

(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2007-68596
(P2007-68596A)

(43) 公開日 平成19年3月22日(2007.3.22)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 18/14 (2006.01)

F I
A 6 1 B 17/39 3 1 7

テーマコード (参考)
4 C 0 6 0

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2005-255869 (P2005-255869)	(71) 出願人	000005430
(22) 出願日	平成17年9月5日(2005.9.5)		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
		(72) 発明者	町屋 守
			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
		(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324番地
			フジノン株式会社内
		(72) 発明者	金木 敦
			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
			最終頁に続く

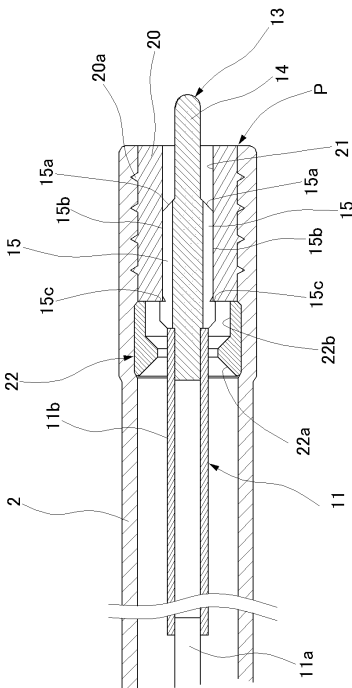
(54) 【発明の名称】 高周波処置具

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】棒状の電極からなる高周波ナイフの突出量を規制でき、切開等の処置を行う際に、高周波ナイフの安定性が確保され、しかも処置を行っている間に流体の給排を行える高周波処置具の提供。

【解決手段】高周波ナイフ13を硬質筒体20の貫通孔21内に挿入すると、4箇所設けた羽根部15の外表面15bが貫通孔21の内面と実質的に摺接することになり、高周波ナイフ13は硬質筒体20の軸線に対して調芯され、かつこの棒状電極14の先端部分に外力が作用しても、みだりに振れないように安定的に保持される。ストップ面15cは、高周波ナイフ13を硬質筒体20の貫通孔21に挿入したときに、このストップ面15cが硬質筒体20の基端面と当接する位置までは進入可能であって、それ以上は突入できない。相隣接する羽根部15、15間の部位に4箇所の概略扇形の連通路23が形成される。

【選択図】図3



【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可能な可撓性シースと、この可撓性シースの内部に設けられ、可撓性コードの先端に高周波電流が印加される高周波ナイフを設けた処置具本体とから構成した高周波処置具において、

前記可撓性シース内には、電気絶縁性を有し、軸線方向に貫通する貫通孔を設けた硬質筒体が、その先端面をこの可撓性シースの先端面とほぼ一致させるようにして挿入・固定されており、

前記高周波ナイフは、前記硬質筒体内に遊嵌状に挿通可能な棒状電極と、この棒状電極の基端側に円周方向に所定間隔毎に設けられ、外面が前記硬質筒体の内周面とほぼ接触する大きさの複数の羽根部と、この羽根部の基端部に形成され、前記硬質筒体の孔径より外周側に突出するストッパ面とを備え、

10

前記ストッパ面が前記硬質筒体の端面に当接したときに、相隣接する羽根部間に前記可撓性シースの内外を連通させる連通路が形成される構成としたことを特徴とする高周波処置具。

【請求項 2】

前記硬質筒体はセラミック材からなり、また前記高周波ナイフは金属材で形成され、前記羽根部は前記棒状電極に対して 120°間隔で 3 箇所または 90°間隔で 4 箇所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】

20

前記硬質筒体の前後の両端面はその軸線と直交する面を有し、前記可撓性シース内には、この硬質筒体の基端側の位置に、前記高周波ナイフの先端を前記硬質筒体の貫通孔に導くためのテーパ面を形成した呼び込み部材を装着す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、病変粘膜部の切開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。

30

【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。そして、高周波処置具を用いて病変粘膜層を切開して除去する処置は、病変部に取り残しがないようにしなければならない。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】

粘膜層の切開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沒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

50

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】

既に説明したように、高周波ナイフの通電時に、この高周波ナイフが筋層に対しては確実に非接触状態に保たなければならない。針状ナイフを用いる場合には、この針状ナイフが可撓性シースの前方に位置しており、しかも粘膜に刺入されることになるから、処置を行う際に針状ナイフの先端が内視鏡の観察視野により捉えることができないことがある。従って、針状ナイフの可撓性シースからの突出長さ及びその方向が正確に制御されない限り、処置の安全性が確保できないことになる。

【0006】

これに対して、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り、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を常に内視鏡の観察下で行うことができるので、通電状態にしたときに筋層に接触しないように操作することができる。

