(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2006-130098
(P2006-130098A)
(43)公開日　平成18年5月25日(2006.5.25)

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード（参考）
A61M 25/08	(2006.01)	A61M 25/00	450R	4C167

審査請求 未請求　請求項の数 7　OL　（全 12 頁）

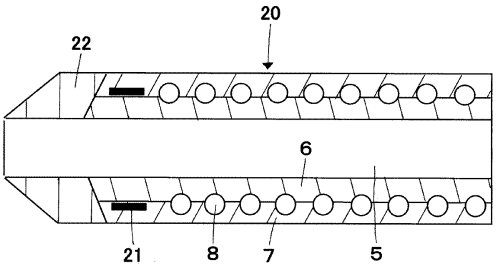
(21)出願番号　特願2004-323033 (P2004-323033)
(22)出願日　平成16年11月8日 (2004.11.8)

(71)出願人　000109543
テルモ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４４番１号
(72)発明者　早場　亮一
静岡県富士宮市舞々木町１５０番地　テルモ株式会社内
(72)発明者　八木　宏
静岡県富士宮市舞々木町１５０番地　テルモ株式会社内
(72)発明者　相馬　克明
静岡県富士宮市舞々木町１５０番地　テルモ株式会社内

Fターム(参考)　4C167 AA15 BB12 BB13 BB63 GG04 GG05 GG06 GG07 GG08 GG34 HH04

(54)【発明の名称】イントロデューサーシース

(57)【要約】
【課題】挿入する血管が蛇行していても折れ曲がり（キンク）が生じにくいイントロデューサーシースを提供する。
【解決手段】本発明のイントロデューサーシース１は、内層チューブ６と、内層チューブ６の外面を覆う外層チューブ７とで構成されており、内層チューブ６と外層チューブ７の層間に螺旋状の中空部８が設けられているシースチューブ２０を有する。そして、螺旋状の中空部８の先端側にX線不透過性マーカー２１が設けられており、シースチューブ２０の先端側に先端チップ２２が接合されている。
【選択図】図４



【特許請求の範囲】
【請求項１】
内層チューブと、
前記内層チューブの外面を覆う外層チューブとで構成されており、
前記内層チューブと外層チューブの層間に螺旋状の中空部が設けられているシースチューブを有することを特徴とするイントロデューサーシース。
【請求項２】
前記内層チューブが、ポリオレフィン、ポリアミド、ポリウレタン、ポリエステル、フッ素系樹脂のいずれかで形成されていることを特徴とする請求項１に記載のイントロデューサーシース。
【請求項３】
前記外層チューブが、ポリオレフィン、ポリアミド、ポリウレタン、ポリエステル、フッ素系樹脂のいずれかで形成されていることを特徴とする請求項１に記載のイントロデューサーシース。
【請求項４】
前記内層チューブと外層チューブが、同一の材料で形成されていることを特徴とする請求項１に記載のイントロデューサーシース。
【請求項５】
前記内層チューブと外層チューブの層間に接着層を有することを特徴とする請求項１に記載のイントロデューサーシース。
【請求項６】
前記シースチューブの先端側に先端チップが接合されることを特徴とする請求項１に記載のイントロデューサーシース。
【請求項７】
前記螺旋状の中空部の先端側にＸ線不透過性マーカーが設けられていることを特徴とする請求項１に記載のイントロデューサーシース。

【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、カテーテルを血管等の生体管腔に挿入するために用いられるイントロデューサーシースに関するものである。
【背景技術】
【０００２】
近年医療において、カテーテルと呼ばれる細長い中空管状の医療器具を用いて様々な形態の治療が行われている。このような治療方法としては、カテーテルの長尺性を利用して直接患部に薬剤を投与する方法、加圧によって拡張するバルーンを先端に取り付けたカテーテルを用いて血管内の狭窄部を押し広げて開く方法、先端部にカッターが取り付けられたカテーテルを用いて患部を削り取って開く方法、逆にカテーテルを用いて動脈瘤や出血箇所あるいは栄養血管に詰め物をして閉じる方法などがある。あるいはまた、血管内の狭窄部を開口した状態に維持するために、側面が網目状になっている管形状をしたステントをカテーテルを用いて血管内に埋め込んで留置する治療方法などがある。
【０００３】
このようなカテーテルを血管に挿入する一手段として、イントロデューサーシースを用いたセルジンガー法という血管確保の方法がある。この方法では、留置針のごとき穿刺針を経皮的に血管に刺し込み、穿刺針の外管に後端からガイドワイヤを挿入する。次に、穿刺針を抜き取り、ガイドワイヤに沿って、イントロデューサーシースの細長い中空管状体であるシースチューブを経皮的に挿入する。この時シースチューブ内にはダイレータが挿入・セットされている。これにより経皮挿入口を広げてからガイドワイヤおよびダイレー

