

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4624483号
(P4624483)

(45) 発行日 平成23年2月2日 (2011.2.2)

(24) 登録日 平成22年11月12日 (2010.11.12)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39
A 6 1 L 31/00 (2006.01)	A 6 1 L 31/00 Z

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2010-507748 (P2010-507748)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成21年12月22日 (2009.12.22)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2009/071325		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(87) 国際公開番号	W02010/074079	(74) 代理人	100106909
(87) 国際公開日	平成22年7月1日 (2010.7.1)		弁理士 棚井 澄雄
審査請求日	平成22年5月26日 (2010.5.26)	(74) 代理人	100064908
(31) 優先権主張番号	12/340,861		弁理士 志賀 正武
(32) 優先日	平成20年12月22日 (2008.12.22)	(74) 代理人	100094400
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 鈴木 三義
早期審査対象出願		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100129403
			弁理士 増井 裕士

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入されて使用される処置具であって、

被検体に対して熱エネルギーを与えることで被検体に処置を施すための処置部を先端に有するワイヤ状の操作部材と、

前記ワイヤ状の操作部材が挿通された挿通路を有し、前記処置部で前記被検体を処置する際に前記処置部と接触する接触部を先端側に有する筒状の熱可塑性樹脂からなるシースと、

前記接触部に接触した前記処置部を前記シース部材に対して所定の範囲内で移動させて前記被検体を処置するために前記操作部材の手元側に取り付けられた操作部と、

前記処置部が移動する前記所定の範囲に応じて、前記接触部とその近傍の熱可塑性樹脂を架橋状態にして形成した架橋部と、
を有する処置具。

【請求項 2】

前記処置部に高周波電流を供給するための電力供給部をさらに備え、

前記架橋部は、前記シースの前記処置部側の端部から所定の長さの範囲に設けられている請求項 1 に記載の処置具。

【請求項 3】

前記架橋部は、前記シースの前記操作部側の端部から所定の長さの範囲に設けられており、前記処置具は内視鏡に挿入可能であり、前記処置具が前記内視鏡に挿入されて前記シ

10

20

ースの先端が前記内視鏡の先端から突出されたときに、前記シースのうち、前記架橋部のみが前記内視鏡の外部に露出する請求項 1 に記載の処置具。

【請求項 4】

前記シースは、前記熱可塑性樹脂が架橋されていない未架橋領域を有し、

前記架橋部は、前記シースの前記処置部側の端部から所定の長さの範囲と、前記シースの前記操作部側の端部から所定の長さの範囲とに設けられており、前記処置具が湾曲可能な挿入部を有する内視鏡に挿入されて前記シースの先端が前記内視鏡の先端から突出されたときに、前記挿入部のうち湾曲可能な部位には、前記未架橋領域のみが位置する請求項 1 に記載の処置具。

【請求項 5】

前記シースは、前記熱可塑性樹脂が架橋されていない未架橋領域を有し、

前記架橋部は、前記未架橋領域との境界の少なくとも一部に、前記熱可塑性樹脂の架橋度が前記未架橋領域に向かって徐々に低下する徐変領域を有する請求項 1 に記載の処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、経内視鏡的に体腔内に挿入されて使用される処置具に関する。

本願は、2008年12月22日に米国に出願された米国特許出願12／340861号に基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

【背景技術】

【0002】

従来、患者等の体腔内に経内視鏡的に挿入して使用される各種の内視鏡用処置具が知られている。このような内視鏡用処置具の一般的な構成としては、以下の通りである。すなわち、可撓性を有する長尺の管状部材（シース）の先端に処置を行うための鉗子等の各種の処置部が設けられる。処置部はシースに挿通された操作ワイヤの第一の端部と接続されており、第二の端部が接続された操作部を介して処置部が操作される。そして処置部及びシースを体腔内に挿入し、処置対象部位まで処置部を到達させて処置等の手技を行う。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特許3573800号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、従来の内視鏡用処置具では、例えば処置に際し処置部に高周波電流を供給し、それに伴い処置部が高熱を発すると、高温となった処置部やその付近の操作ワイヤがシースに接触し、シースが溶融したり変形したりする場合がある。

また、処置部で組織を捕捉してシース側に引き込んでいく際に処置部とシースとが当接してシースの先端が軸線方向に圧縮を受けると、シースの先端が破損する場合がある。一方、シースの先端の物理的強度を高めるには、2色成形や異なる材質のチューブを継ぎ合わせる等の煩雑で効率の悪い方法によらざるを得ない。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明は、上記課題を解決するためになされたもので、体腔内に挿入されて使用される処置具であって、被検体に対して熱エネルギーを与えることで被検体に処置を施すための処置部を先端に有するワイヤ状の操作部材と、前記ワイヤ状の操作部材が挿通された挿通路を有し、前記処置部で前記被検体を処置する際に前記処置部と接触する接触部を先端側に有する筒状の熱可塑性樹脂からなるシースと、前記接触部に接触した前記処置部を前記シース部材に対して所定の範囲内で移動させて前記被検体を処置するために前記操作部材の

10

20

30

40

50

手元側に取り付けられた操作部と、前記処置部が移動する前記所定の範囲に応じて、前記接触部とその近傍の熱可塑性樹脂を架橋状態にして形成した架橋部と、を有する処置具である。

【発明の効果】

【0006】

本発明の処置具によれば、シースが耐熱性や物理的強度に優れた架橋部を備えているので、高温となった処置部やその付近の操作ワイヤがシースに接触しても、シースの溶融や変形が防止され、安全に処置を行うことができる。

