

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6196340号
(P6196340)

(45) 発行日 平成29年9月13日 (2017.9.13)

(24) 登録日 平成29年8月25日 (2017.8.25)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 M 25/00 (2006.01)	A 6 1 M 25/00 5 4 0
A 6 1 M 25/092 (2006.01)	A 6 1 M 25/092
A 6 1 B 17/16 (2006.01)	A 6 1 B 17/16

請求項の数 12 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2016-27342 (P2016-27342)	(73) 特許権者	509272698
(22) 出願日	平成28年2月16日 (2016.2.16)		大邱慶北科学技術院
(65) 公開番号	特開2016-150257 (P2016-150257A)		DAEGU GYEONGBUK INS
(43) 公開日	平成28年8月22日 (2016.8.22)		TITUTE OF SCIENCE A
審査請求日	平成28年2月16日 (2016.2.16)		ND TECHNOLOGY
(31) 優先権主張番号	10-2015-0023276		大韓民国テグ・ダルソングン・ヒョンブン
(32) 優先日	平成27年2月16日 (2015.2.16)		ミョン・テクノ ジュンガンデロ・333
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)	(74) 代理人	110001379
(31) 優先権主張番号	10-2015-0023999		特許業務法人 大島特許事務所
(32) 優先日	平成27年2月17日 (2015.2.17)	(72) 発明者	チェ、ホンス
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)		大韓民国テグ・ダルソングン・ホワンウォ
(31) 優先権主張番号	10-2015-0142724		ンウプ・ビスルロ 539ギル・35・ナ
(32) 優先日	平成27年10月13日 (2015.10.13)		ンバー104-902
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カテーテルに結合されたマイクロロボット

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

カテーテルに結合されたマイクロロボットであって、
カテーテルまたはガイドワイヤの一端に結合され、中心シャフトを有するベース部と、
前記中心シャフトで回転可能に結合され、外部回転磁場によって磁気トルクを発生して
ドリリング機能動作を実施するように、第1の磁性体が結合されているか、または前記第
1の磁性体によってその外部がコーティングされているドリル部と、

前記中心シャフトの先端に連結され、前記ドリル部の移動を制限できるように前記中心
シャフトの先端よりも相対的に大きい直径を有し、外部操向磁場によって磁気トルクを
発生して操向機能動作を実施するように、その内部に第2の磁性体を備えているか、または
前記第2の磁性体によってその外部がコーティングされているヘッド部とを備え、

磁場を利用して病変部に対する操向機能動作またはドリリング機能動作を実施すること
を特徴とするカテーテルに結合されたマイクロロボット。

【請求項 2】

前記ベース部は、前記カテーテルの一端に形成された突起に着脱されることを特徴とす
る請求項1に記載のカテーテルに結合されたマイクロロボット。

【請求項 3】

前記ベース部はポリジメチルシロキサン (polydimethylsiloxane
、PDMS) 材料または医療用として使用可能な可撓性材料群から選択された1つの軟質
材料で形成されていることを特徴とする請求項1または2に記載のカテーテルに結合され

たマイクロロボット。

【請求項 4】

前記ベース部は、前記カテーテルの突起に嵌合方式で着脱されるように、連結孔が底面に形成されており、前記中心シャフトは、前記底面の反対側底面の中心から垂直な方向に形成され、前記中心シャフトの長さよりも短く、前記底面の縁から垂直な方向に形成された外壁部を有することを特徴とする請求項 3 に記載のカテーテルに結合されたマイクロロボット。

【請求項 5】

前記中心シャフトは、前記底面の中心に一体的に連結され、前記外壁部の内径よりも小さい直径と、前記外壁部の長さよりも相対的に長い長さを有する基底軸部と、

10

前記基底軸部の上面中心から一体型に突出され、前記基底軸部の直径よりも相対的に小さい直径を有する連結軸部を有することを特徴とする請求項 4 に記載のカテーテルに結合されたマイクロロボット。

【請求項 6】

前記ヘッド部は、前記ベース部と同一な材質で、前記第 2 の磁性体の表面を覆っており、前記ドリル部が前記中心シャフトに回転可能に結合された後、前記連結軸部の先端に溶着されて一体に連結されるように構成されていることを特徴とする請求項 5 に記載のカテーテルに結合されたマイクロロボット。

【請求項 7】

前記ドリル部は、

20

前記外壁部の内周面と前記基底軸部の外周面との間に回転可能に挿入される壁厚を有する管状胴体と、

前記管状胴体の先端に一体的に形成され、前記基底軸部の直径よりも小さい段差孔を備えて、前記段差孔を介して前記連結軸部に回転可能に挿入され、ドリルビット様の円錐形状の傾斜外周面を有する胴体先端部と、

前記管状胴体の外周面及び前記胴体先端部の傾斜面に形成された螺旋状溝部とを有し、

前記ドリル部が患者の血管内で血液または流体に配置されて前記外部回転磁場に対応した磁気トルクによって回転されるように構成され、

前記螺旋状溝部が前記流体の運動量を変化させて、前記ドリル部のドリリングのための推力を発生させるように構成されたことを特徴とする請求項 5 に記載のカテーテルに結合されたマイクロロボット。

30

【請求項 8】

前記ドリル部は、前記ベース部と同一な軟質材料で形成されるか、または硬質材料で形成されていることを特徴とする請求項 6 に記載のカテーテルに結合されたマイクロロボット。

