

(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2006-325811
(P2006-325811A)

(43) 公開日 平成18年12月7日(2006.12.7)

(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

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2005-152007 (P2005-152007)	(71) 出願人	000005430
(22) 出願日	平成17年5月25日 (2005.5.25)		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
		(72) 発明者	大谷津 昌行
			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
		(72) 発明者	町屋 守
			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 KK09 KK20 MM26
			4C061 AA01 AA02 AA04 GG15 HH04
			HH08 HH57 JJ06

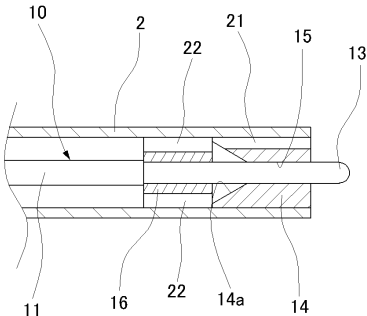
(54) 【発明の名称】 高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】 針状ナイフを用いて安全かつ効率的に処置を施すことができ、また目標とする位置に正確に液体を噴射させるようにする。

【解決手段】 可撓性シース 2 の先端部に隔壁部材 1 4 が固定して設けられ、この隔壁部材 1 4 に挿通孔 1 5 が設けられ、可撓性シース 2 内に装着した処置具本体 1 0 の先端における電極部材 1 3 がこの挿通孔 1 5 に挿脱され、ストッパ部材 1 6 が隔壁部材 1 4 に当接する位置が電極部材 1 3 の最突出位置となる。隔壁部材 1 4 の外周面には、円周方向に等間隔に 3 箇所の液体噴射通路溝 2 1 が形成され、可撓性シース 2 内で回転方向の位置が規制されていないストッパ部材 1 6 には、円周方向における長さ寸法が、隔壁部材 1 4 の相隣接する液体噴射通路溝 2 1 の溝間間隔より広い送液通路溝 2 2 が形成されている。

【選択図】 図 4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

可撓性コードの先端に高周波電流が印加可能な直線状の電極部材を備えた処置具本体を可撓性シースの内部に装着したものからなり、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おいて、

前記可撓性シース内には、前記電極部材を出没させる挿通孔を穿設した隔壁部材を、この可撓性シースの先端面とほぼ同一の位置となるようにして固定的に装着し、

前記処置具本体には、前記電極部材の前記挿通孔からの突出長さを規制するストッパ部材を前記隔壁部材の基端側面に接離可能に設け、

前記隔壁部材には、前記可撓性シースの内部から供給される液体を噴射する少なくとも 1 箇所の液体噴射通路を形成し、

前記ストッパ部材には、その任意の回転位置で、前記液体噴射通路と連通する送液通路を設ける

構成としたことを特徴とする高周波処置具。

【請求項 2】

前記液体噴射通路及び送液通路は、それぞれ前記隔壁部材及びストッパ部材の外周部に設けた複数の溝または透孔で形成したことを特徴とする請求項 1 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、病変粘膜を切除する等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】

内視鏡検査により食道，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た場合、高周波処置具を用いてこの病変粘膜の部位を切除する処置が行われる。この場合、処置の安全性を確保するために、内視鏡による観察下において処置を行うが、このために用いられる高周波処置具は内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿通させて処置すべき部位に導くようにする。ここで、体腔内壁において、粘膜層の下部には粘膜下層が存在しており、筋層はこの粘膜下層により覆われている。高周波処置具を用いて病変粘膜層を切除する処置は、病変部に取り残しがないように、かつ筋層には何等のダメージを与えないように行わなければならない。

【0003】

粘膜層を切除する処置のため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ことにより構成され、可撓性シースの基端部には操作手段が連結されており、この操作手段による遠隔操作で高周波ナイフを可撓性シースの先端から出没するように制御できる構成としている。可撓性シースから突出させた高周波ナイフに通電することによって、粘膜を焼灼して切開することができる。

