

(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2007-260314
(P2007-260314A)

(43) 公開日 平成19年10月11日(2007. 10. 11)

(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 1	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 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 3 0	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2006-92705 (P2006-92705)	(71) 出願人	000005430
(22) 出願日	平成18年3月30日 (2006. 3. 30)		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
		F ターム (参考)	4C060 FF19 FF40 KK03 KK14
			4C061 GG15 HH57 JJ11

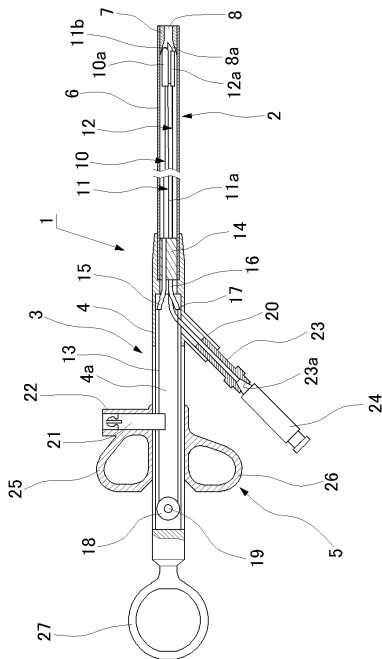
(54) 【発明の名称】 内視鏡用処置具

(57) 【要約】

【課題】複数の処置具を用いて処置を行うに当って、内視鏡の処置具挿通チャンネルへの処置具の交換頻度を少なくし、または交換の必要性をなくすことによって、処置の効率化及び迅速化を図り、被検者及び術者の負担を軽減する。

【解決手段】処置ユニット1は内視鏡挿入部Sの処置具挿通チャンネルCに挿通される可撓性シース2と、本体軸4とスライダ5とからなる操作部3とを有し、可撓性シース2内にはマーキング手段10、局注手段11及び高周波ナイフ12が装着され、マーキング手段10の電極10aと高周波ナイフ12の電極12aとは導電ワイヤ13で連結され、導電ワイヤ13は本体軸4のスリット4aに設けたプーリ18に巻回させ、スライダ5に設けた接続端子21に連結されており、スライダ5を本体軸4に沿って往復移動させると、電極10aまたは電極12aが選択的に可撓性シース2の先端から導出される。

【選択図】 図1



【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内に挿通される可撓性シースと、

この可撓性シース内に挿通される少なくとも 2 つの処置手段と、

前記可撓性シースの基端部に連結され、本体軸とこの本体軸の軸線方向に往復移動するスライダとからなり、このスライダの動作に連動して、前記可撓性シースの先端開口から前記処置手段のうちの 2 つの処置手段を交互に出没させる操作を行う操作部とを備えてなる内視鏡用処置具。

【請求項 2】

前記 2 つの処置手段は相互に異なる形状の電極を有する高周波処置具であり、これら両電極は導電ワイヤの両端に連結され、前記操作部にはこの導電ワイヤを巻回したプーリが設けられ、このプーリの一方側から導出された導電ワイヤに高周波電源への接続端子を連結して設け、この接続端子を前記スライダに連結して設ける構成としたことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用処置具。 10

【請求項 3】

前記可撓性シース内には、前記 2 つの処置手段の他に第 3 の処置具として注水手段を挿通させて設け、この注水手段は前記 2 つの処置手段とは独立に前記可撓性シースから出没させる構成としたことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 記載の内視鏡用処置具。

【請求項 4】

前記可撓性シースには 1 つの通路が形成されており、この通路の先端には前記複数の処置手段のうち、前記挿通路より小径で、最大径の処置手段が挿通可能な導出通路を形成した電気絶縁部材であって、しかも硬質部材からなる処置手段導出部材を装着する構成としたことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡用処置具。 20

【請求項 5】

前記可撓性シースは 1 本のチューブに複数の通路を設けたマルチルーメンチューブで構成したことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡用処置具。

【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をガイド手段として体腔内に導かれて、適宜の処置を行うために用いられる内視鏡用処置具に関するものである。 30

【背景技術】**【0002】**

例えば、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かれる。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。従って、高周波処置具を用いて病変粘膜部を切開して除去する処置は、病変部の取り残しがないようにしなければならず、また筋層には何等のダメージを与えないようにしなければならない。 40

【0003】

病変粘膜部の切開に用いられる処置具としては、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、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。そして、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】

高周波ナイフを構成する電極部材の構造としては、棒状の電極部材を真っ直ぐ延在させ 50

た針状ナイフや、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等が用いられる。針状ナイフは粘膜を突き刺すように操作されるものであり、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ように作動させて、粘膜等を切開することになる。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。

【０００５】

フックナイフは、内視鏡の観察下でフックの部位を粘膜等に引っ掛けるようになし、次いでこのフックナイフに高周波電流を流しながら処置具挿通チャンネル内に引き込むように動作させて粘膜を切開する。従って、フックナイフを操作している間は、このフックナイフの先端部は常に内視鏡の観察下で操作することができるので、通電状態にしたときに筋層に接触しないようにして操作することができる。この種、フックナイフを用いた高周波処置具は、例えば特許文献１に開示されている。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、フックナイフを構成する電極部材における棒状の部位をこの透孔に挿通させるようになし、また先端のフック部は電気絶縁部材の先端外面に接離可能となっている。通電時には電極部材を可撓性シースから所定の長さ突出させることになる。

