

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5201777号
(P5201777)

(45) 発行日 平成25年6月5日 (2013.6.5)

(24) 登録日 平成25年2月22日 (2013.2.22)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)
 A 6 1 L 29/00 (2006.01)
 A 6 1 M 25/09 (2006.01)
 A 6 1 M 25/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/12
 A 6 1 L 29/00 C
 A 6 1 L 29/00 E
 A 6 1 L 29/00 P
 A 6 1 L 29/00 R

請求項の数 22 (全 12 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2002-568990 (P2002-568990)
 (86) (22) 出願日 平成14年2月7日 (2002.2.7)
 (65) 公表番号 特表2004-529684 (P2004-529684A)
 (43) 公表日 平成16年9月30日 (2004.9.30)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2002/003827
 (87) 国際公開番号 W02002/069806
 (87) 国際公開日 平成14年9月12日 (2002.9.12)
 審査請求日 平成17年2月3日 (2005.2.3)
 審判番号 不服2010-12392 (P2010-12392/J1)
 審判請求日 平成22年6月8日 (2010.6.8)
 (31) 優先権主張番号 09/798,563
 (32) 優先日 平成13年3月2日 (2001.3.2)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 506192652
 ボストン サイエンティフィック サイム
 ド, インコーポレイテッド
 BOSTON SCIENTIFIC S
 CIMED, INC.
 アメリカ合衆国 55311-1566
 ミネソタ州 メープル グローブ ワン
 シメッド プレイス (番地なし)
 (74) 代理人 100082005
 弁理士 熊倉 禎男
 (74) 代理人 100088694
 弁理士 弟子丸 健
 (74) 代理人 100103609
 弁理士 井野 砂里

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ガイドカテーテル内使用のための写像カテーテル

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

カテーテルシステムであって、

ガイドカテーテル (10) と、写像カテーテル (200) と、ガイドワイヤー (32) と、を含んでおり、

上記ガイドカテーテルが、1個の基端部 (14) と、1個の先端部 (16) と、上記基端部と先端部との間に伸びている1個の内腔と、を有しており、

上記ガイドワイヤーが、ガイドカテーテル (10) の内腔へ挿入するために構成され、且つ、配置されているものであり、

上記写像カテーテルが、上記ガイドカテーテルの内腔へと挿入するために構成され、且つ、配置されており、1個の基端管状部 (270) と1個の先端管状部 (210) とを備えている伸張管状部材と、先端チップ (220) と、を含んでおり、

上記基端管状部が、該伸張管状部材の可撓性を増すための少なくとも1つの可撓性部分 (275) を含んでおり、上記少なくとも1つの可撓性部分が、伸張管状部材の周りを少なくとも1周連続的に伸びている少なくとも1つのスロット (280) であり、上記先端管状部 (210) が、写像変換器を含んでおり、

上記先端チップが、伸張管状部材の先端に位置しており、上記先端チップが、ガイドワイヤーポート (250) と、上記ガイドワイヤーポート (250) から遠位側に延びるガイドワイヤー内腔 (260) と、を定め、ガイドワイヤー内腔は、ガイドワイヤー (32) がガイドワイヤーポート (250) 内にガイドワイヤー内腔 (260) を通って遠位

