

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4463477号
(P4463477)

(45) 発行日 平成22年5月19日 (2010.5.19)

(24) 登録日 平成22年2月26日 (2010.2.26)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 M 25/01 (2006.01)	A 6 1 M 25/00 4 5 0 B
A 6 1 F 2/84 (2006.01)	A 6 1 M 29/00
A 6 1 L 31/00 (2006.01)	A 6 1 L 31/00 Z

請求項の数 14 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2002-569231 (P2002-569231)	(73) 特許権者	597041828
(86) (22) 出願日	平成14年3月5日 (2002.3.5)		コーディス・コーポレーション
(65) 公表番号	特表2004-525691 (P2004-525691A)		Cordis Corporation
(43) 公表日	平成16年8月26日 (2004.8.26)		アメリカ合衆国、33014 フロリダ州
(86) 国際出願番号	PCT/US2002/006748		、マイアミ・レイクス、アベニュー 60
(87) 国際公開番号	W02002/070061		、エヌ・ダブリュー 14201
(87) 国際公開日	平成14年9月12日 (2002.9.12)	(74) 代理人	100088605
審査請求日	平成17年3月4日 (2005.3.4)		弁理士 加藤 公延
(31) 優先権主張番号	09/800, 351	(72) 発明者	デューリグ・トーマス・ダブリュー
(32) 優先日	平成13年3月6日 (2001.3.6)		アメリカ合衆国、94539 カリフォル
(33) 優先権主張国	米国 (US)		ニア州、フレモント、バーガス・ロード
			41790

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 完全閉塞用ガイドワイヤ装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

柔軟なワイヤ、全体的に中実な回動可能なコアワイヤ、ガイド先端部、シース、及び少なくとも1つのセンタリング装置を含む、内腔内に挿入するためのガイドワイヤであって、

前記柔軟なワイヤが、外径、内径、基端部、及び先端部を有しており、

前記回動可能なコアワイヤが、外径、基端部、及び先端部を有しており、その先端部を前記柔軟なワイヤの前記基端部内にスライドさせて挿入することができるようになっており、

前記ガイド先端部が、ポーリング面を含み、前記回動可能なコアワイヤの前記先端部に取り付けられていて、前記コアワイヤが回動した場合に前記ガイド先端部も回動するようになっており、

前記シースが、外径、内径、基端部、及び先端部を有しており、その先端部が前記柔軟なワイヤの前記基端部をスライド式に受容することができるようになっており、

前記少なくとも1つのセンタリング装置が前記柔軟なワイヤの前記先端部に取り付けられており、前記少なくとも1つのセンタリング装置が基端部、先端部、前記内腔内に挿入するための第1の小さな直径、前記内腔において前記柔軟なワイヤをセンタリングするための第2の大きな直径を有しており、前記シースの前記先端部が前記ガイド先端部と実質的に接触するまで、前記シースが前記柔軟なワイヤ及び前記センタリング装置をスライド式に受容すると、前記少なくとも1つのセンタリング装置が前記第1の小さな直径を有し

10

20

、前記シースの前記先端部が前記少なくとも1つのセンタリング装置と接触しなくなるまで、前記シースが前記ガイド先端部からスライド式に引き戻されると、前記少なくとも1つのセンタリング装置が前記第2の大きな直径を有することを特徴とするガイドワイヤ。

【請求項2】

前記ガイドワイヤが複数のセンタリング装置を含むことを特徴とする請求項1に記載のガイドワイヤ。

【請求項3】

前記複数のセンタリング装置のそれぞれが、基端部、先端部、前記内腔内に挿入するための第1の小さな直径、及び前記内腔内において前記柔軟なワイヤをセンタリングするための第2の大きな直径を有することを特徴とする請求項1に記載のガイドワイヤ。

