

(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2019-118797**  
 (P2019-118797A)

(43) 公開日 **令和1年7月22日(2019.7.22)**

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 M 25/06 (2006.01)</b>	A 6 1 M 25/06 5 5 6	4 C 0 6 6
<b>A 6 1 M 5/158 (2006.01)</b>	A 6 1 M 5/158 5 0 0 F	4 C 1 6 1
<b>A 6 1 B 1/018 (2006.01)</b>	A 6 1 M 5/158 5 0 0 H	4 C 1 6 7
	A 6 1 B 1/018 5 1 5	4 C 2 6 7

審査請求 有 請求項の数 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2018-194902 (P2018-194902)  
 (22) 出願日 平成30年10月16日 (2018.10.16)  
 (31) 優先権主張番号 10-2017-0183920  
 (32) 優先日 平成29年12月29日 (2017.12.29)  
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 518366821  
 キム チャンボ  
 K I M C H A N G B O  
 大韓民国, 11917, キョンギド, クリ  
 シ, コンウォンデロ, 92, 110-30  
 5号  
 NO. 110-305, 92, Geonw  
 on-daero, Guri-si, Gy  
 eonggi-do 11917, Rep  
 ublic of Korea  
 (74) 代理人 110000291  
 特許業務法人コスモス国際特許商標事務所

最終頁に続く

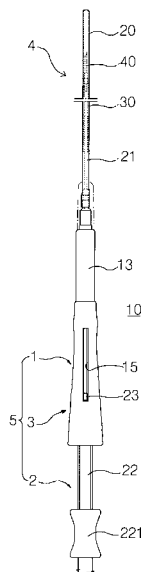
(54) 【発明の名称】 内視鏡用施術器具

(57) 【要約】

【課題】操作がし易く安価で製造することができる二重チューブを備えた内視鏡用施術器具を提供する。

【解決手段】内視鏡のチャンネルを通じて挿入される二重チューブを備え、二重チューブは、外側チューブと、外側チューブを通じて挿入され、外側チューブに対して相対的に前進及び後退する内側チューブとを備え、二重チューブの外側チューブは有機高分子にシリコン化合物を追加したプラスチック材料から形成されることにより、チャンネルの経路に沿って二重チューブを曲げた状態で外側チューブに対して内側チューブを前進及び後退させるとき、内側チューブの摺動面である外周面と外側チューブの摺動面である内周面間の摩擦抵抗が、二重チューブの外側チューブと内側チューブの両者を有機高分子だけから形成した場合より小さい。

【選択図】 図 1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

内視鏡のチャンネルを通じて挿入される二重チューブを備え、

前記二重チューブは、外側チューブと、前記外側チューブを通じて挿入され、前記外側チューブに対して相対的に前進及び後退する内側チューブとを備え、

前記二重チューブの前記外側チューブは有機高分子にシリコン化合物を追加したプラスチック材料から形成され、前記チャンネルの経路に沿って前記二重チューブを曲げた状態で前記外側チューブに対して前記内側チューブを前進及び後退させるとき、前記内側チューブの摺動面である外周面と前記外側チューブの摺動面である内周面間の摩擦抵抗が、前記二重チューブの前記外側チューブと前記内側チューブの両者が有機高分子のみで形成された場合より小さいことを特徴とする、内視鏡用施術器具。 10

**【請求項 2】**

前記二重チューブの前記内側チューブは有機高分子にシリコン化合物を追加したプラスチック材料から形成されることを特徴とする、請求項 1 に記載の内視鏡用施術器具。

**【請求項 3】**

前記内側チューブの前記外周面に突部が形成されることにより、前記内側チューブの前記外周面と前記外側チューブの前記内周面間の摩擦抵抗が、前記内側チューブの前記外周面に前記突部がない場合より小さいことを特徴とする、請求項 1 に記載の内視鏡用施術器具。

**【請求項 4】**

前記有機高分子はポリプロピレンであり、前記シリコン化合物はポリジメチルシロキサンであることを特徴とする、請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の内視鏡用施術器具。 20

