

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5391663号  
(P5391663)

(45) 発行日 平成26年1月15日 (2014. 1. 15)

(24) 登録日 平成25年10月25日 (2013. 10. 25)

(51) Int. Cl.

F 1

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

A 6 1 M 25/00 3 0 6 Z

A 6 1 M 25/10 (2013. 01)

A 6 1 M 25/00 4 1 0 Z

A 6 1 M 25/06 (2006. 01)

A 6 1 M 25/00 4 5 0 N

請求項の数 13 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2008-298343 (P2008-298343)  
 (22) 出願日 平成20年11月21日 (2008. 11. 21)  
 (65) 公開番号 特開2010-119776 (P2010-119776A)  
 (43) 公開日 平成22年6月3日 (2010. 6. 3)  
 審査請求日 平成23年10月3日 (2011. 10. 3)

(73) 特許権者 000000941  
 株式会社カネカ  
 大阪府大阪市北区中之島二丁目3番18号  
 (74) 代理人 100074561  
 弁理士 柳野 隆生  
 (74) 代理人 100124925  
 弁理士 森岡 則夫  
 (74) 代理人 100141874  
 弁理士 関口 久由  
 (74) 代理人 100163577  
 弁理士 中川 正人  
 (72) 発明者 溝上 康弘  
 大阪府摂津市鳥飼西5-1-1 株式会社  
 カネカ 大阪工場内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 異形断面を持つカテーテル支持体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

治療用カテーテルと併用されるカテーテル支持体であって、

該カテーテル支持体は、ガイドカテーテル又はシースイントロデューサーの内部に前記治療用カテーテルと同時に挿入され、前記ガイドカテーテル又は前記シースイントロデューサーの内部において、軸方向の一定の長さにならって治療用カテーテルの径方向の動きを制限する形状のシャフト部を有し、

該シャフト部の断面が、非円形で、治療用カテーテルを囲むような形状又はガイドカテーテル若しくはシースイントロデューサーと治療用カテーテルの隙間を埋めるような形状であることを特徴とするカテーテル支持体。

【請求項 2】

前記シャフト部が、前記治療用カテーテルの径方向の動きを少なくとも2つ以上の方向から制限するような形状であることを特徴とする請求項1記載のカテーテル支持体。

【請求項 3】

シャフト部の断面が、三日月形状、Y字形状、半円形状、三角形形状、略円形にくの字形の切欠きを設けた形状、又は、略円形にコの字形の切欠きを設けた形状であることを特徴とする請求項1又は2記載のカテーテル支持体。

【請求項 4】

前記シャフト部の径方向の全断面空間が、前記ガイドカテーテル又は前記シースイントロデューサーの径方向の内部断面空間の20%～80%の空間占有率であることを特徴と

する請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載のカテーテル支持体。

【請求項 5】

前記シャフト部の径方向の全断面空間が、前記ガイドカテーテル又は前記シースイントロデューサーの径方向の内部断面空間の 40% ~ 80% の空間占有率であることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載のカテーテル支持体。

【請求項 6】

前記カテーテル支持体は前記治療用カテーテルと少なくとも 2 点以上で点接触又は線接触する部位を持つことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載のカテーテル支持体。

【請求項 7】

シャフト部の少なくとも一部が可撓性を有することを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載のカテーテル支持体。

10

【請求項 8】

シャフト部が少なくとも併用される治療用カテーテルよりも可撓性が大きいことを特徴とする請求項 7 に記載のカテーテル支持体。

【請求項 9】

シャフト部の少なくとも一部が剛性を有することを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載のカテーテル支持体。

【請求項 10】

シャフト部が少なくとも併用される治療用カテーテルよりも剛性が大きいことを特徴とする請求項 9 に記載のカテーテル支持体。

20

【請求項 11】

シャフト部が低摩擦性である外表面を有することを特徴とする請求項 1 ~ 10 のいずれかに記載のカテーテル支持体。

【請求項 12】

請求項 1 ~ 11 のいずれかに記載のカテーテル支持体をカテーテルシャフトの少なくとも一部に有することを特徴とする治療用カテーテル。

【請求項 13】

請求項 1 ~ 11 のいずれかに記載のカテーテル支持体をカテーテルシャフトの少なくとも一部に有することを特徴とするバルーンカテーテル。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は医療用途に使用される治療用カテーテルと併用されるカテーテル支持体に関し、さらに詳しくは末梢血管成形、冠状動脈成形及び弁膜成形等を実施する際の経皮的血管形成術 (PTA: Percutaneous Transluminal Angioplasty, PTCA: Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty) において使用される血管内カテーテルと併用されるカテーテル支持体に関するものである。

