

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6928203号
(P6928203)

(45) 発行日 令和3年9月1日(2021.9.1)

(24) 登録日 令和3年8月11日(2021.8.11)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 M 25/00 (2006.01)	A 6 1 M 25/00 6 3 0
A 6 1 M 25/098 (2006.01)	A 6 1 M 25/00 6 1 0
	A 6 1 M 25/00 6 2 4
	A 6 1 M 25/098

請求項の数 13 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2017-520130 (P2017-520130)	(73) 特許権者	591140938
(86) (22) 出願日	平成27年5月26日 (2015.5.26)		テルモ・クリニカルサプライ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2015/065124		岐阜県各務原市川島竹早町3番地
(87) 国際公開番号	W02016/189662	(74) 代理人	100089060
(87) 国際公開日	平成28年12月1日 (2016.12.1)		弁理士 向山 正一
審査請求日	平成30年4月23日 (2018.4.23)	(72) 発明者	長尾 重義
審査番号	不服2019-17543 (P2019-17543/J1)		岐阜県各務原市川島竹早町3番地 テルモ
審査請求日	令和1年12月25日 (2019.12.25)		・クリニカルサプライ株式会社内
		(72) 発明者	村田 智往
			岐阜県各務原市川島竹早町3番地 テルモ
			・クリニカルサプライ株式会社内
		(72) 発明者	大野 功至
			岐阜県各務原市川島竹早町3番地 テルモ
			・クリニカルサプライ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 分岐血管挿入用カテーテル

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1の血管と前記第1の血管より分岐する分岐血管において、前記第1の血管より前記分岐を通過させて前記分岐血管に挿入するための分岐血管挿入用カテーテルであって、

前記カテーテルは、ガイドワイヤの挿通のための先端から基端まで連通したルーメンを有するカテーテル本体を有し、

前記カテーテル本体は、内層と、前記内層の外面に設けられたワイヤ巻付補強体と、前記内層および前記補強体を被覆する外層とを備え、

前記外層は、前記カテーテル本体の先端もしくはその付近より延び、第1の樹脂により形成された第1の樹脂形成部と、前記第1の樹脂形成部の基端から前記カテーテル本体の基端側に延び、かつ、前記第1の樹脂より硬質の第2の樹脂にて形成された第2の樹脂形成部を備え、

前記カテーテル本体は、先端部の外径が0.7mm以下であり、かつ、前記カテーテルの先端より、3.0~7.0mmに位置し、かつ、軸方向長さが2.0mm以下である第1の物性変化点を備え、前記第1の物性変化点の前後において、基端側が先端側に比べ剛性が高いものとなっており、

前記カテーテル本体は、前記第1の物性変化点より基端側に位置し、かつ、前記カテーテルの先端より、12.0~18.0mmもしくは前記第1の物性変化点より、7.0~13.0mm基端側に位置する第2の物性変化点を備え、前記第2の物性変化点の前後において、基端側が先端側に比べ剛性が高いものとなっており、さらに、前記外層は、前記

第2の樹脂形成部に形成され、2.0mm以下の軸方向長と0.02~0.05mmの外径差を有する拡径部を備え、

前記第1の物性変化点は、前記第1の樹脂形成部と前記第2の樹脂形成部との境界部により形成されており、前記第2の物性変化点は、前記拡径部により形成されていることを特徴とする分岐血管挿入用カテーテル。

【請求項2】

前記第1の物性変化点付近における基端側部分の3点曲げ荷重は、先端側部分の3点曲げ荷重の1.5~2.5倍である請求項1に記載の分岐血管挿入用カテーテル。

【請求項3】

前記第1の物性変化点は、先端側から基端側に向かって傾斜的に剛性が高くなっている請求項1または2に記載の分岐血管挿入用カテーテル。

10

【請求項4】

前記ワイヤ巻付補強体は、前記カテーテル本体の先端より前記第1の物性変化点を越えて基端側に延びている請求項1ないし3のいずれかに記載の分岐血管挿入用カテーテル。

【請求項5】

前記カテーテル本体は、前記第1の物性変化点より先端側に位置し、さらに、前記カテーテルの中心軸に対する湾曲角度が、15~75度である湾曲部を備えている請求項1ないし3に記載の分岐血管挿入用カテーテル。

【請求項6】

前記カテーテルは、第1の先端部同一外径部と、前記第1の先端部同一外径部の外径より、0.01~0.07mm大きい第2の先端部同一外径部を備えている請求項1ないし5のいずれかに記載の分岐血管挿入用カテーテル。

20

【請求項7】

前記カテーテル本体は、前記内層と前記外層により構成され、前記ワイヤ巻付補強体が存在しない先端を備えている請求項1ないし6のいずれかに記載の分岐血管挿入用カテーテル。

【請求項8】

前記第2の物性変化点付近における基端側部分の3点曲げ荷重は、前記第2の物性変化点付近における先端側部分の3点曲げ荷重の1.15~1.8倍である請求項1ないし7のいずれかに記載の分岐血管挿入用カテーテル。

30

【請求項9】

前記第2の物性変化点は、先端側から基端側に向かって傾斜的に剛性が高くなっている請求項1ないし8のいずれかに記載の分岐血管挿入用カテーテル。

【請求項10】

前記カテーテル本体の先端部は、均一内径部と、前記均一内径部の後端より基端方向に延び、かつ拡径する内径テーパ部とを備え、前記第1の物性変化点は、前記均一内径部に位置し、前記第2の物性変化点は、前記内径テーパ部の先端部に位置している請求項1ないし9のいずれかに記載の分岐血管挿入用カテーテル。

【請求項11】

前記カテーテル本体の先端部は、第1の均一外径部と、前記第1の均一外径部の後端より基端方向に延び、かつ前記第1の均一外径部より大径の第2の均一外径部と、前記第2の均一外径部の後端より基端方向に延び、かつ前記第2の均一外径部より始端が大径の大径外径部とを備えている請求項1ないし10のいずれかに記載の分岐血管挿入用カテーテル。

40

【請求項12】

前記カテーテル本体は、前記ワイヤ巻付補強体の先端を被包するように設けられた造影マーカーを備えている請求項1ないし11のいずれかに記載の分岐血管挿入用カテーテル。

【請求項13】

前記カテーテルは、目的の分岐血管まで導入されるガイドワイヤと共に用いられるカテーテルである請求項1ないし12のいずれかに記載の分岐血管挿入用カテーテル。

50

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、母血管から分岐する細径の分岐血管に、母血管より挿入するための分岐血管挿入用カテーテルに関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、外科的侵襲が非常に少ないという理由から、カテーテルを用いた血管病変の治療が盛んに行われている。細く複雑なパターンの血管系に迅速かつ確実な選択性をもって挿入し得るようなカテーテルが提案されている。そのようなカテーテルとして、特開2001-218851（特許文献1）、特開2006-51081（特許文献2）、特開2006-158788（特許文献3）、特開2013-208150（特許文献4）などが提案されている。

