

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5042029号
(P5042029)

(45) 発行日 平成24年10月3日 (2012. 10. 3)

(24) 登録日 平成24年7月20日 (2012. 7. 20)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 M 5/14 (2006. 01)

A 6 1 M 5/14 B

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 3 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2007-541024 (P2007-541024)
 (86) (22) 出願日 平成18年10月18日 (2006. 10. 18)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2006/320781
 (87) 国際公開番号 W02007/046444
 (87) 国際公開日 平成19年4月26日 (2007. 4. 26)
 審査請求日 平成21年8月31日 (2009. 8. 31)
 (31) 優先権主張番号 特願2005-303202 (P2005-303202)
 (32) 優先日 平成17年10月18日 (2005. 10. 18)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100084618
 弁理士 村松 貞男
 (74) 代理人 100092196
 弁理士 橋本 良郎
 (72) 発明者 栗山 沙織
 日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 号 オリンパス株式会社内
 (72) 発明者 富谷 学
 日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 号 オリンパス株式会社内
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡用処置具であって、
 内視鏡のチャンネルを通して挿入されるように構成されたダブルチューブ、前記ダブルチューブは、
 外チューブと、
 前記外チューブを通して挿入され、前記外チューブに対して相対的に前進及び後退するように構成された内チューブと
 を有し、
 前記ダブルチューブは、
 前記内チューブと前記外チューブとを異なる種類のプラスチック材料で形成して、前記チャンネルの経路に従って前記ダブルチューブの内チューブ及び外チューブを曲げた状態で前記内チューブ及び外チューブを相対的に前進及び後退させたときに前記内チューブの摺動面である外周面と前記外チューブの摺動面である内周面との間の親和性を同じ種類のプラスチック材料で形成したときよりも低下させて前記摺動面間の摩擦抵抗を下げ、
 前記外チューブを前記内チューブよりも硬い材料で形成して、前記チャンネルの経路に従って前記ダブルチューブの前記内チューブ及び外チューブを曲げた状態で、その曲げた位置の前記外チューブが潰れるのを防止し、かつ、前記内チューブ及び外チューブを相対的に前進及び後退させたときの摺動面間の摩擦抵抗が大きくなるのを防止する、
 ように構成されている。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の内視鏡用処置具であって、

前記外チューブは P P からなり、前記内チューブは L D P E , L L D P E あるいは P F A からなる。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の内視鏡用処置具であって、

前記内チューブの材料は、前記外チューブの材料の曲げ弾性率の 8 % から 4 5 % の範囲の曲げ弾性率を有する。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、内視鏡のチャンネルを通じて体腔内に導入し、体腔内の組織部位に薬剤を注射する、例えば、内視鏡用注射針などの内視鏡用処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、内視鏡のチャンネルを通じて体腔内に処置具を導入し、体腔内の患部等に各種の処置を施すことが行われている。特開 2 0 0 1 - 5 8 0 0 6 号公報（特許文献 1）には、内視鏡用処置具の一例として体腔内の患部等に薬液を注入する注射針が示されている。

【0003】

この内視鏡用注射針には、内視鏡のチャンネル内に挿入される細長い挿入部と、この挿入部の基端部に連結された操作部とが設けられている。前記挿入部は、外チューブとこの外チューブ内に進退自在に挿入された内チューブとを有する二重チューブを備えている。前記操作部は、前記内外チューブの進退操作を行う。前記内チューブの先端部には中空状の針体に取り付けられている。

20

【0004】

そして、内視鏡用注射針の使用時には内視鏡のチャンネルを通じて体腔内に内視鏡用注射針の挿入部を導入する。その後、操作部の操作によって外チューブに対して内チューブを進退駆動する。これにより、内チューブの先端の針体を外チューブの先端部から外部側に突没操作するようにしている。このとき、内チューブを押し込むことにより外チューブの先端から針体を突き出して体腔内の組織部位に穿刺する。

30

【0005】

従来は、外チューブと内チューブの材料として表面摩擦抵抗が低い P T F E や、ナイロンが一般的に用いられている。前記特許文献 1 には、フッ素樹脂チューブや、ナイロンチューブを用いたものが示されている。

【発明の開示】

【0006】

一般に、人体の管腔内の管路形状はさまざまな形状に曲げられている場合が多い。そのため、患者の体内に内視鏡の挿入部を挿入する場合、体腔内の管路形状に合わせて内視鏡の挿入部がさまざまな形状に曲げられる。そして、内視鏡のチャンネルを通じて体腔内に内視鏡用注射針の挿入部を導入した際に、内視鏡の挿入部の形状に合わせて内視鏡用注射針の挿入部もさまざまな形状に曲げられることになる。このように内視鏡用注射針の挿入部が曲げられた状態で処置具での処置を行う場合には、操作部の操作によって外チューブに対して内チューブを進退駆動する際に、内チューブの外周面と外チューブの内周面との接触面間の摩擦抵抗が大きくなる。そのため、内視鏡用注射針などで使用される医療処置具用二重チューブでは、内チューブの外周面と外チューブの内周面との接触面間で高い摺動性が求められている。