10

【請求項4】

前記柔軟なワイヤが超弾性ニッケルチタン合金から形成されていることを特徴とする請求項1に記載のガイドワイヤ。

【請求項5】

前記柔軟なワイヤがポリマー材料から形成された部分を含むことを特徴とする請求項1に記載のガイドワイヤ。

【請求項6】

前記少なくとも1つのセンタリング装置が超弾性ニッケルチタン合金から形成されていることを特徴とする請求項1に記載のガイドワイヤ。

【請求項7】

前記柔軟なワイヤ及び前記少なくとも1つのセンタリング装置が共に超弾性ニッケルチタン合金から形成されていることを特徴とする請求項1に記載のガイドワイヤ。

20

【請求項8】

前記少なくとも1つのセンタリング装置が、基端部、先端部、及びそれらの間に延在する複数の長手方向のストラットを含むことを特徴とする請求項1に記載のガイドワイヤ。

【請求項9】

前記少なくとも1つのセンタリング装置が、基端部、先端部、及びそれらの間に螺旋パターンで延在する複数の外周方向のストラットを含むことを特徴とする請求項1に記載のガイドワイヤ。

【請求項10】

前記少なくとも1つのセンタリング装置が、基端部、先端部、及びそれらの間に延在する蝶番式に連結された複数のストラットを含むことを特徴とする請求項1に記載のガイドワイヤ。

30

【請求項11】

前記シースがポリマー材料から形成されていることを特徴とする請求項1に記載のガイドワイヤ。

【請求項12】

前記少なくとも1つのセンタリング装置が、前記柔軟なワイヤの前記先端部に固着或いは取り外し可能に取り付けられていることを特徴とする請求項1に記載のガイドワイヤ。

【請求項13】

前記ガイド先端部が、前記柔軟なワイヤの前記先端部に固着或いは取り外し可能に取り付けられていることを特徴とする請求項1に記載のガイドワイヤ。

40

【請求項14】

前記ガイド先端部が、スクリュー型の構造を有することを特徴とする請求項1に記載のガイドワイヤ。

【発明の詳細な説明】

【発明の内容の開示】

【0001】

1. 発明の分野

本発明はガイドワイヤに関し、特に、完全に閉塞した血管に貫通穴を開けることができ

50

るガイドワイヤに関する。

【0002】

2. 関連技術の考察

経皮的かつ経腔的な冠状血管形成術（PTCA）及びステント術は、冠状動脈を流れる血流を増大させるために用いられる治療的医療処置であって、冠状バイパス外科手術の代わりに実施される場合が多い。PTCA法では、内腔を拡張するべく、血管壁成分を剪断及び破壊するために血管形成術用バルーンを、アテローム即ちプラーク沈着物の位置にある狭窄した血管内で膨張させる。ステント術では、処置の後の開存性を維持するべく内腔内プロテーゼを血管内に移植する。これらの処置を開始するために、まずガイドワイヤを血管の内腔内に導入して、血管形成術用バルーンやステントデリバリーシステム等の他の介入装置のための導管の役割を果たすようにする。このガイドワイヤは、アテローム即ちプラーク沈着物を貫通して前進させることができなければならない。

10

【0003】

ガイドワイヤは、曲がり部、ループ、及び枝分かれ等を含む体内の蛇行路を進むことができなければならない。このためガイドワイヤは、柔軟であって、かつ他の装置のための導管として機能するように十分な剛性を有しなければならない。加えて、ガイドワイヤは、所定の位置に案内される時に方向を変え易いように、トルクを伝達することができなければならない。ガイドワイヤは通常、ステンレス鋼、タンタル、或いは他の好適な材料から形成され、様々なデザインにすることができる。例えば、米国特許第3,789,841号、同第4,545,390号、及び同第4,619,274号に、優れた柔軟性を得るべくテーパ状の先端部分を備えたガイドワイヤが開示されている。このテーパ部分は、通常はプラチナコイルであるワイヤコイルで囲むことができる。こうすることにより、円柱強度及びトルク能力を高めることができる。また、米国特許第5,095,915号には、ガイドワイヤの別のデザインが開示されている。このガイドワイヤの先端部分は、曲げ柔軟性を得るべく離間した軸方向の複数の溝が備えられたポリマースリーブ内に受容されている。

