

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5728779号
(P5728779)

(45) 発行日 平成27年6月3日 (2015. 6. 3)

(24) 登録日 平成27年4月17日 (2015. 4. 17)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 M 25/00 (2006. 01)

A 6 1 M 25/14 (2006. 01)

A 6 1 B 17/12 (2006. 01)

A 6 1 M 25/00 4 0 0

A 6 1 M 25/00 4 0 5 Z

A 6 1 B 17/12

請求項の数 5 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2010-165486 (P2010-165486)	(73) 特許権者	504176911
(22) 出願日	平成22年7月23日 (2010. 7. 23)		国立大学法人大阪大学
(65) 公開番号	特開2012-24311 (P2012-24311A)		大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号
(43) 公開日	平成24年2月9日 (2012. 2. 9)	(73) 特許権者	000135036
審査請求日	平成25年4月4日 (2013. 4. 4)		ニプロ株式会社
			大阪府大阪市北区本庄西 3 丁目 9 番 3 号
		(74) 代理人	100117101
			弁理士 西木 信夫
		(74) 代理人	100120318
			弁理士 松田 朋浩
		(72) 発明者	南都 伸介
			大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号 国立大学法 人大阪大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管内止血カテーテル

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の線材が周方向に離間されつつ配置されており、各線材が離間されて長尺方向の中央部分の外径が広がった籠形状の拡張姿勢を維持し、各線材が近接して当該中央部分の外径が縮んだ収縮姿勢に弾性的に変形する弾性変形部と、

上記弾性変形部が先端側に設けられたシャフトと、

上記収縮姿勢の上記弾性変形部及び上記シャフトが挿通可能な第 1 ルーメンを有するカテーテル本体と、

上記弾性変形部の中央部分においてのみ上記拡張姿勢における各線材に対して周方向へ張り渡されており、上記弾性変形部の姿勢変化に追従する可撓性を有する止血膜と、を具備する血管内止血カテーテル。

【請求項 2】

複数の線材が周方向に離間されつつ配置されており、各線材が離間されて長尺方向の中央部分の外径が広がった籠形状の拡張姿勢を維持し、各線材が近接して当該中央部分の外径が縮んだ収縮姿勢に弾性的に変形する弾性変形部と、

上記弾性変形部が先端側に設けられたシャフトと、

上記収縮姿勢の上記弾性変形部及び上記シャフトが挿通可能な第 1 ルーメンを有するカテーテル本体と、

上記弾性変形部の少なくとも中央部分から先端部分に渡って上記線材と接着されており、当該先端部分において上記各線材の間が切り欠かれることにより、上記弾性変形部の中

央部分において上記拡張姿勢における各線材に対して周方向へ張り渡されており、上記弾性変形部の姿勢変化に追従する可撓性を有する止血膜と、を具備する血管内止血カテーテル。

【請求項 3】

上記弾性変形部は、上記各線材が長尺方向に対して螺旋をなして延出されており、各線材の両端が結束されて中央部分が最大径とされたものである請求項 1 又は 2 に記載の血管内止血カテーテル。

【請求項 4】

上記シャフトは、ガイドワイヤを挿通可能な管体であり、

上記弾性変形部は、各線材に対して径方向の内側をガイドワイヤが挿通可能なものである請求項 1 から 3 のいずれかに記載の血管内止血カテーテル。

10

【請求項 5】

上記カテーテル本体は、ガイドワイヤを挿通可能な第 2 ルーメンを有するものであり、

上記シャフトは、上記弾性変形部の各線材に対して径方向の内側に挿通されたものである請求項 1 から 3 のいずれかに記載の血管内止血カテーテル。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血管内において止血を行うことができるカテーテルに関する。

【背景技術】

20

【0002】

従来より、血管にカテーテルを挿入して薬剤を局所的に投与したり、血管の狭窄を拡張したりする治療が行われている。例えば、冠動脈形成術（PTCA）において冠動脈の狭窄部分をバルーンカテーテルで拡張するには、まず、セルジンガー法などによって動脈血管にシースイントロデューサを挿入し、体外から動脈血管を確保した後、造影用ガイドワイヤを心臓近くまで挿入する。次いで、造影用ガイドワイヤに導かれるようにして、ガイディングカテーテルを挿入して、その先端を冠動脈入口に位置させる。その後、造影用ガイドワイヤを抜き取り、PTCA用ガイドワイヤ（以下、単に「ガイドワイヤ」とも称される。）をガイディングカテーテルに挿入して、その先端を狭窄部分付近に位置させる。このガイドワイヤに導かれるようにして、バルーンカテーテルをガイディングカテーテルに挿入して、そのバルーン部分を冠動脈の狭窄部分に位置させる。そして、バルーン部分を膨らませて冠動脈の狭窄部分を拡張させる（特許文献 1 参照）。

