(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2020-171420
(P2020-171420A)
(43)公開日　令和2年10月22日(2020.10.22)

(51)Int.Cl.		F I			テーマコード（参考）
A61B 1/018	(2006.01)	A61B	1/018	511	2H040
G02B 23/24	(2006.01)	G02B	23/24	A	4C161

審査請求 未請求　請求項の数 6　ＯＬ　（全 21 頁）

(21)出願番号　特願2019-74162(P2019-74162)
(22)出願日　平成31年4月9日(2019.4.9)

(71)出願人　000000376
オリンパス株式会社
東京都八王子市石川町２９５１番地
(74)代理人　100149548
弁理士　松沼　泰史
(74)代理人　100139686
弁理士　鈴木　史朗
(74)代理人　100147267
弁理士　大槻　真紀子
(74)代理人　100207789
弁理士　石田　良平
(72)発明者　高尾　潔
東京都八王子市石川町２９５１番地　オリンパス株式会社内

Ｆターム(参考)　2H040 DA03　DA14　DA16

最終頁に続く

(54)【発明の名称】医療機器用チューブおよび医療機器

(57)【要約】
【課題】医療機器用チューブにおいて、可撓性と耐キンク性を維持しつつ、内周部の摩耗を低減することができるようにする。
【解決手段】チャンネルチューブ１０は、内層チューブ１と、外層部Ｌ１と、金属ブレード３とを含む。内層チューブ１は、外周面１ｂに軸方向とは非平行な溝１ｃを有し、エラストマーまたは可撓性を有する樹脂からなる。外層部Ｌ１は、溝１ｃを埋めるとともに外周を覆っており、内層チューブ１の基材よりも軟質なエラストマー樹脂からなる。金属ブレード３は、外層部Ｌ１の中において溝１ｃ以外の場所にのみ配されており、金属線によって形成されている。
【選択図】図２

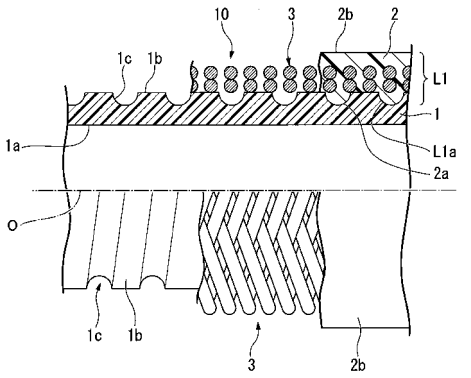


図２

【特許請求の範囲】
【請求項１】
外周面に軸方向とは非平行な溝を有し、エラストマーまたは可撓性を有する樹脂からなる内層チューブと、
前記内層チューブの前記溝を埋めるとともに外周を覆っており、前記内層チューブの基材よりも軟質なエラストマー樹脂からなる外層と、
前記外層の中で前記溝以外の場所にのみ配されており、金属線によって形成されたブレードと、
を備える、医療機器用チューブ。
【請求項２】
前記外層は、少なくとも２層に区分され、
最も内側の層は前記内層チューブの前記溝を埋める層であり、
前記ブレードは、前記最も内側の層以外の層の中にのみ配されている、
請求項１記載の医療機器用チューブ。
【請求項３】
前記内層チューブの材質がポリテトラフルオロエチレン（ＰＴＦＥ）を含む、
請求項１記載の医療機器用チューブ。
【請求項４】
前記外層の材質がフッ素ゴムを含む、
請求項１記載の医療機器用チューブ。
【請求項５】
請求項１記載の医療機器用チューブを備える、医療機器。
【請求項６】
前記医療機器は、内視鏡である、
請求項５記載の医療機器。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、医療機器用チューブおよび医療機器に関する。
【背景技術】
【０００２】
近年、医療機器用チューブにおいて、可撓性、耐キンク性、耐摩耗性等の特性の向上が強く求められている。
例えば、内視鏡用チャンネルチューブに用いられる医療機器用チューブの場合、優れた操作性を実現する目的で可撓性および耐キンク性を向上することが求められている。さらに、鉗子等の処置具の繰り返しの挿脱による摩耗を防止する目的で耐摩耗性を向上することが求められている。
例えば、特許文献１に記載の処置具挿通チャンネルは、内面にテフロン（登録商標）製の内面コーティング層が形成されたウレタン樹脂からなるチューブ本体に、ステンレス線からなるネットが装着されている。ネットの装着部分にはウレタン樹脂からなる被覆層が形成されている。ネットは湾曲時に容易に伸縮するので曲げに対する抵抗が小さい。さらに、ネットは保形性を有する。
特許文献２に記載の内視鏡用チューブは、フッ素樹脂からなるチューブ本体と、チューブ本体の外周面に巻き付けて固定された補強テープと、補強テープの上からチューブ本体を覆うポリウレタン製の外皮と、によって構成される。補強テープは、ポリエステル樹脂の素線で形成された補強ネットを有することによって、軸方向および周方向の剛性に異方性が付与されている。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００３】

【特許文献１】特開平３－２０５０２２号公報
【特許文献２】特開２０１０－２９４３５号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００４】
しかしながら、上記のような関連技術には、以下のような問題がある。
特許文献１に記載の技術は、チューブ本体の外側に硬質な金属製のネットが配置されている。内視鏡が湾曲した状態で処置具挿通チャンネルに鉗子等の処置具を挿脱する際、チューブ本体は、処置具と金属製のネットとによって強く圧迫された状態で、処置具によって擦られる。このため、チューブ本体が摩耗しやすいという問題がある。
特許文献２に記載の技術は、ポリエステル樹脂製の補強ネットが使用されているので、金属製のネットが用いられる場合に比べて保形効果が小さい。このため、内視鏡の湾曲時に、例えば、蛇管内部の凸状部材等に圧迫されて扁平に変形しやすい。内視鏡用チューブの内部が狭くなると、鉗子等の処置具が挿脱される際に処置具がチューブ本体と擦れる結果、チューブ本体が摩耗しやすいという問題がある。
【０００５】
本発明は、上記のような問題に鑑みてなされたものであり、可撓性と耐キンク性を維持しつつ、内周部の摩耗を低減することができる医療機器用チューブを提供することを目的とする。
さらに本発明は、本発明の医療機器用チューブを備えることによって耐久性を向上できる医療機器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】
【０００６】
上記の課題を解決するために、本発明の第１の態様の医療機器用チューブは、外周面に軸方向とは非平行な溝を有し、エラストマーまたは可撓性を有する樹脂からなる内層チューブと、前記内層チューブの前記溝を埋めるとともに外周を覆っており、前記内層チューブの基材よりも軟質なエラストマー樹脂からなる外層と、前記外層の中で前記溝以外の場所にのみ配されており、金属線によって形成されたブレードと、を備える。
【０００７】
上記医療機器用チューブにおいては、前記外層は、少なくとも２層に区分され、最も内側の層は前記内層チューブの前記溝を埋める層であり、前記ブレードは、前記最も内側の層以外の層の中にのみ配されていてもよい。
上記医療機器用チューブにおいては、前記内層チューブの材質がポリテトラフルオロエチレン（ＰＴＦＥ）を含んでもよい。
上記医療機器用チューブにおいては、前記外層の材質がフッ素ゴムを含んでもよい。
【０００８】
本発明の第２の態様の医療機器は、上記医療機器用チューブを備える。
【０００９】
上記医療機器においては、前記医療機器は、内視鏡であってもよい。
【発明の効果】
【００１０】
本発明の医療機器用チューブによれば、可撓性と耐キンク性を維持しつつ、内周部の摩耗を低減することができる。
本発明の医療機器によれば、本発明の医療機器用チューブを備えることによって耐久性を向上できる。
【図面の簡単な説明】
【００１１】
【図１】本発明の第１の実施形態の医療機器の構成例を示す模式的な斜視図である。
【図２】本発明の第１の実施形態の医療機器用チューブの構成例を示す模式的な部分断面図である。