【0007】

ただし、フックナイフを用いる場合において、粘膜等の組織を引っ掛ける操作を円滑に行うために、フックナイフの先端部分の安定性が得られなければならない。そこで、作動時におけるフックナイフの安定を図る機構を備える構成としたものが特許文献1に提案されている。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り、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が、透孔の孔径と電極部材の外径との間の径差を最小限となし、しかも電極部材の突出長を規制することによって、電極部材を安定的に保持する構成としている。

【0008】

また、前述した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。

【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】

【0009】

ところで、特許文献1の方式では、電極部材を構成する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、次いでフックナイフに通電することにより、組織を焼灼して切断し、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から、その操作が複雑かつ面倒になり、操作の効率性が得られない。従って、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おそれがある。また、フック部は常に外部に露出した状態となっており、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に、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。

【0010】

さらに、可撓性シースの先端に設けた電気絶縁部材には、電極部材が進入できない流体

流出部を形成するために、複数の透孔を形成するか、または複雑な形状の透孔を形成している。ここで、電気絶縁部材は耐熱性の良好なもので形成する必要があり、このためにセラミック材で形成するのが望ましいが、セラミック材により前述した形状の透孔を形成するのは困難であるという問題点もある。

【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、針状乃至棒状ナイフを用いた簡単な構成の高周波処置具によって、安全かつ効率的な処置を可能にすることにある。

【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、内視鏡の処置具挿通チャンネル内に挿通可能な可撓性シースと、この可撓性シースの内部に設けられ、可撓性コードの先端に高周波電流が印加される高周波ナイフを設けた処置具本体とから構成した高周波処置具であって、前記可撓性シース内には、電気絶縁性を有し、軸線方向に貫通する貫通孔を設けた硬質筒体が、その先端面をこの可撓性シースの先端面とほぼ一致させるようにして挿入・固定されており、前記高周波ナイフは、前記硬質筒体内に遊嵌状に挿通可能な棒状電極と、この棒状電極の基端側に円周方向に所定間隔毎に設けられ、外面が前記硬質筒体の内周面とほぼ接触する大きさの複数の羽根部と、この羽根部の基端部に形成され、前記硬質筒体の孔径より外周側に突出するストッパ面とを備え、前記ストッパ面が前記硬質筒体の端面に当接したときに、相隣接する羽根部間に前記可撓性シースの内外を連通させる連通路が形成される構成としたことをその特徴とするものである。

【0013】

以上のように、硬質筒体は円筒形状の極めて単純な形状のものからなり、この硬質筒体は、例えばセラミック材で容易に形成することができる。なお、この硬質筒体は必ずしもセラミック材で形成する必要はなく、耐熱性の良好な合成樹脂等で形成しても良い。一方、高周波ナイフは導電部材で構成されるものであり、加工が容易な金属材で棒状電極と羽根部及びストッパ面とを一体的に形成される。

【0014】

可撓性コードを可撓性シース内で押し引き操作することによって、高周波ナイフを可撓性シースの内部に収納する状態と、この可撓性シースの先端から突出する状態とに変位させることができる。高周波ナイフが所定量突出すると、ストッパ面が硬質筒体の基端面と当接するから、この位置が高周波ナイフの最突出位置となり、切開等の処置はこの状態で実行される。従って、この最突出位置での高周波ナイフの棒状電極の突出長さを処置部位に応じて最適となるように設定する。例えば、粘膜剥離の処置を施す場合には、この棒状電極の突出長さは、粘膜の厚み寸法より長く、粘膜と粘膜下層の合計の厚み寸法より短いものとする。これによって、処置を行う際に安全性が確保され、かつ病変粘膜の取り残しをなくすることができる。

【0015】

高周波ナイフは、その棒状電極の基端側に複数の羽根部が設けられており、これら各羽根部の外面が硬質筒体の内面と実質的に当接するので、高周波ナイフは、可撓性シースに対して調芯されて振れ等が生じることなく、安定的に保持される。従って、この点からは羽根部の数を多くし、また幅寸法をできるだけ広くする方が望ましい。しかしながら、相隣接する羽根部間の間隔は可撓性シース内部をその外部に連通させる連通路となり、この連通路から体内に生理食塩水等の液体を供給したり、体内から吸引したりする。この連通路の通路面積を広くするには、逆に、羽根部の数を少なくし、かつその幅を狭くしなければならない。羽根部は最低限2箇所設けるが、好ましくは120°間隔で3箇所または90°間隔で4箇所設けるようにする。また、羽根部の幅寸法は、切開等の処置を行う際に高周波ナイフに作用する外力に基づいて、その安定性が損なわれないもので、最小限の幅とする。また、高周波ナイフの安定性からは、各羽根部の外面が硬質筒体の貫通孔の内壁と摺接させるようにするのが望ましい。しかしながら、高周波ナイフを硬質筒体に容易に