30

【0003】

また、冠動脈における複数箇所の狭窄部分を拡張させたときに遊離したブランクや血栓を、狭窄部分より末梢側への血流を遮断することなく捕捉するものとして、血栓捕捉カテーテルが知られている（特許文献 2 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2006 - 326226 号公報

40

【特許文献 2】特開 2004 - 97807 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

前述されたようなカテーテルを用いた施術において、ガイドワイヤなどによって誤って血管壁を損傷することがあり得る。このような血管壁の損傷に対しては、血管の内壁側から止血を行う必要がある。このような止血は、例えば、血管壁が損傷された部分にバルーンカテーテルを挿入してバルーンを拡張し、拡張されたバルーンによって損傷された血管壁を数分間圧迫することによって行うことができる。しかしながら、拡張されたバルーンによって、バルーンより末梢側への血流を遮断することは、心筋壊死などの組織障害を誘

50

発するおそれがあるので好ましくない。

【 0 0 0 6 】

また、カテーテルが挿入される血管の如何なる部位において血管壁が損傷されるかは予測し難い。一方、血管壁が損傷されたときには迅速に止血が行われることが望ましい。したがって、一つの止血用器具が多様な血管の太さに追従できることが望ましい。しかしながら、バルーンカテーテルは、対応できる血管の太さが限定的であり、多様な血管の太さに柔軟に対応できる止血器具とは言い難い。

【 0 0 0 7 】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであり、その目的は、多様な血管の太さに追従することができ、かつ、末梢側への血流を遮断することなく血管内において止血を行うことができる手段を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

(1) 本発明に係る血管内止血カテーテルは、複数の線材が周方向に離間されつつ配置されており、各線材が離間されて長尺方向の中央部分の外径が広がった籠形状の拡張姿勢を維持し、各線材が近接して当該中央部分の外径が縮んだ収縮姿勢に弾性的に変形する弾性変形部と、上記弾性変形部が先端側に設けられたシャフトと、上記収縮姿勢の上記弾性変形部及び上記シャフトが挿通可能な第1ルーメンを有するカテーテル本体と、上記弾性変形部の中央部分においてのみ上記拡張姿勢における各線材に対して周方向へ張り渡されており、上記弾性変形部の姿勢変化に追従する可撓性を有する止血膜と、を具備する。

【 0 0 0 9 】

血管内止血カテーテルは、血管壁が損傷されたときに血管に挿入される。血管内止血カテーテルが血管へ挿入されるときには、弾性変形部は収縮姿勢とされてカテーテル本体の第1ルーメンに収容されている。止血膜も弾性変形部の収縮に追従して収縮されて第1ルーメンに収容されている。第1ルーメンに弾性変形部が収容されたカテーテル本体が、弾性変形部側を先端としてガイドワイヤに沿って血管に挿入される。

【 0 0 1 0 】

カテーテル本体の先端側が損傷された血管壁の近傍へ到達すると、カテーテル本体に対してシャフトが挿入されて、カテーテル本体の第1ルーメンから弾性変形部が押し出される。押し出された弾性変形部は、収縮姿勢から拡張姿勢へ弾性的に復帰して拡張姿勢を維持する。弾性変形部の姿勢変化に伴って、つまり弾性変形部が籠形状となることに伴って、止血膜が各線材に対して周方向へ張り渡された状態となる。この止血膜が損傷された血管壁を圧迫する。止血膜による血管壁の圧迫が所定の時間だけ保持されることによって、損傷された血管壁の止血が行われる。

【 0 0 1 1 】

この止血膜は、弾性変形部の中央部分においてのみ各線材に対して周方向へ張り渡されている。中央部分とは、弾性変形部において、血管内止血カテーテルの長尺方向の中央となる部分である。換言すれば、弾性変形部の先端部分及び基端部分においては、止血膜は各線材に対して周方向へ張り渡されていない。したがって、先端部分及び基端部分においては、各線材の間を血液が流通可能である。また、籠形状の弾性変形部においては、その内部空間を血液が流通可能である。したがって、弾性変形部が拡張姿勢を維持した状態において、先端部分から基端部分に渡って血液が流通可能である。

【 0 0 1 2 】

(2) 上記止血膜は、上記弾性変形部の少なくとも中央部分から先端部分に渡って上記線材と接着されており、当該先端部分において上記各線材の間が切り欠かれたものであってもよい。

