

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013 年 9 月 12 日(12.09.2013)



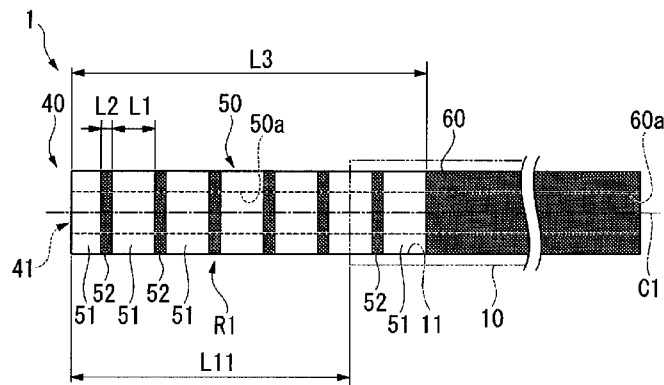
(10) 国際公開番号
WO 2013/132992 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 17/00 (2006.01) *A61B 1/00* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/053809
- (22) 国際出願日: 2013 年 2 月 18 日(18.02.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
61/608,280 2012 年 3 月 8 日(08.03.2012) US
- (71) 出願人: オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.)
[JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 野村 祐介(NOMURA Yusuke); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 棚井 澄雄, 外(TANAI Sumio et al.); 〒1006620 東京都千代田区丸の内一丁目 9 番 2 号 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI

[続葉有]

(54) Title: GUIDE SHEATH AND MEDICAL SYSTEM

(54) 発明の名称: ガイドシースおよび医療システム



(57) Abstract: A guide sheath is configured so that the guide sheath is inserted in a human body by being guided by an instrument having been introduced into the human body and so that the guide sheath has a channel through which a medical instrument can be inserted in order to guide the distal end of the medical instrument to a destination part. The guide sheath is provided with: a long axis member which is extended along the longitudinal axis; and section to be bent which has soft sections having predetermined bending rigidity and which also has hard sections disposed alternately with the soft sections along the longitudinal direction and having higher bending rigidity than the soft sections, the section to be bent being provided at the distal end of the long axis member and being configured so that, in order to be bent by external force, the section to be bent protrudes from the distal end of the instrument having been introduced into the human body.

(57) 要約: 体内導入器具にガイドされて体内に挿入されるとともに、医療器具の先端を目的部位まで案内するために医療器具を挿通自在なチャンネルを有するガイドシースにおいて、長手軸に沿って延設された長軸部材と、所定の曲げ剛性を有する軟質部と長手軸に沿って軟質部と交互に配置されて軟質部よりも曲げ剛性の大きい硬質部とを有し、長軸部材の先端部に設けられて外力によって湾曲されるように体内導入器具の先端から突出された被湾曲部と、を備える。

WO 2013/132992 A1

WO 2013/132992 A1



(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG). 添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称： ガイドシースおよび医療システム

技術分野

[0001] 本発明は、体内導入器具にガイドされた状態で使用されるガイドシース、およびこのガイドシースを備える医療システムに関する。

背景技術

[0002] 従来、体腔や血管などに挿入し、薬液を注入したり体液を排出したりするためにカテーテルチューブが用いられている。このようなカテーテルチューブとしては、例えば特開平 8-57035 号公報に記載されたものが知られている。このカテーテルチューブは、合成樹脂の架橋度を長手方向に連続的に変化させることで形成されている。

[0003] このカテーテルチューブを製造するには、放射線などの架橋処理に敏感な合成樹脂と鈍感な合成樹脂とを組み合わせる。そして、これらの合成樹脂の混合比を連続的に変化させながら溶融押し出したチューブを、 β 線などの放射線を用いて架橋する。カテーテルチューブをこのように構成することで、硬くした基端側によりトルクコントロール性、押し込み性を保持しつつ、柔らかい先端側により器官を傷つけることが防止できるという。

[0004] また、特許文献 1 に記載された内視鏡用処置具（以下、「処置具」とも略称する。）では、熱可塑性樹脂からなるシースに、架橋状態にすることで架橋部を形成している。架橋部は、一般的に耐熱性や物理的強度に優れている。このため、例えば、高周波電流により高温となった処置部がシースに接触した際や、処置部を引きこむときに処置部がシースを圧縮した際に、シースが溶融したり変形したりすることを抑えることができる。

[0005] 一方で、内視鏡（体内導入器具）に形成された導入用チャンネルに処置具を挿通させて用いる場合には、ガイドシースの先端が導入用チャンネルの先端から所定の位置まで突出させた状態で固定し、ガイドシースに処置具を挿通させる場合がある。このような手順を踏むことで、導入用チャンネルから処

器具を入れ替えるときに処置具先端の位置合わせを容易にすることができる。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特許第4 6 2 4 4 8 3 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 従来のガイドシースは、一般的に、全体にわたり均一な材料で形成されている。このガイドシースを内視鏡10の導入用チャンネル11に挿通させ、先端側が導入用チャンネル11から突出するように用いる場合には、以下に示すよう問題がある。すなわち、ガイドシースに処置具などが挿通されていない状態で、突出したガイドシースを湾曲させるような外力が作用した場合には、この部分がキンクし、ガイドシースに処置具などを挿通しにくくなってしまう。

一方で、ガイドシースがキンクしないようにガイドシースを硬く（弾性率を大きく）形成すると、ガイドシースが内視鏡および気管支の湾曲に追従しにくくなり、ガイドシースが内視鏡などに挿通しにくくなる。

[0008] 本発明は、このような問題点に鑑みてなされたものであって、柔軟性を維持しつつキンクしにくいガイドシース、およびこのガイドシースを備える医療システム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

[0009] 上記課題を解決するために、この発明は以下の手段を提案している。

本発明のガイドシースは、体内導入器具にガイドされて体内に挿入されるとともに、医療器具の先端を目的部位まで案内するために前記医療器具を挿通自在なチャンネルを有するガイドシースにおいて、長手軸に沿って延設された長軸部材と、所定の曲げ剛性を有する軟質部と前記長手軸に沿って該軟質部と交互に配置されて該軟質部よりも曲げ剛性の大きい硬質部とを有し、前

記長軸部材の先端部に設けられて外力によって湾曲されるように前記体内導入器具の先端から突出された被湾曲部と、を備えることを特徴としている。

[0010] また、上記のガイドシースにおいて、前記軟質部は、熱可塑性樹脂を有し、前記硬質部は、前記熱可塑性樹脂に電離性放射線が照射されて前記熱可塑性樹脂が架橋された架橋材料からなることがより好ましい。

また、上記のガイドシースにおいて、前記軟質部は、前記熱可塑性樹脂と架橋促進剤とが混練された混練材料からなり、

前記硬質部は、前記混練材料に電離性放射線が照射されて前記熱可塑性樹脂が架橋された架橋材料からなることがより好ましい。

また、上記のガイドシースにおいて、前記軟質部と前記硬質部とは、前記長手軸に沿って交互となるようにそれぞれが環状に形成されているがより好ましい。

[0011] また、上記のガイドシースにおいて、前記軟質部と前記硬質部とは、前記長手軸に沿って交互となるようにそれぞれが螺旋状に形成されていることがより好ましい。

また、上記のガイドシースにおいて、前記長軸部材における前記被湾曲部の基端側に支持部が設けられ、前記支持部の曲げ剛性は、前記軟質部の曲げ剛性より大きいことがより好ましい。

また、上記のガイドシースにおいて、前記支持部の曲げ剛性は、前記硬質部の曲げ剛性より小さいことがより好ましい。

[0012] また、上記のガイドシースにおいて、前記長軸部材における前記被湾曲部の基端側に支持部が設けられ、前記支持部には、前記架橋材料からなる基端側硬質部が設けられていることがより好ましい。

また、上記のガイドシースにおいて、前記基端側硬質部は前記長軸部材の周方向に互いに離間して複数設けられ、前記周方向に隣り合う前記基端側硬質部の間には、前記混練材料からなる基端側軟質部が設けられ、複数の前記基端側硬質部および前記基端側軟質部により形成される管路が前記チャンネルの基端側を構成することがより好ましい。

また、上記のガイドシースにおいて、前記基端側硬質部は、前記長軸部材の周方向に全周にわたり設けられ、前記基端側硬質部の管路が前記チャンネルの基端側を構成することがより好ましい。

[0013] また、上記のガイドシースにおいて、前記長手軸に沿う方向において、前記軟質部の長さは前記硬質部の長さより長いことがより好ましい。

また、上記のガイドシースにおいて、前記軟質部および前記硬質部の全体としての前記長手軸に沿う方向の長さは、前記体内導入器具から突出された突出部の長さより長いことがより好ましい。

また、上記のガイドシースにおいて、前記混練材料は、靱性を向上させる添加剤を含むことがより好ましい。

[0014] また、上記のガイドシースにおいて、前記添加剤はHDPE、LDPE、EVA、およびカーボンの少なくとも1つであることがより好ましい。

また、上記のガイドシースにおいて、前記長軸部材には、前記長手軸に沿って前記長軸部材の中心軸線とは前記長軸部材の径方向に位置をずらして第二のチャンネルが形成され、前記第二のチャンネル内に配置され、先端部が前記硬質部に固定された操作ワイヤを備えることがより好ましい。

また、本発明の医療システムは、上記に記載のガイドシースと、前記体内導入器具と、を備えることを特徴としている。

発明の効果

[0015] 本発明のガイドシースおよび医療システムによれば、ガイドシースの柔軟性を維持しつつキンクしにくくすることができる。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]本発明の第1実施形態の内視鏡システムの全体図である。