40

【0007】

しかしながら、特に、内視鏡用処置具による体内での処置は内視鏡の挿入部の形状に合わせて内視鏡用処置具の挿入部を曲げた状態で行うことが多い。そして、曲げ半径が小さい状態で曲げた場合には、内チューブを押し込むことにより外チューブの先端から針体を

50

突き出し操作する際の摩擦抵抗が非常に大きくなる。そのため、内チューブを押し込む操作が重くなる。その結果、内視鏡用注射針の操作性が低下し、疾患に対して安定に処置することが難しく、処置時間が長くなる可能性がある。

【 0 0 0 8 】

本発明は上記事情に着目してなされたもので、その目的は、体内に挿入される挿入部を曲げた状態で処置を行う場合でも針出し操作などの操作性が良好で、疾患に対して安定に操作することができる内視鏡用注射針などの内視鏡用処置具を提供することにある。

【 0 0 0 9 】

本発明の一局面の態様の内視鏡用処置具は、内視鏡用処置具であって、内視鏡のチャンネルを通して挿入されるように構成されたダブルチューブ、前記ダブルチューブは、外チューブと、前記外チューブを通して挿入され、前記外チューブに対して相対的に前進及び後退するように構成された内チューブとを有し、前記ダブルチューブは、前記内チューブと前記外チューブとを異なる種類のプラスチック材料で形成して、前記チャンネルの経路に従って前記ダブルチューブの内チューブ及び外チューブを曲げた状態で前記内チューブ及び外チューブを相対的に前進及び後退させたときに前記内チューブの摺動面である外周面と前記外チューブの摺動面である内周面との間の親和性を同じ種類のプラスチック材料で形成したときよりも低下させて前記摺動面間の摩擦抵抗を下げ、前記外チューブを前記内チューブよりも硬い材料で形成して、前記チャンネルの経路に従って前記ダブルチューブの前記内チューブ及び外チューブを曲げた状態で、その曲げた位置の前記外チューブが潰れるのを防止し、かつ、前記内チューブ及び外チューブを相対的に前進及び後退させたときの摺動面間の摩擦抵抗が大きくなるのを防止する、ように構成されている。

【 0 0 1 0 】

そして、上記構成では、少なくとも内チューブと外チューブとを異なる種類のプラスチック材料で、且つ外チューブを内チューブよりも硬い材料で形成することにより、挿入部を曲げた状態で、内視鏡用処置具の操作部を操作して内外チューブの進退操作を行う際に、内外チューブの進退操作の抵抗の大きさを軽減することができる。ここで、内外チューブを曲げた状態で進退操作する際の摺動抵抗は、内外チューブを曲げた際に外チューブがつぶれて、内チューブを押し付けてしまうことによって生じるものである。さらに、内チューブが外チューブよりも硬い場合には、外チューブに対して内チューブを前進させる針出し操作の際に曲がった外チューブの内側に内チューブが強く擦りつけられる現象によって摩擦抵抗が大きくなる。また、摩擦抵抗には摺接する面の特性も大きく影響する。内チューブと外チューブの材料が同じ場合には内チューブの外周面と外チューブの内周面との摺接面の表面が互いに近い原子結合状態であるため表面の親和性が高くなり、その結果、摩擦抵抗が大きくなる。これらから、二重チューブ管の外チューブに比べて内チューブの硬度を低くすること、及び外チューブと内チューブの少なくとも摺動面の材質を変えることで、内外チューブを曲げた状態で内外チューブを進退操作する際の摺動摩擦抵抗を小さくできるようにしたものである。

【 0 0 1 1 】

好ましくは、前記外チューブは P P からなり、前記内チューブは L D P E , L L D P E あるいは P F A からなる。

【 0 0 1 3 】

好ましくは、前記内チューブの材料は、前記外チューブの材料の曲げ弾性率の 8 % から 4 5 % の範囲の曲げ弾性率を有する。

【 0 0 1 5 】

好ましくは、前記プラスチック材料は、前記外チューブと前記内チューブとがポリオレフィン系プラスチックとフッ素系プラスチックよりなる。

【 0 0 1 6 】

好ましくは、前記外チューブは、ポリプロピレン、前記内チューブはポリエチレンよりなる。

【 0 0 1 7 】

そして、上記構成では、外チューブはポリプロピレン、内チューブはポリエチレンによってそれぞれ形成することにより、内外チューブを曲げた状態で内外チューブを進退操作する際の摺動摩擦抵抗を小さくできるようにしたものである。

