

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5854912号  
(P5854912)

(45) 発行日 平成28年2月9日(2016.2.9)

(24) 登録日 平成27年12月18日(2015.12.18)

(51) Int.Cl. F1  
A61B 18/14 (2006.01) A61B 17/39 315

請求項の数 3 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2012-88010 (P2012-88010)  
(22) 出願日 平成24年4月9日(2012.4.9)  
(65) 公開番号 特開2013-215368 (P2013-215368A)  
(43) 公開日 平成25年10月24日(2013.10.24)  
審査請求日 平成27年2月17日(2015.2.17)

(73) 特許権者 000113263  
HOYA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 柴田 博朗  
東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内  
審査官 八木 敬太

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

導電性操作ワイヤが緩く挿通された電気絶縁性の可撓性のシースチューブの先端部分に、電気絶縁性の可撓性の電極チューブが軸線周り方向に回転可能に且つ軸線方向に進退可能に上記シースチューブと同軸線上に設けられ、上記電極チューブには、上記導電性操作ワイヤと機械的及び電氣的に連結された電極ワイヤが通過する一対の電極通過孔が軸線方向に間隔をあけて形成されて、その一対の電極通過孔間において上記電極ワイヤが電極チューブ外に露出し、上記シースチューブの後端側から上記導電性操作ワイヤを軸線周り方向に回転操作することにより上記電極チューブが上記シースチューブに対して軸線周り方向に回転し、上記導電性操作ワイヤを軸線方向に進退操作することにより上記電極チューブが上記シースチューブに対して軸線方向に進退するように構成された内視鏡用高周波処置具において、

上記導電性操作ワイヤが後端側から牽引操作されて上記電極チューブの後端部分の領域が上記シースチューブの先端部分の領域に係合することにより上記シースチューブに対する上記電極チューブの回転が規制されるようにすると共に、

上記電極ワイヤを上記電極チューブの基部付近に機械的に固定したことを特徴とする内視鏡用高周波処置具。

【請求項2】

上記電極ワイヤを上記電極チューブの基部付近に固定するための筒状部材が上記電極チューブの基部に嵌め込まれて固定され、上記電極ワイヤが、上記筒状部材内を通過する状

10

20

態に配置されて上記筒状部材に対し固着されている請求項 1 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 3】

上記筒状部材が金属製であり、上記電極ワイヤがロー接又は溶接により上記筒状部材に固着されている請求項 2 記載の内視鏡用高周波処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は内視鏡用高周波処置具に関する。

【背景技術】

10

【0002】

患部を覆う粘膜を粘膜下層からはぎ取るように切除するいわゆる粘膜剥離術が、経内視鏡的に広く行われている。そのような内視鏡的粘膜剥離術には各種の高周波処置具が利用されている。

【0003】

図 5 は、内視鏡的粘膜剥離術専用の優れた機能を備えた内視鏡用高周波処置具の一例を示しており、導電性操作ワイヤ 9 1 が緩く挿通された電気絶縁性の可撓性のシースチューブ 9 2 の先端部分に、電気絶縁性の可撓性の電極チューブ 9 3 が軸線周り方向に回転可能に且つ軸線方向に進退可能に設けられている。なお、電極チューブ 9 3 の断面には斜線が施され、他の断面への斜線表示は省略されている。

20

【0004】

電極チューブ 9 3 には、シースチューブ 9 2 内で導電性操作ワイヤ 9 1 と機械的及び電氣的に連結された電極ワイヤ 9 4 が通過する一対の電極通過孔 9 5 , 9 5 が軸線方向に間隔をあけて形成されて、その一対の電極通過孔 9 5 , 9 5 間において電極ワイヤ 9 4 が電極チューブ 9 3 外に露出している。