10

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献1】特開2001-218851

【特許文献2】特開2006-51081

【特許文献3】特開2006-158788

【特許文献4】特開2013-208150

20

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

カテーテルを用いた病変の治療、例えば、肝臓治療において、母血管（肝臓動脈）より分岐する細径の分岐血管へのカテーテルの挿入が求められる場合がある。この場合、母血管内に挿入され、かつ、分岐血管に先端部が到達したガイドワイヤに沿ってカテーテルを導入し、その先端部を分岐血管内に挿入する手技が行われている。このような手技において、カテーテルの先端を分岐血管に挿入しようとしたとき、カテーテルの先端部の剛性により、分岐血管に挿入されているガイドワイヤの先端部を分岐血管より離脱させてしまうことがあった。

30

【0005】

上記の特許文献1ないし4のいずれにおいても、上記の問題点についての認識はなかった。本願発明者が、カテーテルの先端部の物性構造について鋭意検討することにより、上記の問題点を解消可能なカテーテルを開発した。

【0006】

本発明の目的は、母血管内に挿入され、かつ、分岐血管に先端部が到達したガイドワイヤに沿って、カテーテルの先端部を分岐血管に挿入する際に、カテーテルに起因するガイドワイヤの先端部の分岐血管からの離脱がなく、カテーテルの先端部を分岐血管に、容易かつ確実に挿入することができる分岐血管挿入用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】

40

【0007】

上記目的を達成するものは、以下のものである。

第1の血管と前記第1の血管より分岐する分岐血管において、前記第1の血管より前記分岐を通過させて前記分岐血管に挿入するための分岐血管挿入用カテーテルであって、前記カテーテルは、ガイドワイヤの挿通のための先端から基端まで連通したルーメンを有するカテーテル本体を有し、前記カテーテル本体は、内層と、前記内層の外面に設けられたワイヤ巻付補強体と、前記内層および前記補強体を被覆する外層とを備え、前記外層は、前記カテーテル本体の先端もしくはその付近より延び、第1の樹脂により形成された第1の樹脂形成部と、前記第1の樹脂形成部の基端から前記カテーテル本体の基端側に延び、かつ、前記第1の樹脂より硬質の第2の樹脂にて形成された第2の樹脂形成部を備え、前

50

記カテーテル本体は、先端部の外径が0.7mm以下であり、かつ、前記カテーテルの先端より、3.0～7.0mmに位置し、かつ、軸方向長さが2.0mm以下である第1の物性変化点を備え、前記第1の物性変化点の前後において、基端側が先端側に比べ剛性が高いものとなっており、前記カテーテル本体は、前記第1の物性変化点より基端側に位置し、かつ、前記カテーテルの先端より、12.0～18.0mmもしくは前記第1の物性変化点より、7.0～13.0mm基端側に位置する第2の物性変化点を備え、前記第2の物性変化点の前後において、基端側が先端側に比べ剛性が高いものとなっており、さらに、前記外層は、前記第2の樹脂形成部に形成され、2.0mm以下の軸方向長と0.02～0.05mmの外径差を有する拡径部を備え、前記第1の物性変化点は、前記第1の樹脂形成部と前記第2の樹脂形成部との境界部により形成されており、前記第2の物性変化点は、前記拡径部により形成されている分岐血管挿入用カテーテル。

10

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、本発明の一実施例の分岐血管挿入用カテーテルにガイドワイヤを挿通した状態の部分省略外観図である。

【図2】図2は、図1に示した分岐血管挿入用カテーテルの先端部の拡大断面図である。

【図3】図3は、図1に示した分岐血管挿入用カテーテルの基端部の拡大断面図である。

【図4】図4は、本発明の他の実施例の分岐血管挿入用カテーテルにガイドワイヤを挿通した状態の部分省略外観図である。

【図5】図5は、図4に示した分岐血管挿入用カテーテルの先端部の拡大外観図である。

20

【図6】図6は、本発明の分岐血管挿入用カテーテルの作用を説明するための説明図である。

【図7】図7は、本発明の分岐血管挿入用カテーテルの作用を説明するための説明図である。

【図8】図8は、従来の分岐血管挿入用カテーテルの作用を説明するための説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

本発明のカテーテルを図面に示した実施例を用いて説明する。

本発明の分岐血管挿入用カテーテルは、第1の血管51と第1の血管51より分岐する細径の分岐血管52に、第1の血管51より分岐を通過させて分岐血管52に挿入するための分岐血管挿入用カテーテルである。分岐血管挿入用カテーテル1は、ガイドワイヤ15の挿通のための先端から基端まで連通したルーメン20を有するカテーテル本体2を有し、カテーテル本体2は、内層3と、内層3の外面に設けられたワイヤ巻付補強体5と、内層3および補強体5を被覆する外層4とを備える。カテーテル本体2は、カテーテル1の先端より、3.0～7.0mmに位置する第1の物性変化点6を備え、第1の物性変化点6の前後において、基端側が先端側に比べ剛性が高いものとなっている。そして、第1の物性変化点6部分により、易屈曲部が形成されている。

30

【0010】

本発明の分岐血管挿入用カテーテル1は、第1の血管（例えば、肝動脈）と第1の血管（肝動脈）より分岐する細径の分岐血管に、第1の血管（肝動脈）より分岐を通過させて分岐血管に挿入するための分岐血管挿入用カテーテルである。そして、本発明の分岐血管挿入用カテーテル1は、先端部の外径が、1.0mm以下のマイクロカテーテルに適用した場合、特に有効である。さらに、先端部の外径が、0.7mm以下のマイクロカテーテルに適用した場合、より有効である。

40

【0011】

この実施例の分岐血管挿入用カテーテル1は、先端から基端まで貫通したルーメン20を有するカテーテル本体2と、カテーテル本体2の基端に固定されたハブ11とからなる。

カテーテル本体2は、内層3と、内層3の外面に設けられたワイヤ巻付補強体5と、内

50

層3および補強体5を被覆する外層4とを備えている。

【0012】

カテーテル本体2は、カテーテル1の先端より、3.0~7.0mmに位置する第1の物性変化点6を備え、第1の物性変化点6の前後において、基端側が先端側に比べ剛性が高いものとなっており、かつ、第1の物性変化点6の前後に位置するカテーテル本体2の部位において、易屈曲部が形成されている。易屈曲部とは、第1の物性変化点6の前後で比較して、屈曲の中心となりやすい部分である。なお、易屈曲部は、屈曲点ではなく、第1の物性変化点6の前後により形成される屈曲し易い領域を意味する。このような易屈曲部を有することにより、先端が分岐血管内に進入したガイドワイヤがカテーテルを挿通した状態において、カテーテル1の先端面もしくは先端側部が、血管内壁に当接した場合、カテーテル1は、その先端より3.0~7.0mmに位置する第1の物性変化点6にて屈曲するため、カテーテル1の先端が跳ね、分岐血管内に進入しているガイドワイヤの先端部を離脱させることがない。

10

【0013】

また、この実施例のカテーテル1では、図2に示すように、ワイヤ巻付補強体5は、カテーテル本体2の先端より第1の物性変化点6を越えて基端側に延びる第1の巻付け条件部分を備え、外層4は、カテーテル本体2の先端より延び、第1の樹脂により形成された第1の樹脂形成部4aと、第1の樹脂形成部4aの基端からカテーテル本体2の基端側に延び、かつ、第1の樹脂より硬質の第2の樹脂にて形成された第2の樹脂形成部4bを備える。そして、第1の物性変化点6が、第1の樹脂形成部4aと第2の樹脂形成部4bとの境界部により形成されている。よって、境界部は、カテーテル1の先端より、3.0~7.0mmに位置するものとなっている。特に、境界部は、カテーテル1の先端より、4.0~6.0mmに位置することが好ましく、さらには、4.5~5.5mmに位置することが好ましい。

