(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2009-207736 (P2009-207736A)

(43) 公開日 平成21年9月17日(2009.9.17)

(51) Int.Cl. FI テーマコード (参考) A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 3 4 A 2 HO 4 O

GO2B 23/24 (2006.01)AGTB 1/00 334A 2HO4O
GO2B 23/24 A 4COG1

審査請求 未請求 請求項の数 5 OL (全7頁)

(21) 出願番号 特願2008-54973 (P2008-54973) (22) 出願日 平成20年3月5日 (2008.3.5) (71) 出願人 306037311

富士フイルム株式会社

東京都港区西麻布2丁目26番30号

(74)代理人 100075281

弁理士 小林 和憲

(74)代理人 100095234

弁理士 飯嶋 茂

(72)発明者 圓橋 敦史

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地

富士フイルム株式会社内

F ターム (参考) 2H040 DA16

4C061 FF43 JJ03 JJ06 JJ11

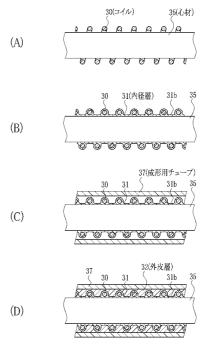
(54) 【発明の名称】内視鏡用可撓性チューブ及びその製造方法

(57)【要約】

【課題】外表面及び内径面に凹凸がない可撓性チューブ を簡単に製造する。

【解決手段】コイル30に心材35を挿入する。心材35の外周とコイル30とを溶融樹脂で被覆し、内径面31を形成する。コイル30の外側を成形用チューブ37により被覆する。成形用チューブ37とコイル30との間に溶融樹脂を注入し、外皮層32を形成する。心材35と成形用チューブ37とを除去すると、外表面及び内径面が平滑な可撓性チューブが完成する。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】

【請求項1】

内視鏡の挿入部内に装着されてチャンネルを構成する可撓性チューブの製造方法において、

コイルに心材を挿入する工程と、

前記心材の外側、及び前記コイルを第1の樹脂で被覆する第1の被覆工程と、

前記コイルの外側に成形用チューブを被せる工程と、

前記成形用チューブの内側、及び前記コイルの外側を第2の樹脂で被覆する第2の被覆工程と、

前記心材及び前記成形用チューブを除去する工程とを備えたことを特徴とする内視鏡用可撓性チューブの製造方法。

【請求項2】

前記第1の被覆工程は、前記第1の樹脂を溶融し、前記第1の樹脂に前記コイル及び前記心材を浸漬させることを特徴とする請求項1記載の内視鏡用可撓性チューブの製造方法

【請求項3】

前記第2の被覆工程は、前記第2の樹脂を溶融して前記コイルと前記チューブとの間に注入することを特徴とする請求項1または2記載の内視鏡用可撓性チューブの製造方法。

【請求項4】

前記第2の樹脂の融点は、前記第1の樹脂の融点以下であることを特徴とする請求項3 記載の内視鏡用可撓性チューブの製造方法。

【請求項5】

内視鏡の挿入部内に装着されてチャンネルを構成する可撓性チューブにおいて、

コイルと、

前記コイルに挿入された心材の外側及び前記コイルを被覆する第1の樹脂からなり、前記心材を除去することにより内径面が平滑にされた内径層と、

前記コイルの外側に被せられた成形用チューブの内側及び前記コイルの外周を被覆する第2の樹脂からなり、前記成形用チューブを除去することにより外表面が平滑にされた外皮層とを備えていることを特徴とする内視鏡用可撓性チューブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

[0001]

本 発 明 は 、 内 視 鏡 の 挿 入 部 内 に 装 着 さ れ て チャン ネ ル を 構 成 す る 可 撓 性 チュー ブ と 、 そ の 製 造 方 法 に 関 す る 。

【背景技術】

[0002]