タを抜き取り、その後シースチューブを通してカテーテルを挿入する。
【０００４】
このようなイントロデューサーシースのシースチューブは、従来フッ素樹脂、ポリエチレン樹脂、ポリプロピレン樹脂、ポリエステル系エラストマー等で形成されていた（特許文献１参照）。しかし、これらの材料で形成されたシースチューブは、穿刺抵抗を小さくする目的で肉薄なものとすると、シースチューブ自身が脆弱になり、挿入する血管が蛇行している場合、シースチューブに折れ曲がり（キンク）が生じ、その後のカテーテルの挿入や操作が困難になることがあった。
【０００５】
【特許文献１】特開平１１－２９９８９７号公報
【発明の開示】
【発明が解決しようとする課題】
【０００６】
そこで、本発明の目的は、挿入する血管が蛇行していても折れ曲がり（キンク）が生じにくいイントロデューサーシースを提供することにある。
【課題を解決するための手段】
【０００７】
このような目的は、下記（１）～（７）の本発明により達成される。
【０００８】
（１）内層チューブと、
前記内層チューブの外面を覆う外層チューブとで構成されており、
前記内層チューブと外層チューブの層間に螺旋状の中空部が設けられているシースチューブを有することを特徴とするイントロデューサーシース。
【０００９】
（２）前記内層チューブが、ポリオレフィン、ポリアミド、ポリウレタン、ポリエステル、フッ素系樹脂のいずれかで形成されていることを特徴とする（１）に記載のイントロデューサーシース。
【００１０】
（３）前記外層チューブが、ポリオレフィン、ポリアミド、ポリウレタン、ポリエステル、フッ素系樹脂のいずれかで形成されていることを特徴とする（１）に記載のイントロデューサーシース。
【００１１】
（４）前記内層チューブと外層チューブが、同一の材料で形成されていることを特徴とする（１）に記載のイントロデューサーシース。
【００１２】
（５）前記内層チューブと外層チューブの層間に接着層を有することを特徴とする（１）に記載のイントロデューサーシース。
【００１３】
（６）前記シースチューブの先端側に先端チップが接合されることを特徴とする（１）に記載のイントロデューサーシース。
【００１４】
（７）前記螺旋状の中空部の先端側にＸ線不透過性マーカーが設けられていることを特徴とする（１）に記載のイントロデューサーシース。
【発明の効果】
【００１５】
本発明のイントロデューサーシースは、内層チューブと、前記内層チューブの外面を覆う外層チューブとで構成されており、前記内層チューブと外層チューブの層間に螺旋状の中空部が設けられているシースチューブを有することを特徴とするため、挿入する血管が蛇行していても折れ曲がり（キンク）が生じにくい。
【００１６】

また、前記内層チューブと外層チューブが、同一の材料で形成されていることを特徴とする場合は、内外層の層間を容易に融着できるため、層間剥離が生じることなく安全である。

【００１７】

また、前記内層チューブと外層チューブの層間に接着層を有することを特徴とする場合は、内層チューブと外層チューブの材質が異なっていても内外層の層間の接着力が向上するため、層間剥離が生じることなく安全である。

【００１８】

また、前記シースチューブの先端側に先端チップが接合されることを特徴とする場合は、血液等の体液が、シースチューブの先端から螺旋状の中空部内に入り込むのを防止できるので安全である。

【００１９】

また、前記フィラメントの先端側にＸ線不透過性マーカーが設けられている場合は、シースチューブの先端の位置をＸ線透視下で容易に確認することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２０】