【0005】

そして、シースチューブ 9 2 の後端側から導電性操作ワイヤ 9 1 を軸線周り方向に回転操作することにより電極チューブ 9 3 がシースチューブ 9 2 に対して軸線周り方向に回転し、導電性操作ワイヤ 9 1 を軸線方向に進退操作することにより電極チューブ 9 3 がシースチューブ 9 2 に対して軸線方向に進退するように構成されている。(例えば、特許文献 1)。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2010 - 75578

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上述のような内視鏡用高周波処置具の電極ワイヤ 9 4 に高周波電流を通電して粘膜を切除している最中に、電極チューブ 9 3 がシースチューブ 9 2 の先端でぐらついて軸線周り方向に回転すると、術者の意に反する方向に切除が行われてしまう等の危険性がある。

40

【0008】

そこで、導電性操作ワイヤ 9 1 を後端側から牽引操作して電極チューブ 9 3 の後端部分の領域をシースチューブ 9 2 の先端部分の領域に係合させることにより、シースチューブ 9 2 に対する電極チューブ 9 3 の回転を規制する構成が考えられている。このようにすることにより、シースチューブ 9 2 の先端において、電極ワイヤ 9 4 を任意の向きに安定して保持することができる(図 6 参照)。

【0009】

しかし、そのような操作を行う際に、導電性操作ワイヤ 9 1 を後端側からあまり強く牽引操作すると、図 6 に示されるように、一対の電極通過孔 9 5 , 9 5 内を通過している電

50

極ワイヤ 94 が、電極チューブ 93 を軸線方向に切り裂いて破損させてしまう恐れがある。

【0010】

本発明はそのような事情を鑑みてなされたものであり、導電性操作ワイヤを後端側から強く牽引操作しても、電極ワイヤが電極チューブを軸線方向に切り裂くおそれのない、耐久性の優れた内視鏡用高周波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】

【0011】

上記の目的を達成するため、本発明の内視鏡用高周波処置具は、導電性操作ワイヤが緩く挿通された電気絶縁性の可撓性のシースチューブの先端に、電気絶縁性の可撓性の電極チューブが軸線周り方向に回転可能に且つ軸線方向に進退可能にシースチューブと同軸線上に設けられ、電極チューブには、導電性操作ワイヤと機械的及び電氣的に連結された電極ワイヤが通過する一対の電極通過孔が軸線方向に間隔をあけて形成されて、その一対の電極通過孔間において電極ワイヤが電極チューブ外に露出し、シースチューブの後端側から導電性操作ワイヤを軸線周り方向に回転操作することにより電極チューブがシースチューブに対して軸線周り方向に回転し、導電性操作ワイヤを軸線方向に進退操作することにより電極チューブがシースチューブに対して軸線方向に進退するように構成された内視鏡用高周波処置具において、導電性操作ワイヤが後端側から牽引操作されて電極チューブの後端部分の領域がシースチューブの先端部分の領域に係合することによりシースチューブに対する電極チューブの回転が規制されるようにすると共に、電極ワイヤを電極チューブの基部付近に機械的に固定したものである。

【0012】

なお、電極ワイヤを電極チューブの基部付近に固定するための筒状部材が電極チューブの基部に嵌め込まれて固定され、電極ワイヤが、筒状部材内を通過する状態に配置されて筒状部材に対し固着されていてもよく、その場合に、筒状部材が金属製であり、電極ワイヤがロー接又は溶接により筒状部材に固着されていてもよい。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、電極ワイヤを電極チューブの基部付近に機械的に固定したことにより、導電性操作ワイヤを後端側から強く牽引操作しても、その牽引力が電極通過孔部分まで伝達されないので、電極ワイヤが電極チューブを軸線方向に切り裂くおそれが全くなく、優れた耐久性を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の側面断面図である。

【図2】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の正面図である。

【図3】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の図1におけるIII-III断面図である。

【図4】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の電極チューブの回転が規制された状態の側面断面図である。

【図5】従来の内視鏡用高周波処置具の側面断面図である。

【図6】従来の内視鏡用高周波処置具において不具合が発生した状態の側面断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図1は内視鏡用高周波処置具の側面断面図、図2はその正面図、図3は図1におけるII-II断面図である。