20

【0014】

カテーテル本体2について、具体的に説明する。カテーテル本体2は、先端部21と、本体部22を有する。

カテーテル本体2は、全体に延びる内層3と、外層4と補強体5とを備える。この実施例のカテーテル1では、内層3は、ガイドワイヤの挿通用の内部ルーメン20およびカテーテル本体2の内面形態を形成しており、同一材料によって先端から基端までほぼ均一の内層3の肉厚にて延びている。また、内層3は、先端から第1の物性変化点6を若干越える部分まで延びる先端同一内径部3aと、先端同一内径部3aの基端から所定長基端側に延びる先端側内径テーパ部3bと、先端側内径テーパ部3bの基端から基端までほぼ同一外径にて延びる基端側同一内径部を備えている。

30

【0015】

内層3の先端同一内径部3aは、内径が、0.35~0.50mmが好ましく、特に、0.40mm~0.46mmが好ましい。また、内層3の先端同一内径部3aの軸方向長が、5~10mmであることが好ましく、内層3の先端同一内径部3aは、基端が、第1の物性変化点6より、1.0~4.0mm基端側に位置することが好ましい。

【0016】

内層3の先端側内径テーパ部3bは、先端の内径が、先端同一内径部3aとほぼ等しく、基端の内径が、0.53~0.65mmであり、先端から基端に向かってなだらかなテーパ状に拡張するものであることが好ましい。また、内層3の先端側内径テーパ部3bの軸方向長が、60~200mm程度であることが好ましく、特に、70~150mmであることが好ましい。

40

内層3の肉厚は、0.003~0.1mm程度であることが好ましく、特に、0.005~0.05mmであることが好ましい。

【0017】

また、この実施例では、内層3は、同一材料にて先端から基端まで形成されている。内層3の形成材料としては、PTFE、ETFEなどのフッ素樹脂、ポリイミド、ポリエス

50

テル（例えば、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）、ポリオレフィン（例えば、超高分子ポリエチレン、ポリプロピレン）、ポリアミド、変性ポリエチレンエーテルポリアミドイミド、ポリエーテルイミド、ポリスチレンスルフィド、液晶ポリマーなどの硬質系の樹脂が好ましい。特に、低摩擦性内面を形成できる P T F E、E T F E 等のフッ素系ポリマーが好ましい。

【0018】

ワイヤ巻付補強体 5 は、内層 3 の外面にワイヤを巻き付けることによって形成されている。ワイヤ巻付補強体 5 は、金属線からなる細いワイヤにより、網目状、螺旋状に内層の外面に巻き付けたものが好ましい。特に、ワイヤ巻付補強体 5 は、細いワイヤが織り合わされたメッシュ状の編組（ブレード）により構成されていることが好ましい。具体的には、内層 3 の軸線方向に互いに間隔をおいて第 1 の螺旋方向に巻回された複数の細径ワイヤと、内層 3 の軸線方向に互いに間隔をおいて第 1 の螺旋方向とは異なる第 2 の螺旋方向に巻回された複数の細径ワイヤとが交差して形成された編組であることが好ましい。

10

【0019】

ワイヤ巻付補強体を形成するワイヤとしては、金属線が好適であり、例えば、ステンレス線、アモルファス合金線、白金、金、タングステン、タンタル、イリジウム等のような X 線造影性金属線などが好ましい。アモルファス合金線としては、鉄 - ケイ素 - ホウ素系合金、コバルト - ケイ素 - ホウ素系合金、鉄 - コバルト - クロム - モリブデン - ケイ素 - ホウ素系合金などを用いて形成したアモルファス合金線が、好適である。X 線造影性金属線としては、タングステンが好適である。また、ワイヤ巻付補強体を形成するワイヤとして

20

【0020】

ワイヤ巻付補強体 5 は、カテーテル本体 2 の先端より第 1 の物性変化点 6 を越えて基端側に延びる第 1 の巻付け条件部分を備えている。この実施例のカテーテルでは、第 1 の巻付け条件部分は、後述する第 2 の物性変化点 7 を越えて基端方向に延びるものとなっている。なお、第 1 の巻付け条件部分においては、使用するワイヤ、ワイヤの巻き付けピッチ、ワイヤの巻付形態が同じものとなっている。なお、このカテーテル本体 2 では、第 1 の巻付け条件部分は、カテーテルの第 2 の樹脂形成部 4 c の基端より基端側に延びる第 3 の樹脂形成部 4 d を越えて、さらに、基端側に延びるものとなっている。なお、第 1 の巻付け条件部分におけるワイヤの巻き付けピッチとしては、0.2 ~ 0.8 mm が好ましく、特に、0.3 ~ 0.6 mm が好ましい。

30

【0021】

この実施例のカテ - テル 1 では、外層 4 は、カテーテル本体の先端から基端まで延び、カテーテル本体の外面形態を形成している。また、カテーテル本体 2 は、先端から第 1 の物性変化点 6 まで延びる先端部同一外径部 2 a と、先端部同一外径部 2 a より大きい外径（言い換えれば、肉厚が厚い）にて、先端部同一外径部 2 a の基端から所定長基端側に延びる第 2 の先端部同一外径部 2 b を備えている。

【0022】

そして、この実施例のカテーテルでは、第 1 の樹脂形成部 4 a と第 2 の樹脂形成部 4 b との境界部により、第 1 の物性変化点 6 が形成されている。この境界部は、外径変化部でもある。第 1 の物性変化点 6 は、外径の変化と、形成材料の硬度差により形成されている。第 1 の物性変化点 6 は、カテーテル 1 の先端より、3.0 ~ 7.0 mm に位置している。

40

【0023】

そして、第 1 の物性変化点 6 付近におけるカテーテルの基端側部分 2 1 b（第 2 の同一外径部 2 b）の 3 点曲げ荷重は、先端側部分 2 1 a（先端部同一外径部 2 a）の 3 点曲げ荷重の 1.5 ~ 2.5 倍であることが好ましい。特に 1.7 ~ 2.3 倍であることが好ましい。ここにおける「3 点曲げ荷重」は、以下のようにして測定することができる。上方に向かって開放する 3 mm の隙間を有する水平の載置面を有する治具と、線径 0.85 mm のワイヤで形成され、先端部に水平方向に延びる直線部分を有する押子からなる測定用

50

具を準備する。そして、上記治具の水平載置面にカテーテルを上記の隙間の上方を通過するように載置するとともに、上記の隙間に測定対象部位を位置させる。そして、「3点曲げ荷重」は、測定対象部位に、上方から押子の水平方向に延びる直線部分にて、測定対象部位を5 mm/minの速度かつ、0.3 mm押し込んだ時(測定対象部位を隙間方向に湾曲させたとき)の荷重を測定することにより、得ることができる。

【0024】

そして、第1の物性変化点6付近における先端側部分21aの3点曲げ荷重は、8~15 gfであることが好ましく、特に、好ましくは、9~13 gfである。また、第1の物性変化点6付近における基端側部分21bの3点曲げ荷重は、16~25 gfであることが好ましく、特に、好ましくは、18~23 gfである。また、第1の物性変化点6における3点曲げ荷重は、先端側部分21aの3点曲げ荷重と基端側部分21bの3点曲げ荷重の中央値付近であることが好ましい。具体的には、第1の物性変化点6における3点曲げ荷重は、12~18 gfであることが好ましい。