【図３】本発明の第１の実施形態の医療機器用チューブの作用を説明する模式図である。
【図４】比較例の医療機器用チューブの作用を説明する模式図である。
【図５】本発明の第２の実施形態の医療機器用チューブの構成例を示す模式的な部分断面図である。
【図６】本発明の第２の実施形態の変形例（第１変形例）の医療機器用チューブの構成例を示す模式的な部分断面図である。
【図７】比較例１の医療機器用チューブの構成例を示す模式的な部分断面図である。
【図８】耐摩耗性評価の試験方法を示す模式図である。
【図９】可撓性評価の試験方法を示す模式図である。
【発明を実施するための形態】
【００１２】
以下では、本発明の実施形態について添付図面を参照して説明する。すべての図面において、実施形態が異なる場合であっても、同一または相当する部材には同一の符号を付し、共通する説明は省略する。
【００１３】
［第１の実施形態］
以下では、本発明の実施形態の医療機器用チューブおよび医療機器について説明する。
図１は、本発明の第１の実施形態の医療機器の構成例を示す模式的な斜視図である。
【００１４】
図１に示すように、本実施形態の内視鏡１００（医療機器）は、挿入部１０１と、操作部１０５とを備える。
挿入部１０１は患者の体内に挿入される。挿入部１０１は管状である。挿入部１０１は可撓性を有する。挿入部１０１は、挿入方向の先端側から順に、先端部１０４、湾曲部１０３、および可撓管部１０２を有する。挿入部１０１の内部には、処置具を挿通するチャンネルチューブ１０（医療機器用チューブ）が長手方向に設けられている。
【００１５】
先端部１０４は、内視鏡１００の最先端部に配置されている。先端部１０４は円柱状の外形を有する。先端部１０４は、撮像素子と、撮像光学系とを内部に含んでいる。先端部１０４の先端には、撮像窓および照明窓が設けられている。
さらに、先端部１０４の先端には、チャンネルチューブ１０の内部と連通する開口部１０４ａが形成されている。
【００１６】
湾曲部１０３は、先端部１０４の基端側に連結されている。湾曲部１０３は、先端部１０４の向きを変更する。湾曲部１０３は湾曲可能な管状の部位である。
湾曲部１０３は、例えば複数の節輪を含む。節輪は円環状である。節輪は隣の節輪に回動可能に連結されている。湾曲部１０３において、節輪の内部には、複数のアングルワイヤーが挿通されている。
さらに湾曲部１０３の内部には、例えば、電気配線、ライトガイド、チャンネルチューブ１０などの部材が収容されている。電気配線は先端部１０４の撮像素子に接続されている。ライトガイドは照明窓の近くまで延ばされている。
チャンネルチューブ１０は、図示略の処置具を挿通する処置具チャンネルを構成する長尺の管状部材である。チャンネルチューブ１０の遠位端は、開口部１０４ａと接続されている。チャンネルチューブ１０の詳細構成は後述する。
電気配線、ライトガイド、チャンネルチューブ１０は、後述する可撓管部１０２の内部に挿通され、後述する操作部１０５まで延びている。
【００１７】
可撓管部１０２は、湾曲部１０３と、後述する操作部１０５と、を繋ぐ管状部分である。
可撓管部１０２は、例えば、図示略の蛇管および外皮を備える。蛇管は金属あるいは樹脂製の帯状部材が螺旋状に巻かれた部材である。外皮は、可撓管部１０２の最外部に配置

されている。外皮は、蛇管の外周を覆うチューブである。外皮は、可撓性を有する樹脂材料で形成される。

【００１８】

特に図示しないが、可撓管部１０２の内部には、少なくとも第１アングルワイヤーおよび第２アングルワイヤーを含む２系統のアングルワイヤーが配置されている。各アングルワイヤーはコイルシースに挿通されている。各アングルワイヤーは湾曲部１０３から基端側に延出されている。

可撓管部１０２の内部には、湾曲部１０３と同様、上述の電気配線、ライトガイド、チャンネルチューブ１０などの部材が挿通されている。

【００１９】

操作部１０５は、術者が内視鏡１００の操作を行う装置部分である。操作部１０５を通して行う操作としては、例えば、湾曲部１０３の湾曲量を変更する目的で、アングルワイヤーを牽引する操作が挙げられる。操作部１０５は、術者が把持する操作部本体と、操作部本体上に設けられた各種の操作部材とを備える。例えば、各種の操作部材は、操作ノブ、操作スイッチなどであってもよい。

操作部１０５の遠位端には、処置具挿入部１０６が設けられている。

処置具挿入部１０６は、処置具を挿入する挿入口１０６ａが開口している。挿入口１０６ａには、チャンネルチューブ１０の近位端が接続されている。

【００２０】

次に、本実施形態のチャンネルチューブ１０の詳細構成について説明する。

図２は、本発明の第１の実施形態の医療機器用チューブの構成例を示す模式的な部分断面図である。

【００２１】

図２に示すように、本実施形態のチャンネルチューブ１０は、内層チューブ１、外層部Ｌ１（外層）を備える。

チャンネルチューブ１０は、医療機器用の可撓性チューブである。本実施形態のチャンネルチューブ１０は、内視鏡１００において、例えば、処置具などを内部に挿通する処置具チャンネルとして用いられる。

ただし、チャンネルチューブ１０が用いられる医療機器は内視鏡には限定されない。チャンネルチューブ１０は、内部に硬質の部材が挿通される用途に特に好適である。例えば、チャンネルチューブ１０は、送気送水チューブ、処置具用カテーテルなどに用いられてもよい。

【００２２】

内層チューブ１は、長手方向に延びる貫通孔が内部に形成された樹脂製の管状部材である。内層チューブ１の長さは、内視鏡１００を通して、患者の体内に挿入可能な長さであれば、特に限定されない。例えば、内層チューブ１の長さは、４００ｍｍ以上３０００ｍｍ以下であってもよい。

貫通孔を形成する内周面１ａの内側には、例えば、処置具、カテーテルなどの軸状または管状の挿通部材が挿通可能になっている。

内周面１ａは繰り返し洗浄される。洗浄しやすさを考慮すると、内周面１ａは平滑面であることがより好ましい。内周面１ａが平滑面であると、内周面１ａ内に挿通される処置具などの摺動もより円滑になる。

内周面１ａを平滑面とする目的で、少なくとも、内周面１ａとして露出する部位が無孔質の材料で構成されてもよい。

図２に示す例では、内周面１ａは平滑な円筒面である。

【００２３】

内層チューブ１の外周部は外周面１ｂからなる。外周面１ｂは、内層チューブ１の最外部を形成する。

内層チューブ１の厚さは、０．１ｍｍ以上１．０ｍｍ以下であってもよい。内層チューブ１の厚さは、０．３ｍｍ以上０．５ｍｍ以下であることがより好ましい。

【００２４】
外周面１ｂには、内周面１ａに向かって凹んだ溝１ｃが形成されている。溝１ｃは、内層チューブ１の中心軸線Ｏとは非平行に延びている。
外周面１ｂは溝１ｃとともに後述する外層部Ｌ１によって覆われるので、平滑面でなくてもよい。ただし、図２に示す例では、外周面１ｂは、内周面１ａと同軸の平滑な円筒面である。
【００２５】
溝１ｃの形状は、内層チューブ１の可撓性を向上できれば特に限定されない。
例えば、溝１ｃは、一条の螺旋溝であってもよいし、多条の螺旋溝であってもよい。例えば、溝１ｃは、旋回方向または旋回角が異なる複数の螺旋溝が交差する網目状に形成されてもよい。さらに、溝１ｃは不連続に形成されていてもよい。
溝１ｃの断面形状も特に限定されない。例えば、溝１ｃの断面形状は、半円状、半楕円状などのＣ字状またはＵ字状、三角形状（Ｖ字状）、矩形状、多角形状などであってもよい。
図２に示す例では、溝１ｃは、外周面１ｂに沿って旋回する一条の螺旋溝である。溝１ｃの断面形状は、中心角１８０°以下の円弧で形成されるＣ字状である。
溝１ｃの溝幅、深さ、旋回ピッチは、内層チューブ１に必要な可撓性を付与できれば特に限定されない。
例えば、溝１ｃの溝幅は、０．２ｍｍ以上２ｍｍ以下であってもよい。溝１ｃの溝幅は、０．３ｍｍ以上０．６ｍｍ以下であることがより好ましい。
例えば、溝１ｃの深さは、０．０５ｍｍ以上０．５ｍｍ以下であってもよい。溝１ｃの深さは、０．１５ｍｍ以上０．３ｍｍ以下であることがより好ましい。
例えば、溝１ｃの旋回ピッチは、１ｍｍ以上２０ｍｍ以下であってもよい。溝１ｃの旋回ピッチは、２ｍｍ以上１０ｍｍ以下であることがより好ましい。
【００２６】
外周面１ｂおよび溝１ｃには、後述する外層部Ｌ１との密着性を向上する目的で、必要に応じて表面処理が施されてもよい。例えば、外周面１ｂおよび溝１ｃには、金属ナトリウム溶液等による化学エッチング処理、プラズマ照射による処理、機械加工による研磨処理等が施されてもよい。
【００２７】
内層チューブ１の材料としては、内層チューブ１として必要な可撓性が得られる適宜の樹脂が用いられる。内周面１ａにおける摩耗を抑制する目的では、内層チューブ１の材料として、滑り性が良好な樹脂が用いられることがより好ましい。
内層チューブ１の材料は、使用される医療機器の必要に応じて、耐薬品性、生体適合性、洗浄消毒性、気密性、液密性などが良好となる樹脂が用いられることがより好ましい。
【００２８】
内層チューブ１の材料としては、例えば、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリスチレン、ポリ塩化ビニル等の汎用プラスチックが用いられてもよい。
内層チューブ１の材料としては、例えば、ポリカーボネート、ポリアセタール、ポリアミド等のエンジニアリングプラスチックが用いられてもよい。
内層チューブ１の材料としては、例えば、ポリサルフォン、ポリイミドポリエーテルニトリル等のスーパーエンジニアリングプラスチックが用いられてもよい。
内層チューブ１の材料としては、例えば、ポリテトラフルオロエチレン（ＰＴＦＥ）、エチレン-テトラフルオロエチレン共重合体、テトラフルオロエチレン－ヘキサフルオロプロピレン共重合体等のフッ素樹脂が用いられてもよい。
内層チューブ１の材料としては、例えば、フッ素系熱可塑性エラストマー等の熱可塑性エラストマーが用いられてもよい。
上述した各材料は、内層チューブ１に単独で用いられてもよいし、複数が組み合わされた複合材料として用いられてもよい。内層チューブ１に複合材料が用いられる場合、複合材料は、複数の材料が分散配合された材料が用いられてもよい。内層チューブ１に複合材