【請求項 9】

前記ドリル部は、前記管状胴体の内周面または前記胴体先端部の段差孔の内周面を円周面で形成していることを特徴とする請求項 7 に記載のカテーテルに結合されたマイクロロボット。

【請求項 10】

40

前記中心シャフトは、前記ドリル部の一部分が前記外壁部の内方空間に入っている時、前記外部操向磁場及び前記第 2 の磁性体に対応した磁気トルクにより前記中心シャフトの連結軸部がベンディングされることによって、前記ヘッド部の位置及び方向を変える前記操向機能動作を実施することを特徴とする請求項 9 に記載のカテーテルに結合されたマイクロロボット。

【請求項 11】

前記ドリル部は、前記外部回転磁場及び前記第 1 の磁性体と第 2 の磁性体に対応し磁気トルクによって、前記連結軸部のように回転または逆回転して推力または逆推力を発生し、前記推力または逆推力に対応して移動するにつれて、前記連結軸部は、前記ドリル部によってその回転が制限され、前記ドリル部のみが回転して患者の血管壁面から異物を分離

50

または除去するように構成されたことを特徴とする請求項10に記載のカテーテルに結合されたマイクロロボット。

【請求項12】

前記ドリリング機能動作と前記操向機能動作は、前記ドリリング機能動作及び前記操向機能動作のうちいずれか1つが進行中の場合、他の1つは進行しないように、互いに独立して実施されることを特徴とする請求項11に記載のカテーテルに結合されたマイクロロボット。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、マイクロロボットに関し、より詳細には、カテーテル(catheter)手術のためにカテーテルの一端に一体に結合または付着されるマイクロロボットに関する。

【背景技術】

【0002】

一般的に、カテーテルは、冠状動脈、四肢動脈、腎動脈及び末梢血管などの狭窄部または閉塞部を拡張治療する経皮的血管形成術(PTA: Percutaneous Transluminal Angioplasty、PTCA: Percutaneous Transluminal Coronary Angioplastyなど)に使用される。

【0003】

経皮的血管形成術において、先ずガイディングカテーテルを大腿動脈から挿入して大動脈を経て冠状動脈の入口に先端を位置させた後、ガイドワイヤを冠状動脈などの狭窄部または閉塞部の病変部位若しくは病巣を通過させて、そのガイドワイヤに沿ってカテーテルを挿入して病巣に一致させ、造影剤などをカテーテルに供給してそのカテーテルを拡張させる。病巣を拡張治療した後は、カテーテルを減圧及び収縮させて体外に除去する。

【0004】

最近、ロボット手術とカテーテルとの結合を通して、狭窄度や屈曲度が高く、非常に難度の高い病変血管部位にも適用可能な施術が試みられている。

【0005】

従来技術による磁場制御可能なカテーテル付きマイクロロボットは、磁気トルクを利用してワイヤを曲げる方式なので、かなり大きなサイズの磁性体がカテーテルの先端部に搭載されなければならない、そのような磁性体に対応してかなり大きな外部磁場の強度(例: 800mT)が求められる。

【0006】

従って、従来技術によれば、カテーテルの先端部のサイズは大きくなるしかなく、直径の小さいカテーテルまたはガイドワイヤには適していない問題がある。

【0007】

また、従来技術によるカテーテルは、病変部を開通してステント施術などを行う分野に適用されているが、病変部へのカテーテルの投入がスムーズに行われていない問題点があり、カテーテルに付着されたマイクロロボットを利用して手術(例: 心血管閉塞症開通手術)を行なう場合、カテーテルの精密な操向が難しいので、吸着された溶血及び開通過程における外傷や感染症のリスクが高いという問題がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は、前述した問題点を解決するために提案されたもので、従来の方式よりも薄いカテーテルを利用して操向及びドリリングを独立的に駆動できるカテーテルに結合されたマイクロロボットを提供する。

【0009】

10

20

30

40

50

また、病変部への投入がスムーズで、精密な操向を通して開通時に外傷及び感染症のリスクを防止できるカテーテルに結合されたマイクロロボットを提供する。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記の目的を達成するための本発明の一面によるカテーテルに結合されたマイクロロボットは、患者の外部に多数に配置された磁場エミッタと、外部操向磁場または外部回転磁場の強度を制御して磁場エミッタに提供する磁場制御システムと、患者の病巣に挿入するカテーテルを遠隔で押し引きするカテーテル制御システムに適用され、カテーテルの突起に着脱されるように、連結孔が底面に形成されており、底面の反対側底面の中心から垂直な方向に形成された中心シャフトと、中心シャフトの長さよりも短く底面の縁から垂直な方向に形成された外壁部を有するベース部と、中心シャフトから回転可能に結合され、外部回転磁場によって磁気トルクを発生してドリリング機能動作を実施するように、第1の磁性体が結合されているドリル部及び中心シャフトの先端に連結され、前記ドリル部の移動を制限できるように中心シャフトの先端よりも相対的に大きな直径を有するヘッド部を有し、ヘッド部は外部操向磁場によって磁気トルクを発生して操向機能動作を実施するよう、ヘッド部の内部に第2の磁性体を備えることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0011】

本発明の一実施形態によるカテーテルに結合されたマイクロロボットは、ベース部が柔軟な材質で形成され、ドリル部が結合されているベース部の中心シャフトが互いに異なる直径を有する基底軸部及び連結軸部で形成されていることにより、割と小さいサイズの外部磁場の強度（例えば、10～20mT）だけでも相対的に最も薄い直径を有する連結軸部が容易にベンディングされるので、精密且つ素早い操向機能を発揮する効果がある。

