

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5297826号
(P5297826)

(45) 発行日 平成25年9月25日 (2013. 9. 25)

(24) 登録日 平成25年6月21日 (2013. 6. 21)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 18/14 (2006. 01)

A 6 1 B 17/39 3 1 1

A 6 1 M 25/10 (2013. 01)

A 6 1 M 25/00 4 1 0 H

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 3 4 A

請求項の数 7 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2009-18990 (P2009-18990)
 (22) 出願日 平成21年1月30日 (2009. 1. 30)
 (65) 公開番号 特開2010-172513 (P2010-172513A)
 (43) 公開日 平成22年8月12日 (2010. 8. 12)
 審査請求日 平成23年9月20日 (2011. 9. 20)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (72) 発明者 小松 慎也
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内

審査官 村上 聡

(56) 参考文献 特開2003-299663 (JP, A
)
 特開2001-128988 (JP, A
)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用処置具

(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に挿脱される可撓性シースと、
 上記可撓性シースの先端外周部に膨縮自在に取り付けられたバルーンと、
 上記可撓性シース内と上記バルーン内とを連通させる状態に上記可撓性シースの側壁に
 形成された通液孔と、
 上記可撓性シース内に軸線方向に進退自在に略全長にわたって挿通配置された導電性の
 操作線材と、
 上記操作線材の進退動作によって上記可撓性シースの先端において軸線方向に進退する
 ように上記操作線材の先端に連結された高周波電極と、
 上記高周波電極の基部に配置されて、上記高周波電極が後退した状態の時は上記可撓性
 シースの先端を閉塞し、上記高周波電極が前方に突出した状態の時は上記可撓性シース先
 端の閉塞を解く作動栓と
 が設けられていることを特徴とする内視鏡用処置具。

【請求項 2】

上記可撓性シースの先端内に、上記高周波電極が後退した状態の時に上記作動栓の後端
 部が当接する固定ストッパが固定的に配置されていて、上記作動栓が上記固定ストッパに
 当接することにより上記可撓性シースの先端が閉塞される請求項 1 記載の内視鏡用処置具
 。

【請求項 3】

上記作動栓と上記固定ストッパとの当接部がシール部になっていて、そこで上記可撓性シースの先端が閉塞される請求項 2 記載の内視鏡用処置具。

【請求項 4】

上記作動栓の先端側と後端側とを連通させるための通気溝が上記作動栓の外周部に形成されている請求項 2 又は 3 記載の内視鏡用処置具。

【請求項 5】

上記固定ストッパに、上記操作線材が軸線方向に緩く通過する貫通孔が形成されている請求項 2 ないし 4 のいずれかの項に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 6】

上記操作線材に、上記高周波電極が前進したときに上記固定ストッパの後端部に当接して上記可撓性シースの先端からの上記高周波電極の突出量を規制する移動ストッパが取り付けられている請求項 2 ないし 5 のいずれかの項に記載の内視鏡用処置具。

10

【請求項 7】

上記固定ストッパの先端面部分にシール部材が配置されている請求項 2 ないし 6 のいずれかの項に記載の内視鏡用処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は内視鏡用処置具に関する。

【背景技術】

20

【0002】

内視鏡を利用した粘膜切除術や外科的手技等において、生体壁に手術用内視鏡や手術用器具等を通すための穿孔を形成する必要がある場合がある。

そのような場合、従来は、まず内視鏡の処置具挿通チャンネルに通した高周波切開具で生体壁に穿孔を形成してから、処置具挿通チャンネルに通したバルーンダイレータ等を穿孔に差し込んで、穿孔を必要な大きさに拡大させていた。

【0003】

しかし、そのような処置を行うためには、内視鏡の処置具挿通チャンネルに複数の処置具を差し換えて使用する必要がある。そのため、処置具差し換えの際に目標部位を見失って内視鏡の誘導からやり直さなければならなくなる等の不都合があった。

30

【0004】

そこで、高周波切開具にバルーンダイレータを取り付けて、一つの処置具で高周波切開と孔径拡張を連続して行えるようにすることが考えられ、特許文献 1 には、それに類似した構成の内視鏡用処置具が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開平 10 - 179603

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0006】

特許文献 1 に記載された発明においては、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される可撓性シースの先端部分に、生体壁切開用の高周波電極と膨縮自在なバルーンとが併設されている。

【0007】

特許文献 1 に記載された発明では、バルーンを膨らませるための送気路が可撓性シース内に独立して設けられている。したがって、送気路の断面積は非常に小さいものになっている。可撓性シースの直径は一般に 2 mm 程度であり、送気路はそれと比較して非常に細いものにならざるを得ない。

