

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4965416号
(P4965416)

(45) 発行日 平成24年7月4日(2012.7.4)

(24) 登録日 平成24年4月6日(2012.4.6)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 O

A 6 1 B 17/39 3 2 O

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 3 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2007-312443 (P2007-312443)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成19年12月3日 (2007.12.3)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2009-136330 (P2009-136330A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成21年6月25日 (2009.6.25)	(74) 代理人	100089749
審査請求日	平成22年7月28日 (2010.7.28)		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324
			番地 フジノン株式会社内
		審査官	村上 聡

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 高周波処置具

(57) 【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であって、先端に電気絶縁性を有し、軸線方向に貫通する挿通孔を有する硬質部材を設けた可撓性シースと、
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、前記挿通孔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、
前記可撓性シースの内部を流体通路として、それぞれスイッチを介して前記挿通孔から液体を噴射するために、液体供給手段が接続される第1の流体注入口と、アルゴンガスを噴射するためのガス供給手段が接続される第2の流体注入口と、
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に、前記接続部材の内面に摺動させることによって、前記流体通路を前記第1の流体注入口と接続する状態と、前記第2の流体注入口と接続する状態と、前記第1、第2の流体注入口とも接続しない状態との3位置に切り換え可能な流路選択部材と

を備える構成としたことを特徴とする高周波処置具。

【請求項 2】

前記硬質部材は、前記電極部材の可撓性シースの先端からの突出長さを規制するために、前記可撓性シース内に装着したストッパ部材であって、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は、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。

【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。

10

【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。

【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。

20

【0003】

ESD 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。

30

【0004】

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。

40

【0005】

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。

【特許文献 1】特開 2001-178740 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

50

【0006】

前述したESD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。

【0007】

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。

【0008】

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のもも示されており、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ESD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沒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。

【0009】

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（APC：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。

【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、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】

【0011】

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であって、先端に電気絶縁性を有し、軸線方向に貫通する挿通孔を有する硬質部材を設けた可撓性シースと、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

10

20

30

40

50

先端に連結されて、前記挿通孔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、前記可撓性シースの内部を流体通路として、それぞれスイッチを介して前記挿通孔から液体を噴射するために、液体供給手段が接続される第1の流体注入口と、アルゴンガスを噴射するためのガス供給手段が接続される第2の流体注入口と、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に、前記接続部材の内面に摺動させることによって、前記流体通路を前記第1の流体注入口と接続する状態と、前記第2の流体注入口と接続する状態と、前記第1，第2の流体注入口とも接続しない状態との3位置に切り換え可能な流路選択部材とを備える構成としたことをその特徴とするものである。

10

【0012】

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。

20

【0013】

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。

30

【0014】

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、ストッパ部材の外周面と可撓性シースの内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し、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。

40

【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、

50

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。

【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として、流体通路を第1の流体注入口と接続する状態と、第2の流体注入口と接続する状態と、第1、第2の流体注入口とも接続しない状態との3位置に切り換え可能な弁部材が設けられる。流体選択部材は、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。

10

【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。

20

【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。

30

【0019】

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、接着等の手段により固着されている。ストッパ部材14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14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の外径寸法より十分大きい寸法となっており、挿通孔15の内周壁と電極部材13の外周面との間に円環状の流体の噴射通路16が形成される。そして、ストッパ部材14の基端側には、挿通孔15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14aが形成されている。

40

【0020】

電極部材13は、常時においては、図3に示したように、ストッパ部材14より基端側に引き込まれており、可撓性コード11を押し出すように操作すると、電極部材13は、

50

図4に示したように、ストッパ部材14に設けた挿通孔15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。

【0021】

図5及び図6に示したように、電極部材13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17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17の先端面17aは、この規制部材17をストッパ部材14の挿通孔15内に導くための傾斜面となっており、また規制部材17の前方側の外面は、円周方向においては、挿通孔15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13をストッパ部材14の挿通孔15内に挿入すると、4箇所設けた規制部材17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17の外面の後方側は丈高となる段差が形成されており、この段差壁に係止部17bとなる。一方、ストッパ部材14の内径は呼び込み部材14aの最厚肉部の内径より小さくなっており、電極部材13をストッパ部材14の挿通孔15内に挿入したときに、係止部17bがストッパ部材14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17bがストッパ部材14の基端面に当接する位置が電極部材13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変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13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。

