

(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2005-296084

(P2005-296084A)

(43) 公開日 平成17年10月27日(2005.10.27)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 18/12

F I

A61B 17/39

テーマコード (参考)

4C060

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願2004-112610 (P2004-112610)

(22) 出願日 平成16年4月7日(2004.4.7)

(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 木戸岡 智志

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 KK06 KK10

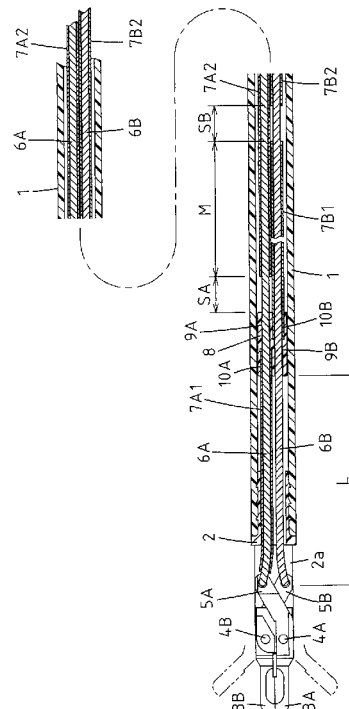
(54) 【発明の名称】 内視鏡用バイポーラ型高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】可撓性シース内に配置される一対の導線とそれに被覆された絶縁チューブの双方を、容易な組み立て作業により導線どうしが短絡しないように先端近傍で確実に結束された状態にすることができる内視鏡用バイポーラ型高周波処置具を提供すること。

【解決手段】一対の導線6A, 6Bを可撓性シース1の先端近傍において結束するための電気絶縁性の結束部材8を設けて、結束部材8には一対の導線6A, 6Bが通過する一対の平行な貫通孔9A, 9Bを形成し、結束部材8の先側に隣接する側では一方の導線6Aのみに絶縁チューブ7A1を被覆すると共に、結束部材8の後側に隣接する側では他方の導線6Bのみに絶縁チューブ7B1を被覆し、各絶縁チューブ7A1, 7B1を各々結束部材8の貫通孔9A, 9Bの途中位置まで差し込んで、各導線6A, 6Bと絶縁チューブ7A1, 7B1とを各々貫通孔9A, 9B, 10A, 10Bに接合した。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

可撓性シースの先端に互いに電気絶縁された一対の電極が可動に配置され、上記一対の電極を動作させるために上記可撓性シース内に軸線方向に進退自在に全長にわたって挿通配置された操作ワイヤが、上記各電極に高周波電流を通電するための互いに電気絶縁された一対の導線である内視鏡用バイポーラ型高周波処置具において、

上記一対の導線を上記可撓性シースの先端近傍において結束するための電気絶縁性の結束部材を設けて、上記結束部材には上記一対の導線が通過する一対の平行な貫通孔を形成し、上記結束部材の先側に隣接する側では上記一対の導線の中の一方の導線のみを電気絶縁性の絶縁チューブを被覆すると共に、上記結束部材の後側に隣接する側では他方の導線のみを電気絶縁性の絶縁チューブを被覆し、上記各絶縁チューブを各々上記結束部材の貫通孔の途中位置まで差し込んで、上記各導線と絶縁チューブとを各々上記貫通孔に接合したことを特徴とする内視鏡用バイポーラ型高周波処置具。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、可撓性シースの先端に互いに電気絶縁された一対の電極が配置された内視鏡用バイポーラ型高周波処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

20

内視鏡用バイポーラ型高周波処置具においては、一般に、可撓性シースの先端に互いに電気絶縁された一対の電極が可動に配置され、その一対の電極を動作させるために可撓性シース内に軸線方向に進退自在に全長にわたって挿通配置された操作ワイヤが、各電極に高周波電流を通電するための互いに電気絶縁された一対の導線によって形成されている。即ち、一対の導線が操作ワイヤを兼用している（例えば、特許文献 1、2）。

【特許文献 1】特開 2002 - 253570

【特許文献 2】特開 2003 - 299668

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

30

可撓性シース内に挿通されている一対の導線を操作ワイヤとして兼用する構造においては、一対の導線が先端においてバラバラに進退すると一対の電極の動作が不均一になって処置操作等に不都合が生じるので、一対の導線を先端近傍で結束しておくことが望ましい。