【0004】

高周波ナイフの構造としては、棒状の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設するかまたは電極部材の先端を概略 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、粘膜を突き刺すようにして穿孔するように操作され、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り粘膜等を切開することができる。一方、フックナイフは粘膜等の組織を先端のフック部で引っ掛けて、内視鏡の挿入部側に引き込むように動作させることにより切開が行われることになる。

【0005】

このように、粘膜等の組織を切除する処置を円滑かつ確実に、しかも安全に行うためには、高周波ナイフ先端部分を安定しなければならない。特許文献 1 には、フックナイフを用いる場合において、処置を行う際にナイフの安定化を図る機構を備える構成としたもの

10

20

30

40

50

が提案されている。

【0006】

この特許文献1の高周波処置具は、可撓性シースの先端に電気絶縁部材を装着し、この電気絶縁部材に透孔を設けて、棒状電極部をこの透孔に挿通させており、また先端のフック部を電気絶縁部材の先端外面に突出させる構成としている。そして、高周波ナイフに通電しないときには、そのフック部を電気絶縁部材に当接させるようにして格納するようになし、また高周波ナイフに通電する際には、フック部を可撓性シースの先端から所定の長さ突出させるようにしている。この通電時に棒状の電極部が振れる等の動きを生じさせないようにするために、透孔の孔径と棒状電極部の外径との間の径差を最小限としている。また、棒状電極部には電気絶縁部材より基端側の位置にストッパ部材を設けて、高周波ナイフの可撓性シースからの最大突出長さを、このストッパ部材が電気絶縁部材に当接する位置までに制限している。

10

【0007】

また、高周波ナイフにより粘膜を切除する際には、出血を伴うことがあるが、このように出血があると、生理食塩水等を噴射させて出血部を洗い流さなければ、内視鏡による鮮明な観察視野が得られなくなり、処置に支障を来すことがある。従って、内視鏡の処置具挿通チャンネル内に挿通されて、この内視鏡による観察下で操作される高周波処置具を使用する場合に、出血部の洗い流しを行えるようにする必要がある。このために、電気絶縁部材には液体の噴射通路が設けられており、可撓性シースの内部を送液通路として、この噴射通路から生理食塩水等の液体を噴射できるようになっている。従って、高周波ナイフを使用して粘膜の切開等の処置を行っている間に出血部が認められると、この出血部に向けて液体を噴射される。

20

【特許文献1】特開2004-313537号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ところで、高周波ナイフをフックナイフとしたときには、このフックナイフにより粘膜や粘膜下層を引っ掛けて、処置具挿通チャンネル内に向けて引き込むように操作し、その状態でフックナイフに通電することにより組織を切断し、次いでフックナイフを再び処置具挿通チャンネルからフックナイフを導出させるという操作を繰り返し行うことになる。従って、操作の効率性、迅速性が得られないことになり、病変粘膜を除去する処置に長い時間が必要となり、その分だけ被検者の苦痛及び術者の負担が増大することになる。

30

【0009】

一方、針状ナイフを用いれば、処置を行う上での操作の効率性、迅速性が図られる。ただし、針状ナイフを用いる場合、処置の安全性及び確実性を図るために、針状ナイフで処置を行うとき以外は、それを可撓性シースの内部に配置し、かつ処置を行う際には、可撓性シースからの突出長さを規制しなければならない。また、針状ナイフの先端により健康な組織にダメージを与えないように、例えば病変粘膜を切除する場合、粘膜の下部に位置する筋層に針状ナイフが接触しないようにして操作する必要がある。

【0010】

また、高周波ナイフのフック部は、可撓性シースの先端に設けた電気絶縁部材より前方に位置し、常に外部に露出した状態となっている。従って、例えば処置具挿通チャンネルに挿入する操作を行っている間等において、電極部材に誤って通電されると、チャンネル内壁を損傷させる等といった問題点もある。また、液体を噴射させる場合に、その噴射通路の前方にフック部が位置しているので、噴射された液体はこのフック部が邪魔になり、目的とする部位に向けて正確に噴射できなくなる等といった問題点もある。

40

【0011】

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、針状ナイフを用いて安全かつ効率的に処置を施すことができ、また目標とする位置に正確に液体を噴射させるようにすることにある。