10

20

側に通過できる寸法であり、

上記写像カテーテル（２００）とガイドワイヤー（３２）とがガイドカテーテル（１０）の内腔を同時に搬送することができるものである、カテーテルシステム。

【請求項２】

ガイドカテーテルが、１．６７ミリメートル以下の外径を有している、請求項１記載のカテーテルシステム。

【請求項３】

更に、伸張管状部材に積層されたカバー管を含んでいる、請求項１又は２に記載のカテーテルシステム。

【請求項４】

上記伸張管状部材が、樹脂で形成されている、請求項１乃至３の何れか１つに記載のカテーテルシステム。

【請求項５】

上記樹脂が、ポリエーテルエーテルケトン、ポリイミド、編み上げコイル状複合体、ハイボ管を含む群の中から選ばれたものである、請求項４に記載のカテーテルシステム。

【請求項６】

上記カバー管が、ポリエチレン、ウレタン、ポリエーテル・ブロック・アミドを含む群の中から選ばれたものである、請求項３に記載のカテーテルシステム。

【請求項７】

上記写像カテーテルが、１．１ミリメートル以下の外径を有している、請求項１に記載のカテーテルシステム。

【請求項８】

上記ガイドワイヤーが、０．３６ミリメートル以下の外径を有している、請求項１に記載のカテーテルシステム。

【請求項９】

上記写像カテーテルは、更に、１個のアコースティック写像窓（２３０）を含んでいる、請求項１に記載のカテーテルシステム。

【請求項１０】

上記アコースティック写像窓が、伸張管状部材の先端部に取り付けられている１個のドーム型の窓である、請求項９に記載のカテーテルシステム。

【請求項１１】

上記アコースティック写像窓が、共通ジョイント部分でカバー管に取り付けられている、請求項９に記載のカテーテルシステム。

【請求項１２】

上記アコースティック写像窓が、メチルペンテン コポリマー、ポリエチレン、ウレタン、ポリエーテル・ブロック・アミドを含む群の中から選ばれたものである、請求項９に記載のカテーテルシステム。

【請求項１３】

上記変換器が、概ね円形の面を有している、請求項１に記載のカテーテルシステム。

【請求項１４】

上記変換器が、１個のディスク型シリンダーである、請求項１に記載のカテーテルシステム。

【請求項１５】

上記アコースティック写像窓が、写像カテーテルの先端チップを基端とする写像カテーテルの先端管状部分に位置している、請求項９に記載のカテーテルシステム。

【請求項１６】

少なくとも１つの上記スロットの幅が、該少なくとも１つのスロットの長さに沿って変わるものであって、上記少なくとも１つのスロットの１つの基端部分の幅が、上記少なくとも１つのスロットの１つの基端部分の幅よりも小さくなっている、請求項１、９、１５の何れか１つに記載のカテーテルシステム。

10

20

30

40

50

【請求項 17】

上記少なくとも1つの可撓性部分が、少なくとも1つの溝を定めており、該少なくとも1つの溝が、少なくとも1つの可撓性部分を通して、少なくとも部分的に伸びている、請求項1、9、15の何れか1つに記載のカテーテルシステム。

【請求項 18】

上記伸張管状部材が、更に、上記少なくとも1つの可撓性部分の近くに、設けられている遷移部(400)を含んでおり、該遷移部が、中程の柔軟さを与えるように除去された伸張管状部材の部分を含んでおり、これにより、該遷移部は、少なくとも1つの可撓性部分よりも少ない可撓性のもになっている、請求項1、9、15の何れか1つに記載のカテーテルシステム。

10

【請求項 19】

上記遷移部が、少なくとも1つの可撓性部分の少なくとも1つのスロットよりも、短い長さの少なくとも1つのスロットを定めるものである、請求項18に記載のカテーテルシステム。

【請求項 20】

上記先端チップが、体内への傷をつけない挿入のために、テーパ付けされた先端端部を有している、請求項1、9、15乃至19の何れか1つに記載のカテーテルシステム。

【請求項 21】

上記先端チップが、体内への傷をつけない挿入のために、アヒルのくちばしのような端部を有している、請求項1、9、15乃至19の何れか1つに記載のカテーテル。

20

【請求項 22】

上記伸張管状部材の少なくとも一部分が、ニチノールで形成されている、請求項1に記載のカテーテルシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は概ね写像カテーテルに関し、かつ特に、好ましくは5フレンチ(1.67ミリメートル)ガイドカテーテルのような小さい外径を有するガイドカテーテル内で使用される写像カテーテルに関する。

【背景技術】

30

【0002】

写像カテーテルはガイドカテーテルと協働して患者の導管システムに接近しかつ写像するために使用される。ガイドカテーテルの目的は写像カテーテルを導管システム内により効果的に導入することである。このガイドカテーテルは代表的には股間の大腿部動脈を通して患者の動脈システム内に経皮的に挿入される。ガイドワイヤーの助けを得て、ガイドカテーテルは患者の導管システムを通して前進させられる。

【0003】

ひとたびガイドカテーテルが所定位置に達すると、写像カテーテルがガイドワイヤーに沿ってガイドカテーテル内へ導入される。血管内超音波(IVUS)カテーテルとしても知られているこのような写像カテーテルは、血管の断面イメージ形成のためにカテーテルの先端部に装着された超音波写像要素を備えている。ガイドワイヤーおよび写像カテーテルはガイドカテーテル内に同時に採用されるので、ガイドカテーテルの内径は少なくともガイドワイヤーおよび写像カテーテルの外径の総和でなければならない。