【0016】

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シースチューブで

あり、例えば直径が2.5 mm程度で長さが1～2 m程度のフッ素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。

【0017】

シースチューブ1内には、例えばステンレス鋼細線等を多数撚り合わせた撚り線からなる可撓性の導電操作ワイヤ2が、軸線周り方向に回転自在に且つ軸線方向に進退自在に緩く挿通配置されている。

【0018】

シースチューブ1の先端には、フッ素樹脂チューブ等のような電気絶縁性の可撓性チューブからなる電極チューブ3が、シースチューブ1の先端に対して軸線周り方向に回転可能に且つ軸線方向に進退可能に、シースチューブ1と同軸線上に設けられている。電極チューブ3の径はシースチューブ1より少し細くて、長さは例えば数cm程度である。

10

【0019】

4は、一部分が電極チューブ3の側面に露出する状態に配置された導電性の電極ワイヤである。電極ワイヤ4は、例えば一本のステンレス鋼単線材を折り曲げて形成され、その両端が後方位置において揃えられて、導電線操作ワイヤ2の先端と機械的及び電氣的に連結されている。5は、導電線操作ワイヤ2と電極ワイヤ4とを接続する導電性の接続パイプである。

【0020】

電極チューブ3の側面には、電極ワイヤ4が通過する一对の電極通過孔6、6が軸線方向に間隔をあけて形成されて、その一对の電極通過孔6、6間において、電極ワイヤ4が電極チューブ3外に露出している。

20

【0021】

一对の電極通過孔6、6から電極チューブ3内に引き込まれた電極ワイヤ4は、二列に並んで電極チューブ3内から後方に引き出されていて、電極チューブ3の基部付近に機械的に固定されている。

【0022】

7は、電極ワイヤ4を電極チューブ3の基部に固定するための例えばステンレス鋼材のような金属材料からなる筒状部材である。この実施例の筒状部材7は、電極チューブ3内に電極チューブ3の後端側からきつく圧入された部分と、電極チューブ3の後端と略同一外径に形成されて電極チューブ3の後端面に当接する状態に配置された鏢状部分とで形成されている。

30

【0023】

筒状部材7の電極チューブ3内に圧入された部分には、先が尖った周状突起7aが突出形成されており、その周状突起7aが電極チューブ3の内周面に食い込むことにより、筒状部材7が電極チューブ3に強固に固定された状態になっている。ただし、他の手段(例えば接着等)で筒状部材7を電極チューブ3に強固に固定すれば、周状突起7aを設けなくても差し支えない。

【0024】

電極ワイヤ4は、そのような筒状部材7内に二列に並んで配置されている部分において、筒状部材7に対しロー接(例えば銀ロー付け)又は溶接(例えばレザ溶接)等で強固に固着されている。図3にその部分の断面が示されている。

40

【0025】

その結果、電極ワイヤ4が電極チューブ3の基部付近に機械的に固定された状態になっている。なお、電極ワイヤ4を電極チューブ3の基部付近に機械的に強固に固定することができれば、筒状部材7は必ずしも設けなくてもよい。

【0026】

8は、導電線操作ワイヤ2の先端部分付近と電極チューブ3の後端部分付近との間で二列に並んで配置されている電極ワイヤ4をまとめて被覆する絶縁被覆チューブである。絶縁被覆チューブ8も例えばフッ素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。

50

## 【 0 0 2 7 】

絶縁被覆チューブ 8 の外径サイズは、絶縁被覆チューブ 8 がシースチューブ 1 内で軸線周り方向に回転自在に且つ軸線方向に進退自在であるように、ただしシースチューブ 1 内で大きくガタつかないように、シースチューブ 1 の内径より僅かに（例えば 0 . 2 mm 程度）小さく形成されている。