[図2]同内視鏡システムのガイドシースの側面図である。

[図3]同ガイドシースの先端側の展開図である。

[図4]同ガイドシースの一部を架橋して架橋材料にする手順を説明する図である。

[図5]同ガイドシースの突出部が外力を受ける前の状態を説明する図である。

[図6]同突出部が外力を受けて湾曲した状態を説明する図である。

[図7]図 6 中の切断線 A - A の断面図である。

[図8]同内視鏡システムを用いた手技を説明する図である。

[図9]同内視鏡システムの突出部が気管支から外力を受けた状態を説明する図である。

[図10]比較例として示す従来のガイドシースが気管支から外力を受けた状態を説明する図である。

[図11]本発明の第 2 実施形態の内視鏡システムの先端側の側面図である。

[図12]同内視鏡システムのガイドシースにおける先端側の展開図である。

[図13]同ガイドシースの支持部の自然状態における断面図である。

[図14]同支持部が押圧力を受けたときの断面図である。

[図15]本発明の第 3 実施形態のガイドシースの全体図である。

[図16]同ガイドシースの先端側の断面図である。

[図17]同ガイドシースを湾曲させたときの状態を説明する図である。

発明を実施するための形態

[0017] (第 1 実施形態)

以下、本発明に係る医療システムの第 1 実施形態を図 1 から図 8 を参照しながら説明する。以下の実施形態では、体内導入器具が内視鏡であり、医療システムが内視鏡システムである場合を例にとって説明する。

図 1 に示すように、本実施形態の内視鏡システム 1 は、導入用チャンネル 11 が形成された内視鏡 10 と、この導入用チャンネル 11 に挿通可能とされたガイドシース（長軸部材）40 とを備えている。

[0018] 内視鏡 10 は、長尺の挿入部 20 の基端に操作部 30 が設けられて構成されている。挿入部 20 は、先端に設けられた先端硬質部 21 と、先端硬質部 21 の基端に接続され湾曲可能な湾曲部 22 と、湾曲部 22 の基端に接続され可撓性を有する可撓管部 23 とを有している。

[0019] 先端硬質部 21 の先端面には、LED などの発光素子を有する照明ユニット 25、および、CCD などの撮像素子を有する観察ユニット 26 が露出した

状態で設けられている。前述の導入用チャンネル 11 の先端は、先端硬質部 21 の先端面に開口を有するとともに、挿入部 20 を介して操作部 30 まで延びている。

挿入部 20 内には、不図示の操作ワイヤが進退可能に挿通されていて、操作ワイヤを進退させることで、湾曲部 22 を所望の方向に湾曲させることができる。また、挿入部 20 内には、図示はしないが、照明ユニット 25 などに電力を供給するための電力線と、撮像素子が取得した画像データを送信するための信号線が設けられている。

[0020] 操作部 30 は、操作部本体 31 と、操作部本体 31 の先端側に設けられた鉗子口 32 と、操作部本体 31 の基端側に設けられた複数のダイヤル 33 およびボタン 34 とを有している。

鉗子口 32 は、導入用チャンネル 11 の基端側の開口に連通している。

ダイヤル 33 を回転操作することで、操作ワイヤを操作して湾曲部 22 を湾曲させることができる。ボタン 34 を押すことで、照明ユニット 25 や観察ユニット 26 を操作することができる。

操作部本体 31 には、ユニバーサルケーブル 36 が接続されていて、ユニバーサルケーブル 36 には不図示の表示装置や電力供給装置に接続されている。

電力供給装置は、電力線を介して照明ユニット 25 に接続されていて、表示装置は信号線を介して送信される画像データを画像として表示することができる。

[0021] ガイドシース 40 は、処置具などの医療器具の先端を、体内の目的部位まで案内するためのガイドとして用いられるものである。ガイドシース 40 は、図 2 および図 3 に示すように、先端側に設けられ外力に応じて湾曲可能な被湾曲部 50 と、被湾曲部 50 の基端側に設けられ可撓性を有する支持部（基端側硬質部）60 とを有している。被湾曲部 50 および支持部 60 は、それぞれが管状に形成されている。

すなわち、ガイドシース 40 は、自身の長手軸である軸線 C1 に沿って延設

されている。

[0022] 被湾曲部50は、可撓性を有する材料で環状に形成された軟質部51と、環状に形成されて軟質部51よりも曲げ剛性が大きく設定された硬質部52とが、被湾曲部50の軸線C1方向（長手方向）に交互となるように配置されることで構成されている。

軟質部51および硬質部52は、互いに同一の外径に形成されているとともに、互いに同一の内径に形成されている。軸線C1方向において、軟質部51の長さL1は硬質部52の長さL2より長く設定されている。本実施形態では、7つの軟質部51と6つの硬質部52とを軸線C1方向に交互となるように配置することで、被湾曲部50が構成されている。最も先端側の軟質部51には、被湾曲部50内に挿通された医療器具を突没自在とする開口部41が形成されている。

[0023] 軟質部51は、熱可塑性樹脂と架橋促進剤とが混練された混練材料からなる。

軟質部51に使用可能な熱可塑性樹脂としては、例えば、ポリエチレン樹脂、ポリブタジエン樹脂、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など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。

[0024] 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挙げることができる。その具体例としては、ジエチレングル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。必要な耐熱性能などに応じて架橋促進剤をこの範囲で選定することができる。

なお、混練材料に架橋促進剤が不要な場合がある。

[0025] 硬質部 52 は、混練材料に電離性放射線が照射されて熱可塑性樹脂が架橋された架橋材料からなる。混練材料に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、樹脂の弾性率が大きくなることが知られている。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、架橋処理の速度など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できる。本実施形態では、電離性放射線の照射線量は、例えば 500 キログレイ (kGy) 以上に設定される。

なお、図 1 以降の全ての図では、架橋材料で形成された部材に同一のハッチングを付して示している。

[0026] 軟質部 51、硬質部 52 は、軸線 C1 に直交する平面による断面形状は同一である。しかし、硬質部 52 を形成する架橋材料の弾性率が軟質部 51 を形成する混練材料の弾性率より大きいことで、硬質部 52 の曲げ剛性が軟質部 51 の曲げ剛性より大きくなっている。架橋材料の弾性率は、混練材料の弾性率より 3 倍以上大きいことが好ましい。

[0027] 本実施形態では、支持部 60 は、前述の架橋材料により管状に形成されていて、被湾曲部 50 の周方向に全周にわたり設けられている。支持部 60 および被湾曲部 50 は、互いに同一の外径に形成されているとともに、互いに同一の内径に形成されている。支持部 60 の曲げ剛性は、軟質部 51 の曲げ剛性より大きい。

支持部 60 の管路 60a は、被湾曲部 50 の管路 50a に連通している。管路 50a、60a で、ガイドシース 40 のチャンネルを構成する。このチャンネルは、前述の開口部 41 と連通している。

ガイドシース４０の各寸法の一例を示すと、外径は２．５ｍｍ、内径は２．１ｍｍ、長さは１０００ｍｍ程度となる。

支持部６０の外周面には、内視鏡１０の導入用チャンネル１１からガイドシース４０の先端側を突出させた長さを示すための指標が設けられていることが好ましい。

[0028] このように構成されたガイドシース４０は、図２に示すように内視鏡１０の導入用チャンネル１１から先端側を突出させた状態で用いられる。ガイドシース４０のうち導入用チャンネル１１から突出させた突出部Ｒ１の軸線Ｃ１方向の長さＬ１１は、患者の固体差にもよるが、５ｃｍ～２０ｃｍ程度となる。被湾曲部５０の軸線Ｃ１方向の長さＬ３は、この長さＬ１１よりも１ｃｍ以上長く設定されている。本実施形態では、被湾曲部５０に、軟質部５１と、この軟質部５１を軸線Ｃ１方向に挟む一对の硬質部５２が少なくとも配されるように構成する。

ガイドシース４０の長さは、前述の長さＬ１１によらず、ガイドシース４０の基端部が鉗子口３２から基端側に突出するように設定されている。

[0029] 以上のように構成されたガイドシース４０を製造するには、まず、図４に示すように、前述の混練材料でガイドシース４０と同形状の管状に形成されたシース４０Ａを用意する。

このシース４０Ａのうち、架橋させたくない場所を鉛などからなるシールドＳ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されて架橋材料となり、硬質部５２および支持部６０が形成される。シールドＳ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混練材料からなる軟質部５１となる。したがって、シールドＳ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４０Ａの所望の位置及び長さに架橋材料を形成することができる。

[0030] 次に、以上のように構成された内視鏡システム１の動作について説明する。具体的な手技の例を説明する前に、ガイドシース４０のうち導入用チャンネル１１から突出した突出部Ｒ１が外力を受けた場合の作用について詳細に説

明する。

以下では、モデルを単純化して、図5に示すように、突出部R 1に配された軟質部5 1と一对の硬質部5 2の動きに重点をおいて説明する。最初に、突出部R 1が湾曲するような外力を受ける場合について説明する。

[0031] 図6および図7に示すように、突出部R 1が湾曲すると、軟質部5 1、硬質部5 2における湾曲の内側となる内側範囲R 2は軸線C 1方向に圧縮され、一方で、湾曲の外側となる外側範囲R 3は軸線C 1方向に引っ張られるとともに、径方向に圧縮される。この変形は、曲げ剛性の違いにより、硬質部5 2に比べて軟質部5 1の方が顕著となる。この結果、軟質部5 1の軸線C 1に直交する断面形状はほぼ楕円形状になる。

軟質部5 1の断面形状は、軸線C 1方向の中央部で楕円形状に変形した場合であっても、軸線C 1方向の両端部は硬質部5 2によりほとんど変形することなく支持される。