10

20

30

40

50

挿脱できるようにするために、その間に多少の隙間が生じていても良い。

【0016】

高周波ナイフが可撓性シース内に引き込まれているときには、それが硬質筒体より基端側に位置していることもある。この場合において、棒状電極の先端を円滑かつ確実に硬質筒体の貫通孔に導くためには、硬質筒体の基端側の位置に呼び込み部材を装着すれば良い。この呼び込み部材は、リング状の部材であって、その基端側端面が先端側に向けて傾斜するテーパ面とする。そして、この呼び込み部材は高周波ナイフを挿通できる内径を有するものとする。なお、この呼び込み部材は外部に露出しないことから、必ずしも電気絶縁部材で形成する必要はなく、プラスチック材や金属材等により容易に形成できる。

【0017】

可撓性シースの先端面と硬質筒体の先端面とはほぼ同一平面となっており、これによって体腔内壁への当接面となる円環状の端壁が形成される。そして、処置具本体を体腔内壁に当接させたときに、その面圧をできるだけ小さくするために、この端壁は広い面積を確保する必要があり、この点からは硬質筒体の孔径をできるだけ小さくする方が望ましい。一方、硬質筒体の貫通孔内に、相隣接する羽根部間の部位に連通路が形成されており、この連通路の通路面積は大きい方が望ましい。従って、これらを勘案して、硬質筒体の内径を適宜設定することになる。

【発明の効果】

【0018】

以上の構成を採用することによって、簡単な構成の硬質筒体を可撓性シースに装着することにより、棒状の電極からなる高周波ナイフの突出量を規制でき、かつ切開等の処置を行う際に、高周波ナイフの安定性が確保されて安全かつ迅速な処置を可能にし、しかも処置を行っている間に流体の給排を行える等の効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

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。

【0020】

まず、図1及び図2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。

【0021】

可撓性コード11は、外周部が絶縁被覆された可撓性部材からなる導電線部11aを有し、この導電線部11a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設けられており、その基端部に接点部12が設けられ、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ている。図3に示したように、導電線部11aの先端には中空ワイヤ11bが連結されている。この中空ワイヤ11bは曲げ方向に可撓性を有する導電部材からなり、その外周面は絶縁部材で被覆されている。従って、導電線部11aと中空ワイヤ11bとは電氣的に導通されており、かつその外面は絶縁されている。

【0022】

導電線部11aと中空ワイヤ11bとからなる可撓性コード11は、スライダ4bへの取付部から接続パイプ3の内部を通り、可撓性シース2内に延在されている。また、可撓性シース2の先端部には高周波ナイフ13が出没可能に設けられている。高周波ナイフ13は、好ましくは先端が球形となった所定長さを有する硬質の針状乃至棒状の導電部材からなり、つまりフック部を有さない棒状電極14と、この棒状電極14の外周部に設けた羽根部15とから構成される。そして、棒状電極14の基端部は可撓性コード11の中空ワイヤ11bに挿入されており、これによって高周波ナイフ13は中空ワイヤ11b及び

10

20

30

40

50

導電線部 11a を介して接点部 12 と電氣的に接続されている。この高周波ナイフ 13 は、可撓性シース 2 から所定の長さ分が外部に露出しており、通電時にはこの部分が体内組織に作用して、この組織を焼灼して切開等の処置が行われる。

【0023】

図 3 及び図 4 に示したように、可撓性シース 2 の先端部には、硬質筒体 20 が挿入・固定されている。この硬質筒体 20 は、電気絶縁性及び耐熱性の良好な部材、好ましくはセラミック材で構成される。硬質筒体 20 の外面には螺旋状の突条 20a が設けられており、従ってこの硬質筒体 20 は可撓性シース 2 に螺挿されるようになっている。しかも、硬質筒体 20 の外面と可撓性シース 2 の内面との間には接着剤が介装され、この接着と外面の突条 20a との作用によって、硬質筒体 20 は可撓性シース 2 の先端側に向けて脱落することがないように固定されている。

10

【0024】

硬質筒体 20 には高周波ナイフ 13 を出沒させるための貫通孔 21 が軸線方向に貫通するように穿設されている。また、硬質筒体 20 の両端面は、その軸線と直交する面となっている。この硬質筒体 20 は、その先端面が可撓性シース 2 の先端面とほぼ同一の平面となる位置まで挿入されており、従ってこれら可撓性シース 2 と硬質筒体 20 との先端面により可撓性シース 2 における先端面は円環状端壁 P を有する構成となる。硬質筒体 20 の貫通孔 21 の孔径は高周波ナイフ 13 の外径より大きく、従って高周波ナイフ 13 の棒状電極 14 はこの貫通孔 21 に対して遊嵌状態で挿通されることになる。

