

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5103176号

(P5103176)

(45) 発行日 平成24年12月19日(2012.12.19)

(24) 登録日 平成24年10月5日(2012.10.5)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 M 25/00 (2006.01)

A 6 1 M 25/00 3 0 6 Z

A 6 1 L 29/00 (2006.01)

A 6 1 L 29/00 W

請求項の数 12 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2007-521581 (P2007-521581)
 (86) (22) 出願日 平成17年7月12日(2005.7.12)
 (65) 公表番号 特表2008-506462 (P2008-506462A)
 (43) 公表日 平成20年3月6日(2008.3.6)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2005/024737
 (87) 国際公開番号 W02006/017309
 (87) 国際公開日 平成18年2月16日(2006.2.16)
 審査請求日 平成20年7月2日(2008.7.2)
 (31) 優先権主張番号 10/890,082
 (32) 優先日 平成16年7月13日(2004.7.13)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 500332814
 ボストン サイエントフィック リミテ
 ッド
 バルバドス国 クライスト チャーチ ヘ
 イスティングス ココナッツヒル #6
 ビー. オー. ボックス 1317
 (74) 代理人 100068755
 弁理士 恩田 博宣
 (74) 代理人 100105957
 弁理士 恩田 誠
 (72) 発明者 ガンダーソン、リチャード シー.
 アメリカ合衆国 55311 ミネソタ州
 メープル グローブ エイティセカンド
 アベニュー エヌ. 17778

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カテーテル

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

カテーテルシステムであって、

カテーテルと、

前記カテーテルに対して所定の空間を隔てて包囲するシースと、

前記カテーテルを少なくとも部分的に包囲するコイルとを備え、

前記コイルは、隣接する巻回部分が所定のピッチを持って離間するように形成されるとともに、前記カテーテルとシースとの間を流体がコイルの表面に沿って流れるように構成されることと、

前記コイルはさらに、第1材料からなる第1部分と、第1材料とは異なる第2材料からなる第2部分とを備え、

前記コイルの第2部分は、コイルの第1部分の内側に配置されることと、

前記カテーテルシステムは、植込み可能な医療用人工器官搬送システムにおいて内カテーテルとして使用できるように形成されることを特徴とするカテーテルシステム。

【請求項 2】

前記コイルは、前記カテーテルの外周と一体である請求項1に記載のカテーテルシステム。

【請求項 3】

前記コイルは、前記カテーテルの周囲にらせん状に巻き付けられる請求項1に記載のカテーテルシステム。

10

20

【請求項 4】

前記第 1 材料はポリマーを含む請求項 1 に記載のカテーテルシステム。

【請求項 5】

前記ポリマーは、ポリアミド、ポリウレタン、スチレンブロックコポリマーおよびこれらの混合物から選択される請求項 4 に記載のカテーテルシステム。

【請求項 6】

前記第 2 材料は金属または合金を含む請求項 1 に記載のカテーテルシステム。

【請求項 7】

前記第 2 材料は、ステンレス鋼、形状記憶合金、プラチナ、金およびこれらの組合せから選択される請求項 6 に記載のカテーテルシステム。

【請求項 8】

前記カテーテルシステムの軸線方向の長さに沿って、前記カテーテルおよびコイルの少なくとも一部を包囲するコーティングをさらに備える請求項 1 に記載のカテーテルシステム。

【請求項 9】

前記コーティングは、前記カテーテルの露出面および前記コイルの露出面と接触する請求項 8 に記載のカテーテルシステム。

【請求項 10】

前記コーティングは熱収縮コーティングである請求項 8 に記載のカテーテルシステム。

【請求項 11】

前記カテーテルと前記シースとの間に前記植込み可能な医療用人工器官をさらに備える請求項 1 に記載の植込み可能なカテーテルシステム。

【請求項 12】

前記コーティングは、ポリエステル、FEP、およびPTFEから選択される請求項 8 に記載のカテーテルシステム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、カテーテルならびにカテーテルに関連するシステムおよび方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

ステント等の医療器具を体内管腔へ搬送するためのシステムは周知である。そのようなシステムは、多くの場合、使用中に体外に留まる基端部分と体内に配置される先端部分とを備える。基端部分は、通常、使用時に操作者（例：医師）により把持されるハンドル部分を備え、先端部分は、カテーテルを包囲するシースを備え、カテーテルとシースの間にはステントが配置される。通常、操作者は、（例：ステントが閉塞箇所近接するように）管腔の所望の場所にシステムの先端部分を配置する。次に、操作者がシースを後退させることにより、ステントが閉塞箇所／管腔壁に係合できる。その後、操作者は、管腔からシステムの先端部分を取り除く。

