

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第3829202号
(P3829202)

(45) 発行日 平成18年10月4日(2006. 10. 4)

(24) 登録日 平成18年7月21日(2006. 7. 21)

(51) Int. Cl.

A 6 1 M 25/01 (2006.01)

F I

A 6 1 M 25/00 4 5 0 B

請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願平9-531963	(73) 特許権者	ボストン サイエンティフィック サイメ ド インコーポレイテッド
(86) (22) 出願日	平成9年3月7日(1997.3.7)		アメリカ合衆国 55311 ミネソタ州
(65) 公表番号	特表2000-506052(P2000-506052A)		メープル グローブ ワン シメッド
(43) 公表日	平成12年5月23日(2000.5.23)		プレイス(番地なし)
(86) 国際出願番号	PCT/US1997/003590	(74) 代理人	弁理士 恩田 博宣
(87) 国際公開番号	W01997/032625		(72) 発明者
(87) 国際公開日	平成9年9月12日(1997.9.12)		ウリック、マイケル ジェイ.
審査請求日	平成16年2月19日(2004.2.19)		アメリカ合衆国 55374 ミネソタ州
(31) 優先権主張番号	612,751		ロジャーズ レッド フォックス ロー ド 13223
(32) 優先日	平成8年3月8日(1996.3.8)		
(33) 優先権主張国	米国(US)	審査官 高田 元樹	
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 脈管内のガイドワイヤ及びその製造方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

基端及び末端と、軸表面とを有する長尺状の芯と、前記軸表面は長尺状の芯の長さ方向において延伸することと、
長尺状の芯の軸表面の周りにおいて延伸するプラスチック製のジャケットと、プラスチック製のジャケットが基端ジャケット部と、該基端ジャケット部の末端側に位置する末端ジャケット部とを備えることと、両ジャケット部がプラスチック材料で作られていることと、末端ジャケット部が、基端ジャケット部に比較して末端ジャケット部の放射線不透過特性を向上させる手段を含むことと、
末端ジャケット部が1つの末端ジャケット区域と1つの基端ジャケット区域とを備えることと、
前記基端ジャケット部に比較して末端ジャケット部の放射線不透過特性を向上させる手段が、前記末端ジャケット部のプラスチックに放射線不透過性材料を組み込むことにより、前記末端ジャケット区域及び基端ジャケット区域に放射線不透過性材料が充填されることと、
前記芯の末端部分が、
基端側ジャケット部の末端側に近接するとともに、前記芯の基端から徐々に縮径される第1の領域と、
前記第1の領域の末端側に近接するとともに、均一な径を有する第2の領域と、
前記第2の領域の末端側に近接するとともに、前記第2の領域から徐々に縮径される第3

10

20

の領域と、

前記第3の領域の末端側に近接するとともに、前記芯の末端に向かって平板化されてリボン状をなす第4の領域と

を備えることとからなるガイドワイヤであって、

前記末端ジャケット部が前記芯の第3の領域から末端まで延びることと、

前記末端ジャケット区域は、前記基端ジャケット区域よりも多量の放射線不透過性材料を添加されており、前記基端ジャケット区域よりも高い放射線不透過性を有することと、

前記末端ジャケット区域には、重量比で約80乃至90%の放射線不透過性材料が添加されており、前記基端ジャケット区域には、重量比で約40乃至65%の放射線不透過性材料が添加されていることと、

前記末端ジャケット区域は基端ジャケット区域に比べてより軟らかい材料を含むことと、

前記末端ジャケット区域は約80Aから約85Aまでの範囲のデュロメーター値を有し、

前記基端ジャケット区域は約93Aのデュロメーター値を有することと

を特徴とするガイドワイヤ。

【請求項2】

末端ジャケット区域は基端ジャケット区域よりも小さな断面積を有する請求項1に記載のガイドワイヤ。

【請求項3】

末端ジャケット区域は約2.54cm(約1インチ)の長さを有する請求項1又は2に記載のガイドワイヤ。

【請求項4】

前記芯はステンレススチールよりなる請求項1に記載のガイドワイヤ。

【請求項5】

前記放射線不透過性材料はタングステンを含有する化合物である請求項1に記載のガイドワイヤ。

【発明の詳細な説明】

発明の背景

本発明は脈管内のガイドワイヤ及びその製造方法に関する。特に、本発明は使用性能を向上させるために、改良された柔軟性と放射線不透過性のある脈管内のガイドワイヤとその製造方法に関する。