20

【0012】

つまり、本発明の一実施形態によるカテーテルに結合されたマイクロロボットは、カテーテルの先端に形成された突起に連結されたベース部のうち、連結軸部のみをベンディングさせる外部磁場を使用することにより、連結軸部の先端に連結されたヘッド部に割りと小さいサイズの磁性体を搭載することができ、これにより相対的に遥かに薄いカテーテルの適用が可能な利点がある。

【0013】

また、本発明の一実施形態によるカテーテルに結合されたマイクロロボットは、操向機能とドリリング機能を独立的に駆動することができるので、既存のカテーテル手術よりも時間を相対的に短縮することができ、患者と医師が放射能に露出される時間を減らす効果がある。

30

【0014】

また、本発明の一実施形態によるカテーテルに着脱型に結合されたマイクロロボットは、ベース部の底面に連結孔を形成してカテーテルの先端に形成された突起に嵌合方式で着脱することができるので、メンテナンス及び入替えが容易になるという利点がある。

【0015】

また、本発明の一実施形態によれば、施術者または医師は、ガイドワイヤで血管内の通路を確保する過程以降にカテーテルを挿入するトンネリング過程をさらに行うことなく、これを1つのロボットを介して行うことにより、慢性完全閉鎖病変（CTO）などの手術を比較的迅速に手術することができ、これにより従来の副作用も減少させることができる。

40

【0016】

本発明の他の実施形態によるカテーテルに結合されたマイクロロボットは、カテーテルの一端に一体型に結合された磁性マイクロロボットを利用して、病変開通時に微細な操向を行なって軸方向の移動及び軸方向への角度制御を可能にし、このような磁性マイクロロボットがボールソケット方式でカテーテルと一体型で実現される場合、回転部材を操向して回転させることにより、病変部へのカテーテル投入をスムーズにする効果がある。

50

【0017】

本発明の効果は、前述したものに限定されず、説明されていない他の効果は下記の記載から当業者に明確に理解することができるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の一実施形態によるカテーテルに着脱型に結合されたマイクロロボットを示す斜視図である。

【図2】図1に示されたカテーテルに着脱型に結合されたマイクロロボットにおいてドリル部が回転及び移動された状態の斜視図である。

【図3】図1に示されたカテーテルに着脱型に結合されたマイクロロボットの分解組立関係の説明するための断面図である。

10

【図4】図3に示されたカテーテルに着脱型に結合されたマイクロロボットの結合状態を説明するための断面図である。

【図5】本発明の一実施形態によるボールソケットジョイント方式のカテーテル一体型マイクロロボットを示す側断面図である。

【図6】本発明の一実施形態によるボールソケットジョイント方式のカテーテル一体型マイクロロボットを示す正面図である。

【図7】本発明の一実施形態によるボールソケットジョイント方式のカテーテル一体型マイクロロボットの病変部開通位置への微細な操向を示す概念図である。

【図8】本発明の一実施形態によるボールソケットジョイント方式のカテーテル一体型マイクロロボットの副産物吸込過程を示す概念図である。

20

【図9】本発明の一実施形態によるボールソケットジョイント方式のカテーテル一体型マイクロロボットの薬物伝達過程を示す概念図である。

【図10】本発明の他の実施形態によるボールソケットジョイント方式のカテーテル一体型マイクロロボットを示す側断面図である。

【図11】本発明のまた他の実施形態によるカテーテルに結合されたマイクロロボットの内部モジュールを示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

本発明の利点及び特徴、またそれらを達成する方法は添付される図面と共に詳細に後述されている実施形態を参照すれば明確になるであろう。しかし、本発明は、以下で開示される実施形態に限定されるものではなく、互いに異なる様々な形態で具現されるものであり、単に本実施形態は、本発明の開示が完全になるようにし、本発明の属する技術分野において通常の知識を有する者に発明の範疇を完全に知らせるために提供されるものであり、本発明は、請求項の記載によって定義される。

30

【0020】

一方、本明細書で使用される用語は、実施形態を説明するためのものであって、本発明を制限するものではない。本明細書では、単数形は文章で特に言及しない限り、複数形も含む。明細書で使用される「有する (comprises, comprising)」は、言及された構成素子、段階、動作、及び/または素子に1つ以上の他の構成素子、段階、動作、及び/または素子の存在若しくは追加することを排除しない。以下、添付された図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。

40

【0021】

図1は、本発明の一実施形態によるカテーテル付きマイクロロボットの斜視図であり、図2は、図1に図示されたカテーテル付きマイクロロボットにおいてドリル部が回転及び移動された状態の斜視図である。

【0022】

図1を参照すると、本発明に係るカテーテル付きマイクロロボットは、ベース部100、ドリル部200及びヘッド部300を有する。

【0023】

50

本発明の一実施形態によるカテーテル付きマイクロロボットは、患者の外部に多数に配置された磁場エミッタ 21 と、外部操向磁場または外部回転磁場の強度を制御して前記磁場エミッタ 21 に提供する磁場制御システム 22 と、前記患者の狭窄部または閉塞部などの病巣に挿入するカテーテルを遠隔で押し引きするカテーテル制御システム 23 に適用または一緒に使用することができる。磁場制御システム 22 には、外部操向磁場または外部回転磁場を施術者の意図通り発生させることができるか、或いは制御できるリモートコントローラ 24 が、さらに結合されることができる。