50

【課題を解決するための手段】

【0012】

前述の目的を達成するために、本発明は、可撓性コードの先端に高周波電流が印加可能な直線状の電極部材を備えた処置具本体を可撓性シースの内部に装着したものからなり、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、前記可撓性シース内には、前記電極部材を出没させる挿通孔を穿設した隔壁部材を、この可撓性シースの先端面とほぼ同一の位置となるようにして固定的に装着し、前記処置具本体には、前記電極部材の前記挿通孔からの突出長さを規制するストッパ部材を前記隔壁部材の基端側面に接離可能に設け、前記隔壁部材には、前記可撓性シースの内部から供給される液体を噴射する少なくとも1箇所の液体噴射通路を形成し、前記ストッパ部材には、その任意の回転位置で、前記液体噴射通路と連通する送液通路を設ける構成としたことをその特徴とするものである。

【0013】

電極部材として、直線形状となったもの、つまり針状ナイフを用いる。この針状ナイフは可撓性シースに挿通され、高周波処置具により実際に処置を行う際以外では、この電極部材を可撓性シース内に確実に収容させておく。そして、処置を行う際には、電極部材を突出させるが、この電極部材の突出長さを規制するように構成している。可撓性シースには隔壁部材を設け、電極部材を設けた処置具本体側にはストッパ部材を設けて、このストッパ部材が隔壁部材に当接する位置までしか電極部材を突出させないようにしている。ここで、隔壁部材及びストッパ部材は共に硬質部材で構成され、従って内視鏡の処置具挿通チャンネルに高周波処置具を円滑に挿通させるためには、特に可撓性シースに固定して設けられる隔壁部材の軸線方向の長さをあまり長くすることはできない。高周波処置具は長尺の可撓性部材であり、高周波処置具をループ状に巻回したり、また内視鏡挿入部を湾曲させた状態でその処置具挿通チャンネルに挿通させたりする等によって、可撓性シースと処置具本体とが相対位置ずれを生じて、電極部材が挿通孔を設けた隔壁部材より基端側に変位する。つまり、電極部材は挿通孔から内側に抜け出すことになる。従って、処置を行う際には、電極部材を挿通孔に進入させるように操作しなければならない。電極部材を隔壁部材から突出させたときに、電極部材を安定的に保持するために、挿通孔の内径と電極部材の外径との径差を小さくすると、電極部材が挿通孔に対して位置ずれがあると、この挿入孔に進入できなくなる。隔壁部材に呼び込み部を設けることにより電極部材を挿通孔にガイドさせることができるが、さらに電極部材の挿通孔への挿通を確実なものとするために、ストッパ部材の外径と可撓性シースの内径との間の径差を小さくして、可撓性シース内では電極部材の軸線方向以外の動きを規制する。従って、ストッパ部材は実質的に可撓性シースの内壁に対して摺動するように動作する。その結果、電極部材は可撓性シース内において、ほぼその軸芯位置に保持されるから、確実に挿通孔にガイドされることになる。

【0014】

例えば、処置を行っている間に粘膜部等に出血が生じた場合、生理食塩水等の液体を噴射することにより出血部を洗い流すようにする。このために、可撓性シースの内部が送液用の経路として利用される。即ち、可撓性シース内において、処置具本体を構成する可撓性コードとの間の隙間を送液用の経路としている。可撓性シースの内部において、可撓性コードの先端近傍にはストッパ部材が装着されており、また可撓性シースの先端部には隔壁部材が固定して設けられている。隔壁部材には液体噴射通路を形成し、またストッパ部材に送液通路を形成する。隔壁部材は可撓性シースの内面に強固に固定させるために必要な接触面積を持たせなければならない。このために、連通路の大きさは限られてくる。一方、この隔壁部材の基端側にはストッパ部材が設けられており、電極部材の姿勢を安定させるために、このストッパ部材の外径を大きくするが、このストッパ部材は必ずしも広い面積で可撓性シースに接触させる必要はない。