10

【0025】

また、第1の物性変化点6は、軸方向長さが2.0 mm以下であり、かつ、基端側に向かって傾斜的に剛性が高くなっていることが好ましい。特に、第1の物性変化点6は、軸方向長さが0.5~2.0 mmであることが好ましく、さらには、0.5~1.5 mmであることが好ましい。

【0026】

カテーテル本体2の第1の先端部同一外径部2aは、外径が、0.50~0.65 mmが好ましく、特に、0.52 mm~0.62 mmが好ましい。また、カテーテル本体2の第1の先端部同一外径部2aの軸方向の長さは、3.0~7.0 mmであることが好ましく、特に、4.0~6.0 mmが好ましく、より好ましくは、4.5~5.5 mmである。第1の先端部同一外径部2aの肉厚は、0.1~0.2 mm程度であることが好ましい。

20

【0027】

カテーテル本体2の第2の先端部同一外径部2bは、外径が、0.55~0.70 mmが好ましく、特に、0.57 mm~0.65 mmが好ましい。また、第2の先端部同一外径部2bは、第1の先端部同一外径部2aの外径より、0.01~0.07 mm大きいことが好ましく、特に、0.02~0.05 mm大きいことが好ましい。第2の先端部同一外径部2bの肉厚は、0.05~0.15 mm程度であることが好ましい。また、第2の先端部同一外径部2bの肉厚は、第1の先端部同一外径部2aの肉厚より、0.005 mm以上厚いことが好ましい。第2の先端部同一外径部2bの軸方向長は、5.0~15.0 mmであることが好ましく、特に、7.0~13.0 mmであることが好ましい。

30

【0028】

第2の樹脂としては、第1の樹脂より硬度が高いものが用いられている。第1の樹脂と第2の樹脂は、硬度差(例えば、曲げ弾性率ASTM D790)が、4~15 MPa異なることが好ましく、特に、5~10 MPa異なることが好ましい。

【0029】

さらに、この実施例のカテーテル1では、カテーテル本体2は、カテーテル1の先端より、12.0~18.0 mmに位置する第2の物性変化点7を備え、第2の物性変化点7の前後において、基端側が先端側に比べ剛性が高いものとなっており、かつ、第2の物性変化点7の前後において、第2の易屈曲部が形成されている。第2の物性変化点7は、第1の物性変化点6より基端側に位置している。第2の易屈曲部とは、第2の物性変化点7の前後で比較して、屈曲の中心となりやすい部分である。なお、第2の易屈曲部は、屈曲点ではなく、第2の物性変化点7の前後により形成される屈曲し易い領域を意味する。

40

【0030】

このような第2の物性変化点7を有することにより、先端が細径分岐血管内に進入したガイドワイヤがカテーテルを挿通した状態において、カテーテル1の第1の物性変化点6より、基端側かつ近接する部分が、血管内壁(例えば、血管分岐部と向かい合う部分付近

50

)に当接した場合、カテーテル1は、第1の物性変化点6に近接しかつ基端側に位置する第2の物性変化点にて屈曲するため、カテーテル1の先端を血管分岐部方向に向かせることが容易となり、さらに、カテーテル1の先端が、分岐血管内に進入した後は、その状態の確保が良好なものとなる。

【0031】

具体的には、この実施例のカテーテル1では、外層4は、上述の第2の樹脂にて形成された第2の樹脂形成部4bを有する。そして、カテーテル本体2は、第2の先端部同一外径部2bより大きい外径の始端を有し、第2の先端部同一外径部2bより、大きい外径にて、かつ、上記の始端(第2の先端部同一外径部2bの基端)より所定の長さだけ基端側に延びる先端側外径テーパ部2cを備えている。

10

【0032】

また、第2の物性変化点7は、軸方向長さが2.0mm以下であり、かつ、先端側から基端側に向かって傾斜的に剛性が高くなっていることが好ましい。特に、第2の物性変化点7は、軸方向長さが0.5~2.0mmであることが好まし、さらには、0.5~1.5mmであることが好ましい。

【0033】

また、この実施例のカテーテル1では、図2に示すように、カテーテル本体2の先端部21は、第1の先端部同一外径部2aと、第1の先端部同一外径部2aの後端より基端方向に延び、かつ第1の先端部同一外径部2aより大径の第2の先端部同一外径部2bと、第2の先端部同一外径部2bの後端より基端方向に延び、かつ第2の先端部同一外径部2bより始端が大径の先端側外径テーパ部2cとを備えている。そして、第1の物性変化点6は、第1の先端部同一外径部2aと第2の先端部同一外径部2bとの境界部に位置し、第2の物性変化点7は、第2の先端部同一外径部2bと先端側外径テーパ部2cとの境界部に位置している。

20

【0034】

そして、この実施例のカテーテル1では、図2に示すように、ワイヤ巻付補強体5の第1の巻付け条件部分は、第2の物性変化点7を越えて基端側に延びるものとなっており、かつ、外層4は、第2の樹脂形成部に形成された先端側外径テーパ部2cを備え、第2の物性変化点7は、この拡径部の始端により形成されている。第2の物性変化点7におけるその前後の外径差は、0.02~0.05mmであることが好ましい。

30

【0035】

そして、第2の物性変化点7付近における基端側部分21cの3点曲げ荷重は、第2の物性変化点7付近における先端側部分(第1の物性変化点6付近における基端側部分)21bの3点曲げ荷重の1.15~1.8倍であることが好ましい。特に、1.2~1.6倍であることが好ましい。

【0036】

また、第2の物性変化点7付近における基端側部分21cの3点曲げ荷重は、20~45gfであることが好ましく、特に、好ましくは、22~35gfである。また、第2の物性変化点7付近における先端側部分21bの3点曲げ荷重は、16~25gfであることが好ましく、特に、好ましくは、18~23gfである。また、第2の物性変化点7における3点曲げ荷重は、先端側部分21bの3点曲げ荷重と基端側部分21cの3点曲げ荷重の中央値付近であることが好ましい。具体的には、第2の物性変化点7における3点曲げ荷重は、20~26gfであることが好ましい。

40

【0037】

そして、第2の物性変化点7(言い換えれば、拡径部)は、カテーテル1の先端より、12.0~18.0mmに位置するものとなっている。なお、第2の物性変化点7(拡径部)は、カテーテル1の先端より、13.0~17.0mmに位置することが好ましい。また、第2の物性変化点7(拡径部)は、第1の物性変化点6より、7.0~13.0mm基端側に位置することが好ましい。特に、9.0~11.0mm基端側に位置することが好ましい。

50

【0038】

そして、カテーテル本体2の先端側外径テーパー部2cは、始端の外径が、0.60～0.70mmであり、始端から基端に向かってなだらかなテーパー状に拡径するものであることが好ましい。また、先端側外径テーパー部2cの始端の外径は、第2の先端部同一外径部2bの外径（基端の外径）より、0.02～0.07mm大きいことが好ましい。特に、0.03～0.06mm大きいことが好ましく、また、先端側外径テーパー部2cの始端の肉厚は、0.07～0.17mm程度であることが好ましく、特に、0.08～0.14mmであることが好ましい。