【0008】

50

そのため、特許文献 1 に記載された発明では、バルーンを空気で膨らませることはできても、水等の液体（以下、単に「水」という）でスムーズに膨らませることは管路抵抗が大きすぎて不可能である。

【 0 0 0 9 】

しかし、空気で膨らませたバルーンは周囲から圧縮力が作用すると容積が縮小して窄まってしまうので、穿孔を満足に拡張させる機能は得られない。特許文献 1 に記載された発明のバルーンは、狭い管路内で可撓性シースの先端部分を固定することが目的なので、空気でバルーンを膨らませても問題がないのである。

【 0 0 1 0 】

本発明は、内視鏡の処置具挿通チャンネルに通される一つの処置具で、生体壁に穿孔を形成する処置とその穿孔の孔径を拡大させる処置を、連続してスムーズに行うことができる内視鏡用処置具を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

上記の目的を達成するため、本発明の内視鏡用処置具は、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される可撓性シースと、可撓性シースの先端外周部に膨縮自在に取り付けられたバルーンと、可撓性シース内とバルーン内とを連通させる状態に可撓性シースの側壁に形成された通液孔と、可撓性シース内に軸線方向に進退自在に略全長にわたって挿通配置された導電性の操作線材と、操作線材の進退動作によって可撓性シースの先端において軸線方向に進退するように操作線材の先端に連結された高周波電極と、高周波電極の基部に配置されて、高周波電極が後退した状態の時は可撓性シースの先端を閉塞し、高周波電極が前方に突出した状態の時は可撓性シース先端の閉塞を解く作動栓とが設けられているものである。

【 0 0 1 2 】

なお、可撓性シースの先端内に、高周波電極が後退した状態の時に作動栓の後端部が当接する固定ストッパが固定的に配置されていて、作動栓が固定ストッパに当接することにより可撓性シースの先端が閉塞されるようにしてもよい。

【 0 0 1 3 】

そして、作動栓と固定ストッパとの当接部がシール部になっていて、そこで可撓性シースの先端が閉塞されるようにしてもよく、作動栓の先端側と後端側とを連通させるための通気溝が作動栓の外周部に形成されていてもよい。

【 0 0 1 4 】

また、固定ストッパに、操作線材が軸線方向に緩く通過する貫通孔が形成されていてもよく、操作線材に、高周波電極が前進したときに固定ストッパの後端部に当接して可撓性シースの先端からの高周波電極の突出量を規制する移動ストッパが取り付けられていてもよい。また、固定ストッパの先端面部分にシール部材が配置されていてもよい。

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、高周波電極を前方に突出させて高周波切開等の処置を行うことができると共に、高周波電極を後退させると、可撓性シースの先端が作動栓で閉塞されて、可撓性シース内全体を送水路として利用してバルーン内に水を送り込み、バルーンを膨らませることができるので、内視鏡の処置具挿通チャンネルに通される一つの処置具で、生体壁に穿孔を形成する処置とその穿孔の孔径を拡大させる処置を、連続して極めてスムーズに行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 6 】

【図 1】本発明の第 1 の実施例に係る内視鏡用処置具の先端部分の側面断面図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施例の図 1 における II - II 断面図である。

【図 3】本発明の第 1 の実施例に係る内視鏡用処置具においてバルーンが膨らんだ状態の先端部分の側面断面図である。

10

20

30

40

50

【図４】本発明の第１の実施例に係る内視鏡用処置具の全体構成図である。

【図５】本発明の第１の実施例に係る内視鏡用処置具の使用状態を順に例示する略示図である。

【図６】本発明の第１の実施例に係る内視鏡用処置具の使用状態を順に例示する略示図である。

【図７】本発明の第１の実施例に係る内視鏡用処置具の使用状態を順に例示する略示図である。

【図８】本発明の第２の実施例に係る内視鏡用処置具の先端部分の側面断面図である。

【発明を実施するための形態】

【００１７】

10

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図４は、本発明の第１の実施例に係る内視鏡用処置具の全体構成を示している。

１は、図示されていない内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される可撓性シースであり、例えば四フッ化エチレン樹脂チューブ等のような電気絶縁性の可撓性チューブで形成されている。