また、シースの先端が軸線方向に圧縮を受けても、圧縮を好適に受け止めてシース先端の破損を防止することができる。

10

また、熱可塑性樹脂と架橋促進剤とを混練した混練材料からなるシースの所望の領域に電離性放射線を照射するだけで、シースの所望の領域に架橋部を形成することができるので、従来のように煩雑で効率の悪い方法によらずに、容易にシースの一部の物理特性を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明の第1実施形態の内視鏡用処置具を示す図である。

【図2】同内視鏡用処置具のシースに架橋部を形成する動作を示す図である。

【図3】架橋部の耐熱性に関する検討結果を示す表である。

【図4】架橋部の耐圧縮性の検討方法を示す図である。

20

【図5】架橋部の耐圧縮性に関する検討結果を示す表である。

【図6】架橋部の耐座屈性に関する検討結果を示す表である。

【図7】内視鏡が湾曲された状態を示す図である。

【図8】同内視鏡用処置具の架橋部の挿入性に関する検討結果を示す表である。

【図9】本発明の第2実施形態の内視鏡用処置具を示す図である。

【図10】内視鏡に同内視鏡用処置具を挿入する動作を示す図である。

【図11】本発明の第3実施形態の内視鏡用処置具を示す図である。

【図12】本発明の変形例の内視鏡用処置具における架橋部を示す図である。

【図13】同架橋部を形成する動作を示す図である。

【図14A】本発明の変形例の内視鏡用処置具における架橋部を示す図である。

30

【図14B】本発明の変形例の内視鏡用処置具における架橋部を示す図である。

【図15】本発明の変形例の内視鏡用処置具における架橋部を示す図である。

【図16】本発明の変形例の内視鏡用処置具における架橋部を示す図である。

【図17】同架橋部を形成する動作を示す図である。

【図18】本発明の変形例の内視鏡用処置具の剛性を検討した結果を示す表である。

【図19】本発明の変形例の内視鏡用処置具における処置部及び架橋部を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

本発明の第1実施形態について、図1から図8を参照して説明する。図1は本実施形態の内視鏡用処置具（以下、単に「処置具」と称する。）1を示す図である。

40

【0009】

処置具1は、体腔内に挿入される長尺のシース10と、シース10に挿通された操作ワイヤ（不図示）と、操作ワイヤの第1の端部に接続された処置部20と、シース10と接続された操作部30とを備えている。

【0010】

シース10は可撓性を有する管状の部材であり、処置部20側の第1端部10Aから所定の長さの範囲R1が、他の部位と比較して高い剛性を有する架橋部11となっている。シース10の残りの領域は、後述する未架橋領域12となっている。シース10の第2端部10Bは、接着や溶着等により操作部30と接続されている。

なお、以降の処置具1の説明においては、処置部20が配置される側を先端側と称し、

50

操作部 30 が配置される側を基端側と称する。また、架橋部 11 の構造、物理的特性、及びシース 10 に架橋部 11 を形成する方法等については後述する。

【0011】

処置部 20 としてのスネアワイヤ 21 は、ポリープ等を切除する際に用いられる公知のものであり、シース 10 に進退可能に挿通された操作ワイヤの先端（第 1 の端部）に接続されている。したがって、操作ワイヤを基端側に摺動させることによって、スネアワイヤ 21 をシース 10 の内部に収容することが可能である。

【0012】

操作部 30 は、シース 10 が接続される本体 31 と、本体 31 の長手方向に摺動可能に本体 31 に取り付けられたスライダ 32 とを備えている。本体 31 には、長手方向に延びる図示しない溝やスリット等の空間が設けられており、シース 10 に挿通された操作ワイヤの基端（第 2 の端部）側が当該空間に進入している。そして、操作ワイヤの基端はスライダ 32 に接続されている。

スライダ 32 には、図示しないプラグ（電力供給部）が設けられており、図示しない高周波電源とプラグとを接続することによって、操作ワイヤを介して処置部 20 に高周波電流を供給することが可能である。

【0013】

次に、シース 10 及び架橋部 11 について詳しく説明する。

シース 10 は熱可塑性樹脂を用いて形成されている。使用可能な熱可塑性樹脂としては、例えば、熱可塑性芳香族エーテル芳香族エステル樹脂、熱可塑性エーテルアミド樹脂等を好適に採用することができるが、これらに限定されるものではない。また 1 種類の樹脂を単独で使用することも、複数種類の樹脂をブレンドして使用することもできる。

【0014】

体腔内に挿入されるシース 10 には、様々な特性が要求される。特に、内視鏡の挿入部にもうけられたチャンネルに挿通されて経内視鏡的に体腔内に挿入される内視鏡用処置具の場合、以下のような特性が求められる。すなわち、体腔内でチャンネルが蛇行していても良好に挿入できること（挿入性）、シースの押し込み操作を行った際に自身が曲がらずに先端に操作を伝えること（耐座屈性）、押し込み操作を行った際に軸線方向に圧縮されにくく、押し込み操作に伴って発生する力量を減衰させにくいこと、かつ操作部で発生する力量（例えばスライダ 32 を引く力量）が先端の処置部 20 で処置に用いられる力量（例えば、組織を把持したり、緊縛したりする力量）として伝達される際に減衰されずに効率よく伝達されること（耐圧縮性）、処置部が高周波電流を供給されて使用されるもの等の場合、発生する熱で溶けたり変形したりしないこと（耐熱性）などである。

これらのパラメータの一部は、一方を向上させようとする、他方が低下するという、相反する関係にある。例えば、シースの剛性を高めれば、耐座屈性は向上するが、挿入性は低下する等の例が挙げられる。したがって、すべてのパラメータが好適に設定されたシースを製造することは容易ではない。