40

【0004】

従来の写像カテーテルは比較的大きい外径を備えているので、5フレンチ(1.67ミリメートル)ガイドカテーテルのような小さいガイドカテーテルには適合性がない。この不適合性は、より小さい冠状動脈への接近に5フレンチガイドカテーテルの使用を要し、従って超音波写像が不可能であるために問題である。

【0005】

従って減少された外径を有する改良された写像カテーテルの提供が所望され、その写像

50

カテーテルでは5フレンチ(1.67ミリメートル)ガイドカテーテルのようなより小さいガイドカテーテルに適合可能となるのである。

【0006】

(発明の開示)

第1に、本発明の分離した態様は、カテーテルシステムを包含し、このカテーテルシステムは、5フレンチ(1.67ミリメートル)写像カテーテルのような1個の小さいガイドカテーテルと、1個の写像カテーテルおよび1個のガイドワイヤーとを包含し、ここにおいて写像カテーテルおよびガイドワイヤーが5フレンチ(1.67ミリメートル)ガイドカテーテルの内腔内を通して同時に並進可能である。この写像カテーテルは1個の基底部、1個の先端部、1個の内腔および伸長管部材上に被覆された1個のカバー管を有する伸長管部材を包含している。

10

【0007】

第2に、本発明の分離した態様は、カテーテルシステムを包含し、このカテーテルシステムは、5フレンチ(1.67ミリメートル)写像カテーテルのような1個の小さいガイドカテーテルと、1個の写像カテーテルおよび1個のガイドワイヤーとを包含し、ここにおいて写像カテーテルは伸長管部材を包含し、この管部材はポリエーテルエーテルケトン、ポリイミド、編み目状の巻かれた複合体およびハイボ管で構成された群から選ばれている樹脂で作られている。この写像カテーテルは更にポリエチレン、ウレタンおよびPEBA X(登録商標)(ポリエーテル・ブロック・アミド)で構成された群から選ばれた材料で形成されたカバー管を包含している。

20

【0008】

第3に、本発明の分離した態様は、カテーテルシステムを包含し、このカテーテルシステムは、5フレンチ(1.67ミリメートル)ガイドカテーテルのような1個の小さいガイドカテーテルと、1個の写像カテーテルおよび1個のガイドワイヤーとを包含し、ここにおいて写像カテーテルの外径は約0.044インチ(1.1ミリメートル)未満であり、ガイドワイヤーの外径は約0.014インチ(0.36ミリメートル)であり、ガイドカテーテルの内径は約0.058インチ(1.47ミリメートル)である。

【0009】

第4に、本発明の分離した態様は、カテーテルシステムを包含し、このカテーテルシステムは、5フレンチ(1.67ミリメートル)ガイドカテーテルのような1個の小さいガイドカテーテルと、1個の写像カテーテルおよび1個のガイドワイヤーとを包含し、ここにおいて写像カテーテルが1個のアコースティック写像窓(好ましくは、ドーム形)を包含しており、この写像窓が伸長管状要素の先端に例えば、低プロフィルの熱接着剤を使用して装着されており、アコースティック写像窓がメチルペンテン コポリマー、ポリエチレン、ウレタンおよびPEBA X(登録商標)(ポリエーテル・ブロック・アミド)からなる群から選ばれた1個の材料で形成されている。

30

【0010】

第5に、本発明の分離した態様は、写像カテーテルの内腔を通過するように構成された回転式写像コアーを包含し、この写像コアーが可撓性駆動シャフトおよび変換器要素を備えており、この変換器要素が円形のシリンダーを包含している。この写像コアーが更に1個の変換器ハウジングを包含し、この変換器ハウジングが駆動シャフトの中心軸に対して或る角度で傾斜した切除部を備えており、変換器が切除部内に搭載されて変換器が駆動シャフトの中心軸に対して或る角度で傾斜している。

40

【0011】

第6に、本発明の分離した態様は、カテーテルシステムを包含し、このカテーテルシステムは、5フレンチ(1.67ミリメートル)ガイドカテーテルのような1個の小さいガイドカテーテルと、1個の写像カテーテルおよび1個のガイドワイヤーとを包含し、ここにおいて1個のアコースティック写像窓が写像カテーテルの先端管状部の、写像カテーテルの先端チップの基端に配置されている。写像カテーテルの先端チップは、少なくとも5回転する間、連続的に伸びる角度付きのスロット又は溝、を有している可撓性部分を備え