【0004】

しかし、そのような一対の導線には互いの間を電気絶縁するために絶縁チューブが被覆されており、絶縁チューブどうしを結束しても、その内部で絶縁チューブと導線との間に滑りが生じることによって一対の導線がバラバラに進退してしまう可能性がある。

【0005】

したがって、結束部では絶縁チューブを剥いで導線どうしを直接結束する必要があるが、単純にそのように構成すると、導線どうしが触れ易い状態になって電氣的に短絡してしまう可能性が生じる。

40

【0006】

そこで本発明は、可撓性シース内に配置される一対の導線とそれに被覆された絶縁チューブの双方を、容易な組み立て作業により導線どうしが短絡しないように先端近傍で確実に結束された状態にすることができる内視鏡用バイポーラ型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】

【0007】

上記の目的を達成するため、本発明の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具は、可撓性シ

50

ースの先端に互いに電気絶縁された一对の電極が可動に配置され、一对の電極を動作させるために可撓性シース内に軸線方向に進退自在に全長にわたって挿通配置された操作ワイヤが、各電極に高周波電流を通電するための互いに電気絶縁された一对の導線である内視鏡用バイポーラ型高周波処置具において、一对の導線を可撓性シースの先端近傍において結束するための電気絶縁性の結束部材を設けて、結束部材には一对の導線が通過する一对の平行な貫通孔を形成し、結束部材の先側に隣接する側では一对の導線の中の一方向の導線のみで電気絶縁性の絶縁チューブを被覆すると共に、結束部材の後側に隣接する側では他方の導線のみで電気絶縁性の絶縁チューブを被覆し、各絶縁チューブを各々結束部材の貫通孔の途中位置まで差し込んで、各導線と絶縁チューブとを各々貫通孔に接合したものである。

10

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、結束部材の先側に隣接する側では一对の導線の中の一方向の導線のみで電気絶縁性の絶縁チューブを被覆すると共に、結束部材の後側に隣接する側では他方の導線のみで電気絶縁性の絶縁チューブを被覆し、各絶縁チューブを各々結束部材の貫通孔の途中位置まで差し込んで、各導線と絶縁チューブとを各々貫通孔に接合したことにより、可撓性シース内に配置される一对の導線とそれに被覆された絶縁チューブの双方を、容易な組み立て作業により導線どうしが短絡しないように先端近傍において確実に結束された状態にすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

20

【0009】

可撓性シースの先端に互いに電気絶縁された一对の電極が可動に配置され、一对の電極を動作させるために可撓性シース内に軸線方向に進退自在に全長にわたって挿通配置された操作ワイヤが、各電極に高周波電流を通電するための互いに電気絶縁された一对の導線である内視鏡用バイポーラ型高周波処置具において、一对の導線を可撓性シースの先端近傍において結束するための電気絶縁性の結束部材を設けて、結束部材には一对の導線が通過する一对の平行な貫通孔を形成し、結束部材の先側に隣接する側では一对の導線の中の一方向の導線のみで電気絶縁性の絶縁チューブを被覆すると共に、結束部材の後側に隣接する側では他方の導線のみで電気絶縁性の絶縁チューブを被覆し、各絶縁チューブを各々結束部材の貫通孔の途中位置まで差し込んで、各導線と絶縁チューブとを各々貫通孔に接合する。

30

【実施例】

【0010】

図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図1は内視鏡用バイポーラ型高周波処置具を示しており、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自在な例えば四フッ化エチレン樹脂チューブ等によって形成された電気絶縁性の可撓性シース1の先端に、電気絶縁性の例えばセラミックスや耐熱プラスチック等からなる先端支持本体2が取着されている。

【0011】

先端支持本体2の先端部分には、導電性の例えばステンレス鋼等からなる一对の嘴状の電極3A、3Bが、互いに電気絶縁された状態で各々支軸4A、4Bを中心に回転自在に取り付けられている。

40

【0012】

そして、各電極3A、3Bから一体的に支軸4A、4Bの後方に延出するように形成されたアーム5A、5Bが、先端支持本体2に形成されているスリット2a内に配置されていて、可撓性シース1内に全長にわたって挿通配置された一对の導線6A、6Bの先端がアーム5A、5Bに連結されている。