10

【０００６】

この電極部材を用いて病変部を切開する処置を施している間には出血が生じる場合があり、このために病変部が確認できなくなるおそれがある。そこで、電気絶縁部材に電極部材を挿通させる透孔とは別の開口を形成するか、または透孔を十字形状乃至三角形状とすることによって、電極部材の棒状部が進入できない、つまり電極部材で閉塞されない液体流出部を形成している。可撓性シースの基端部にシリンジを接続して、このシリンジに生理食塩水を充填し、このシリンジを操作することによって、出血部に向けて液体流出部から生理食塩水を噴出させて洗浄することができるようにしている。

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】

【０００７】

ところで、前述した病変粘膜部を切開する処置をより安全に行い、しかも病変粘膜部のみを除去し、健康な組織に対するダメージを最小限度に抑制するためには、まず粘膜層において、切開をする部位をマーキングし、次いで病変粘膜部の粘膜下層にヒアルロン酸ナトリウムや生理食塩水等を局注して病変領域を膨隆させ、その後に高周波処置具を用いて粘膜の切開を行うのが望ましい。ここで、マーキングの手法としては、高周波による焼灼で行うのが一般的である。従って、マーキングも切開も高周波処置具を用いて行うが、マーキングと切開とでは、先端における電極の形状が異なってくる。即ち、マーキング用の処置具としては、大径で先端が球形となった電極が望ましく、切開用の高周波処置具は、先端が薄肉で幅の広いナイフ状電極が望ましい。以上のことから、病変粘膜部を切開する処置を行うに当っては、局注手段と、マーキング用高周波処置具と、切開用高周波処置具というように、少なくとも３種類の処置具が必要となる。

30

40

【０００８】

従って、処置を実行する際には、内視鏡の処置具挿通チャンネルに、その処置の手順に応じて用いられる処置具を次交換して挿入しなければならない。このように、処置具を交換する操作は煩雑であり、かつ時間もかかることから、全体として処置が長時間化することになり、被検者に大きな負担を与え、術者を疲労させるという問題点がある。

【０００９】

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、複数の処置具を用いて処置を行うに当って、内視鏡の処置具挿通チャンネルへの処置具の交換頻度を少なくし、または交換の必要性をなくすことによって、処置の効率化及び迅速化を図り、被検者及び術者の負担を軽減することにある。

50

【課題を解決するための手段】

【0010】

前述の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内に挿通される可撓性シースと、この可撓性シース内に挿通される少なくとも2つの処置手段と、前記可撓性シースの基端部に連結され、本体軸とこの本体軸の軸線方向に往復移動するスライダとからなり、このスライダの動作に連動して、前記可撓性シースの先端開口から前記処置手段のうちの2つの処置手段を交互に出没させる操作を行う操作部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。

【0011】

ここで、可撓性シースに挿通される処置手段は、高周波処置手段、鉗子、組織採取手段、10
注射液の注入手段等からなり、これらのうちの少なくとも2種類の処置手段である。例えば、病変粘膜部の切開を行う場合には、2種類の高周波処置手段と局注手段とが用いられる。この2種類の高周波処置手段は、先端の電極部分が異なっているが、この電極を高周波電源と接続するための導電ワイヤについては格別の差異はない。そこで、2種類の高周波処置手段を装着するに当っては、導電ワイヤの両端にそれぞれ異なる形状の電極を連結して設け、これら両電極を繋ぐ導電ワイヤを高周波電源に接続する。そして、これら2種類の電極を交互に可撓性シースの先端から導出させるが、この連動した動作をスライダの操作により行わせるためには、操作部にプーリを装着し、両端に高周波電源に接続した導電ワイヤを巻回して設ける。そして、このプーリの一方から導出した導電ワイヤにスライダに設けた高周波電源の接続端子を連結して設ける。このように構成すると、スライダを所定の位置（原点位置）に配置すると、両電極は可撓性シース内に位置する。この位置から、スライダを操作部材に対して一方向に変位させると、一方の電極が可撓性シースの先端から導出され、他方の電極は可撓性シース内に引き込まれる。また、スライダを反対方向に摺動変位させると、他方の電極が可撓性シースから導出され、一方の電極が可撓性シース内に引き込まれる。20

【0012】

さらに、可撓性シース内には、前述した2つの処置手段の他に第3の処置具として注水手段、例えば可撓性チューブの先端に針先を装着した局注手段を挿通させて設け、この注水手段はこれら2つの処置手段とは独立に可撓性シースから出没させる構成とすることができる。従って、前述した2個の電極を可撓性シースの内部に引き込んだ原点位置した状態で、この注水手段を可撓性シースから押し出すように操作して、ヒアルロン酸ナトリウム、生理食塩水等を圧送することによって、体腔内壁への局注を行って、病変粘膜を膨隆させることができる。30