20

【0004】

時には、血管が完全に閉塞して、ガイドワイヤさえも挿入できないことがある。このような状態は慢性完全閉塞と呼ばれる。このような場合、血管の実際の内腔に閉塞物が詰まり、長い年月で生じた偽内腔で覆われている。医師が、実際の内腔を貫通させようとする時に、ガイドワイヤの先端部が血管の閉塞物の偽内腔を貫通して、血管に穴が開いたり、血管が切断されたり、或いはプラーク粒子が血流に入ってしまう場合がある。また、医師が、内腔を貫通させようとする時に、ガイドワイヤは、閉塞物の構造により内腔の中心ではなく閉塞物側を向く性質がある。これにより、血管に穴が開いたり、血管が切断されたりして、ガイドワイヤが閉塞した内腔を通過することができない。現在は、このような問題に対処した効果的な介入処置が存在しない。

30

【0005】

従来技術は、患者の体内に挿入されるようにデザインされた医療装置に、形状記憶特性及び/または超弾性特性を有するニチノール（ニッケルとチタンの合金）等の合金を使用することに言及している。形状記憶特性を利用して、体腔即ち内腔内に挿入し易い形状に変形させて、体内で加熱して元の形状に戻すことが可能となる。一方、超弾性特性を利用すれば、金属を変形させてその変形した状態に制限し、その金属を含む医療装置を患者の体内へ容易に挿入することが可能となる。このような変形時には相変態が起こる。内腔内に挿入したら、超弾性部材の制限を解除して応力を低減し、超弾性部材を元の相に変態させて元の形状に戻すことができる。

40

【0006】

一般に、形状記憶特性/超弾性特性を有する合金は、少なくとも2つの相を有する。1つは、比較的引張り強さが低く、比較的低い温度で安定であるマルテンサイト相であり、もう1つは比較的引張り強さが高く、マルテンサイト相よりも高い温度で安定なオーステナイト相である。

50

【 0 0 0 7 】

形状記憶特性は、マルテンサイト相からオーステナイト相に完全に変態する温度（A_f温度）、即ちオーステナイト相が安定となる温度よりも高い温度に金属を加熱することで得られる。この加熱処理中の金属の形状が「記憶される」形状である。熱処理した金属を、マルテンサイト相が安定である温度まで冷却し、オーステナイト相をマルテンサイト相に変態させる。次にマルテンサイト相である金属を、例えば患者の体内へ容易に挿入できるように成形的に変形させる。続いて、変形したマルテンサイト相を、マルテンサイト相からオーステナイト相への変態温度よりも高い温度に加熱して、変形したマルテンサイト相をオーステナイト相に変態させる。この相変態の時に、制限を受けていなければ金属が元の形状に戻る。制限を受けている場合は、制限が解除されるまでマルテンサイト相のまま

10

【 0 0 0 8 】

患者の体内に挿入する医療装置に用いられるこのような合金の形状記憶特性を用いる方法は処置が困難である。例えば、体温よりも低い温度で安定なマルテンサイト温度を有する形状記憶合金の場合、医療装置が患者の体内に挿入されている時に、マルテンサイト相の変態を妨げるべく、このような合金を含む医療装置の温度を体温よりも十分に低い温度に維持する必要があるが、これが困難な場合が多い。マルテンサイト相からオーステナイト相への変態温度が体温よりも十分に高い形状記憶合金からなる血管内装置の場合、患者の体内への挿入には殆ど或いは全く問題ないが、マルテンサイト相からオーステナイト相への変態温度よりも高い温度に装置を通常は加熱しなければならず、これにより組織を損傷させたり、患者に不快感を与えたりする可能性が高い。

20

【 0 0 0 9 】

オーステナイト相が安定である温度（即ち、マルテンサイト相からオーステナイト相への変態が終了した後の温度）よりも高い温度で超弾性特性を有するニチノール等の金属の標本に応力が加えられると、この合金がオーステナイト相からマルテンサイト相へ応力によって変態する特定の応力レベルに達するまで標本は弾性変形する。相が変態する時に合金の歪みが相当増大するが、それに対応する応力の増大は殆ど或いは全くない。オーステナイト相からマルテンサイト相に完全に変態するまで、歪みが増大しても応力は実質的に一定のままである。この後、更に変形させるためには応力を増大させる必要がある。マルテンサイト相の金属は、更なる応力により初めは弾性変形し、次に成形的に永久に変形する。