【0018】

好ましくは、前記外チューブは、ポリプロピレン、前記内チューブはPFAよりなる。

【0019】

好ましくは、前記内チューブは、先端に中空状の針体に取り付けられ、前記操作部は、前記内チューブの先端の針体を前記外チューブの先端部から外部側に突没操作する針体操作部を有する。

そして、上記構成では、内チューブの先端の中空状の針体を操作部の針体操作部によって外チューブの先端部から外部側に突没操作するようにしたものである。

10

【0020】

好ましくは、前記外チューブと前記内チューブの熱線膨張係数が何れも 20×10^{-5} / 以下で、且つそれぞれの熱線膨張係数の差が 5×10^{-5} / 以下である。

【0021】

本発明の他の一局面の態様の処置具用二重チューブは、外チューブとこの外チューブ内に進退自在に挿入された内チューブとを有する処置具用二重チューブにおいて、少なくとも前記内チューブと前記外チューブとを異なる種類のプラスチック材料で、且つ前記外チューブが前記内チューブよりも硬い材料で形成される。

そして、上記構成では、処置具用二重チューブの少なくとも内チューブと外チューブとを異なる種類のプラスチック材料で、且つ外チューブが内チューブよりも硬い材料で形成することにより、挿入部を曲げた状態で、内視鏡用処置具の操作部を操作して内外チューブを進退操作を行う際に、内外チューブの進退操作の抵抗の大きさを軽減することができる。ここで、内外チューブを曲げた状態で進退操作する際の摺動抵抗は、内外チューブを曲げた際に外チューブがつぶれて、内チューブを押し付けてしまうことによって生じるものである。さらに、内チューブが外チューブよりも硬い場合には、外チューブに対して内チューブを前進させる針出し操作の際に曲がった外チューブの内側に内チューブが強く擦りつけられる現象によって摩擦抵抗が大きくなる。また、摩擦抵抗には摺接する面の特性も大きく影響する。内チューブと外チューブの材料が同じ場合には内チューブの外周面と外チューブの内周面との摺接面の表面が互いに近い原子結合状態であるため表面の親和性が高くなり、その結果、摩擦抵抗が大きくなる。これらから、二重チューブ管の外チューブに比べて内チューブの硬度を低くすること、及び外チューブと内チューブの少なくとも摺動面の材質を変えることで、内外チューブを曲げた状態で内外チューブを進退操作する際の摺動摩擦抵抗を小さくできるようにしたものである。

20

30

【0022】

好ましくは、前記外チューブは、前記内チューブよりも曲げ弾性率が高い。

【0023】

そして、上記構成では、処置具用二重チューブの外チューブは、内チューブよりも曲げ弾性率を大きくすることにより、内外チューブを曲げた状態で内外チューブを進退操作する際の摺動摩擦抵抗を小さくできるようにしたものである。

40

【0024】

好ましくは、前記プラスチック材料は、前記外チューブと前記内チューブとがそれぞれ異なるポリオレフィン系プラスチックよりなる。

【0025】

そして、上記構成では、処置具用二重チューブの外チューブと内チューブとをそれぞれ異なるポリオレフィン系プラスチックによって形成することにより、内外チューブを曲げた状態で内外チューブを進退操作する際の摺動摩擦抵抗を小さくできるようにしたものである。

【0026】

好ましくは、前記プラスチック材料は、前記外チューブと前記内チューブとがポリオレ

50

フィン系プラスチックとフッ素系プラスチックよりなる。

【 0 0 2 7 】

好ましくは、前記外チューブは、ポリプロピレン、前記内チューブはポリエチレンよりなる。

【 0 0 2 8 】

そして、上記構成では、処置具用二重チューブの外チューブはポリプロピレン、内チューブはポリエチレンによってそれぞれ形成することにより、内外チューブを曲げた状態で内外チューブを進退操作する際の摺動摩擦抵抗を小さくできるようにしたものである。

【 0 0 2 9 】

好ましくは、前記外チューブは、ポリプロピレン、前記内チューブは P F A よりなる。

10

【 0 0 3 0 】

本発明によれば、体内に挿入される挿入部を曲げた状態で処置を行う場合でも針出し操作などの操作性が良好で、疾患に対して安定に操作することができる内視鏡用注射針などの内視鏡用処置具と処置具用二重チューブを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 1 】

【図 1 A】図 1 A は、本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用注射針の外チューブの先端から針を突き出した状態を示す側面図である。