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0003】**

本発明は、上記のような植込み可能な医療用人工器官搬送システムに使用できる改良されたカテーテルを提供するものである。

【課題を解決するための手段】**【0004】**

本発明は、カテーテルならびにカテーテルに関連するシステムおよび方法に関する。カテーテルは、植込み可能な医療用人工器官搬送システム（例：ステント搬送システム）に使用することが可能である。そのようなシステムは、例えば、治療対象の体内管（例：ヒトの動脈）内の所望の箇所において医療用人工器官（例：ステント）を搬送するために使

10

20

30

40

50

用可能である。

【 0 0 0 5 】

カテーテルは一般に、管材およびその管材を少なくとも部分的に包囲するコイルを備える。幾つかの実施例において、コイルは、第 2 部分の内側に配置される第 1 部分を備えることが可能であり、これら第 1 および第 2 部分は異なる材料から形成される。例えば、コイルの第 1 部分はワイヤ（例：金属または合金から形成されたワイヤ）の形態を取ってもよく、コイルの第 2 部分はポリマー（例：熱可塑性ポリマー）であってもよい。特定の実施例において、管材およびコイルを少なくとも部分的にシース（例：管材およびコイルの露出面に対して熱収縮するシース）で包囲することも可能である。

【 0 0 0 6 】

カテーテルは、高い圧縮抵抗力を有しつつ、植込み可能な医療用人工器官搬送システムに使用できるように十分な可撓性を備えることも可能である。このことにより、例えば、カテーテルは、医療用人工器官（例：ステント）を配置する際に、ほとんど若しくは全く圧縮されたり座屈を生じることがなく、医療用人工器官の留置における精度を高めることができる。

【 0 0 0 7 】

これに代えて、あるいは、これに加えて、カテーテルは、その周囲のシースとの間において良好に流体を流すことができるように設計することが可能であり、それによりシステムを治療対象（例：ヒト）の体内の所望部位へ搬送し、および／または、所望部位（例：ヒトの動脈）に医療用人工器官（例：ステント）を配置するために使用できる。

さらに、本発明は、カテーテルシステムに関し、このカテーテルシステムは、カテーテルと、前記カテーテルに対して所定の空間を隔てて包囲するシースと、前記カテーテルを少なくとも部分的に包囲するコイルとを備え、前記コイルは、隣接する巻回部分が所定のピッチを持って離間するように形成されるときに、前記カテーテルとシースとの間を流体がコイルの表面に沿って流れるように構成されることと、前記コイルはさらに、第 1 材料からなる第 1 部分と、第 1 材料とは異なる第 2 材料からなる第 2 部分とを備え、前記コイルの第 2 部分は、コイルの第 1 部分の内側に配置されることと、前記カテーテルシステムは、植込み可能な医療用人工器官搬送システムにおいて内カテーテルとして使用できるように形成されることとを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

本発明の他の態様、特徴、利点については、明細書、図面および請求項から明らかとなる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 9 】

図 1 - 3 は、カテーテル 1 2、カテーテル 1 2 を包囲するシース 1 4、およびカテーテル 1 2 とシース 1 4 との間に配置されるステント 3 2 を備える植込み可能な医療用人工器官搬送システム 1 0 を示す。搬送システム 1 0 は、体内管（例：ヒトの動脈）へ挿入できるように寸法が設定された先端部 1 6、および治療対象の体の外側に配置されて医師が操作する少なくとも 1 つのポート 5 0 および複数のルーメンを有する基端部 1 8 を備える。先の丸い端部（blunted end）2 2 を有するガイドワイヤ 2 0 は、例えば、大腿動脈を切開して体内管 2 4 へ挿入されて、位置決めするために透視法を用いて体内管 2 4 の狭窄部位 2 6（例：プラークにより狭窄している動脈）へ誘導される。ガイドワイヤ 2 0 が、体内管 2 4 の狭窄部位 2 6 に達すると、カテーテル 1 2、ステント 3 2 およびシース 1 4 は、ガイドワイヤ 2 0 の基端部上に配置される。カテーテル 1 2、ステント 3 2 およびシース 1 4 は、ガイドワイヤ 2 0 上を先端方向へ移動して、ステント 3 2 が体内管 2 4 の狭窄部位 2 6 近傍に配置されるように、体内管 2 4 内において位置決めされる。シース 1 4 が基端方向へ移動すると、ステント 3 2 が拡張して狭窄部位 2 6 に係合する。シース 1 4、カテーテル 1 2 およびガイドワイヤ 2 0 は、狭窄部位 2 6 に係合したステント 3 2 を残して体内管 2 4 から取り除かれる。