以下、本発明のイントロデューサーシースを添付図面に示す好適構成例に基づいて詳細に説明する。

【００２１】

＜第１実施形態＞

図１は、本発明のイントロデューサーシースの第１実施形態を示す全体図、図２は、図１のイントロデューサーシースのシースチューブを示す縦断面図、図３は、本発明のイントロデューサーシースの製造方法を示す縦断面図である。以下、図１ないし図３中の右側を「基端」、左側を「先端」として説明する。

【００２２】

本発明のイントロデューサーシース１は、先端３と基端４を有する長尺の中空管状体であるシースチューブ２と、シースチューブ２の管腔５と連通する中空構造を有しており、なおかつシースチューブ２の基端４と接続しているハブ１１とを有している。

【００２３】

また、シースチューブ２は内層チューブ６と、内層チューブ６の外面を覆う外層チューブ７とで構成されており、内層チューブ６と外層チューブ７の層間には螺旋状の中空部８が設けられている。

【００２４】

内層チューブ６は、シースチューブ２の基端４から先端３まで全長にわたって延在しており、シースチューブ２の管腔５を形成している。このような内層チューブ６は、低摩擦材料で形成されているのが好ましい。その理由は、内層チューブ６の内面の摩擦力が低減され、そのことによりダイレータやカテーテルの管腔５への挿入や、管腔５からの引き抜き操作を容易に行うことができるからである。

【００２５】

内層チューブ６を形成する材料は特に限定されないが、例えば高密度ポリエチレン、ポリプロピレン等のポリオレフィン、ナイロン６６等のポリアミド、ポリウレタン、ポリエステル、ポリテトラフルオロエチレン、エチレン－テトラフルオロエチレン共重合体等のフッ素系樹脂などが挙げられる。

【００２６】

内層チューブ６の肉厚は特に限定されないが、例えば０．０１５～０．０５０ｍｍであるのが好ましい。肉厚が０．０５０ｍｍを超えると、シースチューブ２の外径が必然的に大きくなるため、血管に挿入する際の穿刺抵抗が大きくなり、患者に苦痛を与えることがある。また、肉厚が０．０１５ｍｍ未満の場合、内層チューブ６の内面の摩擦力が低減されない場合がある。

【００２７】

また、内層チューブ６の内面にシリコンなどを付与してもよい。これにより、内層チューブ６の内面は、摩擦力がさらに低減される。

【００２８】

図２に示すように、内層チューブ６の外面は、外層チューブ７で覆われている。

【００２９】

外層チューブ７を形成する材料は特に限定されないが、例えばポリエチレン、ポリプロピレン等のポリオレフィン、ナイロン１２等のポリアミド、ポリアミドエラストマー、ポリウレタン、ポリエチレンテレフタレート、ポリブチレンテレフタレート等のポリエステル、ポリエステルエラストマー、フッ素系樹脂等の各種樹脂材料、もしくはこれらの樹脂材料のうち２種類以上を混合したものが挙げられる。

【００３０】

外層チューブ７の肉厚は特に限定されないが、例えば０．０３～０．３０ｍｍであるのが好ましい。肉厚が０．３０ｍｍを超えると、シースチューブ２の外径も必然的に大きくなるため、血管に挿入する際の穿刺抵抗が大きくなり、患者に苦痛を与えることがある。また、肉厚が０．０３ｍｍ未満の場合、後述の螺旋状の中空部８が形成できないことがある。

【００３１】

また、外層チューブ７にＸ線不透過性材料からなる粒子を含有させても良い。Ｘ線不透過性材料を含有させることによって、Ｘ線透視下でのシースチューブ２の視認性が向上する。このようなＸ線不透過性材料としては、例えば、酸化ビスマス、硫酸バリウム等が挙げられる。

【００３２】

内層チューブ６と外層チューブ７は、同一の材料で形成しても良い。同一の材料で形成することにより、内外層の層間を容易に融着できるため、層間剥離が生じることなく安全である。

【００３３】

また、内層チューブ６と外層チューブ７の層間に接着層（図示せず）を有していても良い。接着層を設けることにより、内層チューブ６と外層チューブ７の材質が異なっていても内外層の層間の接着力が向上するため、層間剥離が生じることなく安全である。