**【請求項 5】**

前記ポリプロピレンは 90 ~ 99.5 重量%、前記ポリジメチルシロキサンは 0.5 ~ 10 重量%であることを特徴とする、請求項 4 に記載の内視鏡用施術器具。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡用施術器具に関し、より詳しくは、操作がし易く安価で製造することができる二重チューブを備えた内視鏡用施術器具に関する。 30

**【背景技術】****【0002】**

内視鏡のチャンネルを通じて体腔内に器具を導入して体腔内の患部などに各種施術を行っている。日本国特許出願公開公報第 2001-58006 号には、内視鏡用施術器具の一例として、体腔内の患部などに薬液を注入する注射針が開示されている。

**【0003】**

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取り付けられた操作部とが備えられている。挿入部は、外側チューブと、この外側チューブ内に進退可能に挿入された内側チューブとからなる二重チューブで構成される。操作部は、外側チューブに対する内側チューブの進退駆動を遂行する。内側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。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、外側チューブに対して内側チューブを進退駆動する。これにより、内側チューブの先端部の針体を外側チューブの先端部から外側に突出させる。 40

**【0004】**

人体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多様な形状に曲がる。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とき、内視鏡の挿入部の形状によって内視鏡用注射針の挿入部も多様な形状に曲がる。このように、内視鏡用注射針の挿入部が曲がった状態で施術を行う場合、操作部の操作によって外側チューブに対して内側チューブを進退駆動するとき、内側チューブの 50

外周面と外側チューブの内周面間の摩擦抵抗が増加する。これにより、内視鏡用注射針の挿入部を構成する二重チューブにおいては内側チューブの外周面と外側チューブの内周面の間に高い摺動性が要求される。特に、挿入部の曲げ半径が小さな場合には摩擦抵抗が非常に増加する。その結果、内視鏡用注射針の操作性が低下するため、疾患に対して安定的に施術することが難しく施術時間が長くなる可能性がある。

【0005】

それだけでなく、内視鏡用施術器具の二重チューブは適度に硬質であって、曲げ半径が小さい状態でも特定部位で折れてはならず、正確な施術のために先端部の制御が容易でなければならない。また、二重チューブは押し出しなどの加工性が良く安価で製造できなければならない。

10

【0006】

二重チューブに対するこのような要求を満たすために、多様な素材が内側チューブと外側チューブに対して試みられている。現在、主に使われている内側チューブの素材としては、ポリテトラフルオロエチレン、ABS樹脂、ポリエチレン、ナイロン、ポリプロピレンなどがある。ポリテトラフルオロエチレン(PTFE)はデュボン社の商品名であるテフロン(Teflon)として多く知られており、全ての化学薬品に対して耐化学性があり、滑らかな表面を有するとして有名である。しかし、PTFEは、融点が320 ~ 346 と高く、押出加工に多くの熱を必要とするため生産コストが高く、チューブの製造に重要な要素である接着力が非常に低く、素材が高価だという欠点がある。ABS樹脂はアクリロニトリル(A)、ブタジエン(B)、スチレン(S)の3種の成分からなる樹脂であり、接着性に優れて射出成形品に汎用的に使われる。しかし、ABS樹脂は押出加工により薄肉のチューブを成形するのが難しく、チューブが折れた場合に白華現象が発生するという欠点がある。ポリエチレン(PE)は融点が100 ~ 120 と低く軟性及び作業性に優れて汎用的に使われているが、接着力が良くないという欠点がある。ナイロンは材質の強度及び接着性に優れ、柔軟性が良い。しかし、ナイロンは融点での流動性が高くチューブの押し出しがしづらく、水分吸収力が高いので、水分吸収による長さ変化によって水分を含む環境での内視鏡用器具の使用に相応しくない。ポリプロピレン(PP)は、作業性が容易であり、融点も約140 と低い方であり、価格も安く汎用的に使われている。

20

【0007】

外側チューブの素材としては、PTFE、PPとともにポリカーボネート(PC)が使われている。PCは接着力が非常に良く透明であるので、高透明度を要する製品に使われるが、製造後の金型部の掃除が難しく、融点が250 ~ 260 と高い。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2001-58006号公報