【0015】

熱可塑性樹脂に架橋促進剤を添加し電離性放射線を照射することで、熱可塑性樹脂の分子が架橋され、樹脂の剛性が向上することが知られている。そこで、本実施形態のシース 10 は、熱可塑性樹脂に架橋促進材を混練した混練材料を用いて成形し、さらに所望の部分に電離性放射線を照射することで架橋部 11 を形成している。

【0016】

使用する架橋促進剤としては、例えば、各種多官能モノマーを使用できる。その具体例としては、ジエチレングリコールなどのジアクリレート系化合物、エチレングリコールジメタクリレートなどのジメタクリレート系化合物、トリメチロールプロパントリアクリレートなどのトリアクリレート系化合物、トリメチロールプロパントリメタクリレートなどのトリメタクリレート系化合物、トリアリルイソシアヌレートやトリアリルシアヌレートなどのトリアリルシアヌレート系化合物、ジアリルマレート、ジアリルフマレート、エポキシアクリレート、などが挙げられる。これらの中でも、耐圧縮性が高く、耐熱性も高い

10

20

30

40

50

樹脂組成物を得ることができ易い点で、トリアリルイソシアヌレート、トリアリルメタ
イソシアヌレート、エポキシアクリレートが特に好ましい。これらは、それぞれ単独で、あ
るいは2種以上を組み合わせ使用することができる。架橋促進剤の使用割合は、熱可塑
性芳香族エーテルエステル樹脂100質量部に対して、1～20質量部、好ましくは3～
10質量部である。必要な耐熱性能等に応じて架橋促進剤をこの範囲で選定することが出
来る。

【0017】

また、本発明で使用される電離性放射線としては、電子線、加速電子線や γ 線、X線、 α 線、 β 線、紫外線などが挙げられるが、線源の簡便さや電離性放射線の透過厚み、架橋
処理の速度等工業的利用の観点から、加速電子線、 γ 線が好ましく利用できる。加速電子
線の電圧は試料の厚みによって適宜選定することが出来る。電離性放射線の照射線量は、
たとえば電子線の場合、10～500キログレイ(kGy)、好ましくは50～300k
Gyの照射線量に設定すれば良い。この照射線量が10kGy未満では照射領域における
架橋部位の割合が少なく耐熱性が十分に付与できない傾向があり、500kGyを超え
ると分子切断により物理特性が低下する傾向がある。本実施形態においては、電子線を30
0kGy照射することによって架橋部11が形成されている。

10

【0018】

シース10に架橋部11を形成する際には、図2に示すように、架橋させたくない場所
を鉛等からなるシールド100で被覆して電離性放射線Radを照射する。これにより、
電離性放射線Radが照射された領域は架橋部11となり、シールド100で被覆された
領域は、架橋が起こらずに熱可塑性樹脂の特性を残した未架橋領域12となる。したがっ
て、シールド100で被覆する領域の位置や長さを適宜設定することによって、シース1
0の所望の位置及び長さにより架橋部11を形成することができる。

20

【0019】

本実施形態のシース10においては、先端から所定の長さの領域R1を残してシールド
100による被覆を行ってから電離性放射線Radが照射されることによって架橋部11
が形成されている。

【0020】

さらに、本発明の目的を損なわない範囲において、必要に応じて、加水分解抑制剤、加
工安定剤、無機充填剤、カーボンブラックなどの着色剤、核剤、酸化劣化防止剤、紫外線
吸収剤、帯電防止剤、滑剤、可塑剤、難燃剤などを添加してもよい。

30

【0021】

上記のように作製された架橋部11の各物理特性について検討した結果を以下に示す。

【0022】

A) 耐熱性の検討

以下の4種類のサンプルを用意した。各サンプルの形状は厚さ0.3ミリメートル(mm)
のシート状とした。

サンプル1：熱可塑性芳香族エーテル芳香族エステル樹脂にトリアリルイソシアヌレー
トを5重量部添加したもの

サンプル2：熱可塑性芳香族エーテル芳香族エステル樹脂にトリアリルイソシアヌレー
トを5重量部添加し、電子線を50kGy照射したもの

40

サンプル3：熱可塑性芳香族エーテル芳香族エステル樹脂にトリアリルイソシアヌレー
トを5重量部添加し、電子線を100kGy照射したもの

サンプル4：熱可塑性芳香族エーテル芳香族エステル樹脂にトリアリルイソシアヌレー
トを5重量部添加し、電子線を300kGy照射したもの

【0023】

各サンプル1～4を幅6mm、長さ50mmに形成し、長手方向両端を計測装置に保持
した。次に、様々な温度に加熱した厚さ0.3mmの銅製の加熱体を治具にセットし、所
望の重量の重りを用いて加熱体がサンプルに接触しないように、サンプルの長手方向中央
付近の上方に保持した。加熱体の温度は200℃、230℃、250℃、280℃、及び

50

300℃の5種類用意した。

次に、重りによる保持をやめ、加熱体を1ニュートン(N)の荷重でサンプルに最長30秒間接触させた。加熱体を低い温度から順に交換しながら、サンプルが熔融されて切断された温度を切断温度、切断されなかった温度のうちもっとも高い温度を非切断温度とした。結果を図3に示す。

【0024】

図3に示すように、電離性放射線の一種である電子線を照射しないサンプル1に比べ、架橋処理を行ったサンプル2ないし4は、耐熱性が向上することが示された。その耐熱性は、電子線の照射量と比例関係にあることも確認された。なお、サンプル4のNAとは、300℃の加熱体を30秒間接触させても切断されなかったことを示す。