【0025】

硬質筒体 20 の基端部には、高周波ナイフ 13 を貫通孔 21 より基端側の位置から確実に貫通孔 21 内に呼び込むための呼び込み部材 22 が装着されている。この呼び込み部材 22 はステンレス等から構成されるリング状の部材であり、その基端面は、外周側から内周側に向かうに依りて先端側に向けて傾斜するテーパ面 22a となっており、これによって高周波ナイフ 13 が貫通孔 21 内に呼び込まれることになる。つまり、高周波ナイフ 13 は、常時においては、図 5 に示したように、硬質筒体 20 より基端側に引き込まれており、この状態から図 6 に示したように、テーパ面 22a に沿って貫通孔 21 の方向に向けてガイドされて、棒状電極 14 の先端がこの貫通孔 21 内に導かれることになる。そして、テーパ面 22a の最も小径となった部位は、高周波ナイフ 13 を通過させる大きさとなっている。また、呼び込み部材 22 の最小径部から先端側には落とし込み部 22b が形成されており、この落とし込み部 22b により形成される大径となった円環状の端面が硬質筒体 20 の基端面に当接している。従って、硬質筒体 20 の端面における内側の部位を露出させている。その結果、高周波ナイフ 13 の羽根部 15 に形成したストッパ面 15c はこの硬質筒体 20 の基端面に確実に当接することになる。

20

30

【0026】

高周波ナイフ 13 の棒状電極 14 は可撓性コード 11 における導電線部 11a 及び中空ワイヤ 11b を介して接点部 12 からの電源供給により高周波電流を流すことができるものである。棒状電極 14 は、図 7 及び図 8 に示したように、所定の長さを有する直杆状の導電部材からなり、その先端は球面形状となっている。また、羽根部 15 は棒状電極 14 の基端側の位置に相互に 90° の角度位置に 4 個設けられ、これら羽根部 15 は外方に向けて放射状に突出するようになっている。羽根部 15 の先端面 15a は、この羽根部 15 を硬質筒体 20 の貫通孔 21 に導くための傾斜面となっており、また羽根部 15 の外面 15b は、円周方向においては、貫通孔 21 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。従って、高周波ナイフ 13 を硬質筒体 20 の貫通孔 21 内に挿入すると、4 箇所設けた羽根部 15 の外面 15b が貫通孔 21 の内面と実質的に摺接することになる。その結果、高周波ナイフ 13 は硬質筒体 20 の軸線に対して調芯され、かつこの棒状電極 14 の先端部分に外力が作用しても、みだりに振れないように安定的に保持される。

40

【0027】

さらに、羽根部 15 の基端側の部位は丈高となる段差が形成されており、この段差壁が

50

ストッパ面 15c となる。このストッパ面 15c は、高周波ナイフ 13 を硬質筒体 20 の貫通孔 21 に挿入したときに、このストッパ面 15c が硬質筒体 20 の基端面と当接する位置までは進入可能であって、それ以上は突出できないようになっている。つまり、ストッパ面 15c は高周波ナイフ 13 における棒状電極 14 の可撓性シース 2 からの最突出長さを規定するものである。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、高周波ナイフ 13 の棒状電極 14 における可撓性シース 2 の先端を構成する円環状端壁 P 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。

【0028】

10

高周波ナイフ 13 が最突出位置となったときに、図 4 から明らかなように、高周波ナイフ 13 の軸の部分の外径と外周と硬質筒体 20 の貫通孔 21 の孔径との径差に基づいて、相隣接する羽根部 15, 15 間の部位に 4 箇所の概略扇形の連通路 23 が形成される。そして、高周波処置具 1 の基端側の部位に設けた接続パイプ 3 は接続口 3a を有するものであり、この接続口 3a には生理食塩水等の液体を供給するシリンジや、吸引配管等が接続されるようになっている。従って、接続口 3a に生理食塩水を充填したシリンジを接続しておき、高周波ナイフ 13 が硬質筒体 20 から最突出状態に、このシリンジを操作すると、連通路 23 を介して棒状電極 14 の周囲から生理食塩水が噴射されることになる。また、吸引配管が接続されると、連通路 23 からの吸引が可能になる。また、高周波ナイフ 13 を硬質筒体 20 より基端側に配置した状態でも液体の供給及び吸引が可能となる。

20

【0029】

以上の構成を有する高周波処置具 1 は、図 9 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、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、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、この病変粘膜を切除する処置の一例について説明する。この処置は、例えば、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ことになる。

【0030】

まず、図 10 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 D 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範囲とする。マーキングは、例えば、病変粘膜領域 D 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 を用いることができる。即ち、内視鏡挿入部 S の先端を病変粘膜領域 D 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、その先端部を粘膜表面に当接させる。このときには、高周波ナイフ 13 は図 5 に示したように硬質筒体 20 より基端側の位置まで引き込んだ状態とする。この高周波処置具 1 の先端を構成する円環状端壁 P からは何等の部材も突出しておらず、この円環状端壁 P は粘膜表面に対して面接触する。