【 0 0 1 3 】

カテーテル本体の第1ルーメンに収容された弾性変形部が外側へ押し出されるときに、第1ルーメンにおいて、カテーテル本体の内壁に対して止血膜が摺動することが想定される。止血膜が弾性変形部の中央部分から先端部分に渡って線材と接着されていることによ

10

20

30

40

50

り、そのような摺動によって弾性変形部の線材に対して止血膜の位置ズレが生じにくい。また、弾性変形部の先端部分において、各線材の間が切り欠かれているので、先端部分において血液の流通が止血膜により妨げられることがない。

【0014】

(3) 上記弾性変形部として、上記各線材が長尺方向に対して螺旋をなして延出されており、各線材の両端が結束されて中央部分が最大径とされたものが挙げられる。

【0015】

(4) 上記シャフトは、ガイドワイヤを挿通可能な管体であり、上記弾性変形部は、各線材に対して径方向の内側をガイドワイヤが挿通可能なものが挙げられる。

【0016】

(5) 上記カテーテル本体は、ガイドワイヤを挿通可能な第2ルーメンを有するものであり、上記弾性変形部は、各線材に対して径方向の内側をシャフトが挿通可能なものが挙げられる。

【発明の効果】

【0017】

本発明に係る血管内止血カテーテルによれば、血管内止血カテーテルが血管へ挿入されるときには、弾性変形部は収縮姿勢とされてカテーテル本体の第1ルーメンに収容され、カテーテル本体の先端側が損傷された血管壁の近傍へ到達すると、カテーテル本体に対してシャフトが挿入されて、カテーテル本体の第1ルーメンから弾性変形部が押し出されて収縮姿勢から拡張姿勢へ弾性的に復帰して止血膜が損傷された血管壁を圧迫するので、多様な血管の太さに追従して血管内において止血を行うことができる。

【0018】

また、止血膜は、弾性変形部の中央部分においてのみ各線材に対して周方向へ張り渡されているので、弾性変形部が拡張姿勢を維持した状態において、先端部分から基端部分に渡って血液が流通可能である。これにより、末梢側への血流を遮断することなく血管内において止血を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】図1は、弾性変形部11が拡張姿勢である状態の血管内止血カテーテル10の外観構成を示す図である。

【図2】図2は、図1の領域IIにおける血管内止血カテーテル10の拡大図である。

【図3】図3は、図2のIII-III切断線における弾性変形部11の断面図である。

【図4】図4は、弾性変形部11が収縮姿勢である状態の血管内止血カテーテル10の断面図である。

【図5】図5は、弾性変形部11を収縮姿勢として血管90に血管内止血カテーテル10を挿入する状態を示す模式図である。

【図6】図6は、弾性変形部11を拡張姿勢として損傷部位92の止血を行っている状態を示す模式図である。

【図7】図7は、血管内止血カテーテル10の変形例を示す拡大図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、本発明の好ましい実施形態を説明する。なお、本実施形態は本発明の一実施態様にすぎず、本発明の要旨を変更しない範囲で実施態様を変更できることは言うまでもない。

【0021】

図1に示されるように、本実施形態に係る血管内止血カテーテル10は、先端側に弾性変形部11が設けられたシャフト12と、シャフト12が挿通されるカテーテル本体13と、を有する。

【0022】

カテーテル本体13は、ルーメン20（第1ルーメン）を有するチューブ21を主な構

10

20

30

40

50

造とする。チューブ 2 1 は、ポリアミドやポリエーテルアミドなどの弾性変形可能な軟質プラスチックの成形体である。チューブ 2 1 は、長手方向 1 0 1 に渡ってほぼ均等な外径である。また、ルーメン 2 0 も、長手方向 1 0 1 に渡ってほぼ均等な内径である。ルーメン 2 0 の内径は、弾性変形部 1 1 及びシャフト 1 2 が挿入可能な径に設定されている。チューブ 2 1 の長手方向 1 0 1 の長さは、ヒトの四肢などのカテーテル挿入部から患部までの長さを考慮して適宜設定されている。

【 0 0 2 3 】

チューブ 2 1 の基端にはハンドル部 2 2 が設けられている。ハンドル部 2 2 は、ルーメン 2 0 と連続する内部空間を有する筒状の部材である。ハンドル部 2 2 は、ポリプロピレンや A B S などの樹脂の成形体である。ハンドル部 2 2 は、チューブ 2 1 の挿抜などの操作において持ち手となり得る。図 1 には現されていないが、ハンドル部 2 2 には、軸方向 1 0 1 周りへの回転操作を容易にするために羽根が適宜設けられていてもよい。なお、本実施形態において基端側とは、血管内止血カテーテル 1 0 が体内に挿入される向きに対して後ろ側をいう。先端側とは、血管内止血カテーテル 1 0 が体内に挿入される向きに対して前側をいう。

