

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5124408号
(P5124408)

(45) 発行日 平成25年1月23日(2013.1.23)

(24) 登録日 平成24年11月2日(2012.11.2)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 18/14 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 5

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 5 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2008-249432 (P2008-249432)
 (22) 出願日 平成20年9月29日(2008.9.29)
 (65) 公開番号 特開2010-75578 (P2010-75578A)
 (43) 公開日 平成22年4月8日(2010.4.8)
 審査請求日 平成23年5月6日(2011.5.6)

(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 館林 貴明
 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 津田 真吾

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】

導電線が挿通された電気絶縁性の可撓性の基側チューブの先端に、電気絶縁性の可撓性の先端チューブが軸線周り方向に回転自在に接続して設けられ、上記先端チューブには上記導電線と機械的及び電氣的につながったワイヤ状の露出電極が通過する一対の電極通過孔が形成されて、その一対の電極通過孔間において上記露出電極が先端チューブ外に露出し、上記基側チューブの基端側から上記導電線を上記基側チューブに対し軸線周り方向に回転させることにより、上記先端チューブが上記基側チューブに対し軸線周り方向に回転するように構成された内視鏡用高周波処置具において、

上記基側チューブの基端側からの操作により上記基側チューブ内から上記先端チューブ内に挿脱されて、上記先端チューブ内に通された部分により上記先端チューブの腰の強さを補強する可動補強チューブが設けられていることを特徴とする内視鏡用高周波処置具。

【請求項 2】

上記可動補強チューブが可撓性チューブであって、上記導電線に緩く被嵌された状態に配置されている請求項 1 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 3】

上記可動補強チューブが上記基側チューブ内に全長にわたり挿通配置されている請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 4】

上記可動補強チューブが軸線方向の任意の位置で静止可能である請求項 1、2 又は 3 記

10

20

載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 5】

上記先端チューブの全体又は一部が透明の材料で形成され、且つ上記可動補強チューブが黒その他の有色の材料で形成されている請求項 1 ないし 4 のいずれかの項に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】

内視鏡の処置具挿通チャンネルに通されて E M R（経内視鏡的粘膜切除術）等に用いられる内視鏡用高周波処置具としては、導電線が挿通配置された電気絶縁性の可撓性の基側チューブの先端に、電気絶縁性の可撓性の先端チューブが軸線周方向に回転自在に接続して設けられたものがある。

【0003】

その先端チューブには、導電線と機械的及び電氣的につながった露出電極を外面に露出させるための一対の電極通過孔が形成されて、その一対の電極通過孔間において露出電極が外面に露出している。

【0004】

20

そして、基側チューブの基端側から導電線を軸線周方向に回転させることにより、先端チューブが基側チューブに対し軸線周方向に回転するように構成されて、露出電極の向きを手元側から任意に変えることができるようになっている（例えば、特許文献 1、2）。

【特許文献 1】特開 2005 - 334000

【特許文献 2】特開 2006 - 212109

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述のような従来の内視鏡用高周波処置具で粘膜切除処置を行う際には、先端側面の露出電極が粘膜に接触した状態を保ちつつ、先端チューブの側面を粘膜に食い込ませるように押し付ける操作をする。

30

【0006】

しかし、切開対象の粘膜が繊維化により硬くなっているような場合等には、その粘膜に押し付けられる先端チューブが曲がってしまって粘膜に十分な押し付け力が作用せず、粘膜切除をスムーズに行うことができない。

【0007】

かと言って、先端チューブの腰を徒に強くしたのでは、粘膜切開動作がギクシャクしたものになって切開状態が不正確なものになってしまう。先端チューブは、粘膜の硬さ等に対応して粘膜切開操作時に少し撓る（しなる）程度が使い易い。

40

【0008】

本発明は、露出電極が設けられている先端チューブの部分の腰の強さを、切開対象の粘膜の硬さ等に対応して任意に変化させて、スムーズで正確な粘膜切開処置を行うことができる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】