30

【0031】

40

この状態で、高周波処置具 1 の操作手段 4 を操作して、高周波ナイフ 13 を突出させるが、高周波ナイフ 13 における棒状電極 14 の先端部は呼び込み部材 22 のテーパ面 22a にガイドされて、図 6 の状態を経て、確実に硬質筒体 20 の貫通孔 21 内に導かれる。この状態で、高周波ナイフ 13 に高周波電流を印加すると、粘膜における高周波ナイフ 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。

【0032】

ここで、このマーキングを行う際には、高周波ナイフ 13 は粘膜層を貫通させる必要はなく、内視鏡挿入部 S による観察部 W 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い。つまり、高周波ナイフ 13 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、図 4 に示したように、高

50

周波ナイフ 13 が可撓性シース 2 から最も突出した位置になっていても、この高周波ナイフ 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 W 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。

【0033】

次に、図 11 に示したように、病変粘膜領域 D 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。

10

【0034】

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 及び硬質筒体 20 の先端面 2 a , 20 a で形成される円環状端壁 P を病変粘膜領域 D の外縁部のいずれかに当接させる。ここで、円環状端壁 P を粘膜層 L M に正対させるようになし、かつこの円環状端壁 P が粘膜表面に軽く押し当てて、極力押圧力を作用させないようにする。

【0035】

高周波処置具 1 の先端を粘膜表面に押し当てたときに、粘膜層 L M が押圧変形されないようにするために、円環状端壁 P の面積が広くする必要がある。ただし、高周波ナイフ 13 は、その強度の点等からある程度の太さを持たせなければならず、この高周波ナイフ 13 を硬質筒体 20 の貫通孔 21 に円滑に挿通させるためには、この貫通孔 21 の孔径を最小限にしても限度となる。また、円環状端壁 P の内側には連通路 23 が形成されており、この連通路 23 の通路面積を十分確保した上で、ストッパ壁 22 と硬質筒体 20 の後端面 20 b との当接面積を安定的に確保するには、円環状端壁 P の面積は全体の 80 % 程度とするのが望ましい。これにより、高周波処置具 1 を粘膜層 L M に押し当てたときに、この粘膜表面は最小限度しか押圧変形されることがなく、筋層 L B までの距離を十分確保できる。

20

30

【0036】

そして、操作手段 4 を操作して、高周波ナイフ 13 を可撓性シース 2 の内部に設けた硬質筒体 20 の貫通孔 21 から突出させる。ここで、硬質筒体 20 の基端面は、その軸線と直交する面となっているが、この硬質筒体 20 の基端部には呼び込み部材 22 が配置されているので、高周波ナイフ 13 における棒状電極 14 の先端部は確実にこの貫通孔 21 内に導かれる。そして、この間に高周波ナイフ 13 に高周波電流を流す。高周波ナイフ 13 が最突出状態になると、図 12 に示したように、高周波ナイフ 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 D の切開が開始される。この状態で、観察部 W による観察下で、内視鏡挿入部 S を動かしたり、またそのアングル部を湾曲操作したりする操作によって、焼灼スポット B に沿うように切開していく。

40

【0037】

ここで、高周波ナイフ 13 における羽根部 15 のストッパ面 15 c が硬質筒体 20 の基端面と当接する位置までしか高周波ナイフ 13 が突出せず、可撓性シース 2 からの最突出長さは粘膜層 L U の厚み寸法より大きく、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ものとして設定されている。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、円環状端壁 P 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、粘膜層 L U の切開が行われる。しかも、高周波ナイフ 13 には 4 箇所の羽根部 15 が設けられており、この羽根部 15 の外面 15 b は硬質筒体 20 の貫通孔 21 の内周壁とほぼ摺接するようになっているので、高周波ナイフ 13 の可撓性シース 2 の先端からの突出部分は

50

安定的に保持されており、切開時における粘膜層 L U から作用する反力等によって高周波ナイフ 1 3 が振れたり、ふらついたりする等の動きが生じることがなく、可撓性シース 2 の中心軸線とほぼ一致する状態で安定的に保持される。このために、内視鏡挿入部 S の観察部 W によって高周波ナイフ 1 3 の先端の位置が確認されなくても、処置を安全に行うことができる。その結果、図 1 3 に示したように、病変粘膜領域 D 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 1 3 においては、病変粘膜領域 D 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 D 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なし、この操作を複数回繰り返すようにするのが望ましい。

【0038】

10

病変粘膜領域 D 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 1 4 に示したように、高周波処置具 1 の可撓性シース 2 から突出する高周波ナイフ 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、この高周波ナイフ 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。