【背景技術】

【0002】

40

従来、経皮的血管形成術は血管内腔の狭窄部や閉塞部などを拡張治療し、冠動脈や末梢血管などの血流の回復または改善を目的として広く用いられている。経皮的血管形成術に使用されるバルーンカテーテルを 1 例として挙げると、バルーンカテーテルは、シャフトの先端部に内圧調節により膨張・収縮自在のバルーンを接合してなるものであり、該シャフトの内部にはガイドワイヤが挿通される内腔 (ガイドワイヤルーメン) と、バルーン内圧調整用の圧力流体を供給するルーメン (インフレーションルーメン) とがシャフトの長軸方向に沿って設けられている構造が一般的である。また、バルーンカテーテルには、全長に渡ってガイドワイヤルーメンがあるオーバー・ザ・ワイヤ型と、バルーンカテーテルの交換を容易にするためにガイドワイヤルーメンがカテーテルの遠位部にのみ延在するラピッド・エクスチェンジ型とがある。

50

## 【 0 0 0 3 】

このようなバルーンカテーテルを用いた P T C A の一般的な術例は以下のとおりである。まず、ガイドカテーテル ( P T A ではガイドカテーテルの代わりにロングシース等のシースイントロデューサーを使用する場合があるが、以下ではシースイントロデューサーについては省略する ) を大腿動脈、上腕動脈、橈骨動脈等の穿刺部位から挿通し大動脈を経由させて冠状動脈の入口にその先端を配置する。次に前記ガイドワイヤルーメンに挿通したガイドワイヤを冠状動脈の狭窄部位を越えて前進させ、このガイドワイヤに沿ってバルーンカテーテルを挿入してバルーンを狭窄部に一致させる。次いで、インデフレーター等のデバイスを用いてインフレーションルーメンを経由して圧力流体を前記バルーンに供給し、前記バルーンを膨張させることで当該狭窄部を拡張治療する。当該狭窄部を拡張治療した後は、バルーンを減圧収縮させて体外へ抜去することで P T C A を終了する。

10

## 【 0 0 0 4 】

以上の一連の P T C A の流れにおいて、狭窄部位を治療するためには血管の屈曲部や狭窄部を越えて、カテーテルを押し進めていく必要がある。カテーテルを押し進めるには、手元部に加えた力を効率良く先端部に伝える押圧性やトルク伝達性が必要である。カテーテルの押圧性やトルク伝達性を向上させるために創意工夫した種々の技術が開示されているが、次のような共通の問題点があった。

## 【 0 0 0 5 】

図 1 のように、バルーンカテーテルなどの治療用カテーテルをガイドカテーテル内で押し進めていく際に、ガイドカテーテル内腔と治療用カテーテルのシャフトの間にはある程度の大きさの空間がある。ここで、治療用カテーテルの先端部が屈曲部や狭窄部を通過する場合、先端部が進みにくくなるため、手元側に加えた力に対する反作用によって軸方向の後方方向に力が加わる。軸方向の後方方向に力が加わると、図 2 のように、ガイドカテーテル内腔には空間があり、その中で治療用カテーテルのシャフトは内部に挿通されたガイドワイヤ諸共撓み、手元部から加えた力が径方向に分散してしまうため、先端部へ力が伝わりにくくなる。そこで、ガイドカテーテル内で治療用カテーテルが撓まないように、剛性のシャフトを採用することや内径の小さいガイドカテーテルを使用する解決手段などが考えられる。剛性のシャフトを採用する場合、血管の屈曲部や狭窄部では、シャフトの可撓性が必要とされるため、その剛性と可撓性のバランスは難しく、病変部によっても求められるものが異なるため、治療用カテーテルのみで最適化することは困難である。また、近年ではカテーテルを 2 本同時に挿入して治療する、キッシングバルーンテクニックが頻繁に行われており、カテーテルを 2 本同時に挿入するために内径の大きなガイドカテーテルが使用される傾向にある。