料が用いられる場合、複数の材料は、層状構造を有していてもよい。

【００２９】

内層チューブ１は、上述の材料のうちでは、滅菌処理等に用いられる薬品に対する耐薬品性に優れる点で、無孔質のフッ素樹脂で構成されることがより好ましい。無孔質のフッ素樹脂は、生体適合性、洗浄消毒性、気密性、液密性も優れている。

さらに、フッ素樹脂は滑り性にも優れるので、処置具等の硬質部材に対する摩擦力が低減される。これにより、内周面１ａにおける摩耗量が低減される点で、耐キンク性がさらに向上する。

フッ素樹脂の中でも、ＰＴＦＥは、耐薬品性に特に優れるので、特に好ましい。

【００３０】

外層部Ｌ１は、内層チューブ１の溝１ｃおよび外周面１ｂを囲む管状の層状部分である。外層部Ｌ１は、内層チューブ１の樹脂材料よりも軟質のエラストマー樹脂からなるエラストマー層２を有する。

エラストマー層２は、内層チューブ１の溝１ｃを埋めるとともに外周面１ｂ（外周）を覆っている。エラストマー層２の内面２ａは、外周面１ｂおよび溝１ｃと密着している。

エラストマー層２の外周面２ｂは、中心軸線Ｏと同軸の円筒面状である。

【００３１】

エラストマー層２の材料としては、内層チューブ１の樹脂材料（基材）よりも軟質であれば特に限定されない。ここで、軟質の程度は、樹脂の弾性係数の大きさで規定される。すなわち、エラストマー層２の材料には、内層チューブ１の樹脂材料よりも弾性係数が小さいエラストマー樹脂が用いられる。

エラストマー層２の材料としては、例えば、ウレタン系熱可塑性エラストマー等の熱可塑性エラストマーが用いられてもよい。

エラストマー層２の材料としては、例えば、イソプレンゴム、ブチルゴム、エチレン－プロピレンゴム、クロロプレンゴム、ニトリルゴム、シリコーンゴム、ウレタンゴム、フッ素ゴム等の加硫ゴムが用いられてもよい。

【００３２】

上述した各材料は、エラストマー層２に単独で用いられてもよいし、複数が組み合わされた複合材料として用いられてもよい。エラストマー層２に複合材料が用いられる場合、複合材料は、複数の材料が分散配合された材料が用いられてもよい。エラストマー層２に複合材料が用いられる場合、複数の材料は、層状構造を有していてもよい。

エラストマー層２の材料として、上述の材料または複合材料による多孔質体または発泡体が用いられてもよい。この場合、チャンネルチューブ１０としての可撓性をさらに向上することができる。

【００３３】

エラストマー層２において複数の材料が用いられる場合、長手方向において異なる材料が用いられてもよい。この場合、材料特性の相違に応じて、チャンネルチューブ１０における長手方向の各位置における特性を変更することができる。

例えば、エラストマー層２の材料として、長手方向において縦弾性係数が異なる材料が用いられてもよい。この場合、チャンネルチューブ１０の可撓性を、長手方向において変化させることができる。

例えば、エラストマー層２の材料として、湾曲部１０３に挿通される部位に加硫ゴム、その他の部位に熱可塑性エラストマーが用いられてもよい。この場合、湾曲の負荷がかかる湾曲部に１０３において、耐屈曲、および伸びの特性に優れる加硫ゴムが用いられるので、耐久性、および可撓性を向上できる。その他の部位には、硬度の高い熱可塑性エラストマーが用いられるので、内視鏡の挿入性を向上できる。

【００３４】

エラストマー層２として、上述の材料のうちでも、特に好ましい材料としては、過酸化物架橋させたゴム、もしくは過酸化物架橋させたゴムを分散させた熱可塑性エラストマーが挙げられる。過酸化物架橋としては、有機過酸化物架橋がより好ましい。

このような特に好ましい材料の具体例としては、例えば、過酸化物架橋されたフッ素ゴム、シリコーンゴムの粒子が分散したポリウレタンエラストマー等が挙げられる。
過酸化物架橋させたゴム、もしくは過酸化物架橋させたゴムを分散させた熱可塑性エラストマーは、軟質性に優れるとともに、後述する金属ブレード３と固着しにくい。この結果外層部Ｌ１の伸縮性が向上する。これにより、チャンネルチューブ１０の可撓性がより向上する。

【００３５】
エラストマー層２の内部には、必要に応じて、エラストマー樹脂以外の添加物が添加されてもよい。例えば、エラストマー層２には、カーボン、シリカ、アルミナなどが添加されてもよい。

【００３６】
エラストマー層２の内部には、金属ブレード３（ブレード）が配置されている。ただし、金属ブレード３は、外層部Ｌ１の内部において、溝１ｃ以外の場所にのみ配置されている。すなわち、金属ブレード３は、溝１ｃを埋めているエラストマー層２の内部には含まれない。具体的には、金属ブレード３は、エラストマー層２の層厚方向において、外周面１ｂと外周面２ｂとの間に配置されている。
図２に示す金属ブレード３は、一例として、外周面１ｂに当接するように配置されている。しかし、金属ブレード３および外周面１ｂの間の少なくとも一部には、エラストマー層２のみからなる層状部が形成されていてもよい。

【００３７】
金属ブレード３は、チャンネルチューブ１０の補強に用いられる。
金属ブレード３は、金属素線（金属線）によって形成された網状体からなる。
金属素線の形状としては、特に限定されない。素線の形状としては、例えば、丸線、平角線、撚り線等が挙げられる。例えば、金属ブレード３の厚さ方向における金属素線の太さ（厚さ）は、０．０３ｍｍ以上０．３ｍｍ以下であってもよい。金属素線の太さ（厚さ）は、０．０５ｍｍ以上０．１５ｍｍ以下であることがより好ましい。
金属ブレード３に用いる金属素線は、単一種類の素線であってもよいし、材料および形状の少なくとも一方が異なる複数種類の素線が組み合わされてもよい。金属ブレード３において、複数種類の素線が用いられる場合、それらが互いに撚り合わされていてもよいし、配置位置が互いに異なっていてもよい。