【0015】

以上のことから、隔壁部材に形成される液体噴射通路は、溝または透孔で形成すること

ができる。ここで、溝で形成する場合には外周側に形成する。液体噴射通路は1箇所であっても良いが、好ましくは複数箇所、例えば3箇所程度とする。ストッパ部材に形成される送液通路についても、溝で形成しても良く、また透孔で形成することもできる。送液通路を透孔で形成する場合には、その半径方向の位置が隔壁部材の液体噴射溝とオーバーラップする位置であって、円周方向におけるピッチ間隔は、液体噴射通路における円周方向の幅より小さい間隔とする。そして、透孔の孔径はできるだけ大きい方が望ましい。送液通路をストッパ部材の外周部に形成した溝で形成することもできる。ここで、ストッパ部材は、可撓性シースの内部において、電極部材の軸線方向の位置を安定させるようにすれば良いことから、その可撓性シースへの摺動面積はあまり広くする必要はない。そこで、送液通路を構成する溝の深さは隔壁部材の溝の深さとほぼ同じとし、円周方向の幅を、隔壁部材の溝における溝間間隔の円周方向の幅より大きくすれば良い。そして、隔壁部材及びストッパ部材に形成される溝は同数であっても良いが、異なる数、例えば隔壁部材側の溝を3箇所、ストッパ部材側の溝を4箇所設けるようにすることもできる。

10

【発明の効果】

【0016】

以上の構成を採用することによって、針状ナイフを用いて安全に粘膜の切開等の処置を行うことができ、処置を円滑かつ確実に、しかも効率的に行うことができ、さらに出血等に向けて正確に液体を噴射できる。

【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は導電線を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ようになっている。

20

30

【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の先端部には隔壁部材14が挿嵌されて、接着等の手段により固着されている。隔壁部材14はセラミック等からなり、図3及び図4から明らかなように、可撓性シース2の先端面とほぼ同じ表面を構成する位置に固定して設けられている。そして、この隔壁部材14には、その中心軸線の位置において、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、隔壁部材14の基端部には挿通孔15に向けて電極部材13をガイドする呼び込みテーパー部14aが形成されている。

40

【0019】

さらに、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の部位にはストッパ部材16が取り付けられている。ストッパ部材16は可撓性シース2の内径より僅かに小さい外径を有するものであり、従って処置具本体10を可撓性シース2内で移動させる際には、この可撓性シース2の内面に対してほぼ摺動する状態となる。そして、この処置具本体10の先端の電極部材13が隔壁部材14の先端面から所定の長さ突出した状態になると、ストッパ部材16が隔壁部材14に当接して、電

50

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。

【0020】

このように、ストッパ部材 16 を隔壁部材 14 に当接させることによって、電極部材 13 を可撓性シース 2 の先端から所定長さ突出した状態で所定の処置を施すことができるようになっている。従って、このときの電極部材 13 の突出長さは処置の対象となる組織における厚みに依存する。例えば、粘膜の切開を行う場合には、体腔内壁における粘膜層の厚みより長く、粘膜層と粘膜下層との合計の厚みより短い寸法とする。これによって、可撓性シース 2 の先端面を粘膜層に当接させた状態で、電極部材 13 に通電しながら粘膜に対して刺入させると、電極部材 13 は粘膜層を貫通して、粘膜下層に至るが、筋層には到達しないことになり、粘膜層を確実に切開し、かつ筋層にはダメージを与えないようにして処置を行うことができる。

10

【0021】

そして、この高周波処置具 1 では、粘膜層の切開や筋層からの剥離等といった処置が施されるが、この処置を行っている間に出血が発生したときには、この出血部を洗い流すために、生理食塩水等の液体を供給できるようになっている。このために、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 に送液タンク 5 からの送液配管 6 が着脱可能に接続されており、この送液配管 6 には、例えばフットスイッチ等による切換手段 7 が装着されており、この切換手段 7 によって液体の供給が制御されるようになっている。従って、接続口 3a から接続パイプ 3 の内部を通り、この接続パイプ 3 に接続した可撓性シース 2 の内部が送液用の経路となる。このために、可撓性コード 11 は接続パイプ 3 の基端部において、シール部材 20 を介して外部に導出されている。

