

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2018-524054
(P2018-524054A)

(43) 公表日 平成30年8月30日(2018.8.30)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 M 25/095 (2006.01)	A 6 1 M 25/095	4 C 1 6 7
A 6 1 M 25/09 (2006.01)	A 6 1 M 25/09 5 1 0	
A 6 1 B 5/06 (2006.01)	A 6 1 B 5/06	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2017-562669 (P2017-562669)
 (86) (22) 出願日 平成28年6月3日(2016.6.3)
 (85) 翻訳文提出日 平成30年1月17日(2018.1.17)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2016/035808
 (87) 国際公開番号 WO2016/196985
 (87) 国際公開日 平成28年12月8日(2016.12.8)
 (31) 優先権主張番号 62/170,466
 (32) 優先日 平成27年6月3日(2015.6.3)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 516134383
 セント・ジュード・メディカル・インター
 ナショナル・ホールディング・エスエーア
 ールエル
 St. Jude Medical In
 ternational Holding
 S. a, r. l.
 ルクセンブルク 1417 ルクセンブル
 ク、 ル ディックス、 4
 4, rue Dicks, L-141
 7 Luxembourg, Luxem
 bourg
 (74) 代理人 110000110
 特許業務法人快友国際特許事務所

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 能動型磁気位置センサ

(57) 【要約】

医療機器は、細長いシャフトを含む。細長いシャフトは、シャフト長手軸に沿って延びるとともに、シャフト近位部分と、身体への挿入のためにサイズ設定され、かつ構成されたシャフト遠位部分とを含む。シャフト遠位部分内には、能動型磁気位置センサが配置され得る。

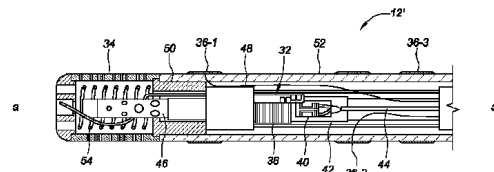


FIG. 2A

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

細長いシャフトであって、シャフト長手軸に沿って延びており、シャフト近位部分と、身体への挿入のためにサイズ設定され、かつ構成されたシャフト遠位部分とを含む、細長いシャフトと、

前記シャフト遠位部分内に配置された能動型磁気位置センサとを含む医療機器。

【請求項 2】

前記細長いシャフトは、前記細長いシャフトの遠位端に接続された柔軟な先端アセンブリを含むカテーテルシャフトであり、

前記能動型磁気位置センサは、前記柔軟な先端アセンブリに対して近位に配置される請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 3】

前記能動型磁気位置センサは、前記医療機器の位置及び方位を示す信号を作り、前記医療機器の前記位置及び方位を示す前記信号は、前記能動型磁気位置センサによる磁場の検出に応じて生成される、請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 4】

前記能動型磁気位置センサは、前記医療機器の前記位置及び方位を示す前記信号を作るために電力を必要とする、請求項 3 に記載の医療機器。

【請求項 5】

前記能動型磁気位置センサによって作られる前記信号は、6 自由度を伴う前記医療機器の前記位置及び方位を示す、請求項 3 に記載の医療機器。

【請求項 6】

前記能動型磁気位置センサに電氣的に結合された電源と、前記能動型磁気位置センサに電氣的に結合された信号プロセッサとをさらに含む、請求項 5 に記載の医療機器。

【請求項 7】

前記電源は、前記磁場内に位置決めされることに応じて電力を作る、電力生成集積回路である、請求項 6 に記載の医療機器。

【請求項 8】

前記電力生成集積回路は、前記医療機器の前記細長いシャフト内に配置される、請求項 7 に記載の医療機器。

【請求項 9】

前記電力生成集積回路は、前記医療機器の前記細長いシャフトの外部に配置される、請求項 7 に記載の医療機器。

【請求項 10】

前記磁場は、磁場ジェネレータによって生成され、前記磁場ジェネレータ及び前記能動型磁気位置センサは、医療測位システムと通信している、請求項 3 に記載の医療機器。

【請求項 11】

前記医療機器は、ガイドワイヤであって、前記ガイドワイヤは、前記ガイドワイヤの中央を通して前記ガイドワイヤの近位端から前記ガイドワイヤの遠位端まで延びるコアワイヤを含み、