30

【 0 0 1 0 】

永久的な変形が起こる前に標本から負荷が取り除かれると、マルテンサイト相の標本は、弾性変形してオーステナイト相に戻る。応力を減少させると、初めに歪みが増大する。応力の減少が、マルテンサイト相がオーステナイト相に戻るレベルに到達すると、オーステナイト相に完全に戻るまで標本の応力レベルが実質的に一定である（しかしながら、オーステナイト相がマルテンサイト相に変態する時の一定の応力レベルよりも実質的に低い）。すなわち、歪みは相当復帰するが、それに対応する応力の減少は無視できる程である。オーステナイト相への変態が終了した後に応力が更に減少すると、弾性歪みが減少する。負荷がかけられると比較的一定の応力で大きな歪みが生じ、負荷が取り除かれるとその変形が元に戻るこの能力が、超弾性或いは擬弾性と一般に呼ばれる。このような材料特性により、このような材料がチューブカット自己拡張式ステントの製造に有用である。従来技術が、患者の体内に挿入して或いは別の方法で用いられる医療装置に超弾性特性を有する金属合金を使用することについて言及している。例えば、米国特許第4,665,905号（Jervis）を参照されたい。

40

【 0 0 1 1 】

一部のガイドワイヤのデザインには、超弾性合金の使用が推奨される。例えば、米国特許第4,925,445号に、先端部分及び基端部分の少なくとも一部が超弾性合金から形成されるガイドワイヤが開示されている。この超弾性合金は、オーステナイト相からマルテンサイト相への変態が10未満で起こるニチノールのような合金である。また、米

50

国特許第4,984,581号に、形状記憶合金からなるコア部分を有するガイドワイヤが開示されている。この形状記憶合金の特性により、制御された熱刺激にตอบสนองして先端部の屈曲及び回転運動の両方が実現されている。米国特許第4,969,890号、同第4,991,602号、同第5,069,226号、及び同第5,171,383号には、超弾性ニチノール合金から形成された他のガイドワイヤが開示されている。

【0012】

しかしながら、従来技術は、慢性完全閉塞の臨床問題に対処するべく自己拡張式形状記憶合金を用いて形成された如何なるガイドワイヤも開示していない。

【0013】

本発明の要約

本発明は、簡単に説明した従来の装置に関連した様々な欠点を解消した、慢性完全閉塞部を開通するために用いることができるガイドワイヤを提供する。

【0014】

一態様に従えば、本発明はガイドワイヤを提供する。このガイドワイヤは、外径及び内径を有する柔軟なワイヤと、血管内に挿入するための第1の小さな直径及び血管の内腔を拡張するための第2の大きな直径を有する、柔軟なワイヤの先端部に取り付けられたスプレッターと、スプレッターの直径を制御するために用いられる、柔軟なワイヤ及びスプレッターの中に挿入されたコアワイヤとを含む。スプレッターは、ラチェット式に慢性完全閉塞部を貫通して血管を開存させる。

【0015】

別の態様に従えば、本発明は別のガイドワイヤを提供する。このガイドワイヤは、外径及び内径を有する柔軟なワイヤと、血管内に挿入するための第1の小さな直径及び血管の内腔を拡張するための第2の大きな直径を有する、柔軟なワイヤの先端部に取り付けられたスプレッターと、スプレッターの直径を制御するために用いられる、柔軟なワイヤ及びスプレッターを受容するシーストを含む。スプレッターは、ラチェット式に慢性完全閉塞部を貫通して血管を開存させる。

【0016】

別の態様に従えば、本発明は別のガイドワイヤを提供する。このガイドワイヤは、外径及び内径を有する柔軟なワイヤと、血管内に挿入するための第1の小さな直径及び血管の内腔にセンタリング装置を中心に配置するための第2の大きな直径を有する、柔軟なワイヤの先端部に取り付けられた少なくとも1つのセンタリング装置と、センタリング装置の直径を制御するために用いられる、柔軟なワイヤ及びセンタリング装置を受容するシーストを含む。本発明はまた、ポーリング先端部を備えた回動可能なコアワイヤを含む。このコアワイヤは、柔軟なワイヤ及びセンタリング装置内に挿入され、血管の内腔を開存させるべく、閉塞部と接触している時に回転させられる。