生体の体腔内の検査や治療に使用される医療機器として、内視鏡が知られている。内視鏡は、体腔内に挿入される挿入部を備えている。挿入部は、可撓性を有する棒状体である。挿入部内には、鉗子等の処置具を挿通するための鉗子チャンネルが設けられている。鉗子チャンネルは、内視鏡の操作部から挿入部の先端に至る通路を構成している。鉗子チャンネルは、挿入部の屈曲に対応できるように、軟性樹脂からなる可撓性チューブで形成されている。

[0003]

鉗子チャンネルは、挿入部が曲げられたとき、または挿入部内に収容した他の部材から 圧迫を受けたときに、座屈等が発生することなく形状を保持する必要がある。そのため、 従来の可撓性チューブは、外周面に螺旋状の溝を形成し、溝内に金属性のコイルを巻き付けて補強している。しかし、従来の鉗子チャンネルは、溝にゴミが付着しやすくなり、雑菌の繁殖が懸念される。また、挿入部が捩じられたときにコイルが溝からずれてしまい、可撓性チューブを圧迫して変形させることがあった。

[0004]

10

20

30

40

特許文献 1 記載の可撓管は、コイルを樹脂で被覆することにより、コイルのずれを防止し、可撓性チューブに必要な可撓性と、座屈や捩じれ等に対する剛性とを備えている。コイルに対する樹脂の被覆は、コイルの外側にチューブを被せた状態で行われている。これにより、コイルに被覆される樹脂の厚みが均一になり、かつ可撓管の外表面を平滑にすることができる。

【特許文献1】特開2001-124250号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

[00005]

特許文献 1 記載の可撓管は、内径面にコイルに沿った凹凸が形成される。鉗子チャンネルに挿入された処置具が内径面の凹凸に引っ掛かることが考えられる。また、凹部内に体液や汚物が付着し、内視鏡の使用後に行われる洗浄、消毒処理で除去しにくくなることが懸念される。

[0006]

本発明の目的は、上記問題を解決するため、外表面及び内径面に凹凸がない可撓性チューブと、その製造方法とを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

[0007]

本発明の内視鏡用可撓性チューブの製造方法は、コイルに心材を挿入する工程と、心材の外側、及びコイルを第1の樹脂で被覆する第1の被覆工程と、コイルの外側に成形用チューブを被せる工程と、成形用チューブの内側、及びコイルの外側を第2の樹脂で被覆する第2の被覆工程と、心材及び成形用チューブを除去する工程とを備えている。

[0008]

第1の被覆工程は、第1の樹脂を溶融し、第1の樹脂にコイル及び心材を浸漬させている。また、第2の被覆工程は、第2の樹脂を溶融してコイルとチューブとの間に注入している。また、第2の樹脂の注入時に第2の樹脂の熱で第1の樹脂が溶融するのを防止するため、第2の樹脂の融点は、第1の樹脂の融点以下としている。

[0009]

本発明の内視鏡用可撓性チューブは、コイルと、コイルを被覆する内径層と、コイル及び内径層の外側を被覆する外皮層とを備えている。内径層は、コイルに挿入された心材の外側及びコイルを被覆する第1の樹脂からなり、心材を除去することにより内径面が平滑にされている。外皮層は、コイルの外側に被せられた成形用チューブの内側及びコイルの外周を被覆する第2の樹脂からなり、成形用チューブを除去することにより外表面が平滑にされている。

【発明の効果】

[0010]

本発明によれば、可撓性チューブの内径面と外表面とを平滑にすることができるので、 内径面にコイルの凹凸を有する可撓性チューブよりも処置具の挿通性、及び洗浄性が向上 する。また、コイルを樹脂内に埋設しているので、コイルが外れることもない。

[0011]