前記能動型磁気位置センサは、前記コアワイヤと前記ガイドワイヤの外側表面との間に配置される、

請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 12】

細長いシャフトであって、シャフト長手軸に沿って延びるとともに、シャフト近位部分と、身体への挿入のためにサイズ設定さ、かつ構成されたシャフト遠位部分とを含む、細長いシャフトと、

前記細長いシャフトの前記遠位部分内に配置された能動型磁気位置センサと、

10

20

30

40

50

前記能動型磁気位置センサに電氣的に結合された電源とを含む医療機器。

【請求項 13】

センサ取付けプラグが、前記シャフト遠位部分内に含まれる、請求項 12 に記載の医療機器。

【請求項 14】

前記能動型位置センサは、前記センサ取付けプラグ内に形成された管腔内に配置される、請求項 13 に記載の医療機器。

【請求項 15】

前記センサ取付けプラグは、前記細長いシャフトの遠位先端に接続される、請求項 12 に記載の医療機器。

10

【請求項 16】

医療機器の位置及び方位を決定する方法であって、前記医療機器の細長いシャフト内に配置された能動型磁気位置センサを用いて信号を生成すること、

コンピュータを用いて、前記生成された信号を前記能動型磁気位置センサから受け取ることであって、前記受け取られる信号は、前記能動型磁気位置センサの位置及び方位を示す情報を含む、受け取ること、及び

前記コンピュータを用いて、前記生成された信号に基づいて前記医療機器の前記位置及び方位を決定すること、

20

を含む方法。

【請求項 17】

前記能動型磁気位置センサに電力を供給することをさらに含む、請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】

前記電力は、電力生成集積回路を介して前記能動型磁気位置センサに供給される、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 19】

前記電力は、磁気測位システムによって生成された磁場を介して前記能動型磁気位置センサに供給される、請求項 17 に記載の方法。

30

【請求項 20】

前記位置及び方位を決定することは、6 自由度を伴う前記医療機器の前記位置及び方位を決定することを含む、請求項 16 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

優先権の主張

本願は、これによって本明細書に完全に記載されたものとして参照によって組み込まれている、2015年6月3日に提出した米国特許仮出願第62/170466号の優先権を主張するものである。

40

【0002】

本開示は、位置センサを含む医療機器に関する。

【背景技術】

【0003】

ガイドワイヤ、カテーテル又はイントロデューサといった医療機器であって、デバイスナビゲーション用の電磁コイル型位置センサ又は電極を含むものが、身体内での様々な医療処置に使用される。例えば、位置感知システムが、その6自由度(DOF)、即ち3次元(3D)位置(X, Y, Z)及び3D方位(例えば、ロール、ピッチ、ヨー)を十分に検出し得るように、複数のコイルをカテーテルに装備することが既知である。しかしながら、そのような機能性を提供できるコイルアセンブリの設計は、特に空間的制約に関して

50

、課題を提示する。

【0004】

一つの既知の電磁位置センサは、管状コア上に対称的に巻かれたコイルを含む。そのようなセンサは、ここで参照によって本明細書に完全に記載されたものとしてその全体が組み込まれている、ソーベに発行された「System for Determining the Position and Orientation of a Catheter」と題する、米国特許第7197354号を参照することによって見ることができる。ソーベは、中空であって、中心軸の回りに対称であり、特定の応用例のために長さ、内径、及び外径においてスケールングされ得るコアを開示する。コイルは、所望の巻きパターンでコアに巻かれる。コイルは、コアと同様に、中心軸の回りに対称である。このセンサは、システム内で、三つの垂直軸（X、Y、及びZ）によって定義される3D空間内の位置ならびに3軸のうちの一つの回りの回転（例えば、ピッチ及びヨー）を検出するのに使用され得るが、このコイルは、コアの中心軸の回りの回転（例えば、ロール）を検出することができない。したがって、医療機器の中心軸の回りに対称に取り付けられた単一のセンサコイルを組み込んだ医療機器は、5DOFすなわち、三つの位置パラメータに加えて二つの方位パラメータだけを検知する。DOF制限にもかかわらず、それでも、上記の構成の望ましい態様がある。例えば、この構成は、最小限のスペースを使用し、開かれた中央管腔（central lumen）を収容する。