10

【0025】

B) 耐圧縮性の検討

図4は、本検討の方法を示す図である。外径2.4mm、内径1.6mm、長さ50mmのシース状(管状)のサンプル5~7(図4において符号Sで示す)に、先端がループ状になっているループ径25mmのワイヤ101を挿通し、サンプルSの先端側からループを突出させた後、ループに径15mmの金属柱102を通した。次に、サンプルSの基端側を図示しない治具で固定しながらワイヤ101を20Nで基端側に引き寄せた。ワイヤ101を引き寄せることによって金属柱102が引き寄せられ、サンプルSは基端と金属柱102との間で圧縮されるので、圧縮前後におけるサンプルSの長さの差分を圧縮量として測定した。なお、各サンプル5ないし7の材料は以下の通りである。

20

サンプル5: ポリテトラフルオロエチレン(PTFE: 従来の内視鏡用処置具のチューブシースに多用されている素材)

サンプル6: 熱可塑性芳香族エーテル芳香族エステル樹脂にトリアリルイソシアヌレート(5重量部)添加し、電子線を300kGy照射したもの

サンプル7: 熱可塑性芳香族エーテル芳香族エステル樹脂にトリアリルイソシアヌレート(5重量部)添加したもの

【0026】

上述の耐圧縮性の検討結果を図5に示す。電子線を照射して架橋処理を行ったサンプル6では、PTFE製のサンプル5に比較して圧縮距離が短縮されており、耐圧縮性が向上されていた。また、サンプル6と同一の材料かつ電子線非照射のサンプル7の圧縮距離はサンプル5と同程度であり、この効果は、電子線の照射に伴う熱可塑性樹脂の架橋によってもたらされていることが確認された。

30

【0027】

C) 剛性(耐座屈性)の検討

上述のサンプル5ないし7を使用して、耐座屈性の検討をおこなった。厚さ0.5mm、硬度A40の固定されたゴムシートに長さ3mmのスリットを設け、各サンプル5~7を先端から10mm挿入した。被験者は、ゴムシートから所定の距離はなれたサンプルの部位を指で把持し、300~500mm毎秒を目安とした速度でスリット内にサンプルを押し込んだ。ゴムシートからの距離は1cm単位で調整し、押し込み時に、サンプルが折れ曲がらない(座屈しない)最大距離を挿入可能距離とした。被験者は3名おり、それぞれが各サンプル5~7を用いて検討を行った。結果を図6に示す。

40

【0028】

図6に示すように、いずれの被験者においても、サンプル6がもっとも挿入可能距離が長く、耐座屈性が向上されていることが示された。

【0029】

以上説明したように、架橋部11は、架橋処理を行っていない部位と比較して、耐熱性、耐圧縮性、及び耐座屈性に優れていることが確認された。

しかしながら、これらのパラメータと、上述した挿入性とは相反する性質を有するため、これらのパラメータと挿入性とは同時に両立させることが困難である。そこで、本実施形態においては、処置時に処置部20および処置された組織等から発せられる高熱にさらされる、先端

50

から所定の長さの領域 R 1 のみに架橋処理を行って架橋部 1 1 を形成している。架橋部 1 1 の長さは、先端から 2 ～ 1 0 mm の範囲で設定されるのが好ましい。このように、先端側の所定領域のみに架橋部 1 1 を設けたシース 1 0 の挿入性について、以下のように検討を行った。

【0030】

図 7 に示すように、湾曲操作によって、挿入部 1 1 1 のうち湾曲可能部位 1 1 1 A が湾曲した内視鏡 1 1 0 の、湾曲可能部位 1 1 1 A におけるチャンネルを模したものとして、内径 3 mm の P T F E 製チューブを、曲率半径 R が 4 0 mm の 1 / 4 円弧状に形成し、上述のサンプル 5 及び 6 と、以下のサンプル 8 および 9 を挿通し、挿通に必要な力量を測定した。

10

サンプル 8：熱可塑性芳香族エーテル芳香族エステル樹脂にトリアリルイソシアヌレート を 5 重量部添加し、先端から 2 mm の長さの領域に電子線を 3 0 0 k G y 照射したもの

サンプル 9：熱可塑性芳香族エーテル芳香族エステル樹脂にトリアリルイソシアヌレート を 5 重量部添加し、先端から 1 0 mm の長さの領域に電子線を 3 0 0 k G y 照射したもの

なお、サンプル 8、9 の内径、外径、長さはサンプル 5、及び 7 と同一とした。結果を図 8 に示す。

【0031】

図 8 には、検討を 5 回行った平均値を示している。全体を架橋処理したサンプル 6 の平均挿通力量は、P T F E 製のサンプル 5 とほぼ同一であった。これに対し、先端側のみに架橋部 1 1 を設けたサンプル 8 及び 9 はいずれもサンプル 5 及び 6 より小さい挿通力量で挿通を行うことができ、挿入性が向上されていることが示された。

20

【0032】

本実施形態の処置具 1 によれば、先端側の所定の長さの領域 R 1 に架橋部 1 1 を有するシース 1 0 を備えているので、処置部 2 0 や処置対象組織が高熱を発したり、通電されて高温となった処置部 2 0 付近の操作ワイヤが接触したりしても溶融したり変形したりすることなく、安全に処置を行うことができる。

【0033】

また、架橋部 1 1 において、耐圧縮性が高められているので、スネアワイヤ 2 1 に組織を捕捉してシース 1 0 側に引き込んでいく際にスネアワイヤ 2 1 とシース 1 0 とが当接してシース 1 0 の先端が軸線方向に圧縮を受けても、当該圧縮を好適に受け止めてシース 1 0 先端の破損を防止することができる。