20

30

## 【 0 0 0 6 】

また、屈曲部や狭窄部を通過するためにトルク伝達性が必要な治療用カテーテルにおいても、ガイドカテーテル内で撓むことによって、トルク伝達性は格段に低下する。

## 【 0 0 0 7 】

特許文献 1 では、内側管状部材、外側管状部材、拡張バルーンからなる細長状カテーテルであって、内側管状部材と外側管状部材の間に第 2 内腔を形成し、前記拡張バルーンは第 2 内腔と連通しており、内側管状部材と外側管状部材の接着長手部を有すると同時に、該接着長手部は少なくとも外側管状部材の内周面の 3 0 % を占め、かつ内側管状部材の外面に接着された内周面を有するカテーテルが開示されている。

40

## 【 0 0 0 8 】

本先行技術によると、外側管状部材の長手部を内側管状部材の外面に接着させることによって、カテーテル本体の外径をこの領域内では少なくとも一方向断面形状を減少させることができ、小径化が実現される。さらに内側管状部材と外側管状部材の接着部が互いに支持し合うので、カテーテルの押圧性が改善される。しかし、接着長手部では内側管状部材と外側管状部材が接着されるため柔軟性が低下し、該接着長手部が屈曲した血管を通過する場合の操作性は良好ではなかった。また、ガイドカテーテル内において治療用カテーテルの撓んだ場合、撓みを抑制することができずに押圧性は著しく低下する。

50

## 【 0 0 0 9 】

特許文献 2 では、カテーテルチューブであって、該チューブは内層管と外層管とからなる積層構造をなしており、内層管は周方向交互に軟質材料及び硬質材料で形成し且つ長軸方向に軟質材料及び硬質材料を帯状に延在して形成してなるものであり、該チューブ遠位端側では内層管断面に占める硬質材料部分の断面積よりも軟質材料部分の断面積のほうが多く、該チューブ近位端側では内層管断面に占める軟質材料部分の断面積よりも硬質材料部分の断面積のほうが多くなっているものであり、外層管は周方向に同質の材料からなるカテーテルチューブが開示されている。

## 【 0 0 1 0 】

本先行技術によると、該チューブの近位端側では硬質材料の層が多いため、硬く、比較的小なる可撓性を有するので、近位端での操作力が遠位端側に伝わりやすく、カテーテルとしての押圧性やトルク伝達性が改善される。しかし、特許文献 1 と同様に、ガイドカテーテル内において治療用カテーテルの撓んだ場合、撓みを抑制することができずに押圧性は著しく低下する。

10

## 【 0 0 1 1 】

以上のようにカテーテルの押圧性やトルク伝達性を向上させるための種々の技術が開示されているが、ガイドカテーテル内の治療用カテーテルの撓みを抑制するといった観点はなく、性能上で必ずしも満足できるものではなかった。

【特許文献 1】特開平 5 - 1 3 7 7 9 3 号公報

【特許文献 2】特開平 9 - 3 8 2 0 9 号公報

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

## 【 0 0 1 2 】

そこで、以上の問題に鑑み本発明が解決しようとするところは、治療用カテーテルが屈曲部や狭窄部を通過しやすくするために、治療用カテーテルが併用するガイドカテーテル内で撓むことを抑制し、治療用カテーテルの軸方向の押圧性及びトルク伝達性を向上させることである。

【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 1 3 】

本発明者は、前記課題を解決すべく鋭意検討を重ねた結果、本発明を完成するに至った。

30

## 【 0 0 1 4 】

すなわち本発明は、治療用カテーテルと併用されるカテーテル支持体であって、該カテーテル支持体は、ガイドカテーテル又はシースイントロデューサーの内部に前記治療用カテーテルと同時に挿入され、前記ガイドカテーテル又は前記シースイントロデューサーの内部において、軸方向の一定の長さにはわたって治療用カテーテルの径方向の動きを制限する形状のシャフト部を有し、該シャフト部の断面が、非円形で、治療用カテーテルを囲むような形状又はガイドカテーテル若しくはシースイントロデューサーと治療用カテーテルの隙間を埋めるような形状であることを特徴とするカテーテル支持体に関する。

## 【 0 0 1 6 】

40

また本発明は、前記シャフト部が、前記治療用カテーテルの径方向の動きを少なくとも 2 つ以上の方向から制限するような形状であることを特徴とするカテーテル支持体に関する。