【図 1 B】図 1 B は、第 1 の実施の形態の内視鏡用注射針の外チューブ内に針を収納した状態を示す側面図である。

20

【図 2 A】図 2 A は、第 1 の実施の形態の内視鏡用注射針の外チューブの先端から針を突き出した状態を示す要部の縦断面図である。

【図 2 B】図 2 B は、第 1 の実施の形態の内視鏡用注射針の外チューブ内に針を収納した状態を示す要部の縦断面図である。

【図 2 C】図 2 C は、第 1 の実施の形態の内視鏡用注射針の外チューブ内に針を収納した場合の操作部の状態を示す要部の縦断面図である。

【図 3】図 3 は、第 1 の実施の形態の内視鏡用注射針が挿入される内視鏡の一例を示す側面図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 3 2 】

30

以下、図面を参照して本発明の第 1 の実施の形態について説明する。図 1 A , 1 B は本実施の形態の内視鏡用注射針 1 を示す。内視鏡用注射針 1 は、内視鏡 2 (図 3 参照) のチャンネル内に挿入され、このチャンネル内を通して体内に挿入される細長い挿入部 3 と、この挿入部 3 の基端部に連結された操作部 4 とを有する。

【 0 0 3 3 】

挿入部 3 は、図 2 A , 2 B に示すように外チューブ 5 と、この外チューブ 5 内で進退自在な内チューブ 6 とを有する二重チューブを備えている。さらに、内チューブ 6 の先端にはパイプ状の針体 7 が取り付けられている。この針体 7 の針先には例えば 30 度の角度で斜めにカットされた尖った穿刺部 7 a が形成されている。

【 0 0 3 4 】

40

ここで、少なくとも内チューブ 6 と外チューブ 5 とは、異なる種類のプラスチック材料で、且つ外チューブ 5 が内チューブ 6 よりも硬い材料で形成されている。また、本実施の形態では、外チューブ 5 は、内チューブ 6 よりも曲げ弾性率が高いプラスチック材料で形成されていることが好ましい。さらに、外チューブ 5 と内チューブ 6 とはそれぞれ異なるポリオレフィン系プラスチックで形成されていることが好ましい。例えば、外チューブ 5 は、ポリプロピレン (P P)、内チューブ 6 は、低密度ポリエチレン (L D P E) で形成されていることが好ましい。

【 0 0 3 5 】

さらに、本実施の形態では外チューブ 5 は、内径が 1 . 8 m m、外径が 2 . 3 m m である。内チューブ 6 は、内径が 0 . 7 m m、外径が 1 . 5 m m である。針体 7 は、

50

ステンレス材料（ＳＵＳ３０４）で形成されている。

【００３６】

また、操作部４は、外チューブ５の基端部に固定された操作部本体８と、内チューブ６の基端にステンレス製のパイプ９を介して取り付けられた口金ユニット１０とによって構成されている。図２Ｃに示すように、口金ユニット１０の先端側部分にはステンレスパイプ９がインサート成形により固定されている。口金ユニット１０の手元端には、口金１１が形成されている。

【００３７】

さらに、操作部４は、操作部本体８と、口金ユニット１０とが進退自在である。図１Ａに示すように、操作部本体８に対して口金ユニット１０を押し込むと、図２Ａに示すように、針体７が外チューブ５の先端開口１３より突き出す。また、図１Ｂ、図２Ｃに示すように、操作部本体８に対して口金ユニット１０を手元側へ引くと、図２Ｂに示すように、針体７が外チューブ５内に収容される。

10

【００３８】

外チューブ５の先端はその半径方向の内側に向けて突出する縁部からなる係止用当接部１２が熱成形により外チューブ５と一体化した形で鐳状に形成されている。係止用当接部１２を鐳状に構成したことにより、その係止用当接部１２の中央に形成された、外チューブ５の先端開口１３は、外チューブ５の内径よりも小さくなっており、その先端開口１３は、針体７の外径に対して大きな径となっている。

【００３９】

また、針体７の外周には、大径部１４ａと小径部１４ｂを持つ段付き円筒状の係止部材１４が、いわゆるカシメ（２～４の複数の方向からの締め付けによるカシメ）により固定されている。

20

【００４０】

この場合、大径部１４ａの外径は外チューブ５の内径より小さく、かつ先端開口１３の径より大きな径となっている。これにより、操作部４で操作部本体８に対して口金ユニット１０を押し込む操作で、外チューブ５に対して内チューブ６を押し込み、外チューブ５の先端開口１３から針体７の先端部分を突き出した際に、係止部材１４の先端面が外チューブ５の係止用当接部１２の内端面に突き当たり、それ以上に前進しないように規制する手段を構成する。

30

【００４１】

また、係止部材１４の小径部１４ｂは内チューブ６の内径とほぼ等しい内径となっている。この小径部１４ｂの外周には、内チューブ６の先端部分が密に被嵌されている。この被嵌接合部分は、接着剤１５により固定されている。この係止部材１４は針体７の外径（外周）と内チューブ６の内径（内周）のクリアランスを埋める部材である。この係止部材１４を介して内チューブ６と針体７との間が接続されている。