【0013】

一对の導線6A、6Bは可撓性シース1内に軸線方向に進退自在に配置されており、可撓性シース1の基端側に連結された図示されていない操作部から導線6A、6Bを進退操

50

作することにより、導線 6 A , 6 B が進退動作をし、それによって電極 3 A , 3 B が嘴状に開閉する。図 1 には、電極 3 A , 3 B が開いた状態が二点鎖線で図示されている。

【 0 0 1 4 】

このように一对の導線 6 A , 6 B は電極 3 A , 3 B を開閉駆動するための操作ワイヤを兼用しているが、各電極 3 A , 3 B に操作部側から高周波電流を通電することができるよう、一对の導線 6 A , 6 B は互いに電気絶縁された状態で電極 3 A , 3 B に接続されている。

【 0 0 1 5 】

7 A 1 と 7 A 2 は、一方の導線 6 A に被覆された電気絶縁性の絶縁チューブ、7 B 1 と 7 B 2 は、他方の導線 6 B に被覆された電気絶縁性の絶縁チューブであり、一方の導線 6 A と他方の導線 6 B とが直接接触しないようにしてある。 10

【 0 0 1 6 】

また、一对の導線 6 A , 6 B は先端近傍において絶縁チューブ 7 A 1 , 7 B 1 と共に結束部材 8 により結束されている。各導線 6 A , 6 B の先端から結束部材 8 までの距離 L は、例えば 10 ~ 20 mm 程度である。

【 0 0 1 7 】

結束部材 8 は、電気絶縁性のプラスチック部材又はセラミックス等により可撓性シース 1 内に緩く嵌合する例えば円柱形状に形成されていて、その部分を拡大図示する図 2 にも示されるように、結束部材 8 には、一对の導線 6 A , 6 B が通過する一对の平行な貫通孔 9 A , 9 B が軸線方向に形成されている。 20

【 0 0 1 8 】

そして、結束部材 8 の先側に隣接する側では、一对の導線 6 A , 6 B の中の一方の導線 6 A のみに絶縁チューブ 7 A 1 が被覆されていて、それと並んで配置されている他方の導線 6 B は可撓性シース 1 内において剥き出しである。

【 0 0 1 9 】

また、結束部材 8 の後側に隣接する側では他方の導線 6 B のみに絶縁チューブ 7 B 1 が被覆されていて、それと並んで配置されている一方の導線 6 A は可撓性シース 1 内において剥き出しである。

【 0 0 2 0 】

そのように、結束部材 8 の前側において一方の導線 6 A に被覆されている絶縁チューブ 7 A 1 と、結束部材 8 の後側において他方の導線 6 B に被覆されている絶縁チューブ 7 B 1 とを、各々貫通孔 9 A , 9 B の途中位置まで差し込めるように、各貫通孔 9 A , 9 B には太径部 10 A , 10 B が形成されている。ただし、太径部 10 A , 10 B どうしが干渉しないように、太径部 10 A , 10 B の長さは結束部材 8 の長さの半分未満に設定されている。 30

【 0 0 2 1 】

そして、各太径部 10 A , 10 B 内においては、絶縁チューブ 7 A 1 , 7 B 1 が結束部材 8 に接着固定され、貫通孔 9 A , 9 B のその他の部分内においては、導線 6 A , 6 B が結束部材 8 に直接接着固定されている。

【 0 0 2 2 】

したがって、極めて容易な組み立て作業により、各導線 6 A , 6 B と絶縁チューブ 7 A 1 , 7 B 1 とを各々結束部材 8 に対して確実に接着固定することができ、操作ワイヤとしての一对の導線 6 A , 6 B を、先端部分において動きがバラバラにならないように均一に進退させることができる。 40

【 0 0 2 3 】

また、結束部材 8 より後方において一对の導線 6 A , 6 B どうしの電気絶縁状態を確保するために、各導線 6 A , 6 B には各々操作部に至る長い絶縁チューブ 7 A 2 , 7 B 2 が被覆されている。

【 0 0 2 4 】

ただし、可撓性シース 1 が屈曲したときに操作部に至る絶縁チューブ 7 A 2 , 7 B 2 と 50

導線 6 A , 6 B との間に滑りが生じることを考慮して、操作部に至る絶縁チューブ 7 A 2 , 7 B 2 の先端面と結束部材 8 の後端面 (及び結束部材 8 の後側に固着されている絶縁チューブ 7 B 1 の後端面) との間には、軸線方向に各々数 mm 程度の隙間 S A , S B をあけてある。