【 0 0 1 0 】

図4-6に示すように、カテーテル12は、コイル64に包囲された管材62を備える。カテーテル12はまた、管材62およびコイル64を包囲するコーティング72を備える。カテーテル12は、空間Sがカテーテル12とシース14との間に位置するように寸法が設定される(図4の拡大部分参照)。理論に縛られることなく、このような構成を有するカテーテル12は、ほとんど若しくは全く座屈を生じることなく(例:シース14が基端方向へ後退する時に)、高い圧縮抵抗力を示すことが可能であると考えられている。また、このような構成により、カテーテル12とシース14との間に適切に流体を流すことができると考えられている。

【0011】

コイル64は、外側部分66に包囲された内側部分68を有する。内側部分68は、例えば、金属、合金またはポリマー材料から形成されたワイヤであってもよい。金属としては、プラチナや金が含まれる。合金としては、金含有合金、プラチナ含有合金、ステンレス鋼および形状記憶合金が含まれる。形状記憶合金の例には、ニチノール、銀-カドミウム(Ag-Cd)、金-カドミウム(Au-Cd)、金-銅-亜鉛(Au-Cu-Zn)、銅-アルミニウム-ニッケル(Cu-Al-Ni)、銅-金-亜鉛(Cu-Au-Zn)、銅-亜鉛(Cu-Zn)、銅-亜鉛-アルミニウム(Cu-Zn-Al)、銅-亜鉛-スズ(Cu-Zn-Sn)、銅-亜鉛-キセノン(Cu-Zn-Xe)、鉄ベリリウム(Fe_3Be)、鉄プラチナ(Fe_3Pt)、インジウム-タリウム(In-Tl)、鉄-マンガン(Fe-Mn)、ニッケル-チタン-バナジウム(Ni-Ti-V)、鉄-ニッケル-チタン-コバルト(Fe-Ni-Ti-Co)、および銅-スズ(Cu-Sn)等の合金が挙げられる。他の形状記憶合金については、例えば、シェトスキーエル・マクドナルド著、「形状記憶合金」化学技術百科(第3版)、ジョン・ウィリー・アンド・サンズ社発行(1982年)、第20巻、726頁-736頁(Schetsky, L. McDonald, "Shape Memory Alloys", Encyclopedia of Chemical Technology (3rd ed.), John Wiley & Sons, 1982, vol. 20, pp. 726-736)を参照のこと。ポリマー材料の例には、ナイロン、熱可塑性ポリエステルエラストマー(例:Hytrell(登録商標))、コポリエステルエラストマー(例:Arnitel(登録商標)コポリエステルエラストマー)、ポリエーテル-ブロックコ-ポリアミドポリマー(例:PEBAX(登録商標))および高密度ポリエチレン(HDPE)が含まれる。

【0012】

外側部分66は、例えば、プラスチック(例:熱可塑性プラスチック)等のプラスチック材料であってもよい。ポリマー材料の例には、ポリアミド、ポリウレタン、スチレンブロックコポリマー、ナイロン、熱可塑性ポリエステルエラストマー(例:Hytrell(登録商標))、コポリエステルエラストマー(例:Arnitel(登録商標)コポリエステルエラストマー)、ポリエーテル-ブロックコ-ポリアミドポリマー(例:PEBAX(登録商標))およびHDPEが含まれる。幾つかの実施例において、外側部分66は、管材62の外面と一体になっていてもよい。このことにより、例えば、管材62に対してコイル64の位置を一定に保つことができる。

【0013】

幾つかの実施例において、コイル64は、隣接する巻線間のピッチP(図5A参照)が、例えば、約0.005インチ(約0.00127cm)(例:少なくとも約0.01約インチ(約0.0254cm)、少なくとも約0.05インチ(約0.127cm))、および/または、多くとも約0.1インチ(約0.254cm)(例:多くとも約0.075インチ(約0.191cm)、多くとも約0.06インチ(約0.152cm))を有する、らせん状コイルであってもよい。特定の実施例において、コイル64のピッチPは、約0.005インチ(約0.00127cm)~約0.1インチ(約0.254cm)(例:約0.01約インチ(約0.0254cm)~約0.06インチ(約0.152cm)、約0.05インチ(約0.127cm)~約0.06インチ(約0.152cm))である。幾つかの実施例において、コイル64は、断面において、少なくとも約0.