【0017】

本発明の利点は、内腔を開存させる或いはポーリング装置を内腔内にセンタリングするためにニチノールの超弾性特性を用いて、慢性完全閉塞部を貫通させることができるという点である。閉塞部が貫通したら、血管形成術用バルーン及びステント等の他の介入装置をガイドワイヤ上を前進させ、閉塞部に配置して、バルーン血管形成術、ステント術、或いは他の介入処置を実施することができる。この結果、唯一の代替手段がバイパス外科手術である場合が多い現在治療できない患者を、この装置を用いて低侵襲性治療を実施することができる。

【0018】

好適な実施形態の詳細な説明

本発明の前記した態様及び他の態様は、添付の図面を用いた本発明の詳細な説明から明らかになるであろう。

【0019】

本発明の完全閉塞用ガイドワイヤ装置は、完全に閉塞した血管を貫通させるようにデザインされている。この装置は、血管の実際の内腔が通るようにするために、スプレッター

10

20

30

40

50

、センタリング装置、及びボーリングガイド先端部を含む様々な手段を含む。スプレッダーは、単純に閉塞部に近接して配置され、ガイドワイヤが内腔内を前進できるように、内腔の直径を拡張するべく拡張する。ボーリングガイド先端部を備えたセンタリング装置もまた、血管の実際の内腔が通るようにするために用いられる。センタリング装置を用いて、正確な配置のために内腔の中心にボーリングガイド先端部を配置して保持し、次に必要に応じて、ボーリングガイド先端部を用いて閉塞部を実質的に切除して前進させることができる。

【0020】

本発明は、様々な例示的な実施形態で具現することができるが、説明を簡単にするために3つの例示的な実施形態を用いて詳細に説明する。全ての図面において、同じ参照符号は同じ要素を示すものとする。図1及び図2を参照すると、本発明に従って形成された完全閉塞用ガイドワイヤ装置10が示されている。完全閉塞用ガイドワイヤ装置10は、柔軟なワイヤ25と、その柔軟なワイヤ25の先端部に固着或いは取り外し可能に取り付けられたスプレッダー15と、そのスプレッダーの直径を制御するために用いられるコアワイヤ20とを含む。図1に例示されているように、コアワイヤ20は、柔軟なワイヤ25及びスプレッダー15の中をスライドさせて進められ、これによりコアワイヤ20がそのスプレッダー15の先端部に実質的に接触している。従って、図1に例示されているようにスプレッダー15は、最も長い長さ及び最も小さい直径になって閉じた状態である。図2を参照すると、スライド可能なコアワイヤ20が柔軟なワイヤ25内のみを通過してスプレッダー15の基端部と実質的に接触しており、これによりスプレッダー15が最も短い長さになり、拡張して最大の直径になっている。スプレッダー15は、スプレッダーの基端部と先端部との間に延在する長手方向或いは外周方向に配列された複数のストラットを含むようにでき、これによりスプレッダー15がコアワイヤ20上を前進すると、ストラットが自由になってその最大直径まで拡張することが可能となり、コアワイヤ20がスプレッダー15内を前進すると、ストラットが平坦に整列して閉じた状態になる。図7に例示されているように、スプレッダー15は、蝶番式に連結された複数の部材17を含むようにもできる。コアワイヤ20は、別法としてスプレッダー15の先端部に固着することができる。コアワイヤ20はまた、別法として別のガイドワイヤを受容するために内径を有するようにもできる。

【0021】

図1及び図2を再び参照されたい。完全閉塞用ガイドワイヤ装置10は、あらゆる好適な材料から形成することができるが、ニチノール等の超弾性合金から形成するのが好ましい。コアワイヤ20及び柔軟なワイヤ25は、あらゆる平滑な生体適合性コーティングで被覆することができる。スプレッダー15は、あらゆる好適な材料から形成することができるが、ニチノール等の超弾性合金から形成するのが好ましい。