また本発明は、シャフト部の断面が、三日月形状、Y 字形状、半円形状、三角形形状、略円形にくの字形の切欠きを設けた形状、又は、略円形にコの字形の切欠きを設けた形状であることを特徴とするカテーテル支持体に関する。

## 【 0 0 1 7 】

また本発明は、前記シャフト部の径方向の全断面空間が、前記ガイドカテーテル又は前記シースイントロデューサーの径方向の内部断面空間の 2 0 % ~ 8 0 % の空間占有率であ

50

ることを特徴とするカテーテル支持体に関する。

【0018】

また本発明は、前記シャフト部の径方向の全断面空間が、前記ガイドカテーテル又は前記シースイントロデューサーの径方向の内部断面空間の40%～80%の空間占有率であることを特徴とするカテーテル支持体に関する。

【0019】

また本発明は、治療用カテーテルと少なくとも2点以上で点接触又は線接触する部位を持つことを特徴とするカテーテル支持体に関する。

【0020】

また本発明は、シャフト部の少なくとも一部が可撓性を有することを特徴とするカテーテル支持体に関する。

10

【0021】

また本発明は、シャフト部が少なくとも併用される治療用カテーテルよりも可撓性が大きいことを特徴とカテーテル支持体に関する。

【0022】

また本発明は、シャフト部の少なくとも一部が剛性を有することを特徴とするカテーテル支持体に関する。

【0023】

また本発明は、シャフト部が少なくとも併用される治療用カテーテルよりも剛性が大きいことを特徴とするカテーテル支持体に関する。

20

【0024】

また本発明は、シャフト部が低摩擦性である外表面を有することを特徴とするカテーテル支持体に関する。

【0025】

また本発明は、前記カテーテル支持体をカテーテルシャフトの少なくとも一部に有することを特徴とする治療用カテーテルに関する。

【0026】

また本発明は、前記カテーテル支持体をカテーテルシャフトの少なくとも一部に有することを特徴とするバルーンカテーテルに関する。

【発明の効果】

30

【0027】

本発明に係るカテーテル支持体によれば、ガイドカテーテル内腔と治療用カテーテルの隙間を埋めたり、治療用カテーテルを支持したりするため、治療用カテーテルがガイドカテーテル内で撓むことを抑制し、治療用カテーテルの軸方向への押圧性及びトルク伝達性を向上させることができる。また前記カテーテル支持体を、カテーテルシャフトの一部に含む治療用カテーテルやバルーンカテーテルは、複数のカテーテルを用いる場合において、他の治療用カテーテルが、ガイドカテーテル内で撓むことを抑制し、治療用カテーテルの軸方向への押圧性及びトルク伝達性を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

40

以下に本発明に係るカテーテル支持体の種々の実施形態を図に基づいて詳細に説明する。

【0029】

<シャフト断面形状>

本発明に係るカテーテル支持体は、ガイドカテーテル内において、併用する治療用カテーテルの径方向の動きを制限するような形状のシャフト部を有することによって、治療用カテーテルがガイドカテーテル内で撓むことを抑制し、治療用カテーテルの軸方向への押圧性及びトルク伝達性を向上させることができる。

【0030】

シャフト部の断面形状としては、治療用カテーテルの径方向の動きを制限するような形

50

状であれば、特に制限はないが、径方向の断面形状が非円形であることが好ましい。例えば、図9のように径方向の断面が円形である場合、ガイドカテーテル内腔と治療用カテーテルとの隙間は多く、矢印のように治療用カテーテルが径方向に動く空間があるため、治療用カテーテルが撓むことを抑制することができないので好ましくない。

【0031】

好ましくは、治療用カテーテルの径方向の動きを少なくとも2つ以上の方向から制限するような形状である。また、カテーテル支持体は前記治療用カテーテルと少なくとも2点以上で点接触又は線接触する部位を持つことが好ましく、より多くの接触部位を持つことによって治療用カテーテルを支持しやすくなる。

【0032】

例えば、図3のような三日月形状が好ましいが、治療用カテーテルを囲むような形状であれば良く、図5のようなY字形状や図12、13のような形状でも良い。ガイドカテーテルと治療用カテーテルの隙間を埋めるような、図14、15のような形状でも本発明の効果を持たせることができる。また、ガイドカテーテル内表面や血管内表面を損傷しないように、カテーテル支持体の外表面に丸みを持たせても良い。