【0009】

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、導電線が挿通された電気絶縁性の可撓性の基側チューブの先端に、電気絶縁性の可撓性の先端チューブが軸線周方向に回転自在に接続して設けられ、先端チューブには導電線と機械的及び電氣的につながったワイヤ状の露出電極が通過する一対の電極通過孔が形成されて、その一対の電極

50

通過孔間において露出電極が先端チューブ外に露出し、基側チューブの基端側から導電線を基側チューブに対し軸線周方向に回転させることにより、先端チューブが基側チューブに対し軸線周方向に回転するように構成された内視鏡用高周波処置具において、基側チューブの基端側からの操作により基側チューブ内から先端チューブ内に挿脱されて、先端チューブ内に通された部分により先端チューブの腰の強さを補強する可動補強チューブが設けられているものである。

【 0 0 1 0 】

なお、可動補強チューブが可撓性チューブであって、導電線に緩く被嵌された状態に配置されていてもよく、可動補強チューブが基側チューブ内に全長にわたり挿通配置されていてもよい。

10

【 0 0 1 1 】

また、可動補強チューブが軸線方向の任意の位置で静止可能であるとよく、先端チューブの全体又は一部が透明の材料で形成され、且つ可動補強チューブが黒その他の有色の材料で形成されていてもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、基側チューブの基端側からの操作により基側チューブ内から先端チューブ内に挿脱されて、先端チューブ内に通された部分により先端チューブの腰の強さを補強する可動補強チューブが設けられていることにより、露出電極が設けられている先端チューブの部分の腰の強さを、切開対象の粘膜の硬さ等に対応して任意に変化させて、スムーズで正確な粘膜切開処置を行うことができる。

20

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 3 】

導電線が挿通された電気絶縁性の可撓性の基側チューブの先端に、電気絶縁性の可撓性の先端チューブが軸線周方向に回転自在に接続して設けられ、先端チューブには導電線と機械的及び電氣的につながったワイヤ状の露出電極が通過する一対の電極通過孔が形成されて、その一対の電極通過孔間において露出電極が先端チューブ外に露出し、基側チューブの基端側から導電線を基側チューブに対し軸線周方向に回転させることにより、先端チューブが基側チューブに対し軸線周方向に回転するように構成された内視鏡用高周波処置具において、基側チューブの基端側からの操作により基側チューブ内から先端チューブ内に挿脱されて、先端チューブ内に通された部分により先端チューブの腰の強さを補強する可動補強チューブが設けられている。

30

【 実施例 】

【 0 0 1 4 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図3は、内視鏡用高周波処置具の全体構成を示しており、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基側チューブであり、例えば直径が2mm程度で長さが1～2m程度の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のチューブにより形成されている。

【 0 0 1 5 】

40

基側チューブ1内には、例えばステンレス鋼撚り線等のような可撓性を有する導電線2が、軸線周方向に回転自在に全長にわたって挿通配置されている。導電線2の外周と基側チューブ1の内周との間には、基端付近だけが図示されている可動補強チューブ8を緩く配置するのに十分な隙間が確保されている。

【 0 0 1 6 】

基側チューブ1の先端に可動に接続された先端チューブ3は、基側チューブ1よりやや細い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のチューブにより形成されている。先端チューブ3の長さは例えば数cm程度である。

【 0 0 1 7 】

先端チューブ3の基端部分は基側チューブ1の先端内に差し込まれて、先端チューブ3

50

が基側チューブ 1 に対し軸線周り方向に回転自在に接続された状態になっている。先端チューブ 3 の先端付近の側面には、導電線 2 の先端に連結されたワイヤ状の露出電極 4 が露出配置されている。

【 0 0 1 8 】

20 は、基側チューブ 1 の基端に連結された操作部であり、基側チューブ 1 の基端に取り付けられた連結環 1 a が、操作部本体 2 1 の先端に軸線周り方向に回転自在に（但し軸線方向には移動しないように）連結されている。

