の線維を切断することにより筋層 L B から剥離する。この操作は、高周波処置具 1 を処置具挿通チャンネル C に挿通させたままで、この高周波処置具 1 を用いて粘膜剥離を行う。具体的には、図 1 4 に示したように、高周波処置具 1 の可撓性シース 2 から突出する電極部材 1 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て、この電極部材 1 3 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、内視鏡挿入部 S の先端部分を湾曲させる等の操作によって、容易に行うことができる。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。しかも、このように電極部材 1 3 は外面に尖った部位がなく、ロッド状となっているので、この電極部材 1 3 を大きく動かしても、周囲の組織等を損傷させるようなことはない。

40

【 0 0 3 3 】

この粘膜剥離を行っている間、また前述した切開を行っている間に、この処理箇所等が

50

出血する可能性がある。正確な処置を行うためには、この出血箇所から血液を洗い流す必要がある。このために、高周波処置具 1 における接続パイプ 3 に設けられている第 1 の流体注入口 2 0 に送液ポンプ 2 5 からの配管 2 6 を接続しておく。また、出血箇所の血液を洗い流した後に、A P C 法による凝固を行う場合には、第 2 の流体注入口 2 1 にガス供給制御装置 2 9 からの配管 3 0 を接続しておく。ただし、粘膜の切開や粘膜剥離といった処置を行っている間は、液体やガスが噴射通路 1 6 から流出する事態を確実に防止できるようにするのが望ましい。このために、流路選択部材 3 2 の弁部材 3 3 で第 1 , 第 2 の流体注入口 2 0 , 2 1 を閉鎖しておくようにする。なお、第 1 , 第 2 の流体注入口 2 0 , 2 1 には、処置の種類に応じて、前述または前述以外の適宜の流体供給手段が接続されることになる。

10

【 0 0 3 4 】

内視鏡 S により出血箇所が確認されると、まず流路選択部材 3 2 の弁部材 3 3 を操作して、第 1 の流体注入口 2 0 が可撓性シース 2 における流体通路 1 8 と連通する状態となし、高周波処置具 1 の可撓性シース 2 の先端をこの出血箇所に向ける。そして、フットスイッチ 2 7 を操作することによって、液体供給手段 2 2 を構成する貯液タンク 2 4 から生理食塩水等の液体が送液ポンプ 2 4 により圧送されて、可撓性シース 2 内の流体通路 1 8 に向けて送液がなされる。流体通路 1 8 内に流入した液体は、連通路 1 8 から噴射通路 1 6 に供給されて、可撓性シース 2 の先端から噴射される。その結果、出血箇所が迅速に洗い流されて、内視鏡 S の視野が鮮明になり、引き続き行われる切開や粘膜剥離を円滑に行うことができる。ここで、規制部材 1 7 によりストッパ部材 1 4 に対してセンタリングされているので、液体が噴射される際には、電極部材 1 3 の外周面に沿って流出することになる。従って、噴射された液体は確実に直進することになり、注液箇所に対する狙撃性が高くなり、送液操作の操作性が良好となる。

20

【 0 0 3 5 】

また、局注して、生理食塩水により病変粘膜領域 A を膨隆させているが、切開を行う間に、特に粘膜層 L U が切開されて粘膜下層 L M が露出すると、また供給した生理食塩水が体内に吸収されることによって、局注した生理食塩水による膨隆部が急速に収縮する。このために、粘膜剥離を行う際に、生理食塩水を補給する必要がある。この生理食塩水の補給を行う際にも、出血箇所の洗い流しと同様、液体供給手段 2 2 を作動させる。

【 0 0 3 6 】

そして、電極部材 1 3 の外周面には、血液等が付着し、また切開や粘膜剥離時に発生する炭化物の付着もある。このように、電極部材 1 3 の表面に付着物があると、電極部材 1 3 による粘膜等に対する切れ味が悪くなってしまう。しかしながら、電極部材 1 3 の外周面に血液や炭化物等が付着していても、液体の噴射により電極部材 1 3 の付着物が円滑に除去されて、電極部材 1 3 の外周面が常に清浄な状態に保たれるので、電極部材 1 3 の切れ味を維持することができる。

30

【 0 0 3 7 】

前述したように、出血箇所が存在していると、観察視野を確保するために、出血部分を洗い流すだけでなく、凝固による止血を行う必要がある。この凝固による止血は、電極部材 1 3 を出血箇所に当接させて、高周波電流を流すことによって可能であるが、より広範囲に止血する場合には、ガス供給手段 2 3 を作動させて、A P C 法による凝固を行うことができる。このためには、流路選択部材 3 2 を構成する弁部材 3 3 を操作して、透孔 3 3 b が第 2 の流体注入口 2 1 と対応する位置に変位させる。そして、フットスイッチ 3 1 を操作して、ガス供給制御装置 2 9 から配管 3 0 を介して第 2 の流体注入口 2 2 にアルゴンガスを供給する。このアルゴンガスは可撓性シース 2 の内部における流体通路 1 8 から噴射通路 1 6 を通り、可撓性シース 2 の先端から突出している電極部材 1 3 の周囲から体内壁に向けて噴射される。そして、このときに電極部材 1 3 に高周波電流を流すことによって、アルゴンガスが電極部材 1 3 の先端部においてイオン化することになり、アルゴンプラズマ流となって組織に到達する。これによって、体内における組織が瞬時に凝固することになる結果、出血部分の止血が行われることになる。