【0039】

また、先端側外径テーパー部2cの肉厚は、第2の先端部同一外径部2bの肉厚より、0.005mm以上厚いことが好ましい。先端側外径テーパー部2cの軸方向長は、30～100mmであることが好ましく、特に、40～80mmであることが好ましい。また、先端側外径テーパー部2cは、終端の外径は、0.65～0.75mmであることが好ましい。先端側外径テーパー部2cの終端の外径は、始端の外径より、0.03～0.12mm大きいことが好ましく、特に、0.05～0.10mm大きいことが好ましい。

10

【0040】

そして、この実施例のカテーテル1において、先端から先端側外径テーパー部2cの基端までの長さ（先端部21の長さ）は、70～200mmであることが好ましく、特に、80～150mmであることが好ましい。

【0041】

そして、この実施例のカテーテル1では、カテーテル本体2の先端部21は、均一内径部21a、21bと、均一内径部21a、21bの後端より基端方向に延び、かつ拡径する内径テーパー部21cとを備えるものとなっている。そして、上述した第1の物性変化点6は、均一内径部21a、21bに位置し、上述した第2の物性変化点7は、内径テーパー部21cの先端部に位置している。

20

【0042】

そして、この実施例のカテーテル1では、第2の樹脂形成部4cの基端より基端側には、第2の樹脂より硬度が高い第3の樹脂にて、かつ、第2の樹脂形成部4cの基端から所定の長さだけ基端側に延びる第3の樹脂形成部4dを備えている。この実施例では、第3の樹脂形成部4dは、中間外径テーパー部2dを形成している。中間外径テーパー部2dは、先端側外径テーパー部2cの終端の外径と同じ外径の始端を有し、先端側外径テーパー部2cと段差なく連続するものとなっている。

30

【0043】

外層4の形成材料としては、熱可塑性エラストマーが好ましい。熱可塑性エラストマーとしては、ポリエステル系エラストマー（例えば、ポリエチレンテレフタレートエラストマー）、ナイロン系エラストマー（例えば、ポリアミドエラストマー）、ウレタン系エラストマー（例えば、ポリウレタンエラストマー）、オレフィン系エラストマー（例えば、ポリエチレンエラストマー、ポリプロピレンエラストマー）、フッ素樹脂系エラストマーなどが使用される。特に、熱可塑性ポリエステルエラストマーが好適である。

【0044】

具体的には、熱可塑性ポリエステルエラストマーとしては、東洋紡株式会社製のペルブレ（登録商標）P30B、P40B、P40H、P55B、P70B、P90B、P150B、E450B、東レ・デュボン株式会社製のハイトレル（登録商標）3548W、4047W等が挙げられる。また、ポリアミドエラストマーとしては、東レ株式会社製のペバックス（登録商標）533SA00、3533SA00、4033SA00等が挙げられる。また、ポリウレタンエラストマーとしては、日本ミラクトラン株式会社製のE380、E385、E390等が挙げられる。

40

そして、第1の樹脂、第2の樹脂、さらには、第3の樹脂としては、同じ系統で、硬度が相違するものを用いることが好ましい。

【0045】

50

さらに、本発明のカテーテルは、図4および図5に示す実施例のカテーテル10のように、第1の物性変化点6より先端側に位置し、さらに、カテーテル本体30の中心軸に対する湾曲角度が、15～75度である湾曲部33を備えるものであってもよい。このような湾曲部33を第1の物性変化点6より先端側に備えることで、より分岐血管への先端部の挿入および進行が容易なものとなる。湾曲部33の湾曲角度としては、30～60度がより好ましい。湾曲部33は、先端部31内であって、カテーテル10の先端と第1の物性変化点6の中間部分もしくは中間部分より第1の物性変化点6寄りの位置に設けられていることが好ましい。そして、湾曲部33より先端側は、ストレート部となっていることが好ましい。このように、第1の物性変化点6より先端側に湾曲部33を備えることで血管分岐部に入り易く、カテーテル10の先端部21に掛かった力によって第1の物性変化点6または第1の物性変化点6の前後で屈曲をもたらすことができる。

10

【0046】

そして、上述したすべての実施例のカテーテルにおいて、カテーテル本体2は、ワイヤ巻付補強体5の先端を被包するように設けられた造影マーカー9を備えることが好ましい。造影マーカー9は、X線不透過材料(例えば、金、白金、タングステン若しくはそれらの合金、あるいは銀-パラジウム合金、白金-イリジウム合金等)により形成することが好ましい。このようにすることにより、カテーテル1の先端部をX線造影により確認することができる。

【0047】

そして、上述したすべての実施例のカテーテルにおいて、カテーテル本体2は、先端8は、第1の樹脂形成部4aの先端部により形成されている。この先端8部分は、内層3と外層4のみにより構成されており、補強体5およびマーカー9は、存在しない部分となっている。この実施例のカテーテル本体2では、図2に示すように、補強体5およびマーカー9を持たない内層3の先端部が形成されており、先端8は、この部分の内層3を被覆している。補強体およびマーカーを持たない先端8の軸方向長は、0.1～0.5mm程度が好適である。

20

【0048】

カテーテル本体2の基端には、ハブ11が固定されている。ハブ11は、図1および図3に示すような形状および構造を有している。具体的には、ハブ11は、貫通した内部通路を有し、側部に2つの翼部を有する筒状の本体部14と、本体部14の先端に設けられ、カテーテル本体2の後端部を収納する筒状の先端部17と、本体部14の後端に設けられた接続部13とを備えている。接続部13には、シリンジ等の吸引手段が装着可能となっている。

30

【0049】

さらに、この実施例のカテーテル1では、カテーテル本体2の後端部を被覆するように設けられたキック防止用チューブ12を備えている。キック防止用チューブ12は、ハブ11の筒状の先端部17を被覆する後部18と、ハブ11の本体部14より突出するカテーテル本体2の基端部を被包する細径の先端部19を有している。そして、キック防止用チューブ12の先端部19は、カテーテル本体2の基端部の外面と密着している。このような、キック防止用チューブ12を設けることにより、ハブ11の先端でのカテーテル本体2のキックが防止される。

40

【0050】

そして、上述したすべての実施例のカテーテル1において、外層4の外面および先端面には、潤滑性を呈するようにするための処理を施すことが好ましい。このような処理としては、例えば、ポリヒドロキシエチルメタクリレート、ポリヒドロキシエチルアクリレート、ヒドロキシプロピルセルロース、メチルビニルエーテル無水マレイン酸共重合体、ポリエチレングリコール、ポリアクリルアミド、ポリビニルピロリドン、ジメチルアクリルアミド-グリシジルメタクリレート共重合体等の親水性ポリマーをコーティング、または固定する方法などが挙げられる。

【0051】

50

次に、本発明の分岐血管挿入用カテーテル 1 の操作方法を肝動脈の分岐血管への挿入を例に取り、図 6 ないし図 8 を用いて説明する。

図 6 に示すように、最初に、ガイドワイヤ 15 を肝動脈母血管 5 1 内に挿入し、その先端部を分岐血管 5 2 に挿入する。そして、このガイドワイヤ 15 を被包するように、カテーテル 1 を肝動脈母血管 5 1 に挿入し、さらに、その先端部を分岐血管 5 2 の開口部付近に挿入する。この際、カテーテル 1 の先端部が、図 6 に示すように、分岐血管 5 2 の内壁に当接した場合において、カテーテル 1 は、第 1 の物性変化点 6 において、基端方向に容易に屈曲する。そして、屈曲した状態における先端方向への反発力が少ないため、ガイドワイヤ 15 を分岐血管 5 2 より離脱させることがない。そして、さらに、押し込むことにより、図 7 に示すように、カテーテル 1 の先端部 2 1 は、その全体が、分岐血管 5 2 に挿入される。