10

【0005】

電極マッピングシステム、具体的にはSt. Jude Medical社から入手可能なEnSite（商標）Velocity（商標）心臓マッピングシステムは、患者の身体内の医療機器の位置を特定するのに電場を使用する。既知のように、電極は、カテーテルシャフトの軸に沿って離隔された関係で配置され得る。電極は、そのようなシステムによって生成された電場を検出し、これによって、三つの垂直軸（X、Y、及びZ）によって定義される3D空間内の位置ならびに三つの軸のうちの一つの回りの回転（例えば、ピッチ及びヨー）を検出することができるが、これらの電極は、カテーテルシャフトの中心軸の回りの回転（例えば、ロール）を検出することができない。

20

【発明の概要】

【0006】

本開示の実施形態は、医療機器を含むことができる。この医療機器は、細長いシャフトを含むことができる。細長いシャフトは、シャフトの長手軸に沿って延びており、シャフト近位部分と、身体への挿入のためにサイズ設定され、かつ構成されたシャフト遠位部分とを含む。シャフト遠位部分内には、能動型磁気位置センサが配置され得る。

30

【0007】

本開示の実施形態は、医療機器を含むことができる。この医療機器は、細長いシャフトを含むことができる。細長いシャフトは、シャフトの長手軸に沿って延びており、シャフト近位部分と、身体への挿入のためにサイズ設定され、かつ構成されたシャフト遠位部分とを含む。細長いシャフトの遠位部分内には、能動型磁気位置センサが配置され得る。能動型磁気位置センサには、電源が電氣的に結合され得る。

40

【0008】

本開示の実施形態は、医療機器の位置及び方位を決定する方法を含むことができる。この方法は、医療機器の細長いシャフト内に配置された能動型磁気位置センサを用いて信号を生成することを含むことができる。この方法は、コンピュータを用いて、生成された信号を能動型磁気位置センサから受け取ることを含むことができる。受け取られる信号は、能動型磁気位置センサの位置及び方位を示す情報を含む。この方法は、コンピュータを用いて、生成された信号に基づいて医療機器の位置及び方位を決定することを含むことができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】一つ又は複数の診断法又は治療法を実行するための例示的なシステムの略図であ

50

り、このシステムは、本開示の実施形態による磁場ベースの医療測位システム (medical positioning system) を含む。

【0010】

【図2A】本開示の実施形態による、能動型磁気位置センサを有するカテーテルの遠位部分を示す側方断面図である。

【0011】

【図2B】本開示の実施形態による、能動型磁気位置センサを示す側面図である。

【0012】

【図3A】本開示の実施形態による、能動型磁気位置センサを有するガイドワイヤの遠位部分を示す側方断面図である。

10

【0013】

【図3B】本開示の実施形態による、ガイドワイヤと共に使用される能動型磁気位置センサの概略側面図である。

【0014】

【図3C】本開示の実施形態による、センサ取付けプラグを示す近位端の図である。

【0015】

【図3D】本開示の実施形態による、センサ取付けプラグを示す等角側面及び近位端の図である。

【0016】

【図3E】本開示の実施形態による、能動型磁気位置センサ及びセンサ取付けプラグを有するガイドワイヤの側方断面図である。

20

【0017】

【図4】本開示の実施形態による、医療機器の位置及び方位の決定の方法を示すフロー図である。

【0018】

【図5】本開示の実施形態による、コンピューティングデバイスの処理リソースと通信しているコンピュータ可読媒体の例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