10

20

30

40

50

0.02 インチ (約 0.00508 cm (例: 少なくとも約 0.004 インチ (約 0.0102 cm))) および / または 多くとも約 0.01 インチ (約 0.0254 cm) (例: 多くとも約 0.005 インチ (約 0.0127 cm)) の直径 D (図 5 B 参照) を有する円形をなす。例えば、特定の実施例において、コイル 64 の直径 D は、約 0.002 インチ (約 0.00508 cm) ~ 約 0.1 インチ (約 0.254 cm) (例: 約 0.004 インチ (約 0.0102 cm) ~ 約 0.006 インチ (約 0.0152 cm)、約 0.005 インチ (約 0.0127 cm)) であってもよい。

【0014】

コーティング 72 は、管材 62 およびコイル 64 の露出した外面に接着可能な材料から形成される。そのような材料の例には、熱収縮性材料やポリエーテル - ブロックコ - ポリアミドポリマー (例: PEBAX (登録商標)) およびナイロン等のポリマー材料が含まれる。熱収縮性材料の例には、架橋ポリエチレン、熱収縮性ポリエステル (例: PET)、熱収縮性フッ化エチレン (FEP)、熱収縮性ポリテトラフルオロエチレン (PTFE) が含まれる。幾つかの実施例において、コーティング 72 は、シース 14 およびステント 32 に対してカテーテル 12 の移動を補助するために、添加剤 (例: フルオロポリマー、シリコン、超高分子量ポリエチレン、オイル、またはこれらのブレンド) を含む。特定の実施例において、コーティング 72 の厚さ T (図 5 B 参照) は、少なくとも約 0.001 インチ (約 0.00254 cm) (例: 少なくとも約 0.002 インチ (約 0.00508 cm)) および / または 多くとも約 0.01 インチ (約 0.0254 cm) (例: 多くとも約 0.008 インチ (約 0.0203 cm)) である。幾つかの実施例において、コーティング 72 の厚さ T は、約 0.001 インチ (約 0.00254 cm) ~ 約 0.01 インチ (約 0.0254 cm) (例: 約 0.002 インチ (約 0.00508 cm) ~ 約 0.008 インチ (約 0.0203 cm)、約 0.006 インチ (約 0.0152 cm)) である。

【0015】

ステント 32 は通常、形状記憶合金から形成される。形状記憶合金の例には、コイル 64 の内側部分 68 に関して上述したものが含まれる。

管材 62 は通常、ポリマー材料から形成される。ポリマー材料の例には、ポリエーテル - ブロックコ - ポリアミドポリマー (例: PEBAX (登録商標))、コポリエステルエラストマー (例: Arnitel (登録商標) コポリエステルエラストマー)、熱可塑性ポリエステルエラストマー (例: Hytrel (登録商標))、熱可塑性ポリウレタンエラストマー (例: Pellethane (商標))、ポリオレフィン (例: Marlex (登録商標) ポリエチレン、Marlex (登録商標) ポリプロピレン)、HDPE、低密度ポリエチレン (LDPE)、ポリアミド (例: Vestamid (登録商標))、およびこれらの材料の組合せが含まれる。

【0016】

シース 14 は通常、ポリマー材料から形成される。ポリマー材料の例には、管材 62 に関して上述したものが含まれる。幾つかの実施例において、シース 14 は、カテーテル 12 およびステント 32 に対してシース 14 の移動を補助するために、添加剤 (例: フルオロポリマー、シリコン、超高分子量ポリエチレン、オイル、またはこれらのブレンド) を含む。

【0017】

図 4 において、システム 10 は、管材 62 と一体のバンパー 70 および管材 62 と一体のチップ 61 をさらに備えることも可能である。バンパー 70 により、シース 14 が基端方向へ後退する時にステント 32 が基端方向へ移動することを防止でき、チップ 61 により、(例: システム 10 が体内管 24 内でガイドワイヤ 20 上を先端方向へ移動する際に) 体内管 24 内でシステム 10 の位置決めを補助することができる。幾つかの実施例において、バンパー 70 は、ポリエーテル - ブロックコ - ポリアミドポリマー (例: PEBAX (登録商標)) や熱可塑性ポリウレタンエラストマー (例: Pellethane (商標)) 等のポリマー材料から形成される。特定の実施例において、バンパー 70 は、ステ