50

、ここにおいてスロットの幅はスロットの長さに沿い変り、これによりスロットの幅は基端部内が先端部よりも小さい。代わりに、先端チップはテーパ付き端部または体内への組織を傷つけない挿入のためのダックビル（あひるのくちばし状部）を備えている。

【 0 0 1 2 】

本発明はこれらの分離した態様のいずれかを個別に、またはこれらの分離した態様のいずれかの組合せを包含し得る。

【 0 0 1 3 】

本発明の他のシステム、方法、特徴および利点は当業者が以下の図面および詳細な説明を吟味すると明らかであり、または明らかになるであろう。全てのそのような追加のシステム、方法、特徴および利点は、この記述内に含まれ、本発明の範囲内に含まれ、かつ添付請求の範囲により保護されることが意図されている。

【 0 0 1 4 】

図面は本発明の好ましい実施例のデザインおよび有用性を図示している。図面中の構成要素は必ずしも計測されるべきものではなく、代わりに実施例の下にある原理を図示することに強調が置かれている。更に、図面内においては、同じ参照数字は異なる図面でも対応する部分を示している。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 5 】

図 1 において、ガイドカテーテルの代表的実施例 1 0 が示されている。このガイドカテーテル 1 0 は基端部 1 4 および先端部 1 6 を有する管状可撓性カテーテルボディ 1 2 を備えている。止血バルブを有する基端ハウジング 1 8 はカテーテルボディ 1 2 の基端部 1 4 に一般に固着されておりかつ食塩水および対照をなす媒体のような流体をガイドカテーテル 1 0 内に注入するためのサイドポート 2 0 を備えている。ガイドカテーテル 1 0 は好ましくは標準の 5 フレンチ（ 1 . 6 7 ミリメートル）ガイドカテーテルであり約 0 . 0 5 8 インチ（ 1 . 4 7 ミリメートル）の内腔直径を有する。

【 0 0 1 6 】

ガイドカテーテルの管は広範囲の生物学的親和性を有する材料で構成されており、この材料は、代表的にはシリコン、ゴム、天然ゴム、ポリエチレン、ポリビニールクロライド、ポリウレタン、ポリエステル、ポリテトラフルオロエチレン（ P T F E ）および同種のもののような天然または合成ポリマーで作られる。そのような材料からガイドカテーテルを形成するための特別な技術は当業界内で良く知られている。

【 0 0 1 7 】

超音波の写像（イメージング）カテーテルも当業界内で良く知られておりかつカテーテルボディの先端部内に装着された超音波変換器を採用している。これらの写像カテーテルはカテーテルの軸方向と直角に配置された写像面内に超音波エネルギーを受領するように配列されている。使用中に、外部のモーターが駆動シャフトに動力を供給し、この駆動シャフトは超音波写像変換器の写像面周りの機械的回転を起して写像場所の断面イメージを作る。これらのイメージは好ましくはモニタースクリーン上に表示され、従って外科医は手術中に導管システムを見ることができる。

【 0 0 1 8 】

図 2 および図 2 A は可撓性超音波写像カテーテル 1 0 0 の典型的実施例を図示している。写像カテーテル 1 0 0 は標準的な良く知られたカテーテル処置により導管システム内に配置されるように適合され、上記の処置は可撓性写像カテーテル 1 0 0 を遠回しの通路に沿い各種血管へ案内することにより行われ、例えば、大腿部動脈の孔を通す経皮挿入により開始される。

【 0 0 1 9 】

このカテーテルは内腔 1 0 4 を形成する 1 個の伸長管状部材 1 0 2 を包含し、この内腔は写像コアー 1 1 8 が内部に摺動可能に配置されることを許容するのに十分な内径を備えている。写像コアーは変換器ハウジング 1 2 2 に接続された可撓性駆動シャフト 1 2 0 を包含し、変換器ハウジングはその中に搭載された変換器 1 2 4 を備えている。好ましくは

、変換器 124 は概ねディスク形である。この写像コア 118 はその中心軸に沿い並進可能である。更に、写像コア 118 はその中心軸周りに、例えば 1800 rpm を超過する速度で回転可能である。更に回転可能なモーター駆動の写像コアに関する開示は米国特許第 6004269 号内に見出されることができ、全ての開示は参考資料としてここに組み込まれる。