【特許文献2】大韓民国特許登録第1287769号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0009】

したがって、本発明の目的は、曲げ半径が小さな場合にも操作が容易な内視鏡用施術器具を提供することにある。

【0010】

本発明の他の目的は、短時間に安定的な施術が可能な内視鏡用施術器具を提供することにある。

【0011】

本発明の別の目的は、曲げ半径が小さな状態でも折れない内視鏡用施術器具を提供することにある。

【0012】

50

本発明の別の目的は、先端部の制御が容易であって正確な施術ができるようにする内視鏡用施術器具を提供することにある。

【0013】

本発明の別の目的は、加工性が良く安価で製造することができる内視鏡用施術器具を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記の目的を達成するための本発明は、内視鏡のチャンネルを通じて挿入される二重チューブを備え、二重チューブは、外側チューブと、外側チューブを通じて挿入され、外側チューブに対して相対的に前進及び後退する内側チューブとを備え、二重チューブの外側チューブは有機高分子にシリコン化合物を追加したプラスチック材料から形成され、チャンネルの経路に沿って二重チューブを曲げた状態で外側チューブに対して内側チューブを前進及び後退させるとき、内側チューブの摺動面である外周面と外側チューブの摺動面である内周面間の摩擦抵抗が、二重チューブの外側チューブと内側チューブの両者が有機高分子のみで形成された場合より小さいことを特徴とする。

10

【0015】

好ましくは、二重チューブの内側チューブは有機高分子にシリコン化合物を追加したプラスチック材料から形成される。

【0016】

好ましくは、内側チューブの外周面に突部が形成されることにより、内側チューブの外周面と外側チューブの内周面間の摩擦抵抗が内側チューブの外周面に突部がない場合より小さい。

20

【0017】

好ましくは、有機高分子はポリプロピレンであり、シリコン化合物はポリジメチルシロキサンである。

【0018】

好ましくは、ポリプロピレンは90～99.5重量%、ポリジメチルシロキサンは0.5～10重量%である。

【発明の効果】

【0019】

前述した本発明による内視鏡用施術器具は、二重チューブの内側チューブの外周面と外側チューブの内周面間の摩擦抵抗が非常に小さいので、曲げ半径が小さな場合にも操作が容易であり、短時間に安定的な施術が可能である。また、本発明による内視鏡用施術器具は、二重チューブを摩擦抵抗が小さいながらも硬質の素材から形成することができるので、曲げ半径が小さな状態でも折れにくく、先端部の制御が容易であって正確な施術が可能である。また、本発明による内視鏡用施術器具は、二重チューブを摩擦抵抗が小さいながらも押出成形でき、接着剤による加工性が良く、安価な素材で形成することができるので、製造コストが非常に低いという利点がある。

30

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明の一実施形態による内視鏡用施術器具の構成図である。

40

【図2】図1に示した内視鏡用施術器具の断面図である。

【図3a】図1に示した内視鏡用施術器具において針が導出された状態を示す図である。

【図3b】図1に示した内視鏡用施術器具において針が導出された状態を示す図である。

【図4】図1に示した内視鏡用施術器具の内側チューブの断面図である。

【図5】本発明の他の実施形態による内視鏡用施術器具の内側チューブの断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、添付図面に基づいて本発明の好適な実施形態を詳細に説明する。

【0022】

50

図 1 は本発明の一実施形態による内視鏡用施術器具 10 の構成図、図 2 は図 1 に示した内視鏡用施術器具 10 の断面図である。図 3 a 及び図 3 b は図 1 に示した内視鏡用施術器具 10 において針が導出された状態を示す図である。

【0023】

内側チューブ 30 は外側チューブ 20 に内蔵され、外側チューブ 20 の前端部から中空針 40 が突出できるようにする。中空針 40 は内側チューブ 30 の前端部に外側チューブ 20 と連通するように装着され、操作部 5 が内側チューブ 30 の後端部に連結される。操作部 5 は内側チューブ 30 を外側チューブ 20 に対して前方又は後方に移動させることによって中空針 40 を外側チューブ 20 の前端部から突出させる。