【0022】

ここで、可撓性シース2内には、可撓性コード11の周囲における隙間が流体通路18として機能するものであり、この流体通路18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13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16は、規制部材17に区画形成された4つの通路に分割されて、流体通路18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16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11は、接続パイプ3から操作部材4側に延在されて、接点部12に接続される。流体通路18の基端部における可撓性コード11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3aが形成されており、この縮径段差部3aにはシールリング19が装着されており、可撓性コード11はこのシールリング19に挿通されている。

【0023】

流体通路18から噴射通路16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20、21が設けられている。そこで、これら第1、第2の流体注入口20、21からの流体供給システムの一例を図8に示す。

【0024】

同図において、22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、23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22は、貯液タンク24と送液ポンプ25とから構成され、送液ポンプ25からの配管26はカップリング部26aにより第1の流体注入口20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25から第1の流体注入口20への液体の供給制御を行うために、フットスイッチ27を備えている。また、ガス供給手段23は、ガスボンベ28とガス供給制御装置29とからなり、ガス供給制御装置29からの配管30の先端に設けたカップリング部30aにより第2の流体注入口21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29の動作制御はフットスイッチ31により行われるものである。

【0025】

さらに、接続パイプ3には、流路選択部材32が設けられている。この流路選択部材32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33を有し、この弁部材33には、第1の流体注入口20を流体通路18に開口させる透孔33aと、第2の流体注入口21を流体通路18に開口させる透孔33bとが設けられている。また、弁部材33におけるこれらの中間位置では、第1、第2の流体注入口20、21が共に流体通路18から遮断されるようになっている。そして、弁部材33には操作部材34が連結して設けられており、この操作部材34は接続パイプ3に軸線方向に長手となった長孔3b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34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20が透孔33aに開口する図9の実線位置と、第2の流体注入口21が透孔33bに開口する図9の仮想線位置とに弁部材33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20、21の流体通路18への連通が遮断される。

10

【0026】

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。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とする。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13の押し引き操作は、操作手段4により行われる。

20

【0027】

高周波処置具1は、図10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13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。

30

【0028】

そこで、まず図11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13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13に高周波電流を流す。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。

40

【0029】

次に、図12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LBと粘膜層LUとの間には粘膜下層LMが存在しており、注射針Nは粘膜層LUを貫通して粘膜下層LM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LMが膨出・隆起する。このように、粘膜下層LMを膨隆させるのは、粘膜層LUを

50

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。

【0030】

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。

【0031】

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。

【0032】

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。

【0033】

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。

【0034】

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17によりストップ部材14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13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。

【0035】

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LUが切開されて粘膜下層LM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22を作動させる。

10

【0036】

そして、電極部材13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13の表面に付着物があると、電極部材13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13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13の付着物が円滑に除去されて、電極部材13の外周面が常に清浄な状態に保たれるので、電極部材13の切れ味を維持することができる。

【0037】

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13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23を作動させて、APC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32を構成する弁部材33を操作して、透孔33bが第2の流体注入口21と対応する位置に変位させる。そして、フットスイッチ31を操作して、ガス供給制御装置29から配管30を介して第2の流体注入口22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18から噴射通路16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13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13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13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。