【0020】

伸長管状部材 102 は基端部を包含し、この基端部は剛性を損なうことなく非常に薄い壁を有するように設計されている。以下に記述するように、薄い写像カテーテル壁は 5 フレンチ (1.67 ミリメートル) ガイドカテーテルのような外径の小さいカテーテルとの適合性のために必要である。更に、管状部材 102 は温度、化学薬品および疲労に耐性を備えていなければならない、かつ優れた曲げ、衝撃および張力特性を発揮しなければならない。管状部材 102 の好適な材料は、非限定的ではあるが、ポリエーテルエーテルケトン (PEEK)、ポリイミド、編まれ巻かれた複合体およびハイボ管のような補強樹脂を包含している。ポリエチレン、ウレタン、PEBA X (登録商標) (ポリエーテル・ブロック・アミド) または他のプラスチックのような好適な材料で形成されたカバー管 110 は管状要素 102 上に積層されており、ここでカバー管 110 は患者の体内通路内を軸方向に最低の抵抗で容易に動くための円滑な外面を提供すると共にカテーテル 100 に対する構造的な一体性を提供する。

【0021】

好ましくは円形の アコースティック 写像窓 112 が伸長管状要素 102 の先端部に対して装着され、これによりカテーテル 100 の閉塞チップを形成している。アコースティック 写像窓 112 は好ましくはポリエチレンのような材料で形成され、この材料は透明性、写像性能および熱および化学薬品に対する抵抗の優れた組合せを発揮する。代わりに、アコースティック 写像窓 112 はポリエチレン、ウレタン、TPX (登録商標) (メチルペンテン コポリマー) または PEBA X (登録商標) (ポリエーテル・ブロック・アミド) のような他の好適な熱可塑性プラスチックから形成され得る。

【0022】

アコースティック 写像窓 112 はその開放した基端部と丸められた先端部を備え、管状要素 102 の先端外周部に固着されて閉じたカテーテルチップ 114 を形成し、カバー管 110 と アコースティック 写像窓 112 の対応する端部は共通ジョイント 116 の部分で互いに接着されている。共通ジョイント 116 の厚さを減すために、低側面 (profile) の熱可塑性接着剤がカバー管 110 に対して アコースティック 写像窓 112 を固着するために使用される。低側面熱可塑性接着剤の使用は従来の接着ラップジョイントおよびオーバーラップジョイントのようなラップジョイントに比べて共通ジョイント 116 の厚さを顕著に減す。

【0023】

窓 112 の基端部の外径は装着されたカバー管 110 の外径と実質的に等しいので、ジョイント 116 の部分で円滑な外面が提供される。図 2 に最も良く示されているように、伸長管部材 102 のオプション上部 106 は小内腔 108 を形成し、この小内腔は、非限定的な例ではあるが、ハウジング プルワイヤー、薬品供給、バルーン血管成形、レーザー切除、またはカテーテル 100 の圧壊阻止を助ける強化部材の収容のような他のカテーテル機能のために使用し得る。勿論、このカテーテルはいかなるサイズ、形および輪郭の内腔をいくらかでも備えることができる。このカテーテルは必要であれば 1 個または複数のバルーンを備えることができる。このカテーテルは 1 個より多い窓、カテーテルの壁内に埋め込まれた複数のワイヤー、複数の変換器、または他の特徴をも備えることができる。選択的に、このカテーテルは複数の多数反響周波数変換器、または 1 個の多数反響周波数変換器の他に別の変換器を使用することができる。

【0024】

図 2 内に示された特殊な実施例に更に関連して、変換器ハウジング 122 は長手方向に配置された切除部 113 を備え、この切除部は好ましくは駆動シャフト 120 の中心軸 1

10

20

30

40

50

26に対して僅かな角度アルファで傾斜している。変換器124は変換器ハウジング122の切除部内に装着され、従ってその動作面119も駆動シャフト120の中心軸126に対して角度アルファだけ傾斜している。変換器124のこの傾斜はカテーテルチップ114内での内部反射の最小化を助ける。

【0025】

好ましい変換器124はディスク形であるが、それは代替のどのような形のものであってもよい。使用中に、それは電気エネルギーパルスを機械的エネルギーに変換し、機械的エネルギーは変換器124の面から超音波の形で伝達する。これらの超音波の周波数は励起周波数および変換器124の自然反響周波数に依存する。変換器124の自然反響周波数は変換器123の形および厚さおよび変換器の材料の産物である。変換器124はその表面上の圧力変形を電氣的ボルテージに変えまたはその逆も可能な材料から公知の方法で形成される。そのような材料は、非限定的ではあるが、圧電性セラミック材料、圧力合成材料、圧電性プラスチック、バリウムチタン酸塩、鉛ジルコン酸塩チタネート、メタニオベートおよび重合ビニリデンフッ化物を包含している。