20

【0022】

この送液経路の途中には隔壁部材 14 及びストッパ部材 16 が介在している。しかも、隔壁部材 14 は可撓性シース 2 の内面に固定されており、またストッパ部材 16 は可撓性シース 2 の内面に対してほぼ摺接している。そこで、これら隔壁部材 14 及びストッパ部材 16 を介して可撓性シース 2 の先端から液体を噴射できるように構成している。

【0023】

このために、図 5 (a) に示したように、隔壁部材 14 の外周面には、円周方向に等間隔に 3 箇所の液体噴射通路溝 21 が形成されている。これらの液体噴射通路溝 21 は隔壁部材 14 の軸線方向に貫通している。隔壁部材 14 は可撓性シース 2 の内面に固定されていなければならない。隔壁部材 14 は可撓性シース 2 内に挿嵌されて接着剤を用いて固定される。そして、隔壁部材 14 の外周面に形成される液体噴射通路溝 21 の円周方向の幅は、この隔壁部材 14 の可撓性シース 2 への固定性を損なわない範囲で、できるだけ広くすることによって、流路面積を大きくする。

30

【0024】

このように、隔壁部材 14 は可撓性シース 2 に対して固定されているが、処置具本体 10 側に設けたストッパ部材 16 は可撓性シース 2 の内面において、回転方向の位置が規制されていない。そして、このストッパ部材 16 の外周面には、図 5 (b) に示したように、隔壁部材 14 の液体噴射通路溝 21 より多い数、具体的には 4 箇所の送液通路溝 22 を円周方向に等間隔で形成されている。また、この送液通路溝 22 の深さは液体噴射通路溝 21 とほぼ同じか若しくはそれより深くし、またその円周方向における長さ寸法は、隔壁部材 14 における相隣接する液体噴射通路溝 21 の溝間間隔より広くする。これにより、ストッパ部材 16 の送液通路溝 22 は、任意の回転位置において、少なくとも一部が液体噴射通路溝 21 と連通することになる。なお、送液通路溝 22 をこのように構成すると、その溝間間隔が狭くなるが、ストッパ部材 16 は電極部材 13 をほぼ可撓性シース 2 の軸芯の位置に安定的に保持すれば良いことから、可撓性シース 2 の内面への摺接部は短くても差し支えない。

40

【0025】

これによって、電極部材 13 を最突出位置まで突出させて、ストッパ部材 16 が隔壁部材 14 に当接したときに、送液通路溝 22 は隔壁部材 14 の液体噴射通路溝 21 と部分的

50

にオーバーラップして、可撓性シース 2 の先端から液体を噴射させることができるようになる。

【0026】

電極部材 13 を可撓性シース 2 の内部に引き込んだ状態が図 3 に、また電極部材 13 が隔壁部材 14 から最も突出した状態が図 4 に示されている。これらの図から明らかなように、電極部材 13 を可撓性シース 2 内に引き込むと、この電極部材 13 の先端は隔壁部材 14 の基端面より基端側に配置される。一方、電極部材 13 の最突出状態では、隔壁部材 14 の挿通孔 15 に挿通されて、所定の長さ突出することになる。そして、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われる。

【0027】

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、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、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。まず、注射器を用いて病変粘膜部に生理食塩水等を注入することによって、粘膜下層を膨出・隆起させる。そして、処置具挿通チャンネル C に高周波処置具 1 を挿通させることによって、この高周波処置具 1 で粘膜の切開を行う。このときには、接続パイプ 3 の接続口 3a に予め送液配管 6 を接続しておき、この送液配管 6 により生理食塩水等の液体を供給するようにしておく。

【0028】

可撓性シース 2 の先端面を切除される粘膜層に正対させ、かつ粘膜表面に軽く押し当てるようにする。ここで、可撓性シース 2 の先端面は隔壁部材 14 の先端面とほぼ同じ面を形成しているので、粘膜表面には広い面積で当接することになり、粘膜が圧迫されないようにして安定的に保持される。