【００１８】

可撓性シース１の先端には、生体を高周波焼灼するための高周波電極２が突没自在に配置されていて、可撓性シース１内に軸線方向に進退自在に略全長にわたって挿通配置された導電性の操作線材３の先端が高周波電極２に連結されている。また、可撓性シース１の先端外周部には膨縮自在なバルーン５が取り付けられている。

20

【００１９】

可撓性シース１の基端側に配置された操作部２０には、可撓性シース１の基端が連結された操作部本体２１に対して矢印Ａ方向にスライド操作自在なスライド操作部材２２が設けられている。

【００２０】

スライド操作部材２２には、操作線材３の基端部３eが連結されている。また、図示されていない高周波電源コードを接続するための接続端子２３が、操作線材３と電氣的に導通する状態にスライド操作部材２２に配置されている。

【００２１】

その結果、操作部２０においてスライド操作部材２２をスライド操作すると、可撓性シース１内で操作線材３が軸線方向に進退動作することにより、高周波電極２が可撓性シース１の先端で軸線方向に進退して可撓性シース１の先端から突没する。また、操作線材３を介して高周波電極２に高周波電流を通電して高周波処置を行うことができる。

30

【００２２】

操作部２０と可撓性シース１との連結部付近には、可撓性シース１内の空間に連通する注入口金２４が突出配置されている。注入口金２４と操作部２０との間は、例えばリング等のような内蔵シール部材２５により水密にシールされている。その結果、注入口金２４に注射筒等を接続して、バルーン５を膨らませるための水を可撓性シース１内に注入することができ、その水は操作部２０側には漏れ出さない。

【００２３】

40

図１は可撓性シース１の先端部分を示しており、バルーン５は、例えばシリコンゴム等のような柔軟で伸縮性と弾力性に富んだ材料からなる円筒素材の両端部分を可撓性シース１の外周に水密に固着して形成されている。両端部分が緊縛等で補強されていてもよい。

【００２４】

バルーン５の内側に位置する可撓性シース１の側壁には、可撓性シース１内の空間とバルーン５内とを連通させる通液孔６が形成されている。通液孔６は、バルーン５を膨らませるための水をスムーズに通過させることができるように、周方向及び／又は軸線方向に位置をずらして複数形成されている。

【００２５】

操作線材３は、例えばステンレス鋼撚り線等で形成されている。そして、操作線材３の

50

芯線だけを前方に延長して、その延長部で短い棒状の高周波電極 2 が形成されている。ただし、操作線材 3 とは別部材からなる高周波電極 2 を操作線材 3 の先端に連結してもよく、高周波電極 2 が短い棒状以外の形状のものであっても差し支えない。

【 0 0 2 6 】

高周波電極 2 の基部には、高周波電極 2 が後退して可撓性シース 1 内に没した状態の時に可撓性シース 1 の先端を閉塞する作動栓 7 が配置されている。この実施例では、作動栓 7 が可撓性シース 1 の最先端部分に溶接又は接着等で強固に固着されており、作動栓 7 は操作線材 3 及び高周波電極 2 と一体的に共動する。

【 0 0 2 7 】

8 は、高周波電極 2 が可撓性シース 1 内側に後退した時に、作動栓 7 の後端部 7 e が当接するストップ面 8 s が形成された固定ストップである。固定ストップ 8 は、可撓性シース 1 の先端内に固定的に配置されている。

10

【 0 0 2 8 】

この実施例では、可撓性シース 1 の先端に固着された円筒状の口金状部材の後端寄りの部分が固定ストップ 8 になっている。ただし、固定ストップ 8 がその他の形状、構成であっても差し支えない。

【 0 0 2 9 】

作動栓 7 は、固定ストップ 8 が形成されている口金状部材の先側半部内に軸線方向に進退自在に嵌挿配置されており、作動栓 7 と固定ストップ 8 との当接部 7 e , 8 s が栓効果を有するシール部になっていて、可撓性シース 1 の先端を閉塞することができる。

20

【 0 0 3 0 】

固定ストップ 8 の軸線位置には、操作線材 3 が軸線方向に緩く通過する貫通孔 9 が形成されている。また、作動栓 7 の外周には、II-II 断面を図示する図 2 にも示されるように、作動栓 7 の先端側と後端側とを連通させるための複数の通気溝 10 が形成されている。

【 0 0 3 1 】

固定ストップ 8 より後方位置には、高周波電極 2 が前進したときに固定ストップ 8 の後端部に当接して可撓性シース 1 の先端からの高周波電極 2 の突出量を規制する移動ストップ 11 が操作線材 3 に固着されている。