[0032] ここで、一度湾曲させた被湾曲部5 0を元の真っすぐな形状に戻したときに、被湾曲部5 0の湾曲させた部分に管路5 0 a側に凹んだ塑性歪が残ることを「キンクする」と規定し、被湾曲部5 0がキンクするようになる湾曲角度 θ を「キンク角度」と称することとする。被湾曲部5 0がキンクすると、被湾曲部5 0の管路5 0 aに処置具が挿入しにくくなる。

本実施形態の被湾曲部5 0では、軟質部5 1を挟むように配置された一对の硬質部5 2により、軟質部5 1がキンクして管路5 0 aが潰れるのが抑えられる。また、軟質部5 1の曲げ剛性が比較的小さいため、被湾曲部5 0を容易に湾曲させることができる。軟質部5 1の長さL 1は硬質部5 2の長さL 2より長く設定されているため、被湾曲部5 0が容易に湾曲する。また、軟質部5 1および硬質部5 2はそれぞれ環状に形成されているため、被湾曲部5 0の変形は軸線C 1周りに均一となる。

[0033] 支持部6 0の曲げ剛性は軟質部5 1の曲げ剛性より大きいため、術者が支持部6 0を押し込んだときに支持部6 0が湾曲してしまうのを抑えて、その押し込んだ力は支持部6 0を介して被湾曲部5 0に確実に作用する。

突出部 R 1 が軸線 C 1 方向に圧縮するような外力を受ける場合があるが、この場合は、基本的に軟質部 5 1 が軸線 C 1 方向に変形するだけなので、突出部 R 1 が湾曲する場合に比べてキンクする恐れは少ない。

[0034] 次に、内視鏡システム 1 の動作を、患者の気管支（目的部位）に挿入部 2 0 を挿入し、いくつかの処置具を用いて経内視鏡的に手技を行う場合で説明する。

まず、術者は、ボタン 3 4 を押すことで照明ユニット 2 5 に電力を供給して挿入部 2 0 の前方を照明し、観察ユニット 2 6 で取得した画像を表示装置で確認する。そして、図 8 に示すように、内視鏡 1 0 の挿入部 2 0 を患者 P の口から気管 P 1 を通して気管支 P 2 内に挿入し、必要に応じてダイヤル 3 3 を回転操作して湾曲部 2 2 を湾曲させながら、挿入部 2 0 の先端を処置対象の組織付近まで移動させる。

[0035] 患者 P の体外において、ガイドシース 4 0 の基端から不図示の超音波プローブ（医療器具）を挿入する。

超音波プローブを挿入させたガイドシース 4 0 を被湾曲部 5 0 を先端側にして鉗子口 3 2 を通して導入用チャンネル 1 1 に挿入し、表示装置および指標で確認しながら導入用チャンネル 1 1 からガイドシース 4 0 を突出させる長さ L 1 1 を調節する。

続いて、導入用チャンネル 1 1 に対するガイドシース 4 0 の位置を保持した状態で、ガイドシース 4 0 に対して超音波プローブを押し込み、ガイドシース 4 0 の先端から超音波プローブを突出させる。超音波プローブで処置対象の組織を捜し、その位置を特定する。

[0036] ガイドシース 4 0 から超音波プローブを引き出す。このとき、ガイドシース 4 0 に処置具などが挿通されていない状態となり、ガイドシース 4 0 の突出部 R 1 が気管支 P 2 の組織などに接触したときには、主に突出部 R 1 がその外力に耐えることになる。このような場合であっても、図 9 に示すように、突出部 R 1 はキンクすることなくこの外力に耐えることができる。この状態において、ガイドシース 4 0 内を処置具が通過することができる。

なお、挿入部20を気管支P2内に挿入する場合には、突出部R1が組織に接触したときだけでなく、患者Pの呼吸や筋肉の動きによっても突出部R1を湾曲させようとする外力が作用する場合がある。

[0037] これに対する比較例として、図10に示すように、本実施形態のガイドシース40に代えて従来のガイドシース200を用いた場合について説明する。比較例のガイドシース200の被湾曲部210は、全体が混練材料からなる。この場合、被湾曲部210のうち、挿入部20から突出した部分は、気管支P2の外力により折れ曲がりキンクしてしまう。キンクしたガイドシース200内は、処置具が通過できなくなる。

[0038] 再び、手技の説明を行う。

ガイドシース40の先端からブラシ型処置具（医療器具）W1を押し込む。図8に示すように、ガイドシース40の先端からブラシ型処置具W1のブラシ部W2を突出させ、ブラシ部W2で組織を採取する。ガイドシース40からブラシ型処置具W1を引き出して、組織を回収する。

ガイドシース40の基端から、不図示の生検鉗子などを挿入し、適切な処置を行う。ガイドシース40から生検鉗子を引き出し、患者Pの口からガイドシース40および挿入部20を引き出して一連の手技を終了する。

[0039] 以上説明したように、本実施形態のガイドシース40、および内視鏡システム1によれば、被湾曲部50は、軟質部51と硬質部52とを軸線C1方向に交互に配置することで構成されている。軟質部51の曲げ剛性が比較的小さいため、被湾曲部50を容易に湾曲させることができ被湾曲部50の柔軟性が維持される。さらに、被湾曲部50を湾曲した際に径方向に潰れようとする軟質部51を硬質部52が支持するため、被湾曲部50がキンクしにくくなる。したがって、湾曲させた被湾曲部50の管路50aに処置具を容易に挿通することができる。

[0040] 軟質部51は混練材料からなり、硬質部52は架橋材料からなる。このため、硬質部52の形状が複雑であっても、シールドSの形状を調節することで、硬質部52を所望の形状に容易に形成することができる。軸線C1方向に

沿って外径および内径を一定にさせた状態で、電離性放射線により混練材料の弾性率を変化させることができる。これにより、ガイドシース40を内視鏡10の導入用チャンネル11によって案内されやすくすることができる。さらに、ガイドシース40のチャンネルを挿通する処置具などにとっては、被湾曲部50を通過して先端部まで案内されやすい形状にすることができる。

軟質部51および硬質部52はそれぞれ環状に形成されているため、被湾曲部50の変形は軸線C1周りに均一となり、術者が被湾曲部50の操作を容易に行うことができる。

[0041] 支持部60の曲げ剛性は軟質部51の曲げ剛性より大きい。このため、術者が支持部60を押し込んだときに、軟質部51が変形することで、支持部60が湾曲するのを抑制することができる。そして、その押し込んだ力を支持部60を介して被湾曲部50に確実に作用させ、ガイドシース40の挿入性を高めることができる。

支持部60には架橋材料からなる基端側硬質部が設けられているため、支持部60に作用させる力を被湾曲部50に確実に作用させることができる。

支持部60は、軸線C1周りの全周にわたり架橋材料で形成されているため、支持部60に作用させる力を周方向の位置によらず確実に被湾曲部50に作用させることができる。

[0042] 軸線C1方向において、軟質部51の長さL1は硬質部52の長さL2より長く設定されている。このため、軟質部51が軸線C1方向に変形できる変位が大きくなり、被湾曲部50をさらに容易に湾曲させることができる。

被湾曲部50の長さL3は突出部R1の長さL11よりも長く設定されている。したがって、ガイドシース40のうち導入用チャンネル11から突出させて用いられる部分を、確実にキンクしにくくすることができる。

本実施形態の内視鏡システム1は、内視鏡10とガイドシース40とを備える。これにより、内視鏡10でガイドシース40の突出部R1の長さL11を確認することができる。

[0043] 本実施形態では、7つの軟質部51と6つの硬質部52とで被湾曲部50を構成した。しかし、被湾曲部は、少なくとも1つの軟質部51と、この軟質部51を軸線C1方向に挟む一对の硬質部52を有していれば、軟質部51および硬質部52の数に特に制限はない。

[0044] (第2実施形態)

次に、本発明の第2実施形態について図11から図14を参照しながら説明するが、前記実施形態と同一の部位には同一の符号を付してその説明は省略し、異なる点についてのみ説明する。

図11および図12に示すように、本実施形態の内視鏡システム2は、第1実施形態の内視鏡システム1のガイドシース40に代えて、ガイドシース80を備えている。ガイドシース80は、導入用チャンネル11に挿通されるときに先端側に配置される被湾曲部90と、この被湾曲部90の基端側に設けられた支持部100とを有している。

[0045] 被湾曲部90は、前述の混練材料からなる線状体91が軸線C2回りに螺線状に巻回された軟質部92と、軸線C2方向に隣り合う線状体91の間に配置され、螺線状に形成された硬質部93とを有している。硬質部93は、前述の架橋材料からなる。線状体91と、硬質部93を構成する線状体94とは、軸線C2方向に交互となるように配置されている。軟質部92および硬質部93は、互いに同一の外径に形成されているとともに、互いに同一の内径に形成されている。

本実施形態では、線状体91が軸線C2回りに約7回螺線状に巻回されることで軟質部92が形成され、線状体94が軸線C2回りに約6回螺線状に巻回されることで硬質部93が形成されている。被湾曲部は、少なくとも線状体91が軸線C2回りに1周にわたり螺線状に配置されるとともに、この線状体91を軸線C2方向に挟んだ状態に線状体94がそれぞれ配置された形状に形成される。

[0046] 支持部100は、軸線C2方向に延びるように形成されるとともに、被湾曲部90の周方向D2に互いに離間するように配置された4つの基端側硬質部

101と、周方向D2に隣り合う基端側硬質部101の間に配置された4つの基端側軟質部102とを有している。基端側硬質部101は前述の架橋材料からなり、基端側軟質部102は前述の混練材料からなる。

4つの基端側硬質部101および4つの基端側軟質部102から構成される支持部100は管状に形成されている。支持部100および被湾曲部90は、互いに同一の外径に形成されているとともに、互いに同一の内径に形成されている。支持部100の管路100aは、被湾曲部90の管路90aに連通している。