10

20

30

40

50

ンレス鋼、ニチノールおよび／またはプラチナ等の金属または合金から形成される。チップ61は通常、比較的軟質のポリマー材料から形成される。

【0018】

カテーテル12は通常、必要に応じて用意することが可能である。幾つかの実施例において、カテーテル12は以下のように用意することが可能である。

コイル64の横断面に類似する横断面を有するモノフィラメントを用意する。図7は、モノフィラメント100を形成するための引抜き成形法(pultrusion process)を示す。スプール112に巻き付けられた金属製フィラメント114(例:ステンレス鋼ワイヤ)は、開口部122を有するダイ120を通過して、押出し機118によりフィラメント114に向かって送り出された流動性ポリマー材料116(例:溶融熱可塑性ポリマー)を通り抜けて引っ張られる。ダイ120から排出されると、モノフィラメント100はスプール101に巻き取られる。引抜き成形法は、例えば、米国特許第4530855号明細書、同第4861621号明細書、同第4862922号明細書、同第5607531号明細書および同第5614139号明細書に開示されている。引抜き成形法を行うための装置は、例えば、米国ユタ州ソルトレイク市に所在のエンテックコンポジットマシーンス社(Entec Composite Machines, Salt Lake City, UT(USA))および英国エセックス州に所在のパルトレックス社(Pultrux, Essex(UK))より販売されている。

【0019】

モノフィラメント100はコイル状に形成される。図8に示すように、モノフィラメント100をコイル状に形成する方法の一実施例において、モータ132によりマンドレル102を回転させて、そのマンドレル102に沿ってモノフィラメント100を巻き付ける。モノフィラメント100は、主テンションプリー134および片持ちプリー136を介してマンドレル102に巻き付けられる。マンドレル102は通常、所望のコイル長よりも数インチ(例:約2インチ(約5.08cm))長い。フィラメントを巻付ける方法は、例えば、米国特許第5335167号明細書および同第5601599号明細書に開示されている。フィラメントを巻付ける装置は、例えば、英国エセックス州に所在のパルトレックス社(Pultrux, Essex(UK))より販売されている。巻き付けられたモノフィラメント100がマンドレル102から取り外されて、コイル64が完成する(図9参照)。

【0020】

管材62が支持部材150の周囲に配置されて、コイル64が管材62の周囲に配置されると、巻き付けられたフィラメント100は管材62と一体に形成されるため、コイル64を巻き付けた管材62が完成する(上記説明を参照)。図10は、支持部材150の周囲に配置された管材62を示す。支持部材150は、続く処理において管材62が移動することを防止する。コイル64は、管材62の周囲に配置されると、エネルギー(例:熱、紫外線、赤外線(IR))を受けることにより管材62と一体に形成される。幾つかの実施例において、コイル64の外側材料66は熱可塑性材料であり、外側材料66が管材62に対して溶接されるように、ヒートガンで外側材料66を加熱してコイル64を管材62と一体に形成することも可能である。

【0021】

コーティング材料は、管材62およびコイル64の周囲に配置され加工されてコーティング72を形成する(上記説明を参照)。図11は、熱収縮管152を管材62およびコイル64の周囲に配置する実施例を示す。熱収縮管152は、放射物(例:熱、紫外線、赤外線)を受けることにより収縮して、管材62およびコイル64の露出した外面に接着してコーティング72を形成する。

【0022】

特定の実施例について述べてきたが、他の実施例も可能である。

一例として自己拡張型のステントを備えるシステムについて述べてきたが、そのようなシステムに、他の植込み可能な医療用人工器官を使用することも可能である。例えば、植

10

20

30

40

50

込み可能な医療用人工器官は、バルーン拡張型の植込み可能な医療用人工器官（例：バルーン拡張型ステント）であってもよい。そのようなシステムにおいて、内側カテーテル１２は通常、搬送時に植込み可能な医療用人工器官が露出する領域において拡張可能なバルーンを備える。植込み可能な医療用人工器官の他の例には、ステントグラフトおよびフィルタ（例：動脈フィルタ、静脈フィルタ）が含まれる。