【0026】

図3および図3Aにおいて、ガイドカテーテル10は導管システムを通して公知の方法で導入されかつ前進させられる。ガイドカテーテル10がひとたび所望の位置に達すると、約0.014インチ(0.36ミリメートル)の直径を有する標準の冠動脈ガイドワイヤー32がガイドカテーテル10を通して導管システム内に挿入される。それから画像カテーテル100がガイドカテーテル10内へ、典型的にはガイドワイヤー32に近接して導入される。前述したように、ステート・オブ・ザ・アート5フレンチ(1.67ミリメートル)ガイドカテーテルは直径が約0.058インチ(1.47ミリメートル)の内腔を備えている。従って、この例のガイドカテーテル100の直径はガイドカテーテル10内でガイドワイヤー32近傍にフィットするためには約0.044インチ(0.058 - 0.014)(1.1ミリメートル(1.47 - 0.36))未満または等しくなければならない。その結果として、改良された画像カテーテル100は外径が約0.043インチ(1.09ミリメートル)となるようにダウンサイズされる。上述のように、画像カテーテル100のダウンサイジングは機能性を損なうことなく薄いカテーテル壁を許容する。

【0027】

代替の好ましい実施例の図4において、画像カテーテル200は先端チップ220内の代わりに先端管状部210内に配置されている。画像窓230は超音波画像変換器240から放射された超音波の音波の通過を許容する。変換器240の先端管状部210内への配置が、先端チップ220がガイドワイヤー32のための通路のような別機能を果たすことを許容する。例えば、先端チップ220はガイドワイヤー32通過寸法のガイドワイヤーポート250およびガイドワイヤー内腔260を備え得る。

【0028】

基端管状部270内の可撓性を増すために、1個のスロット280が基端管状部270の壁290を完全に貫通カットされて可撓性部分275を形成している。代わりに、可撓性部分275の剛性を変えるために、スロット280の一部が溝部分(図示せず)に置き換えられ、この溝部分は基端管状部270の壁を通して単に部分的にカットされ得る。どちらの実施例でも、スロット280は好ましくは少なくとも1回転分だけ延び、好ましくは例えば3ないし15回転のように、複数回転延びている。

【0029】

図5において、可撓性部分275内の剛性を変えるために、傾斜角シートを変え、スロット280の基端部分のシートが先端部分のそれより大きく、例えば傾斜角シート1は傾斜角シート2よりも大きくされ得る。更に、可撓性部分275の剛性はスロット280の幅を基端から先端へと増すことにより変え得る。

【0030】

図6において、基端管状部270は更に可撓性部分275の基端部に位置する遷移部4

10

20

30

40

50

00を包含することができる。遷移部400内の壁330の一部は遷移部400に可撓性の中間領域を与えるために除去される。壁300は、例えば壁330の一部のみを通した溝またはノッチのように部分的に除去され、または例えば壁330を完全に貫通するスロットのように全体的に除去され、または両者の組み合わせにより除去され得る。

【0031】

遷移部400は少なくとも1個の不連続スロット420、および好ましくは壁330の非スロット部分430により分離されている複数の不連続スロット420を包含している。不連続スロット420は好ましくは基端管状部270の壁330周りに概ね螺旋状に整列されかつ基端管状部270周りに1回転より多く延びている。特に、もし基端管状部270の長手軸に対して並行に壁330上に引出線“X”が引かれると、引出線“X”上または近傍から始まる一端440を有する不連続スロット420は概ね基端管状部270周りに螺旋状に進み、第2端部460が引出線“X”を通過したところを占め、即ち、不連続スロット420が基端管状部270周りに1回転より多く延びる。スロット420の幅480は一定または上述のように変り得る。

10

【0032】

図7において、遷移部400は更に基端管状部270の壁330を通る孔模様部500を包含し得る。孔500の模様サイズおよび形は孔模様部500の可撓性が不連続スロット420のそれより小さくなるように選択されている。孔模様部500は壁330を通してカットされた複数の傾斜スロット520で構成されている。代わりに、傾斜スロット520は壁330を通して部分的にのみカットされかつ基端管状部270の剛性を孔模様部500で変えるために各種の深さを備え得る。傾斜スロット520は特殊なピッチで好ましくは45度傾斜しており、かつ基端管状部270の壁330に沿い90度または120度の間隔で配置されている。孔模様部500内における可撓性の所望度合はスロット幅540、スロット長さ560、およびスロット間の間隔を変えることにより変えられ得る。更に、傾斜スロット520の形は可撓性を変えるために変えられ得る。