ガイドワイヤは体の冠状脈管領域及びその周辺領域の両方における種々の処置に使用される。種々の寸法及び長さを有するガイドワイヤが体内における種々の用途及び場所に適するように作られる。例えば、0.010~0.018インチのような非常に小さな径のガイドワイヤは狭い冠状脈管での使用に適する。このガイドワイヤは、内科医が所望する位置に設置するのを容易にするために、屈曲されたり、予め成形され得るように極度に柔軟性のある先端を有することがある。他のガイドワイヤは0.035インチのように大きな径を有する。大きな径のガイドワイヤは、患者による特別な必要性及び内科医による好みにより、非常に柔軟な先端又は比較的固い先端が備えられる。ガイドワイヤは上に記載した寸法以外の寸法を持つものもある。

複数の内科医により好まれるガイドワイヤの特徴として、支持体であること、バルーン又は他の装置を進める通路を提供できる能力、かつねじれをよく伝達できることとが挙げられる。ガイドワイヤに求められるこれら及びその他の特徴はダブリュ．エス．ムーア(Moor, W. S.)及びエス．エス．アーン(Ahn, S. S.)による血管内視鏡手術(Endovascular Surgery)157ページ、W. B. サンダーズ出版社(W. B. Sanders Co.) (1989)に報告されている。複数の内科医が好ましいと思うガイドワイヤの特徴の1つは基端部が握りやすくかつ手で扱いやすことである。

また、複数の内科医が好ましいと思うガイドワイヤのその他の特徴には、先端が極度に柔軟でかつ形成可能性を有することと、先端を追跡することが容易にできるように、向上したエックス線用法指示があることとが含まれる。特に、処置を行う内科医が先端を所望の

10

20

30

40

50

形状に屈曲し、特定の脈管へ挿入できるように、形成可能な先端を有することが特に好ましい。ガイドワイヤの基端部は、動脈システム内を進行させられる時に遭遇する屈曲部に対して永久に変形しないように、形成可能性よりもむしろ弾性を有することが好ましいことも多い。蛍光透視下で容易に見ることができる先端を有することも好ましい。更に、先端が病変部を通り越した後に脈管を不鮮明に見せないために、先端よりも弱い放射線不透過性を有する、先端よりほんのわずか基端部方向に寄った部分を有することが好ましい。最後に、極度に柔軟な先端を備えることが好ましく、処置をする内科医はこの極度に柔軟な先端を操って、届きにくい場所に導き得る。先端がより柔軟であればあるほど、非外傷性になり、傷を起こす可能性が少なくなる。

発明の概要

本発明の第1の態様により、芯及び芯を取り囲むプラスチック製のジャケットを備えるガイドワイヤ及び同ガイドワイヤの製造方法が提供される。プラスチック製のジャケットは第1のプラスチック材料で形成された基端部と第2のプラスチック材料で形成された末端ジャケット部とを備える。基端ジャケット部の末端と末端ジャケット部の基端とは、基端と末端の両ジャケット部の間で滑らかに移行するように、ほぼ同一の外径を有する。

本発明の他の態様により、少なくとも末端部において選択的に形成可能な芯と同選択的に形成可能な芯を被包するプラスチック製のジャケットとを備えるガイドワイヤ及び同ガイドワイヤの製造方法が提供される。プラスチック製のジャケットは親水性の皮膜を有する末端部と親水性の皮膜を有しない基端部とを備える。

本発明のその他の態様により、芯及び同芯の製造方法を有し、かつ少なくとも末端部において選択的に形成可能な芯を有し、更に芯を被包するプラスチック製のジャケットとを有するガイドワイヤと同ガイドワイヤの製造方法とが提供される。プラスチック製のジャケットは基端部よりも更に放射線不透過性のある末端部を備える。