【0013】

可撓性シースは複数の処置手段が挿通される関係から、それぞれの処置手段より大径の通路を形成しなければならない。この可撓性シースの通路をそのまま先端に開口させると、可撓性シースの内径と処置手段の外径との間に大きな隙間が生じて、処置手段の方向制御を正確に行えない場合がある。特に、高周波処置を行う電極の場合には、可撓性シースからの導出方向の制御が極めて重要になることがある。そこで、可撓性シースの先端に通路より小径で、最大径の処置手段が挿通可能な導出通路を有し、電気絶縁部材であって、かつ硬質部材からなる処置手段導出部材を装着する構成とすることができる。そして、処置具導出部材における可撓性シースの内部側は、導出通路をテーパ状に拡開させるように構成する。また、可撓性シースの通路を全長にわたって単一の通路とするのではなく、これら複数の処置手段を相互に独立した経路を介して挿通させる構成とすることもできる。即ち、可撓性シースを1本のチューブに複数の通路を設けたマルチルーメンチューブとして構成することができる。40

【発明の効果】

【0014】

以上の構成を採用することによって、複数の処置具を用いて処置を行うに当って、内視鏡の処置具挿通チャンネルへの処置具の交換頻度を少なく、若しくは交換を必要とするこ50

となく、目的とする処置を行うことができ、処置の効率化及び迅速化が図られ、被検者及び術者の負担が軽減される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

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に本発明の内視鏡用処置具の一例として、病変粘膜部の切開を行うために用いられる高周波処置具を含む処置ユニットの断面構成を示す。

【0016】

まず、図1から明らかなように、処置ユニット1は、長尺の可撓性シース2と、この可撓性シース2の基端部に連結した操作部3とから構成される。操作部3は、可撓性シース2に連結した本体軸4と、この本体軸4に嵌合されて、本体軸4の軸線方向に摺動可能に設けたスライダ5とから構成されている。

【0017】

可撓性シース部2は、内視鏡挿入部5の処置具挿通チャンネルCに挿通されるものであって(図6乃至図8参照)、この可撓性シース2の先端部は、内視鏡挿入部5の先端における開口部から所定長さだけ導出できるようになっている。可撓性シース部2は、可撓性を有するガイドチューブ6を有し、このガイドチューブ6の内部には、後述する3種類の処置手段が挿通されている。ガイドチューブ6の先端部には耐熱性を有するプラスチック材であって、硬質部材からなる処置手段導出部材7が挿入されて、接着等の手段で固着されている。この処置手段導出部材7は処置ユニット1に装着されている最大径の処置手段より僅かに大きい孔径からなる導出通路8が形成されている。そして、この導出通路8は、そのガイドチューブ6の内部側はテーパ状に拡開する呼び込み部8aとなっている。

【0018】

処置ユニット1には3種類の処置手段が装着されている。即ち、マーキング手段10、局注手段11及び切開用の高周波ナイフ12がそれらである。マーキング手段10は、先端に電極10aが形成され、この電極10aには導電ワイヤが固着して設けられており、この導電ワイヤは高周波電源装置に着脱可能に接続される。また、局注手段11は、可撓性チューブ11aの先端に針先部11bを連結して設けたものであり、可撓性チューブ11aの内部には液供給路が形成されており、針先部11bにはこの液供給路に通じる通路が形成され、その先端が開口している。さらに、高周波ナイフ12は、先端に電極12aが形成されており、この電極12aには導電ワイヤが固着して設けられている。

【0019】

マーキング手段10の電極10aと、高周波ナイフ12の電極12aとでは、電極の形状が異なっているが、形状以外は同じである。つまり、マーキング手段10の電極10aは体腔内壁の表層部分のみを焼灼し、しかもこの焼灼範囲はある程度広い範囲に及ぶようにしなければならない。これに対して、高周波ナイフ12は切開することから、ある程度鋭利なものとする必要がある。従って、厚みが薄いものとし、もって切開時の切り口の幅をできるだけ小さいものとする。そして、これら電極10a及び電極12aには導電ワイヤが接続されるが、この導電ワイヤは同じものであっても良い。そこで、図2に示したように、マーキング手段10を構成する電極10aと高周波ナイフ12を構成する電極12aとでは、共通の導電ワイヤ13を用いるようにし、この導電ワイヤ13の両端に電極10a及び電極12aを連結して設けるようにしている。

【0020】

以上のように、マーキング手段10、局注手段11及び高周波ナイフ12からなる3種類の処置手段は可撓性シース2を構成するガイドチューブ6の基端から操作部3を構成する本体軸4に導かれるようになっている。ガイドチューブ6には分岐部材14が装着されており、この分岐部材14には、ガイドチューブ6の内部から導電ワイヤ13における電極10aからの延在部及び電極12aからの延在部が上下の位置関係となるように導出方向が制御される方向調整パイプ15、16と、局注手段11の可撓性チューブ11aが挿通されて、所望の方向に向けられる方向調整パイプ17とが連結して設けられている。そ