[0047] 本実施形態のガイドシース80における被湾曲部90は、前述の第1実施形態の被湾曲部50と同様の作用により、柔軟性を維持しつつキンクしにくくなっている。

また、支持部100は混練材料および架橋材料からなるため、支持部100の曲げ剛性は、架橋材料のみからなる硬質部93の曲げ剛性より小さくなる。

本実施形態のガイドシース80は、シールドの形状を調節することで第1実施形態のガイドシース40と同様に製造することができる。

[0048] ガイドシース80の支持部100は、重力以外の外力が作用していない自然状態では、図13に示すように軸線C2に直交する平面による断面形状は円形状となり、基端側硬質部101および基端側軟質部102はそれぞれ円弧状となる。

支持部100の外周面に押圧力が加わると、図14に示すように、弾性率の違いにより基端側硬質部101はほとんど変形せずに、基端側軟質部102が圧縮されることで支持部100が縮径する。同様に、この押圧力を解除すると、基端側軟質部102が外側に広がるように変形することで支持部100が拡張する。

[0049] 以上のように構成された本実施形態のガイドシース80、および内視鏡システム2によれば、被湾曲部90の柔軟性を維持しつつ、被湾曲部90をキンクしにくくすることができる。

支持部１００の曲げ剛性は硬質部９３の曲げ剛性より小さいため、組織からの反力により硬質部９３より支持部１００の方が大きく変形し、硬質部９３が座屈するのを抑制することができる。

支持部１００は基端側硬質部１０１と基端側軟質部１０２とで構成されているため、支持部１００を容易に縮径させたり拡径させたりすることができる。

[0050] (第３実施形態)

次に、本発明の第３実施形態について図１５から図１７を参照しながら説明するが、前記実施形態と同一の部位には同一の符号を付してその説明は省略し、異なる点についてのみ説明する。

図１５および図１６に示すように、本実施形態のガイドシース１１０は、先端側に設けられ外力に応じて湾曲可能な被湾曲部１２０と、被湾曲部１２０の基端側に設けられ可撓性を有する支持部（基端側硬質部）１３０と、支持部１３０の基端側に設けられ被湾曲部１２０を湾曲操作するための操作部１４０とを有している。被湾曲部１２０および支持部１３０は、それぞれが管状に形成されている。

[0051] 被湾曲部１２０には、ガイドシース１１０の長手方向に沿って延びる第一の被湾曲部側管路１２０ａと、第二の被湾曲部側管路１２０ｂ、１２０ｃとが形成されている。

第一の被湾曲部側管路１２０ａは、ガイドシース１１０の中心軸線Ｃ４上に形成されている。第二の被湾曲部側管路１２０ｂ、１２０ｃは、第一の被湾曲部側管路１２０ａよりも小径に、第一の被湾曲部側管路１２０ａを挟むように形成されている。すなわち、第二の被湾曲部側管路１２０ｂ、１２０ｃは、中心軸線Ｃ４に対してガイドシース１１０の径方向に位置をずらして形成されている。

[0052] 被湾曲部１２０は、管状に形成された軟質部１２１に、長手方向に互いに間隔をおいて複数の硬質部１２２が設けられた構成となっている。硬質部１２２は、長手方向に平行に見たときに、略半円形状となる板状に形成されてい

る。硬質部 122 は、中心軸線 C4 を挟むように配置されている。硬質部 122 は、軟質部 121 の先端面 121a にも設けられている。

軟質部 121 は、前述の軟質部 51 と同様に、熱可塑性樹脂と架橋促進剤とが混練された混練材料からなる。熱可塑性樹脂としては、例えば、低密度ポリエチレン樹脂 (LDPE) を好適に用いることができる。架橋促進剤としては、トリアリルイソシアヌレート を好適に用いることができる。硬質部 122 は、前述のようにこの混練材料に電離性放射線を照射して架橋することで形成されている。硬質部 122 の硬度および破断強度は、軟質部 121 よりも高い。

[0053] 第二の被湾曲部側管路 120b、120c の先端部には、操作ワイヤチップ (固定部材) 125 がそれぞれ固定されている。操作ワイヤチップ 125 は、ステンレス鋼などの金属や、硬質の樹脂などで形成することができる。操作ワイヤチップ 125 は、第二の被湾曲部側管路 120b、120c に圧入することなどで、第二の被湾曲部側管路 120b、120c を構成する軟質部 121 の先端面 121a に設けられた硬質部 122 に固定されている。

[0054] 第二の被湾曲部側管路 120b、120c 内には、操作ワイヤ 126、127 がそれぞれ配置されている。操作ワイヤ 126、127 の先端部は、操作ワイヤチップ 125 に固定されている。すなわち、架橋された硬質部 122 には操作ワイヤ 126、127 の先端部が操作ワイヤチップ 125 により固定されている。そのため、被湾曲部 120 における操作ワイヤチップ 125 の近傍、および、操作ワイヤ 126、127 が固定された、被湾曲部 120 における第二の被湾曲部側管路 120b、120c と外周面との間の隔壁 120d の先端部の裂けや破断を防止することができる。ここで言う隔壁 120d とは、被湾曲部 120 の外周面と第二の被湾曲部側管路 120b との間、および、被湾曲部 120 の外周面と第二の被湾曲部側管路 120c との間の部分であって、被湾曲部 120 の全長にわたる範囲の部分を意味する。

なお、第二の被湾曲部側管路 120b、120c の先端部に操作ワイヤチッ

プ 1 2 5 を設けずに、先端面 1 2 1 a に設けられた硬質部 1 2 2 に操作ワイヤ 1 2 6、1 2 7 の先端部を直接固定してもよい。

[0055] 支持部 1 3 0 は、長手方向に直交する平面による断面が、被湾曲部 1 2 0 と同一の形状に形成されている。すなわち、支持部 1 3 0 には、長手方向に沿って延びる第一の支持部側管路 1 3 0 a と、第二の支持部側管路 1 3 0 b、1 3 0 c とが形成されている。支持部 1 3 0 は、高密度ポリエチレン樹脂（HDP E）などの熱可塑性樹脂と架橋促進剤とが混練された混練材料に電離性放射線を照射して架橋することで形成されている。

被湾曲部 1 2 0 と支持部 1 3 0 とは、接着剤などで接合されている。被湾曲部 1 2 0 の曲げ剛性は、支持部 1 3 0 の曲げ剛性よりも小さい。

第一の支持部側管路 1 3 0 a、第二の支持部側管路 1 3 0 b、1 3 0 c は、第一の被湾曲部側管路 1 2 0 a、第二の被湾曲部側管路 1 2 0 b、1 2 0 c とそれぞれ連通している。第二の被湾曲部側管路 1 2 0 b および第二の支持部側管路 1 3 0 b、第二の被湾曲部側管路 1 2 0 c および第二の支持部側管路 1 3 0 c で、第二のチャンネルをそれぞれ構成する。

[0056] 操作部 1 4 0 は公知の構成を有していて、支持部 1 3 0 の基端部に固定された管状の操作部シャフト 1 4 1 と、操作部シャフト 1 4 1 に長手方向にスライド可能に設けられたスライダ 1 4 2、1 4 3 とを備えている。

操作部シャフト 1 4 1 の先端部には、支持部 1 3 0 の第一の支持部側管路 1 3 0 a に連通するメインポート 1 4 1 a が設けられている。操作部シャフト 1 4 1 の基端部には、サムリング 1 4 1 b が取り付けられている。

図示はしないが、スライダ 1 4 2、1 4 3 は操作ワイヤ 1 2 6、1 2 7 にそれぞれ接続されている。スライダ 1 4 2、1 4 3 は、互いに独立してスライド可能となっている。

[0057] このように構成されたガイドシース 1 1 0 は、サムリング 1 4 1 b に親指、スライダ 1 4 2、1 4 3 に人差し指、中指を掛けて操作部 1 4 0 を把持する。被湾曲部 1 2 0 および支持部 1 3 0 が真っ直ぐな状態から、図 1 7 に示すように、操作部シャフト 1 4 1 に対してスライダ 1 4 2 を長手方向の基端側

に移動させる（引き戻す）と、操作ワイヤ１２６が基端側に移動する。操作ワイヤ１２６に固定されていた操作ワイヤチップ１２５が基端側に移動するが、曲げ剛性の大きい支持部１３０はあまり変形することなく、被湾曲部１２０の軟質部１２１が長手方向に圧縮され、操作ワイヤ１２６側が内側となるように被湾曲部１２０が湾曲する。このとき、操作ワイヤ１２６側の隔壁１２０ｄの内側の面に、被湾曲部１２０のほぼ全長にわたり操作ワイヤ１２６が当接する。被湾曲部１２０には複数の硬質部１２２が設けられているため、操作ワイヤ１２６を基端側に引っ張って被湾曲部１２０を湾曲させたときに操作ワイヤ１２６側の隔壁１２０ｄが裂けて操作ワイヤ１２６が外部に飛び出すことが防止される。

操作部シャフト１４１に対してスライダ１４２を先端側に移動させると、被湾曲部１２０および支持部１３０が真っ直ぐな状態に戻る。

同様に、スライダ１４３を長手方向の基端側に移動させると、被湾曲部１２０が操作ワイヤ１２７側に湾曲する。

[0058] 以上のように構成された本実施形態のガイドシース１１０によれば、被湾曲部１２０の柔軟性を維持しつつ、キンクしにくくすることができる。

被湾曲部１２０に硬質部１２２が設けられていることで、被湾曲部１２０の隔壁１２０ｄが損傷することなく、操作ワイヤ１２６、１２７を引き戻すことができる。

操作ワイヤ１２６、１２７の先端部は、操作ワイヤチップ１２５を介して硬質部１２２に固定されている。硬質部１２２の曲げ剛性は軟質部１２１よりも大きいため、被湾曲部１２０から操作ワイヤチップ１２５が抜けるのを抑え、被湾曲部１２０に操作ワイヤ１２６、１２７の先端部を確実に固定することができる。