【 0 0 1 9 】

その結果、連結環 1 a を保持して操作部 20 全体を軸線周り方向に回転させると、基側チューブ 1 内で導電線 2 が軸線周り方向に回転して、基側チューブ 1 に対し先端チューブ 3 が軸線周り方向に回転する。

10

【 0 0 2 0 】

操作部本体 2 1 に固定的に設けられた接続端子 2 2 には導電線 2 の基端部 2 a が電氣的に接続されていて、図示されていない高周波電源コードを接続端子 2 2 に接続することにより、導電線 2 を介して露出電極 4 に高周波電流を通電することができる。ただし、接続端子 2 2 を導電線 2 の基端部 2 a と共に操作部本体 2 1 に対し軸線方向に移動操作可能にした構成等であっても差し支えない。

【 0 0 2 1 】

23 は、操作部本体 2 1 に対してスライド自在に（但し、軸線周り方向には操作部本体 2 1 と一体に回転するように）設けられたスライド操作部材である。可動補強チューブ 8 の基端がスライド操作部材 23 に固定的に取り付けられていて、スライド操作部材 23 をスライド操作することにより、可動補強チューブ 8 が基側チューブ 1 内で軸線方向にスライドする。

20

【 0 0 2 2 】

図 1 は内視鏡用高周波処置具の先端部分の側面断面図、図 2 は一部を分解して示す斜視図である。先端チューブ 3 の先端近傍には、ワイヤ状の露出電極 4 を外面に露出させるための一対の電極通過孔 5 が先端チューブ 3 の長手方向に間隔をあけて形成されていて、露出電極 4 が一対の電極通過孔 5 の間において先端チューブ 3 の長手方向に沿う向きに先端チューブ 3 の外面に露出している。

【 0 0 2 3 】

30

露出電極 4 の後側近傍位置には、周囲と表面色が相違する指標部材 6 が先端チューブ 3 の外周を囲む状態に先端チューブ 3 に強固に固着されている。例えば熱収縮チューブ等からなる指標部材 6 の、露出電極 4 から見て裏側にあたる位置には、例えば小径の孔等からなる指標 6 a が形成されていて、露出電極 4 の裏面であることを視認することができる。ただし、指標部材 6 は省いても差し支えない。

【 0 0 2 4 】

露出電極 4 の基端部分は、基側チューブ 1 内において接続パイプ 7 により導電線 2 と機械的及び電氣的に連結接続されている。撚り線で形成された導電線 2 の一部を延長して露出電極 4 として用いれば、接続パイプ 7 を省くことができる。

【 0 0 2 5 】

40

例えば四フッ化エチレン樹脂チューブ等のような可撓性チューブで形成された可動補強チューブ 8 は、導電線 2 に緩く被嵌された状態で軸線方向に進退自在に基側チューブ 1 内に全長にわたり挿通配置されている。

【 0 0 2 6 】

可動補強チューブ 8 の先端部分付近は、操作部 20 でスライド操作部材 23 を操作することにより基側チューブ 1 内から先端チューブ 3 内に挿脱されて、先端チューブ 3 内に通された部分により先端チューブ 3 の腰の強さが補強される。

【 0 0 2 7 】

図 4 は、そのような可動補強チューブ 8 が、移動範囲の最先端位置まで移動して先端チューブ 3 内全体に挿通された状態を示している。可動補強チューブ 8 の先端付近の領域に

50

は、電極通過孔 5 を通って先端チューブ 3 内に入り出している露出電極 4 に可動補強チューブ 8 が干渉しないように、スリ割り 8 a が軸線と平行方向に形成されている。図 2 にそのスリ割り 8 a の形状が示されている。