本発明の他の実施例により、末端ジャケット部は更に末端ジャケット区域と基端ジャケット区域とに分けられる。末端ジャケット区域は基端ジャケット区域より柔らかい材料で作られており、末端ジャケット区域は基端ジャケット区域に比べてより柔軟になっている。末端ジャケット区域は基端ジャケット区域に比べて減少した断面積を有するので、末端ジャケット区域が基端ジャケット区域に比べてより軟らかい。

基端及び末端の両ジャケット区域の有する放射線不透過特性は、異なる量の放射線不透過性の材料を添加することにより変更され得る。例えば、末端ジャケット区域は基端ジャケット区域よりも多くの放射線不透過性の材料を添加され得るので、X線透視下において末端ジャケット区域が基端ジャケット区域に比べてよりよく見える。

【図面の簡単な説明】

図1は本発明の第1の実施例の断面図である。

図2aは図1の実施例の2a-2a'線における断面図である。

図2bは図1の実施例の2b-2b'線における断面図である。

図2cは図1の実施例の2c-2c'線における断面図である。

図3は本発明の別例の実施例の断面図である。

図4は本発明の他の別例の実施例の断面図である。

図5は本発明の他の別例の実施例の側面図である。

図6は本発明の他の別例の実施例の側面図である。

図7は図5の実施例の断面図である。

好ましい実施の形態の詳細な説明

図1により、本発明の第1の好ましい実施例が描写される。この実施例は脈管内のガイドワイヤ10である。このガイドワイヤ10は末端部12と基端部14とを備える。ガイドワイヤ10は長さが約180～300センチメートルあり、外径が約0.010～0.035インチある。一連の寸法のガイドワイヤが様々な患者の異なる要求及び内科医の好みに適合しながら利用できるように、その他の長さ及び外径が提供され得る。このようなその他の寸法は特に本発明及び本発明の実施例の範囲内で考察され得るものである。

ガイドワイヤ10は芯18を含む。芯18はステンレススチール、ニチノール、その他の

10

20

30

40

50

材料又はこれら材料の組み合わせ等の強固であるが、柔軟な材料で作られる。好ましい実施例においては、芯18は以下に詳述するように、少なくとも部分的に選択的に形成可能な金属材料により作られる。芯18はガイドワイヤ10の末端12から基端14への方

向において延伸する。
好ましい実施例において、芯18は末端部20と基端部22とを備える。基端部と末端部とは1本の単一の金属ワイヤにて形成されることが好ましい。末端部20はガイドワイヤの末端方向においてより大きな柔軟性を付与するために、基端部22より小さな断面積を有する。好ましい実施例においては、ガイドワイヤの末端部20は、以下に詳述するように、先細りの部分と均一な断面積を有する部分との一連の段階又は領域よりなる。先細りの部分と均一な断面積を有する部分との一連の段階は末端方向において徐々に増加する柔軟性をガイドワイヤに付与することを意図している。

10

この実施例においては、芯18の基端部22は約0.010~0.018インチの径を有する。図2aはガイドワイヤの基端部22の断面図である。芯18の基端部22はガイドワイヤ10の基端から芯18の末端部20の基端方向において延伸する。この実施例においては、芯18の末端部20は長さが約10.50インチである。

芯の末端部20は基端部22の末端に近接する第1の領域24を含む。芯の末端部20のこの第1の領域24の長さは約2.0インチである。第1の領域24において、芯18は基端部20の径（例えば0.018インチ）から約0.009インチの径に徐々に細くなる。この第1の領域において、芯は円形の断面積を有する。

芯の末端部20は、次に、第1の領域24の末端に近接して第2の領域28を含む。芯の末端部20の第2の領域28の長さは約4.0インチである。図2bはガイドワイヤのこの領域の断面図である。第2の領域28はほぼ均一な断面積の領域である。この第2の領域28においても、芯は円形の断面積を有することが好ましい。

20

芯の末端部20は次に第2の領域28の末端に近接して第3の領域30を備える。芯の末端部20のこの第3の領域30の長さは約2.0インチである。第3の領域30においては、芯18は第2の領域28の径（例えば0.0090インチ）から約0.00525インチの径へ徐々に細くなる。この第3の領域30においても、芯は円形の断面積を有する。