被湾曲部１２０および支持部１３０は、長手方向の位置によらず外径が一定であるため、被湾曲部１２０および支持部１３０の外周面に凹凸が生じない。

[0059] 本実施形態では、ガイドシース１１０は操作部１４０を備えるとしたが、ガ

イドシース 110 は操作部 140 を備えなくてもよい。支持部 130 に対して操作ワイヤ 126、127 を引き戻すことで、被湾曲部 120 を湾曲させることができるからである。

[0060] 以上、本発明の第 1 実施形態から第 3 実施形態について図面を参照して詳述したが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の構成の変更なども含まれる。さらに、各実施形態で示した構成のそれぞれを適宜組み合わせる利用できることは、言うまでもない。

たとえば、前記第 1 実施形態から第 3 実施形態では、混練材料に、軟質材料の靱性を向上させる添加剤を含ませてもよい。なお、ここで言う「靱性」とは、脆性と同義であり、材料を引き伸ばしたときに著しい伸びや絞りの変形をする性質のことを意味する。そして、「靱性を向上させる」とは、材料が伸びや絞りの変形をしやすくなることを意味する。

[0061] このような添加剤としては、HDPE (High Density Polyethylene: 高密度ポリエチレン)、LDPE (Low Density Polyethylene: 低密度ポリエチレン)、EVA (Ethylene-Vinyl Acetate: エチレン-酢酸ビニル共重合樹脂)、カーボン (炭素)、および、これらを組み合わせたものを適宜選択して用いることができる。混練材料にこのような添加剤を含ませることで、混練材料が架橋しすぎて靱性が低下する (混練材料が伸びにくくなる) のを抑えることができる。

[0062] 軸線方向において、軟質部の長さは、硬質部の長さと等しく設定されていてもよいし、硬質部の長さより短く設定されていてもよい。これらの長さは、被湾曲部の湾曲角度 θ などに基づいて、適宜設定することができる。

また、支持部の曲げ剛性を大きくしたい場合には、支持部を架橋する割合を高めたり、支持部の外面や内面に補強部材を取り付けたりしてもよい。

前記第 1 実施形態から第 3 実施形態では、内視鏡システムの挿入部 20 を患者 P の口を通して肺に挿入するとした。しかし、挿入部 20 を挿入する部位

は肺に限定されず、例えば、食道、十二指腸、小腸、大腸、子宮、膀胱、血管などの管腔器官でもよい。

[0063] また、体内導入器具が内視鏡であるとしたが、体内導入器具は内視鏡に限ることなく、例えば、オーバーチューブなどでもよい。

この他、本発明は前述した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。

符号の説明

- [0064] 1、2 内視鏡システム（医療システム）
- 1 0 内視鏡（体内導入器具）
- 1 1 導入用チャンネル
- 4 0、8 0、1 1 0 ガイドシース（長軸部材）
- 4 1 開口部
- 5 0、9 0 被湾曲部
- 5 1、9 2、1 2 1 軟質部
- 5 2、9 3、1 2 2 硬質部
- 6 0、1 0 0、1 3 0 支持部（基端側硬質部）
- 1 0 1 基端側硬質部
- 1 0 2 基端側軟質部
- 1 2 6、1 2 7 操作ワイヤ
- C 4 中心軸線
- W 1 ブラシ型処置具（医療器具）

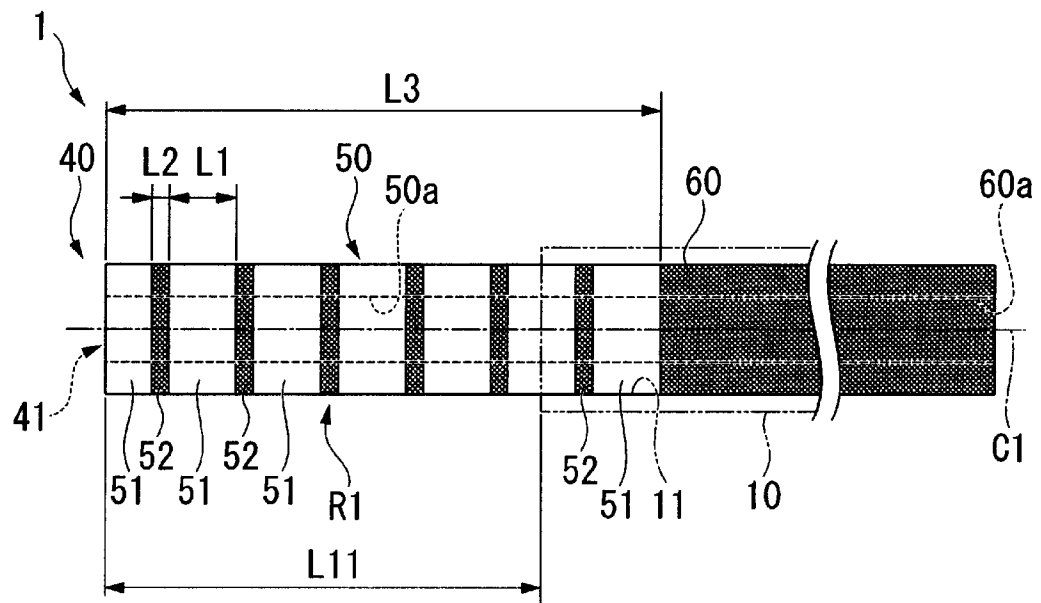
請求の範囲

- [請求項1] 体内導入器具にガイドされて体内に挿入されるとともに、医療器具の先端を目的部位まで案内するために前記医療器具を挿通自在なチャンネルを有するガイドシースにおいて、
長手軸に沿って延設された長軸部材と、
所定の曲げ剛性を有する軟質部と前記長手軸に沿って該軟質部と交互に配置されて該軟質部よりも曲げ剛性の大きい硬質部とを有し、前記長軸部材の先端部に設けられて外力によって湾曲されるように前記体内導入器具の先端から突出された被湾曲部と、
を備えることを特徴とするガイドシース。
- [請求項2] 請求項1に記載のガイドシースであって、
前記軟質部は、熱可塑性樹脂を有し、
前記硬質部は、前記熱可塑性樹脂に電離性放射線が照射されて前記熱可塑性樹脂が架橋された架橋材料からなる。
- [請求項3] 請求項2に記載のガイドシースであって、
前記軟質部は、前記熱可塑性樹脂と架橋促進剤とが混練された混練材料からなり、
前記硬質部は、前記混練材料に電離性放射線が照射されて前記熱可塑性樹脂が架橋された架橋材料からなる。
- [請求項4] 請求項2に記載のガイドシースであって、
前記軟質部と前記硬質部とは、前記長手軸に沿って交互となるようにそれぞれが環状に形成されている。
- [請求項5] 請求項2に記載のガイドシースであって、
前記軟質部と前記硬質部とは、前記長手軸に沿って交互となるようにそれぞれが螺線状に形成されている。
- [請求項6] 請求項2に記載のガイドシースであって、
前記長軸部材における前記被湾曲部の基端側に支持部が設けられ、
前記支持部の曲げ剛性は、前記軟質部の曲げ剛性より大きい。

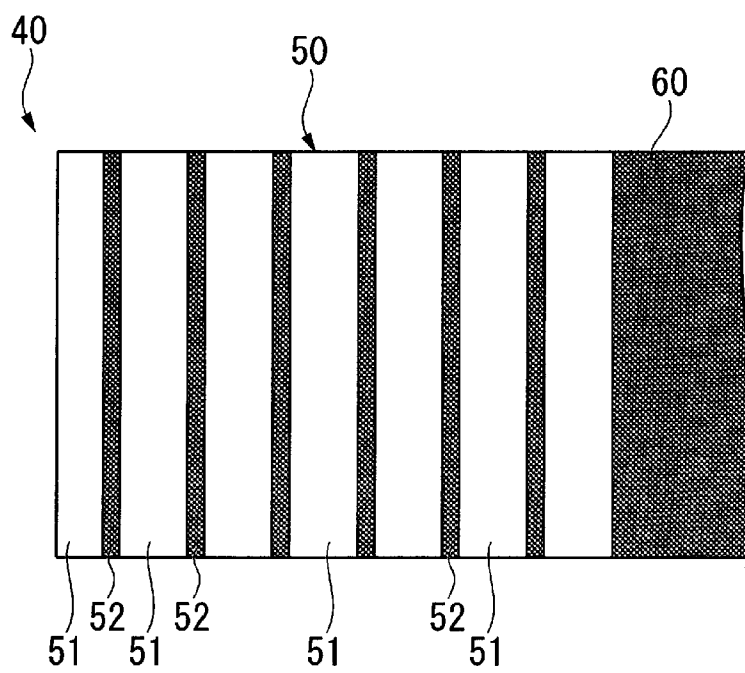
- [請求項7] 請求項6に記載のガイドシースであって、
前記支持部の曲げ剛性は、前記硬質部の曲げ剛性より小さい。
- [請求項8] 請求項2に記載のガイドシースであって、
前記長軸部材における前記被湾曲部の基端側に支持部が設けられ、
前記支持部には、前記架橋材料からなる基端側硬質部が設けられている。
- [請求項9] 請求項8に記載のガイドシースであって、
前記基端側硬質部は前記長軸部材の周方向に互いに離間して複数設けられ、
前記周方向に隣り合う前記基端側硬質部の間には、前記混練材料からなる基端側軟質部が設けられ、
複数の前記基端側硬質部および前記基端側軟質部により形成される管路が前記チャンネルの基端側を構成する。
- [請求項10] 請求項8に記載のガイドシースであって、
前記基端側硬質部は、前記長軸部材の周方向に全周にわたり設けられ、
前記基端側硬質部の管路が前記チャンネルの基端側を構成する。
- [請求項11] 請求項2に記載のガイドシースであって、
前記長手軸に沿う方向において、前記軟質部の長さは前記硬質部の長さより長い。
- [請求項12] 請求項2に記載のガイドシースであって、
前記軟質部および前記硬質部の全体としての前記長手軸に沿う方向の長さは、前記体内導入器具から突出された突出部の長さより長い。
- [請求項13] 請求項2に記載のガイドシースであって、
前記混練材料は、靱性を向上させる添加剤を含む。
- [請求項14] 請求項13に記載のガイドシースであって、
前記添加剤はHDP E、LDPE、EVA、およびカーボンの少なくとも1つである。