【0022】

図1及び図2に例示されているような完全閉塞用ガイドワイヤ装置10の例示的な実施形態を用いて慢性完全閉塞部を貫通させる。まず、ガイドワイヤ装置10を閉塞した血管の内腔内に挿入し、続いて装置の先端部が閉塞部にできるだけ接近するまで内腔内を前進させる。次に、スプレッダー15が拡張して、最も短い長さ及び最も大きい直径となって閉塞部が開くまで、スプレッダー15及び柔軟なワイヤ25をコアワイヤ20上を前進させる。続いて、コアワイヤ20の先端部がスプレッダー15の先端部と実質的に接触するまで、コアワイヤ20を柔軟なワイヤ25及びスプレッダー15内を前進させて、スプレッダー15が最大の長さ及び最小の直径となって閉じた状態になるようにする。閉塞部が完全に開くまで、ラチェット式にこの動作を繰り返す。閉塞部が完全に開いたら、血管形成術用のバルーン及びステント等の別の介入装置を完全閉塞用ガイドワイヤ上を前進させて閉塞部位に配置し、バルーン形成術、ステント術、或いは他の介入処置を実施して患者の治療を終了することができる。

【0023】

図3～図5を参照すると、完全閉塞用ガイドワイヤ装置の第2の例示的な実施形態が示

10

20

30

40

50

されている。図4を参照すると、柔軟なワイヤ25、その柔軟なワイヤ25の先端部に固着或いは取り外し可能に取り付けられたセンタリング装置40、回動可能なコアワイヤ50、その回動可能なコアワイヤの先端部に固着或いは取り外し可能に取り付けられたボーリングガイド先端部45、そのセンタリング装置の直径を制御するために用いられるシース30を含む。図4に例示されているように、回動可能なコアワイヤ50を柔軟なワイヤ25内に挿入し、回動可能なコアワイヤ50のボーリングガイド先端部45がセンタリング装置40の先端部から突き出るまで、柔軟なワイヤ25及びセンタリング装置40内をスライドさせて進める。図4に例示されているように、センタリング装置40は、拡張した状態で最も短い長さ及び最も大きな直径になっている。図3に例示されているように、シース30が柔軟なワイヤを受容するようにしてから、このシース30を柔軟なワイヤ及びセンタリング装置の上をスライドさせて進め、これによりシース30がセンタリング装置の先端部35と実質的に接触している。従って、センタリング装置が閉じた状態であって、その長さが最大で直径が最小となっている。センタリング装置40は、その先端部と基端部との間に延在する長手方向或いは外周方向の複数のストラットを含むようにでき、これによりシース30がセンタリング装置40上を前進すると、ストラットが平坦に整理して閉じた状態になり、シース30が戻ると、ストラットが自由になって拡張して最大直径となる。図7に例示されているように、センタリング装置は、別法として蝶番式に連結された複数の部材17を含み得る。図5に例示されているように、代替のデザインである様々なボーリングガイド先端部45A, 45B, 45C, 45D及び45Eが示されており、金属酸化層を備えた円形のガイド先端部、ミルで加工した端面、切断面、及びスクリー型の構造が含まれる。ボーリングガイド先端部の代替として、レーザーエネルギー等のエネルギー源を提供する装置を用いて閉塞部を貫通させることができる。

10

20

【0024】

完全閉塞用ガイドワイヤ装置10は、あらゆる好適な材料から形成することができるが、ニチノール等の超弾性合金から形成するのが好ましい。回動可能なコアワイヤ50、柔軟なワイヤ25、及びシース30は、様々な平滑な生体適合性コーティングで被覆することができる。センタリング装置40は、様々な好適な材料から形成することができるが、ニチノール等の超弾性合金から形成するのが好ましい。