30

【0034】

また、熱可塑性樹脂と架橋促進剤とを混練した混練材料で形成したチューブの所望の領域に電離性放射線を照射するだけで、シース 1 0 の一部の領域に架橋部 1 1 を形成することができるので、従来のように、2 色成形や異なる材質のチューブを継ぎ合わせる等の煩雑で効率の悪い方法によらずに、容易にシースの一部の物理特性を向上させることができる。

【0035】

次に、本発明の第 2 実施形態について、図 9 及び図 1 0 を参照して説明する。本実施形態の処置具 4 1 と上述の処置具 1 との異なるところは、架橋部の位置及び長さである。なお、以降の説明において、それまでに説明した各実施形態の処置具と共通する構成については、同一の符号を付して重複する説明を省略する。

40

【0036】

図 9 は、処置具 4 1 の全体図である。処置具 4 1 は内視鏡用処置具であり、シース 1 0 には架橋部 1 1 と同様の架橋部 1 1 に加えて、本体 3 1 に接続された基端側から所定の長さの領域 R 2 にも電離性放射線の照射が行われ、架橋部 4 2 が形成されている。

【0037】

本実施形態の処置具 4 1 においても第 1 実施形態の処置具 1 と同様の効果を得ることができる。

50

また、処置具４１は、図１０に示すように、内視鏡１１０の鉗子栓１１２から挿入されて、シース１０の先端が挿入部１１１の先端から突出されて処置が行われる。架橋部４２が形成される領域Ｒ２の長手方向の寸法は、上述の状態で行われる際に、シース１０のうち架橋部４２のみが内視鏡１１０の外部に露出するような長さに設定されている。
【００３８】

この露出した部位は、操作部３０で発生する力量が最もかかりやすい領域である。したがって、当該領域の耐圧縮性を向上させることによって、操作部３０で発生する力量が処置部２０で処置に用いられる力量として伝達される伝達率を大幅に向上させることができる。これにより、処置部の構成に応じて、組織把持力量の向上、組織緊縛力量の向上、組織切開における切れ味の向上、組織を緊縛した感触を術者が良好に感じることができる等のメリットが得られる。

10

【００３９】

また、この露出した部位は、処置を行う際に術者が把持して処置具４１の進退操作を行うことが多い領域である。したがって、当該領域の耐座屈性や耐圧縮性を向上させることによって、より操作しやすく処置具４１を構成することができる。

【００４０】

次に、本発明の第３実施形態について、図１１を参照して説明する。本実施形態の処置具５１と上述の各実施形態の処置具との異なるところは、架橋部の位置及び長さである。

【００４１】

図１１は処置具５１の全体図である。シース１０においては、先端側の架橋部１１よりも基端側において所定の長さの領域Ｒ３だけ未架橋領域５２を残し、未架橋領域５２より基端側の領域はすべて架橋部５３とされている。

20

未架橋領域５２が残される領域Ｒ３の位置及び長さは、処置具５１が一般的な内視鏡１１０等に挿入されてシース１０の先端が内視鏡１１０から突出されたときに、図７に示す湾曲可能部位１１１Ａに位置するように設定されている。したがって、領域Ｒ３の挿入性は内視鏡１１０に挿入した際の処置具５１の操作性に大きく影響するため、領域Ｒ３を上記のように設定することによって処置具５１の挿入性を高く保持しておくことができる。

【００４２】

なお、未架橋領域５２を設ける領域Ｒ３の長さは、概ね１００～１５０mm程度が好ましいが、処置具５１の全長及び適用される内視鏡１１０の設計値等によって適宜変更されてよい。

30

【００４３】

基端側の架橋部５３は、処置具５１が内視鏡１１０等に挿入された際に鉗子栓１１２から突出する領域よりも長く設定されているが、図１０に示すように処置具５１を鉗子栓１１２から内視鏡１１０に挿入する際には、架橋部４２よりも先端側の領域のシース１０が把持されてチャンネル内に挿入されていく。したがって、架橋部４２よりも先端側に延長された架橋部５３を形成することによって、処置を行うときの操作時に加えて処置具５１を内視鏡１１０に挿入する際の座屈等を好適に防止することができる。また、架橋部４２は耐圧縮性が向上しているため、上述した操作部３０で発生する操作力量の処置部２０への伝達率を大幅に向上させることができる。

40

【００４４】

上記のように構成された本実施形態の処置具５１によれば、未架橋領域５２及び架橋部５３を設けることによって、内視鏡等への挿入性を大きく損なうことなく、内視鏡に好適に挿入でき、かつ好適に操作可能な処置具とすることができる。

【００４５】

以上、本発明の好ましい実施例を説明したが、本発明はこれら実施例に限定されることはない。本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、構成の付加、省略、置換、およびその他の変更が可能である。

例えば、上述の各実施形態においては、所定の領域全体に電離性放射線が照射されることによって架橋部が設けられている例を説明したが、これに代えて、所定の領域内におい

50

て軸線方向に微小な単位架橋領域を連続して形成することによって架橋部が形成されてもよい。以下に例を示す。

【0046】

図12は架橋部の他の例を示す図である。架橋部60は、シース10の軸線方向における寸法が数mm程度の単位架橋部60Aを連続形成することによって形成されている。このような架橋部60は、図13に示すように、帯状のシールド100Aを等間隔に並べてシース10を被覆し、電離性放射線Radを照射することで形成することができる。帯状のシールド100Aに代えて、リング状等の他の形状のシールドが用いられてもよい。