- [請求項15] 請求項2に記載のガイドシースであって、
前記長軸部材には、前記長手軸に沿って前記長軸部材の中心軸線とは
前記長軸部材の径方向に位置をずらして第二のチャンネルが形成され
、
前記第二のチャンネル内に配置され、先端部が前記硬質部に固定され
た操作ワイヤを備える。
- [請求項16] 請求項2に記載のガイドシースと、
前記体内導入器具と、
を備えることを特徴とする医療システム。

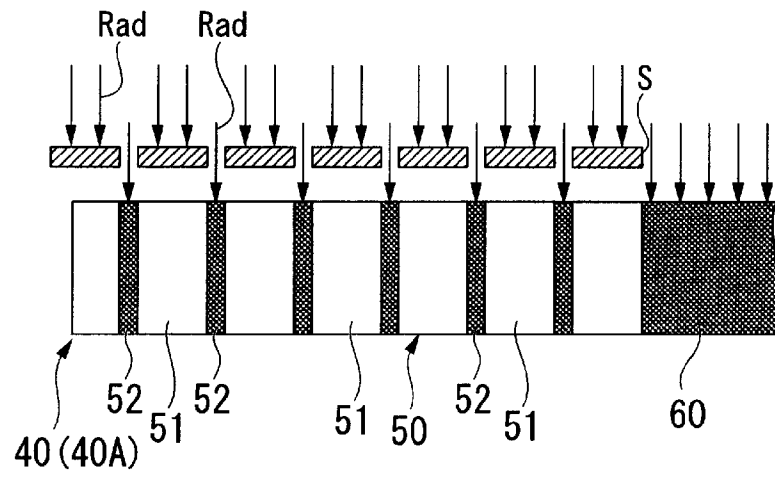
[図2]



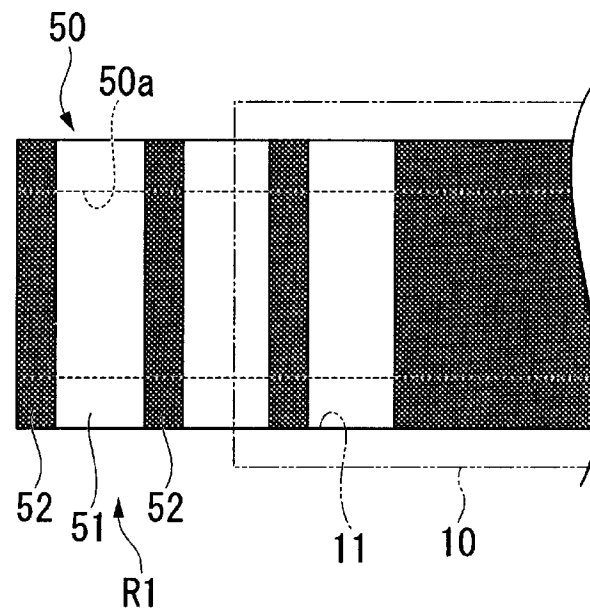
[図3]



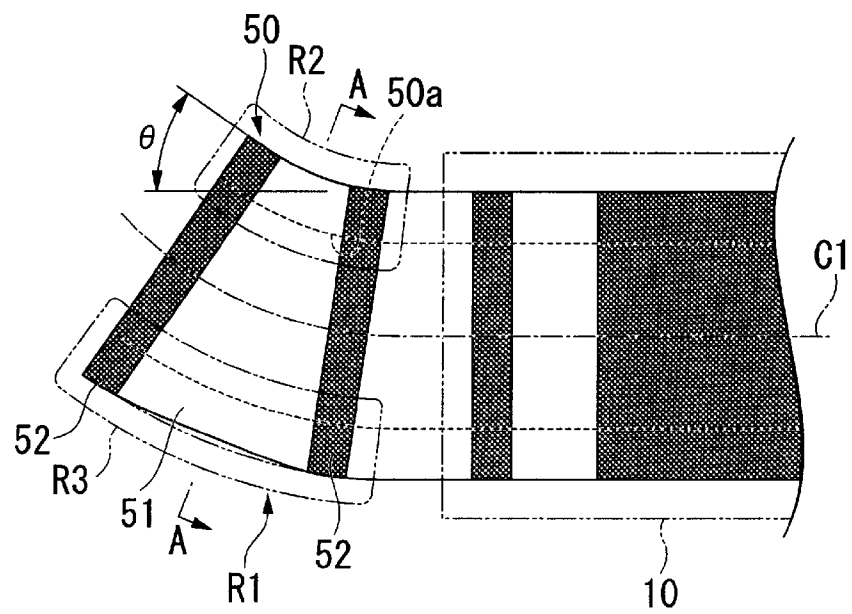
[図4]



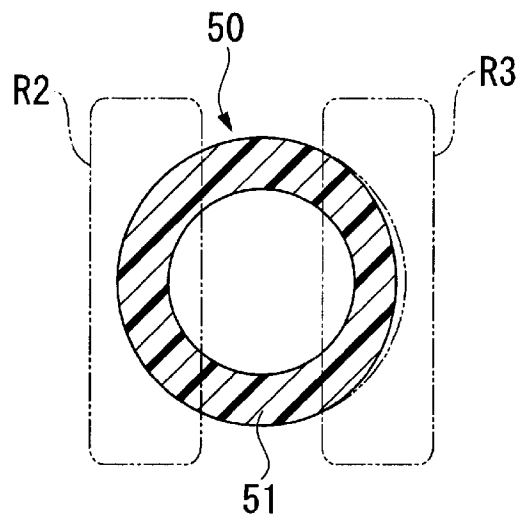
[図5]



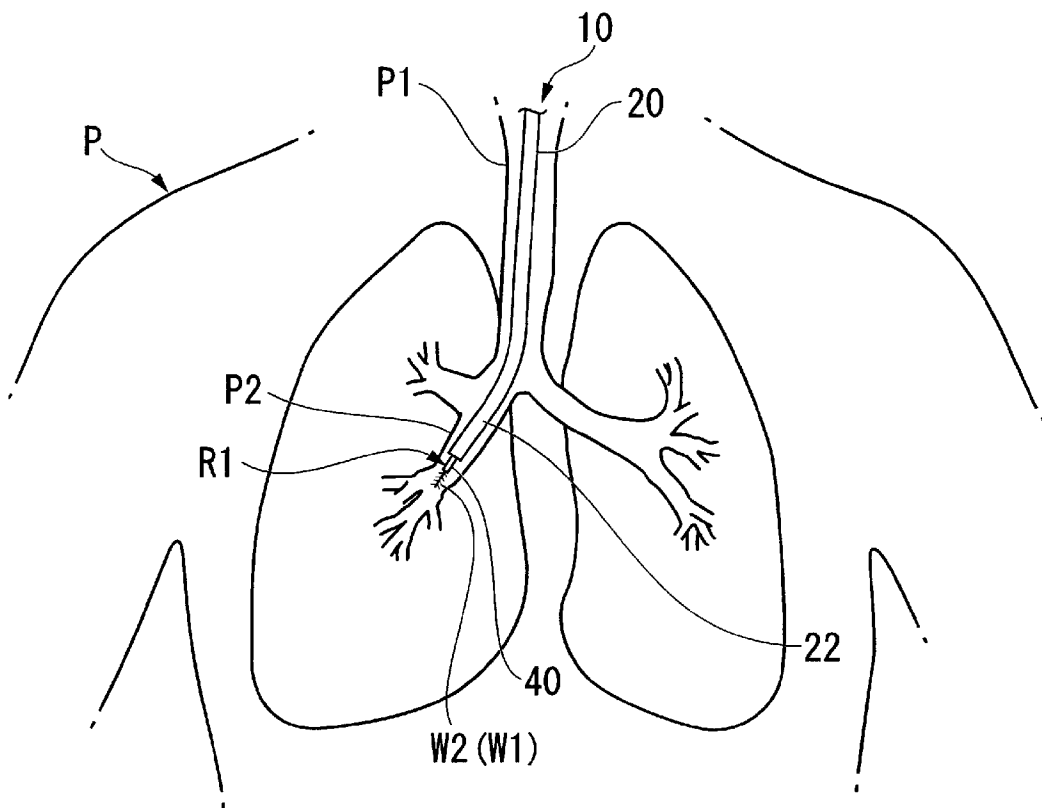
[図6]