40

50

【図面の簡単な説明】

【0038】

【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】図2の処置具本体の先端部分の拡大断面図であり、電極部材を突出させた状態を示すものである。

【図4】図2の処置具本体の先端部分の拡大断面図であり、電極部材を可撓性シース内に引き込んだ状態を示すものである。

【図5】電極部材の正面図である。

【図6】図5の右側面図である。

10

【図7】図3のX-X位置の断面図である。

【図8】流体供給システムを接続した高周波処置具の外観図である。

【図9】高周波処置具の接続パイプの部位の断面図である。

【図10】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から導出させた状態を示す外観図である。

【図11】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12】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13】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14】粘膜剥離を行っている状態を示す組織の断面図である。

20

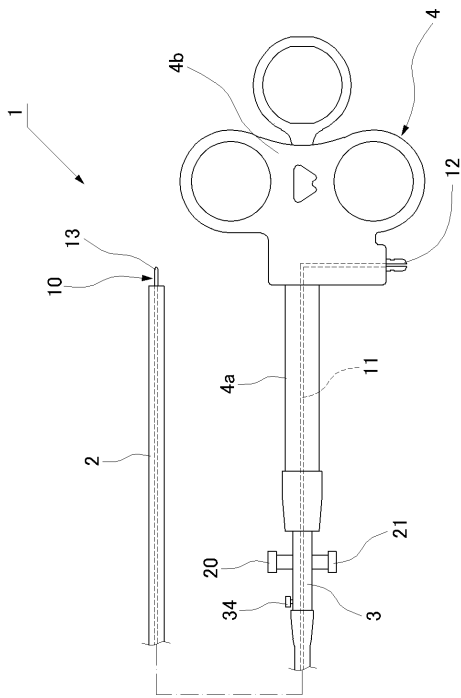
【符号の説明】

【0039】

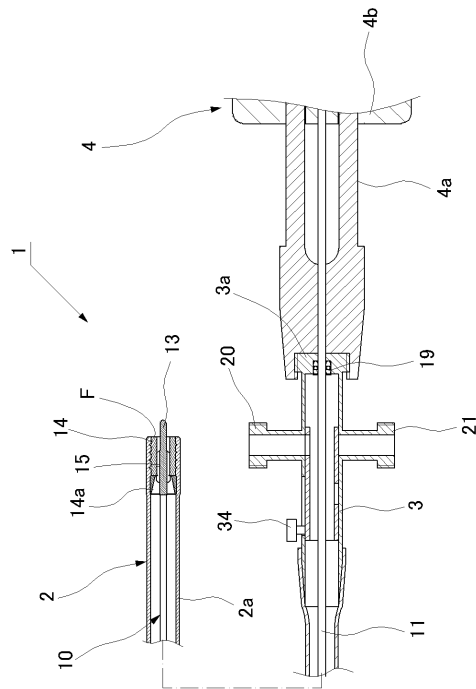
1 高周波処置具	2 可撓性シース
3 接続パイプ	4 操作手段
10 処置具本体	11 可撓性コード
13 電極部材	14 ストッパ部材
15 挿通孔	16 噴射通路
17 規制部材	18 流体通路
20 第1の流体注入口	21 第2の流体注入口
22 液体供給手段	23 ガス供給手段
32 流路選択部材	33 弁部材