【0024】

各磁場エミッタ 21 は、外部回転磁場または外部操向磁場を放出する磁場ラジエーターなどを意味する。磁場制御システム 22 またはカテーテル制御システム 23 は、一般的な血管治療用ロボットシステムで使用するものと類似または同一な構成を使用することができるので、発明を明確に限定及び説明するために、本実施形態においてその詳細な説明は省略され得る。

【0025】

本発明の一実施形態によるカテーテル付きマイクロロボットは、ガイドワイヤ（図示せず）またはカテーテル 10 着脱可能に連結されて使用することができる。

【0026】

本発明の一実施形態によるカテーテル付きマイクロロボットは、患者外部などの遠隔地から供給される外部磁場を介して操向とトンネリングを独立的に行うことのできる動脈硬化治療用医療機器であって、施術者の利便性と手術時間を最少化するための最少の侵襲的な方法を実現できる手段である。

【0027】

カテーテル 10 は、その直径よりも相対的に小さく、カテーテル 10 の先端に突出した突起 11 を有する。ここで突起 11 は、ガイドワイヤルーメン（guidewire lumen）などに該当する部位であるか、或いはカテーテル 10 の一部分を指す。

【0028】

図 5 に示した本発明の他の実施形態によれば、カテーテルに一体型に結合されたマイクロロボットはボールソケットジョイント方式でカテーテル 10 の一端に配置される回転子マイクロロボット 400 を有する。

【0029】

この時、回転子マイクロロボット 400 は、磁場による操向に応じて連結された回転部材 420 を回転させることにより、閉塞病変部の開通時に回転部材 420 の操向を介して正確な部位の開通を可能にする。

【0030】

これらの回転部材 420 は、図 5 に示されたように螺旋状のドリルまたはプロペラの形で備えられ、これは本発明の好ましい実施形態を説明するためのものであって、本発明の範疇がこれらの形態に限定されるものではない。

【0031】

つまり、カテーテル 10 と連結されたドリリング部材を利用して、既設定された一軸方向にのみドリリングを行なうことにとどまらず、ボールソケットジョイント方式で病変部開通時のドリリングを行なうことにおいて操向を可能にする効果がある。

【0032】

本発明の一実施形態によるベース部 100 は、カテーテル 10 の突起 11 に嵌合方式で着脱されるように、カテーテル 10 の連結孔 101 がベース部 100 の底面に形成されており、本実施形態では連結孔 101 は、突起 11 に対して嵌合されるように形成されている。

【0033】

本実施形態を応用して、突起がなく本実施形態のロボットの直径よりも小さいサイズのカテーテル（図示せず）の場合には、小さいサイズのカテーテルの直径に対応して連結孔 101 を大きく或いは小さくする形成する場合、前記小さいサイズのカテーテルが嵌合す

10

20

30

40

50

ることによってベース部１００の連結孔１０１に連結される。また、本実施形態のカテーテル付きマイクロロボットは、連結孔１０１を介してガイドワイヤの先端部にも直接取り付けられる。つまり、直径の小さいカテーテルまたはガイドワイヤに適合に連結されて使用することができる。

【００３４】

前述した一実施形態において、ベース部１００とカテーテル１０の着脱は、嵌合方式を利用したことを説明したが、ベース部１００とカテーテル１０の結合は、螺子締結方式またはクランプ方式などによっても行うことができる。

【００３５】

本発明の一実施形態として、ベース部１００は、底面の反対側底面の中心から垂直な方向に形成された中心シャフト１１０と、前記中心シャフト１１０の長さよりも短く前記底面の縁から垂直な方向に形成された外壁部１２０を有することもまた可能である。

10

【００３６】

ベース部１００は、ポリジメチルシロキサン（polydimethylsiloxane、PDMS）材質または医療用として使用可能な可撓性素材群から選択された１つの軟質材料で形成されている。ベース部１００は、その材質において、生体に優しい範囲内で使用できる軟質合成樹脂または軟質プラスチック材質であって特に限定されないこともある。例えば、ベース部１００の軟質材料は、生体内で副作用を発生させない抗血栓性に優れた軟質ポリマー材料であり得る。

【００３７】

ドリル部２００は、スクリータイプの内筒形状を有する。

20

【００３８】

ドリル部２００は、中心シャフト１１０に対応して挿入されるように、互いに異なる内径を有する。

【００３９】

ドリル部２００もベース部１００と同一な軟質材料で形成されるか、或いはドリル部２００の耐久性向上のために硬質材料で形成されることもできる。

【００４０】

ドリル部２００は、ベース部１００を基盤に回転できる部品を意味する。ドリル部２００の一部は、ベース部１００の内部に配置され、ドリル部２００の他部は、ベース部１００の外部に露出される。ドリル部２００には、外部回転磁場によって磁気トルクを発生してドリリング機能動作を実施するように、第１の磁性体２１０が結合されている。

30

【００４１】

第１の磁性体２１０は、永久磁石であり得る。第１の磁性体２１０は、モーターローターと類似した構造を有する。つまり、第１の磁性体２１０は、ドリル部２００の円周方向に配列された多数のＮ極またはＳ極を有するリング状のマグネットなどを指す。

