

(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.

A61M 5/14 (2006.01)  
A61B 1/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 M 5/14 B  
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 WO2007/046444  
 (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 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 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る、

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。

10

20

**【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 45 % 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 2001-58006 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が取り付けられている。

**【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。

20

**【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 PTFE 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。

30

**【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。

【0008】

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。

【0009】

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。

10

20

【0010】

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。

30

【0011】

好ましくは、前記外チューブはPPからなり、前記内チューブはLDPE, LLDPEあるいはPFAからなる。

40

【0013】

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45%の範囲の曲げ弾性率を有する。

【0015】

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。

【0016】

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。

【0017】

50

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つ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が取り付けられ、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つ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 $20 \times 10^{-5}$  / 以下で、且つそれぞれの熱線膨張係数の差が $5 \times 10^{-5}$  / 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。 20

【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大きい。

【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。 30

【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。 40

【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。

【0027】

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。

【0028】

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。

【0029】

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。 10

【0030】

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】

【0031】

【図1A】図1A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1B】図1B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2A】図2A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2B】図2B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2C】図2C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】

【0032】

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1A, 1B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。

【0033】

挿入部3は、図2A, 2B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7aが形成されている。

【0034】

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大き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(PP)、内チューブ6は、低密度ポリエチレン(LDPE)で形成されていることが好ましい。

【0035】

さらに、本実施の形態では外チューブ5は、内径が1.8mm、外径が2.3mmである。内チューブ6は、内径が0.7mm、外径が1.5mm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。

【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と一体化した形で鍔状に形成されている。係止用当接部12を鍔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いる。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。

【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。

【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。

【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直線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。

10

20

30

40

50

## 【0044】

また、可撓管部18の基端部には操作部17が連結されている。この操作部17には術者が把持する把持部21が配設されている。この把持部21にはユニバーサルコード22の基端部が連結されている。このユニバーサルコード22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23が連結されている。

## 【0045】

さらに、把持部21には、湾曲部19を湾曲操作する上下湾曲操作ノブ24および左右湾曲操作ノブ25と、吸引ボタン26と、送気・送水ボタン27と、内視鏡撮影用の各種スイッチ28と、処置具挿入部29とがそれぞれ設けられている。処置具挿入部29には挿入部16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30が設けられている。

10

## 【0046】

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30から処置具挿通チャンネル内に挿入されて先端硬性部20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。

## 【0047】

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10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1B、図2B, 2C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

## 【0048】

次に、操作部本体8に対して口金ユニット10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1A、図2A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10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11に予め取り付けて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。

## 【0049】

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16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

## 【0050】

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

## 【0051】

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

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16の可撓管部18を適宜の径（例えば、半径Rが50mm）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。

【0052】

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30から処置具挿通チャンネル内に挿入されて先端硬性部20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、30mmに設定したときのすべりが力量測定される。

10

【0053】

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】

20

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

30

【0054】

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1.5mm、内径が0.7mmである。

外チューブ5：外径が2.3mm、内径が1.8mmである。

【0055】

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。

40

【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

## 【0056】

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、透明、または半透明であることが望ましい。

## 【0057】

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

## 【0058】

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

## 【0059】

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1.5mm、内径が0.9mmにした場合には、操作力量(N)が0.55に低下した。

## 【0060】

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

## 【0061】

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LLDPE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13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13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36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、25度～28度である。そのため、処置室の環境温度と、体内的使用環境温度との温度差は約10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、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 $5 \times 10^{-5}$ 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13から突き出す現象や、必要時に外チューブ5の先端開口13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。

10

**【 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13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 $20 \times 10^{-5}$ 以下であることが望ましい。

20

**【 0 0 6 5 】**

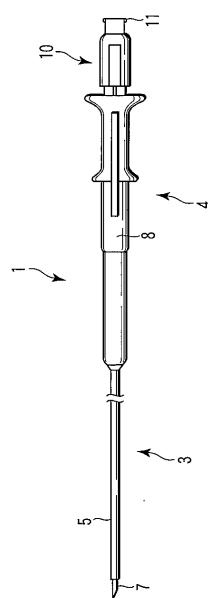
さらに、本発明は上記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施できることは勿論である。