【0033】

非円形の断面形状のシャフトの製造方法は問わないが、例えば円形断面で押出成形した後に一般的なレーザー加工によって製造することが可能であり、異形ダイスを用いた押出成形や、金型による押し付け加工等によっても製造することができる。

【0034】

<シャフト寸法>

カテーテル支持体のシャフト部の寸法は、併用するガイドカテーテル及び治療用カテーテルの寸法に応じて自由に設計可能である。

【0035】

径方向断面寸法は、カテーテル支持体の径方向の全断面空間がガイドカテーテルの径方向の内部断面空間の20%~80%の空間占有率となるような寸法であることが好ましい。さらに、カテーテル支持体の径方向の全断面空間がガイドカテーテルの径方向の内部断面空間の40%~80%の空間占有率であることがより好ましい。カテーテル支持体の径方向の全断面空間とは、図10に示すように、カテーテル支持体の内腔の有無に関わらず、カテーテル支持体の径方向の全断面積を意味する。ガイドカテーテルの径方向の内部断面空間とは、図11に示すように、ガイドカテーテル内腔の径方向の全断面積を意味する。近年PTCAに主流として使用される6Frサイズのガイドカテーテルを例に挙げると、6Frサイズのガイドカテーテルの内腔の大きさは直径約1.78~1.83mmである。6Frサイズのガイドカテーテルの径方向の内部断面空間は2.48~2.63mm<sup>2</sup>となり、この場合、カテーテル支持体の径方向の全断面空間は好ましくは0.50~2.10mm<sup>2</sup>であり、さらに好ましくは0.99~2.10mm<sup>2</sup>である。さらに言えば、典型的なPTCAに使用される治療用カテーテルの外径は0.80~1.00mmであり、径方向の全断面空間は0.50~0.79mm<sup>2</sup>であるから、カテーテル支持体の径方向の全断面空間の好ましい範囲は0.50~1.31mm<sup>2</sup>、さらに好ましくは0.99~1.31mm<sup>2</sup>である。

【0036】

治療用カテーテルがラビッド・エクスチェンジ型である場合は、図16のようにガイドカテーテル内腔にガイドワイヤも存在するため、ガイドワイヤの空間占有率も考慮する必要がある。典型的なPTCAに使用されるガイドワイヤの外径は0.35~0.45mmであるため、ガイドワイヤの径方向の全断面空間は0.10~0.16mm<sup>2</sup>である。このときのカテーテル支持体の径方向の全断面空間の好ましい範囲は0.50~1.15mm<sup>2</sup>、さらに好ましくは0.99~1.15mm<sup>2</sup>である。

【0037】

シャフト長さについては、例えば、典型的なPTCAに使用されるガイドカテーテルの長さが50cmや90cmであることから、非円形である断面部分がガイドカテーテルと

10

20

30

40

50

同程度の長さに設計するのが好ましい。非円形である断面部分が長いほど好ましいが、一定の長さがあれば治療用カテーテルの撓みを抑制する効果を持たせることができる。また、治療用カテーテルの撓みを抑制することができれば、非円形である断面部分が断続的であっても良い。

【 0 0 3 8 】

< シャフト材質 >

本発明に係るカテーテル支持体のシャフト部の可撓性および剛性は、併用するガイドカテーテル及び治療用カテーテルに応じて自由に設計可能である。

【 0 0 3 9 】

カテーテル支持体の少なくとも一部が可撓性を有するシャフトとするために、例えば、  
高分子材料はポリエチレン（超低密度から超高密度）、ポリプロピレン、エチレン・プロ  
ピレン共重合体、エチレン・酢酸ビニル共重合体、架橋型エチレン・酢酸ビニル共重合体  
等のポリオレフィン、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等のポ  
リエステル、ポリ塩化ビニル、ポリスチレン、ポリウレタン、ポリアミド、ポリイミド、  
ポリオキシエチレン、ポリビニルアルコール、ポリテトラフルオロエチレン、ポリフッ化  
ビニリデン、その他フッ素系樹脂等の各樹脂、ポリアミドエラストマー、ポリエステルエ  
ラストマー等の熱可塑性エラストマー、シリコンゴム、ラテックスゴム等を好適に用い  
ることができる。