【0029】

この状態で、操作手段 4 を操作することによって、電極部材 13 を可撓性シース 2 の先端面から突出させる。そして、電極部材 13 には高周波電流を流すことによって、体内組織が焼灼されて切開されることになる。ここで、電極部材 13 は隔壁部材 14 の挿通孔 15 より基端側に位置しているが、この電極部材 13 の先端近傍位置にはストッパ部材 16 が装着されており、このストッパ部材 16 は可撓性シース 2 の内周面にほぼ当接している。このために、電極部材 13 は可撓性シース 2 の内部において、その軸芯とほぼ一致する姿勢状態に保持される。従って、この電極部材 13 は隔壁部材 14 に設けた挿通孔 15 とほぼ同一軸線上に配置されているので、また隔壁部材 14 における挿通孔 15 の周囲には呼び込みテーパ部 14a が形成されているので、操作手段 4 による遠隔操作によって、この電極部材 13 は円滑かつ確実に挿通孔 15 に挿通されることになる。

【0030】

電極部材 13 が最突出状態になると、つまり電極部材 13 に装着したストッパ部材 16 が隔壁部材 14 に当接する位置まで前進すると、この電極部材 13 の先端部は粘膜層を貫通して粘膜下層に至り、かつ筋層には届かない位置まで刺入される。そして、電極部材 13 に高周波電流を流しながら、内視鏡挿入部 S を湾曲操作する等によって、病変粘膜の外周を電極部材 13 でなぞるように移動させる。これによって、病変粘膜の外周が切開されるが、このときに粘膜下層に位置する筋層に何等のダメージを与えることはない。この後に、電極部材 13 の作用によって粘膜下層を構成する線維を切断することにより粘膜剥離が行われる。そして、このように剥離された粘膜層は、例えば把持鉗子等により回収することができる。

【0031】

以上の操作によって、病変粘膜を取り残すことなく完全に切除することができ、しかも健康な粘膜や筋層に対して何等のダメージを与えることはない。そして、電極部材 13 は針状ナイフを構成するものであるから、それを粘膜層に沿って水平移動させることによって、また電極部材 13 をスイングさせる等の動作により迅速に、しかも効率的に粘膜の切除を行うことができる。その結果、被検者の苦痛及び術者の負担等が軽減される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

前述した処置を行っている間において、出血が生じることがある。このように出血が生じた場合には、液体を噴射させることによって、この出血部を洗い流すことによって、観察部Wによる観察視野を確保する。このために、接続パイプ3の接続口3aに接続した送液配管6から可撓性シース2の内部に生理食塩水等の液体を圧送する。これによって、可撓性シース2の内部からストッパ部材16の送液通路溝22及び隔壁部材14の液体噴射通路溝21を介して生理食塩水等が出血部に向けて噴射されて、その洗い流しを円滑に行うことができる。また、局注により膨隆している粘膜下層から生理食塩水等の液体が流出したり、体内に吸収されたりすることによって、膨隆部が収縮することがある。従って、前述したように、隔壁部材14に設けた液体噴射通路溝21から生理食塩水等を補給することもできる。 10

【 0 0 3 3 】

ここで、出血部の洗い流しや生理食塩水等の補給は、電極部材13を突出させたままで行うこともできるが、この電極部材13を挿通孔15内に引き込むことによって、可撓性シース2の先端を液体の供給位置に当接させたり、またはその直近位置に配置して噴射させたりすることができる。また、液体噴射通路溝21の前方には何等の部材も配置されていないので、この液体噴射通路溝21から噴射される液体は、周囲に逸散することなく狙撃した位置に確実に集中することになる。従って、少量の液体で効率的な洗浄、補給を行うことができる。

【 0 0 3 4 】

前述のように、ストッパ部材16の外周面に形成した送液通路溝22に代えて、図7に示したように、ストッパ部材30に貫通孔からなる送液通路孔31を設けるようにすることもできる。この送液通路孔31は円周方向において複数形成されており、その円周方向におけるピッチ間隔は隔壁部材14に設けられている液体噴射通路溝21の円周方向の幅以下とすることによって、ストッパ部材30の回転位置の如何に拘らず、少なくとも一部の送液通路孔31が液体噴射通路溝21と連通することになる。 20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 5 】