20

【0033】

基端管状部270は好ましくはニチノール管から製造される。可撓性部分300および遷移部400に対して所望の可撓性特性を与えるために、スロット320、420および520は基端管状部270内に、例えば、電気放電加工、化学マスキング、電気-化学エッチングまたはレーザーエッチングにより形成される。

30

【0034】

図8の一実施例において、先端チップ部分700は先端管状部上のシーリング要素600に対して、例えば、ウレタンのような可撓性接着剤により接着されている。画像カテーテル100の体内への傷をつけない挿入を可能にするため、先端チップ部分700は可撓性を備えかつテーパ付き先端部720を備えている。先端チップ部分700は先端チップ部分210の先端部360に衝合するスリーブ740を包含し得る。スリーブ740は更にテーパ付きコアー780を収容するコアー760を取り囲んでいる。スリーブ740およびコアー760は重合材料、好ましくはナイロンから作られている。

【0035】

図9の代替の実施例において、先端チップ部分900は先端管状部上のシーリング要素600に対して、例えば、ウレタンのような可撓性接着剤により接着されているダックビル（あひるのくちばし状部）960を包含している。ダックビル960は重合材料（例えば、PET、ポリイミド、またはポリエチレン）から構成されておりかつ先端チップ部分900の両反対壁内の長手スリット980を包含している。長手スリット980は閉止方向に付勢されており；しかしながら、例えば、流体圧または長手方向スラスト力のような内部力が適用されると、長手スリット980が開き、先端チップ部分900を貫く通路が提供される。

40

【0036】

本発明の各種実施例が記述されてきたが、当業者であれば本発明の範囲内で多くの更なる実施例および実行が可能なことは明らかであろう。従って、添付の請求の範囲およびそ

50

これらの均等物を除いては限定されるべきではない。

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図1】図1はガイドカテーテルの典型的な実施例を示している。

【図2】図2は写像カテーテルの典型的な実施例の部分縦断側面図である。

【図2A】図2Aは図2の写像カテーテルの2A-2A断面図である。

【図3】図3はガイドカテーテル、写像カテーテルおよびガイドワイヤーの典型的な実施例を示している。

【図3A】図3Aは図3のガイドカテーテル、写像カテーテルおよびガイドワイヤーの3A-3A断面図である。

【図4】図4は写像カテーテルの追加実施例を示している。

【図5】図5は写像カテーテルの追加実施例を示している。

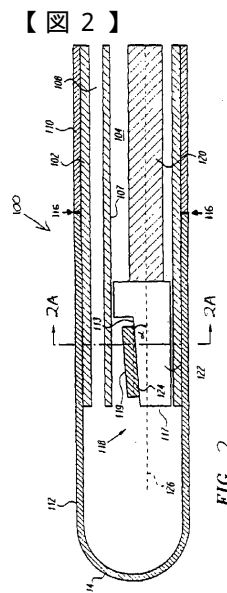
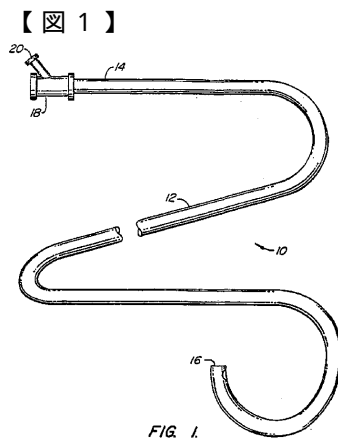
【図6】図6は写像カテーテルの追加実施例を示している。