して、本体軸 4 にはスリット 4 a が設けられている。スリット 4 a は、本体軸 4 の軸線方向における途中位置に形成されており、両端部にまでは及ばない長さとなっている。分岐部材 1 4 における方向調整パイプ 1 5 ~ 1 7 は、このスリット 4 a 内の先端部に導入されている。

【0021】

スリット 4 a における基端側の部位にはプーリ 1 8 が装着されており、方向調整パイプ 1 5 , 1 6 から延在させた導電ワイヤ 1 3 はこのプーリ 1 8 に巻回させて、方向転換するようにしている。ここで、プーリ 1 8 は本体軸 4 に対して回転不能に固定することもできるが、図示したものでは回転軸 1 9 に装着されて回転自在となっている。一方、方向調整パイプ 1 7 から延在させた局注手段 1 1 の可撓性チューブ 1 1 a は、本体軸 4 に連設したホルダ筒 2 0 内に導かれている。さらに、導電ワイヤ 1 3 の途中位置、例えばプーリ 1 8 に巻回された部位から電極 1 0 a への接続側の部位には接続端子 2 1 が連結して設けられている。この接続端子 1 2 は、スライダ 5 に設けた囲壁部 2 2 に固定されており、この囲壁部 2 2 内に高周波電源装置（図示せず）からのコネクタが着脱可能に接続されるようになっている。一方、局注手段 1 1 の可撓性チューブ 1 1 a にはアダプタ 2 3 が連結して設けられており、このアダプタ 2 3 はホルダ筒 2 0 の軸線方向に移動可能に挿嵌されている。そして、アダプタ 2 3 にはルアーロック受け部 2 3 a を有し、このルアーロック受け部 2 3 a には、例えばシリンジ 2 4 等の液体圧送手段が着脱可能に固定されるようになっており、これにより例えばヒアルロン酸ナトリウムや生理食塩水等、体腔内壁を膨隆させるための膨隆用液体を針先部 1 1 b に供給できるようになっている。

【0022】

処置ユニット 1 は、操作部 3 を手動操作することによって、マーキング手段 1 0 の電極 1 0 a , 高周波ナイフ 1 2 の電極 1 2 a 及び局注手段 1 1 の針先部 1 1 b を選択的に可撓性シース 2 の先端から導出させることができる。このために、スライダ 5 は本体軸 4 に嵌合されて、この本体軸 4 の軸線方向に往復移動可能となっている。そして、スライダ 5 の相対向する側にそれぞれ指挿通リング 2 5 , 2 6 が設けられており、また本体軸 4 の基端部にも指挿通リング 2 7 が設けられている。従って、指挿通リング 2 5 , 2 6 に人差し指及び中指を挿入し、指挿通リング 2 7 に親指を挿入して、前述した各処置手段を可撓性シース 2 の先端から選択的に導出させる操作がなされる。

【0023】

以上の 3 種類の処置手段は、図 1 に示した状態では、全て可撓性シース 2 の内部に位置している。これが原点位置であり、このときには何等の処置も行われなない非処置状態である。図 3 には、マーキング手段 1 0 を可撓性シース 2 から導出させて、マーキング作動を行うマーキング動作状態を示している。

【0024】

このマーキング作動状態は、図 1 の原点位置である非処置状態から、スライダ 5 を図 3 に矢印で示したように、本体軸 4 の先端側に摺動変位させた状態である。この操作によって、スリット 4 a 内に位置する導電ワイヤ 1 3 のうち、電極 1 0 a の連結側が繰り出されて、電極 1 2 a の連結側がプーリ 1 8 側に引き込まれるようになる。その結果、マーキング手段 1 0 の電極 1 0 a が可撓性シース 2 の先端側に向けて移動する。可撓性シース 2 を構成するガイドチューブ 6 の先端部には処置手段導出部材 7 が設けられ、この処置手段導出部材 7 には呼び込み部 8 a を有する導出通路 8 が設けられているので、電極 1 0 a は導出通路 8 に導かれ、この導出通路 8 の先端開口から所定長さ導出される。このときには、導電ワイヤ 1 3 はプーリ 1 8 に巻回されて、反転した状態となっているので、高周波ナイフ 1 2 を構成する電極 1 2 a はガイドチューブ 6 の内奥部まで引き込まれる。従って、被検者に対極板（図示せず）を当接させ、電極 1 0 a を体腔内壁に当接させて、接続端子 2 1 から導電ワイヤ 1 3 に高周波電流を流すと、電極 1 0 a から体腔内壁に向けて高周波電流が流れる。一方、電極 1 2 a はガイドチューブ 6 の内部に位置しているので高周波電流が流れることはない。

【0025】

また、図 4 には局注手段作動状態が示されている。図 1 の原点位置から、アダプタ 2 3 をホルダ筒 2 0 内に所定量押し込むと、つまり図 4 に示した矢印方向に移動させると、局注手段 1 1 を構成する針先部 1 1 b が処置手段導出部材 7 の導出通路 8 の先端から所定量導出することになる。これによって膨隆用液体による局注が可能になる。