【００３８】
例えば、金属ブレード３は、金属素線によって編まれた網状体でもよいし、織られた網状体でもよい。金属素線の編み方、織り方としては、金属ブレード３として必要な強度および柔軟性が得られれば、特に限定されない。網状体の編み方または織り方の例としては、例えば、平織り、綾織り、朱子織り、無結節網等が挙げられる。
図２に示す例では、金属ブレード３は、金属素線が２本おきに交差するように綾織りされた円筒状の網状体からなる。
金属ブレード３は、網状体からなるため、金属素線の間には、金属ブレード３の厚さ方向（チャンネルチューブ１０における径方向）に連通する隙間を有する。
金属ブレード３は、エラストマー層２の内部に埋め込まれている。このため、エラストマー層２は、金属ブレード３の隙間に貫通している。エラストマー層２は、金属ブレード３によって排除される部位を除いて、外周面２ｂから、外周面１ｂおよび溝１ｃまで連続する層状部を形成している。
このような構成によって、金属ブレード３は、エラストマー層２の内部で、エラストマー層２と一体化している。

【００３９】
金属ブレード３に用いる金属素線の材料としては、例えば、銅、銅合金、ピアノ線、ステンレス、チタン、チタン合金、ニッケルチタン合金、タングステン、タングステン合金、ニッケル合金、コバルト合金、アモルファス金属等が挙げられる。
金属素線の材料としては、靭性に優れ、かつオートクレーブ滅菌で腐食しにくい金属で

あることがより好ましい。靱性および耐腐食性に特に優れる金属の例としては、例えば、ステンレスが挙げられる。

【００４０】

次に、チャンネルチューブ１０の製造方法について説明する。

まず、溝１ｃを有する内層チューブ１が準備される。

溝１ｃは、内層チューブ１の成形時に形成されてもよいし、内層チューブ１となる円筒チューブが製造された後、除去加工によって形成されてもよい。

この後、内層チューブ１の外周面１ｂの周りに、金属ブレード３が積層される。この後、金属ブレード３を覆うようにエラストマー層２が形成される。

エラストマー層２を形成するには、例えば、押出成形が用いられてもよい。エラストマー層２は、金属ブレード３の網状の隙間を通して、内層チューブ１の外周面１ｂ、および溝１ｃ表面に密着する。

これにより、金属ブレード３がエラストマー層２の内部に埋設されるので、外層部Ｌ１が形成される。

このようにしてチャンネルチューブ１０が製造される。

【００４１】

チャンネルチューブ１０の作用について説明する。

図３は、本発明の第１の実施形態の医療機器用チューブの作用を説明する模式図である。

【００４２】

内層チューブ１の外周には、中心軸線Ｏと非平行な溝１ｃが形成されている。中心軸線Ｏを含む断面をとると、溝１ｃを横断する溝断面が内層チューブ１の長手方向に離間した位置に現れる。図３に曲げ内側における模式的な断面を示すように、内層チューブ１が中心軸線Ｏを曲げる方向に曲げを受けると、圧縮方向の曲げ応力が最大となる曲げ内の表面では、各溝１ｃがそれぞれの溝幅を縮小する方向に変形する。各溝１ｃが形成された部位は、内層チューブ１の層厚が薄いので、内層チューブ１は、曲げ内側の各溝１ｃの溝底から折れ曲がる。特に図示しないが、曲げ外側の表面では、引張り方向の曲げ応力によって曲げ外側の各溝１ｃの溝幅が拡大し、各溝１ｃの溝底から折れ曲がる。

このようにして、内層チューブ１は全体として弓型に湾曲する。

【００４３】

溝１ｃが内層チューブ１の周方向および軸方向（長手方向）に均等に形成される場合、内層チューブ１の可撓性は、周方向および軸方向において均等化される。

【００４４】

チャンネルチューブ１０において、各溝１ｃにはエラストマー層２の一部が埋まっている。このため、内層チューブ１単体に比べると、内層チューブ１はある程度は曲がりにくくなる。しかし、エラストマー層２は、内層チューブ１の材料に比べて軟質であるので、内層チューブ１が曲がらなくなるほど溝１ｃの変形を阻害することはない。この結果、溝１ｃを有しない内層チューブにエラストマー層２が積層された場合に比べると、より良好な可撓性が得られる。

さらに、溝１ｃにエラストマー層２のエラストマー樹脂が埋まっていることによって、溝１ｃの溝幅方向に完全につぶれることが防止される。このため、溝１ｃのつぶれをきっかけとして座屈が誘起されることがないので、鋭角状にＶ字変形することが防止される。

【００４５】

例えば、チャンネルチューブ１０において、内層チューブ１に代えて、溝１ｃを有しない内層チューブを用いる場合、この内層チューブは内層チューブ１よりも高い剛性を有する。このため、この内層チューブを用いるチャンネルチューブの可撓性は、チャンネルチューブ１０よりも劣ってしまう。

この場合、内層チューブの厚さを薄くして可撓性を確保することも考えられる。しかし、内層チューブの厚さを薄くすると内層チューブの内周面の摩耗に対する余裕が少なくなるので、内層チューブの耐久性が低下してしまう。

【００４６】
例えば、内層チューブの外周面に溝を設けて可撓性を向上する場合、内層チューブが中心軸線Ｏに平行に延びる溝を形成することも考えられる。この場合、内層チューブの断面２次モーメントが低下する分に応じて曲がりやすくなるので、同様な溝を有しない場合に比べて可撓性が増大する。
しかし、溝が曲げ方向に直交する方向に延びていると、曲げ時に折れ曲がりやすい局所的な低剛性部が形成されることはない。この場合、本実施形態と同様の可撓性を得るには、内層チューブの曲げ剛性を長手方向に沿って一様に低下させる必要があるので、周方向に多数の溝を形成したり、溝１ｃに比べて深い溝を形成したりする必要がある。この結果、内層チューブが全体として低剛性となり、部分的な薄肉部がより多くなるので、耐久性が低下するおそれがある。
【００４７】
チャンネルチューブ１０においては、内層チューブ１の外周に硬質の金属ブレード３を含む外層部Ｌ１が積層されている。
外層部Ｌ１のエラストマー層２は、内層チューブ１の外周面１ｂおよび溝１ｃと密着しているので、例えば、内層チューブ１が変形するような外力を受けると、外力は、内層チューブ１から外層部Ｌ１にも伝わる。外層部Ｌ１は、内層チューブ１と同様に変形する。
エラストマー層２は、内層チューブ１よりも軟質のエラストマー樹脂からなるので、内層チューブ１とともに容易に変形する。
金属ブレード３は、網状体からなるので、外層部Ｌ１の変形に伴って網目の形状が変化することで可撓性を有する。さらに、金属ブレード３は、網目の形状が変化することで、内層チューブ１の中心軸線Ｏに沿う方向への伸縮性を有する。
金属ブレード３は、内層チューブ１の材質に比べて硬質な金属素線で形成されているので、外力に対して筒状の形状を保持しようとする保形性を有する。これにより、金属ブレード３は、エラストマー層２を介して一体化された内層チューブ１の変形を抑制する補強部材として機能する。
例えば、内層チューブ１を径方向に押しつぶすような外力が作用する場合、あるいはチャンネルチューブ１０が湾曲される場合に、内層チューブ１の内周面１ａの潰れに抵抗する部材になっている。
このように、チャンネルチューブ１０は外層部Ｌ１によって可撓性を損なうことなく補強されている。
【００４８】
チャンネルチューブ１０によれば、外層部Ｌ１が保形作用を有する金属ブレード３を有するので、耐キンク性がより向上する。さらに、金属ブレード３は中心軸線Ｏに沿う方向には容易に伸縮するので、チャンネルチューブ１０が受ける曲げに対する抵抗が小さくなる。この結果、チャンネルチューブ１０の可撓性がより向上する。
【００４９】
さらに、チャンネルチューブ１０では、金属ブレード３が溝１ｃ以外の場所にのみ配置されている。この作用について、図４に示す比較例と対比して説明する。
図４は、比較例の医療機器用チューブの作用を説明する模式図である。
【００５０】
比較例のチャンネルチューブ２１０は、チャンネルチューブ１０の外層部Ｌ１における金属ブレード３に代えて、金属ブレード２０３を備える。
金属ブレード２０３は、金属ブレード３と同様、金属素線で形成された網状体からなる。ただし、金属ブレード２０３の一部の金属素線は、エラストマー層２とともに溝１ｃの内側に入り込んでいる。図４に示す例では、金属ブレード２０３における１本の金属素線が溝１ｃの溝底近くに入り込んでいる。
この場合、チャンネルチューブ２１０の溝１ｃの内部には、硬質の金属素線と、軟質のエラストマー層２との両方が埋まっている。エラストマー層２は、金属素線の体積だけ排除されているので、溝１ｃの変形可能量は、チャンネルチューブ１０における溝１ｃの変