【００３４】

接着層を形成する材料としては、内層チューブ６および外層チューブ７との接着性を有していれば特に限定されないが、例えば無水マレイン酸、アクリル酸、エポキシ基などで変性されたポリエチレン等の接着性ポリオレフィンが挙げられる。なお、接着層はこのような接着性ポリオレフィンのみで形成されていてもよく、また、後述の外層チューブ７を形成する材料と同一の材料を上記接着性ポリオレフィンに含有させることによって接着層を形成させて、外層チューブ７との接着性を向上させても良い。

【００３５】

接着層の肉厚は特に限定されないが、例えば０．０１５～０．０５０ｍｍであるのが好ましい。肉厚が０．０５０ｍｍを超えると、シースチューブ２の外径も必然的に大きくなるため、血管に挿入する際の穿刺抵抗が大きくなり、患者に苦痛を与えることがある。また、肉厚が０．０１５ｍｍ未満の場合、外層チューブ７に対する接着性を発揮し得ない場合がある。

【００３６】

なお、内層チューブ６と外層チューブ７の層間に接着層を設けず、内層チューブ６の外面に化学エッチングにより微小の凹凸を形成させて、外層チューブ７との接着性を向上させても良い。

【００３７】

図２に示すように、内層チューブ６と外層チューブ７の層間には、螺旋状の中空部８がほぼ等しい間隔のピッチで設けられている。

【００３８】

なお、本明細書においてピッチとは、図２に示すように螺旋状の中空部８を形成する隣接する巻回（巻き）と巻回（巻き）との間のシースチューブ２の長手方向における距離、すなわちシースチューブ２の長手方向における隣り合った巻回（巻き）と巻回（巻き）の間の長さを意味している。

【００３９】

螺旋状の中空部８のピッチは特に限定されないが、０．１～０．６ｍｍであるのが好ましい。ピッチが０．６ｍｍ以上であるとシースチューブ２自体の耐キンク性が不十分になり、シースチューブ２を蛇行した血管に挿入する際にキンクが生じやすくなる。また、ピッチが０．１ｍｍ以下であると、内層チューブ６と外層チューブ７との接着性（密着性）が低下するため、内層チューブ６と外層チューブ７との間に層間剥離が生じ易くなる。

【００４０】

螺旋状の中空部８の横断面形状は、例えば図２に示す円形のものの他に、偏平形状、すなわちリボン（帯状）状のものが挙げられる。

【００４１】

螺旋状の中空部８の横断面形状が円形のものである場合、その直径は０．０２～０．１５ｍｍであるのが好ましい。また、螺旋状の中空部８の横断面形状がリボン状のものである場合、その幅は０．１～１．０ｍｍ、厚さは０．０２～０．１０ｍｍであるのが好ましい。

【００４２】

螺旋状の中空部８の隣接する巻回と巻回の間には、内層チューブ６と外層チューブ７が侵入している。これにより螺旋状の中空部８は一定のピッチが保たれており、安定した耐キンク性を有している。

【００４３】

螺旋状の中空部８の先端は、シースチューブ２の先端３、すなわち内層チューブ６の先端よりも所定長基端側に位置しており、シースチューブ２の先端３に螺旋状の中空部８が存在していない部位が形成されている。これにより血液等の体液が、シースチューブ２の先端３から螺旋状の中空部８内に入り込むのを防止できる。

【００４４】

なお、図２においては螺旋状の中空部８はほぼ等しい間隔のピッチで設けられているがこれに限定されることなく、例えばシースチューブ２の長手方向においてピッチを変化させても良い。

【００４５】

シースチューブ２の長さは特に限定されないが、好ましくは３０～５００ｍｍであり、より好ましくは５０～３００ｍｍである。また、シースチューブ２の内径は特に限定されないが、好ましくは０．７～１０ｍｍであり、より好ましくは０．９～４．５ｍｍである。また、シースチューブ２の外径は特に限定されないが、好ましくは０．８～１１ｍｍであり、より好ましくは１．０～５．０ｍｍである。また、シースチューブ２の肉厚は特に限定されないが、好ましくは０．１～０．５ｍｍであり、より好ましくは０．１５～０．３ｍｍである。