30

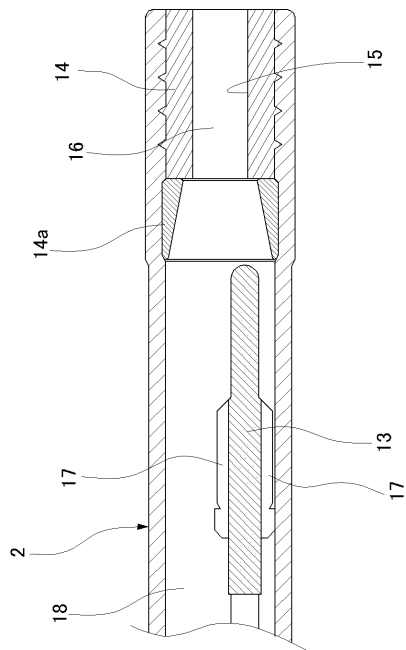
【図 1】



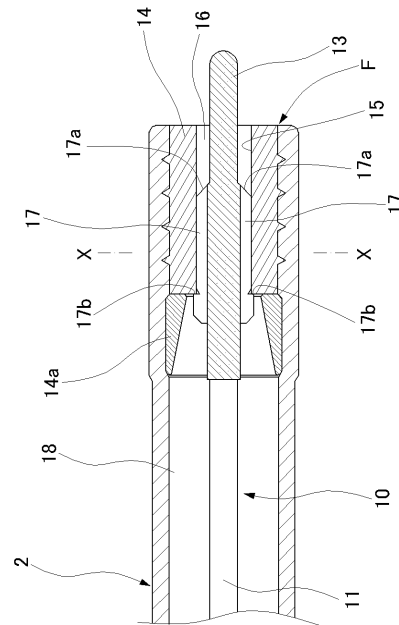
【図 2】



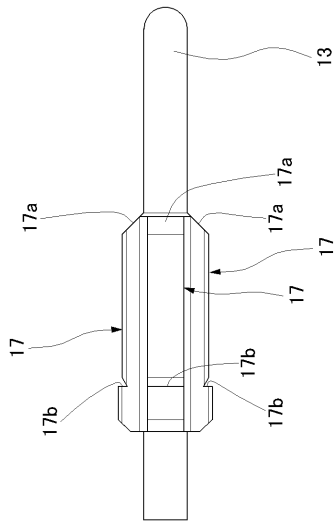
【図 3】



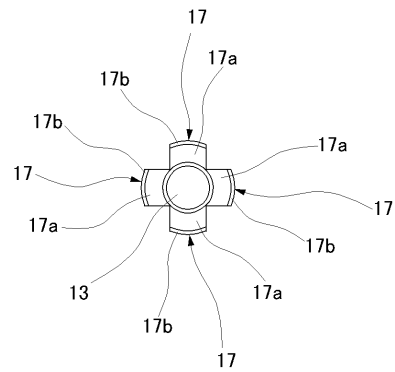
【図 4】



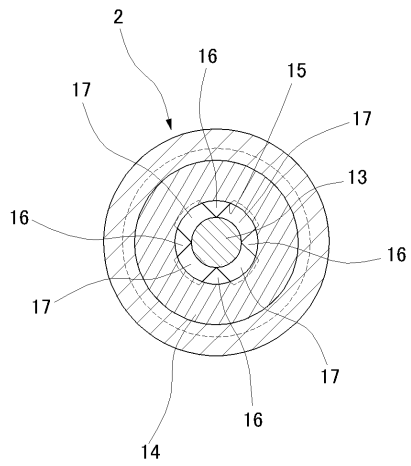
【図 5】



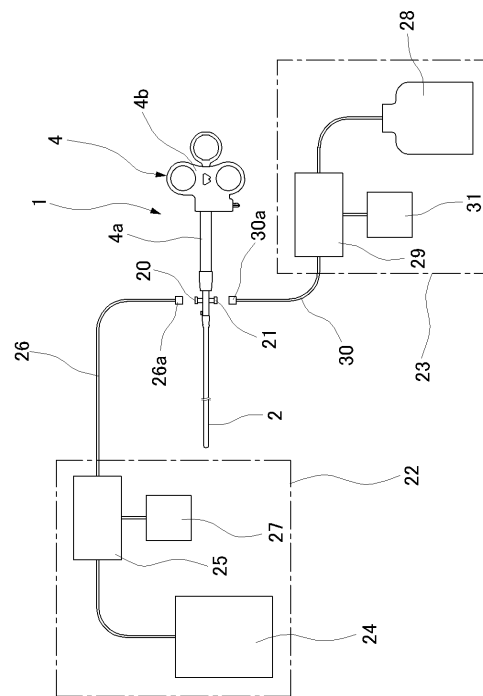
【図 6】



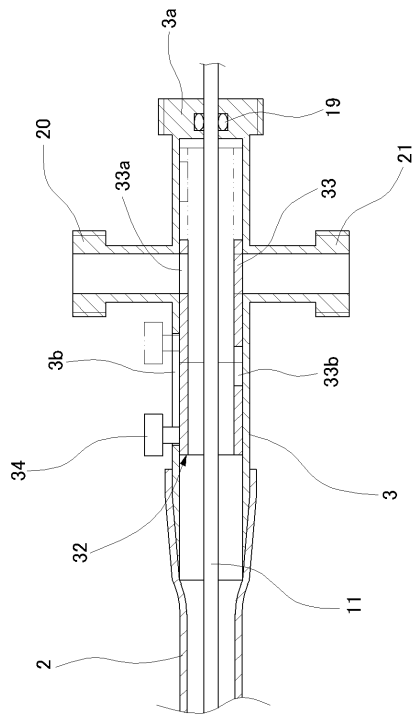
【図 7】



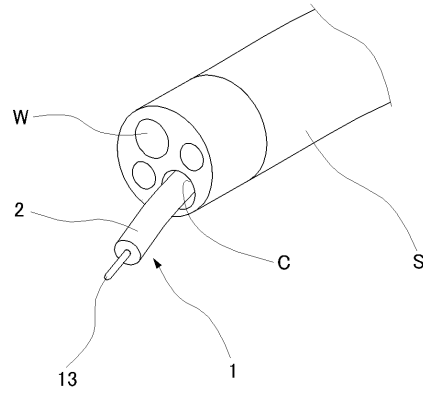
【図 8】



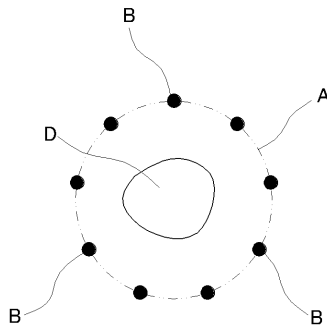
【図 9】



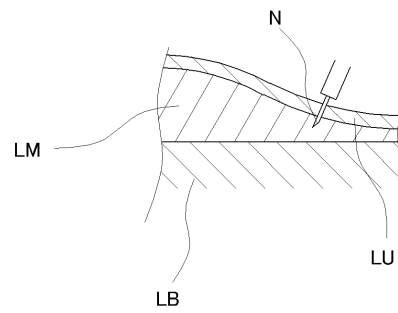
【図 10】



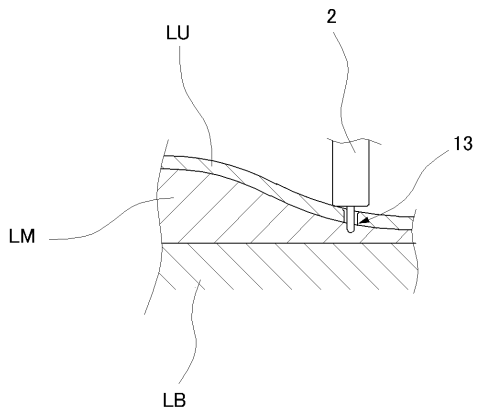
【図 11】



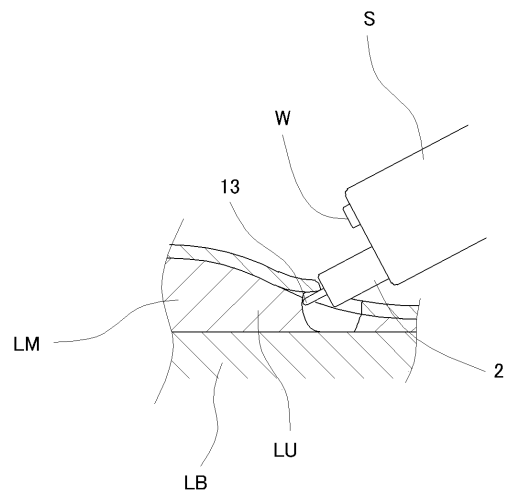
【図 12】



【図 13】



【図 14】



专利名称(译)	高频治疗仪		
公开(公告)号	JP2009136330A	公开(公告)日	2009-06-25
申请号	JP2007312443	申请日	2007-12-03
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	大橋克章		
发明人	大橋 克章		