【００２３】

また、別の例としては、カテーテル１２がコーティング７２を有する実施例について述べてきたが、幾つかの実施例において、カテーテル１２はコーティング７２を備えていない。

【００２４】

さらに、別の例としては、カテーテル１２が２つの異なる（内側および外側）層から形成されたコイル６４を有する実施例について述べてきたが、特定の実施例において、コイル６４は単一部分から形成されてもよく、あるいは、コイル６４は、２つ以上の部分（例：３層、４層、５層、６層、７層、８層、９層、１０層）から形成されてもよい。任意で、これらの部分は層状をなしてもよい。

【００２５】

さらに他の例として、コイル６４が円形の横断面を有する実施例について述べてきたが、幾つかの実施例において、コイル６４は、非円形の横断面（例：半円形状の横断面、矩形状の横断面、六角形状の横断面、五角形状の横断面、八角形状の横断面）を有することが可能である。このような形状は、例えば、対応する形状を有する内側部分（例：対応する形状のワイヤ）を使用して形成することが可能である。一例としては、内側部分６８が矩形状の横断面を有する実施例において、その横断面の幅は、例えば、少なくとも約０．００１インチ（約０．００２５４ｃｍ）（例：少なくとも約０．００４インチ（約０．０１０２ｃｍ））および／または多くとも約０．０１インチ（約０．０２５４ｃｍ）（例：多くとも約０．００８インチ（約０．０２０３ｃｍ））であってもよく、また、その横断面の長さは、例えば、少なくとも約０．００１インチ（約０．００２５４ｃｍ）（例：少なくとも約０．００４インチ（約０．０１０２ｃｍ））および／または多くとも約０．０５インチ（約０．１２７ｃｍ）（例：多くとも約０．０３インチ（約０．０７６２ｃｍ））であってもよい。他の例としては、内側部分６８が半円形状の横断面を有する実施例において、その横断面は、少なくとも約０．００１インチ（約０．００２５４ｃｍ）（例：少なくとも約０．００４インチ（約０．０１０２ｃｍ））および／または多くとも約０．０３インチ（約０．０７６２ｃｍ）（例：多くとも約０．０１インチ（約０．０２５４ｃｍ））であってもよく、また、内側部分６８の横断面の直交する寸法（orthogonal dimension）は、少なくとも約０．００１インチ（約０．００２５４ｃｍ）（例：少なくとも約０．００３インチ（約０．０７６２ｃｍ））および／または多くとも約０．０１インチ（約０．０２５４ｃｍ）（例：多くとも約０．００８インチ（約０．０２０３ｃｍ））であってもよい。

【００２６】

他の例としては、幾つかの実施例において、コーティング７２は引抜き成形法により形成される。

別の例としては、カテーテル１２とシース１４との間に空間のある実施例について述べてきたが、幾つかの実施例においては、カテーテル１２およびシース１４は、互いに接触するように寸法が設定される。そのような実施例においては、カテーテル１２とシース１４との間における流体は、例えば、コイル６４に沿って流れる。

【００２７】

さらに別の例としては、幾つかの実施例において、ワイヤ１１４は、ダイ１２０の代わりに樹脂槽内から引き出される。特定の実施例（例：モノフィラメントの外側部分を強化するため）において、樹脂（例：熱硬化性樹脂）を加熱して硬化させてもよい。また、任意で、他の材料（例：顔料、硬化促進剤、充填剤、離型剤）をモノフィラメント１００の外側部分に添加してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

さらに他の例として、コイル 6 4 が一定のピッチを有する実施例について述べてきたが、特定の実施例において、コイル 6 4 のピッチは可変であってもよく、あるいは、コイル 6 4 はピッチが可変である複数の領域を備えていてもよい。例えば、コイル 6 4 は、一定のピッチを有する第 1 領域と、第 1 領域とは異なる一定のピッチを有する第 2 領域とを有することも可能である。

【 0 0 2 9 】

他の例として、幾つかの実施例において、コイル 6 4 は管材 6 2 の一部のみを包囲する。

さらに他の例としては、多重コイルが管材 6 2 を包囲することも可能である。例えば、各コイルが管材 6 2 の異なる領域を包囲することも可能である。 10

【 0 0 3 0 】

他の実施例が、特許請求の範囲に記載される。

各図面において類似する符号は、類似する要素を示すものである。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 1 】