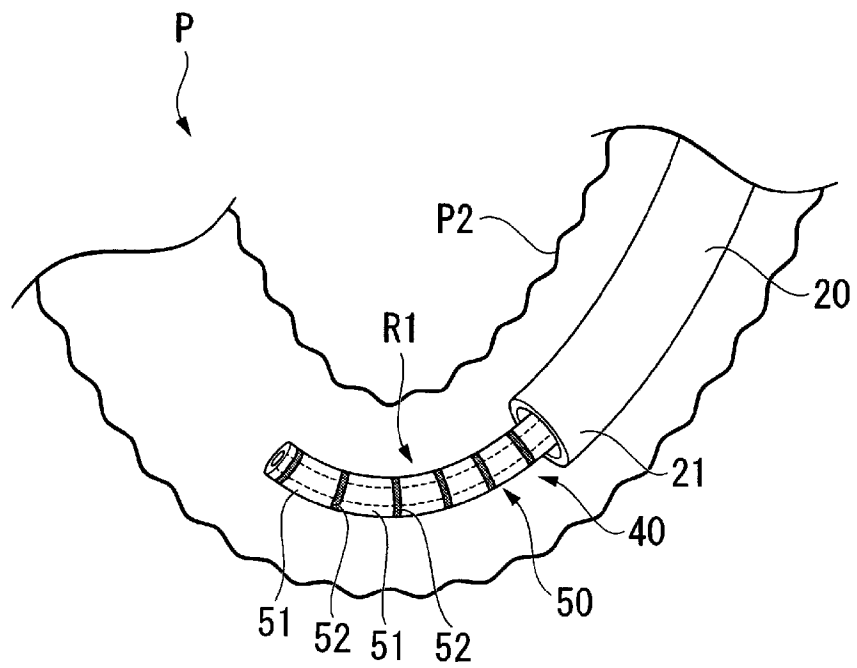
[図7]



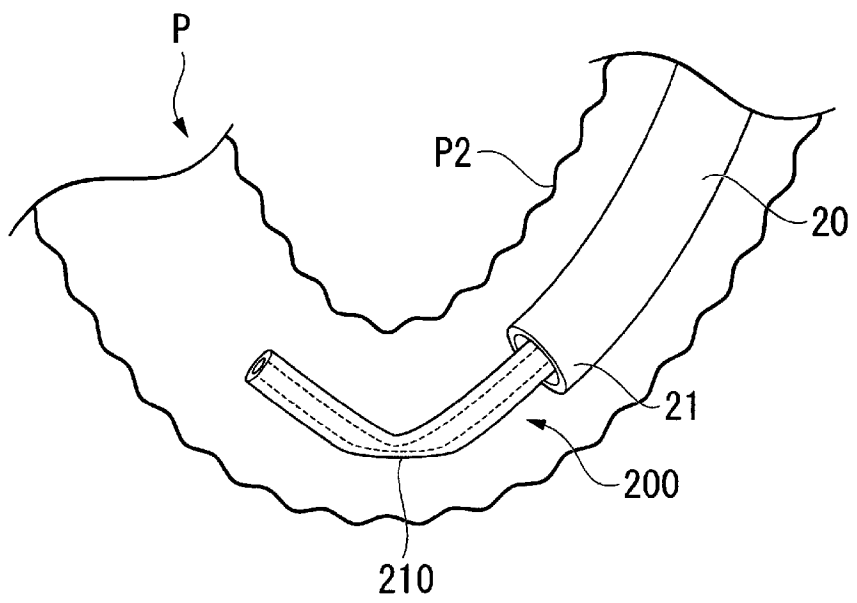
[図8]



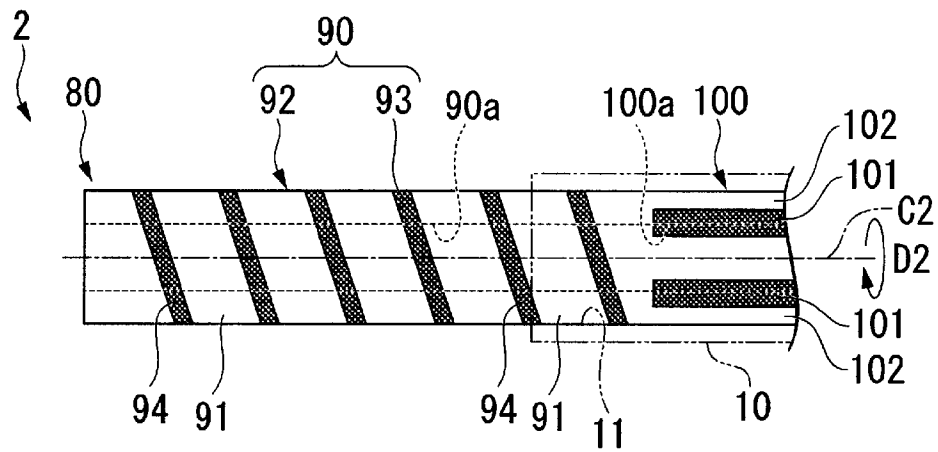
[図9]



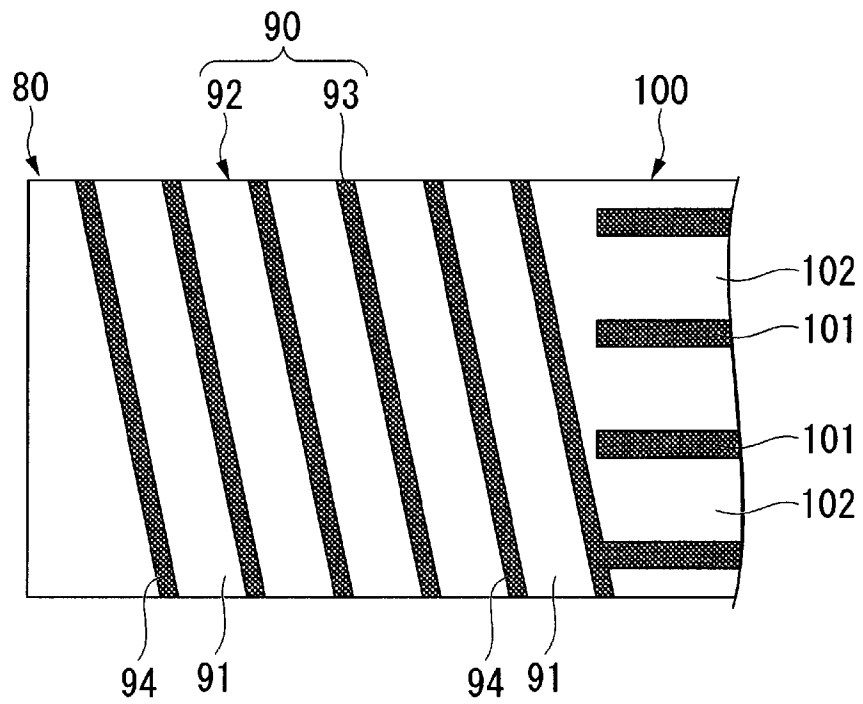
[図10]



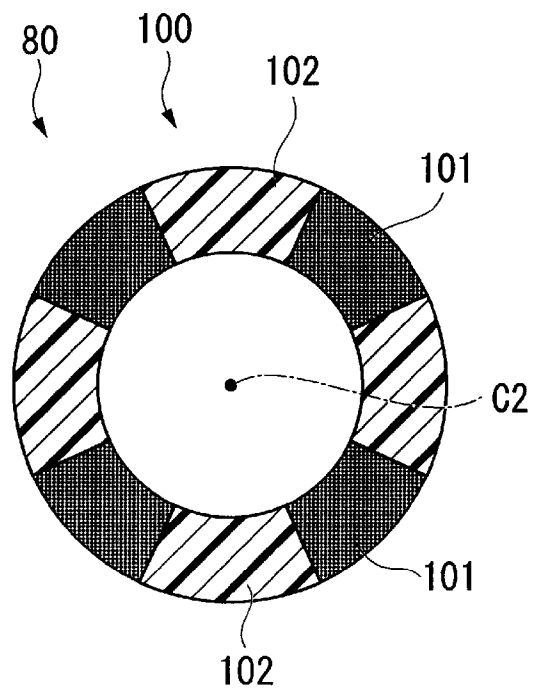
[図11]



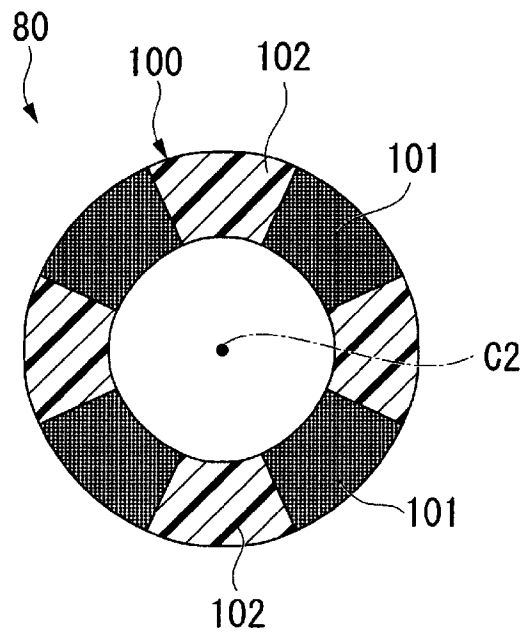
[図12]