【図7】図7は写像カテーテルの追加実施例を示している。

【図8】図8は写像カテーテルの追加実施例を示している。

【図9】図9は写像カテーテルの追加実施例を示している。

10



【図 2 A】

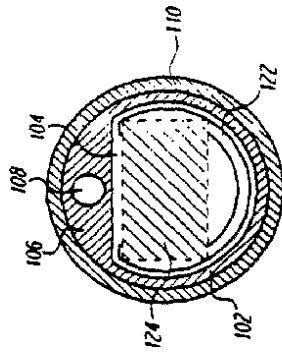


FIG. 2A

【図 3】

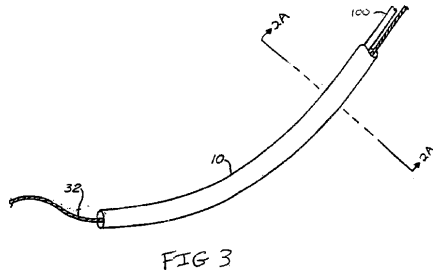


FIG 3

【図 3 A】



FIG 3A

【図 4】

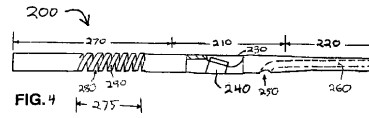


FIG. 4

【図 5】

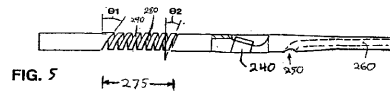


FIG. 5

【図 6】

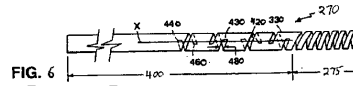


FIG. 6

【図 7】

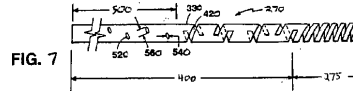


FIG. 7

【図 8】

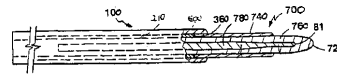


FIG. 8

【図 9】

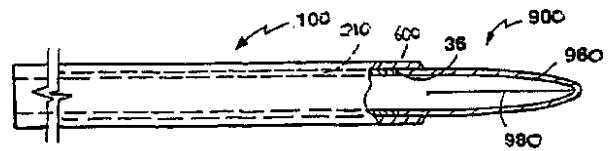


FIG. 9

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
 A 6 1 M 25/00 4 5 0 B
 A 6 1 M 25/00 4 5 0 N

(74)代理人 100095898

弁理士 松下 満

(74)代理人 100098475

弁理士 倉澤 伊知郎

(74)代理人 100144451

弁理士 鈴木 博子

(72)発明者 ローレンス・ワシセック

アメリカ合衆国 9 5 1 2 3 カリフォルニア州サンノゼ、ピマール・ブレイス 9 4 0 番

合議体

審判長 岡田 孝博

審判官 信田 昌男

審判官 田部 元史

(56)参考文献 特表平 1 1 - 5 0 6 6 2 8 (J P , A)
 特開平 0 4 - 2 1 8 1 6 9 (J P , A)
 特開平 0 9 - 0 1 0 2 1 6 (J P , A)
 特開平 0 7 - 1 8 4 8 9 6 (J P , A)
 特開 2 0 0 0 - 0 7 0 2 7 0 (J P , A)
 特開平 0 6 - 0 6 3 1 4 9 (J P , A)
 特開平 0 9 - 1 1 7 4 5 2 (J P , A)
 特開平 0 5 - 0 4 2 1 4 8 (J P , A)
 特開平 0 8 - 2 0 6 1 1 4 (J P , A)
 国際公開第 9 9 / 0 4 9 7 9 3 (WO , A 1)
 特開平 0 7 - 0 5 9 7 7 6 (J P , A)
 特開平 0 8 - 3 3 6 5 3 5 (J P , A)
 国際公開第 0 0 / 3 3 7 4 1 (WO , A 1)
 特開平 9 - 7 0 4 0 3 (J P , A)
 特開 2 0 0 0 - 2 2 9 0 8 4 (J P , A)
 特表平 1 0 - 5 0 0 5 8 4 (J P , A)
 特開平 0 7 - 1 2 4 1 6 4 (J P , A)
 特開平 0 5 - 0 0 3 8 7 2 (J P , A)
 国際公開第 9 1 / 0 5 5 1 2 (WO , A 1)
 特開平 0 4 - 2 0 8 1 4 4 (J P , A)
 特表平 0 6 - 5 0 3 2 4 6 (J P , A)
 特開平 0 7 - 2 2 2 7 4 8 (J P , A)
 国際公開第 9 6 / 1 0 4 3 4 (WO , A 1)
 特開平 0 9 - 1 5 4 9 5 2 (J P , A)
 特開平 1 0 - 8 0 4 2 5 (J P , A)
 特開平 1 1 - 1 2 8 2 3 0 (J P , A)
 特開 2 0 0 0 - 1 7 5 9 1 6 (J P , A)
 特開 2 0 0 0 - 1 8 9 5 1 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00 ~ 8/15