内径層を先に被覆するので、例えば、融点が高いテフロン(登録商標)樹脂等を第1の樹脂に使用することができる。これにより、生体適合性、薬液耐性、摺動性等を高いレベルで実現する可撓性チューブを得ることができる。また、テフロン(登録商標)樹脂を含む2層成形は、その潤滑性によって層間の密着性が悪くなり、剥がれやすくなる。本発明では、第2の樹脂が第1の樹脂の外形をくわえ込むようにして被覆するので、第1の樹脂にテフロン(登録商標)樹脂を用いても、第1の樹脂と第2の樹脂とが剥がれにくくなる。また、テフロン(登録商標)樹脂だけでコイルを被覆するのに比べてコストが低下し、柔軟性も向上する。

【発明を実施するための最良の形態】

[0012]

10

20

30

10

20

30

40

50

図1に示す内視鏡10は、生体の体腔内に挿入される挿入部11と、内視鏡10の把持及び挿入部11の操作に用いられる操作部12とを備えている。挿入部11は、断面が円形の棒状体であり、根元側から可撓管11a、湾曲部11b、先端部11cを備えている。可撓管11aは、挿入部の大半を占める長さを有している。湾曲部11bは、操作部12で操作することにより先端側の向きが自在に変えられる。先端部11cには、体腔内を照明する照明部と、体腔内を撮影する撮影部(図示せず)とが設けられている。

[0013]

挿入部11の内部には、送気・送水チャンネル14、及び鉗子チャンネル15が設けられている。送気・送水チャンネル14、及び鉗子チャンネル15は、柔軟性、防水性を有するチューブであり、一端が先端部11cから露呈されている。送気・送水チャンネル14には、体腔内に供給される空気、または水等の液体が流される。鉗子チャンネル15には、患部の治療に用いられる鉗子や注射針等の処置具が挿通される。鉗子チャンネル15には、体液液等を吸引する吸引チャンネル16が接続されている。

[0014]

操作部12は、アングルノブ19、鉗子口20を備えている。アングルノブ19は、湾曲部11bの湾曲方向及び湾曲量を調整する際に回転操作される。鉗子口20からは、鉗子チャンネル15の他端が露呈されている。処置具は、鉗子口20から鉗子チャンネル15に挿入される。

[0015]

操作部 1 2 には、押しボタン式の送気・送水ボタン 2 2 、吸引ボタン 2 3 が設けられている。送気・送水ボタン 2 2 は、送気・送水チャンネル 1 4 に水または空気を流す際に操作される。吸引ボタン 2 3 は、体腔内の体液、組織等の被吸引物を鉗子チャンネル 1 5 によって吸引する際に操作される。

[0016]

操作部 1 2 に接続されたユニバーサルコード 2 5 及びコネクタ部 2 6 内には、送気・送水チャンネル 1 4 及び吸引チャンネル 1 6 と、照明部及び撮影部の配線が組み込まれている。コネクタ部 2 6 には、配線を光源装置やビデオプロセッサに接続する接点部が設けられている。

[0017]

図2に示すように、鉗子チャンネル15は、コイル30、内径層31、外皮層32から構成されている。コイル30は、断面が円形の線材が螺旋状に巻かれている。コイル30の材質としては、ステンレススチール等の金属や、ポリイミド等のポリマーで形成されている。コイル30の外径、全長、線径、コイルピッチ、巻き数等といった仕様は、内視鏡10の仕様に応じて適宜選択される。

[0018]

内径層31は、コイル30を被覆するとともに、内径面31aが平滑にされている。内径層31には、テフロン(登録商標)樹脂(例えば、ポリテトラフルオロエチレン等)が用いられている。外皮層32は、内径層31の外周でコイル30を被覆し、外表面32aが平滑にされている。外皮層32には、例えばウレタンゴムや、ウレタン系、あるいはスチレン系の熱可塑性エラストマーが用いられている。

[0019]