【0039】

20

前述した粘膜剥離を行っている間に、その処置箇所等が出血する可能性がある。このために、接続パイプ 3 の接続口 3 a から可撓性シース 2 内に高圧で生理食塩水を供給する。硬質筒体 2 0 の先端には、高周波ナイフ 1 3 の相隣接する羽根部 1 5 , 1 5 間において、硬質筒体 2 0 の貫通孔 2 1 の内側に、接続口 3 a に通じる連通路 2 3 が開口している。従って、この連通路 2 3 から出血箇所に向けて生理食塩水を噴射することによって、出血部分を迅速に洗い流すことができる。この洗浄操作は、粘膜剥離の処置を継続している間に、つまり高周波ナイフ 1 3 を可撓性シース 2 の先端から突出させたままで行える。

【0040】

粘膜剥離を行う際に、生理食塩水を補給する必要がある。既に局注して、生理食塩水により病変粘膜領域 D を膨隆させているが、切開を行う間に供給した生理食塩水が流出したり、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 L M を膨隆状態に維持させるために、生理食塩水を補給しながら粘膜剥離を行う。この生理食塩水の補給も連通路 2 3 から行うことができる。このときには、高周波ナイフ 1 3 を硬質筒体 2 0 より基端側に引き込み、円環状端壁 P を粘膜下層 L M に当接させた状態とするようになし、接続パイプ 3 の接続口 3 a から可撓性シース 2 を介して生理食塩水を注入すると、より効率的に生理食塩水を供給でき、粘膜下層 L M 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 L M を膨隆状態に維持することができる。

30

【0041】

このように、生理食塩水の追加補給は、処置具挿通チャンネル C に挿通されている高周波処置具 1 を取り出して、注入手段を交換的に挿通させるという煩わしい操作を行う必要がなく、粘膜剥離処置が中断されることはない。従って、この点でも、処置の効率化、迅速化が図られる。しかも、円環状端壁 P から何等の部材も突出していないことから、溝 2 1 の先端を粘膜下層 L M に当接させることができ、必要な箇所に向けて的確に生理食塩水を供給することができる。これによって、粘膜下層 L M を確実に膨隆状態に維持して、高周波ナイフ 1 3 による粘膜剥離を安全かつ迅速に行うことができる。

40

【0042】

また、必要に応じて粘膜層 L U に負圧吸引力を作用させることもできる。吸引は粘膜剥離の処置を実行している間も、またこの処置前または処置後にも行われることがある。いずれにしても、接続口 3 a に吸引配管を接続しておき、フットスイッチ等により吸引制御を行うことができる。従って、吸引が必要な場合には、フットスイッチを操作して、吸引

50

配管に負圧を発生させるように作動すれば、連通路 2 3 を介して体内からの吸引を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0043】

【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】高周波処置具の先端部分の拡大断面図である。

【図 4】高周波処置具の正面図である。

【図 5】高周波ナイフを呼び込み部材より基端側に引き込んだ状態を示す図 3 と同様の断面図である。

10

【図 6】高周波ナイフの棒状電極が呼び込み部材にガイドされている状態を示す図 3 と同様の断面図である。

【図 7】高周波ナイフの平面図である。

【図 8】高周波ナイフの正面図である。

【図 9】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 10】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 11】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 12】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 13】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。