【００４６】

また、シースチューブ２の先端３はテーパ形状になっている。これにより内腔５に挿入・セットされたダイレータ（図示せず）との段差が少なくなるため、血管に挿入する際の穿刺抵抗が少なく容易に血管を確保することができる。

【００４７】

また、本発明ではシースチューブ２、すなわち外層チューブ７の少なくとも先端側の外面に親水性高分子材料が付与されていることが好ましい。これにより、シースチューブ２の外面が、血液や生理食塩水等の液体に接触したときに潤滑性が発現し、シースチューブ２の摩擦抵抗が減少して、摺動性が一段と向上して、特に蛇行した血管への挿入性が一段と高まる。

【００４８】

このような親水性高分子材料は特に限定されないが、例えばセルロース系高分子物質（例えばヒドロキシプロピルセルロース）、ポリエチレンオキサイド系高分子物質（例えばポリエチレングリコール）、無水マレイン酸系高分子物質（例えば、メチルビニルエーテル－無水マレイン酸共重合体）、アクリルアミド系高分子物質（例えばアクリルアミド－グリシジルメタクリレート共重合体）、水溶性ナイロン等が挙げられる。

【００４９】

シースチューブ２の基端４には、管腔５と連通する中空構造を有するハブ１１が接続されている。図１においては、中空構造を有するハブ１１の先端部１２を、シースチューブ２の基端４の開口に挿入することで、ハブ１１の中空構造とシースチューブ２の管腔５が連通した状態で、ハブ１１の先端部１２とシースチューブ２の基端４が接続されている。このようなハブ１１を形成する材料は特に限定されないが、例えばポリエチレン、ポリプロピレン等のポリオレフィン、ポリアミド、ポリカーボネート、ポリスチレン等が挙げられる。

【００５０】

本発明のイントロデューサーシース１は、シースチューブ２の基端４とハブの先端部１２との接続に関わる構造としてさらに他の要素を含んでもよい。例えば図１においては、ハブ１１の先端部１２とシースチューブ２の基端４との接続部の外周に、シースチューブ２のキンクを防止する支持体１４が設けられている。このような支持体１４を形成する材料は特に限定されないが、例えばスチレン系エラストマー、オレフィン系エラストマー、ポリエステルエラストマー等の熱可塑性エラストマーが挙げられる。

【００５１】

また、本発明のイントロデューサーシース１は、ハブ１１の基端部１３に血液等の液体の漏出を防止するための弁体（図示せず）が設けられている。このような弁体を形成する材料は特に限定されないが、例えばシリコン、ラテックス、ブチルゴム、イソプレンゴム等が挙げられる。また弁体の構造として最も一般的なのは、一方の面と他方の面とで十字スリット状でかつ内部でのみ交差している弁体であるが、血液等の液体の漏出を防止できる限りその構造は特に限定されず、例えばＹ字スリットを多段重ねたものや、十字や一字スリットダックビル弁、その他公知の弁体であっても良い。

【００５２】

ハブ１１の側面には、ハブ１１の中空構造と外部とを連通する分岐部１５が形成されており、分岐部１５には、さらに中空管状体である分岐管１６の一方の端部が接続されている。分岐管１６の分岐部１５を接続されていない側の端部には三方活栓１７が取り付けられている。

【００５３】

本発明のイントロデューサーシース１のシースチューブ２は、例えば次のようにして製造することができる。まず、内層チューブ６を電線被覆成形により押出成形する。また、外層チューブ７を中空押出成形により中空の管状体として成形する。

【００５４】

次に図３に示すように、樹脂材料もしくは金属材料で形成されたフィラメント９を内層チューブ６の外周部に螺旋状に巻き付けていき、内層チューブ６の外面にフィラメント９を設ける。このとき、フィラメント９に所定の巻張力を与えながら、内層チューブ６の外面にフィラメント９をくい込ませて巻きつけていく。これにより、フィラメント９の巻回（巻き）により内層チューブ６が圧縮され、フィラメント９の隣接する巻回（巻き）と巻回（巻き）の間に内層チューブ６が侵入する。