【 0 0 2 4 】

シャフト 1 2 は、医療用ステンレス製の細長な管である。シャフト 1 2 は、フッ素樹脂などでコーティングされていてもよい。シャフト 1 2 の内部空間は、ガイドワイヤ 1 4 が挿入可能である。シャフト 1 2 は、動脈血管などの湾曲形状に沿って弾性変形可能であって、長手方向 1 0 1 に対して挫屈しない程度の剛性を有する。

【 0 0 2 5 】

シャフト 1 2 の基端にはハンドル部 2 5 が連結されている。ハンドル部 2 5 は、シャフト 1 2 の内部空間と連続する内部空間を有する筒状の部材である。ハンドル部 2 5 は、ポリプロピレンや A B S などの樹脂の成形体である。ハンドル部 2 5 は、シャフト 1 2 をカテーテル本体 1 3 に対して挿抜したり回転させたりする際や、シャフト 1 2 に対してガイドワイヤ 1 4 を挿抜する際の持ち手となり得る。

【 0 0 2 6 】

弾性変形部 1 1 は、シャフト 1 2 の先端に設けられている。弾性変形部 1 1 は、固定リング 3 1、スライドリング 3 2 及び複数本の線材 3 3 を有する。固定リング 3 1 は、ガイドワイヤ 1 4 が挿通され得る円筒形状の部材である。固定リング 3 1 は、シャフト 1 2 の先端に固定されており、その内部空間がシャフト 1 2 の内部空間と連続している。

【 0 0 2 7 】

スライドリング 3 2 は、固定リング 3 1 に対して長尺方向 1 0 1 の先端側へ離間されて配置されている。スライドリング 3 2 は、ガイドワイヤ 1 4 が挿通され得る円筒形状の部材である。スライドリング 3 2 の内部空間は、固定リング 3 1 の内部空間と同じ軸線上となるように配置されている。したがって、固定リング 3 1 の内部空間に挿通されて長尺方向 1 0 1 の先端側へ長尺方向 1 0 1 に沿って延出されたガイドワイヤ 1 4 が、スライドリング 3 2 の内部空間に挿通され得る。

【 0 0 2 8 】

各線材 3 3 は、固定リング 3 1 とスライドリング 3 2 との間に張り渡されている。各線材 3 3 によって、固定リング 3 1 とスライドリング 3 2 とが連結されている。各線材 3 3 は、長尺方向 1 0 1 に沿って延出されたガイドワイヤ 1 4 を中心とする周方向 1 0 2 に相互に離間されて配置されている。各線材 3 3 の離間距離は、隣り合う線材 3 3 の間の空間を血液が円滑に流通可能な寸法に設定されており、具体的には、数ミリメートル程度である。

【 0 0 2 9 】

各線材 3 3 は、固定リング 3 1 とスライドリング 3 2 との間において、長尺方向 1 0 1 に対して螺旋をなして延出されており、固定リング 3 1 及びスライドリング 3 2 において結束されている。これにより、各線材 3 3 により画定される弾性変形部 1 1 は、中央部分 3 4 の外径が最大となる籠形状の外径を呈している。ガイドワイヤ 1 4 は、この籠形状の

10

20

30

40

50

内部空間、つまり各線材 3 3 の径方向 1 0 3 の内側を挿通されている。

【 0 0 3 0 】

各線材 3 3 の素材としては、形状記憶合金が好ましく、具体的には、Ni - Ti 系合金、Cu - Zn - Al 系合金、Cu - Al - Ni 系合金等が挙げられる。各線材 3 3 により記憶された形状により、弾性変形部 1 1 は、図 2 に示されるように、各線材 3 3 が離間されて中央部分 3 4 の外径が広がった籠形状の拡張姿勢に維持される。そして、各線材 3 3 に対して径方向内側へ、つまりガイドワイヤ 1 4 が挿通されている中心側への外力が作用すると、図 4 に示されるように、各線材 3 3 が近接して中央部分 3 4 の外径が縮んだ収縮姿勢に弾性的に変形する。

【 0 0 3 1 】

図 2 , 3 に示されるように、止血膜 1 5 は、弾性変形部 1 1 の中央部分 3 4 にのみににおいて各線材 3 3 に対して周方向 1 0 2 へ張り渡されている。換言すれば、止血膜 1 5 は、弾性変形部 1 1 の先端部分 3 5 及び基端部分 3 6 においては、各線材 3 3 の間には張り渡されていない。