次に、鉗子チャンネル15に用いられる可撓性チューブの製造方法について説明する。図3に示すように、まず心材挿入工程が行われる。心材挿入工程では、図4及び図5(A)に示すように、コイル30の外側に心材35が挿入される。心材35としては、金属または耐熱性の高い樹脂が用いられる。心材35の外径は、コイル30の内径と同じまたはわずかに小さく形成されており、内径層31の厚みに応じて適宜設定可能である。

[0020]

心材挿入工程の終了後、第1樹脂被覆工程が行われる。この工程では、例えば、流動浸漬法が用いられる。図5(B)に示すように、内径層31の材料となる樹脂を溶融し、コイル30と心材35とを樹脂内に浸漬させる。溶融された樹脂は、心材35の外表面とコ

イル30とに付着し、主にコイル30の内側を被覆する。心材35の外側には、コイル30を被覆した内径層31が形成される。内径層31の外表面31bには、コイル30の凹凸が形成されている。

[0021]

図5(C)に示すように、コイル30の外側に成形用チューブ37が被せられるチューブ被覆工程が行われる。成形用チューブ37としては、例えば、シリコンチューブ、各種ゴム材料で形成されたチューブ、樹脂材料で形成されたチューブを用いることができる。伸縮性や柔軟性に優れ、更にウエットエッチングにより簡単に除去する事ができる点からシリコンチューブが好ましい。成形用チューブ37の内径や長さは、要求される可撓性チューブの外径や長さ、コイル30の外径、長さ、及び管壁の厚み等に応じて適宜設定することができる。本実施形態では、成形用チューブ37の内径を、内径層31に被覆されたコイル30の外径よりもわずかに大きく形成している。

[0022]

第2樹脂被覆工程が行われる。この工程では、図5(D)に示すように、外皮層32の材料となる樹脂が溶融され、コイル30と成形用チューブ37との間に注入される。コイル30と成形用チューブ37との間の隙間は狭いが、溶融樹脂はコイル30の凹部に沿って螺旋状に注入される。溶融樹脂は、コイル30と成形用チューブ37との間を満たし、外皮層32が形成される。なお、外皮層32を構成するウレタンゴムや、ウレタン系、あるいはスチレン系の熱可塑性エラストマーは、内径層31を構成するテフロン(登録商標)樹脂よりも融点が低いので、外皮層32の熱で内径層31が溶融することはない。

[0023]

最後に除去工程が行われる。この工程では、心材35と成形用チューブ37とが除去される。心材35は、例えば内径層31及び外皮層32が溶融しない温度に加熱しながら引き抜くことができる。成形用チューブ37は、研磨、ウエットエッチングやプラズマによるドライエッチングといったエッチング、これらの組み合わせ等を用いて除去することができる。可撓性チューブを傷つけることなく成形用チューブ37のみを完全に除去できる点から、エッチングが好ましい。

[0024]

完成した可撓性チューブである鉗子チャンネル15は、外表面32aとともに内径面31aも平滑に形成されるので、挿入時の処置具が引っ掛かることはなく、洗浄性が悪くなることもない。また、コイル30は樹脂内に埋設されているので、挿入部11のねじれによりコイル30がずれることはない。

[0025]

内径面31を先に形成するので、融点の高いテフロン(登録商標)樹脂を用いることができる。これにより、鉗子チャンネル15の生体適合性、薬液耐性、処置具の摺動性等が向上する。また、テフロン(登録商標)樹脂のみを使用する場合に比べて、鉗子チャンネル15の柔軟性が向上し、コストも低下する。

[0026]

一般的に、テフロン(登録商標)樹脂を含む2層成形では、その潤滑性によって層間の密着性が悪くなり、剥がれやすくなる。本発明では、内径層31の外周をくわえ込むようにして外皮層32で被覆するので、内径層31と外皮層32とが剥がれるのを防止することができる。

[0027]

上記実施形態では、内径層31と外皮層32とを異なる樹脂で形成したが、同じ樹脂で形成してもよい。また、第1樹脂被覆工程で流動浸漬法を用いたが、使用する樹脂の種類に応じて適宜異なる工法を用いてもよい。例えば、真空蒸着等の蒸着法を用いることもできる。