なお、後述のフィラメント９を抜去する作業を容易にするため、フィラメント９の一端は内層チューブ６の基端より基部側にはみ出るようにする。そして、後述の外層チューブ７を被覆した際に、フィラメント９の一端がシースチューブ２の基端よりはみ出るようにする。

【００５５】

次に外層チューブ７を、前記のフィラメント９を巻き付けた内層チューブ６に被せる。

そして、外層チューブ７の外側に、例えばフッ素系樹脂よりなる熱収縮チューブを被せ、これを加熱して熱収縮させる。これにより、外層チューブ７が溶融して、フィラメント９の隣接する巻回（巻き）と巻回（巻き）との間に流入（侵入）し、内層チューブ６の外面に密着（接着）される。そして、熱収縮チューブを除去する。
なお、外層チューブ７の他の被覆方法としては、例えば押出成形法、ディッピング法等によりフィラメント９を巻き付けた内層チューブ６の外側に外層チューブ７を形成する材料を被覆することが挙げられる。

【００５６】

その後、シースチューブ２の基端４よりはみ出ているフィラメント９を引っ張って、内層チューブ６と外層チューブ７の層間よりフィラメント９を除去し、螺旋状の中空部８を形成させる。そして、内層チューブ６より電線を引き抜く。なお、フィラメント９を密（例えば０．１ｍｍ以下のピッチ）に巻き付けた場合、フィラメント９を抜去した後、シースチューブ２を長手方向に引っ張って螺旋状の中空部８のピッチを疎にしても良い。

【００５７】

次に、このようにして製造されたシースチューブ２に対し、その外表面の所定の箇所に親水性高分子材料を付与する。その後、シースチューブ２の先端３にテーパ加工を施し、その基端４にハブ１１を装着し、イントロデューサーシース１を製造する。

【００５８】

＜第２実施形態＞

図４は、本発明のイントロデューサーシースの第２実施形態のシースチューブを示す縦断面図である。

【００５９】

以下、この図を参照して本発明のイントロデューサーシースの第２実施形態について説明するが、前述した第１実施形態との相違点を中心に説明し、同様の事項はその説明を省略する。なお、図４の右側を「基端」、左側を「先端」として説明する。

【００６０】

本実施形態のシースチューブ２０は、螺旋状の中空部８の先端側にＸ線不透過性マーカー２１が設けられていること、およびシースチューブ２０の先端側に螺旋状の中空部８を有していない先端チップ２２が接合されていること以外は前記第１実施形態と同様である。

【００６１】

すなわち、本実施形態では螺旋状の中空部８の先端側にＸ線不透過性マーカー２１を設けることにより、シースチューブ２０の先端の位置をＸ線透視下で容易に確認することができる。このようなＸ線不透過性マーカー２１を形成する材料としては、例えば金、白金、タングステン、イリジウム等の各種金属材料、もしくはこれらの金属材料を含む合金等が挙げられる。

【００６２】

Ｘ線不透過性マーカー２１の形状は、例えば図４に示すような内層チューブ６を覆うバンド（管状体）に限定されず、例えば上記金属材料で形成された円形のフィラメントを、内層チューブ６の外面に螺旋状に巻き付けてＸ線不透過性マーカー２１を形成しても良い。

【００６３】

また、図４に示すようにＸ線不透過性マーカー２１の外面は外層チューブ７によって完全に覆われている。これにより、シースチューブ２０の外面に凹凸が生ずることがない。

【００６４】

また、本実施形態では、シースチューブ２０の先端側に螺旋状の中空部８を有していない先端チップ２２が接合されていることにより、血液等の体液が、シースチューブ２０の先端から螺旋状の中空部８内に入り込むのを防止できる。

【００６５】

このような先端チップ２２を形成する材料は特に限定されず、例えばポリエチレン、ポ

リプロピレン等のポリオレフィン、ナイロン１２等のポリアミド、ポリアミドエラストマー、ポリウレタン、ポリエチレンテレフタレート、ポリブチレンテレフタレート等のポリエステル、ポリエステルエラストマー、フッ素系樹脂等の各種樹脂材料、もしくはこれらの樹脂材料のうち２種類以上を混合したものが挙げられるが、後述のシースチューブ２０との融着を行うためには、外層チューブ７を形成する材料を含むことが好ましい。

