

(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2005-130957

(P2005-130957A)

(43) 公開日 平成17年5月26日(2005.5.26)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 18/14

F I

A61B 17/39 315

テーマコード (参考)

4C060

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2003-368188 (P2003-368188)

(22) 出願日 平成15年10月29日(2003.10.29)

(71) 出願人 000000527

ペンタックス株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(74) 代理人 100091317

弁理士 三井 和彦

(72) 発明者 大内 輝雄

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ

ンタックス株式会社内

Fターム(参考) 4C060 KK03 KK06 KK09 KK18 MM24

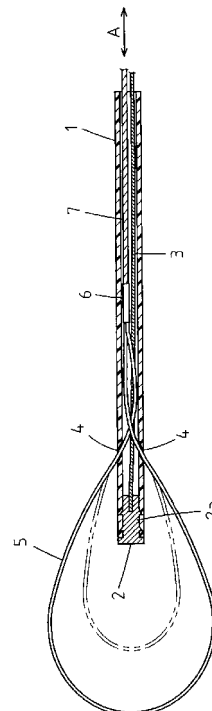
(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】高周波切除処置の最中に内視鏡の先端と人体組織との位置関係が不意に大きく変動した場合でも先端電極が患部から離れず、安全に高周波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。

【解決手段】電気絶縁性のシース1の先端から前方に突出する先端電極2に高周波電流が通電可能に構成された内視鏡用高周波処置具において、シース1の先端近傍の側壁に一对の通孔4を穿設し、先端電極2に対して電気絶縁されたワイヤループ5を、先端電極2を囲むように配置して、そのワイヤループ5を構成するワイヤを、シース1の基端側からの操作により通孔4からシース1内に入り込ませて膨縮させることができるようにした。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電気絶縁性のシースの先端から前方に突出する先端電極に高周波電流が通電可能に構成された内視鏡用高周波処置具において、

上記先端電極に対して電気絶縁されたワイヤループを、上記先端電極を囲むように配置して上記シースの基端側からの操作によって膨縮させることができるようにしたことを特徴とする内視鏡用高周波処置具。

【請求項 2】

上記シースの先端近傍の側壁に一对の通孔が穿設されていて、上記ワイヤループを構成するワイヤが上記通孔から上記シース内に入り出して上記ワイヤループが膨縮する請求項 1 記載の内視鏡用高周波処置具。

10

【請求項 3】

上記先端電極の上記シース先端から突出した部分が平板状に形成されて、その板面と上記ワイヤループとが略同一平面上に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】

上記先端電極に電氣的に接続された導電線が上記シース内に挿通配置されると共に、上記シースの基端側から操作されて上記ワイヤループを膨縮させるための操作ワイヤが上記シース内に軸線方向に進退自在に上記導電線と並んで挿通配置されている請求項 1、2 又は 3 記載の内視鏡用高周波処置具。

20

【請求項 5】

上記シースの先端から前方に突出する上記先端電極の突出量が、上記シースの基端側からの操作によって調整可能である請求項 1、2 又は 4 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 6】

上記先端電極が上記シースの先端から突没自在である請求項 5 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、内視鏡の処置具挿通チャンネルに通して使用され、高周波電流を通電して生体組織の粘膜の切開や切除等に用いられる内視鏡用高周波処置具に関する。

30

【背景技術】

【0002】

内視鏡用高周波処置具は一般に、高周波電流を通電可能な先端電極が電気絶縁性のシースの先端から前方に突出した構成になっており、粘膜面等に押し付けた先端電極に高周波電流を通電することにより、先端電極と接触している粘膜等がジュール熱によって切り裂かれる。

【0003】

しかし、そのような高周波処置を行っている最中に、術者が内視鏡の湾曲操作ノブに触れて内視鏡の先端部分が大きく変位してしまったり、患者が咳払い等をして人体組織側が急に動いたりすると、人体組織の予定外の部位が切開されてしまう場合がある。

40

【0004】

その対策として従来は、柔軟な金属撚り線等で先端電極を形成して、内視鏡先端と人体組織との位置関係が不意に変動しても患部に対する先端電極の動きが急にならないようにしたものがある（例えば、特許文献 1）。