【 0 0 2 5 】

そして、その両導線 6 A , 6 B の被覆の隙間 S A と隙間 S B との間の間隔 M が、30 ~ 50 mm 程度に設定されていることにより、操作部に至る絶縁チューブ 7 A 2 , 7 B 2 が導線 6 A , 6 B に対して滑っても、導線 6 A , 6 B 間の電気絶縁が確実に確保されている。

【 0 0 2 6 】

なお本発明は上記実施例に限定されるものではなく、例えば本発明は電極 3 A , 3 B が嘴状以外の動作をする各種の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具に適用することができる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 7 】

【 図 1 】 本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の先端寄りの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バイポーラ型高周波処置具の部分拡大側面断面図である。

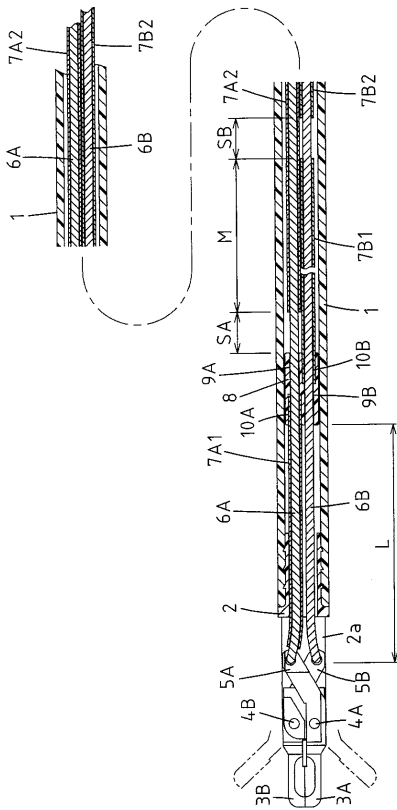
【 符号の説明 】

20

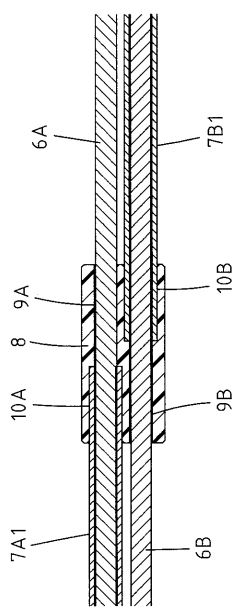
【 0 0 2 8 】

- 1 可撓性シース
- 3 A , 3 B 電極
- 6 A , 6 B 導線
- 7 A 1 , 7 B 1 結束部材に結束される絶縁チューブ
- 7 A 2 , 7 B 2 操作部に至る絶縁チューブ
- 8 結束部材
- 9 A , 9 B 貫通孔
- 10 A , 10 B 太径部

【 図 1 】



【 図 2 】



专利名称(译)	双极高频内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP2005296084A	公开(公告)日	2005-10-27
申请号	JP2004112610	申请日	2004-04-07
[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	木戸岡智志		
发明人	木戸岡 智志		
IPC分类号	A61B18/12		
FI分类号	A61B17/39 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK06 4C060/KK10 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK39 4C160/MM32 4C160/NN09		
代理人(译)	三井和彦		
其他公开文献	JP4459688B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：确保在尖端附近可靠地捆扎成对的导体，这些导体布置在柔性护套中，并且绝缘层覆盖有导体，以确保通过简单的组装工作不会使导体短路。提供一种可用于内窥镜的双极高频治疗仪。设置用于在柔性护套（1）的尖端附近束缚一对导线（6A，6B）的电绝缘的束缚构件（8），并且一对导线（6A，6B）穿过束缚构件（8）。形成平行的通孔9A，9B，并且绝缘管7A1仅在与结合构件8的前侧相邻的一侧上的一个导体6A上以及在与结合构件8的后侧相邻的另一侧上的一侧上涂覆有绝缘体7A1。绝缘管7B1仅覆盖在导线6B上，并且每个绝缘管7A1、7B1插入到结合构件8的通孔9A，9B的中间位置，并且分别穿过每个导线6A，6B和绝缘管7A1、7B1。结合到孔9A，9B，10A，10B。[选型图]图1