【００６６】

また、先端チップ２２のシースチューブ２０への接合方法は特に限定されず、例えば接着や融着が挙げられる。

【００６７】

先端チップ２２の先端はテーパ形状になっている。これにより内腔５に挿入・セットされたダイレータ（図示せず）との段差が少なくなるため、血管に挿入する際の穿刺抵抗が少なく容易に血管を確保することができる。

【００６８】

また、先端チップ２２にＸ線不透過性材料からなる粒子を含有させても良い。Ｘ線不透過材料を含有させることによって、Ｘ線透視下での先端チップ２２の視認性が向上する。このようなＸ線不透過性材料としては、例えば、酸化ビスマス、硫酸バリウム等が挙げられる。

【００６９】

次に本発明を実施例により更に具体的に説明するが、本発明はこれら実施例に限定されるものではない。

【実施例１】

【００７０】

１．内層チューブの成形

内層チューブを形成する樹脂としてポリプロピレンを用いて、外径２．３２＿＿＿＿ｍｍの銅線に被覆して、内層チューブを成形した。チューブサイズは２．３２ｍｍ×２．４６ｍｍであった。

２．フィラメントの巻き付け

タングステンで形成された外径０．０６ｍｍのフィラメントを、巻きピッチ０．４ｍｍ、巻張力１００ｇで、前記内層チューブの外面に螺旋状に巻き付けた。この時、フィラメントの一端は内層チューブの基端より基端側にはみ出るようにした。

３．外層チューブの成形

外層チューブを形成する樹脂としてポリプロピレンを用いて、中空押出成形により外層チューブを成形した。チューブサイズは２．８５ｍｍ×２．９７ｍｍであった。

４．外層チューブの圧縮融着

前記外層チューブを、前記フィラメントを巻き付けた内層チューブの外側に被せた。そして、外層チューブの外側に、熱収縮チューブ（材質：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）を被せ、これを加熱して熱収縮させた。熱収縮チューブが冷却した後、外層チューブから熱収縮チューブを取り除いた。なお、この時、フィラメントの一端は外層チューブの基端よりはみ出ていた。

５．フィラメントの抜去

外層チューブの基端よりはみ出ているフィラメントを引っ張って、内層チューブと外層チューブの層間よりフィラメントを除去して、螺旋状の中空部を形成させた。その後、内層チューブ内の銅線を延伸して抜去し、得られたチューブを長手方向に引っ張って、本発明のシースチューブを完成させた。チューブサイズは２．１５ｍｍ×２．５８ｍｍであった。

【実施例２】

【００７１】

外径０．０５ｍｍのフィラメント（材質はタングステン）を用いたこと以外は、上記実施例１と同様の手順でシースチューブを作製した。チューブサイズは２．２２ｍｍ×２．５７ｍｍであった。

【実施例３】
【００７２】
外径０．０４ｍｍのフィラメント（材質はタングステン）を用いたこと以外は、上記実施例１と同様の手順でシースチューブを作製した。チューブサイズは２．２４ｍｍ×２．５７ｍｍであった。
【実施例４】
【００７３】
外径０．０７４ｍｍのフィラメント（材質はポリフッ化ビニリデン）を用いたこと以外は、上記実施例１と同様の手順でシースチューブを作製した。チューブサイズは２．２５ｍｍ×２．５９ｍｍであった。
【００７４】
（比較例１）
内層チューブと外層チューブの層間よりフィラメントを除去しないこと以外は、上記実施例１と同様の手順でシースチューブを作製した。チューブサイズは２．２９ｍｍ×２．６５ｍｍであった。
【００７５】
（比較例２）
内層チューブと外層チューブの層間よりフィラメントを除去しないこと以外は、上記実施例２と同様の手順でシースチューブを作製した。チューブサイズは２．２９ｍｍ×２．６３ｍｍであった。
【００７６】
（比較例３）
内層チューブと外層チューブの層間よりフィラメントを除去しないこと以外は、上記実施例３と同様の手順でシースチューブを作製した。チューブサイズは２．２８ｍｍ×２．６４ｍｍであった。
【００７７】
（比較例４）
内層チューブと外層チューブの層間よりフィラメントを除去しないこと以外は、上記実施例４と同様の手順でシースチューブを作製した。チューブサイズは２．２７ｍｍ×２．５８ｍｍであった。
【００７８】
（比較例５）
酸化ビスマスの微粉末を１５重量％配合したエチレン－テトラフルオロエチレン共重合体を用いて、中空押出成形によりシースチューブを作製した。チューブサイズは２．１７ｍｍ×２．４８ｍｍであった。
【００７９】
（比較例６）
比較例５と同様の手順で、チューブサイズ２．２０ｍｍ×２．６０ｍｍのシースチューブを作製した。
【００８０】
（チューブキンク試験）
実施例１～４および比較例１～６で作製したシースチューブを円柱状の金属棒に巻き付けて、シースチューブがキンクする最小直径を測定した（測定温度：２５℃）。結果を表１に示す。
【００８１】