20

【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。

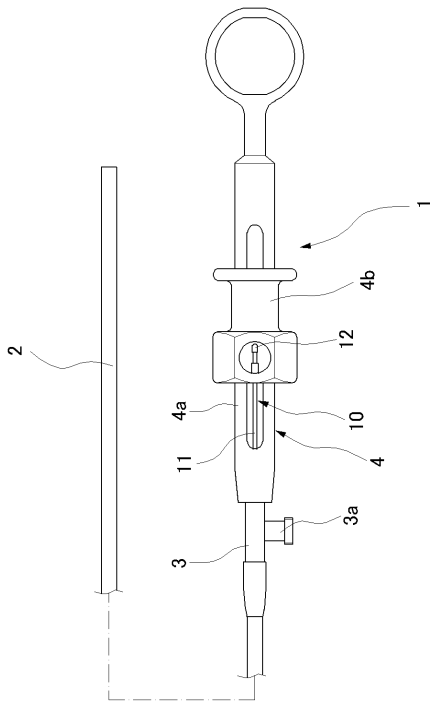
【符号の説明】

【0044】

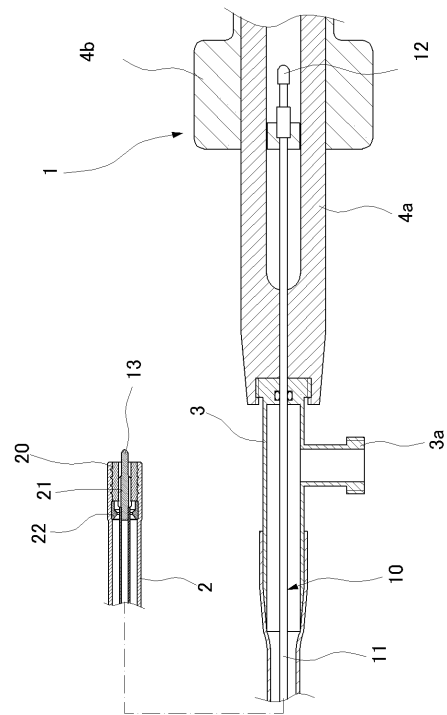
- | | |
|------------|-----------|
| 1 高周波処置具 | 2 可撓性シース |
| 3 接続パイプ | 4 操作手段 |
| 10 処置具本体 | 11 可撓性コード |
| 13 高周波ナイフ | 14 棒状電極 |
| 15 羽根部 | 15a 先端面 |
| 15b 外面 | 15c ストップ面 |
| 20 硬質筒体 | 21 貫通孔 |
| 22 呼び込み部材 | 22a テーパ面 |
| 22b 落とし込み部 | 23 連通路 |
| P 円環状端壁 | |