20

30

【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。

40

【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。

【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。

50

【図 1 4】 粘膜剥離を行っている状態を示す組織の断面図である。

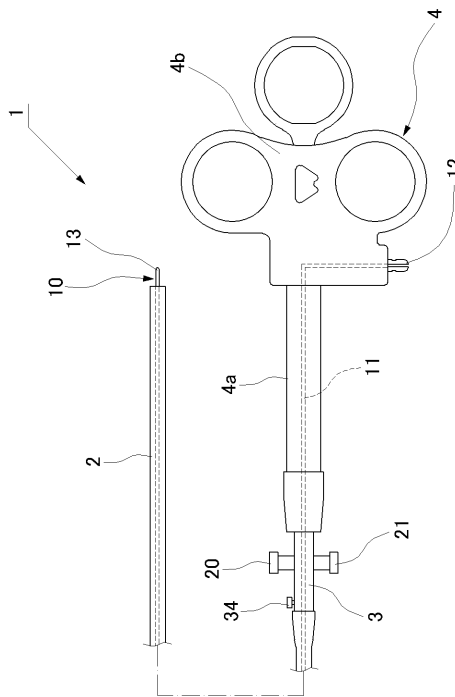
【符号の説明】

【0039】

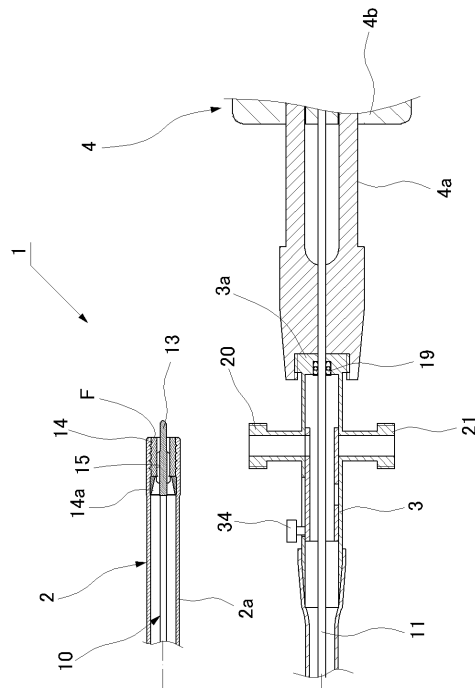
- | | |
|---------------|---------------|
| 1 高周波処置具 | 2 可撓性シース |
| 3 接続パイプ | 4 操作手段 |
| 10 処置具本体 | 11 可撓性コード |
| 13 電極部材 | 14 ストップ部材 |
| 15 挿通孔 | 16 噴射通路 |
| 17 規制部材 | 18 流体通路 |
| 20 第 1 の流体注入口 | 21 第 2 の流体注入口 |
| 22 液体供給手段 | 23 ガス供給手段 |
| 32 流路選択部材 | 33 弁部材 |