【0047】

このように架橋部を形成しても、上述したような効果を得ることが可能である。さらに、このように単位架橋部60Aを、未架橋領域をはさみながら交互に連続配置した場合に得られるメリットとして、シースの二次加工が容易となる点を挙げることができる。

すなわち、架橋部は耐熱性が向上される反面、熱性形成や、溶着等による他部材との接合性が低下している。また、剛性が高くなるため、変形容易性が低下し、圧入等による他部材との接合性も低下している。しかし、上述のように部分的に未架橋領域が残されていれば、当該未架橋領域を用いて上述のような接合等の二次加工を容易に行うことが可能である。したがって、このような変形例のシースにおいては、全体としては耐熱性や剛性、耐圧縮性等を向上させつつ、二次加工の容易さも確保することが可能となる。

【0048】

単位架橋部60Aの軸線方向の寸法、及び隣接する単位架橋部60Aに挟まれた単位未架橋領域60Bの軸線方向の寸法は、適宜変更されてよい。したがって、単位架橋部60Aと単位未架橋領域60Bの軸線方向の寸法の比率を変化させることによって、架橋部60全体としての可撓性や剛性等をある程度所望の範囲に制御することができる。

【0049】

例えば、図14Aに示すように、単位架橋部60Aと単位未架橋領域60Bの軸線方向の寸法比を1:2とすると、寸法比を1:1で形成したものよりも挿入性の優れた架橋部とすることができる。

また、先端側の架橋部と基端側の架橋部とで当該寸法比が変更されてもよい。この場合、図14Bに示す変形例のように、一方の領域L1の寸法比は1:1、隣接する領域L2の寸法比は2:2のように、寸法比は同じだが単位あたりの軸線方向寸法が異なるように設定されてもよい。

【0050】

加えて、単位架橋部をそれぞれ1箇所の架橋部ととらえれば、シースの全長にわたって上記のような構成で架橋部が形成される態様も、本発明の範囲に含まれる。このようにしても、単にシース全体を架橋処理するのに比べて、より挿入性等を良好に保持することが可能である。

【0051】

また、図15に示すように、単数または複数の線状の単位架橋部61Aをらせん状にシース10の外周面に形成することによって、所定の長さの架橋部61が設けられてもよい。このような架橋部61は、らせん状のシールドをシース10に巻き回すことによって容易に形成することができる。このようにすると、外観は上述の架橋部60と類似しているが、架橋部61において、単位架橋部61Aと未架橋領域61Bとがシース10の軸線方向に連続して設けられているので、より挿入性と耐座屈性等を両立させやすくなる。

【0052】

このほか、直線状の細い架橋部をシースの軸線方向と略平行に、シースの周方向に並べて複数形成してもよいし、上述した単位架橋部において、直線状の細い架橋部を同様に形成して挿入性と耐圧縮性とのバランスをとることも可能である。

【0053】

また、図16に示す変形例のように、架橋部62と未架橋領域63との境界において、架橋の割合（架橋度）が徐々に変化する徐変領域R4を有するようにシース10が構成さ

10

20

30

40

50

れてもよい。このような架橋部62を形成する場合は、図17に示すように、シールド100とシース10との距離を広げた状態で電離性放射線Radの照射を行う。このようにすると、回折等によって、電離性放射線Radの一部がシールド100とシース10の間に進入し、進入した電離性放射線Radによってある程度の架橋が起こる。この架橋度は、架橋部62に近いほど高くなるので図16に示すような徐変領域R4を形成することができる。徐変領域R3における徐変の度合いは、シース10とシールド100との距離を調節することによって、適宜調節することが可能である。

徐変領域R4を有するようにシース10を構成すると、架橋部62から未架橋領域63にかけて、可撓性や剛性等がなだらかに変化するため、より使用感のよい処置具を構成することができる。

10

【0054】

さらに、上述の各実施形態においては、体内に挿入される部位がシースのみで形成された処置具の例を説明したが、これに代えて、当該部位を金属素線からなるコイルシースと、コイルシースの外周面を被覆する熱可塑性樹脂製の被覆管とから形成し、この被覆管に架橋部を設けた構成の処置具としてもよい。以下に一例を示す。

【0055】

以下に示すようなサンプルA及びサンプルBを用意した。

サンプルA：ループの内径1.0mm、外径2.0mmのコイルシースを、熱可塑性芳香族エーテル芳香族エステル樹脂にトリアリルイソシアヌレートとを5重量部添加した被覆管（肉厚0.15mm）で被覆したもの。

20

サンプルB：サンプルAと同様のコイルシース及び被覆管を用い、コイルシースに被覆管を装着した状態で電子線を300kGy照射したもの。

上記のサンプルA及びサンプルB（いずれも長さ150mm）を、45mmの間隔をあけた2つの支点で支持し、支点の中間点を50cm／分の押し込み速度で10mm押し込み変形させるために必要な力量を計測した。

【0056】

図18は、上記検討の結果を示す表である。電子線で架橋させたサンプルBの方が、押し込み変形させるのに必要な力量が大きい、すなわち剛性が向上されていることがわかる。

。

【0057】

30

さらに、上述の各実施形態では処置部に高周波電流が通電されるスネアワイヤを有する例を説明したが、本発明の処置具において、処置部の形状や構造、用途等は特に限定されない。したがって、スネアワイヤに代えて、鉗子やナイフ等、各種の処置部を有する処置具に本発明の構成を適用することが可能である。ここで、処置具が熱を発しない構成の場合は、必ずしもシースの先端側に架橋部を形成して耐熱性を高めなくてもよい。また、図19に示すようないわゆるパピロトミーナイフ71のように、処置部72や処置時に発生する熱等がシース10の外周面に影響を与える可能性のある構成をとる場合は、シース10の先端側のうち、処置部72が接触する可能性のある所定の範囲の領域に架橋部73が形成されてもよい。