【0024】

操作部 5 は、胴体管 1 と、胴体管 1 の内部に前進及び後進可能に挿入される作動部材 2 と、胴体管 1 と作動部材 2 の間に備えられ、作動部材 2 の移動位置が、例えば 3 段階になるように中空針 40 の位置を 3 段階に調整する位置調整部 3 とを含む。

【0025】

胴体管 1 は、内部の前方には針貫通孔 11 が形成され、内部の後方には針貫通孔 11 より拡径された作動孔 12 が形成される。胴体管 1 の前方には軸管部 17 が形成され、この軸管部 17 には外側チューブ 20 の後端部が挿入されて固定される。

【0026】

また、胴体管 1 は、内部の故障時により容易に修理できるように、前方胴体管 13 と後方胴体管 14 に分離して構成される。前方胴体管 13 の後方には、前方胴体管 13 と後方胴体管 14 を分離するように、挿入連結管 131 が後方胴体管 14 の前方に挿入される。

【0027】

作動部材 2 は胴体管 1 の内部に前進及び後進可能に挿入されて中空針 40 を前方に突出させる。作動部材 2 は、前方に内側チューブ 30 に前端部が連結される作動中空針 21 が備えられ、後方には作動孔 12 に挿入される操作中空管 22 が備えられる。

【0028】

後方胴体管 14 の両側には位置保持孔 15 が形成され、作動部材 2 の操作中空管 22 の前方両側には、位置保持孔 15 に挿入されて前進及び後進する位置保持突起 23 が形成される。位置保持孔 15 と位置保持突起 23 は、操作部 5 の作動中に作動部材 2 が空回りしたり、作動部材 2 が胴体管 1 から外部に外れることがないようにする。

【0029】

操作中空管 22 は、後方が注射液供給管（図示せず）と連結され、後方に医者が容易に握ることができるように杖鼓状の取っ手部 221 が形成される。

【0030】

位置調整部 3 は胴体管 1 と作動部材 2 の間に備えられ、作動部材 2 の移動位置が、例えば 3 段階になるように中空針 40 の位置を 3 段階に調整する。位置調整部 3 は、胴体管 1 の作動孔 12 に垂直に形成される 3 対の垂直孔 31、32、33 を備える。

【0031】

係止突起 34 は操作中空管 22 の前方に突出するように形成され、作動部材 2 の前進及び後進によって 3 対の垂直孔 31、32、33 のいずれかに係止される。また、係止突起 34 は、操作部 5 をよりスムーズに前方又は後方に操作することができるように、半球状に突出するように形成される。

【0032】

これにより、内視鏡用施術器具 10 は、胴体管 1 の垂直孔 31 と垂直孔 32 の間に垂直孔 33 を形成することにより、中空針 40 の突出長を 2 段階に調整することができる。操作部 5 を用いて外側チューブ 20 の前端部から中空針 40 を突出させる場合、医者は、処置タイプ及び処置部位によって、中空針 40 の突出長を 2 段階に変更して使うことができる。このように、中空針 40 の突出長を変更できるので、針の長さ調整ができるとともに針の刺し込み強度も調整することができる。より具体的には、中空針 40 を全長にわたって突出させる場合には、後退している操作中空管 22 を最大限前進させることで、操作中

10

20

30

40

50

空管 2 2 に形成された係止突起 3 4 が垂直孔 3 1 に係止されるようにし、中空針 4 0 を全て突出させて体内に挿入することができる。この時に突出する中空針 4 0 の露出長は最大になり、外側チューブ 2 0 の内部で内側チューブ 3 0 が最大のストロークで前進するので、針の押圧力も最大になる。

【 0 0 3 3 】

中空針 4 0 全長を突出させずに人体に挿入する場合には、後退している操作中空管 2 2 を前進させることで、係止突起 3 4 を垂直孔 3 1 の直後方に位置する垂直孔 3 3 に係止することによって中空針 4 0 が完全には突出しないようにする。

【 0 0 3 4 】

内視鏡用施術器具 1 0 は身体内部の患部を施術するときに使われるので、外側チューブ 2 0 と内側チューブ 3 0 は適度の硬度及び操作力を有することが非常に重要である。操作力は外側チューブ 2 0 及び内側チューブ 3 0 の材質、厚さ、およびチューブ 2 0、3 0 間の間隔などによって決定される。