【００４２】

しかし、これは当業者の理解を助けるために提示した第１の磁性体の一例であって、本発明は、このような永久磁石である第１の磁性体を有することに限定されず、一定の磁化方向を有する磁性物質である第１の磁性体をドリル部２００にコーティングをすることによって、これを代替することもまた可能である。

40

【００４３】

第１の磁性体２１０の外部は、生体内で副作用を発生させない抗血栓性に優れた軟質ポリマー材料でコーティングされている。

【００４４】

ヘッド部３００は、超音波溶着または熱溶着若しくは接着方法でベース部１００に連結または一体化されることができる。例えば、ヘッド部３００は、ベース部１００の中心シャフト１１０の先端１１４に結合されている。

【００４５】

ヘッド部３００の内部には、第２の磁性体３１０が備えられている。ヘッド部３００は

50

、外部操向磁場によって磁気トルクを有するようになり操向機能動作を実施する。第2の磁性体310も永久磁石またはバー型マグネットを意味する。

【0046】

しかし、これは当業者の理解を助けるために提示した第2の磁性体の一例であって、本発明は、このような形態に限定されず、一定の磁化方向を有する磁性物質である第2の磁性体をヘッド部300にコーティングをすることにより、ヘッド部300の内部に配置される第2の磁性体を代替することもまた可能である。

【0047】

ヘッド部300で第2の磁性体310を覆う保護膜320の素材は、ベース部100と同一な同じ軟質材料で形成される。

10

【0048】

ヘッド部300は、中心シャフト110のシャフト延長方向に沿ってドリル部200が移動した後、予め定めた移動ストローク範囲内でドリル部200の移動を制限することができるように、中心シャフト110の先端114よりも相対的に大きな直径を有する。

【0049】

中心シャフト110の先端114が連結された部位を除いたヘッド部300の側面縁部はドリル部200の離脱または分離を防止する停止爪の役割を果たす。

【0050】

本発明の一実施形態によれば、前述した柔軟な材質または軟質材料を利用して、相対的に小さいサイズの磁気トルクだけでもベンディングまたは復元を利用して操向機能動作が実施される。

20

【0051】

例えば、操向機能動作は、ドリル部200の一部分がベース部100の外壁部120の内方空間に入っている時、外部操向磁場及び第2の磁性体310に対応した磁気トルクによって中心シャフト110で直径が最も薄い部位に該当する連結軸部がベンディングまたは復元されることにより、ヘッド部300の位置及び方向を変えることを意味する。

【0052】

本発明の一実施形態では、トンネリング機能動作は、ドリル部200によって実施される。ドリル部200の回転軸は、前記操向機能動作に使用された中心シャフト110であり得る。

30

【0053】

第1の磁性体210を有するドリル部200は、外部回転磁場を利用して回転する。

【0054】

図2を参照すると、ドリリング機能動作を実施するために、外部回転磁場及び第1の磁性体210と第2の磁性体310に対応した磁気トルクによってドリル部200と中心シャフトの連結軸部112が回転する。

【0055】

この時、ドリル部200の回転または逆回転して推力または逆推力を発生し、これらの推力または逆推力に対応されて移動することになる。

【0056】

40

ドリル部200が前進した時、連結軸部112は、操向することが制限されるので、最終的にはドリル部のみが回転することになり、これらのドリリング機能動作を介して患者の血管壁面から異物を分離または除去することができる。

【0057】

ドリル部200は、ベース部100の中心シャフト110に単に回転可能に挿入されているが、血管内部の血液などの流体内に存在する時、一種のスクリーまたはプロペラのような役割を果たすので、ドリル部200の回転による推力で前進方向に移動するか、または逆回転による逆推力で後退方向に移動することができる。

【0058】

つまり、ドリリング機能動作と操向機能動作は、ドリリング機能動作及び操向機能動作

50

のうちいずれか1つが進行中の場合、他の1つは、進行しないように、互いに独立的に実施される。

【0059】

さらに説明すると、操向機能動作とトンネリング機能動作とが独立的に駆動されるために、ドリル部200は、ベース部100の中心シャフト110のシャフト延長方向に沿って動くことができる。

【0060】

また、前述した本発明の他の実施形態のように、カテーテル10は、ボールソケット方式で、ボール部材である磁性マイクロロボット420と一体型に結合されて、ドリリング機能動作を行なう時に回転部材を操向しながら回転することができる。

10

【0061】

図3は、図1に示された本発明の一実施形態によるカテーテル付きマイクロロボットの分解組立関係を説明するための断面図であり、図4は、図3に示されたカテーテル付きマイクロロボットの結合状態を説明するための断面図である。

【0062】

ドリル部200は、前述したように、ベース部100の中心シャフト110で回転可能に結合される。

【0063】

中心シャフト110は、基底軸部111及び連結軸部112を有する。

【0064】

外壁部120は、底面102によって閉鎖されており、底面102の反対側部位は、ドリル部200の一部分を収納するように開放されている。

20

【0065】

基底軸部111は、ベース部100の底面102の中心に一体型に連結される。基底軸部111は、外壁部120の内径よりも小さい直径と、外壁部120の長さよりも相対的に長い長さを有する。

【0066】

連結軸部112は、基底軸部111の上面中心から一体型に突出され、基底軸部111の直径よりも相対的に小さい直径を有する。

【0067】

基底軸部111及び連結軸部112は、滑らかな外周面で形成されている。

30

【0068】

これらの基底軸部111及び連結軸部112と接触するドリル部200の該当部位もまた摩擦を減らすことができるように滑らかな表面または内周面で形成されている。従って、中心シャフト110とドリル部200は、公差程度の隙間のみを維持しながら、回転可能に結合される。