芯の末端部20は次に第3の領域30の末端に近接して第4の領域32を備える。芯の末端部20のこの第4の領域32の長さは約1.75インチである。第4の領域32においては、芯18は末端方向において平坦になり、約0.010インチX0.00225インチの寸法を有するリボン状の形状をなす。図2cはガイドワイヤのこの領域の断面図である。この領域がリボン形状をなすために、ガイドワイヤは1つの平面で屈曲することが可能であり、使い易くなっている。第4の領域32においては、末端の平坦部の長さは約0.5インチであり、円形の断面積部分の長さは約0.7インチであり、かつこれら両部分の移行領域の長さは約0.7インチである。

30

徐々に細くなる部分及び均一断面積部分とを含む芯ワイヤの末端部20は、化学洗浄、研磨、研削又は加圧等の公知の方法により成形され得る。

ガイドワイヤ10も基端14から末端12方向において延伸するプラスチック製のジャケット38を備える。第1の好ましい実施例において、プラスチック製のジャケット38は基端ジャケット部40及び末端ジャケット部42とより形成される。この実施例におけるプラスチック製のジャケット38の外径は約0.035インチである。しかしながら、その他の寸法がその他の寸法のガイドワイヤのために提供され得る。

40

末端ジャケット部42は長さが約18インチあり、ガイドワイヤ10の末端部から基端部方向において延伸する。末端のジャケット部42の末端は芯ワイヤ18の末端の上を、かつ末端を覆うように延伸する。この実施例においては、末端ジャケット部42の基端は基端ジャケット部40の末端にほぼ当接する。基端ジャケット部と末端のジャケット部とが当接する場所において、両ジャケット部の外径はほぼ同一であり、平滑な移行領域を形成するので、ガイドワイヤは即座にカテーテル又は脈管内に挿入されたり、カテーテル又は脈管内から除去され得る。しかも、カテーテル又は他の装置が即座にガイドワイヤ上を進

50

行され得る。

これら2つのジャケット部はそれぞれの位置にとくに関係する機能に関連した特徴を生み出すために提供される。この実施例において、基端ジャケット部40はポリテトラフルオロエチレンにより作られ、末端ジャケット部42はポリウレタンより作られる。代替として、基端ジャケット部40はキナール(CH_2CF_2)等のフッ素樹脂、高密度ポリエチレン、デルリン(ポリアセタール)、ハイトレル又はポリプロピレン等のような他の材料及びこれらの材料の組み合わせで作られ得る。末端ジャケット部42は他のポリマー、コポリマー、エラストマー、フルオロエラストマー、シリコン、ハイトレル又はナイロンから作られる。

好ましい実施例において、末端ジャケット部は親水性皮膜で被覆されているので、血液等の流体と接触する時、末端ジャケット部の表面は非常に潤滑性に富む。親水性の皮膜はガイドワイヤの生物親和性を向上すると信じられている。この信じる根拠の一端は、親和性の表面は一般に血栓症を起こしにくく、特に、親和性の表面と比較して血小板の減少した活性化及び悪化とを呈する、という観察に基づく。好ましい実施例において、皮膜の組成は有機溶媒と水との混合物中におけるヒドロゲルとポリウレタンとの混合物である。溶媒の混合物は末端ジャケット部42に塗布された後、乾燥される。好ましい実施例において、ポリビニルピロリドン(PVP)がヒドロゲルとして使用され、ダウ社(Dow)(ペレセン2363シリーズ(Pellettane 2363 Series))又はサーメディックス社(テコフレックス群のテコフェン(Techophane of Techoflex families))のような商業的ポリウレタンが使用され得る。末端ジャケット部のポリウレタン基質に親和性のあるポリマーブレンドは(ウレタンと溶媒を介して)使用され、一方他の組成分は滑りやすい水溶性の材料である。ヒドロゲルは水に不溶性のポリウレタンと結合するので溶解しなくなる。

親和性の皮膜を使用する代わりに、ガイドワイヤジャケットの潤滑性を向上させるために、異なる皮膜がガイドワイヤジャケットに塗布され得る。この皮膜はシリコン製又は他の潤滑性のある材料であり得る。