【表１】

	最小直径
実施例１	６mm以下
実施例２	６mm以下
実施例３	６mm以下
実施例４	６mm以下
比較例１	１９mm
比較例２	２４mm
比較例３	３７mm
比較例４	４０mm
比較例５	２１mm
比較例６	１９mm

【００８２】
表１より、内層チューブと外層チューブの層間に螺旋状の中空部を設けることによって、シースチューブの耐キンク性が格段に向上したことが確認された。

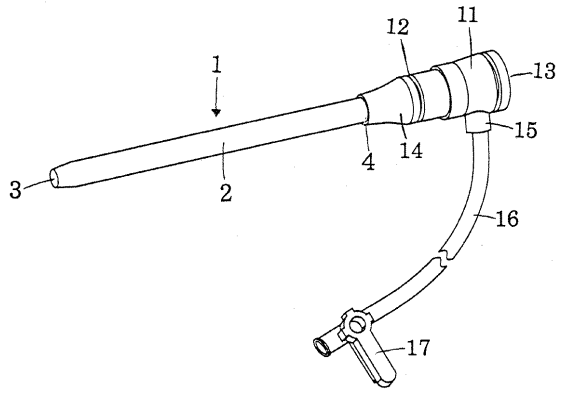
【図面の簡単な説明】

【００８３】
【図１】図１は、本発明のイントロデューサーシースの第１実施形態を示す全体図である。
【図２】図２は、図１のイントロチューサーシースのシースチューブを示す縦断面図である。
【図３】図３は、本発明のイントロデューサーシースの製造方法を示す縦断面図である。
【図４】図４は、本発明のイントロデューサーシースの第２実施形態のシースチューブを示す縦断面図である。

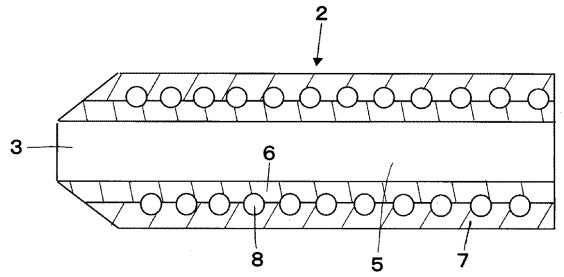
【符号の説明】

【００８４】
１、　　イントロデューサーシース
２、２０　　シースチューブ
３　　先端
４　　基端
５　　管腔
６　　内層チューブ
７　　外層チューブ
８　　螺旋状の中空部
９　　フィラメント
１１　　ハブ
１２　　先端部
１３　　基端部
１４　　支持体
１５　　分岐部
１６　　分岐管
１７　　三方活栓
２１　　Ｘ線不透過性マーカー
２２　　先端チップ

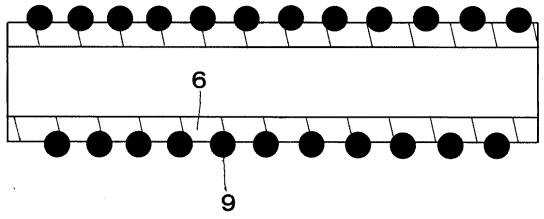
【図１】



【図２】



【図３】



【図４】