【図 1】使用時における人工器官搬送システムの一実施例を示す側面図。

【図 2】使用時における人工器官搬送システムの一実施例を示す側面図。

【図 3】使用時における人工器官搬送システムの一実施例を示す側面図。

【図 4】人工器官搬送システムの一実施例を示す分解混合図。 20

【図 5 A】図 4 の拡大領域におけるカテーテルを示す軸線方向における断面図。

【図 5 B】図 5 の領域 5 B を示す拡大図。

【図 6】コイルの一実施例の一部を示す斜視図であって、コイルの第 1 および第 2 部分を示している。

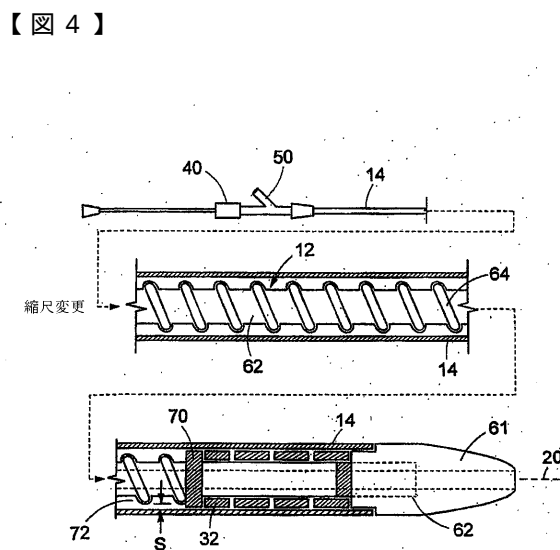
【図 7】コイルを形成する方法の一実施例の一部を示す概略図。

【図 8】コイルを形成する方法の他の実施例の一部を示す概略図。

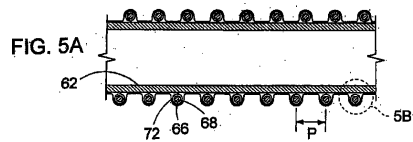
【図 9】コイルの一実施例を示す斜視図。

【図 1 0】カテーテルを形成する方法の一部について一実施例を示す斜視図。

【図 1 1】カテーテルを形成する方法の一部について一実施例を示す斜視図。



【 図 5 A 】



【 図 5 B 】

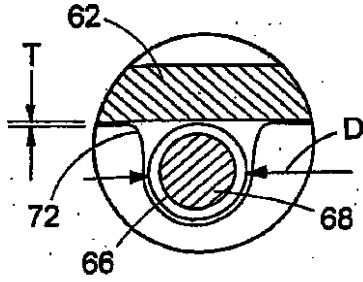


FIG. 5B

【 図 6 】

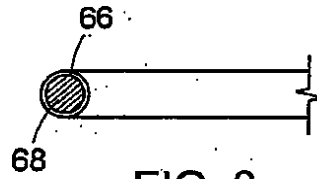


FIG. 6

【 図 1 0 】

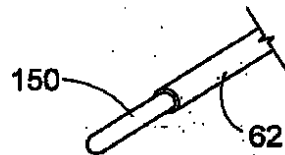


FIG. 10

【 図 1 1 】

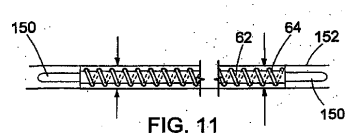


FIG. 11

【 図 7 】

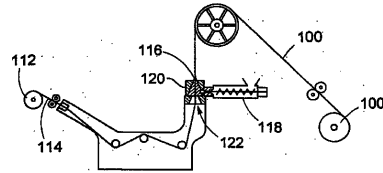


FIG. 7

【 図 8 】

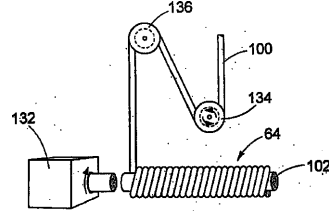


FIG. 8

【 図 9 】

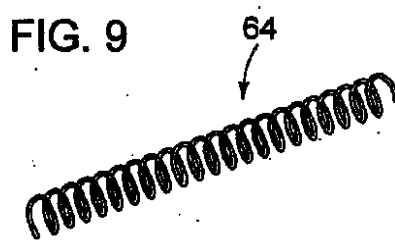


FIG. 9

フロントページの続き

審査官 安田 昌司

(56)参考文献 特表2003-518406(JP,A)
特開平08-206215(JP,A)
実開平02-032849(JP,U)
特表平10-500882(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
A61M 25/00
A61L 29/00