【 0 0 2 6 】

さらに、図 5 には高周波ナイフ作動状態が示されている。この高周波ナイフ作動状態では、図 1 の原点位置から、前述したマーキングとは反対方向にスライダ 5 を摺動変位させる。つまり、図 5 の矢印で示したように、本体軸 4 の基端側にスライダ 5 を摺動変位させる。これによって、高周波ナイフ 1 2 の電極 1 2 a が処置具導出部材 7 の導出通路 8 の先端開口部から所定の長さだけ導出される。そして、このときにはマーキング手段 1 0 の電極 1 0 a はガイドチューブ 6 の内奥に引き込まれる。

10

【 0 0 2 7 】

処置ユニット 1 は内視鏡挿入部 S の処置具挿通チャンネル C に挿通されて、所定の手順で処置が行われるが、以上のように処置ユニット 1 は手元操作により、マーキング手段 1 0 の電極 1 0 a , 局注手段 1 1 の針先部 1 1 b 及び高周波ナイフ 1 2 の電極 1 2 a のいずれかを選択的に導出させることによって、処置ユニット 1 を処置具挿通チャンネル C 内に挿入させたままで、3 種類の処置を行うことができる。

【 0 0 2 8 】

以上の構成を有する処置ユニット 1 は、図 6 乃至図 8 に示したように、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、大腸等の体腔内に挿入されて、体腔内壁に病変粘膜部が存在する際に、この病変粘膜部を剝離して除去する処置を施すために用いられる。即ち、内視鏡挿入部 S を体腔内に挿入して、内視鏡観察手段による観察によって、病変粘膜部が発見されたときに、処置ユニット 1 を処置具挿通チャンネル C に挿入して、この処置ユニット 1 の先端部分を処置具挿通チャンネル C から導出させる。なお、高周波処置具を用いることから、処置を行う際には、被検者に対極板を当接させておく。

20

【 0 0 2 9 】

まず、図 6 に示したように、切除すべき病変部が存在している粘膜に、その病変粘膜領域を囲むようにマーキングを施す。そして、内視鏡挿入部 S の先端を病変粘膜領域の外縁部に対して所定の距離を隔てて対面させ、マーキング手段 1 0 の電極 1 0 a に通電することによって、体腔内壁に対して焼灼によるマーキングを施す。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範囲とする。焼灼部は内視鏡観察手段による観察が可能な程度の顕著さが得られるものとし、かつ表層部分にのみ焼灼を行う。このために用いられるのが、先端が球面形状となったマーキング手段 1 0 の電極 1 0 a である。

30

【 0 0 3 0 】

そこで、処置ユニット 1 の操作部 3 におけるスライダ 5 を、図 3 に示したマーキング作動状態に変位させる。これによって、電極 1 0 a のみが可撓性シース 2 の先端から導出される。そして、この電極 1 0 a を病変粘膜領域の外縁部に当接させ、この電極 1 0 a に通電することにより焼灼が行われる。そして、内視鏡挿入部 S の位置を変えて、複数箇所焼灼することにより、切開すべき粘膜の部位をマーキングする。ここで、高周波電流が流れるのは被検者の体腔内壁と接触している電極 1 0 a とこの被検者に当接している対極内壁との間であり、もう一方の電極 1 2 a も導電ワイヤ 1 3 を介して接続端子 2 1 と電気的に接続されているが、この電極 1 2 a はガイドチューブ 6 の内部に位置しており、体腔内壁とは電気的に絶縁されているので、電極 1 2 a に高周波電流が流れることはない。

40

【 0 0 3 1 】

次に、病変粘膜領域の内部に膨隆用液体の局注を行う。このときには、処置具挿通チャンネル C に挿通させた処置ユニット 1 をこの処置具挿通チャンネル C から取り出す必要はない。スライダ 5 を操作して、マーキング 1 0 の電極 1 0 a を可撓性シース 2 の内部に引き戻す。勿論、このときに他方の電極 1 2 a も可撓性シース 2 から導出させない。つまり

50

、図１の原点位置に戻す。そして、内視鏡挿入部Ｓの先端をマーキングした部位内の所定位置に移動させ、その後にアダプタ２３をホルダ筒２０内に押し込むように操作する。これによって、局注手段１１の針状部１１ｂが、ガイドチューブ６内に設けた処置手段導出部材７の導出通路８を介して、可撓性シース２の先端から所定長さ突出した図４の状態になる。局注手段１１の先端における針状部１１ｂは鋭利になっているが、処置手段導出部材７は硬質部材であり、かつ導出通路８にはテーパ状に拡開する呼び込み部８ａが設けられているので、この局注手段１１の針状部１１ｂの導出操作を円滑に行うことができる。これにより、図７に示したように、針状部１１ｂを、粘膜層ＬＵを貫通して、粘膜下層ＬＭにまで刺入させる。ただし、針状部１１ｂは筋層ＬＢまで届かないようにする。

【００３２】

10

ホルダ筒２０に設けたアダプタ２３には予めシリンジ２４が装着されており、粘膜層ＬＵを貫通して粘膜下層ＬＭに位置している針状部１１ｂに向けてシリンジ２４から膨隆用液体を供給する。これによって、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を筋層ＬＢから離間させて、円滑かつ安全に処置を行うためである。