【特許文献 1】特開 2002 - 153484

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

先端電極を金属撚り線で形成すると、内視鏡先端と人体組織との位置関係の変動がある

50

程度の範囲内の場合には先端電極の撓みによって先端電極が切開部から離れず、人体組織の予定外の部位が切開される現象が未然に防止される。

【 0 0 0 6 】

しかし、内視鏡の先端と人体組織との位置関係が不意に数センチメートル以上変動すると、先端電極の撓み程度ではその変動を吸収しきれなくなって、人体組織の予定外の部位が切開されてしまうおそれがある。

【 0 0 0 7 】

そこで本発明は、高周波切除処置の最中に内視鏡の先端と人体組織との位置関係が不意に大きく変動した場合でも先端電極が患部から離れず、安全に高周波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】

【 0 0 0 8 】

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、電気絶縁性のシースの先端から前方に突出する先端電極に高周波電流が通電可能に構成された内視鏡用高周波処置具において、先端電極に対して電気絶縁されたワイヤループを、先端電極を囲むように配置してシースの基端側からの操作によって膨縮させることができるようにしたものである。

【 0 0 0 9 】

なお、シースの先端近傍の側壁に一对の通孔が穿設されていて、ワイヤループを構成するワイヤが通孔からシース内に入り出してワイヤループが膨縮するようにしてもよく、先端電極のシース先端から突出した部分が平板状に形成されて、その板面とワイヤループとが略同一平面上に配置されていてもよい。

【 0 0 1 0 】

また、先端電極に電氣的に接続された導電線がシース内に挿通配置されると共に、シースの基端側から操作されてワイヤループを膨縮させるための操作ワイヤがシース内に軸線方向に進退自在に導電線と並んで挿通配置されていてもよい。

【 0 0 1 1 】

また、シースの先端から前方に突出する先端電極の突出量が、シースの基端側からの操作によって調整可能であってもよく、先端電極がシースの先端から突没自在であってもよい。

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、先端電極に対して電気絶縁されたワイヤループを、先端電極を囲むように配置してシースの基端側からの操作によって膨縮させることができるようにしたことにより、切除対象となる患部の周囲をワイヤループで囲んで軽く締め付けながら先端電極による切除処置を行うことができるので、高周波切除処置の最中に内視鏡の先端と人体組織との位置関係が不意に大きく変動した場合でも先端電極が患部から離れず、安全に高周波処置を行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 3 】

電気絶縁性のシースの先端から前方に突出する先端電極に高周波電流が通電可能に構成された内視鏡用高周波処置具において、シースの先端近傍の側壁に一对の通孔を穿設し、先端電極に対して電気絶縁されたワイヤループを、先端電極を囲むように配置して、そのワイヤループを構成するワイヤを、シースの基端側からの操作により通孔からシース内に入り込ませて膨縮させることができるようにした。

【実施例】

【 0 0 1 4 】

図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図 1 は本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端部分の平面断面図、図 2 はその斜視図であり、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 1 は、例え

10

20

30

40

50

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チューブによって形成されている。

【0015】

可撓性シース 1 の先端部分には、導電性の金属からなる先端電極 2 が前方に向けて突設されている。この実施例においては、先端電極 2 の可撓性シース 1 から突出する部分は平板状に形成されていて、それと一体に連設されている円柱状の基部 2 a が可撓性シース 1 の先端内に嵌め込み固定されている。

【0016】

なお、先端電極 2 の基部 2 a の側面には、可撓性シース 1 の内周面に食い込む突起が突設されている。ただし、可撓性シース 1 に対する先端電極 2 の固定構造はネジ、接着その他どのような手段を用いてもよい。

【0017】

3 は、先端電極 2 に高周波電流を供給するための導電線であり、可撓性シース 1 内に全長にわたって挿通配置されて、その先端部分が先端電極 2 の基部 2 a に半田付け等によって接合されている。なお、導電線 3 は裸線又は被覆線のどちらを用いても差し支えない。

【0018】

可撓性シース 1 の先端近傍部の側壁部には、略 180° 対称の位置に一对の通孔 4 が各々斜め前方の向きから穿設されていて、先端電極 2 を囲んで配置されたワイヤループ 5 を形成するワイヤが、一对の通孔 4 から可撓性シース 1 内に引き込まれている。

【0019】

ワイヤループ 5 は、耐熱性と電気絶縁性とを併有する例えばポリエステル繊維やフッ素樹脂等により形成されて、先端電極 2 の面（板面）と略同一平面上に位置するように先端電極 2 との位置関係が設定されている。