形可能量よりも低下する。これにより、チャンネルチューブ２１０の可撓性は、チャンネルチューブ１０よりも低下する。

さらに、溝１ｃの溝底と溝１ｃに埋まった金属素線との間に入り込むエラストマー層２も少なくなるので、金属素線と内層チューブ１との間におけるエラストマー層２のクッション性も低下する。

【００５１】

図３、４に示すように、チャンネルチューブ１０、２１０が湾曲した状態で、それぞれに処置具Ｔが挿入される場合、内周面１ａの凸部において処置具Ｔが当接したり、摺動したりする。

図３に示すように、チャンネルチューブ１０では、金属ブレード３と処置具Ｔとは、内層チューブ１およびエラストマー層２を間に挟んで、内層チューブ１の厚さｔ１以上離間している。

特に、内層チューブ１の湾曲の頂部の裏側では、処置具Ｔに最も近い金属素線３ａは、溝１ｃを埋めたエラストマー層２を間に挟んで、処置具Ｔと対向している。

このため、処置具Ｔから受ける外力によって内層チューブ１が金属素線３ａに押圧される際、溝１ｃ内のエラストマー層２が変形することによって金属素線３ａに伝達される応力が低減される。例えば、溝１ｃが二点鎖線のように金属ブレード３に向かって変形すると、エラストマー層２がつぶれることによって金属素線３ａに伝達される外力および処置具Ｔへの反作用が低減される。このように、溝１ｃ内の軟質のエラストマー層２は、緩衝材（クッション）として機能する。

この結果、処置具Ｔと内周面１ａとの摺動摩擦が低減されるため、内周面１ａの摩耗の進行が抑制される。

さらに、内周面１ａの摩耗が進んでも、厚さｔ１だけ摩耗するまでは金属素線３ａが露出しないので、処置具Ｔとの摺動特性が維持される。

【００５２】

これに対して、図４に示すように、比較例のチャンネルチューブ２１０では、金属ブレード２０３と処置具Ｔと距離が最短となる金属素線３ｂは、処置具Ｔに対して距離ｔ２（ただし、ｔ２＜ｔ１）だけ離間している。金属素線３ｂは、エラストマー層２が介在することなく、内周面１ａから溝１ｃの溝底までの内層チューブ１が介在した状態で処置具Ｔと対向している。

内層チューブ１はエラストマー層２に比べて硬質でありクッション性が低い。このため、処置具Ｔから受ける外力は、エラストマー層２が介在する場合に比べると金属素線３ｂに伝達されやすくなっている。このため、金属素線３ｂからの反作用が大きくなるので、チャンネルチューブ１０に比べると、処置具Ｔの摺動摩擦は大きくなり、内周面１ａの摩耗が促進される。

さらに、内周面１ａの摩耗に対する余裕は厚さｔ２しかないので、チャンネルチューブ１０に比べて短時間で金属素線３ｂが露出する。この結果、処置具Ｔとの摺動特性がより早く悪化する。

【００５３】

以上説明したように、本実施形態のチャンネルチューブ１０によれば、可撓性と耐キンク性を維持しつつ、内周部の摩耗を低減することができる。さらに本実施形態の内視鏡１００によれば、チャンネルチューブ１０を備えることによって耐久性を向上できる。

【００５４】

［第２の実施形態］

次に、本発明の第２の実施形態の医療機器用チューブについて説明する。

図５は、本発明の第２の実施形態の医療機器用チューブの構成例を示す模式的な部分断面図である。

【００５５】

図１に示すように、本実施形態のチャンネルチューブ２０（医療機器用チューブ）は、第１の実施形態のチャンネルチューブ１０に代えて、第１の実施形態の内視鏡１００に用

いることができる。
図５に示すように、チャンネルチューブ２０は、上記第１の実施形態の医療機器用チューブ１０の内層チューブ１、外層部Ｌ１に代えて、内層チューブ１１、外層部Ｌ１１（外層）を備える。
以下、第１の実施形態と異なる点を中心に説明する。
【００５６】
内層チューブ１１は、第１の実施形態における内層チューブ１の溝１ｃに代えて、溝１１ｃを備える。溝１１ｃは、断面形状がＶ字状である以外は、溝１ｃと同様の一条の螺旋溝からなる。
内層チューブ１１の材料は、第１の実施形態における内層チューブ１に好適な材料から選択することができる。
【００５７】
外層部Ｌ１１は、内層チューブ１１の樹脂材料（基材）よりも軟質のエラストマー樹脂からなる。外層部Ｌ１１は、少なくとも２層に区分されており、緩衝層Ｌ１１Ａ（外層における最も内側の層）と、補強層Ｌ１１Ｂ（外層における最も内側の層以外の層）と、を備える。図５に示す例では、外層部Ｌ１は緩衝層Ｌ１１Ａおよび補強層Ｌ１１Ｂからなるが、例えば、緩衝層Ｌ１１Ａおよび補強層Ｌ１１Ｂの間、または補強層Ｌ１１Ｂ上に、内層チューブ１１の樹脂材料よりも軟質のエラストマー樹脂からなる層が１層以上含まれてもよい。
【００５８】
緩衝層Ｌ１１Ａは、内層チューブ１１の溝１１ｃおよび外周面１ｂを囲む管状の層状部分である。緩衝層Ｌ１１Ａは、内層チューブ１１の樹脂材料よりも軟質のエラストマー樹脂からなるエラストマー層１２Ａを有する。ただし、緩衝層Ｌ１１Ａの内部には、金属ブレード３は含まれていない。
【００５９】
エラストマー層１２Ａは、内層チューブ１１の溝１１ｃを埋めるとともに外周面１ｂ（外周）を覆っている。エラストマー層１２Ａの内面１２ａは、外周面１ｂおよび溝１１ｃと密着している。
エラストマー層１２Ａの外周面１２ｂは、中心軸線Ｏと同軸の円筒面状である。
エラストマー層１２Ａの材料は、第１の実施形態におけるエラストマー層２に好適な材料から選択することができる。エラストマー層１２Ａの材料は、第１の実施形態におけるエラストマー層２の材料と同じであってもよいし、異なっていてもよい。
ただし、エラストマー層１２Ａは、後述するエラストマー層１２Ｂよりも軟質の材料が用いられることがより好ましい。
【００６０】
補強層Ｌ１１Ｂは、緩衝層Ｌ１１Ａを外側から囲む管状の層状部分である。補強層Ｌ１１Ｂと緩衝層Ｌ１１Ａとの間には、エラストマー樹脂からなる１以上の中間層が介在していてもよい。さらに、補強層Ｌ１１Ｂの外側に、エラストマー樹脂からなる１以上の外層が積層されてもよい。
図５に示す例では、補強層Ｌ１１Ｂは、緩衝層Ｌ１１Ａの外周面１２ｂ上に密着して積層されており、かつチャンネルチューブ２０の最外層を形成している。
【００６１】
補強層Ｌ１１Ｂは、内層チューブ１１の樹脂材料よりも軟質のエラストマー樹脂からなるエラストマー層１２Ｂを有する。エラストマー層１２Ｂの内周面１２ｃは、エラストマー層１２Ａの外周面１２ｂに密着している。エラストマー層１２Ｂの外周面１２ｄは、中心軸線Ｏと同軸の円筒面状である。
エラストマー層１２Ｂの材料は、第１の実施形態におけるエラストマー層２に好適な材料から選択することができる。エラストマー層１２Ｂの材料は、エラストマー層１２Ａと異なる材料であれば、第１の実施形態におけるエラストマー層２の材料と同じであってもよいし、異なっていてもよい。

ただし、エラストマー層１２Ｂは、エラストマー層１２Ａよりも軟質の材料が用いられることがより好ましい。

【００６２】

エラストマー層１２Ｂの内部には、第１の実施形態と同様の金属ブレード３が埋め込まれている。このため、エラストマー層１２Ｂは、金属ブレード３の隙間に貫通している。エラストマー層１２Ｂは、金属ブレード３によって排除される部位を除いて、外周面１２ｄから内周面１２ｃまで連続する層状部を形成している。

このような構成によって、金属ブレード３は、エラストマー層１２Ｂの内部で、エラストマー層１２Ｂと一体化している。

図５に示す金属ブレード３は、一例として、エラストマー層１２Ａの外周面１２ｂに当接するように配置されている。しかし、金属ブレード３および外周面１２ｂの間の少なくとも一部には、エラストマー層１２Ｂのみからなる層状部が形成されていてもよい。