いくつかの実施形態で、図1を参照すると、システム10は、医療機器12及び医療測位システム14を含むことができる。医療機器12は、例えばカテーテル、シース、又はガイドワイヤなどの細長い医療機器を含むことができる。例示及び明瞭さのために、下の説明では、医療機器12が、カテーテル又はガイドワイヤ(例えば、カテーテル12'、ガイドワイヤ12''、12''')を含む実施形態に限定される。しかし、本開示がそのような実施形態に限定されるのではなく、他の例示的实施形態において、医療機器が、例えば、限定なしに、シース、イントロデューサ、ガイドワイヤなどの他の細長い医療機器を含むことができることを了解されたい。

30

【0020】

図1の参照を続けると、医療機器12は、患者の身体16内に、より具体的には患者の心臓18内に挿入されるように構成され得る。医療機器12は、ハンドル20、近位端部分24及び遠位端部分26を有するシャフト22(例えば、細長いシャフト)、ならびに医療機器12のシャフト22の中又はその上に取り付けられた位置センサ28を含むことができる。図1では、一つの位置センサ28が示されているが、本開示の実施形態は、複数の位置センサ28を含むことができる。この例示的な実施形態では、位置センサ28が、シャフト22の遠位端部分26に配置される。医療機器12は、例えば、限定なしに、温度センサ、追加のセンサ又は電極、アブレーション要素(例えば、RFアブレーションエネルギーを配送するアブレーション先端電極(ablation tip electrode)、高密度焦点式超音波アブレーション要素など)、及び対応する導体又はリードなどの他の従来の構成要素をさらに含むことができる。

40

【0021】

50

シャフト 22 は、身体 16 内での移動のために構成された細長い管状の柔軟な部材とすることができる。例えば、特に限定されないが、シャフト 22 は、それに取り付けられたセンサ及び/又は電極（例えば、位置センサ 28、関連付けられた導体、及び信号の処理及び調整に使用される任意付加的な電子機器など）を支持する。シャフト 22 はさらに、流体（洗浄液、低温アブレーション液、及び体液を含む）、薬剤、及び/又は手術道具や手術器具の輸送、配送、及び/又は除去を可能にすることができる。シャフト 22 は、ポリウレタンなどの従来公知の材料で形成され、電気導体、液、又は手術道具を収容し、及び/又は輸送するように構成された一つ又は複数の管腔を画定することができる。シャフト 22 は、従来公知のイントロデューサを介して、血管又は身体 16 内の他の構造内に導入され得る。その後、シャフト 22 は、当技術分野で周知の手段を使用して、身体 16 を通って心臓 18 などの所望の箇所に操舵され、又は案内され得る。

10

【0022】

医療機器 12 のシャフト 22 内又はその上に取り付けられた位置センサ 28 は、例えば、限定なしに、電気生理学的研究、ペーシング、心臓マッピング、及びアブレーションを含む様々な診断目的及び治療目的のために提供され得る。この例示的な実施形態では、位置センサ 28 は、ロケーション又は位置の感知機能を実行することができる。より具体的には、以下でより詳細に説明されるように、位置センサ 28 は、ある時点での、医療機器 12 のロケーション、具体的にはそのシャフト 22 の遠位端部分 26 のロケーション（例えば、位置及び方位）に関する情報を提供するように構成され得る。したがって、そのような実施形態では、医療機器 12 が心臓 18 の関心の構造の表面に沿って及び/又はその構造の内部で移動されるときに、位置センサ 28 は、関心の構造の表面及び/又はその中の他のロケーションに対応するロケーションデータ点を収集するのに使用され得る。その後、これらのロケーションデータ点は、例えば、限定なしに、関心の構造の表面モデルの構築など、複数の目的に使用され得る。明瞭さ及び例示のために、以下の説明は、単一の位置センサ 28 を有する実施形態に関する。しかし、本開示の趣旨及び範囲の中に留まる他の例示的な実施形態では、医療機器 12 が、複数の位置センサ 28 ならびに他の診断機能及び/又は治療機能を実行するように構成された他のセンサもしくは電極を含むことができることを了解されたい。以下でより詳細に説明されるように、位置センサ 28 は、位置センサ 28 を例えば医療測位システム 14 などのシステム 10 の他の構成要素に電気的に結合するように構成された接点リードを含むことができる。