10

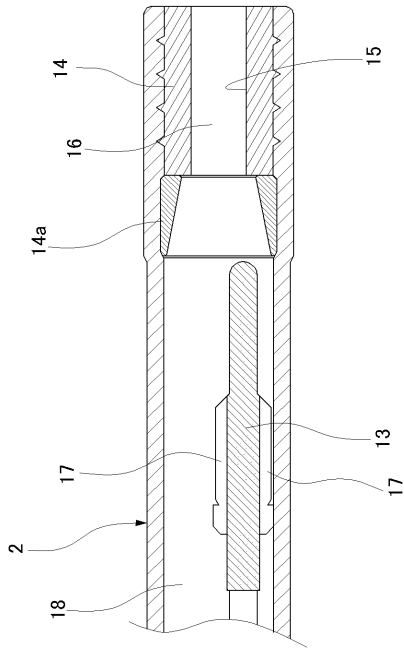
【図 1】



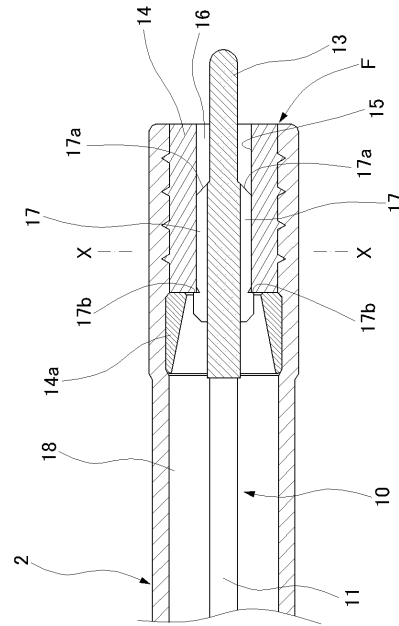
【図 2】



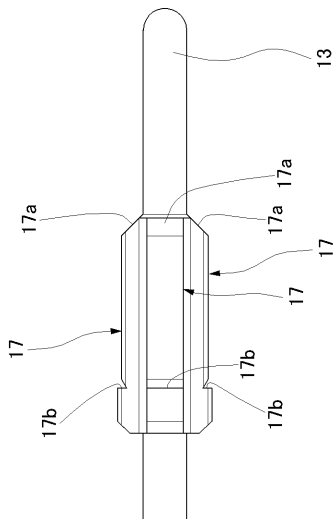
【図 3】



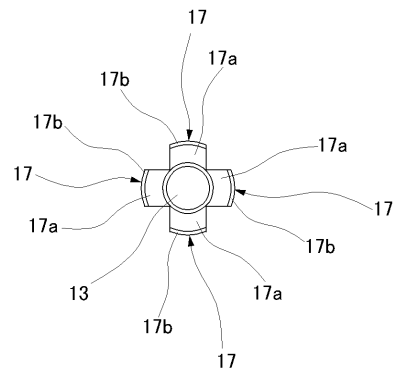
【図 4】



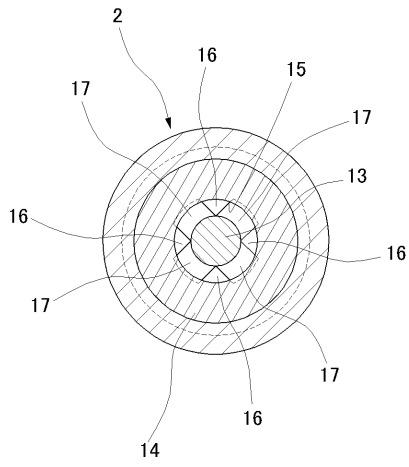
【図 5】



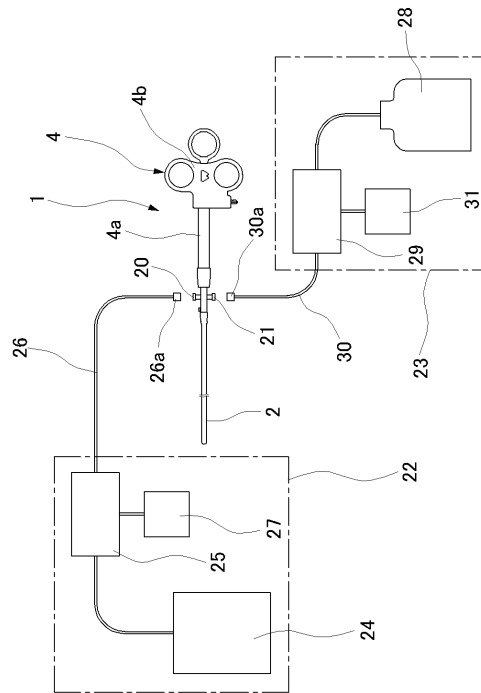
【図 6】



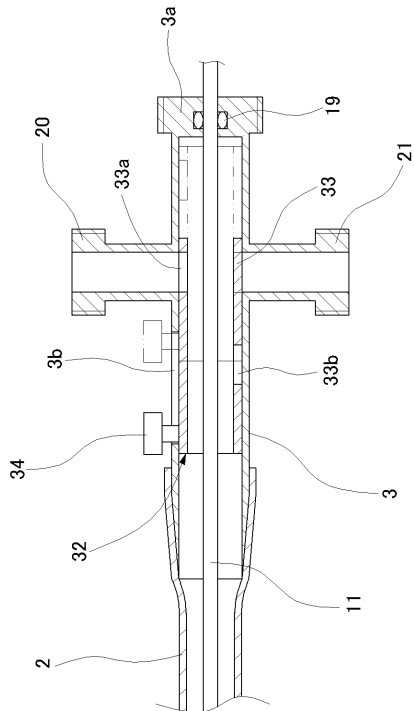
【図 7】



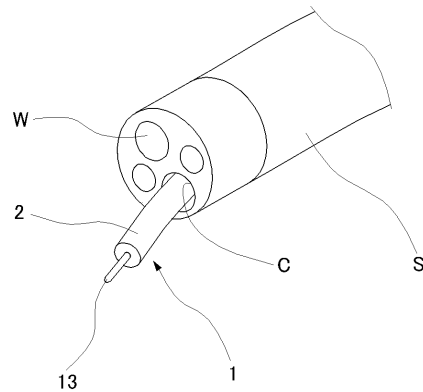
【図 8】



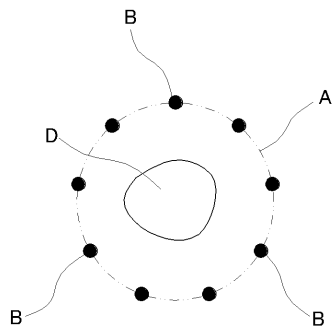
【図 9】



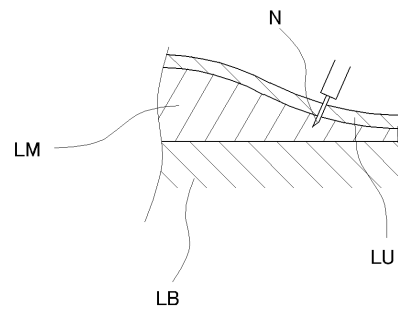
【図 10】



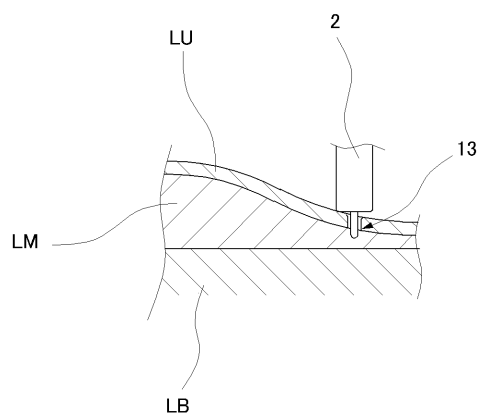
【図 1 1】



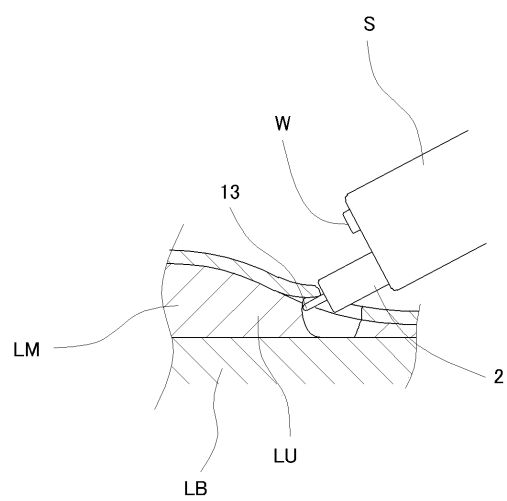
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2007-044393 (JP, A)
実開昭57-130606 (JP, U)
特開2007-236940 (JP, A)
特開2003-265497 (JP, A)
特表2006-500116 (JP, A)
特開平09-014460 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/12
A61B 1/00

专利名称(译)	高频治疗仪		
公开(公告)号	JP4965416B2	公开(公告)日	2012-07-04
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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[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		
审查员(译)	村上聪		
其他公开文献	JP2009136330A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过内窥镜的治疗仪器插入通道插入体腔中的高频治疗装置进行多种治疗时能够进行安全和准确的治疗，并且便于选择性地供应液体的操作。通过简单的构造进入体腔的不同性质。ŽSOLUTION：两种流体供应到从柔性护套2内的流体通道18通过喷射通道16喷射的流体的供应流动通道。第一和第二流体入口20,21设置在连接管3上。柔性护套2连接。来自液体供应装置22的液体输送泵25的管道26的连接部分26a可拆卸地连接到第一流体入口20，并且来自气体供应的气体供应控制装置29的管道30的连接部分30a装置23可拆卸地连接到第二流体入口12