【 0 0 3 2 】

なお、可撓性シース 1 の内周面と移動ストップ 11 との間には、通気を妨げないだけの隙間が形成されている。また、移動ストップ 11 は、固定ストップ 8 の後端面に当接した状態の時に貫通孔 9 との通水性が確保されるよう、断面形状が C 字状又は半月状等のように割れ目を有する形状に形成されている。

30

【 0 0 3 3 】

このような構成により、操作線材 3 が操作部 20 側から先端方向に押し込み操作されると、図 1 に示されるように、高周波電極 2 が可撓性シース 1 の先端から突出し、高周波電極 2 に高周波電流を通電させることにより、高周波切開等の処置を行うことができる。

【 0 0 3 4 】

そして、バルーン 5 を膨らませる際には、注入口金 24 から可撓性シース 1 内に水を注入すると、まず可撓性シース 1 内の空気が固定ストップ 8 の貫通孔 9 及び作動栓 7 の通気溝 10 等を通して可撓性シース 1 の先端から外部に排出される。

40

【 0 0 3 5 】

可撓性シース 1 の先端から水が出てくる状態になったら、操作部 20 側から操作線材 3 を牽引操作する。すると、図 3 に示されるように、高周波電極 2 が可撓性シース 1 内に没入すると共に、作動栓 7 の後端部 7 e と固定ストップ 8 のストップ面 8 s が当接して可撓性シース 1 の先端が閉塞された状態になる。

【 0 0 3 6 】

そこで、注入口金 24 からさらに可撓性シース 1 内に水を注入すると、可撓性シース 1 内の水が通液孔 6 を通ってバルーン 5 内に送り込まれ、バルーン 5 内に水が充満することによりバルーン 5 が膨らむ。この過程において、可撓性シース 1 内全体がバルーン 5 への

50

通水路になるので、小さな管路抵抗でバルーン 5 をスムーズに膨らませることができる。

【 0 0 3 7 】

このようにして水等の液体が充填されて膨らんだバルーン 5 は、周囲から圧縮力が作用しても容積が縮小しない。したがって、体内壁の穿孔等を経内視鏡的に拡張させる機能を有する。

【 0 0 3 8 】

バルーン 5 を窄める際には、操作線材 3 を操作部 2 0 側から押し込み操作する。すると、図 1 に示されるように、移動ストッパ 1 1 が固定ストッパ 8 の後端部に当接する状態になるまで、高周波電極 2 が可撓性シース 1 の先端から突出する。

【 0 0 3 9 】

それと同時に、作動栓 7 の後端部 7 e が固定ストッパ 8 のストッパ面 8 s から離れて、可撓性シース 1 の先端の閉塞が解除され、バルーン 5 の弾力により、バルーン 5 内の水が通液孔 6 から固定ストッパ 8 の貫通孔 9 及び作動栓 7 の通気溝 1 0 等を通して可撓性シース 1 の先端から外部に排出され、バルーン 5 が窄まる。

【 0 0 4 0 】

図 5 ~ 図 7 は、上記実施例の内視鏡用処置具の使用状態を順に例示しており、図 5 に示されるように、内視鏡 5 0 の処置具挿通チャンネル 5 1 に通された本発明の高周波処置具の先端を生体壁 1 0 0 に押し当てて高周波電極 2 による高周波焼灼を行い、生体壁 1 0 0 に穿孔 1 0 1 を形成していく。

【 0 0 4 1 】

次いで、図 6 に示されるように、高周波電極 2 を可撓性シース 1 内に引っ込めてバルーン 5 を膨らませることにより、穿孔 1 0 1 を内視鏡 5 0 が楽に通過できる程度の径まで拡張させる。

【 0 0 4 2 】

そして、図 7 に示されるように、穿孔 1 0 1 が全体に十分な径に広がったら、穿孔 1 0 1 に内視鏡 5 0 を通して、次の処置又は手術等に移ることができる。このようにして、内視鏡 5 0 の処置具挿通チャンネル 5 1 に通される一つの処置具で、生体壁 1 0 0 に穿孔 1 0 1 を形成する処置とその穿孔 1 0 1 の孔径を拡大させる処置を、連続してスムーズに行うことができる。

【 0 0 4 3 】

図 8 は本発明の第 2 の実施例の内視鏡用処置具の先端部分を示しており、固定ストッパ 8 の先端面部分に、例えばリング等のようなシール部材 1 2 を固定ストッパ 8 の一部として配置したものである。このように構成することにより、作動栓 7 による可撓性シース 1 の先端閉塞機能をより確実なものにすることができる。その他の構成は前述の第 1 の実施例と同様である。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 4 】