20

30

【0023】

医療測位システム 14 は、医療機器 12 の位置センサ 28 の位置及び/又は方位を、したがって医療機器 12 の位置及び/又は方位を決定するために提供され得る。いくつかの実施形態で、及び一般論として、医療測位システム 14 は、少なくとも部分的に、物体（例えば、医療機器 12）の追跡のために磁場を生成する装置を含む。この装置は、関心領域内の患者の胸腔の中及び周囲に低強度の磁場を生成するように構成され得、これは、関心領域として指定された 3次元空間として定義され得る。そのような実施形態では、上で簡単に説明したように、医療機器 12 は、位置センサ 28 を含み、この位置センサ 28 は、位置センサ 28 が関心領域内に配置されたときに、装置によって印加される低強度磁場の一つ又は複数の特性を検出するように構成された磁気位置センサである。位置センサ 28 は、例示的な実施形態では能動型磁気センサを含むが、能動型磁気センサがさらされた磁場の検知された特性に対応する信号を生成するように構成され得る。処理コアは、検出された信号に応答することができ、位置センサ 28 の 3次元位置指数及び/又は 3次元方位指数を計算するように構成され得る。したがって、医療測位システム 14 は、3次元空間内の医療機器 12 の各位置センサ 28 のリアルタイム追跡を、したがって医療機器 12 のリアルタイム追跡を可能にする。いくつかの実施形態では、医療測位システム 14 は、例えば MediGuide Ltd. 社（現在は St. Jude Medical, Inc. 社が所有する）の MediGuide（商標）システムなど、その開示全体が参照によって本明細書に組み込まれている米国特許第 6233476 号、米国特許第 7197354 号、及び米国特許第 7386339 号のうちの一つ又は複数を参照して全般的に示

40

50

される、磁場ベースのシステムを含むことができる。

【0024】

医療測位システム14は、定位システムとして働くように、したがって、位置センサ28に関する位置(定位)データを決定し、それぞれのロケーション指数を出力するように構成される。ロケーション指数は、それぞれ、医療測位システム14の座標系とすることのできる基準座標系に対する相対的な位置及び方位(P&O)のうち少なくとも一つ又は両方を含むことができる。P&Oは、3D位置(例えば、X座標、Y座標、及びZ座標)及び3D方位(例えば、ロール、ピッチ、及びヨー)として6自由度(6DOF)を用いて表現され得る。

【0025】

医療測位システム14は、電磁位置センサ28が例えば制御された低強度交流(AC)磁場(例えば電磁場)又は制御された低強度直流(DC)磁場(例えば電磁場)内に配置されている間にそのセンサから受け取られる信号を取り込み、処理することに基づいて、基準座標系内のそれぞれのロケーション(例えば、P&O)を決定する。一つの位置センサ28だけが図示されているが、MPS 22が、複数の位置センサ28のP&Oを決定することに留意されたい。例えば、本明細書で議論される医療機器12は、医療機器12に関連する複数の位置点を提供できる複数の能動型磁気位置センサを含むことができる。