10

【 0 0 5 2 】

これに対して、図 8 に示すような第 1 の物性変化点 6 を備えないカテーテル 1 0 0 では、カテーテル 1 0 0 の先端部 1 0 1 が、分岐血管 5 2 の開口部付近に挿入され、湾曲した状態において、カテーテル 1 0 0 の先端部は、先端方向への反発力を発生する。これにより、図 8 に示すように、カテーテル 1 0 0 の先端部は、分岐血管内壁に押圧するとともに、分岐血管より離脱可能性が高く、離脱時には、ガイドワイヤ 15 も分岐血管より離脱させる可能性が高い。

【 実施例 】

【 0 0 5 3 】

次に、本発明の具体的実施例について説明する。

（ 実施例 1 ）

直径 0 . 4 3 mm、長さ 2 0 mm の先端部と、先端部の基端より 1 0 0 mm 基端側に延び、かつ基端の直径が 0 . 5 8 mm のテーパ部と、テーパ部の基端より 1 6 0 0 mm 基端側に延びる直径 0 . 5 8 mm の本体部を備える銀メッキ軟銅線のマンドレル（芯材）を準備した。

この芯材の上に、ポリテトラフルオロエチレンを被覆成形させ、マンドレルの外周面に厚さ 0 . 0 1 mm の内層を形成した。そして、内層の外表面に、グリコール性の溶媒、Na 塩のナフタレン錯体の溶質からなる溶液でケミカル処理を施した。次に、内層で被覆した芯材の先端部および基端部を切断し、全長が 1 6 5 0 mm となるように調整した。

30

【 0 0 5 4 】

次に、内層の先端より 3 mm 基端側の位置から、その外周に直径 0 . 0 1 8 mm のタングステンの金属線材を 0 . 4 mm のピッチにて 3 0 0 mm 巻き付け、その後、ピッチを 1 . 6 mm まで段階的に変化させて巻き付け、ワイヤ巻付補強体を形成した。

このようにして、内層とその外周部に補強体を形成させ、さらに、補強体の先端にタングステンイリジウム合金製の薄肉の環状（軸方向長 0 . 5 mm）の造影マーカを固定した。

【 0 0 5 5 】

次に、このカテーテル基材の外周に、外層を形成した。

予め、外径が 0 . 5 7 mm、長さ 5 mm の筒状の第 1 のチューブを作製した。第 1 のチューブの形成材料としては、熱可塑性ポリエステルエラストマー [曲げ弾性率 (ASTM D790) 1 5 M P a、ペルプレン（登録商標）P 3 0 B、東洋紡株式会社製] を用いた。

40

【 0 0 5 6 】

同様に、外径 0 . 6 1 mm かつ長さ 1 0 mm の前側部分と外径 0 . 6 4 mm から外径 0 . 7 1 mm に拡径し、かつ長さ 3 5 mm のテーパ部を有する第 2 のチューブを作製した。第 2 のチューブの形成材料としては、熱可塑性ポリエステルエラストマー [曲げ弾性率 (ASTM D790) 2 3 M P a、ペルプレン（登録商標）P 4 0 B、東洋紡株式会社製] を用いた。

【 0 0 5 7 】

同様に、外径 0 . 6 5 mm から外径 0 . 7 4 mm に拡径し、かつ長さ 6 0 mm のテーパ

50

一部と外径0.80mmにて140mm基端側に延びる基端側部分を有する第3のチューブを作製した。第3のチューブの形成材料としては、熱可塑性ポリエステルエラストマー〔曲げ弾性率(ASTM D790)108MPa、ペルブレン(登録商標)P40B、東洋紡株式会社製〕を用いた。

【0058】

さらに、外径0.85mmから外径0.94mmに拡張し、かつカテーテル基材の基端まで到達する長さを有する第4のテーパ状チューブを作製した。このテーパ状チューブには、第3の樹脂より曲げ弾性率(ASTM D790)が高い熱可塑性ポリエステルエラストマー〔ペルブレン(登録商標)、東洋紡株式会社製〕を用いた。

【0059】

次に、第1のチューブ、第2のチューブ、第3のチューブおよび第4のチューブを先端側からその順序になるように、内層、補強体およびマーカが設けられたカテーテル基材に被せた。そして、外面に、フッ素系樹脂よりなる熱収縮チューブ(FEP)を被せ、両端部をストッパーで固定した。そして、340のヒートトンネルに通し、第1のチューブ、第2のチューブ、第3のチューブおよび第4のチューブの隣接する領域どうしを溶融密着させた。そして、外層のない後端部を切断して、芯金を引き抜き、カテーテル本体を製造した。

【0060】

そして、カテーテル本体の外表面に、前処理として、5.3%に調整したジフェニルメチル-ジイソシアネートのテトラヒドロフラン(THF)溶液を塗布し、室温で30分間乾燥させた。次に、1.65%に調整されたメチルビニルエーテル無水マレイン酸エチルエステル共重合体(親水性高分子物質)のTHF溶液を塗布し、室温で30分間乾燥させる処理を行い、乾燥させた。このように親水性高分子物質を付与したカテーテル本体の基端にハブを接続して、本発明のカテーテルを作製した。

【0061】

(比較例1)

外径が0.57mm、長さ10mmの筒状の第1のチューブを作製し、これを用いた以外は、実施例1と同様にして、比較例のカテーテルを作製した。

【0062】

(実験1)

実施例1および比較例1のカテーテル本体の先端部における3点曲げ荷重を測定した。上方に向かって開放する3mmの隙間を有する水平の載置面を有する治具と、線径0.85mmのワイヤで形成され、先端部に水平方向に延びる直線部分を有する押子を用いた。そして、上記治具の水平載置面にカテーテルを上記の隙間の上方を通過するように載置するとともに、上記の隙間に測定対象部位を位置させる。そして、測定対象部位に、上方から押子の水平方向に延びる直線部分にて、測定対象部位を5mm/minの速度かつ、0.3mm押し込んだ時(測定対象部位を隙間方向に湾曲させたとき)の荷重を測定することにより、得られた値を3点曲げ荷重とした。なお、荷重測定は、テンシロン万能試験機(ORIENTEC社製:RTC-1210A)を使用して測定した。結果は、表1に示す通りであった。

【0063】

表1

	実施例1	比較例1
先端から2.5mm	11.1gf	11.1gf
先端から5.0mm	14.2gf	11.1gf
先端から10.0mm	20.3gf	14.2gf
先端から15.0mm	23.1gf	20.3gf
先端から20.0mm	27.1gf	23.1gf
先端から25.0mm	27.1gf	27.1gf

【0064】

(実験2)

10

20

30

40

50

内径4mm、外径8mm、長さ300mmのシリコンチューブを本体チューブとし、その側面に、側孔を設け、その側孔に、内径1mm、外径2mm、長さ30mmのシリコンチューブを本体チューブの中心軸に対する角度が90度となるように接続し、分岐チューブを有する第1の血管モデルを作製した。