【 0 0 4 0 】

一方で、カテーテル支持体の少なくとも一部が剛性を有するシャフトとするために、多  
層構造にしたり、編組チューブやブレード構造にしたり、内部にコアワイヤを設けたりす  
ることができる。場合によっては、手元側の剛性を高くするために、超弾性合金、ステン  
レス鋼等の金属、ポリイミド、ポリアミドイミド、ポリエーテルエーテルケトン等の高剛  
性樹脂材料を手元側シャフトとして、可撓性のシャフトを先端側シャフトとして接続して  
も良い。

【 0 0 4 1 】

< シャフト外表面 >

本発明に係るカテーテル支持体は治療用カテーテルと同時にガイドカテーテル内に挿入  
するため、治療用カテーテル及びカテーテル支持体を容易に挿入させることを目的として  
、カテーテル支持体の外表面が低摩擦性を有していることが好ましい。低摩擦性を持たせ  
るための手段は問わないが、カテーテル支持体の外表面に親水性コーティングを施したり  
、カテーテル支持体のシャフト部表面に低摩擦性の材料をシャフト外層として用いたりし  
ても良いし、シャフト外表面をサンディング処理して表面積を減らす方法でも良い。

【 0 0 4 2 】

カテーテル支持体の外表面に施す親水性コーティングの種類は問わないが、例えばポリ  
（２－ヒドロキシエチルメタアクリレート）、ポリアクリルアミド、ポリビニルピロリ  
ドン等を好適に用いることができる。親水性のコーティングを施す部位は長ければ長いほど  
好ましいが、施す長さについてはカテーテルの使用目的に応じて決定できる。

また、カテーテル支持体とガイドカテーテルや治療用カテーテルの隙間に血栓が形成され  
にくいように、表面を抗血栓性の基材を外層にしたり、抗血栓性のコーティングを施したり  
しても良い。

【 0 0 4 3 】

< カテーテル >

本発明に係るカテーテル支持体は、併用する治療用カテーテルを支持することを目的と  
して使用することができるが、カテーテル支持体自体がカテーテルであっても良い。カテ  
ーテルとしては、バルーンカテーテル、狭窄部貫通用の穿通カテーテル、血栓を吸引する  
吸引カテーテル、血管を造影するための造影用カテーテル、薬剤を注入するための注入カ  
テーテル、ガイドワイヤサポートカテーテル等として好適に応用することができる。

【 0 0 4 4 】

典型的な実施形態として、図 6 は本発明に係るカテーテル支持体をラピッド・エクスト

10

20

30

40

50

ェンジ型バルーンカテーテル応用した実施形態の概略図である。先端側シャフトと後端側シャフト、先端側シャフトの先端側にはバルーンを取り付けられる。図 7 のように、先端側シャフトは同軸状にインナーシャフトが配置されており、カテーテル全体の剛性バランス、強度を向上させるようにコアワイヤなどの芯材を配置できる。図 8 のように、後端側シャフトの断面は併用する治療用カテーテルを支持するように三日月形状であり、バルーンを拡張するためのインフレーションルーメンが軸方向に貫通しており、剛性バランス、強度を向上させるためのコアワイヤを配置できる。

#### 【 0 0 4 5 】

このようなバルーンカテーテルと一般的な治療用カテーテルを併用した場合、お互いを支持しあうことができるため、押圧性やトルク伝達性を向上させることができ、治療の効率化も期待できる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【 0 0 4 6 】