10

【 0 0 3 5 】

本実施形態において、内視鏡用施術器具 1 0 は加工の便宜のため外側チューブ 2 0 と内側チューブ 3 0 が同じ素材からなる。外側チューブ 2 0 と内側チューブ 3 0 が同じ素材からなれば、一般的に親和性が高くなって摺動面間の摩擦抵抗が増加する。したがって、本実施形態では、外側チューブ 2 0 と内側チューブ 3 0 を同じ有機高分子から形成するとともに滑り性に優れたシリコン化合物を添加することによって外側チューブ 2 0 と内側チューブ 3 0 間の摩擦抵抗を減らすことができる。

20

【 0 0 3 6 】

有機高分子としては、加工性、素材価格、硬度などを考慮すると、ポリプロピレン ( Polypropylene、PP ) が好ましい。シリコン化合物はポリジメチルシロキサン ( Polydimethylsiloxane、PDMS ) が好ましい。

【 0 0 3 7 】

ポリプロピレン ( PP ) は 9 0 ~ 9 9 . 5 重量 %、シリコン化合物は 0 . 5 ~ 1 0 重量 % であってもよい。ポリプロピレン ( PP ) にシリコン化合物が 1 0 重量 % 以上で添加されると、過度な軟性により、内視鏡用施術器具として適さず、0 . 5 重量 % 未満で添加されると、シリコンの特性が発揮されず滑り性が良くない。

【 0 0 3 8 】

ポリプロピレン ( PP ) は硬質 ( hard ) であるので、内視鏡のサイズによって内側チューブと外側チューブを共に構成しても先端部の制御が容易であり、曲げ弾性率が高く小さな曲げ半径であってもめったに折れない。

30

【 0 0 3 9 】

図 4 は図 1 に示した内視鏡用施術器具の内側チューブ 3 0 の断面図である。図示の如く、内側チューブ 3 0 において、外周面 2 0 2 と内周面 2 0 4 は偏平である。内側チューブ 3 0 の外周面 2 0 2 は外側チューブ 2 0 の内周面 2 0 4 と広い面積で接触するので、内側チューブ 3 0 と外側チューブ 2 0 間の摩擦抵抗が相対的に大きい。

【 0 0 4 0 】

図 5 は本発明の他の実施形態による内視鏡用施術器具の内側チューブ 3 0 0 の断面図である。図示の如く、内側チューブ 3 0 0 の内周面 2 1 0 は薬液の流れを邪魔しないように偏平な面から構成されるが、外周面 2 1 2 は外側チューブとの接触面積を減らすために突部 2 1 4 が形成されている。

40

【 0 0 4 1 】

表 1 は外側チューブとしてポリテトラフルオロエチレン ( PTFE ) を使った場合の操作力を示す。内側チューブ 3 0 を外側チューブ 2 0 に挿入して直径 1 6 0 mm の円筒に巻きつけた後、内側チューブ 3 0 をプッシュプルゲージに連結する。そして、内側チューブ 3 0 を引っ張ったときの内側チューブ 3 0 が外側チューブ 2 0 から抜け出る力を測定した。外側チューブ 2 0 の長さは、胃大腸内視鏡に使用する器具の最大長を考慮して、2 5 0 0 mm に設定した。外側チューブ 2 0 の断面はいずれも円形である。

50

## 【 0 0 4 2 】

外側チューブ 20 と内側チューブ 30 間の接触面に水分がある状態とない状態に区分して操作力をテストした。内側チューブ 30 が外側チューブ 20 からそれ以上動かずに切れた時点の操作力を測定する。表 1 で、操作力実験時、特定の力で内側チューブ 30 が外側チューブ 20 から動かずに切れようとする時点でテストを中断したので、表示された操作力値は測定された操作力以上であり得ることを意味する。