【0065】

同様にして、内径4mm、外径8mm、長さ300mmのシリコンチューブを本体チューブの基端側中心軸に対する角度が75度（分岐部が鋭角）となるように接続し、分岐チューブを有する第2の血管モデルを作製した。

同様にして、内径4mm、外径8mm、長さ300mmのシリコンチューブを本体チューブの基端側中心軸に対する角度が60度（分岐部が鋭角）となるように接続し、分岐チューブを有する第3の血管モデルを作製した。

【0066】

同様にして、内径4mm、外径8mm、長さ300mmのシリコンチューブを本体チューブの基端側中心軸に対する角度が45度（分岐部が鋭角）となるように接続し、分岐チューブを有する第4の血管モデルを作製した。

同様にして、内径4mm、外径8mm、長さ300mmのシリコンチューブを本体チューブの基端側中心軸に対する角度が30度（分岐部が鋭角）となるように接続し、分岐チューブを有する第5の血管モデルを作製した。

【0067】

第1ないし第5の各血管モデルに、本体チューブの基端側よりガイドワイヤを挿入し、その先端3mm部分が、分岐チューブ内に到達した状態のものを準備し、実施例1および比較例のカテーテルを本体チューブの基端側から、ガイドワイヤを被包するように挿入し、カテーテルの先端部が、分岐チューブに挿入可能である確認した、結果は、表2に示す通りであった。なお、○が挿入可能で、×は、挿入不可能を示す。

【0068】

表2

血管モデル	実施例1	比較例1
第1（分岐角度90度）		
第2（分岐角度75度）		
第3（分岐角度60度）		
第4（分岐角度45度）		
第5（分岐角度30度）		×

【産業上の利用可能性】

【0069】

本発明の分岐血管挿入用カテーテルは、以下のものである。

(1) 第1の血管と前記第1の血管より分岐する分岐血管において、前記第1の血管より前記分岐を通過させて前記分岐血管に挿入するための分岐血管挿入用カテーテルであって、前記カテーテルは、ガイドワイヤの挿通のための先端から基端まで連通したルーメンを有するカテーテル本体を有し、前記カテーテル本体は、内層と、前記内層の外面に設けられたワイヤ巻付補強体と、前記内層および前記補強体を被覆する外層とを備え、前記カテーテル本体は、前記カテーテルの先端より、3.0~7.0mmに位置する第1の物性変化点を備え、前記第1の物性変化点の前後において、基端側が先端側に比べ剛性が高いものとなっている分岐血管挿入用カテーテル。

【0070】

本発明の分岐血管挿入用カテーテルは、第1の血管と第1の血管より分岐する分岐血管において、第1の血管より分岐を通過させて分岐血管に挿入するための分岐血管挿入用カテーテルである。カテーテルは、ガイドワイヤの挿通のための先端から基端まで連通したルーメンを有するカテーテル本体を有し、カテーテル本体は、内層と、内層の外面に設けられたワイヤ巻付補強体と、内層および補強体を被覆する外層とを備える。カテーテル本体は、カテーテルの先端より、3.0~7.0mmに位置する第1の物性変化点を備え、

第1の物性変化点の前後において、基端側が先端側に比べ剛性が高いものとなっている。このため、第1の物性変化点部分により、易屈曲部が形成されている。

【0071】

特に、本発明のカテーテルでは、カテーテルの先端より、3.0～7.0mmに位置する第1の物性変化点を備え、第1の物性変化点の前後において、基端側が先端側に比べ剛性が高いものとなっており、かつ、第1の物性変化点部分により、易屈曲部が形成されているので、母血管内に挿入され、かつ、分岐血管に先端部が到達したガイドワイヤに沿って、カテーテルの先端部を分岐血管に挿入する際に、カテーテルに起因するガイドワイヤの先端部の分岐血管からの離脱がなく、カテーテルの先端部を分岐血管に、容易かつ確実に挿入することができる。

10

【0072】

また、上記の実施態様は、以下のものであってもよい。

(2) 前記第1の物性変化点付近における基端側部分の3点曲げ荷重は、先端側部分の3点曲げ荷重の1.5～2.5倍である上記(1)に記載の分岐血管挿入用カテーテル。

(3) 前記第1の物性変化点は、軸方向長さが2.0mm以下であり、かつ、先端側から基端側に向かって傾斜的に剛性が高くなっている上記(1)または(2)に記載の分岐血管挿入用カテーテル。

(4) 前記ワイヤ巻付補強体は、前記カテーテル本体の先端より前記第1の物性変化点を越えて基端側に延び、かつ、前記外層は、前記カテーテル本体の先端もしくはその付近より延び、第1の樹脂により形成された第1の樹脂形成部と、前記第1の樹脂形成部の基端から前記カテーテル本体の基端側に延び、かつ、前記第1の樹脂より硬質の第2の樹脂にて形成された第2の樹脂形成部を備え、前記第1の物性変化点が、前記第1の樹脂形成部と前記第2の樹脂形成部との境界部により形成されている上記(1)ないし(3)のいずれかに記載の分岐血管挿入用カテーテル。

20

(5) 前記カテーテル本体は、前記第1の物性変化点より先端側に位置し、さらに、前記カテーテルの中心軸に対する湾曲角度が、15～75度である湾曲部を備えている上記(1)ないし(3)に記載の分岐血管挿入用カテーテル。

(6) 前記カテーテル本体は、前記カテーテルの先端より、6.0～21.0mmに位置する第2の物性変化点を備え、前記第2の物性変化点の前後において、基端側が先端側に比べ剛性が高いものとなっている上記(1)ないし(5)のいずれかに記載の分岐血管挿入用カテーテル。

30

(7) 前記外層は、前記第2の樹脂形成部に形成された拡径部を備え、前記第2の物性変化点は、前記拡径部により形成されている上記(6)に記載の分岐血管挿入用カテーテル。

(8) 前記第2の物性変化点付近における基端側部分の3点曲げ荷重は、前記第2の物性変化点付近における先端側部分の3点曲げ荷重の1.15～1.8倍である上記(6)または(7)に記載の分岐血管挿入用カテーテル。

(9) 前記第2の物性変化点は、軸方向長さが2.0mm以下であり、かつ、先端側から基端側に向かって傾斜的に剛性が高くなっている上記(6)ないし(8)のいずれかに記載の分岐血管挿入用カテーテル。

40

(10) 前記カテーテル本体の先端部は、均一内径部と、前記均一内径部の後端より基端方向に延び、かつ拡径する内径テーパ部とを備え、前記第1の物性変化点は、前記均一内径部に位置し、前記第2の物性変化点は、前記内径テーパ部の先端部に位置している上記(6)ないし(9)のいずれかに記載の分岐血管挿入用カテーテル。

(11) 前記カテーテル本体の先端部は、第1の均一外径部と、前記第1の均一外径部の後端より基端方向に延び、かつ前記第1の均一外径部より大径の第2の均一外径部と、前記第2の均一外径部の後端より基端方向に延び、かつ前記第2の均一外径部より始端が大径の大径外径部とを備え、前記第1の物性変化点は、前記第1の均一外径部と前記第2の均一外径部との境界部に位置し、前記第2の物性変化点は、前記第2の均一外径部と