本実施形態における金属ブレード３は、補強層Ｌ１１Ｂの内部のみに配置されているので、外層部Ｌ１１の内部において、溝１１ｃ以外の場所にのみ配置されている。

【００６３】

このようなチャンネルチューブ２０を製造するには、第１の実施形態と同様にして、内層チューブ１１が準備される。この後、例えば、押出成形によって、内層チューブ１１の外周面１１ｂおよび溝１１ｃ表面に緩衝層Ｌ１１Ａが形成される。

この後、外周面１２ｂに金属ブレード３を配置した状態で、押出成形によってエラストマー層１２Ｂが形成される。

このようにして、チャンネルチューブ２０が製造される。

【００６４】

チャンネルチューブ２０によれば、内層チューブ１１における溝１１ｃの断面形状がＶ字状である点と、金属ブレード３が緩衝層Ｌ１１Ａを間に挟んで、補強層Ｌ１１Ｂ中に配置されている点と、エラストマー層１２Ａ、１２Ｂの材質が異なるため、外層部Ｌ１１が少なくとも２層からなる点と、が異なる。

しかし、溝１１ｃの溝形状がＶ字状であっても、溝幅、深さ、旋回ピッチなどを適宜調整することによって、内層チューブ１と同等の可撓性を有する内層チューブ１１が形成できる。しかも内層チューブ１１の材料よりも軟質なエラストマー層１２Ａによって、溝１１ｃが埋められており、緩衝層Ｌ１１Ａよりも外側に、金属ブレード３を有する補強層Ｌ１１Ｂが積層されている。

このため、本実施形態のチャンネルチューブ２０によれば、第１の実施形態と同様にして、可撓性と耐キンク性を維持しつつ、内周部の摩耗を低減することができる。

【００６５】

特に、本実施形態では、内層チューブ１１の外周面１ｂ上にもエラストマー層１２Ａが配置されているので、エラストマー層１２Ａの変形によるクッション性が外周面１ｂ上にも付与される。このため、溝１１ｃ上の金属素線に加えて、外周面１ｂ上の金属素線にも、処置具からの外力が伝達されにくくなる。この結果、さらに内周面１ａの摩耗を低減することができる。

チャンネルチューブ２０によれば、緩衝層Ｌ１１Ａを備えるので、外部から補強層Ｌ１１Ｂに作用する外力が、金属ブレード３によって分散された後、エラストマー層１２Ａのクッション性によってさらに分散されるとともに応力が緩和される。このため、外部からチャンネルチューブ２０に作用する押圧力も内層チューブ１１に伝達されにくくなる。このため、チャンネルチューブ２０の外側から押圧力が加わった状態で、処置具の摺動が行われる場合にも、内周面１ａに摺動する処置具等の硬質部材による局所的な摩耗を低減することができる。

【００６６】

さらに、チャンネルチューブ２０では、溝１１ｃを埋めるエラストマー樹脂の種類と、金属ブレード３を配置するエラストマー樹脂の種類とを、互いに変える。このため、例えば、エラストマー層１２Ａとして、より軟質の材料を用いることによって、緩衝効果を向

上させることができる。エラストマー層１２Ｂとして、より硬質の材料を用いることによって、最外部の強度を向上させることができる。

【００６７】

さらに、チャンネルチューブ２０は、エラストマー層１２Ａによって、内層チューブ１１の外周を被覆した後、金属ブレード３を配置して製造するので、製造バラツキなどによって金属ブレード３の一部が溝１１ｃ内に配置されてしまうことを防止できる。

【００６８】

［第１変形例］

本発明の第２の実施形態の変形例（第１変形例）の医療機器用チューブについて説明する。

図６は、本発明の第２の実施形態の変形例（第１変形例）の医療機器用チューブの構成例を示す模式的な部分断面図である。

【００６９】

図１に示すように、本変形例のチャンネルチューブ３０（医療機器用チューブ）は、第１の実施形態のチャンネルチューブ１０に代えて、第１の実施形態の内視鏡１００に用いることができる。

図６に示すように、チャンネルチューブ３０は、上記第２の実施形態の医療機器用チューブ２０の内層チューブ１１に代えて、内層チューブ２１を備える。

以下、第２の実施形態と異なる点を中心に説明する。

【００７０】

内層チューブ２１は、第２の実施形態における内層チューブ１１の溝１１ｃに代えて、溝２１ｃを備える。溝２１ｃは、旋回方向が互いに異なる２つの螺旋溝が交差して形成された網目状に形成されている。溝２１ｃの断面形状はＶ字状である。

２つの螺旋溝の旋回角は互いに異なっていてもよいが、図６に示す例では旋回角は互いに等しい。各螺旋溝の交差位置は、径方向に互いに対向する中心軸線Ｏに平行な直線上である。ただし、各螺旋溝の交差位置は、これには限定されない。

【００７１】

チャンネルチューブ３０は、チャンネルチューブ２０と内層チューブ２１における溝２１ｃの形状のみが異なるので、内層チューブ１１に代えて内層チューブ２１を準備する以外は、第２の実施形態と同様にして製造することができる。

【００７２】

チャンネルチューブ３０によれば、溝２１ｃの形状が異なる以外は、第２の実施形態のチャンネルチューブ２０と同様の作用を備える。

このため、本変形例のチャンネルチューブ３０によれば、第２の実施形態と同様にして、可撓性と耐キンク性を維持しつつ、内周部の摩耗を低減することができる。

【００７３】

なお、上記第１の実施形態では、金属ブレード３が内層チューブ１の外周面１ｂ上に配置された場合の例で説明した。しかし、第１の実施形態において、外周面１ｂと金属ブレード３との間に、エラストマー層２のみの層状部を形成することもできる。例えば、金属ブレード３を外周面１ｂから離して配置した状態で、エラストマー層２を形成したり、第２の実施形態と同様にしてエラストマー層２を２層に分けて形成したりすればよい。

このような構成によれば、金属ブレード３と外周面１ｂとの間に、エラストマー層２のみの緩衝層が形成されるので、第２の実施形態と同様、金属ブレード３と外周面１ｂとの間のエラストマー層２のクッション性によって、第２の実施形態と同様の作用を備える。

【００７４】

上記第２の実施形態の説明では、緩衝層Ｌ１１Ａが、溝１１ｃを埋め、かつ外周面１ｂを覆う場合の例で説明した。しかし、緩衝層Ｌ１１Ａは、溝１１ｃを埋めているだけでもよい。この場合、第１の実施形態と略同様の構成になるが、溝１１ｃを埋めるエラストマー樹脂と、金属ブレード３を含むエラストマー樹脂の材料の種類が異なるので、それぞれの用途に応じて、使用するエラストマー樹脂を最適化することができる。

【実施例】
【００７５】
次に、上述した第１、第２の実施形態および第１変形例に対応する医療機器用チューブの実施例１～３について、比較例１、２とともに説明する。
【００７６】
［実施例１］
実施例１は、上記第１の実施形態のチャンネルチューブ１０（図１参照）の実施例である。
実施例１における内層チューブ１は、内径が３．２ｍｍ、肉厚が０．４ｍｍの円筒チューブの外周面１ｂに、一条の螺旋溝からなる溝１ｃが形成されて構成された。
溝１ｃの断面形状は、半径が０．２ｍｍの半円とされた。溝１ｃの旋回ピッチは、０．８ｍｍとされた。
内層チューブ１の材料としては、ポリテトラフルオロエチレンが用いられた。
外層部Ｌ１の外周面１ｂからの厚さは、０．３ｍｍとされた。外層部Ｌ１の材料としては、フッ素ゴムが用いられた。
金属ブレード３は、直径０．１ｍｍのピアノ線が綾織りされて形成された。金属ブレード３の編み方の条件は、持ち数１、打ち数１６、３０ＰＰＩとされた。
【００７７】
実施例１のチャンネルチューブ１０は以下のようにして製作された。
内層チューブ１が準備された後、内層チューブ１にはプラズマ照射による表面処理が施された。この後、内層チューブ１の外周部に、金属ブレード３が配置された状態で、押出成形によって、層厚が０．３ｍｍとなるようにフッ素ゴムによって被覆された。金属ブレード３は、溝１ｃに入り込むことなく外周面１ｂの外側に配置された。
【００７８】
［実施例２］
実施例２は、上記第２の実施形態のチャンネルチューブ２０（図２参照）の実施例である。
実施例２における内層チューブ１１は、実施例１と同様の円筒チューブの外周面１ｂに溝１１ｃが形成されて構成された。
溝１１ｃの断面形状は、開口幅０．４ｍｍ、深さ０．２ｍｍの二等辺三角形とされた。溝１１ｃの旋回ピッチは、実施例１と同様、０．８ｍｍとされた。
緩衝層Ｌ１１Ａの外周面１１ｂの外径は、４．２ｍｍとされた。緩衝層Ｌ１１Ａの材料としては、シリコーンゴムが用いられた。
補強層Ｌ１１Ｂは、外周面１１ｂに積層された以外は、実施例１の外層部Ｌ１と同様に構成された。
【００７９】
実施例２のチャンネルチューブ２０は、内層チューブ１に代えて内層チューブ１１が用いられ、緩衝層Ｌ１１Ａが内層チューブ１１上に押し出し成形で形成された後、実施例１と同様にして、補強層Ｌ１１Ｂが形成された以外は、実施例１と同様にして製造された。
【００８０】
［実施例３］
実施例３は、上記第１変形例のチャンネルチューブ３０（図３参照）の実施例である。
実施例３のチャンネルチューブ３０は、内層チューブ１１に代えて、溝２１ｃを有する内層チューブ２１が用いられた以外は、実施例２と同様に構成された。
溝２１ｃの断面形状は、開口幅０．２ｍｍ、深さ０．２ｍｍの二等辺三角形とされた。溝２１ｃは、旋回ピッチが０．８ｍｍで、互いに反対回りの２つの螺旋溝から形成された。
実施例３のチャンネルチューブ３０は、内層チューブ１１に代えて内層チューブ２１が用いられた以外は、実施例２と同様にして製造された。
【００８１】