【 0 0 3 2 】

止血膜 1 5 の素材としては、生体適合性を有する材料が好ましく、具体的には、ポリウレタン、ポリエチレン、ポリエステル、ポリプロピレン、ポリアミド、ポリテトラフルオロエチレン、ポリフッ化ビニリデン等が挙げられる。止血膜 1 5 は、弾性変形部 1 1 が拡張姿勢であるときに、中央部分 3 4 において各線材 3 3 の間に適度な張力を有して張られた状態となる。また、止血膜 1 5 は可撓性を有し、弾性変形部 1 1 が収縮姿勢であるときには、各線材 3 3 の間において撓んで、弾性変形部 1 1 の姿勢変化に追従する。

【 0 0 3 3 】

止血膜 1 5 は、弾性変形部 1 1 が止血膜 1 5 の素材となる溶液中に浸漬されて乾燥されることによって、各線材 3 3 の間に張り渡される。このとき、弾性変形部 1 1 の先端部分 3 5 及び中央部分 3 4 のみが溶液中に浸漬されることによって、基端部分 3 6 以外の部分、つまり先端部分 3 5 及び中央部分 3 4 において、各線材 3 3 に接着された状態で各線材 3 3 の間に止血膜 1 5 が張り渡される。その後、弾性変形部 1 1 の先端部分 3 5 において、各線材 3 3 の間に張り渡された止血膜 1 5 がレーザにより切り欠かれている。その結果、図 3 に示されるように、先端部分 3 5 及び基端部分 3 6 においては、各線材 3 3 の間には止血膜 1 5 が存在せず、中央部分 3 4 においてのみ各線材 3 3 の間に止血膜 1 5 が張り渡された状態となる。

【 0 0 3 4 】

[血管内止血カテーテル 1 0 の使用方法]

以下に、血管内止血カテーテル 1 0 の使用方法が説明される。

【 0 0 3 5 】

血管内止血カテーテル 1 0 は、血管壁 9 1 が損傷されたときに血管 9 0 に挿入される。血管壁 9 1 の損傷は、例えば、冠動脈形成術 (P T C A) などにおいて生じ得るが、如何なる施術において血管壁 9 1 が損傷されたかについては特に限定されない。例えば冠動脈形成術においては、既に、血管 9 0 にガイドワイヤ 1 4 が挿通されて冠状動脈の狭窄部位などへ到達されている。このようなガイドワイヤ 1 4 の挿通は、例えば、特開 2 0 0 6 - 3 2 6 2 2 6 号公報や特開 2 0 0 6 - 2 3 0 4 4 2 号公報に開示された公知の手法によりなされるので、ここでは詳細な説明が省略される。

【 0 0 3 6 】

血管内止血カテーテル 1 0 が血管 9 0 へ挿入されるときには、図 5 に示されるように、弾性変形部 1 1 は収縮姿勢とされてカテーテル本体 1 3 のルーメン 2 0 に収容されている。止血膜 1 5 も弾性変形部 1 1 の収縮に追従して収縮されてルーメン 2 0 に収容されている。この状態の血管内止血カテーテル 1 0 の先端側、つまり、カテーテル本体 1 3 の先端側から、弾性変形部 1 1 のスライドリング 3 2 にガイドワイヤ 1 4 の基端が挿入される。ガイドワイヤ 1 4 は、更に弾性変形部 1 1 の内部空間から固定リング 3 1 に挿通され、シャフト 1 2 の内部空間へ挿通される。そして、血管内止血カテーテル 1 0 が、ガイドワイ

10

20

30

40

50

ヤ 14 に沿って血管 90 に挿入される。

【 0037 】

図 5 に示されるように、カテーテル本体 13 の先端側が血管壁 91 の損傷部位 92 の近傍へ到達すると、ハンドル部 22, 25 が操作されて、カテーテル本体 13 に対してシャフト 12 が挿入される。つまり、シャフト 12 がカテーテル本体 13 に対して相対的に先端側へ押し出される。これにより、カテーテル本体 13 のルーメン 20 から弾性変形部 11 が押し出される。図 6 に示されるように、押し出された弾性変形部 11 は、収縮姿勢から拡張姿勢へ弾性的に復帰して拡張姿勢を維持する。弾性変形部 11 の姿勢変化に伴って、つまり弾性変形部 11 が籠形状となることに伴って、止血膜 15 が各線材 33 に対して周方向へ張り渡された状態となる。この止血膜 15 が血管壁 91 の損傷部位 92 を血管 90 の内側から圧迫する。止血膜 15 による損傷部位 92 の圧迫が所定の時間だけ保持されることによって、損傷部位 92 の止血が行われる。