[0028]

また、本発明の可撓性チューブは、送気・送水チャンネル14にも用いることができる

10

20

30

40

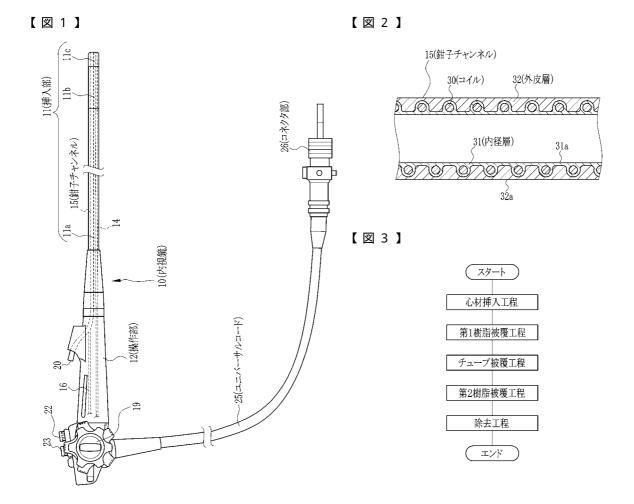
50

【図面の簡単な説明】

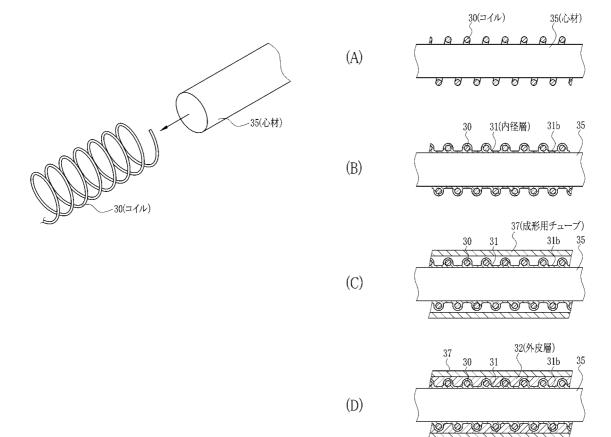
- [0029]
- 【図1】内視鏡の構成例を示す平面図である。
- 【図2】鉗子チャンネルの構成を示す断面図である。
- 【図3】可撓性チューブの製造手順を示すフローチャートである。
- 【図4】コイルに心材を挿入している状態を示す斜視図である。
- 【図5】可撓性チューブの製造過程を示す断面図である。

【符号の説明】

- [0 0 3 0]
 - 1 0 内視鏡
 - 1 1 挿入部
 - 15 鉗子チャンネル
 - 30 コイル
 - 3 1 内径層
 - 3 2 外皮層
 - 3 5 心材
 - 3 7 成形用チューブ



【図4】 【図5】





专利名称(译)	用于内窥镜的柔性管及其制造方法		
公开(公告)号	<u>JP2009207736A</u>	公开(公告)日	2009-09-17
申请号	JP2008054973	申请日	2008-03-05
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	圓橋敦史		
发明人	圓橋 敦史		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.334.A G02B23/24.A A61B1/005.511 A61B1/018.511		
F-TERM分类号	2H040/DA16 4C061/FF43 4C061/JJ03 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C161/FF43 4C161/JJ03 4C161/JJ06 4C161/JJ11		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题:容易制造在外表面和内径表面上没有不规则的柔性管。解决方案:将芯材料35插入线圈30中。芯材35和线圈30的外周被熔融树脂覆盖以形成内径表面31。线圈30的外侧覆盖有成形管37。在成形管37和线圈30之间注入熔融树脂以形成外皮层32。当芯材料35和成形管37被移除时,完成具有光滑外表面和内径表面的柔性管。 点域5