【００４２】

接着剤１５は、係止部材１４の基端面を超えて針体７の一部外周面も覆うように塗布されている。これにより、内チューブ６と係止部材１４との接着接合と同時に、針体７と係止部材１４の間の水密も確保するようにしている。

40

【００４３】

また、図３は、第１の実施の形態の内視鏡用注射針１が挿入される内視鏡２の一例を示す。この内視鏡２は、体内に挿入される細長い挿入部１６と、この挿入部１６の基端部に連結された操作部１７とを有する。挿入部１６は、細長い可撓管部１８と、この可撓管部１８の先端に基端部が連結された湾曲部１９と、この湾曲部１９の先端に基端部が連結された先端硬性部２０とを有する。先端硬性部２０の先端面には、いずれも図示しない照明光学系、観察光学系、処置具挿通チャンネルの先端開口部、送気送水用ノズルなどが配設されている。湾曲部１９は、図３中に一点鎖線で示すように真っ直ぐに伸びた通常の状態から同図中に実線または二点鎖線で示すように湾曲操作された湾曲形状まで湾曲変形可能になっている。

50

【 0 0 4 4 】

また、可撓管部 1 8 の基端部には操作部 1 7 が連結されている。この操作部 1 7 には術者が把持する把持部 2 1 が配設されている。この把持部 2 1 にはユニバーサルコード 2 2 の基端部が連結されている。このユニバーサルコード 2 2 の先端部には図示しない光源装置や、ビデオプロセッサなどに接続されるコネクタ部 2 3 が連結されている。

【 0 0 4 5 】

さらに、把持部 2 1 には、湾曲部 1 9 を湾曲操作する上下湾曲操作ノブ 2 4 および左右湾曲操作ノブ 2 5 と、吸引ボタン 2 6 と、送気・送水ボタン 2 7 と、内視鏡撮影用の各種スイッチ 2 8 と、処置具挿入部 2 9 とがそれぞれ設けられている。処置具挿入部 2 9 には挿入部 1 6 内に配設された処置具挿通チャンネルの基端部に連結される処置具挿入口 3 0 が設けられている。

10

【 0 0 4 6 】

そして、内視鏡用注射針 1 の挿入部 3 は、内視鏡 2 の処置具挿入口 3 0 から処置具挿通チャンネル内に挿入されて先端硬性部 2 0 側まで押し込み操作された後、処置具挿通チャンネルの先端開口部から外部に突出されるようになっている。

【 0 0 4 7 】

また、本実施の形態の内視鏡用注射針 1 の使用時には、まず、操作部本体 8 に対して、口金ユニット 1 0 を手元側の移動限位置まで引ききって、針体 7 を外チューブ 5 内に収容した状態（図 1 B、図 2 B、2 C で示す状態）にセットする。この状態で、予め体腔内に挿入した内視鏡 2 の処置具挿通チャンネルに内視鏡用注射針 1 の挿入部 3 を挿入する。その後、挿入部 3 の外チューブ 5 の先端部分を内視鏡先端から体腔内に突き出す。

20

【 0 0 4 8 】

次に、操作部本体 8 に対して口金ユニット 1 0 を押し込み、針体 7 を外チューブ 5 の先端から突き出した状態（図 1 A、図 2 A で示す状態）で固定する。この突き出し状態で、内視鏡 2 の処置具挿通チャンネルの手元から出ている内視鏡用注射針 1 の外チューブ 5 の手元部分の操作部本体 8 を持って口金ユニット 1 0 を押し込む。これにより、目的組織に針体 7 を穿刺させ、口金 1 1 に予め取り付けおいたシリンジで薬剤等を送り込み、組織内に注入し、治療を行う。

【 0 0 4 9 】

次に、上記構成の作用について説明する。本実施の形態の内視鏡用注射針 1 の使用時には、内視鏡用注射針 1 の挿入部 3 が内視鏡 2 の処置具挿通チャンネル内を通して体内に挿入される。このとき、内視鏡 2 の挿入部 1 6 の形状に合わせて内視鏡用注射針 1 の挿入部 3 を曲げた状態で内視鏡用注射針 1 の操作が行われる。ここで、内チューブ 6 と外チューブ 5 とを曲げた状態で進退操作する際の摺動抵抗は、内チューブ 6 と外チューブ 5 とを曲げた際に外チューブ 5 がつぶれて、内チューブ 6 を押し付けてしまうことによって生じる。さらに、内チューブ 6 が外チューブ 5 よりも硬い場合には外チューブ 5 に対して内チューブ 6 を前進させる針体 7 の針出し操作の際に曲がった外チューブ 5 の内側に内チューブ 6 が強く擦りつけられる現象によって摩擦抵抗が大きくなる。