【0026】

図2Aは、本開示の実施形態による、能動型磁気位置センサ32を有するカテーテル12'の遠位部分を示す側方断面図を示す。様々な実施形態では、カテーテル12'は、柔軟な先端アセンブリ34を含むことができ、この柔軟な先端アセンブリ34は、例えば、米国ミネソタ州セントポールのSt. Jude Medical, Inc.社によって製造されるTherapy(商標)Cool Flex(商標)アブレーションカテーテルからの柔軟な先端電極を含むことができる。柔軟な先端電極に関する追加の詳細は、例えば、それぞれがこれによって本明細書に完全に記載されたものとして参照によって組み込まれている、米国特許第US 8187267 B2号、米国特許出願公告第US 2010/0152731 A1号、米国特許出願第US 14/724169号、及び米国特許出願第US 14/213289号に見出すことができる。しかし、いくつかの実施形態では、カテーテル12'は、他のタイプの先端アセンブリを含むことができる。柔軟な先端アセンブリ34は、近位ステム50に接続され得、近位ステム50は、細長いカテーテルシャフト52に接続される。コイル54が、柔軟な先端アセンブリ34内に配置され得る。コイル54は、長手方向に又は事前に曲げられた構成で、柔軟な先端アセンブリ34を付勢することができる。さらに、流体管腔マニホールド46が、細長いカテーテルシャフト52を通して柔軟な先端アセンブリ34内に延びることができる。

【0027】

いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ32は、能動型デバイスとすることができ、機能してP&O信号を生成するために、電力を要求することができる。例えば、能動型磁気位置センサ32は、機能するために一定の電力を必要とする集積回路を含むことができる。例えば、能動型磁気位置センサ32は、特定用途向け集積回路(AASIC)を含むことができる。対照的に、受動型磁気位置センサ(例えば、電磁コイル式位置センサ)は、磁場内に配置され得、磁場によってコイル内に直接誘導されるP&O信号を生成することができる。このP&O信号は、医療測位システム14によって受け取られ得る。いくつかの実施形態において、能動型磁気位置センサ32は、Mellexis社によって製造されるTriaxis(登録商標)センサなどのソフトウェアで規定される磁気センサとすることができる。能動型磁気位置センサ32は、20マイクロテスラ(μT)から120 μT までの範囲内の磁場強度を有する磁場内で動作することができる。いくつかの実施形態で、能動型磁気位置センサ32は、1 μT から70 μT までの範囲内の磁場強度を有する磁場内で動作することができる。一例では、磁気位置センサ32は、1 μT から20 μT までの範囲内の磁場強度及び3から15キロヘルツまでの範囲内の周波数を有する磁

10

20

30

40

50

場内で動作することができる。しかし、能動型磁気位置センサ 3 2 は、使用される能動型磁気位置センサ 3 2 のタイプに応じて、 $120 \mu\text{T}$ を超える又は $1 \mu\text{T}$ 未満の磁場強度を有する磁場内で動作することができる。例えば、一部の能動型磁気位置センサ 3 2 は、1 ミリテスラ (mT) 以上の磁場強度を有する磁場内で動作することができる。能動型磁気位置センサ 3 2 は、医療機器 1 2 の P & O を示す信号を作ることができる。医療機器の P & O を示す信号は、能動型磁気位置センサによる磁場の検出に応じて生成され得る。能動型磁気位置センサ 3 2 は、受動型磁気センサとは対照的に、医療機器の P & O を示す信号を生成するのに電力を要求する可能性がある。

【0028】

いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 3 2 は、特定の磁気抵抗特性を有する特定の材料を含むことができる。そのような材料は、能動型磁気位置センサ 3 2 に関して様々な幾何形状で配置され得る。特定の材料は、磁場に関して異なって反応する異なる磁気抵抗特性を有することができる。いくつかの実施形態で、磁気抵抗特性と磁場との間の反応は、直接測定され得る。磁気抵抗特性と磁場との間の測定された反応は、空間内の能動型磁気位置センサ 3 2 の P & O を、したがって空間内のカテーテル 1 2 ' の P & O を計算するのに使用され得る出力を提供することができる。議論されるように、いくつかの実施形態では、特定の材料は、能動型磁気位置センサ 3 2 に関して特定の物理構成で配置され得る。したがって、特定の材料は、特定の物理構成に一意の出力を提供することができる。この出力は、能動型磁気位置センサ 3 2 の P & O を計算するのに使用され得る。