- 1 可撓性シース
- 2 高周波電極
- 3 操作線材
- 5 バルーン
- 6 通液孔
- 7 作動栓
- 7 e 後端部（当接部）
- 8 固定ストッパ
- 8 s ストッパ面（当接部）
- 9 貫通孔
- 1 0 通気溝
- 1 1 移動ストッパ
- 1 2 シール部材

10

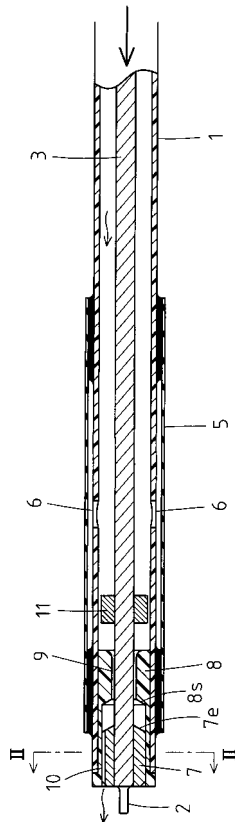
20

30

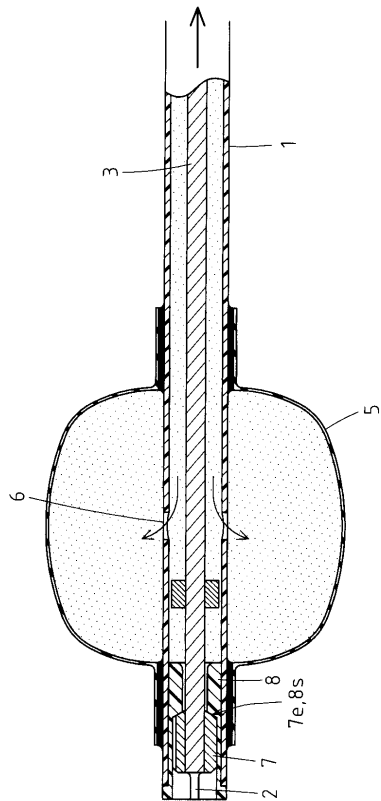
40

50

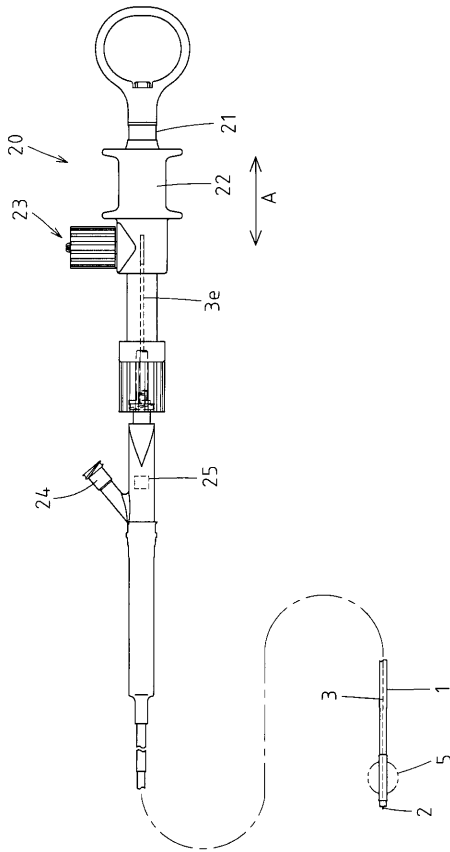
- 【 図 1 】



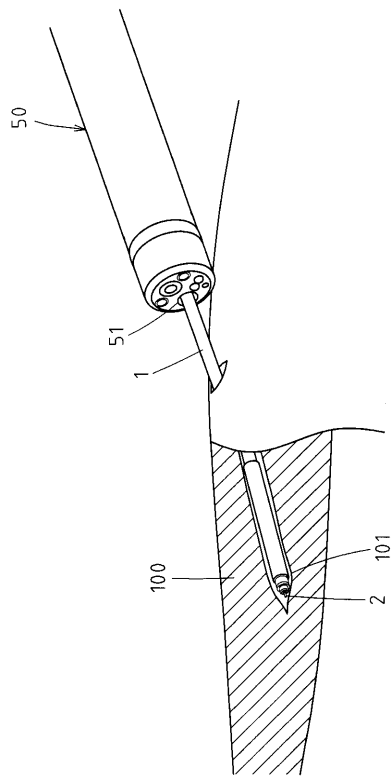
【図 3】



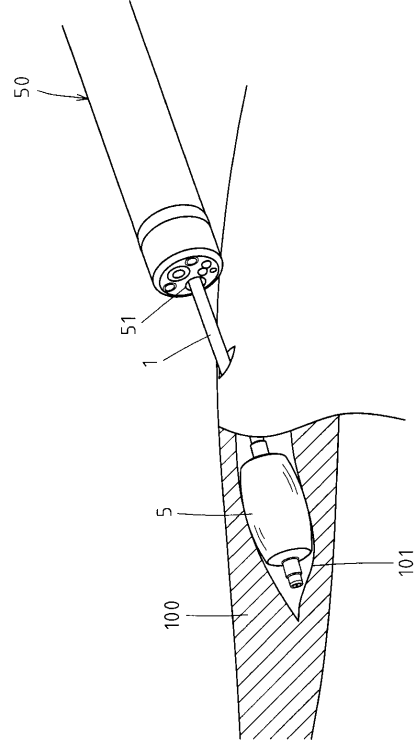
【図 4】



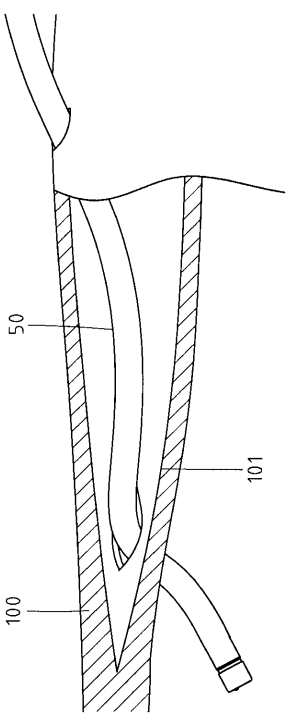
【図 5】



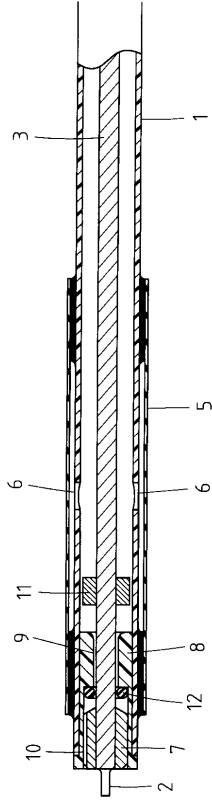
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A 6 1 B 1 8 / 1 4

A 6 1 B 1 / 0 0

A 6 1 M 2 5 / 1 0

专利名称(译)	内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP5297826B2	公开(公告)日	2013-09-25
申请号	JP2009018990	申请日	2009-01-30
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	小松慎也		
发明人	小松 慎也		
IPC分类号	A61B18/14 A61M25/10 A61B1/00		