30

【 0 0 5 0 】

また、内チューブ 6 の材料と外チューブ 5 の材料とが同じ場合には内チューブ 6 の外周面と外チューブ 5 の内周面との摺接面の表面が互いに近い原子結合状態であるため表面の親和性が高くなり、その結果、摩擦抵抗が大きくなる。また、摩擦抵抗には摺接する面の特性も大きく影響する。これらから、内視鏡用注射針 1 の挿入部 3 の二重チューブの硬度について外チューブ 5 に比べて内チューブ 6 の硬度を低くすること、及び外チューブ 5 と内チューブ 6 の少なくとも摺動面の材質を変えることで曲げ時の摩擦抵抗を小さくできる。なお、これまでに記載した外チューブ 5 と内チューブ 6 の硬度については、外チューブ 5 と内チューブ 6 の二重チューブ管の曲げ変形時の摩擦抵抗に大きく影響するものであり、素材の特性としては、曲げ弾性率で代用することも可能である。

40

【 0 0 5 1 】

また、本実施の形態の内視鏡用注射針 1 の挿入部 3 に組み込まれた処置具用二重チュー

50

ブ管の操作力量の測定は、次のとおり行われた。この二重チューブ管の操作力量の測定時には内視鏡 2 の処置具挿通チャンネル内に内視鏡用注射針 1 の挿入部 3 が挿入された状態で、外チューブ 5 内で内チューブ 6 を進退操作することが行われる。この場合、内視鏡 2 は、予め挿入部 1 6 の可撓管部 1 8 を適宜の径（例えば、半径 R が 5 0 m m）で 1 ループ巻回させた状態に曲げられた状態で保持される。

【 0 0 5 2 】

その後、内視鏡用注射針 1 の挿入部 3 が内視鏡 2 の処置具挿入口 3 0 から処置具挿通チャンネル内に挿入されて先端硬性部 2 0 側まで押し込み操作された後、処置具挿通チャンネルの先端開口部から外部に突出される状態にセットされる。この状態で、内視鏡用注射針 1 の挿入部 3 の処置具用二重チューブの操作力量の測定作業が行われる。これにより、内視鏡用注射針 1 の挿入部 3 が、内視鏡 2 の処置具挿通チャンネルの形状に沿って 1 ループ巻回させた状態に曲げられた状態で、針体 7 の繰り出し量を例えば、3 0 m m に設定したときのすべりが力量測定される。

【 0 0 5 3 】

また、次の表 1 は内視鏡用注射針 1 の挿入部 3 の処置具用二重チューブにおける内チューブ 6 のプラスチック材料と外チューブ 5 のプラスチック材料との組み合わせを変化させた場合の内視鏡用注射針 1 の挿入部 3 の処置具用二重チューブの操作力量（N）の測定結果を示す。なお、表 1 中の数値は力量（N）である。

【表 1】

実験番号	外チューブ	内チューブ	操作力量(N)
1	PP	PP	7. 15
2	HDPE	HDPE	10以上
3	PTFE	PTFE	5. 62
4	HDPE	PP	4. 94
5	PP	LDPE	0. 25
6	PP	LLDPE	0. 80
7	PP	PFA	0. 24

【 0 0 5 4 】

上記処置具用二重チューブの操作力量（N）の測定実験で使用した処置具用二重チューブのデータは、次の通りである。

内チューブ 6：外径が 1．5 m m、内径が 0．7 m m である。

外チューブ 5：外径が 2．3 m m、内径が 1．8 m m である。

【 0 0 5 5 】

また、上記処置具用二重チューブの操作力量（N）の測定で使用した各材料の特性は、次の表 2 の通りである。

【表 2】

材料	曲げ弾性率	硬度
PP	1500MPa	R100
PTFE	550MPa	D55
HDPE	1050MPa	D67
LDPE	130MPa	D49
LLDPE	330MPa	D53

10

【 0 0 5 6 】

なお、表 2 中で、R：ロックウェル硬度、D：ショア硬度である。また、材料中、HDPE は、高密度ポリエチレン、LLDPE は、直鎖状（Linear）低密度ポリエチレンである。さらに、表 2 のいずれの材料も、二重チューブの内側に薬液などを通した場合に、気泡の有無や、薬液の通過状況を確認することができるように、透明、または半透明であることが望ましい。

【 0 0 5 7 】

表 2 の処置具用二重チューブの操作力量（N）の測定実験結果の通り、実験番号 1～3 のように外チューブ 5 と内チューブ 6 とが同一材料で形成されている場合には、操作力量（N）は、7.15、10 以上、5.62 など比較的大きな値になっている。また、実験番号 4 のように外チューブ 5 が内チューブ 6 よりもやわらかい場合には、操作力量（N）は、4.94 となり、この場合も大きな値になっている。