30

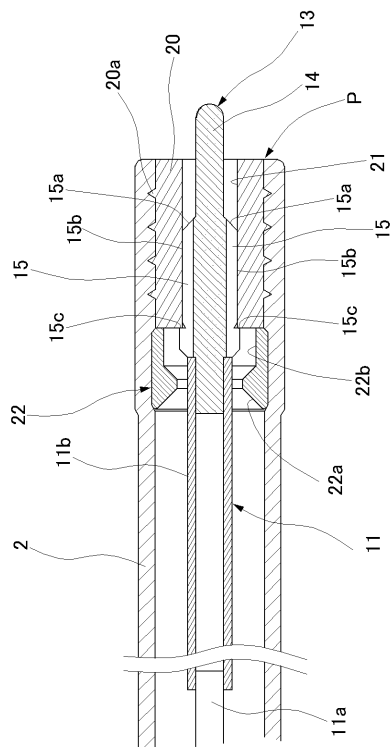
【図 1】



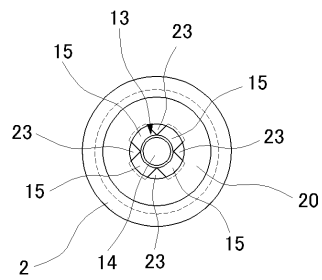
【図 2】



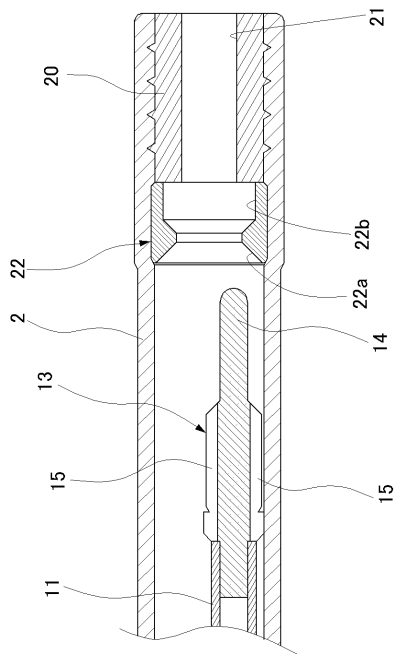
【図 3】



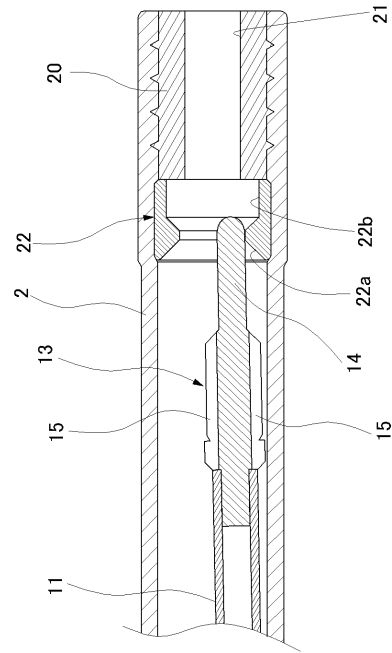
【図 4】



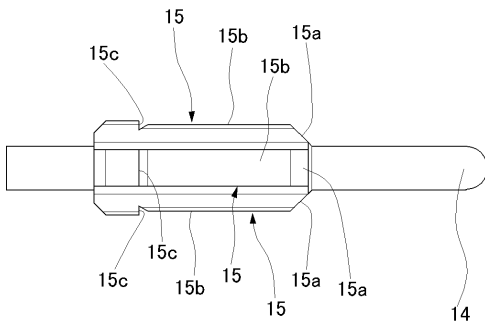
【図 5】



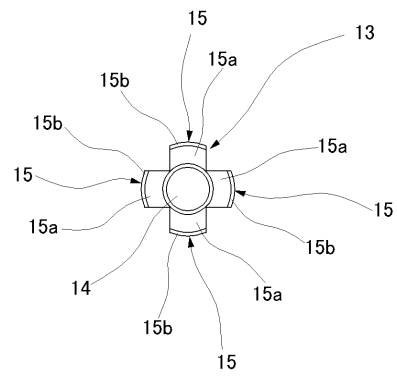
【図 6】



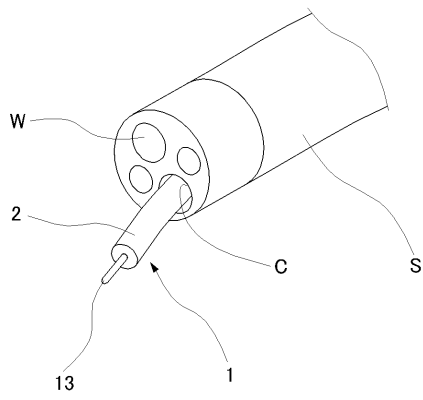
【図 7】



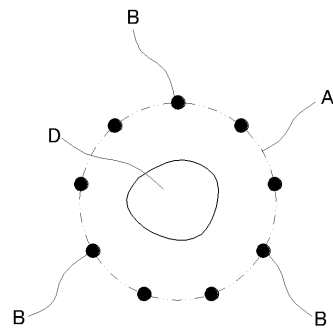
【図 8】



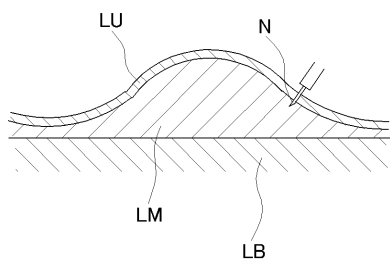
【図 9】



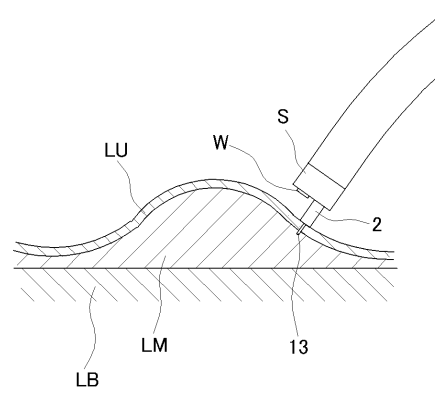
【図 10】



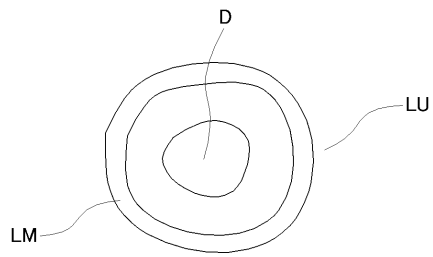
【図 11】



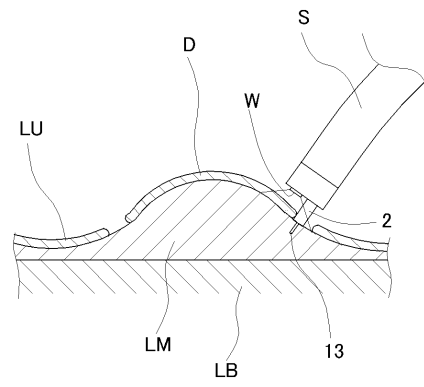
【図 12】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

(72)発明者 赤羽 秀文

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 KK13 MM24

专利名称(译)	高频治疗仪		
公开(公告)号	JP2007068596A	公开(公告)日	2007-03-22
申请号	JP2005255869	申请日	2005-09-05
[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	町屋守 大谷津昌行 金木敦 赤羽秀文		
发明人	町屋 守 大谷津 昌行 金木 敦 赤羽 秀文		
IPC分类号	A61B18/14		
FI分类号	A61B17/39.317 A61B17/39.310 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK09 4C060/KK13 4C060/MM24 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK13 4C160/KK20 4C160/KK25 4C160/KK36 4C160/KK57 4C160/KK58 4C160/MM43 4C160/NN01 4C160/NN02		
其他公开文献	JP4692166B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：限制由棒状电极构成的高频刀的突出量，以确保在进行诸如切口的治疗时高频刀的稳定性，并且在治疗期间供应和排出流体。提供治疗工具。当将高频刀（13）插入硬质管状体（20）的通孔（21）中时，设置在四个位置的刀片（15）的外表面（15b）与通孔（21）的内表面基本滑动接触，并且高频刀（13）接触。相对于硬质管状体20的轴线对准，并且即使当外力作用在棒状电极14的尖端部分时也被稳定地保持以免于意外振动。当将高频刀13插入硬质管状体20的通孔21中时，可以将止挡面15c插入到硬质管状体20的基端面上抵接面15c抵接的位置。我不能着急。在相邻的叶片部分15、15之间的部分中形成四个大致扇形的连通通道23。[选择图]图3