【図 1】一般的な P T C A におけるガイドカテーテルと治療用カテーテルの軸方向断面図である。

【図 2】一般的な P T C A におけるガイドカテーテルとその内部で撓む治療用カテーテルの軸方向断面図である。

【図 3】本発明に係るカテーテル支持体と治療用カテーテルをガイドカテーテル内に配置したときの径方向断面図である。

【図 4】本発明に係るカテーテル支持体と治療用カテーテルをガイドカテーテル内に配置したときの軸方向断面図である。

【図 5】本発明に係るカテーテル支持体の別の実施形態と治療用カテーテルをガイドカテーテル内に配置したときの径方向断面図である。

【図 6】本発明に係るカテーテル支持体の別の実施形態としてのラビッド・エクスチェンジ型バルーンカテーテルの概略図である。

【図 7】図 6 に示したバルーンカテーテルの A - A ' における断面図である。

【図 8】図 6 に示したバルーンカテーテルの B - B ' における断面図である。

【図 9】ガイドカテーテル内にある、径方向の断面が円形のカテーテル支持体と治療用カテーテルの径方向断面図である。

【図 1 0】カテーテル支持体の径方向の全断面空間を表す。

【図 1 1】ガイドカテーテルの径方向の内部断面空間

【図 1 2】本発明に係るカテーテル支持体の別の実施形態の径方向断面図である。

【図 1 3】本発明に係るカテーテル支持体の別の実施形態の径方向断面図である。

【図 1 4】本発明に係るカテーテル支持体の別の実施形態の径方向断面図である。

【図 1 5】本発明に係るカテーテル支持体の別の実施形態の径方向断面図である。

【図 1 6】本発明に係るカテーテル支持体と治療用ラビッド・エクスチェンジ型カテーテルをガイドカテーテル内に配置したときの径方向断面図である。

#### 【符号の説明】

#### 【 0 0 4 7 】

- 1 治療用カテーテル
- 2 ガイドカテーテル
- 3 カテーテル支持体
- 4 バルーン
- 5 A 先端側シャフト
- 5 B 後端側シャフト
- 6 D インナーシャフト（ガイドワイヤルーメンチューブ）
- 9 B インフレーションルーメン
- 1 0 コアワイヤ
- 1 1 円形断面のカテーテル支持体
- 1 2 カテーテル支持体の径方向の全断面空間

10

20

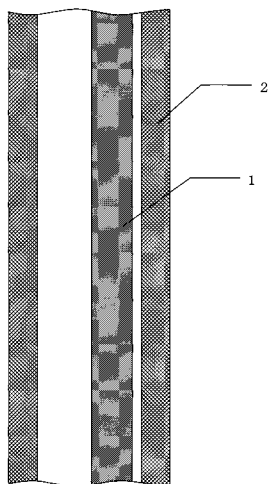
30

40

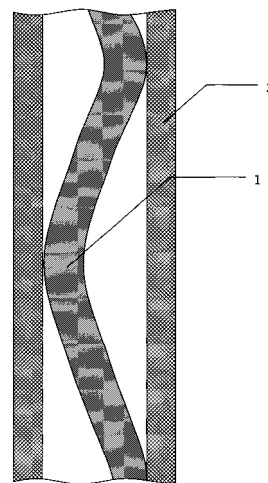
50

- 1 3      ガイドカテーテルの径方向の内部断面空間  
1 4      ガイドワイヤ

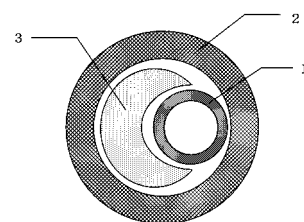
【図 1】



【図 2】

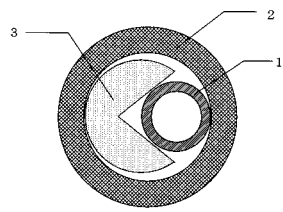


【図 3】

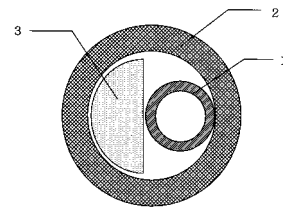




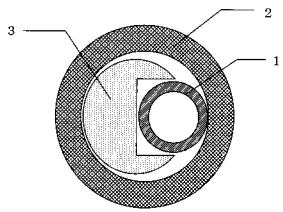
【図 1 2】



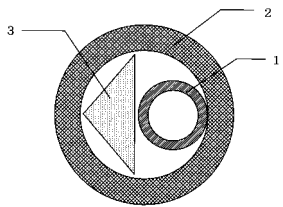
【図 1 4】



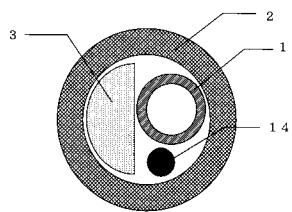
【図 1 3】



【図 1 5】



【図 1 6】



---

フロントページの続き

審査官 久郷 明義

(56)参考文献 国際公開第2007/078753(WO, A2)

特表2006-506195(JP, A)

特表2001-511023(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61M 25/14

A61M 25/06

A61M 25/10