【0069】

また、中心シャフト110には、基底軸部111及び連結軸部112の間に第1の段差面113が形成される。第1の段差面113は、ドリル部200の第2の段差面225に対する摩擦面または接触面になり得る。

40

【0070】

ドリル部200は、外壁部120の内周面と基底軸部111の外周面との間に回転可能に挿入される壁厚を有する管状胴体220と、管状胴体220の先端に一体型に形成された管状胴体先端部230を有する。管状胴体220の外表面も外壁部120の内周面と公差程度の隙間を維持する。

【0071】

ここで、胴体先端部230は、基底軸部111の直径よりも小さい段差孔231を備える。段差孔231の直径は、連結軸部112の外径よりも大きい、管状胴体220の内径よりも小さく形成される。

【0072】

50

胴体先端部 230 は、前記段差孔 231 を介して前記連結軸部 112 に回転可能に挿入される。

【0073】

また、胴体先端部 230 は、ドリルビット様の円錐形状の傾斜面 232 または血管内でドリリング機能動作を効率良く行うことができるように設計された形状を有する。

【0074】

ドリル部 200 によると、管状胴体 220 の内周面 221 または胴体先端部 230 の段差孔 231 の内周面は、滑らかな粗度を有する円周面で形成されている。

【0075】

また、管状胴体 220 の内周面 221 及び段差孔 231 の内周面との間には、前記第 1 の段差面 113 に対応して接触可能な第 2 の段差面 225 が形成される。

10

【0076】

また、ドリル部 200 は、管状胴体 220 の外周面及び胴体先端部 230 の傾斜面 232 に形成された螺旋状溝部 240 を有する。螺旋状溝部 240 は、スクリューの山と谷を指す。

【0077】

また、ヘッド部 300 は、成形加工によってベース部 100 と同一な材質で第 2 の磁性体 310 の表面を覆っている。

【0078】

これらのヘッド部 300 は、ドリル部 200 が中心シャフト 110 に回転可能に結合された後、中心シャフト 110 の連結軸部 112 の先端 114 に溶着されて一体型に連結または結合される。

20

【0079】

中心シャフト 110 の連結軸部 112 の先端 114 に挿入されるよう、ヘッド部 300 には、位置決め溝 330 がさらに形成され得る。位置決め溝 330 は、連結軸部 112 とヘッド部 300 の組立てを容易且つ正確に行なう役割を果たす。

【0080】

ヘッド部 300 は、円柱状に形成されている。ヘッド部 300 の形状は、連結軸部 112 の先端 114 に溶着される箇所を除いて、半球形状、球形状、カプセル形状、楕円形状のうちいずれかの形状に変形されて作製することができる。また、ヘッド部 300 の形状は、血管内部の空間をかきわけける性能を最大限にするために、先のとがった形状に形成され、ヘッド部 300 の使用先や機能に応じて、様々な形でヘッド部 300 の外形状が作製可能であるので、ここではヘッド部 300 の外形状について特定の形状に限定されないこともある。

30

【0081】

また、ヘッド部 300 は、分離型に作製された後、中心シャフト 110 に連結されるものと作製されている。若し 3D プリンティング技術を利用する場合、3D プリンタによって、ドリル部 200 が回転可能に中心シャフト 110 に結合した状態でありながら、ヘッド部 300 及びベース部 100 が一体型に形成された状態の出力物になることができる。

【0082】

以下、本発明の一実施形態によるカテーテル付きマイクロロボットの作動関係について説明する。

40

【0083】

図 1 を参照すると、カテーテル手術中に、ドリル部 200 は血管内で血液などの流体の圧力によってカテーテル 10 の方に移動されて、外壁部 120 の内方空間に安着される。

【0084】

このような場合、中心シャフト 110 は、ドリル部 200 の外方に露出される。

【0085】

このような状態で、磁場エミッタ 21 は、ヘッド部 300 の方向または位置、若しくは偏向を制御するために、即ち、操向機能動作のために、外部操向磁場が放出される。

50

【0086】

ヘッド部300は、その第2の磁性体310を介して前記外部操向磁場に対応した磁気トルクを受けることになるが、この時、中心シャフト110の連結軸部112が軟質素材でありながらも基底軸部111に比べて直径が相対的に小さいので、曲げ剛性が最も低く、ベース部100がカテーテルに支持されているので、トルク連結軸部112で曲げが発生する。

【0087】

例えば、中心シャフト110から連結軸部112の直径は、400マイクロメートルであり、基底軸部111は700マイクロメートルであり、外壁部120の外径は1200マイクロメートルである。従って、直径または外径に応じて曲げ剛性が相対的に小さい連結軸部112を基準に曲げが容易に起こることができる。

10

【0088】

これにより、ヘッド部300の方向が外部操向磁場によって制御される目標位置または目標方向に割りと容易に変更されることができ、その結果、操向が迅速に行なわれる。

【0089】

スクリュータイプのドリル部200は、前述した推力によって図2のように移動し、ドリル部200が連結軸部112を覆う。

【0090】

このようにドリル部200を介して連結軸部112がベンディングされない程度に曲げ剛性が増大される。その結果、操向のために発生された磁気トルクだけでは操向が不可能になるが、ドリル部200が直線状になった状態の連結軸部112または基底軸部111（図3を参照）を基盤にスムーズに回転しながらドリリング機能動作を実施することができる。