50

前記大径外径部との境界部に位置している上記(6)ないし(10)のいずれかに記載の分岐血管挿入用カテーテル。

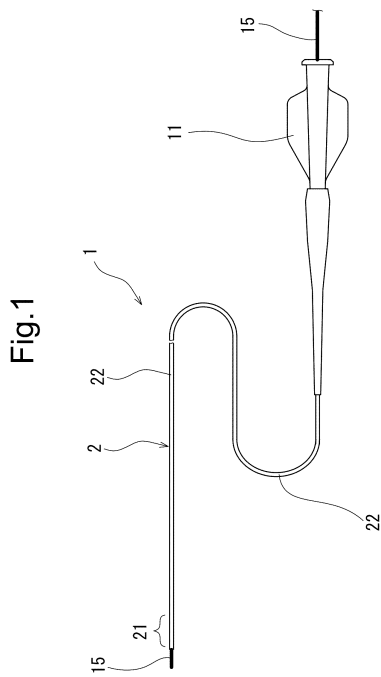
(12) 前記第2の物性変化点は、前記第1の物性変化点より、7.0~15.0mm基端側に位置している上記(6)ないし(11)のいずれかに記載の分岐血管挿入用カテーテル。

(13) 前記カテーテル本体は、前記ワイヤ巻付補強体の先端を被包するように設けられた造影マーカを備えている上記(1)ないし(12)のいずれかに記載の分岐血管挿入用カテーテル。

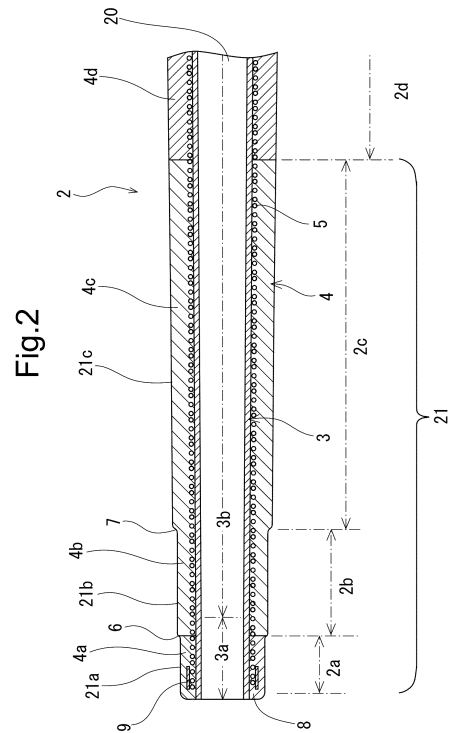
(14) 前記カテーテルは、目的の分岐血管まで導入されるガイドワイヤと共に用いられるカテーテルである上記(1)ないし(13)に記載の分岐血管挿入用カテーテル。

(15) 前記カテーテルは、先端部の外径が、1.0mm以下のマイクロカテーテルである上記(1)ないし(14)に記載の分岐血管挿入用カテーテル。

【図1】



【図2】



【 図 3 】

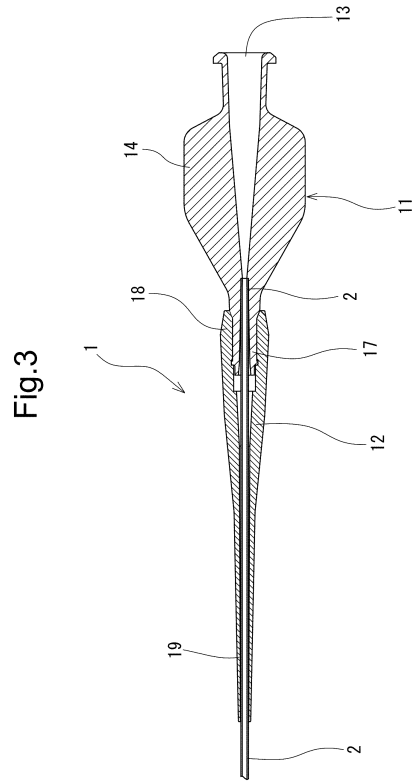


Fig.3

【 図 4 】

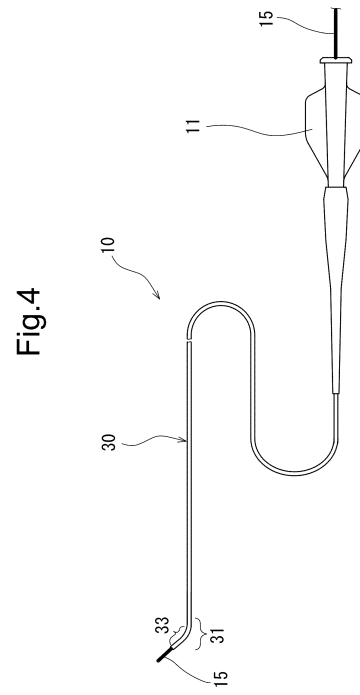


Fig.4

【 図 5 】

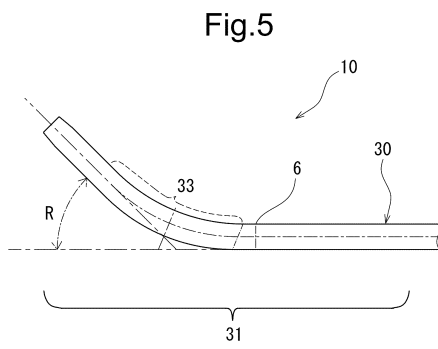


Fig.5

【 図 7 】

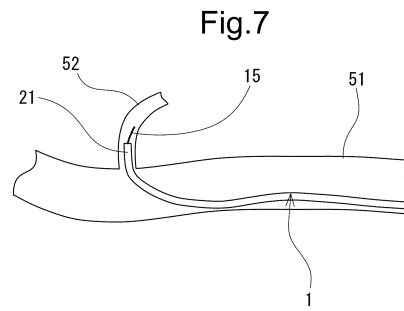


Fig.7

【 図 6 】

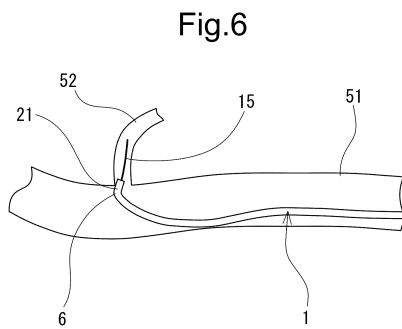


Fig.6

【 図 8 】

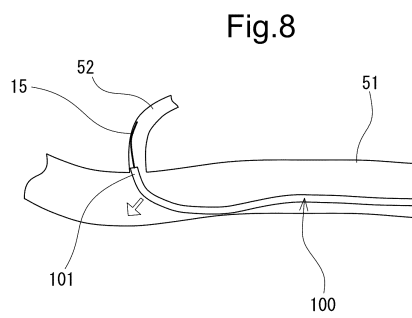


Fig.8

フロントページの続き

(72)発明者 羽室 郁

岐阜県各務原市川島竹早町3番地 テルモ・クリニカルサプライ株式会社内

合議体

審判長 千壽 哲郎

審判官 内藤 真徳

審判官 倉橋 紀夫

(56)参考文献 特開2008-229160(JP,A)

特開2007-358(JP,A)

国際公開第2007/013545(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61M 25/00