好ましい実施例において、親和性の皮膜がガイドワイヤの末端部、特に、末端ジャケット部42にのみ塗布される。これは、好ましい親和性の皮膜は末端ジャケット部のウレタン材料に接着し、基端ジャケット部の好ましい材料を含めて多くの異なる材料に接着しないので、容易に遂行される。

上記に記載したように、基端ジャケット部は、低い摩擦表面を提供するポリテトラフルオロエチレンより作られるが、親和性の皮膜を備える末端ジャケット部の摩擦力ほどには低くはない。ガイドワイヤの基端部が、カテーテル内腔又は脈管を横切るために低い摩擦力を有することは有利である。しかしながら、ガイドワイヤの基端部は末端部が存在する脈管構造の部分ほど曲がりくねっていない脈管構造の部分に存在することが多いので、末端部ほど高い潤滑性のある表面を必要とはしない。従って、ポリテトラフルオロエチレンは材料としてよい選択である。

更に、低い摩擦表面のこの組み合わせは、親水性の皮膜を備える表面のような非常に低い摩擦力を有する表面はガイドワイヤの末端部にのみ使用されるという、更なる利点を有する。親和性の皮膜を備える表面のような、非常に低い摩擦力を有する表面は非常に滑りやすいので、それが基端部に使用されると、内科医は取扱うのが困難になろう。従って、この実施例は、ガイドワイヤの基端において、基端からガイドワイヤを操作する内科医にとって扱いやすい表面、すなわち、ガイドワイヤが即座に患者の脈管部を横切り、かつガイドワイヤがカテーテル内で十分に移動できるほどに低い摩擦力を有する表面を含む。ガイドワイヤの末端部が向上した放射線不透過性を与えられるのが好ましい。好ましい実施例において、これはバリウム、ビスマス又はタングステンのような放射線不透過性の材料を添加することにより達成される。ポリウレタン製の末端ジャケット部に放射線不透過性の材料を添加することにより、内科医が蛍光透視法によりガイドワイヤの末端部が患者の体のどの位置にあるかを観察する能力を向上させる。好ましい実施例においては、ポリテトラフルオロエチレン製の基端ジャケット部40は加熱されて、芯ワイヤ上に収縮される。

末端ジャケット部42は、芯ワイヤの周りに再形成される温度にまでポリウレタン製のスリーブを加熱することにより、芯ワイヤ上に設置される。基端と末端の両ジャケット部は、両者間の移行が平滑になるように芯なし研削盤により仕上げられる。

更なる別例の実施例においては、ガイドワイヤは、少なくとも末端部において選択的に形成可能な芯を備える。選択的に形成可能な芯により、芯が作られるワイヤは特定の形状に屈曲され、かつこの屈曲された形状がワイヤによって維持され得る。これにより、内科医はガイドワイヤに特定の形状を付与することができるようになり、ガイドワイヤを屈曲したり、振ったりすることにより、ガイドワイヤを患者の脈管構造の適切な場所に置くことが容易になる。この選択的成形性を付与するために、好ましい実施例においては、芯ワイヤ全体がステンレススチールで作られ得る。この特徴を付与するために他の材料が使用されてもよい。ステンレススチールのような形成可能な材料を使用することは、ガイドワイヤにニチノール等の超弾性材料のような形成不能な材料を使用するよりも有利である。ニチノールのような超弾性材料は非常に高い可撓性を有しており、一旦屈曲されても、また元の形状に復元するので形成性はない。超弾性材料は予め形成された形状を記憶されることもできるが、この予め形成された形状は一般にガイドワイヤの製造中に決定され、内科医がガイドワイヤを使用前にただ屈曲させるだけで変更できるものではない。ガイドワイヤにニチノールのような超弾性材料を使用することは或る用途にはある種の利点を与えることにはなるが、ステンレススチールのような形成可能な材料は、内科医により特定の患者に適した又は内科医の好む形状に形成されることができ、超弾性材料製の芯ガイドワイヤでは得られない利点を与える。