【0058】

40

また、上述の各実施形態では、シースの一部をシールドで被覆した状態で電離性放射線を照射することにより、所望の部位に架橋部を形成する例を示したが、所望の部位に架橋部を形成する方法はこれに限定されない。例えば、混練材料と、架橋促進材を含まない熱可塑性樹脂とを用いた二色成形によりシースを成形し、このシースの外周面全体に電離性放射線を照射して、混練材料からなる領域だけを架橋させて所望の部位に架橋部を設けてもよい。このようにすると、シースの外周面全体に電離性放射線が照射されるので、架橋部を形成するとともにシースの滅菌を行うことができ、製造工程を簡略化することができる。また、混練材料と架橋促進材を含まない熱可塑性樹脂とは同一の熱可塑性樹脂を含むので、異なる樹脂材料を用いた一般的な二色成形のように、樹脂どうしの相性等を考慮する必要がないため、より容易にシースを成形することができる。

50

【0059】

また、架橋部の形成にあたっては、以上説明した各実施形態及び変形例における構成や方法を適宜組み合わせることで最適化することが可能である。本発明は上記説明によって限定されることはなく、添付のクレームの範囲によってのみ限定される。

【産業上の利用可能性】

【0060】

以上説明したように、本発明の処置具によれば、高温となった処置部やその付近の操作ワイヤがシースに接触しても、シースの溶融や変形が防止され、安全に処置を行うことができる。また、シースの先端が軸線方向に圧縮を受けても、圧縮を好適に受け止めてシース先端の破損を防止することができる。さらに、容易にシースの一部の物理特性を向上させることができる。

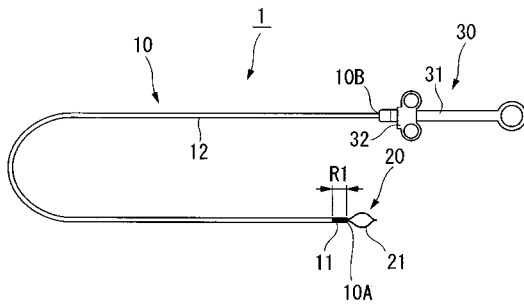
10

【符号の説明】

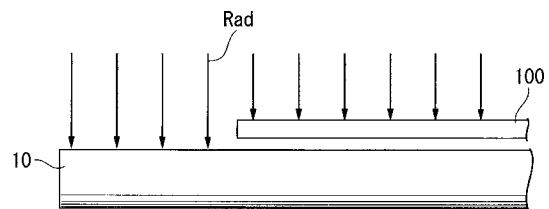
【0061】

1、41、51…内視鏡用処置具、10…シース、10A…第1端部、11、42、53、60…架橋部、12、52…未架橋領域、21…スネアワイヤ、30…操作部、31…本体、32…スライダ、60A、61A…単位架橋部、60B、61B…単位未架橋領域、100、100A…シールド、110…内視鏡、111…挿入部、111A…湾曲可能部位、112…鉗子栓、R1、R2、R3…所定の長さの範囲、R4…徐変領域、Rad…電離性放射線

【図1】



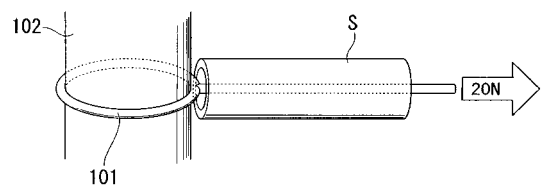
【図2】



【図3】

	切断温度	非切断温度
サンプル1	230℃	200℃
サンプル2	250℃	230℃
サンプル3	280℃	250℃
サンプル4	NA	300℃

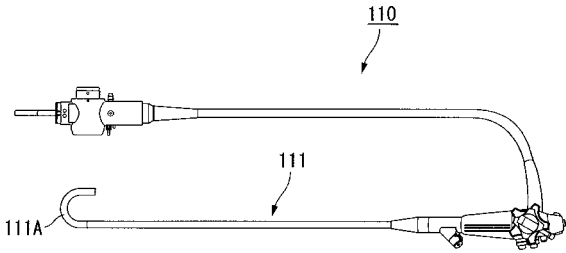
【図 4】



【図 6】

	挿入可能距離		
	被験者 1	被験者 2	被験者 3
サンプル 5	7cm	6cm	7cm
サンプル 7	6cm	5cm	5cm
サンプル 6	8cm	7cm	9cm

【図 7】

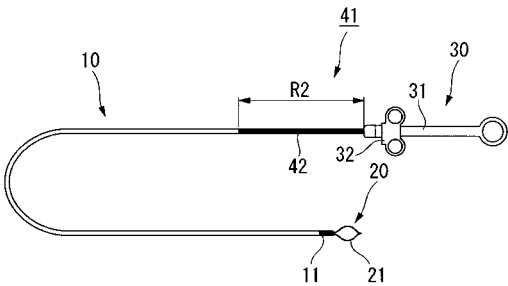


【図 5】

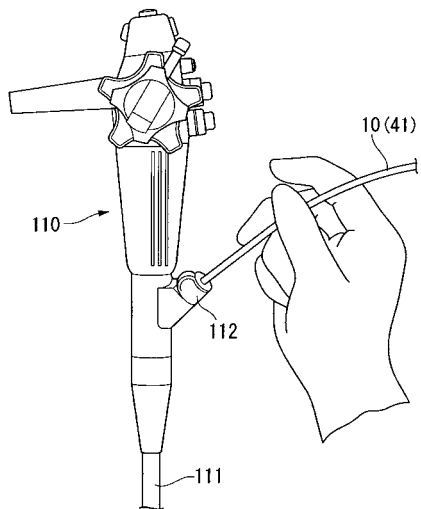
	圧縮距離 (平均)
サンプル 5	7.0mm
サンプル 6	2.9mm
サンプル 7	6.3mm