【0025】

図3～図5に例示されているような完全閉塞用ガイドワイヤ装置10の例示的な実施形態を用いて慢性完全閉塞部を貫通させる。まず、ガイドワイヤ装置10を閉塞した血管の内腔内に挿入し、続いて回動可能なコアワイヤ50のボーリングガイド先端部45が閉塞部に限りなく近接するまで、ガイドワイヤ装置10をその内腔内を前進させる。次に、センタリング装置40が最も短い長さ及び最も大きい直径にまで、シース30をセンタリング装置40上をスライドさせて引き戻し、センタリング装置を血管の内腔内の中心に位置させる。次に、ボーリングガイド先端部45及び回動可能なコアワイヤ50を柔軟なワイヤ25内をスライドさせて前進させ、ボーリングガイド先端部45を閉塞部と実質的に接触させる。最後に、回動可能なコアワイヤ50及びボーリングガイド先端部45を、閉塞部が完全に開くまで回動及び前進させる。閉塞部が完全に開いたら、血管形成術用のバルーン及びステント等の別の介入装置を完全閉塞用ガイドワイヤ装置10上を前進させて閉塞部位に配置し、バルーン血管形成術、ステント術、或いは他の介入処置を実施して患者の治療を終了することができる。

30

40

【0026】

図6を参照すると、完全閉塞用ガイドワイヤ装置の第3の例示的な実施形態が示されている。図6に例示されているように、完全閉塞用ガイドワイヤ装置10は、柔軟なワイヤ25に取り付けられた2つのセンタリング装置40を含み得る。図6に例示されているように、ボーリングガイド先端部45が、柔軟なワイヤ25内に挿入された回動可能なコアワイヤに取り付けられている。センタリング装置をポリマーチューブやコイル等の柔軟な部材に繋いで、長手方向の柔軟性や、曲がり部の血管構造を得ることができる。またセンタリング装置は、装置を中心に配置するために同時に加圧することができる短い同軸の複

50

数のバルーンと置換することができる。

【0027】

完全閉塞用ガイドワイヤ装置10は、あらゆる好適な材料から形成することができるが、ニチノール等の超弾性合金から形成するのが好ましい。

【0028】

図6に例示されているような完全閉塞用ガイドワイヤの例示的な実施形態は、図3～図5に例示されているような完全閉塞用ガイドワイヤ装置の例示的な実施形態と同様に機能し、センタリング装置40によりボーリングガイド先端部45を容易にセンタリングすることができる。図6に例示されているように、ボーリングガイド先端部45が慢性完全閉塞部60と実質的に接触している。ボーリングガイド先端部45を、閉塞部が完全に開くまで回動及び前進させる。閉塞部が完全に開いたら、血管形成術用のバルーン及びステント等の別の介入装置を完全閉塞用ガイドワイヤ装置10上を前進させて閉塞部位60に配置し、バルーン血管形成術、ステント術、或いは他の介入処置を実施して患者の治療を終了することができる。

10

【0029】

図面及び上記記載は、好適な実施形態と考えられるものであるが、当業者であれば、図面及び上記記載から特定のデザイン及び方法の発展が可能であって、本発明の概念及び範囲から逸脱しないでこのような発展を利用できることが明らかであろう。本発明は、記載及び図示した特定の構造に限定されるものではなく、添付の特許請求の範囲内である全ての変更例を含むと考えるべきである。

20

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】本発明に従った、スプレッターが閉じた状態の完全閉塞用ガイドワイヤ装置の例示的な実施形態の簡易部分断面図である。