## 【 0 0 4 3 】

【表 1】

NO	外側チューブ				内側チューブ					操作力 (N)	
	材質	外径 (mm)	内径 (mm)	厚さ (mm)	材質	チューブ断面	外径 (mm)	内径 (mm)	厚さ (mm)	水分 (×)	水分 (○)
1	PTFE	2.4	1.7	0.35	PTFE	円形	1.4	1.0	0.2	4	6
2	PTFE	2.4	1.7	0.35	ABS	円形	1.4	0.6	0.4	3	5
3	PTFE	2.4	1.7	0.35	PE	円形	1.5	1.0	0.25	1 0	1 1 ↑
4	PTFE	2.4	1.7	0.35	Nylon6	円形	1.3	0.9	0.2	3	6
5	PTFE	2.4	1.7	0.35	PP	円形	1.4	1.0	0.2	3	3
6	PTFE	2.4	1.7	0.35	PP	突起	1.4	1.0	0.2	2	1
7	PTFE	2.4	1.7	0.35	PP+シリコン	円形	1.5	1.0	0.25	6	1 2
8	PTFE	2.4	1.7	0.35	PP+シリコン	突起	1.5	1.0	0.25	1	3

10

20

## 【 0 0 4 4 】

表 2 は外側チューブとしてポリカーボネート ( P C ) を使った場合の操作力を示す。

## 【 0 0 4 5 】

【表 2】

NO	外側チューブ				内側チューブ					操作力 (N)	
	材質	外径 (mm)	内径 (mm)	厚さ (mm)	材質	チューブ断面	外径 (mm)	内径 (mm)	厚さ (mm)	水分 (×)	水分 (○)
9	PC	2.4	1.8	0.3	PTFE	円形	1.4	1.0	0.2	3	6
10	PC	2.4	1.8	0.3	ABS	円形	1.4	0.6	0.4	5	3 0 ↑
11	PC	2.4	1.8	0.3	PE	円形	1.5	1.0	0.25	6	1 0 ↑
12	PC	2.4	1.8	0.3	Nylon6	円形	1.3	0.9	0.2	6	1 6 ↑
13	PC	2.4	1.8	0.3	PP	円形	1.4	1.0	0.2	8	1 7 ↑
14	PC	2.4	1.8	0.3	PP+シリコン	円形	1.5	1.0	0.25	8	1 7 ↑
15	PC	2.4	1.8	0.3	PP+シリコン	突起	1.5	1.0	0.25	4	1 5

30

40

## 【 0 0 4 6 】

表 3 は外側チューブとしてポリプロピレン ( P P ) を使った場合の操作力を示す。

## 【 0 0 4 7 】

【表 3】

NO	外側チューブ				内側チューブ					操作力 (N)	
	材質	外径 (mm)	内径 (mm)	厚さ (mm)	材質	チューブ断面	外径 (mm)	内径 (mm)	厚さ (mm)	水分 (×)	水分 (○)
16	PP	2.4	1.8	0.3	PTFE	円形	1.4	1.0	0.2	1	2
17	PP	2.4	1.8	0.3	ABS	円形	1.4	0.6	0.4	2	16 ↑
18	PP	2.4	1.8	0.3	PE	円形	1.5	1.0	0.25	13 ↑	13 ↑
19	PP	2.4	1.8	0.3	Nylon6	円形	1.3	0.9	0.2	3	20 ↑
20	PP	2.4	1.8	0.3	PP	円形	1.4	1.0	0.2	17	20 ↑
21	PP	2.4	1.8	0.3	PP+シリコン	円形	1.5	1.0	0.25	5	20 ↑
22	PP	2.4	1.8	0.3	PP+シリコン	突起	1.5	1.0	0.25	20 ↑	7