更なる別例の実施例においては、ガイドワイヤは芯ワイヤの末端部において形成可能な特性を有する材料及び芯ワイヤの基端部において形成不可能な特性を有する（例えば、超弾性特性を有する）材料とから作られる芯ワイヤを備えていてもよい。このような構成はガイドワイヤの或る用途においては利点を与え得る。これらの特性を有するガイドワイヤは芯ワイヤのためにニチノールのような超弾性材料を使用することにより形成され、末端部において超弾性特性を減少させ得る。これは超弾性のある芯ワイヤの末端部を加熱することにより招来され得る。芯ワイヤの末端の超弾性特性を減少させる他の手段はフラットニング加工等機械的に形成することである。芯ワイヤの超弾性特性を減少させるその他の方法も使用され得る。形成可能な末端部と超弾性性の基端部との二重構成を有する芯ワイヤを使用することにより、内科医によりガイドワイヤの末端部に所望の形状を与えることができ、曲がりくねった脈管内等において、屈曲部を形成することを容易にするとともに、同ガイドワイヤにおいて、基端部が超弾性特性を有することにより、ガイドワイヤが永久的変形を有していなくても末端部が曲がりくねった通路を進行することが可能になる。芯ワイヤにおける形成可能な特性と形成不可能な特性との組み合わせは芯ワイヤのために1つ以上の材料又は1本以上のワイヤを使用することにより可能である。

図3は本発明のその他の実施例を示す。ガイドワイヤのこの実施例は上記に詳述した実施例といくつかの点で類似している。この実施例のガイドワイヤには大きな寸法（例えば、0.035インチ）で採用されているが、この実施例は約0.018インチ等の外径を有する比較的小きな外径を有するガイドワイヤにも特に適する。ガイドワイヤにより小さな外径が与えられると、芯ワイヤの外径とプラスチック製のジャケットも相応してより小さくなる。上に記載した実施例と同様に、このガイドワイヤはプラスチック製のジャケット54により被覆された芯52を備える。芯52は上に記載したと同じように、選択的に形成可能な材料で作られることが好ましい。更に、この実施例においては、マーカ56がガイドワイヤ50の末端58に与えられる。このマーカ56はプラスチック製のジャケット54の下芯ワイヤ52の末端部の周りに位置する。この実施例においては、マーカ56はコイルばねである。代わりに、マーカはリボン、他のワイヤ、芯52の上に金メッキしたもの又は他の同様な組成のいずれもあり得る。先端60がマーカ56の設置及び連結を容易にするために芯ワイヤ52の末端に設けられ得る。

マーカ56は白金、ステンレススチール又は他の材料より作られ得る。マーカ56は白金等の材料を選択することにより放射線不透過特性を付与することも可能である。追加して

10

20

30

40

50

又は代替として、これは放射線不透過性の材料を使用又は添加することにより、ジャケット部分に放射線不透過性を付与することが可能である。放射線不透過性のマーカの使用はより小さな径のガイドワイヤにおいて好まれ、プラスチック製のジャケットは、放射線不透過性の材料が加えられていても、非常に小さな寸法なので蛍光透視下で識別するのは困難であろう。

図4は本発明の他の実施例を示す。図4の実施例においては、芯ワイヤ20はガイドワイヤの末端から基端方向において延伸する。上に記載の実施例におけると同じように、芯ワイヤ20は芯ワイヤジャケット38により被覆される。この実施例においては、芯ワイヤジャケット38は第1ジャケット70を備える。本発明の第1ジャケット70は第1部72と第2部74とを備える。芯ワイヤジャケット38は第2ジャケット76も備える。第2ジャケット76は第2部74の上にある第1ジャケット70を被覆する。第2ジャケット76は上記の複数の実施例における基端部のジャケットに相当し得る。第2ジャケット76は基端部の上にある第1ジャケット70上に配置された後ヒートシュリンクされる薄いチューブであり得る。第2ジャケット76は、代わりに、噴射、浸漬等の他の方法によっても塗布される。

好ましい実施例において、第2ジャケット76が第1ジャケット70を被覆している時、第2ジャケット76の外径は、少なくとも第2ジャケット76が終わるガイドワイヤの区域80にある第1部での第1ジャケット70の外径とほぼ同一であるので、この区域80全域に亘るガイドワイヤの径はほぼ均一である。この均一性は研磨、研削又は他の手段により更に向上させられる。径にこの均一性を更に与えることにより、第1ジャケット70の第2部74は第1ジャケット70の第1部72の径よりも小さな径を与えられ得る。この径の減少は研削、伸張、化学的腐食又は他の手段により形成され得る。