【0020】

なお、ワイヤループ 5 を構成するワイヤは、先端電極 2 に対して電気絶縁されていればよく、例えばステンレス鋼細線にフッ素樹脂チューブを被覆したもの等を用いても差し支えない。

【0021】

そして、可撓性シース 1 内に位置するワイヤループ 5 の基端部には、可撓性シース 1 内に軸線方向に進退自在に導電線 3 と並んで挿通配置された操作ワイヤ 7 が接続パイプ 6 を介して連結されている。

【0022】

したがって、操作ワイヤ 7 を矢印 A で示されるように基端側から進退操作することにより、可撓性シース 1 の前方において先端電極 2 を囲む状態に配置されているワイヤループ 5 が、図 1 に二点鎖線で示されるように膨縮する。

【0023】

図 3 は、上記実施例の内視鏡用高周波処置具の全体構成を示しており、可撓性シース 1 の基端に連結された操作部 20 の操作部本体 21 の側面には、図示されていない高周波電源コードが接続される接続端子 23 が突設されていて、その基部に導電線 3 の基端が接続されている。したがって、接続端子 23 に高周波電源コードを接続することにより、導電線 3 を介して先端電極 2 に高周波電流を通電することができる。

【0024】

また、操作部本体 21 にスライド自在に配置された操作片 22 には操作ワイヤ 7 の基端が連結されており、矢印 A で示されるように操作片 22 をスライド操作することにより、その運動が操作ワイヤ 7 により先端側に伝えられてワイヤループ 5 が膨縮する。

【0025】

このように構成された内視鏡用高周波処置具で経内視鏡的に粘膜切除処置を行う際には、図 4 に示されるように、内視鏡 50 の処置具挿通チャンネル 51 から突出させた内視鏡用高周波処置具の先端部分を観察窓 52 を通して観察しながら、切除対象の患部 100 をワイヤループ 5 で囲んで軽く締め付けた状態で、先端電極 2 を患部 100 に押し付けて高

10

20

30

40

50

周波電流を通電する。

【0026】

それによって、先端電極2が接触している組織粘膜が切り裂かれ、その際に、術者が内視鏡の湾曲操作ノブに触れたり、患者が咳払い等をして内視鏡50の先端と患部100との位置関係が大きく変動しても（或いは、変動しようとしても）、ワイヤループ5が患部100を締め付けているので患部100に対する先端電極2の位置が変動せず、安全に高周波切除処置を行うことができる。

【0027】

図5は、本発明の第2の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端部分を示しており、先端電極2を軸線方向に可動に配置して、可撓性シース1の先端から突没させることができるようにしたものである。 10

【0028】

この実施例では先端電極2が棒状に形成されていて、導電線3は軸線方向に進退自在に可撓性シース1内に挿通配置されている。先端電極2は、可撓性シース1の先端に装着された蓋体1aの中心孔を通過する状態に配置され、先端電極2の基端に形成されたストッパ2aが蓋体1aの裏面部分に当接するようになっている。

【0029】

したがって、導電線3を矢印Bで示されるように基端側から進退操作することにより、可撓性シース1の先端から先端電極2が矢印Cで示されるように突設し、その突出量を任意に調整することができる。その際に、ストッパ2aが蓋体1aの裏面部分に当接することにより、先端電極2は可撓性シース1の先端から一定量以上突出しない。 20

【0030】

図6は、第2の実施例の内視鏡用高周波処置具のための操作部20を示しており、矢印Bで示されるように導電線3を進退操作するための第2の操作片24が操作部本体21にスライド自在に取り付けられていて、接続端子23がその第2の操作片24に設けられている。

【図面の簡単な説明】

【0031】

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

【図2】本発明の第1の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端部分の一部を切除して示す斜視図である。 30

【図3】本発明の第1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】本発明の第1の実施例の内視鏡用高周波処置具による粘膜切除処置の状態を示す斜視図である。

【図5】本発明の第2の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端部分の一部を切除して示す斜視図である。