10

【 0038 】

止血膜 15 は、弾性変形部 11 の中央部分 34 においてのみ各線材 33 に対して周方向へ張り渡されており、先端部分 35 及び基端部分 36 においては、各線材 33 の間に止血膜 15 が存在しない。したがって、拡張姿勢の弾性変形部 11 が血管 90 に放置されて止血が行われている間において、血管 90 を流れる血液は、弾性変形部 11 を先端部分 35 から基端部分 36 へ、或いは基端部分 36 から先端部分 35 へ流通可能である。勿論、籠形状の弾性変形部 11 の内部空間に対しても血液は流通可能である。したがって、拡張姿勢の弾性変形部 11 によって止血が行われている間において、血管 90 が閉塞されて血流が遮断されることがない。

20

【 0039 】

止血が終了すると、ハンドル部 22, 25 が操作されて、カテーテル本体 13 に対してシャフト 12 が引き出される。つまり、シャフト 12 がカテーテル本体 13 に対して相対的に基端側へ引き戻される。これにより、拡張姿勢の弾性変形部 11 がカテーテル本体 13 のルーメン 20 に引き込まれる。弾性変形部 11 において固定リング 31 から基端部分 36、中央部分 34 へは、各線材 33 が径方向 103 外側へ連続的に拡がるように延出されているので、カテーテル本体 13 の先端をガイドとして、各線材 33 が径方向 103 の内側へ弾性変形される。これにより、弾性変形部 11 は、次第に拡張姿勢から収縮姿勢へ姿勢変化されながら、カテーテル本体 13 のルーメン 20 に収容される。止血膜 15 は、弾性変形部 11 の姿勢変化に追従して、中央部分 34 において各線材 33 の間に張り渡された状態から、各線材 33 の間において撓んだ状態となる。そして、弾性変形部 11 が完全にカテーテル本体 13 のルーメン 20 に収容されると、血管内止血カテーテル 10 が血管 90 から引き抜かれる。

30

【 0040 】

[本実施形態の作用効果]

本実施形態に係る血管内止血カテーテル 10 によれば、血管内止血カテーテル 10 が血管 90 へ挿入されるときには、弾性変形部 11 は収縮姿勢とされてカテーテル本体 13 のルーメン 20 に収容され、カテーテル本体 13 の先端側が血管壁 91 の損傷部位 92 の近傍へ到達すると、カテーテル本体 13 に対してシャフト 12 が挿入されて、カテーテル本体 13 のルーメン 20 から弾性変形部 11 が押し出されて収縮姿勢から拡張姿勢へ弾性的に復帰して止血膜 15 が損傷部位 92 を圧迫するので、多様な血管 90 の太さに追従して血管 90 内において止血を行うことができる。

40

【 0041 】

また、止血膜 15 は、弾性変形部 11 の中央部分 34 においてのみ各線材 33 に対して周方向 102 へ張り渡されているので、弾性変形部 11 が拡張姿勢を維持した状態において、先端部分 35 から基端部分 36 に渡って血液が流通可能である。これにより、末梢側への血流を遮断することなく血管 90 内において止血を行うことができる。

【 0042 】

また、止血膜 15 が弾性変形部 11 の中央部分 34 から先端部分 35 に渡って各線材 3

50

3の間に張り渡されてから、先端部分35において各線材33間の止血膜15が切り欠かれているので、カテーテル本体13のルーメン20に収容された弾性変形部11が外側へ押し出されるときに、ルーメン20において、カテーテル本体13の内壁に対して止血膜15が摺動しても、弾性変形部11の各線材33に対して止血膜15の位置ズレが生じにくい。また、弾性変形部11の先端部分35において、各線材33の間が切り欠かれているので、先端部分35において血液の流通が止血膜15により妨げられることがない。

【0043】

〔変形例〕

以下に、前述された実施形態の変形例が説明される。前述された実施形態では、カテーテル本体13がオーバー・ザ・ワイヤー・タイプであるのに対して、この変形例では、モノレール・タイプであり、ガイドワイヤ14が、シャフト41内を挿通されておらず、いわゆるダブルルーメン・タイプのカテーテル本体42にガイドワイヤ14が挿通されている点において、前述された実施形態と異なる。なお、弾性変形部11は前述された実施形態と同じ構造であり、前述された実施形態において同じ参照符号で示されている。