［比較例１］
比較例１は、実施例１において、溝１ｃが削除された例である。以下、実施例１と異なる点を中心に説明する。
図７は、比較例１の医療機器用チューブの構成例を示す模式的な部分断面図である。
図７に示すように、比較例１のチャンネルチューブ４０は、実施例１の内層チューブ１に代えて、内層チューブ３１を備える。
内層チューブ３１は、内径が３．２ｍｍ、肉厚が０．４ｍｍの円筒チューブとされた、内層チューブ３１の外周面３１ｂは平滑な円筒面とされた。このため、本実施例における外層部Ｌ３１（外層）は、外周面３１ｂから厚さ０．３ｍｍのフッ素ゴムからなるエラストマー層２と、外周面３１ｂに配置された実施例１と同様の金属ブレード３とによって構成された。
比較例１のチャンネルチューブ４０は、内層チューブ１に代えて内層チューブ３１が用いられた以外は、実施例１と同様にして製造された。
【００８２】
［比較例２］
図７に示すように、比較例２のチャンネルチューブ５０は、比較例１のチャンネルチューブ４０の内層チューブ３１に代えて、内層チューブ４１を備える。
内層チューブ４１は、肉厚が０．２ｍｍとされた以外は、比較例１の内層チューブ３１と同様に構成された。
比較例２のチャンネルチューブ５０は、内層チューブ３１に代えて内層チューブ４１が用いられた以外は、比較例１と同様にして製造された。
【００８３】
［評価］
実施例１～３、比較例１、２のチャンネルチューブの被検サンプルを用いて、耐摩耗性、可撓性、およびチャンネルチューブ外径の評価が行われた。
評価結果を、下記［表１］に示す。
【００８４】
【表１】

	評価結果		
	耐摩耗性	可撓性	総合評価
実施例1	○	○	○
実施例2	◎	○	○
実施例3	○	◎	○
比較例1	○	×	×
比較例2	×	○	×

【００８５】
［耐摩耗性］
鉗子等の処置具の挿脱による内層チューブの表面の摩耗量が小さいほど、チャンネルチューブは良好であると言える。そこで、湾曲した状態のチャンネルチューブの被検サンプルに、鉗子を繰り返し挿脱する試験が行われた後、摩耗部位の摩耗量が評価された。
図８は、耐摩耗性評価の試験方法を示す模式図である。
【００８６】
耐摩耗性評価では、図８に示すように、被検サンプルＳは、曲率半径Ｒ＝９（ｍｍ）の

円柱状の巻き付け治具６０に、半周分巻き付けられて１８０°折り曲げられた状態で保持された。被検サンプルＳの湾曲部には、外径Ｄ＝１．６（ｍｍ）の円柱状の押圧治具６１が、押圧力Ｆ＝１（Ｎ）で押しつけられた。押圧治具６１は、被検サンプルＳの凸状の湾曲部の頂部において、被検サンプルＳの直線部と平行な方向に、巻き付け治具６０の中心に向かって押圧した。

このような状態で、被検サンプルＳの端部から、生検鉗子６２が挿入された。生検鉗子６２は、被検サンプルＳの湾曲部の範囲を３０ｍｍ／ｓｅｃの速さで往復するように挿脱動作が行われた。生検鉗子６２としては、ＦＢ－２５Ｋ（商品名；オリンパス（株）製）が用いられた。

生検鉗子６２の１往復を１回として、各被検サンプルＳを１００００回ずつ挿脱した。この後、被検サンプルＳは、輪切りにされ、顕微鏡を用いて生検鉗子６２による摩耗部位の摩耗量が測定された。

【００８７】

耐摩耗性の評価基準は、摩耗量が０．０１ｍｍ未満場合、「非常に良い」（［表１］では、「◎」（ｖｅｒｙ　ｇｏｏｄ））、０．０１ｍｍ以上０．０５ｍｍ未満の場合、「良い」（［表１］では、「○」（ｇｏｏｄ））、０．０５ｍｍ以上の場合、「不良」（［表１］では、「×」（ｎｏ　ｇｏｏｄ））とした。

【００８８】

［可撓性］

可撓性は、被検サンプルＳを三点曲げで屈曲させるのに必要な押し込み力量で評価された。

図９は、可撓性評価の試験方法を示す模式図である。

【００８９】

図９に示すように、両端支点を形成する目的で、半径５ｍｍの２個のプーリー６４Ａ、６４Ｂが間隔Ｌ２＝１００（ｍｍ）を開けて、互いに等しい高さに配置された。プーリー６４Ａ、６４Ｂの上に被検サンプルＳが乗せられた。プーリー６４Ａ、６４Ｂの中間に位置する部分に、上方からプッシュプルゲージ６５の接触部６５ａが接触された。接触部６５ａには、半径５ｍｍのプーリーが設けられている。プッシュプルゲージ６５は、２０ｍｍ／ｓｅｃの速さで、下方にストローク４０ｍｍで、押し込まれた。その際、プッシュプルゲージ６５によって押し込み力量のピーク値が計測された。

【００９０】

評価基準としては、押し込み力量のピーク値が０．６Ｎ未満の場合、非常に「良い」（［表１］では、「◎」（ｖｅｒｙ　ｇｏｏｄ））、０．６Ｎ以上０．７Ｎ未満の場合、「良い」（［表１］では、「○」（ｇｏｏｄ））、０．７Ｎ以上の場合、「不良」（［表１］では、「×」（ｎｏ　ｇｏｏｄ））とした。

【００９１】

［評価結果］

［表１］に示すように、実施例１～３の評価結果は、耐摩耗性および可撓性がいずれも「○」または「◎」であったので、総合評価は、「良い」（［表１］では、「○」（ｇｏｏｄ））とした。

耐摩耗性に関しては、特に実施例２が優れていた。実施例２は、金属ブレード３の内側に配置された緩衝層Ｌ１１Ａがクッション層の役目を果たしたので、実施例１よりも耐摩耗性が向上したと考えられる。

可撓性に関しては、内層チューブ２１の溝２１ｃが２つの螺旋溝が交差する構造（以下、二重螺旋溝と称する）とされた実施例３が特に優れていた。実施例３は、二重螺旋溝を形成したことで、溝の本数および体積が増えた結果、湾曲しやすくなり、実施例１～２よりも可撓性が向上したと考えられる。

【００９２】

以上、本発明の好ましい各実施形態を、各実施例とともに説明したが、本発明はこの実施形態および各実施例に限定されることはない。本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、構成