【図 9】

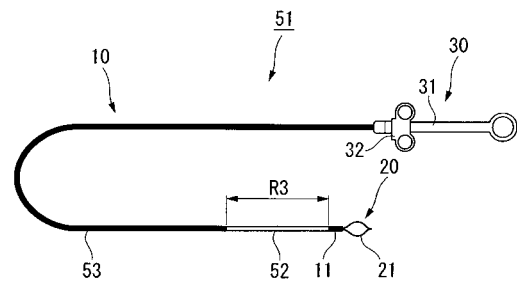
	挿通力量 (平均)
サンプル 5	0.6502N
サンプル 6	0.6814N
サンプル 8	0.2472N
サンプル 9	0.3292N



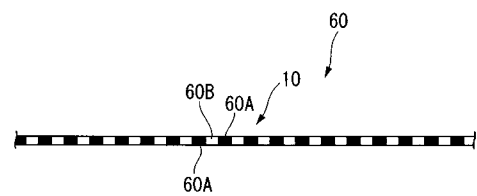
【図 10】



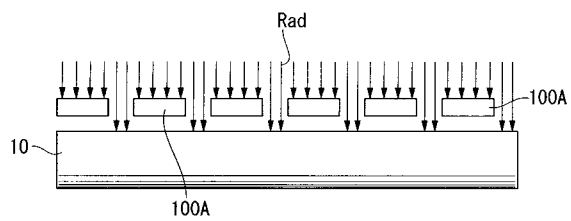
【図 11】



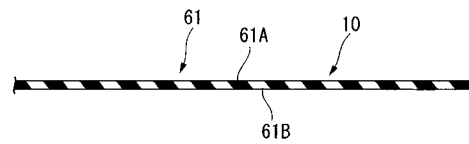
【図 12】



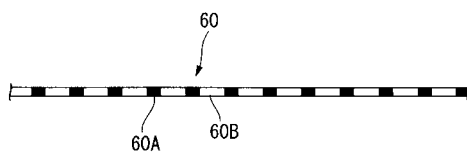
【図 13】



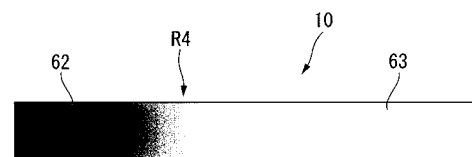
【図 15】



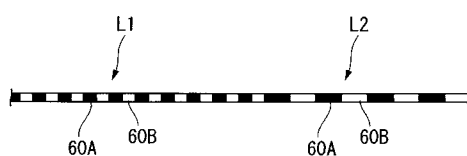
【図 14 A】



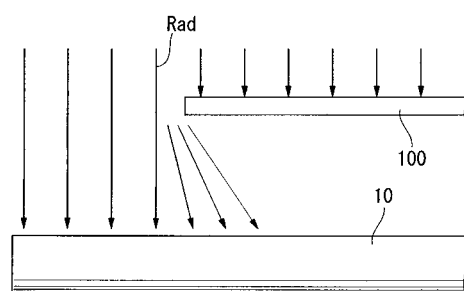
【図 16】



【図 14 B】



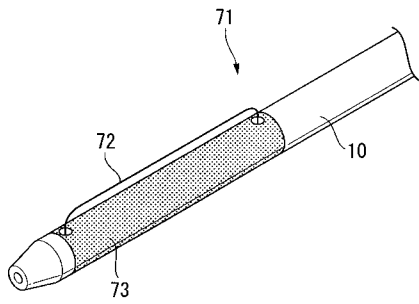
【図 17】



【図 18】

	力量
サンプル A	2.35N
サンプル B	4.62N

【図 19】



フロントページの続き

- (72)発明者 松永 怜
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 石川 正宏
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

審査官 武山 敦史

- (56)参考文献 特開2000-342595 (JP, A)
特開平08-057035 (JP, A)
特開平08-196620 (JP, A)
特開昭63-139726 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- A61B 18/00-18/28
A61B 1/00- 1/32
A61M 25/00-25/18

专利名称(译)	治疗仪器		
公开(公告)号	JP4624483B2	公开(公告)日	2011-02-02
申请号	JP2010507748	申请日	2009-12-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	松永 怜 石川 正宏		
发明人	松永 怜 石川 正宏		
IPC分类号	A61B18/12 A61L31/00		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B2018/1407		
FI分类号	A61B17/39 A61L31/00.Z		
代理人(译)	塔奈澄夫		
优先权	12/340861 2008-12-22 US		
其他公开文献	JPWO2010074079A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于内窥镜的处理工具（1），其通过内窥镜插入使用的体腔中，并且包括：护套（10），其至少部分地由混合有热塑性树脂和交联促进剂的复合材料构成；操纵线穿过上述护套插入，从而能够前进和后退；处理部（20），其安装在上述操作线的第一端；操纵部（30），其安装在上述操纵线的第二端。其中，所述护套具有交联部分（11）和未交联区域（12），在所述交联部分（11）中，所述热塑性树脂通过用电离辐射照射所述化合物材料而交联。

	切断温度	非切断温度
サンプル1	230℃	200℃
サンプル2	250℃	230℃
サンプル3	280℃	250℃
サンプル4	NA	300℃