【 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。 30

【 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 】 隔壁部材に設けた液体噴射通路溝とストッパ部材に設けた送液通路溝との位置関係を示す説明図である。

【 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から導出させた状態を示す外観図である。

【 図 7 】 ストッパ部材に設けられる送液通路の変形例を示す正面図である。

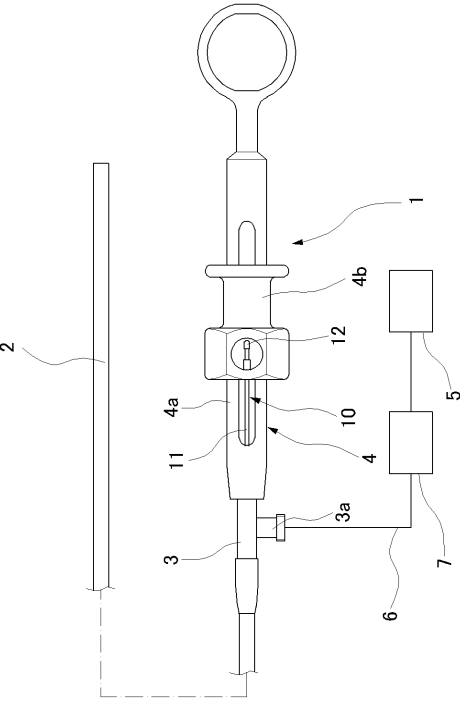
【 符号の説明 】

【 0 0 3 6 】

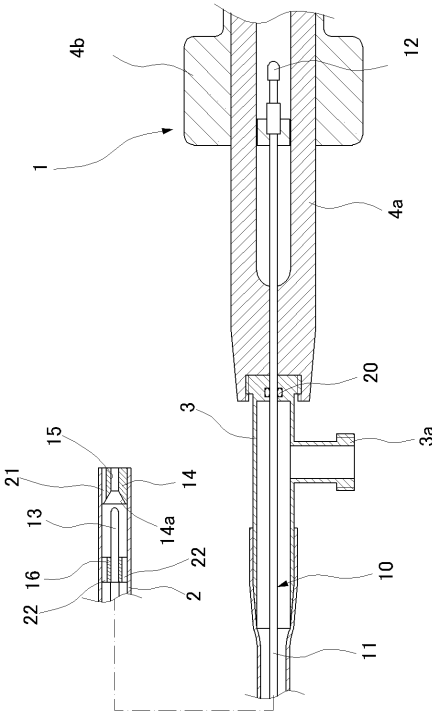
- 1 高周波処置具 40
- 2 可撓性シース
- 3 接続パイプ
- 4 操作手段
- 10 処置具本体
- 11 可撓性コード
- 13 電極部材
- 14 隔壁部材
- 15 挿通孔
- 16, 30 ストッパ部材
- 21 液体噴射通路溝 50