**【 産業上の利用可能性】****【 0 0 6 6 】**

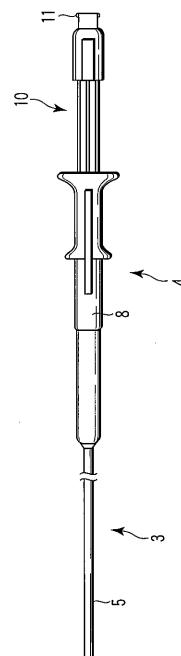
本発明は、内視鏡用注射針などの内視鏡用処置具と処置具用二重チューブを使用する技術分野や、その内視鏡用注射針などの内視鏡用処置具と処置具用二重チューブを製造する技術分野に有効である。

30

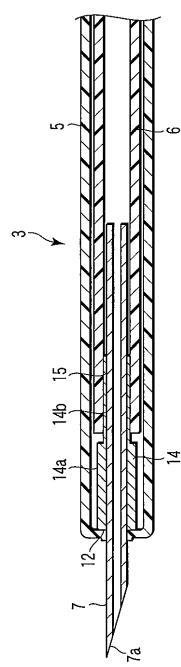
【図1A】



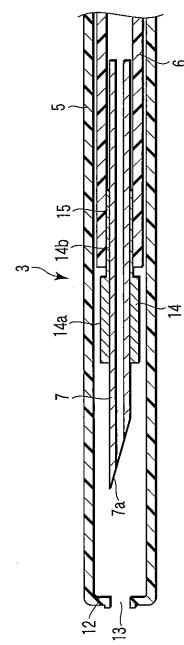
【図1B】



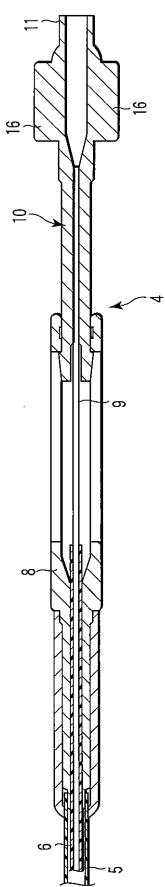
【図2A】



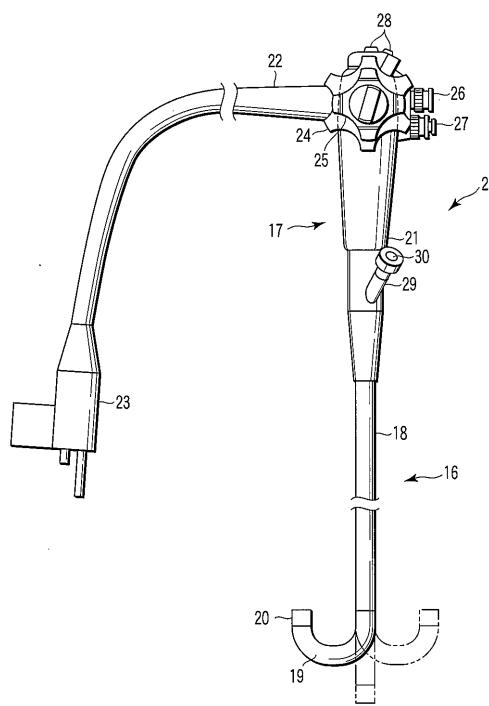
【図2B】



【図2C】



【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09-038202(JP, A)  
特開2001-058006(JP, A)  
特開2004-290367(JP, A)  
特開平10-085331(JP, A)  
特開2001-087389(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61M 5/14

A61B 1/00

专利名称(译)	内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP5042029B2</a>	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	<a href="#">JPWO2007046444A1</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 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