20

【0091】

特に、ドリル部200は、患者の血管内で血液または流体に配置されて外部回転磁場に対応した磁気トルクにより回転され、この時、螺旋状溝部240が前記流体の運動量を変化させて、ドリル部200のドリリング機能動作のための推力を発生させる。

【0092】

ドリル部200は、逆回転または停止される場合、ドリル部200は、図1のような状態に復帰することができ、さらに操向機能動作が可能な状態になる。

30

【0093】

以下では、図5ないし図10を参照して、本発明の他の実施形態によるボールソケットジョイント方式のカテーテル一体型マイクロロボットを説明する。

【0094】

図5を参照すると、カテーテル10またはガイドワイヤの一端に配置される回転部20はボール部材20a及び回転部材20bを有して構成される。

【0095】

これらの回転部20は、その一部または全部が磁性物質で形成されるか、或いは磁性物質でコーティングされて備えられることにより、患者の外部に配置された磁場エミッタによってその操向及び回転が駆動される。

40

【0096】

本発明の一実施形態によれば、ボールソケットジョイント方式で回転部20が配置されるので、360°自由度を以って操向及び回転が行なわれる。

【0097】

図6は、本発明の一実施形態によるボールソケットジョイント方式のカテーテル一体型マイクロロボットに対する正面図を示す。

【0098】

図6に示されたように、本発明の一実施形態によれば、回転部（20a、20b）は360°自由度を以って磁場による微細な操向が行なわれる。

【0099】

50

その結果、病変部の開通時に病変部の中央地点に対してのみドリリングが可能だった従来技術とは異なり、図 7 に示した本発明の一実施形態のように、ボールソケットジョイント方式を利用して閉塞病変部の隙間（ドリリングが行なわれる地点）への微細な操向を介して、螺旋形ドリル状の回転部材 20b を利用して正確な部位に対する開通が可能な効果がある。

【0100】

本発明の実施形態は、回転部材 20b がボール部材 20a に従属されて回転することに限定されない。

【0101】

即ち、本発明の一実施形態による回転部（ボール部材及び回転部材を含む）は、その一部または全部が磁性物質で形成されるか、或いは磁性物質でコーティングされ、磁場により駆動されて病変部を開通するための力及びトルクを確保し、360°自由度を利用して病変部への微細な操向及び開通が可能な特徴がある。

10

【0102】

図 8 は、本発明の一実施形態によるボールソケットジョイント方式のカテーテル一体型マイクロロボットの副産物吸込過程を示す概念図である。

【0103】

本発明の一実施形態による回転部 20 の回転部材 20c は、プロペラ状に備えられ、その回転によって閉塞病変部の開通時に発生される副産物を吸い込む。

【0104】

20

カテーテル 10 の一端には流路が形成され、この時、吸い込まれる副産物を流路を介して収集及び処理することになる。

【0105】

また、回転部材 20c は、病変部の開通時に発生される副産物を吸い込む流速を調節する。

【0106】

図 9 は、本発明の一実施形態によるボールソケットジョイント方式のカテーテル一体型マイクロロボットの薬物伝達過程を示す概念図であって、回転部材 20c はプロペラ状に備えられ、その回転につれてカテーテル内部に含まれる薬物伝達モジュールから排出された薬物を病変部へ伝達する。

30

【0107】

この時、回転部材 20c は、その回転につれてカテーテルの一端に形成された流路を介して排出される薬物の流速を調節する。

【0108】

図 10 は、本発明の他の実施形態によるボールソケットジョイント方式のカテーテル一体型マイクロロボットを示す側断面図である。

【0109】

本発明の他の実施形態によれば、ボールソケットジョイント方式のカテーテル一体型マイクロロボットは、先端にボール部材 50 を有する回転部 40 が配置され、その一部または全部が磁性物質で形成されるか、或いは磁性物質によってコーティングされた回転部 40 は外部磁場制御により螺旋状のドリルまたはプロペラ状に備えられた回転部材（40b、40c）を微細な操向及び回転させる。

40

【0110】

本発明のまた他の実施形態によるカテーテルに結合されたマイクロロボットは、カテーテルの開通部に一体型に結合配置されて、カテーテルを利用した開通過程において出力磁場を利用して微細な操向を行なう。

【0111】

この時、マイクロロボットの内部モジュールは、図 11 に示した通りであり、位置制御モジュール 510 は、心血管閉塞病変の開通時に x、y 軸方向の移動及び z 軸に対する角度が制御されるように微細な操向を行なう。

50

【0112】

これらの微細な操向によって正確な局所部位開通を介して、病変の開通時に外傷や感染症のリスクを最小限にすることができる。

【0113】

これらのマイクロロボットは、微細な操向を介して局所部位に進入した場合、その固有の機能動作を薬物伝達モジュール520、超音波映像モジュール530及び電気刺激モジュール540を介して行なう。

【0114】

以上の説明は、本発明の技術的思想を例示的に説明したことに過ぎないものであって、本発明の属する技術分野において通常の知識を有する者であれば、本発明の本質的な特性を外れない範囲で様々な修正及び変形が可能である。従って、本発明に表現された実施形態は、本発明の技術的思想を限定するものではなく説明するためのものであり、これらの実施形態により、本発明の権利範囲が限定されるものではない。本発明の保護範囲は、下記の特許請求の範囲によって解釈されなければならない、それと同等または均等な範囲内にある全ての技術的思想は、本発明の権利範囲に含まれるものと解釈されなければならない。