【 0 0 2 8 】

このように構成された実施例の内視鏡用高周波処置具においては、高周波電流が通電された露出電極 4 を粘膜に接触させた状態を保ちつつ、先端チューブ 3 の側面を粘膜に押し付けるように操作することで粘膜切開を行うことができる。そして、切開方向の変化に伴って、先端チューブ 3 を基側チューブ 1 に対し軸線周方向に回転させて、露出電極 4 の向きを手元側から任意に変えることができる。

【 0 0 2 9 】

そして、操作部 2 0 側からの操作で可動補強チューブ 8 を進退させて、可動補強チューブ 8 の先端部分付近を先端チューブ 3 内に挿脱させると、可動補強チューブ 8 が差し込まれた範囲において先端チューブ 3 の腰の強さを補強することができる。

【 0 0 3 0 】

したがって、切開対象の粘膜が繊維化等のために硬くなっているような場合でも、先端チューブ 3 が大きく曲がらないようにして、先端チューブ 3 に十分な押し付け力を作用させ、粘膜切開処置をスムーズに行うことができる。

【 0 0 3 1 】

また、図 5 に示されるように、操作部 2 0 側からの操作により可動補強チューブ 8 を軸線方向の任意の位置で静止させることができるので、先端チューブ 3 の腰の強さを切開対象の粘膜の硬さ等に対応して任意に変化させて、スムーズで正確な粘膜切開処置を行うことができる。

【 0 0 3 2 】

そして、この先端チューブ 3 を透明の材料で形成し、且つ可動補強チューブ 8 の少なくとも先端部分付近を黒その他の有色の材料で形成することにより、内視鏡観察画面において先端チューブ 3 に対する可動補強チューブ 8 の挿入の程度を視認して、その調整操作を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 3 】

【図 1】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端部分の側面断面図である。

【図 2】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端部分の一部を分解して示す斜視図である。

【図 3】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の全体構成図である。

【図 4】本発明の実施例の可動補強チューブが最先端まで移動した状態の内視鏡用高周波処置具の先端部分の側面断面図である。

【図 5】本発明の実施例の可動補強チューブが中間まで移動した状態の内視鏡用高周波処置具の先端部分の側面断面図である。

【符号の説明】

【 0 0 3 4 】

- 1 基側チューブ
- 2 導電線
- 3 先端チューブ
- 4 露出電極
- 5 電極通過孔
- 8 可動補強チューブ
- 2 0 操作部
- 2 3 スライド操作部材