【００３３】

粘膜下層ＬＭを十分膨隆させた後に、アダプタ２３をホルダ筒２０内において、所定量引き出す方向に変位させる。これによって、処置ユニット１は原点位置に復帰する。そこで、スライダ５を操作して、図５の高周波ナイフ作動状態に変位させる。即ち、スライダ５を本体軸５の基端側に移動させることによって、導電ワイヤ１３の電極１２ａへの連結側が送り出され、電極１０ａへの連結側が引き込まれる、その結果、高周波ナイフ１２の電極１２ａが可撓性シース２の先端から導出されることになる。

20

【００３４】

そして、接続端子２１により高周波電源装置からの高周波電流を流すことによって、図８に示したように、高周波ナイフ１２の電極１２ａが粘膜層ＬＵを貫通して、粘膜下層ＬＭにまで導かれ、もって病変粘膜領域の切開が開始される。そして、内視鏡挿入部Ｓを動かしたり、またそのアングル部を湾曲操作したりする操作によって、マーキングした焼灼部に沿うように切開していく。このときには、マーキング手段１０を構成する電極１０ａはガイドチューブ６の内奥に引き込まれている。

【００３５】

30

このように、処置ユニット１は、内視鏡挿入部Ｓに装着した状態で、マーキングが行われ、また病変粘膜の切開も行われるが、操作部３をどのように操作しても、同時に２つの電極１０ａ、１２ａが可撓性シース２から導出されることはない。従って、いずれの処置を行う場合にも、安全な処置が可能となる。

【００３６】

ここで、マーキング手段１０によるマーキングの際は当然のこととして、高周波ナイフ１２による粘膜層ＬＵの切開を行う際に、電極１２ａにより筋層ＬＢを損傷させないようにしなければならない。そこで、電極１２ａの可撓性シース２からの突出長さを粘膜層ＬＵの厚み寸法より大きく、粘膜層ＬＵ及び粘膜下層ＬＭとの合計の厚み寸法より短くなるように規制するのが好ましい。前述したように、局注により粘膜下層ＬＭを膨隆させていることから、格別のことがない限り、粘膜層ＬＵを確実に切開することができ、しかも筋層ＬＢに対して何等のダメージを与えることなく、粘膜層ＬＵの切開が行われる。なお、病変粘膜領域の全領域を一度に切開することもできるが、病変粘膜領域が広い場合には、一部分を切開して剥離を行う操作を複数回繰り返すようにするのが望ましい。

40

【００３７】

病変粘膜領域の全周を切開しても、それだけでは粘膜層ＬＵを除去することはできない。即ち、粘膜層ＬＵと筋層ＬＢとの間は線維性の粘膜下層ＬＭ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ＬＢから剥離する必要がある。この粘膜剥離も処置ユニット１による高周波ナイフ１２を作動させることにより行うことができる。即ち、切開により生じた粘膜下層ＬＭの露出部分に高周波ナイフ１２の電極１２ａを進入させて、この可

50

撓性シース 2 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 LM 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。

【0038】

粘膜剥離を行う際に、膨隆用液体を補給する必要がある。既に局注して病変粘膜領域を膨隆させているが、切開を行う間に供給した膨隆用液体が流出したり、体内に吸収されたりして、膨隆部が収縮してしまうことがある。そこで、粘膜下層 LM を膨隆状態に維持させるために、膨隆用液体を補給しながら粘膜剥離を行う。操作は、スライダ 5 を操作して、電極 12a を可撓性シース 2 の内部に引き込み、アダプタ 23 を操作して、局注手段 11 の針先部 11b を導出通路 8 から導出させ、アダプタ 23 に装着したシリンジ 24 を操作することによって、粘膜下層 LM に膨隆用液体を注入する。これによって、より効率的に膨隆用液体を供給できて、粘膜下層 LM に向けて直接注入することができる。その結果、剥離しようとする粘膜下層 LM を膨隆状態に維持することができる。

【0039】

以上の操作は内視鏡挿入部 S の処置具挿通チャンネル C に処置ユニット 1 を挿通させた状態で行うことができ、スライダ 5 を前後に動かしたり、アダプタ 23 をホルダ筒 20 に対して摺動させたりする操作により処置手段の交換が行われる。処置具挿通チャンネル C に処置具を挿脱して交換する操作は、病変粘膜部の切開という処理そのものには何等寄与するものではなく、煩雑な操作に過ぎないことから、この処置具の交換作業を要しないことにより、迅速な処置が可能になり、術者にとっても、また被検者にとっても負担が著しく軽減される。

【0040】

なお、前述した実施の形態では、処置ユニット 1 を構成する可撓性シース 2 は、内部に各処置手段に共通の通路を設けたガイドチューブ 6 の先端にいずれかの処置手段を選択的に導出させる導出通路 8 を設けた処置手段導出部材 7 を設ける構成としたが、図 9 に示したように、可撓性シース 30 のように、3 つの通路 31, 32, 33 を設ける構成としても良い。そして、通路 31 には電極 10a 及びそれに連結した導電ワイヤ 13 を、また通路 32 には電極 12a 及びそれに連結されている導電ワイヤ 13 を、さらに通路 33 には局注手段 11 を構成する可撓性チューブ 11a を挿通させる。