好ましい実施例において、第2ジャケット76はガイドワイヤの基端部を被覆し、第1ジャケット70の露出した第1部72はガイドワイヤの末端方向において延伸する。第1ジャケット70及び第2ジャケット76は、両ジャケットが当接するガイドワイヤの実施例について上に記載したように、それぞれのジャケットの機能に指向した特性が与えられ得る。例えば、第1ジャケット70はポリウレタン製の材料で作られ得るし、第2ジャケット76はポリテトラフルオロエチレン製の材料で作られ得る。上に記載したように、親和性の皮膜が、潤滑性を向上させるために、第1部72における第1ジャケット70に塗布され得る。このガイドワイヤの実施例が体の周辺部での使用を目指すものである時、ガイドワイヤはほぼ0.035インチの外径を有する。他の径も同様に他の寸法のガイドワイヤ用に適する。既に記載した実施例におけるように、芯20はステンレススチール又はニチノールのような材料であってもよいし、少なくとも一部分では形成可能な特性を有していてもよい。

図5は本発明の他の実施例を示す。末端ジャケット部142は基端ジャケット区域106と末端ジャケット区域108とに分割される。本発明の1つの実施例において、末端ジャケット区域108は長さが約1インチである。末端ジャケット区域108の長さは、ガイドワイヤの所望の操作特性に応じてこの長さより長くても短くてもよい。

末端ジャケット区域108は基端ジャケット区域106に比べてより軟らかい固さを有することが好ましい。本発明の1つの実施例においては、末端ジャケット区域108はデュロメーターで80Aと85Aとの間の硬度を有し、デュロメーターで約93Aの硬度を有する基端ジャケット区域より柔らかい。基端ジャケット区域に対する末端ジャケット区域108のこの減少した硬度により、末端ジャケット区域108においてより大きな柔軟性が可能になる。

末端ジャケット区域108は基端ジャケット区域106に比べてより放射線不透過性が高いことが好ましい。本発明の他の実施例において、末端ジャケット区域108は約80パーセント(80%)~90パーセント(90%)タングステンが加えられており、約40パーセント(40%)~65パーセント(65%)タングステンが加えられた基端ジャケット区域106より放射線不透過性が高くなっている。当業者はバリウム、ビスマス又はこれらの材料の組み合わせが添加物として適していることを知っている。当業者は、添加

10

20

30

40

50

物の変更は、必要とされる添加量に大きな影響を与え、その結果、異なる添加物を使用することにより一定度合いの放射線不透過性を得ることができることも知っている。この放射線不透過性における相違は末端ジャケット区域１０８に蛍光透視下での比較的大きな可視性を招来する一方、基端ジャケット区域１０６も同様に蛍光透視下で見ることができるようになる。このようにして、末端部２０と、特に、末端ジャケット区域１０８との両方の位置が決定され得る。

図６は本発明の他の実施例を示す。末端ジャケット部２４２は基端ジャケット区域２０６と末端ジャケット区域２０８とに分割される。末端ジャケット区域２０８は基端方向における末端ジャケット部テーパ１１０と末端方向における末端減少部１１２とを備える。断面積は基端ジャケット区域２０６から末端ジャケット部テーパ１１０を介して末端減少部１１２方向において進むにつれて狭くなる。末端減少部１１２の減少した断面積は基端ジャケット区域２０６よりも末端ジャケット区域２０８により大きな柔軟性を与えるので、末端ジャケット区域２０８は曲がりくねった通路を通れる向上した操縦性を持つ。本発明の１つの実施例において、末端ジャケット部テーパ１１０と末端減少部１１２との合計の長さは約１インチであるが、末端ジャケット部テーパ１１０と末端減少部１１２の長さはガイドワイヤの所望する操縦性の特徴によりこの長さより長くなったり短くなったりすることができる。末端ジャケット部テーパ１１０と末端減少部１１２は化学洗浄、研磨、研削又は加圧等の公知の方法で形成される。