10

## 【0048】

表 4 は外側チューブの素材がポリプロピレン (PP) とシリコン化合物を混合した場合の操作力を示す。

## 【0049】

20

## 【表 4】

NO	外側チューブ				内側チューブ					操作力 (N)	
	材質	外径 (mm)	内径 (mm)	厚さ (mm)	材質	チューブ断面	外径 (mm)	内径 (mm)	厚さ (mm)	水分 (×)	水分 (○)
23	PP+シリコン	2.4	1.8	0.3	PTFE	円形	1.4	1.0	0.2	0	0
24	PP+シリコン	2.4	1.8	0.3	ABS	円形	1.4	0.6	0.4	0	10
25	PP+シリコン	2.4	1.8	0.3	PE	円形	1.5	1.0	0.25	1	9 ↑
26	PP+シリコン	2.4	1.8	0.3	Nylon6	円形	1.3	0.9	0.2	2	14 ↑
27	PP+シリコン	2.4	1.8	0.3	PP	円形	1.4	1.0	0.2	2	10
28	PP+シリコン	2.4	1.8	0.3	PP+シリコン	円形	1.5	1.0	0.25	1	11
29	PP+シリコン	2.4	1.8	0.3	PP+シリコン	突起	1.5	1.0	0.25	0	2

30

## 【0050】

ナイロン 6 は水分吸収力による長さ変化があることから、内視鏡用施術器具に使うのには適していない。本実施形態のように、外側チューブ 20 と内側チューブ 30 の素材が PP とシリコン化合物の混合物であるとともに内側チューブ 30 の外周面に突部 214 が形成されるとき、操作力は水分存在時に 2 N、水分が存在しない時に 0 N と測定された。すなわち、人体内部のように水分が存在しても内側チューブ 30 が外側チューブ 20 を通過してスライド運動するときに必要な外力は 2 N 以下である。

40

## 【0051】

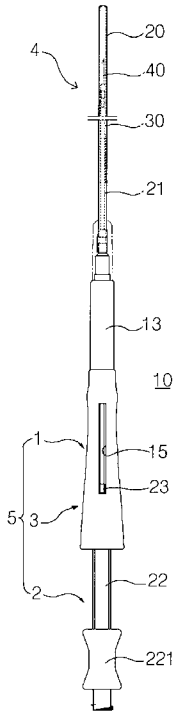
内側チューブ 30 の外周面と外側チューブ 20 の内周面との距離は 0.2 ~ 0.5 mm が好ましい。操作力に影響を与える他の要因は、外側チューブ 20 と内側チューブ 30 の厚さである。優れた操作性のために、外側チューブ 20 の厚さは 0.3 ~ 0.35 mm、内側チューブ 30 の厚さは 0.2 ~ 0.4 mm が好ましい。

## 【0052】

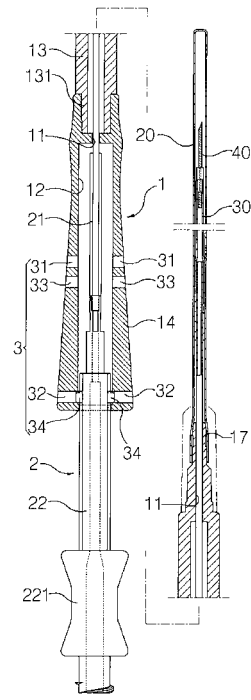
前述した実施形態は本発明を通常の技術者が容易に理解して実施することができるようにするために例として説明したものであり、本発明の権利範囲を限定する意図は全くない。本発明の権利範囲は添付の特許請求の範囲によって決められる。