【0044】

図7に示されるように、カテーテル本体42は、2つのルーメン43, 44を有する。ルーメン43(第1ルーメン)は、チューブ45の内部空間により形成されている。ルーメン44(第2ルーメン)は、チューブ46の内部空間により形成されている。2つのチューブ45, 46は、それぞれルーメン43, 44が並列するように並んだ状態で連結されている。ルーメン43には、シャフト41が挿通される。ルーメン44には、ガイドワイヤ14が挿通される。

【0045】

チューブ45, 46の長尺方向101の長さは、血管90において挿入位置から患部までの距離に対して十分に短い。したがって、チューブ46において、ガイドワイヤ14の一部のみがルーメン44に挿通される。

【0046】

チューブ45の基端には、カテーテルシャフト47が連結されて長尺方向101へ延出されている。カテーテルシャフト47は、医療用ステンレス製の線材であり、血管90の湾曲形状に沿って弾性的に曲がる弾性を有し、かつ長手方向101に対して座屈しない程度の剛性を有する。図7には現れていないが、カテーテルシャフト47の基端側には、ハンドル部22と同様のハンドル部が設けられている。

【0047】

シャフト41は、医療用ステンレス製の線材である。シャフト41は、血管90の湾曲形状に沿って弾性変形可能であって、長手方向101に対して挫屈しない程度の剛性を有する。シャフト41の先端側に弾性変形部11が設けられている。シャフト41の先端側は、弾性変形部11の固定リング31及びスライドリング32に挿通されている。固定リング31は、シャフト41に固定されている。スライドリング32は、シャフト41に対してスライド可能である。

【0048】

チューブ45のルーメン43には、収縮姿勢の弾性変形部11が収容され得る。そして、シャフト41がカテーテル本体42に対して相対的に先端側へ押し出されると、カテーテル本体42のルーメン43から弾性変形部11が押し出されて、図7に示されるように、押し出された弾性変形部11が、収縮姿勢から拡張姿勢へ弾性的に復帰して拡張姿勢を維持する。また、シャフト41がカテーテル本体42に対して相対的に基端側へ引き戻されると、拡張姿勢の弾性変形部11が収縮姿勢に姿勢変化しながらカテーテル本体42のルーメン43に引き込まれる。このような変形例によっても、前述された実施形態と同様の作用効果が奏される。

【符号の説明】

【0049】

10・・・血管内止血カテーテル

10

20

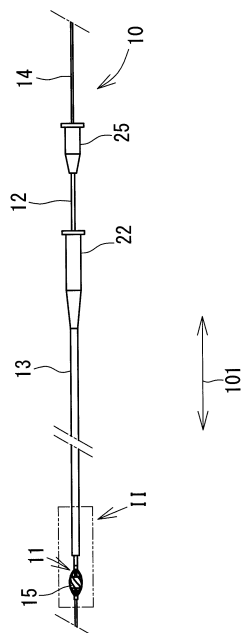
30

40

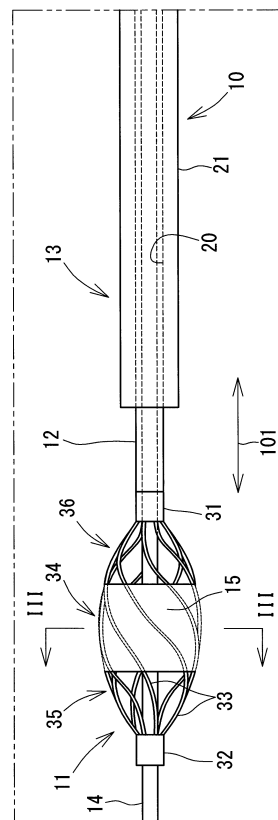
50

- 1 1 . . . 弾性変形部
- 1 2 , 4 1 . . . シャフト
- 1 3 , 4 2 . . . カテーテル本体
- 1 4 . . . ガイドワイヤ
- 1 5 . . . 止血膜
- 2 0 , 4 3 . . . ルーメン (第 1 ルーメン)
- 3 3 . . . 線材
- 3 4 . . . 中央部分
- 3 5 . . . 先端部分
- 4 4 . . . ルーメン (第 2 ルーメン)