【図2】本発明に従った、スプレッターが開いた状態を示す図1に類似した簡易部分断面図である。

【図3】本発明に従った、センタリング装置がシースに受容されて送られる状態である完全閉塞用ガイドワイヤ装置の別の例示的な実施形態の簡易部分断面図である。

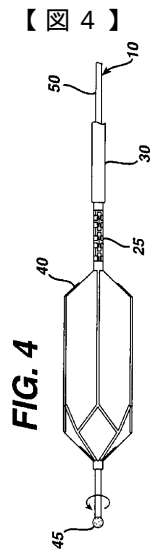
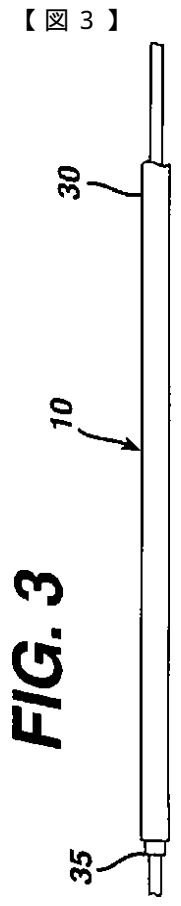
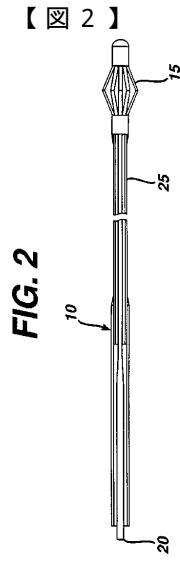
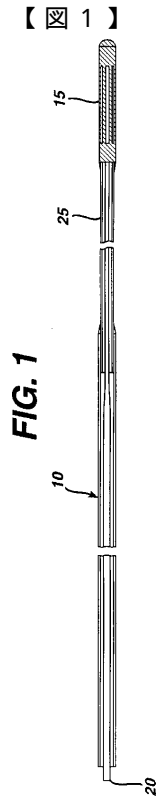
【図4】本発明に従った、シースが引き戻されてセンタリング装置が拡張して配置された状態である完全閉塞用ガイドワイヤ装置を示す、図3に類似した拡大簡易部分断面図である。

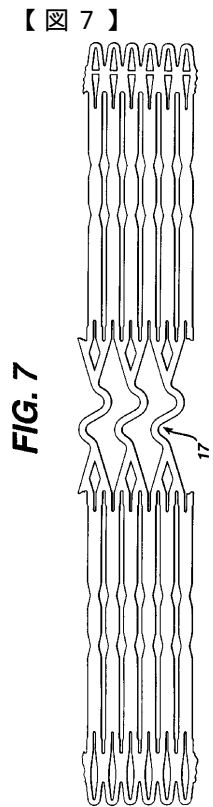
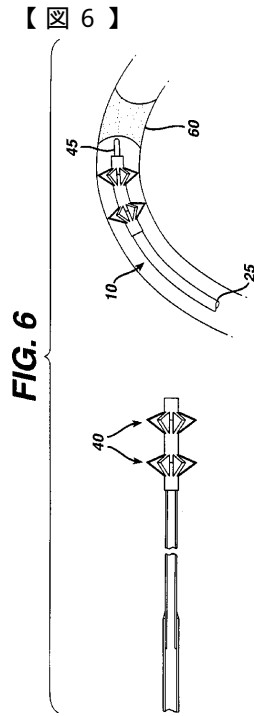
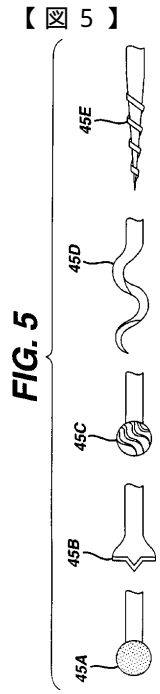
30

【図5】本発明に従った完全閉塞用ガイドワイヤ装置のボーリングガイド先端部の5つの異なった例示的な実施形を示す拡大簡易部分断面図である。

【図6】本発明に従った、複数のセンタリング装置を備えた完全閉塞用ガイドワイヤ装置の別の例示的な実施形態の簡易部分断面図である。

【図7】スプレッター或いはセンタリング装置の一部の拡大簡易部分断面図である。





フロントページの続き

- (72)発明者 ホジェイベイン・ヒクマツト
アメリカ合衆国、08540 ニュージャージー州、プリンストン、ウッドランド・ドライブ 4
3
- (72)発明者 マジェルカク・デイビッド・シー
アメリカ合衆国、08886 ニュージャージー州、スチュワーツビル、マディソン・ドライブ
519

審査官 内藤 真徳

- (56)参考文献 国際公開第98/050103(WO, A1)
米国特許第05512044(US, A)
実開平02-071509(JP, U)
米国特許第05941896(US, A)
特開平10-151136(JP, A)
米国特許第04926858(US, A)
特開2000-217927(JP, A)
国際公開第99/033414(WO, A1)
米国特許第05814064(US, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61M 25/00