50

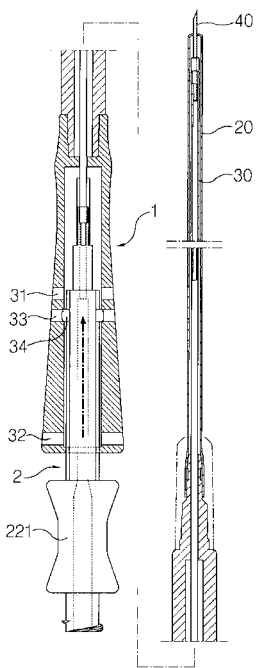
【 図 1 】



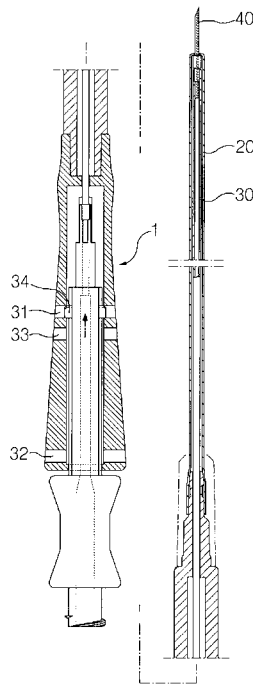
【 図 2 】



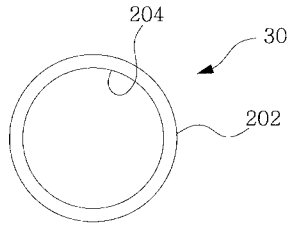
【 図 3 a 】



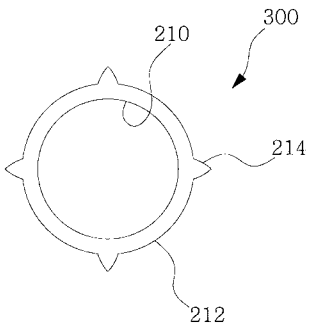
【 図 3 b 】



【 図 4 】



【 図 5 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 キム チャンボ

大韓民国, 1 1 9 1 7, キョンギド, クリシ, コンウォンデロ, 9 2, 1 1 0 - 3 0 5 号

Fターム(参考) 4C066 AA09 BB01 CC01 DD11 FF03 GG01 GG12 GG15 JJ06 KK08  
4C161 GG15 JJ03 JJ06  
4C167 AA02 AA22 AA24 BB02 BB03 BB04 BB05 BB07 BB10 BB11  
BB12 BB20 BB25 BB31 BB39 BB40 CC01 CC05 GG02 GG03  
HH14  
4C267 AA02 AA22 AA24 BB02 BB03 BB04 BB05 BB07 BB10 BB11  
BB12 BB20 BB25 BB31 BB39 BB40 CC01 CC05 GG02 GG03  
HH14

专利名称(译)	内窥镜仪器		
公开(公告)号	<a href="#">JP2019118797A</a>	公开(公告)日	2019-07-22
申请号	JP2018194902	申请日	2018-10-16
发明人	キム チャンボ		
IPC分类号	A61M25/06 A61M5/158 A61B1/018		
CPC分类号	A61B17/3478 A61B17/3496 A61L29/041 A61L29/049 A61L2400/10 A61M2025/0089 C08L23/12 C08L83/04 C08L27/18 A61L31/041 A61L31/14		
FI分类号	A61M25/06.556 A61M5/158.500.F A61M5/158.500.H A61B1/018.515		
F-TERM分类号	4C066/AA09 4C066/BB01 4C066/CC01 4C066/DD11 4C066/FF03 4C066/GG01 4C066/GG12 4C066/GG15 4C066/JJ06 4C066/KK08 4C161/GG15 4C161/JJ03 4C161/JJ06 4C167/AA02 4C167/AA22 4C167/AA24 4C167/BB02 4C167/BB03 4C167/BB04 4C167/BB05 4C167/BB07 4C167/BB10 4C167/BB11 4C167/BB12 4C167/BB20 4C167/BB25 4C167/BB31 4C167/BB39 4C167/BB40 4C167/CC01 4C167/CC05 4C167/GG02 4C167/GG03 4C167/HH14 4C267/AA02 4C267/AA22 4C267/AA24 4C267/BB02 4C267/BB03 4C267/BB04 4C267/BB05 4C267/BB07 4C267/BB10 4C267/BB11 4C267/BB12 4C267/BB20 4C267/BB25 4C267/BB31 4C267/BB39 4C267/BB40 4C267/CC01 4C267/CC05 4C267/GG02 4C267/GG03 4C267/HH14		
优先权	1020170183920 2017-12-29 KR		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明提供了一种内窥镜手术器械，其具有双管，该双管易于操作且制造成本低廉。双管通过内窥镜的通道插入，双管包括外管和插入外管并相对于外管前进和后退的内管。双管的外管由有机聚合物和添加硅化合物的塑料材料形成，从而使双管沿着通道路径弯曲，从而使内管相对于外管前进。并且当缩回时，作为内管的滑动表面的外周表面与作为外管的滑动表面的内周表面之间的摩擦阻力，比形成时少。[选图]图1