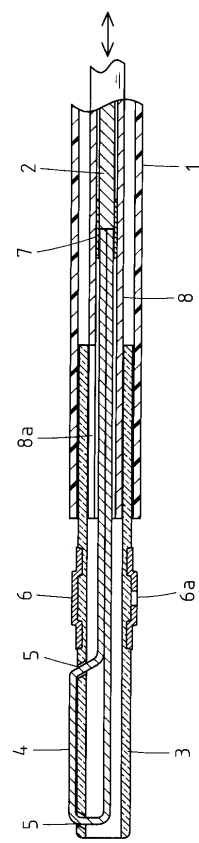
10

20

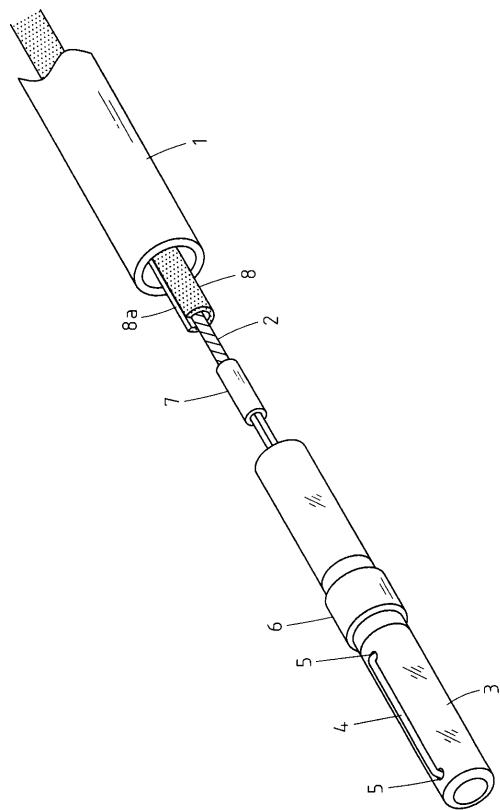
30

40

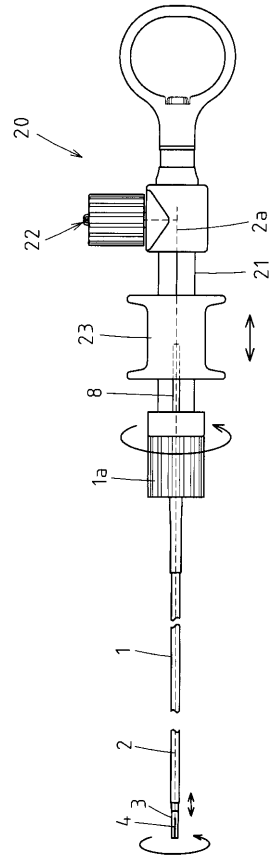
【図 1】



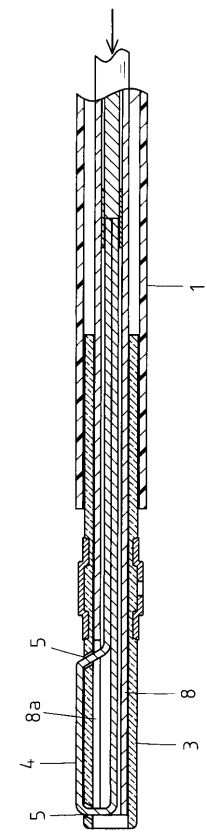
【図 2】



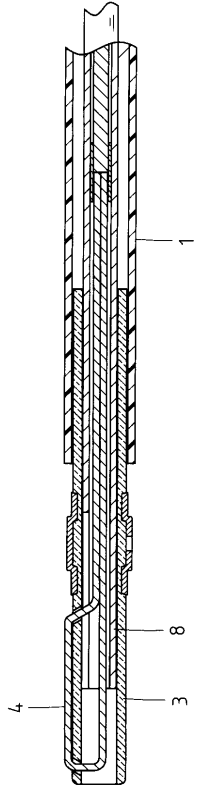
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 2 1 2 1 0 9 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 3 4 0 0 0 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 0 4 6 4 8 8 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 0 4 6 3 9 2 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 3 4 2 5 9 5 (J P , A)
特開平 1 1 - 1 6 4 8 3 6 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 8 / 1 2 - 1 8 / 1 6

专利名称(译)	内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	JP5124408B2	公开(公告)日	2013-01-23
申请号	JP2008249432	申请日	2008-09-29
[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	舘林貴明		
发明人	舘林 貴明		
IPC分类号	A61B18/14 A61B1/00		
FI分类号	A61B17/39.315 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C061/GG15 4C061/HH57 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK18 4C160/KK36 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN13 4C160/NN14 4C161/GG15 4C161/HH57		
审查员(译)	津田慎吾		
其他公开文献	JP2010075578A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供一种高频治疗装置，该装置能够通过任意改变具有暴露电极的远端管部分的刚度强度来对粘膜进行平滑和精确的切口处理。粘膜的硬度等是切口目标。解决方案：内窥镜的高频治疗装置被构造使得暴露的电极4暴露于远端管3的外部，在形成于远端管3的一对电极通孔5之间并且远端管3旋转通过从近端侧管1的基端侧相对于基端侧管1以轴线为中心的方向旋转导线，以相对于基端侧管1为中心的方向，以及设置有可移动的加强管8，用于通过从近端侧管1的内侧通过操作从近端侧管1的内部插入和拉出远端管3的部分来增强远端管3的刚度强度。近端侧管1穿过远端管3