10

図７は芯の末端部２０に関する放射線不透明性材料の添加量の相違を示す図５のガイドワイヤの長手方向における断面図である。末端ジャケット区域１０８は基端ジャケット区域１０６に比べてより多くの放射線不透過性の材料が添加されている。本発明のこの実施例においては、芯１８は末端ジャケット区域１０８におけるよりも基端ジャケット区域１０６におけるほうがより少ない放射線不透過性材料が添加されているプラスチックにより、被包されている。

20

上記の詳細な記述は制限的であるよりもむしろ例示的であることを意図するものであり、かつ全ての同等物を含む以下の請求項は本発明の範囲を規定するべく意図されている。

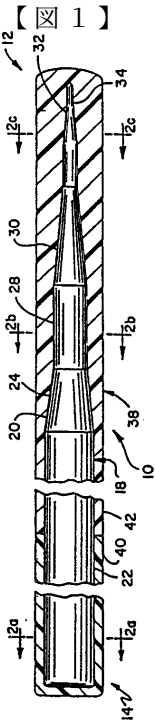


FIG. 1

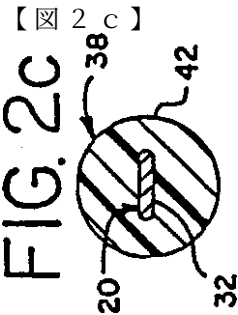


FIG. 2c

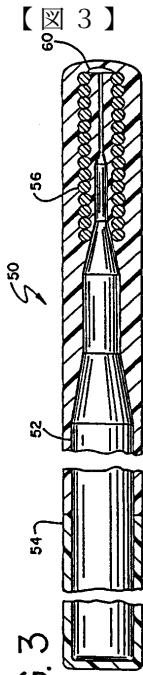


FIG. 3

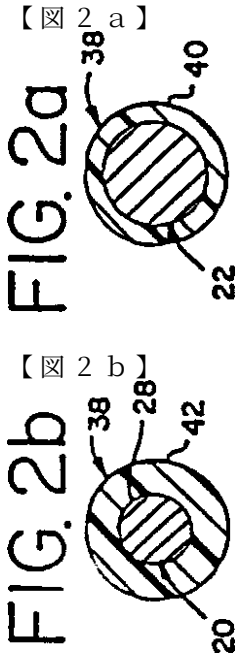
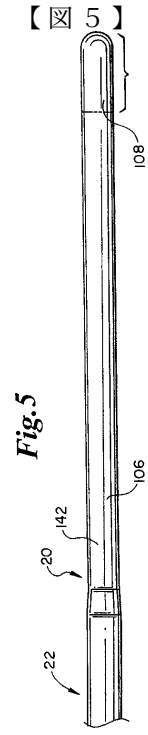
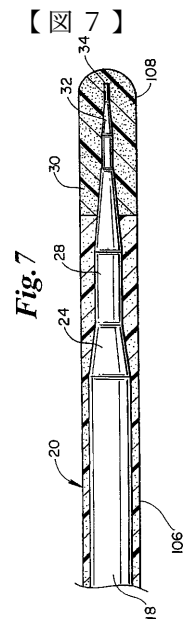
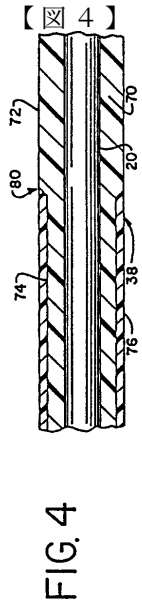
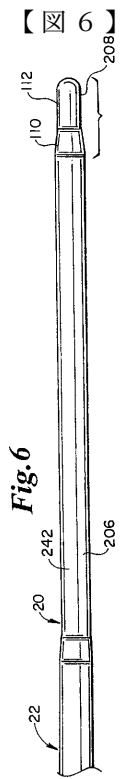


FIG. 2a

FIG. 2b



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平05-168717 (JP, A)
米国特許第05171232 (US, A)
国際公開第95/031244 (WO, A1)
特許第2540211 (JP, B2)
実開平07-037199 (JP, U)
米国特許第05368048 (US, A)
特開平04-009162 (JP, A)
特開平06-054911 (JP, A)
特開平06-054912 (JP, A)
特公平05-081272 (JP, B2)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61M 25/01