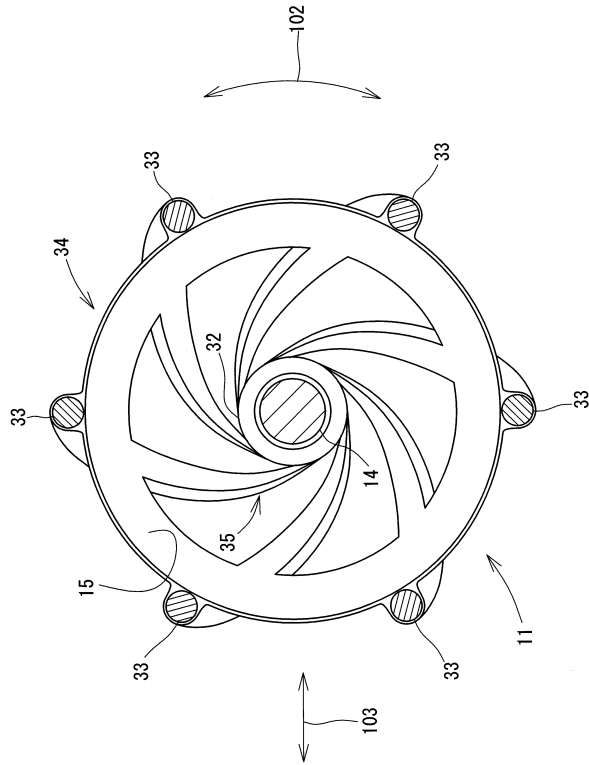
【 図 1 】



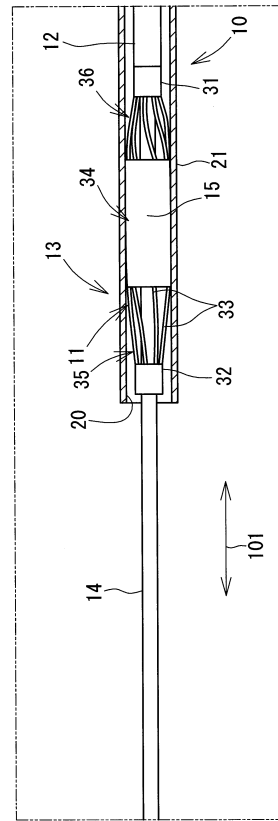
【 図 2 】



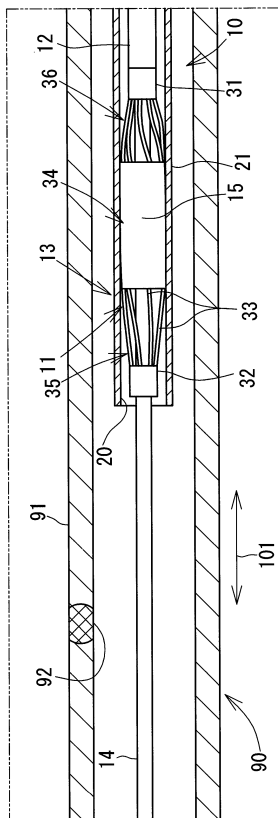
【図 3】



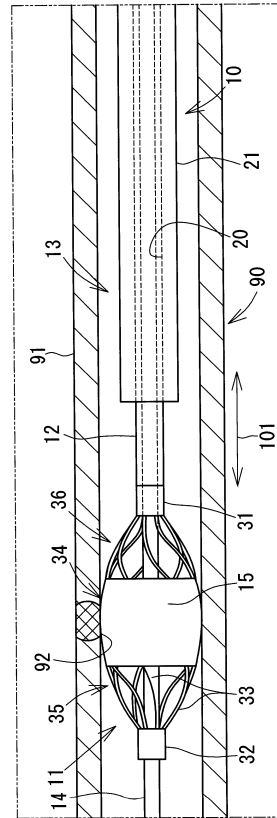
【図 4】



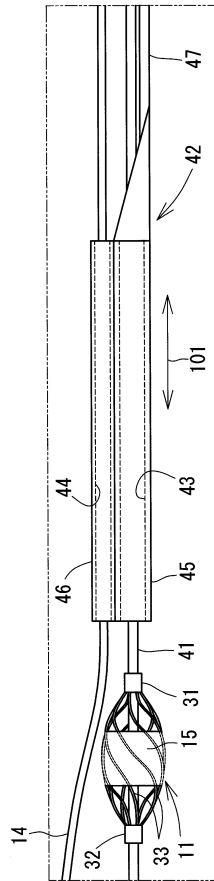
【図 5】



【図 6】



【 図 7 】



フロントページの続き

(72)発明者 宮川 克也
大阪府大阪市北区本庄西3丁目9番3号 ニプロ株式会社内

審査官 井上 哲男

(56)参考文献 特開2010-012127(JP,A)
特開平02-004388(JP,A)
特開2004-097807(JP,A)
特開2007-130116(JP,A)
特表平08-511977(JP,A)
特表2008-526448(JP,A)
特表2008-525114(JP,A)
特開2006-326226(JP,A)
特表2004-515300(JP,A)
特表2002-523192(JP,A)
実開昭60-172408(JP,U)
特表平10-509071(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/00
A61B 17/12
A61M 25/00