## 【 0 0 2 8 】

絶縁被覆チューブ 8 の後端部分は、接続パイプ 5 に被覆された状態になっていて、その部分はシースチューブ 1 内で軸線周り方向に回転自在であり且つ軸線方向に進退自在である。

## 【 0 0 2 9 】

一方、絶縁被覆チューブ 8 の先端部分は、径が広げられて筒状部材 7 と電極チューブ 3 の後端寄りの部分の外面に被覆された状態になっている。したがって、その部分はシースチューブ 1 内に深く入り込むことができない。

## 【 0 0 3 0 】

このように構成された内視鏡用高周波処置具において、図 4 に示されるように、導電線操作ワイヤ 2 が後端側から強く牽引操作されると、絶縁被覆チューブ 8 のうち電極チューブ 3 に被覆されて径が広がっている部分の後端部（即ち、電極チューブ 3 の後端部分の領域）がシースチューブ 1 の先端開口（即ち、シースチューブ 1 の先端部分の領域）に食い込む状態に係合する。

## 【 0 0 3 1 】

その結果、シースチューブ 1 に対する電極チューブ 3 の軸線周り方向の回転が規制された状態になり、シースチューブ 1 の先端において、電極ワイヤ 4 を任意の向きに安定して保持することができる。

## 【 0 0 3 2 】

そのような操作を行う際に、導電性操作ワイヤ 2 が後端側から強すぎる力で牽引操作される場合がある。しかし、電極ワイヤ 4 が筒状部材 7 を介して電極チューブ 3 の後端部に固定されていることにより、その牽引力は全て、導電線操作ワイヤ 2 と電極ワイヤ 4 を介して筒状部材 7 に伝えられる。

## 【 0 0 3 3 】

その結果、筒状部材 7 より先端寄りの電極ワイヤ 4 に対しては牽引力が直接伝達されないため、電極チューブ 3 が電極通過孔 6 部分において電極ワイヤ 4 で切り裂かれるような不具合が全く発生せず、優れた耐久性を得ることができる。

## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 3 4 】

- 1 シースチューブ
- 2 導電線操作ワイヤ
- 3 電極チューブ
- 4 電極ワイヤ
- 6 電極通過孔
- 7 筒状部材
- 7 a 周状突起
- 8 絶縁被覆チューブ