FI分类号	A61B17/39.311 A61M25/00.410.H A61B1/00.334.A A61B1/00.622 A61B1/00.716 A61B1/01.513 A61B1/018.511 A61B1/018.515 A61B18/14 A61M25/10		
F-TERM分类号	4C061/FF36 4C061/FF43 4C061/HH14 4C061/HH57 4C160/FF19 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK13 4C160/KK20 4C160/KL02 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN01 4C160/NN09 4C160/NN11 4C160/NN21 4C161/FF36 4C161/FF43 4C161/HH14 4C161/HH57 4C167/AA07 4C167/BB02 4C167/BB28 4C167/FF01 4C267/AA07 4C267/BB02 4C267/BB28 4C267/FF01		
审查员(译)	村上聪		
其他公开文献	JP2010172513A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供治疗工具，通过使用一个治疗工具，连续，平稳地进行生物壁内的穿刺孔处理和扩大穿刺孔直径的处理使其通过内窥镜的治疗通过通道。ZSOLUTION：用于内窥镜的治疗工具包括：球囊5，其可膨胀地附接到柔性护套1的远端处的外周部分；在柔性护套1的侧壁和柔性护套1的内部与球囊5的内部之间连通的状态下形成在柔性护套1的侧壁中的液体贯通件6；导电操作线3轴向穿入柔性护套1中，以便可自由伸缩。通过操作线3的伸出/退回动作在柔性护套1的远端轴向突出/后退的高频电极2；操作止动件7，用于在高频电极2后退的状态下堵塞柔性护套1的远端，并且在高频电极2突出的状态下释放柔性护套1的远端处的堵塞前锋。Z

【图 2】