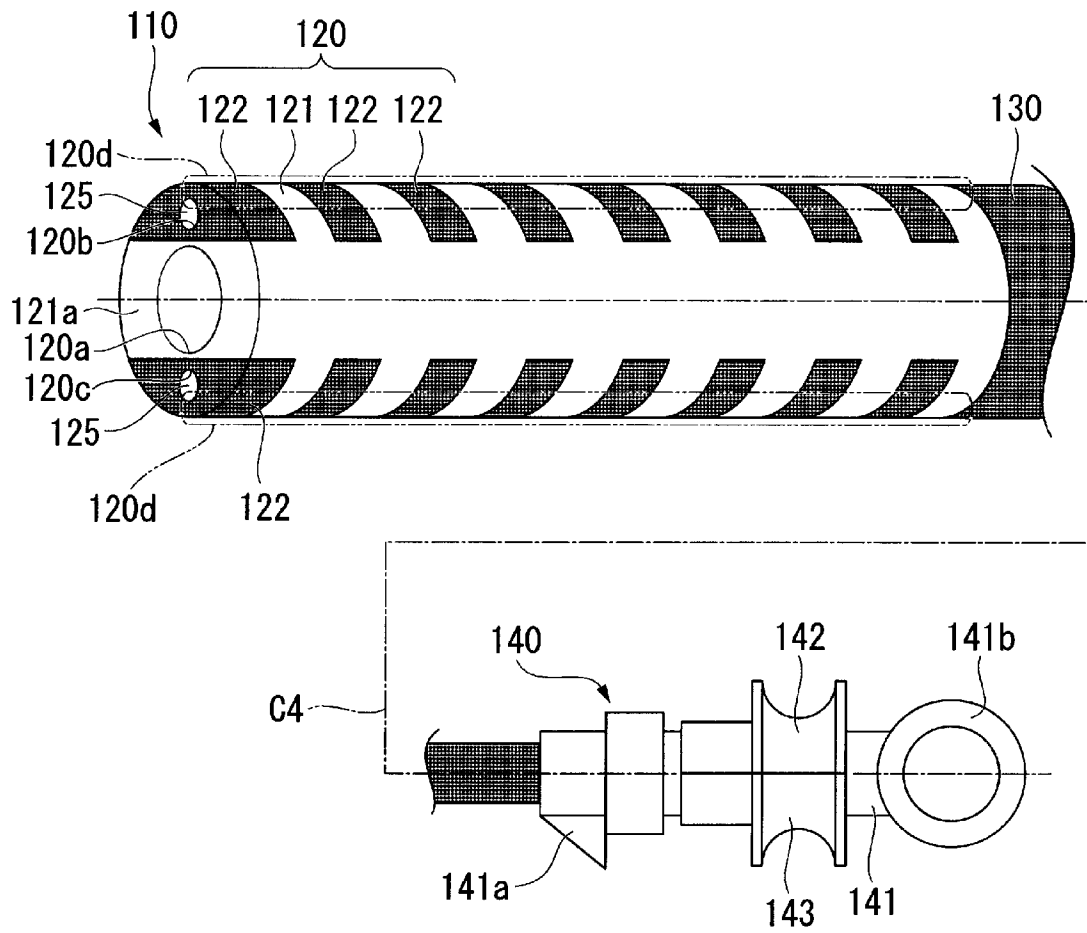
[図13]



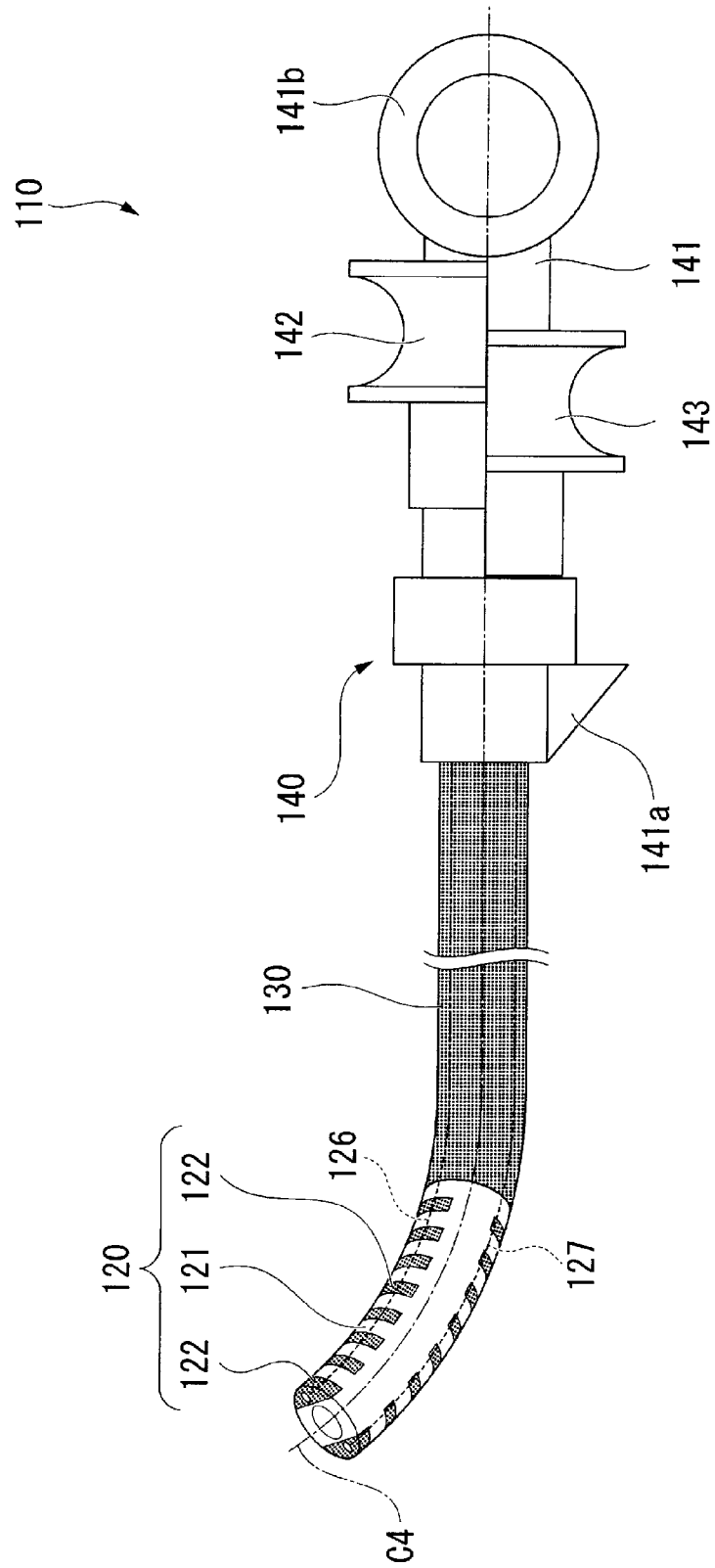
[図14]



[図15]



[図17]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/053809

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B17/00(2006.01) i, A61B1/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B13/00-18/12, A61B1/00-1/32, A61M25/00-25/18

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2005-287963 A (Olympus Corp.), 20 October 2005 (20.10.2005), paragraphs [0008] to [0009], [0016] to [0017]; fig. 1 to 2 & US 2005/0222495 A1 & EP 1582138 A2	1-16
Y	JP 3-280918 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 11 December 1991 (11.12.1991), page 4, upper left column, line 15 to upper right column, line 3; fig. 1, 3 to 4 (Family: none)	1-16
Y	JP 8-57035 A (Terumo Corp.), 05 March 1996 (05.03.1996), paragraphs [0050] to [0060]; fig. 1 (Family: none)	2-16

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
19 April, 2013 (19.04.13)

Date of mailing of the international search report
07 May, 2013 (07.05.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/053809

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2007-289467 A (Pentax Corp.), 08 November 2007 (08.11.2007), paragraphs [0020], [0023]; fig. 1 to 3 & US 2007/0255105 A1 & DE 102007019779 A1	5-10
A	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 54882/1985 (Laid-open No. 171902/1986) (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 25 October 1986 (25.10.1986), entire text; all drawings (Family: none)	1-16
A	WO 2012/005124 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 12 January 2012 (12.01.2012), entire text; all drawings & US 2012/0172667 A1 & EP 2517615 A1	1-16
A	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 3606/1982 (Laid-open No. 108801/1983) (Kabushiki Kaisha Medosu Kenkyusho), 25 July 1983 (25.07.1983), entire text; all drawings (Family: none)	1-16
A	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 89274/1988 (Laid-open No. 10802/1990) (Olympus Optical Co., Ltd.), 24 January 1990 (24.01.1990), entire text; all drawings (Family: none)	1-16

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B17/00(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B13/00-18/12, A61B1/00-1/32, A61M25/00-25/18

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2005-287963 A (オリンパス株式会社) 2005.10.20, 段落【0008】-【0009】、【0016】-【0017】、第1-2図 & US 2005/0222495 A1 & EP 1582138 A2	1-16
Y	JP 3-280918 A (オリンパス光学工業株式会社) 1991.12.11, 第4頁 左上欄15行目-同頁右上欄3行目、第1, 3-4図 (ファミリー なし)	1-16

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 9 . 0 4 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

0 7 . 0 5 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

森 宏和

3 I

3 0 2 5

電話番号 03-3581-1101 内線 3346

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 8-57035 A (テルモ株式会社) 1996.03.05, 段落【0050】－ 【0060】, 第1図 (ファミリーなし)	2-16
Y	JP 2007-289467 A (ペンタックス株式会社) 2007.11.08, 段落【0 020】, 【0023】, 第1－3図 & US 2007/0255105 A1 & DE 102007019779 A1	5-10
A	日本国実用新案登録出願 60-54882 号(日本国実用新案登録出願公開 61-171902 号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を撮影したマイ クロフィルム (富士写真光機株式会社) 1986.10.25, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-16
A	WO 2012/005124 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.01.12, 全文, 全図 & US 2012/0172667 A1 & EP 2517615 A1	1-16
A	日本国実用新案登録出願 57-3606 号(日本国実用新案登録出願公開 58-108801 号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を撮影したマイ クロフィルム (株式会社メドス研究所) 1983.07.25, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-16
A	日本国実用新案登録出願 63-89274 号(日本国実用新案登録出願公開 2-10802 号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を撮影したマイ クロフィルム (オリンパス光学工業株式会社) 1990.01.24, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-16