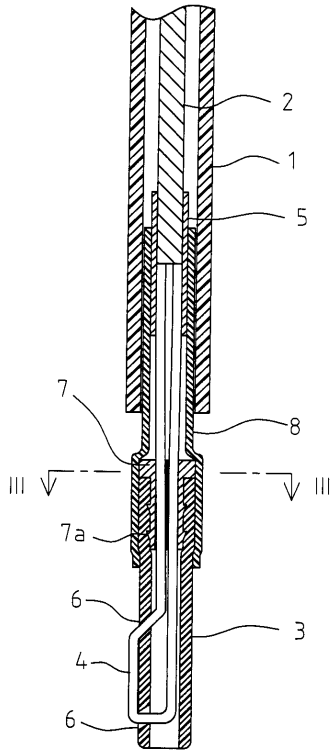
10

20

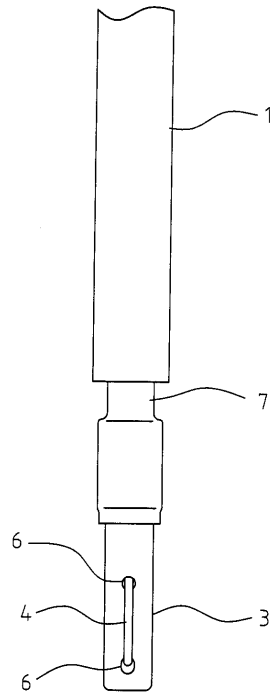
30

40

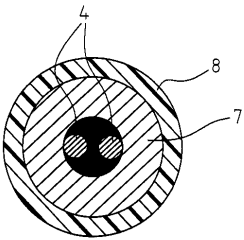
【図1】



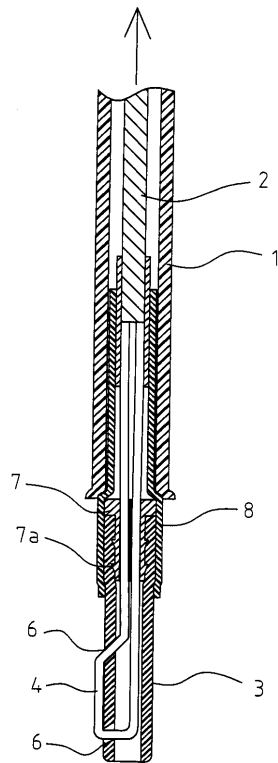
【図2】



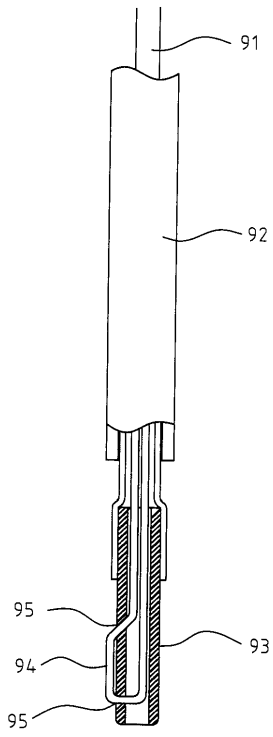
【図3】



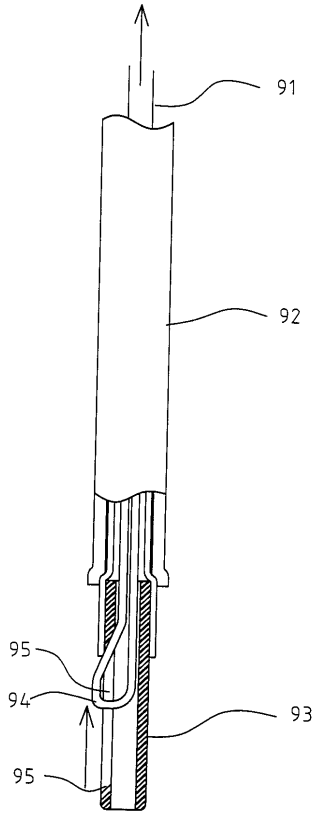
【図4】



【図5】



【図6】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2009-213506(JP,A)  
特開2010-131049(JP,A)  
特開2005-334000(JP,A)  
特開昭64-029254(JP,A)  
特開2001-079017(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 18/14

专利名称(译)	内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP5854912B2</a>	公开(公告)日	2016-02-09
申请号	JP2012088010	申请日	2012-04-09
[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	柴田博朗		
发明人	柴田 博朗		
IPC分类号	A61B18/14		
FI分类号	A61B17/39.315 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK18 4C160/KK36 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN13 4C160/NN14		
审查员(译)	八木凯塔		
其他公开文献	JP2013215368A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种用于内窥镜的高度耐用的高频治疗仪器，即使从后端侧强力拉动导电操作线，也不用担心在轴向上撕裂电极管。解决方案：从后端侧拉出导电操作线2，并且电极管3的后端部分的区域与鞘管1的前端部分的区域接合在调节旋转的同时，电极线4机械地固定在电极管3的基部附近。[选图]图1

(21) 出願番号	特願2012-88010 (P2012-88010)	(73) 特許権者	000113263 HOYA株式会社 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(22) 出願日	平成24年4月9日 (2012.4.9)	(74) 代理人	100078880 弁理士 松岡 修平
(65) 公開番号	特開2013-215368 (P2013-215368A)	(72) 発明者	柴田 博朗 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内
(43) 公開日	平成25年10月24日 (2013.10.24)	審査官	八木 敬太
審査請求日	平成27年2月17日 (2015.2.17)		