【図面の簡単な説明】

【0041】

【図 1】本発明の実施の一形態を示す内視鏡用処置具としての処置ユニットの断面図である。

【図 2】処置ユニットに装着される処置手段の構成説明図である。

【図 3】マーキング作動状態とした図 1 と同様の断面図である。

【図 4】局注手段作動状態とした図 1 と同様の断面図である。

【図 5】高周波ナイフ作動状態とした図 1 と同様の断面図である。

【図 6】病変粘膜部にマーキングを行っている状態を示す作用説明図である。

【図 7】局注を行っている状態を示す作用説明図である。

【図 8】病変粘膜部を切開している状態を示す作用説明図である。

【図 9】可撓性シースの変形例を示す断面図である。

【符号の説明】

【0042】

1 処置ユニット	2, 30 可撓性シース
3 操作部	4 本体軸
5 スライダ	6 ガイドチューブ
7 処置手段導出部材	8 導出通路
10 マーキング手段	10a 電極
11 局注手段	11a 可撓性チューブ

10

20

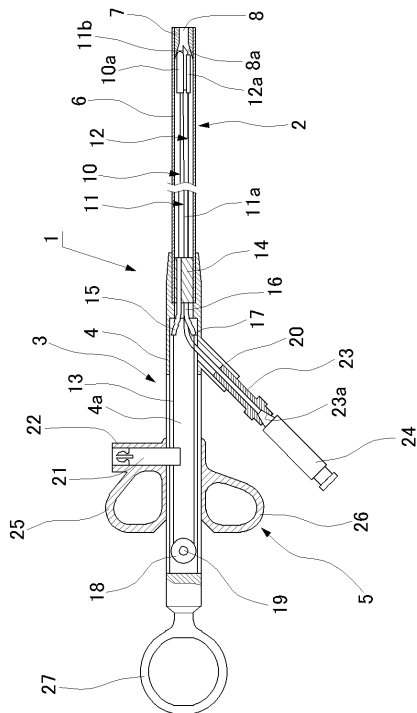
30

40

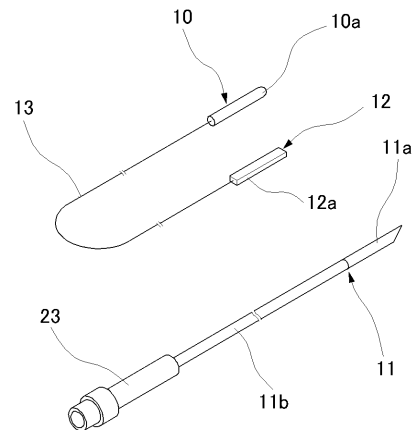
50

- | | | | |
|-------|------|-----|--------|
| 1 1 b | 針先部 | 1 2 | 高周波ナイフ |
| 1 2 a | 電極 | 1 3 | 導電ワイヤ |
| 1 8 | プーリ | 2 0 | ホルダ筒 |
| 2 1 | 接続端子 | 2 3 | アダプタ |
| 2 4 | シリンジ | | |