20

【 0 0 5 8 】

これに対し、実験番号 5、6 のように本願発明を適用した場合（内チューブ 6 が外チューブ 5 よりもやわらかい場合）には、操作力量（N）は、0.25、0.80 となり、比較的小さな値になっている。これにより、内チューブ 6 が外チューブ 5 よりもやわらかい場合（実験番号 5、6）には、内チューブ 6 と外チューブ 5 とを同材質にした場合（実験番号 1～3）や、外チューブ 5 が内チューブ 6 よりもやわらかい場合（実験番号 4）に比べて小さな力量で操作できることが確認できる。

30

【 0 0 5 9 】

したがって、この表 1 の測定結果から内チューブ 6 が外チューブ 5 よりもやわらかい場合には、操作力量（N）を少なくすることができることは明らかである。また、実験番号 6 のように外チューブ 5 が PP、内チューブ 6 が LLDPE の組み合わせで、内チューブ 6 の肉厚を薄くして、外径が 1.5 mm、内径が 0.9 mm にした場合には、操作力量（N）が 0.55 に低下した。

【 0 0 6 0 】

そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態の内視鏡用注射針 1 では、少なくとも内チューブ 6 と外チューブ 5 とを異なる種類のプラスチック材料で、且つ外チューブ 5 が内チューブ 6 よりも硬い材料で形成したので、内視鏡用注射針 1 の挿入部 3 を曲げた状態で、操作部 4 を操作して外チューブ 5 に対して内チューブ 6 を前進させる針体 7 の針出し操作を行う際に、内チューブ 6 と外チューブ 5 との進退操作の摺動摩擦抵抗の大きさを軽減することができる。そのため、体内に挿入される挿入部 3 を曲げた状態で内視鏡用注射針 1 による処置を行う場合でも内視鏡用注射針 1 の針体 7 を外チューブ 5 の先端開口 13 から突き出す針出し操作などの操作性が良好で、疾患に対して安定に操作することができる。

40

【 0 0 6 1 】

また、実験番号 7 のように内チューブ 6 は PFA に置き換えても LDPE と同等の操作力量を示したことから、フッ素系プラスチックにおいても同等の効果を奏する。

50

【 0 0 6 2 】

また、内チューブ 6 と外チューブ 5 との二重チューブを用いた内視鏡用注射針 1 では、硬度、材質を変更するとそれに伴って熱線膨張係数が変化する。そのため、必要時以外でも熱変化（熱膨張）によって針体 7 が外チューブ 5 の先端開口 1 3 から突き出す現象が発生する可能性がある。また、必要時に外チューブ 5 の先端開口 1 3 から針体 7 が突き出す際の針体 7 の出が悪くなる可能性もある。

【 0 0 6 3 】

通常、内視鏡用注射針 1 の使用環境は体内であるため 3 6 度付近の温度である。これに対し、一般的な処置室の環境温度は、2 5 度～2 8 度である。そのため、処置室の環境温度と、体内の使用環境温度との温度差は約 1 0 度ある。そこで、本実施の形態では、この温度での熱線膨張、収縮による針体 7 の出し入れの不具合が生じないように、熱線膨張係数が設定されている。すなわち、内チューブ 6 の材料の熱線膨張係数と外チューブ 5 の材料の熱線膨張係数との差を 5×10^{-5} / 以下に設定することにより、熱変化（熱膨張）によって針体 7 が外チューブ 5 の先端開口 1 3 から突き出す現象や、必要時に外チューブ 5 の先端開口 1 3 から針体 7 が突き出す際の針体 7 の出が悪くなる現象を防止することができる。

【 0 0 6 4 】

さらに、内視鏡 2 の処置具挿通チャンネルの長さが長い場合には内チューブ 6 の材料の熱線膨張係数と外チューブ 5 の材料の熱線膨張係数とに差があると、外チューブ 5 の先端開口 1 3 から針体 7 を突き出す際に針体 7 が患部に届かないなど必要な処置ができない可能性があるため、内チューブ 6 と外チューブ 5 の何れの材料も熱線膨張係数が 20×10^{-5} / 以下であることが望ましい。

【 0 0 6 5 】

さらに、本発明は上記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施できることは勿論である。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 6 6 】

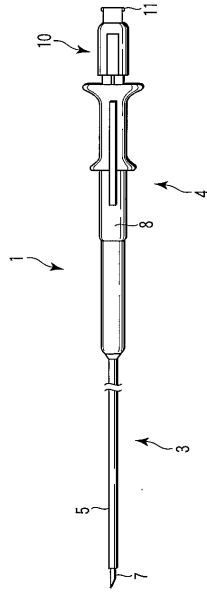
本発明は、内視鏡用注射針などの内視鏡用処置具と処置具用二重チューブを使用する技術分野や、その内視鏡用注射針などの内視鏡用処置具と処置具用二重チューブを製造する技術分野に有効である。