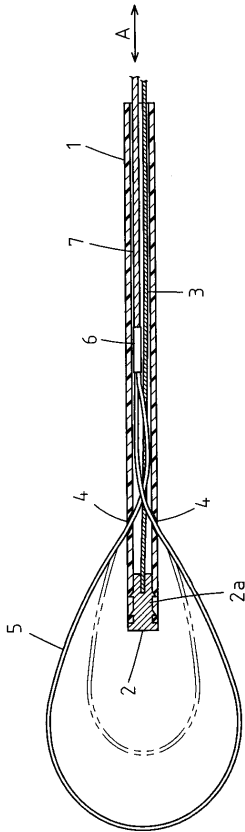
【図6】本発明の第2の実施例の内視鏡用高周波処置具の操作部の平面図である。

【符号の説明】

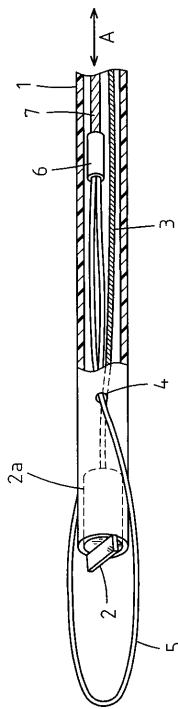
【0032】

- 1 可撓性シース
- 2 先端電極
- 3 導電線
- 4 通孔
- 5 ワイヤループ
- 7 操作ワイヤ
- 20 操作部

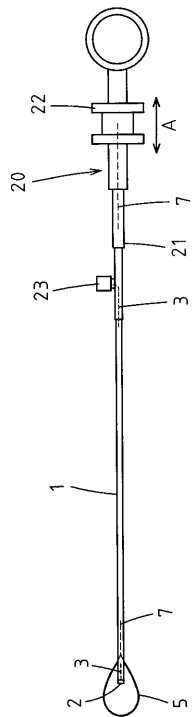
【図 1】



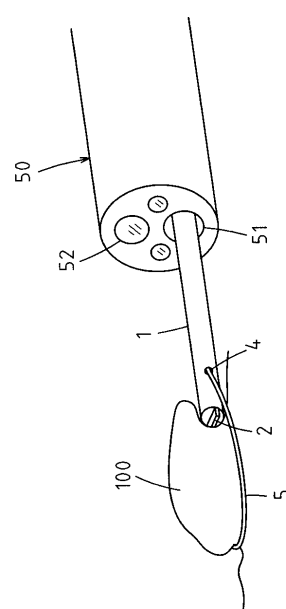
【図 2】



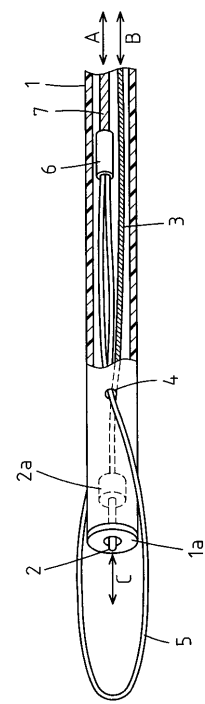
【図 3】



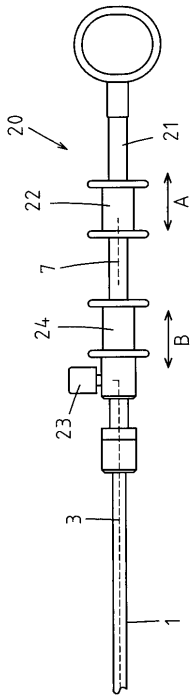
【図 4】



【 図 5 】



【 図 6 】



专利名称(译)	内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	JP2005130957A	公开(公告)日	2005-05-26
申请号	JP2003368188	申请日	2003-10-29
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	大内輝雄		
发明人	大内 輝雄		
IPC分类号	A61B18/14		
FI分类号	A61B17/39.315 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK09 4C060/KK18 4C060/MM24 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK18 4C160/KK36 4C160/MM32 4C160/NN09 4C160/NN11 4C160/NN14		
代理人(译)	三井和彦		
其他公开文献	JP4495442B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种即使在高频消融治疗期间内窥镜的尖端与人体组织之间的位置关系突然变化时，也能够安全地进行高频治疗而不会使尖端电极与患部分离的内窥镜。提供一种高频治疗工具供使用。解决方案：在一种用于内窥镜的高频治疗仪中，其中高频电流可以施加到从电绝缘护套1的尖端向前突出的尖端电极2上，穿过护套1的尖端附近的一对侧壁。钻出孔4，与尖端电极2电绝缘的线环5以包围尖端电极2的方式配置，并且形成线环5的线从护套1的基端侧插入。通过该操作，护套1可以通过通孔4移入和移出以膨胀和收缩。[选型图]图1