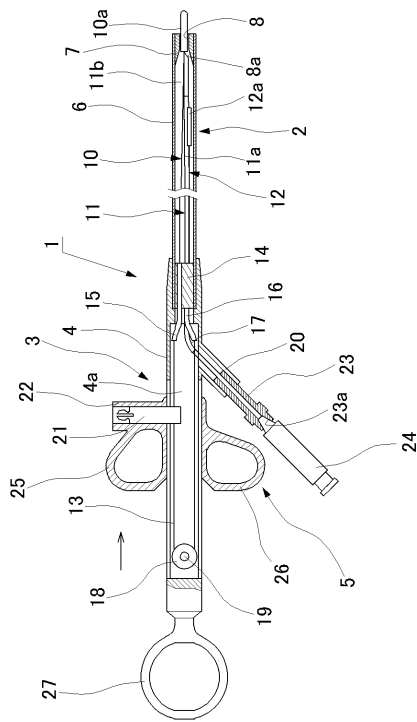
【図 1】



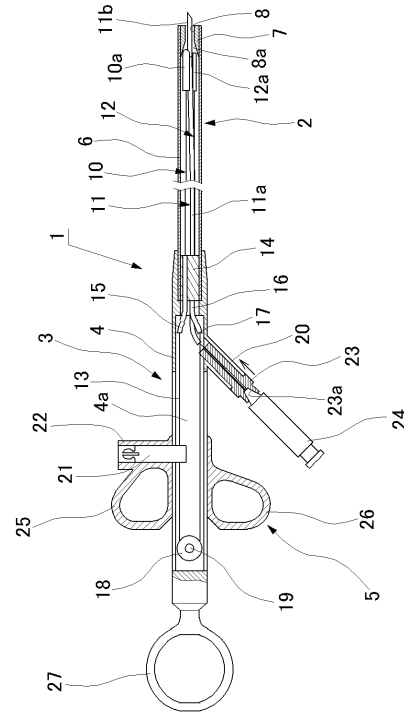
【図 2】



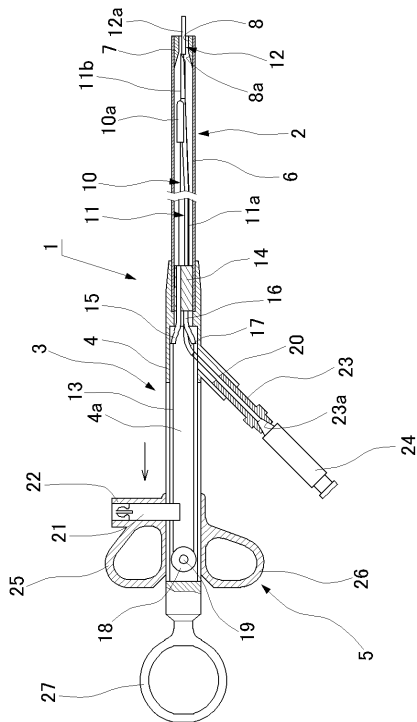
【 図 3 】



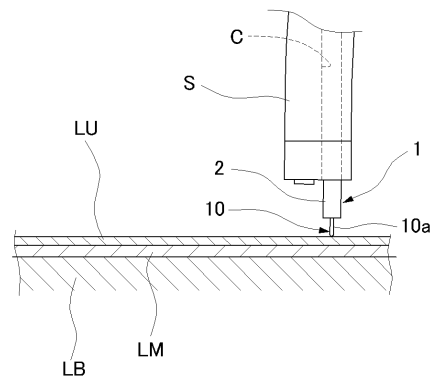
【 図 4 】



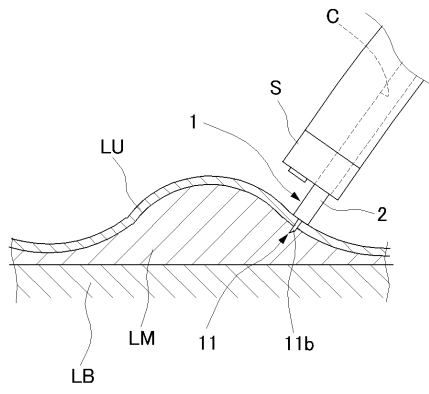
【 図 5 】



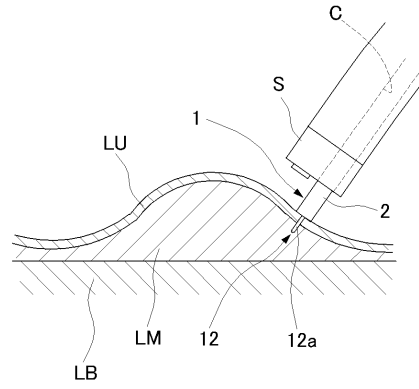
【 図 6 】



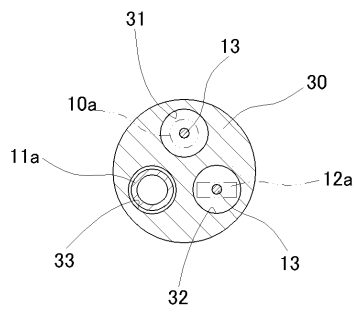
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



专利名称(译)	内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP2007260314A	公开(公告)日	2007-10-11
申请号	JP2006092705	申请日	2006-03-30
[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		
发明人	大谷津 昌行		
IPC分类号	A61B18/14 A61B1/00 A61B17/32		
FI分类号	A61B17/39.311 A61B1/00.334.D A61B17/32.330 A61B1/00.622 A61B1/018.515 A61B18/14 A61B18/16		
F-TERM分类号	4C060/FF19 4C060/FF40 4C060/KK03 4C060/KK14 4C061/GG15 4C061/HH57 4C061/JJ11 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK13 4C160/KK14 4C160/KK32 4C160/KK36 4C160/KK57 4C160/KL01 4C160/MM43 4C160/NN09 4C160/NN12 4C160/NN14 4C161/GG15 4C161/HH57 4C161/JJ11		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过降低治疗仪器与内窥镜治疗仪插入通道的交换频率或在执行治疗时无需更换，提高治疗效率和速度，减轻受检者和操作者的负担使用多个治疗工具。解决方案：处理单元1包括：柔性护套2，其插入到内窥镜插入部分S的处理器具插入通道C中；以及操作部分3，其由主体轴4和滑动器5组成。标记装置10，a局部注射装置11和高频刀12安装在柔性护套12内，标记装置10的电极10a和高频刀12的电极12a通过导线13连接，导线13是围绕设置在主体轴4的狭缝4a上的滑轮18缠绕并连接到设置在滑块5上的连接端子21。当滑块5沿主体轴4，电极10a或者电极10a前后移动时电极12a选择性地从柔性护套2的远端引出