10

【符号の説明】

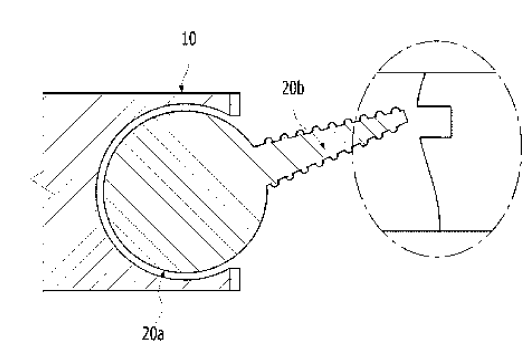
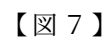
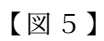
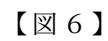
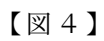
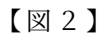
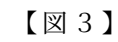
【0115】

- 100：ベース部
- 101：連結孔
- 102：底面
- 110：中心シャフト
- 111：基底軸部
- 112：連結軸部
- 120：外壁部
- 200：ドリル部
- 210：第1の磁性体
- 220：管状胴体
- 230：胴体先端部
- 240：螺旋状溝部
- 300：ヘッド部
- 310：第2の磁性体
- 400：回転子
- 420：回転部材
- 510：位置制御モジュール
- 520：薬物伝達モジュール
- 530：超音波映像モジュール
- 540：電気刺激モジュール

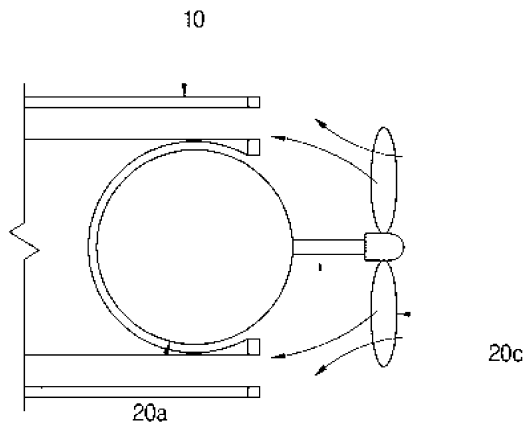
20

30

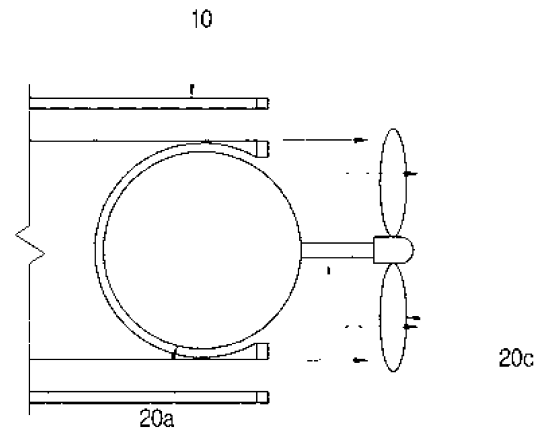
【図 1】



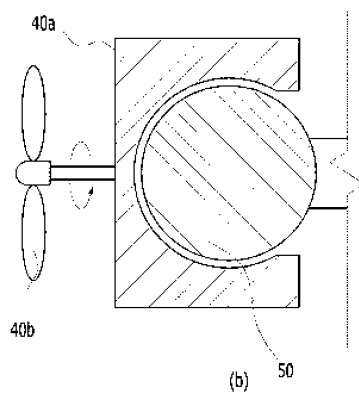
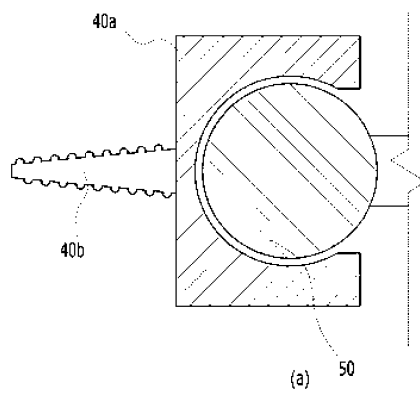
【図 8】



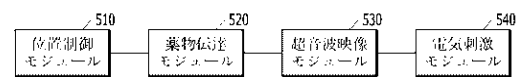
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(31)優先権主張番号 10-2016-0017540

(32)優先日 平成28年2月16日(2016.2.16)

(33)優先権主張国 韓国(KR)

(72)発明者 ジョン、サンホン

大韓民国キョンサンナムド・ハドングン・ハドンウプ・キョンソデロ・149・3階

(72)発明者 イ、ジョンホン

大韓民国チュンチョンナムド・プヨグン・キャンミョン・ハムヤンロ 78ボンギル・11

(72)発明者 イ、スンミン

大韓民国キョンサンブクド・クミシ・ウォンナムロ 2ギル・13

(72)発明者 キム、サンウォン

大韓民国テグ・ドング・アンシムロ 16ギル・45・ナンバー611-303

審査官 久島 弘太郎

(56)参考文献 特表2013-536011(JP, A)

特開昭63-068154(JP, A)

特開2004-016504(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61M 25/00

A61B 17/00

A61M 25/092