IPC分类号	A61B18/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B2018/1475 A61B2218/002		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B17/39.320 A61B1/00.334.D A61B1/015.511 A61B1/018.513 A61B1/018.515 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK13 4C060/KK25 4C060/MM24 4C061/AA01 4C061/AA02 4C061/AA04 4C061/GG15 4C061/HH03 4C061/HH04 4C061/HH57 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK13 4C160/KK36 4C160/KK39 4C160/KK54 4C160/MM43 4C160/NN01 4C160/NN07 4C160/NN09 4C160/NN11 4C160/NN22 4C161/AA01 4C161/AA02 4C161/AA04 4C161/GG15 4C161/HH03 4C161/HH04 4C161/HH57 4C161/JJ06 4C161/JJ11		
其他公开文献	JP4965416B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当使用通过内窥镜的治疗工具插入通道插入体腔的高频治疗工具进行多次治疗时提供安全和准确的治疗，因此，可以容易地执行选择性地将体腔中的流体供应到体腔中的操作。 解决方案：可以将两种流体供应到从流体通道18通过柔性护套2中的注入通道16注入的流体的供应流动路径，并且连接柔性护套2第一和第二流体注入口20和21设置在连接管3和管26的连接部分中，来自液体供应装置22的液体供应泵25。如图26a所示，来自气体供应装置23的气体供应控制装置29的管道30的连接部分30a可拆卸地连接到第二流体注入口12。 点域8