- 2 2 送液通路溝
- 3 1 送液通路孔

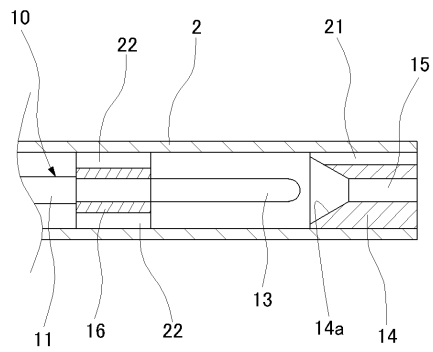
【 図 1 】



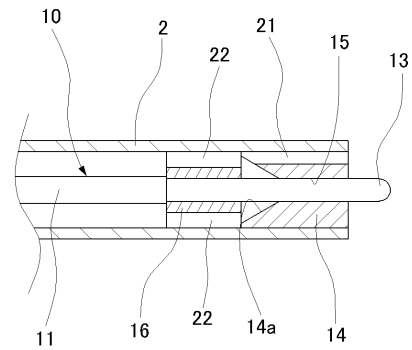
【 図 2 】



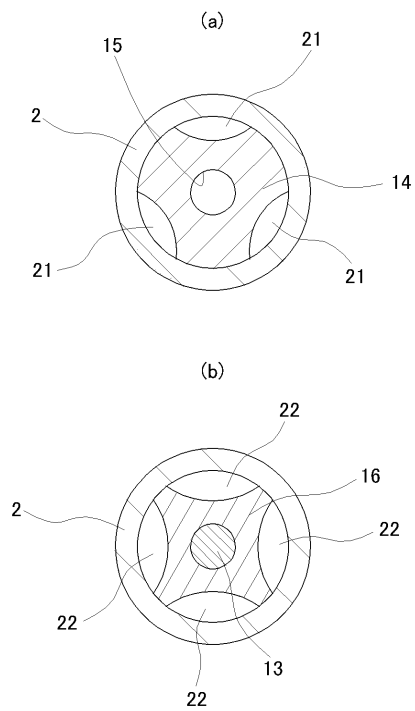
【 図 3 】



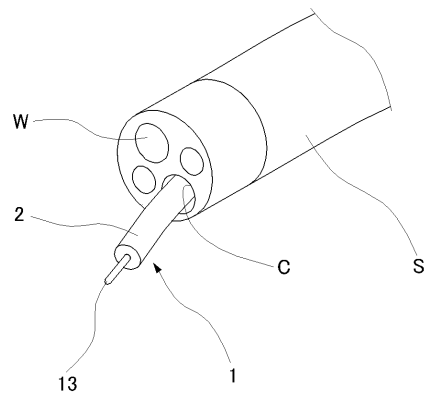
【 図 4 】



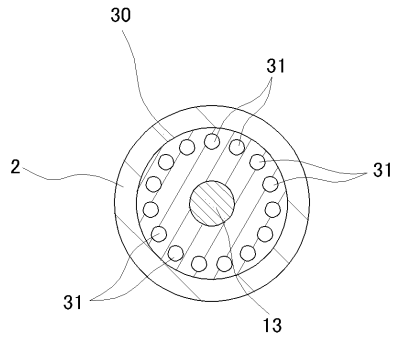
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	高频治疗仪		
公开(公告)号	JP2006325811A	公开(公告)日	2006-12-07
申请号	JP2005152007	申请日	2005-05-25
[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	大谷津昌行 町屋守		
发明人	大谷津 昌行 町屋 守		
IPC分类号	A61B18/14 A61B1/00		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B2018/1475 A61B2218/002		
FI分类号	A61B17/39.317 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK09 4C060/KK20 4C060/MM26 4C061/AA01 4C061/AA02 4C061/AA04 4C061/GG15 4C061/HH04 4C061/HH08 4C061/HH57 4C061/JJ06 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK20 4C160/KK25 4C160/KK36 4C160/KK57 4C160/KL03 4C160/MM43 4C160/NN01 4C160/NN09 4C160/NN11 4C160/NN21 4C161/AA01 4C161/AA02 4C161/AA04 4C161/GG15 4C161/HH04 4C161/HH08 4C161/HH57 4C161/JJ06		
其他公开文献	JP4794214B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：使用针刀安全有效地进行治疗，并将液体准确地喷射到目标位置。 解决方案：分隔部件14固定地设置在柔性护套2的远端部分，插入孔15设置在分隔部件14中，并且治疗仪器主体10的远端安装在柔性护套2中。 电极构件13插入到插入孔15中以及从插入孔15中移除，并且止动构件16与分隔构件14接触的位置是电极构件13的最突出位置。 在分隔部件14的外周面上，在周向上等间隔地形成有3个液体喷射流路槽21，在挠性护套2中未限制旋转方向上的位置的限位部件16。 形成液体供应通道槽22，该液体供应通道槽22的周向长度比分隔构件14中彼此相邻的液体喷射通道槽21的槽间间隔宽。 [选择图]图4