の付加、省略、置換、およびその他の変更が可能である。
　また、本発明は前述した説明によって限定されることはなく、添付の特許請求の範囲によってのみ限定される。
【符号の説明】
【００９３】
１、１１、２１、３１　内層チューブ
１ａ　内周面
１ｂ、１１ｂ　外周面
１ｃ、１１ｃ、２１ｃ　溝
２、１２Ａ、１２Ｂ　エラストマー層
３　金属ブレード（ブレード）
３ａ　金属素線（金属線）
１０、２０、３０　チャンネルチューブ（医療機器用チューブ）
１００　内視鏡（医療機器）
１０６　処置具挿入部
Ｌ１、Ｌ１１、Ｌ３１　外層部（外層）
Ｌ１１Ａ　緩衝層（外層における最も内側の層）
Ｌ１１Ｂ　補強層（外層における最も内側の層以外の層）
Ｏ　中心軸線
Ｔ　処置具

【図１】

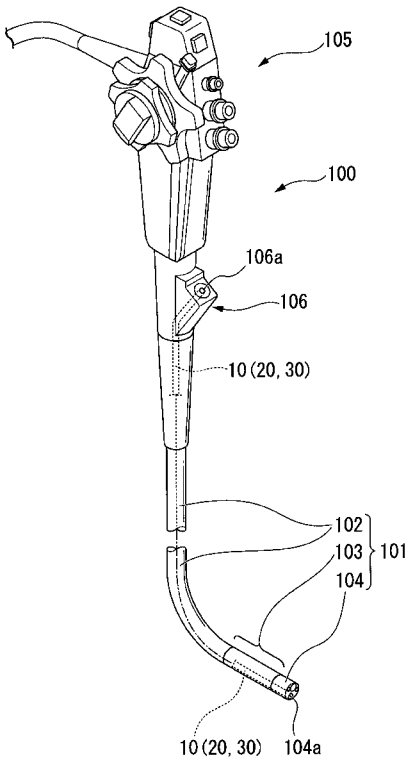


図1

【図２】

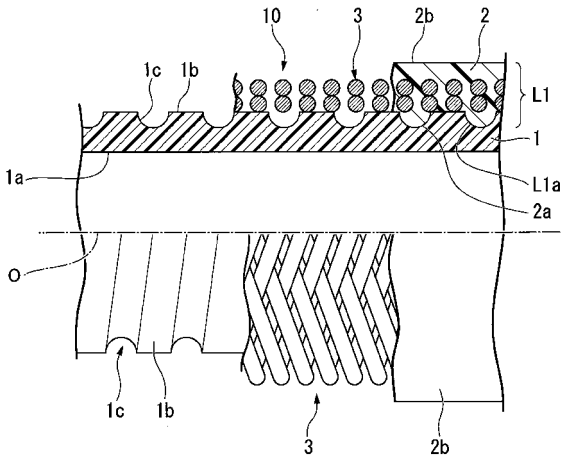


図2

【図３】

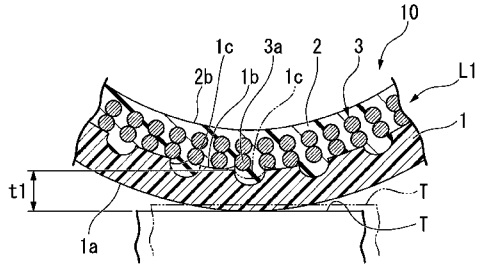


図3

【図４】

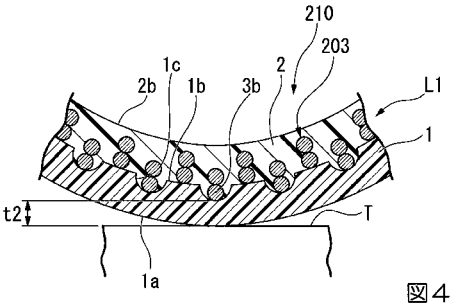


図4

【図５】

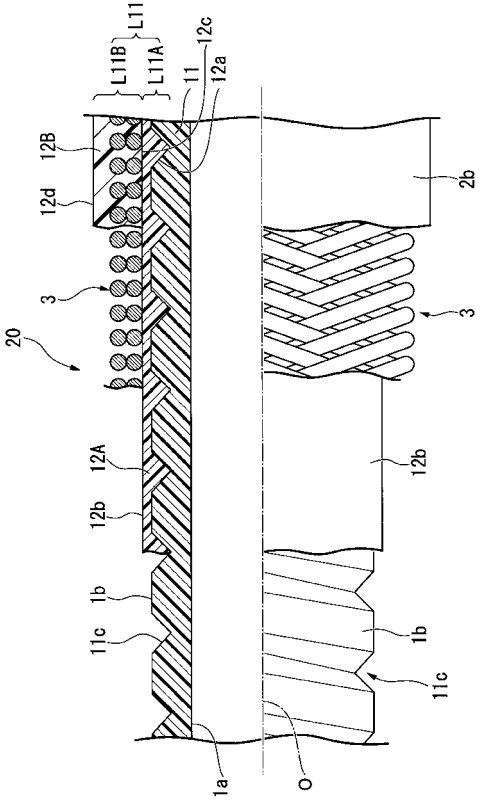


図5

【図６】

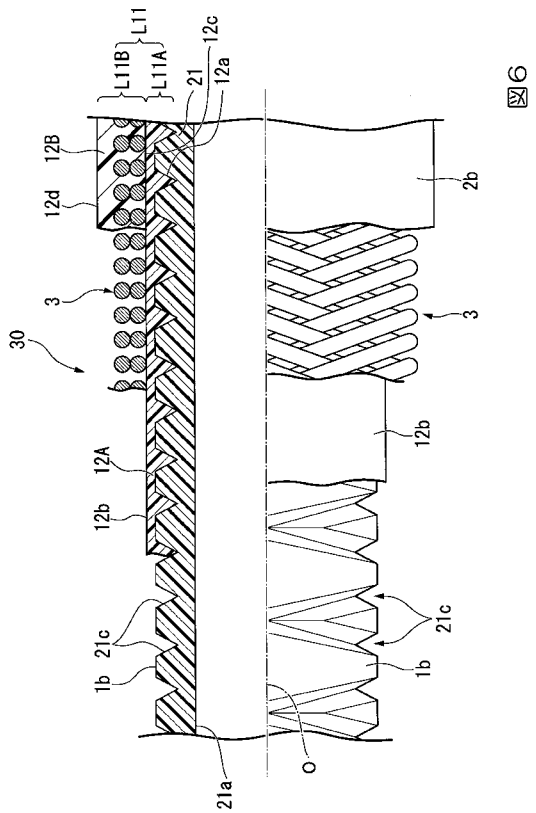


図6

【図７】

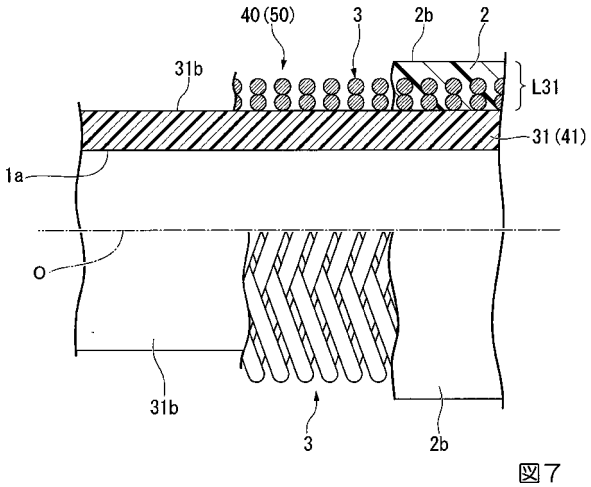


図7

【図８】

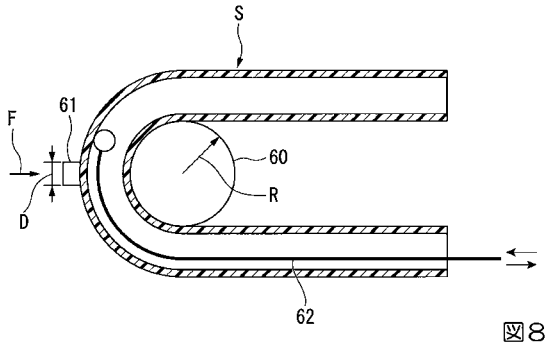


図8

【図９】

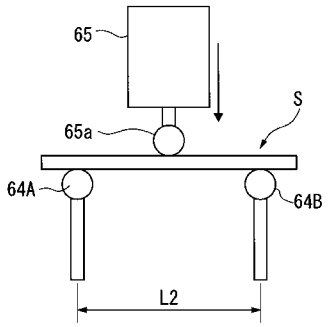


図9

フロントページの続き

Ｆターム(参考) 4C161 DD03 FF32 FF43 JJ01 JJ03 JJ06