10

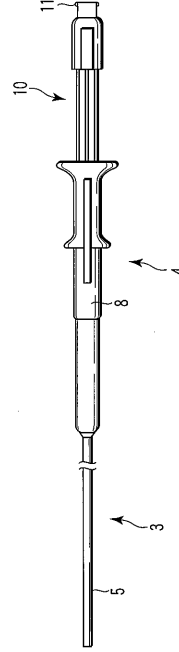
20

30

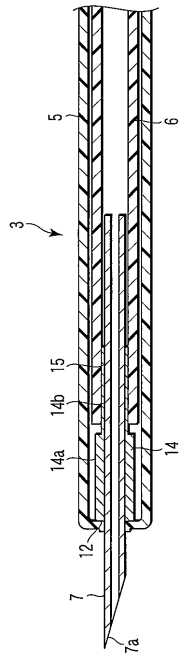
【図 1 A】



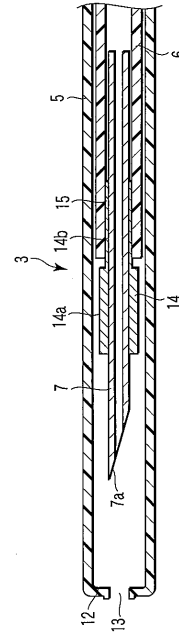
【図 1 B】



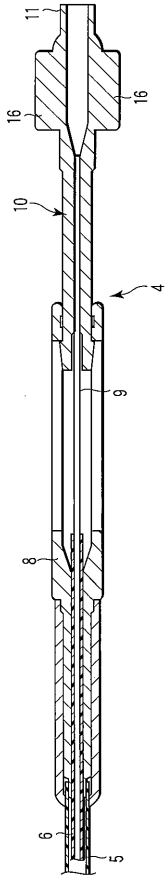
【図 2 A】



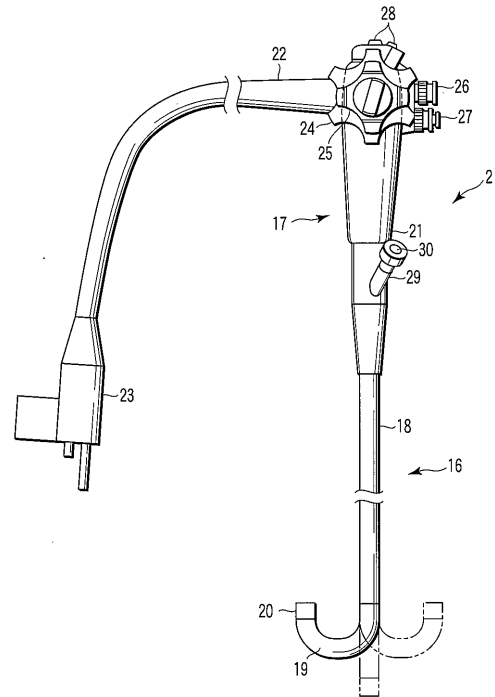
【図 2 B】



【図 2 C】



【図 3】



フロントページの続き

審査官 宮崎 敏長

- (56)参考文献 特開平 0 9 - 0 3 8 2 0 2 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 0 5 8 0 0 6 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 9 0 3 6 7 (J P , A)
特開平 1 0 - 0 8 5 3 3 1 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 0 8 7 3 8 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61M 5/14

A61B 1/00

专利名称(译)	内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP5042029B2	公开(公告)日	2012-10-03
申请号	JP2007541024	申请日	2006-10-18
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	栗山沙織 富谷学		
发明人	栗山 沙織 富谷 学		
IPC分类号	A61M5/14 A61B1/00		
CPC分类号	A61B17/3478 A61B1/018 A61M25/0084		
FI分类号	A61M5/14.B A61B1/00.334.D		
代理人(译)	中村诚		
优先权	2005303202 2005-10-18 JP		
其他公开文献	JPWO2007046444A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

至少内管（6）和双管的外管（5）形成内窥镜注射器（1）的插入部分（3），由不同种类的塑料材料和外管（5）由比内管（6）的材料具有更高刚性的材料形成。由此，提供了内窥镜治疗装置，例如内窥镜注射器和用于治疗装置的双管，其具有良好的可操作性，例如，伸出针的操作，并且可以对患病的患者执行稳定的操作。部分。

実験番号	外チューブ	内チューブ	操作力量(N)
1	PP	PP	7.15
2	HDPE	HDPE	10以上
3	PTFE	PTFE	5.62
4	HDPE	PP	4.94
5	PP	LDPE	0.25
6	PP	LLDPE	0.80
7	PP	PFA	0.24