【0029】

いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 3 2 内に含まれる特定の材料は、様々なタイプのホール効果材料、異方性磁気抵抗 (AMR) 材料、トンネル磁気抵抗 (TMR) 材料、巨大磁気抵抗 (GMR) 材料、超巨大磁気抵抗 (CMR) 材料、又は異常磁気抵抗 (EMR) 材料を含むことができる。磁気抵抗は、外部磁場が材料に印加されるときにその電気抵抗の値を変化させる、材料の特性と定義することができる。ホール効果磁気抵抗材料の P & O の決定に使用され得る動作の原理は、ローレンツ力に起因する、スピンの無関係な軌道効果とすることができる。ホール効果材料は、電荷密度の非対称分布に関連付けられ得る。AMR 材料の P & O の決定に使用され得る動作の原理は、強磁性体内で負の磁気抵抗を有することのできる横方向 AMR 平面効果スピン軌道相互作用に関連付けられ得る。代替案では、AMR 材料の P & O の決定に使用され得る動作の原理は、金属内で正の磁気抵抗を有することのできるシュブニコフ・ド・ハース効果 (SdH) とすることができる。TMR 材料の P & O の決定に使用され得る動作の原理は、その間に薄い絶縁体が配置される二つの強磁性体の間の電子トンネリングに関連付けられ得る。強磁性体がある中に存在する磁場は、TMR 材料の P & O の決定の際にオン及びオフに切り替えられ得る。GMR 材料の P & O の決定に使用され得る動作の原理は、スピン方位に対する電子散乱に関連付けられ得る。GMR 材料は、隣接する磁化された強磁性体層を含むことができる。CMR 材料の P & O の決定に使用され得る動作の原理は、スピン方位を含むことができ、ここで、CMR 材料の導電率は、磁場が CMR 材料に関連する電子スピンに整列されるときに変化する。EMR 材料の P & O の決定に使用され得る動作の原理は、ホール効果に関連付けられ得る。

【0030】

いくつかの実施形態で、能動型磁気位置センサ 3 2 は、カテーテル 1 2 ' の P & O を決定するのに使用され得る。例えば、能動型磁気位置センサ 3 2 は、6 DOF を有するカテーテル 1 2 ' の P & O を決定することができる。いくつかの実施形態で、6 DOF を有するカテーテル 1 2 ' の P & O の決定は、カテーテル 1 2 ' に関する力ベクトル決定のための入力として使用され得る。いくつかの実施形態で、能動型磁気位置センサ 3 2 は、6 つ未満の DOF を有するカテーテル 1 2 ' の P & O を決定することができる。例えば、カテーテル 1 2 ' の P & O は、5 自由度を伴って決定され得る。

【0031】

いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 3 2 は、カテーテル 1 2 ' 内に配置さ

10

20

30

40

50

れ得る。一例では、能動型磁気位置センサ 3 2 は、カテーテル 1 2 ' の長手軸に沿って配置され得る。いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 3 2 は、長手軸 a a と同軸とされ得る。いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 3 2 は、長手軸 a a に関して軸外に配置され得る。例えば、能動型磁気位置センサ 3 2 の細長い軸は、長手軸 a a と平行とすることができ、かつ / 又は長手軸 a a と不一致とすることができる。いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 3 2 は、受動型磁気位置センサ（例えば、電磁コイル式位置センサ）が配置される場所と同一の場所に配置され得る。例えば、能動型磁気位置センサ 3 2 は、磁気コイルアセンブリ 3 8 と同一の場所に配置され得る。前に議論したように、磁気コイルアセンブリ 3 8 は、カテーテル 1 2 ' 内に含まれない場合がある。というのは、カテーテル 1 2 ' の P & O が、その代わりに能動型磁気位置センサ 3 2 を介して決定され得るからである。

10

【 0 0 3 2 】

例示のために、カテーテル 1 2 ' は、リング電極 3 6 - 1、3 6 - 2、3 6 - 3、及び磁気コイルアセンブリ 3 8 と共に図示されている。磁気コイルアセンブリ 3 8 は、一对の相互接続部を介してプリント回路基板 4 0 に接続されて図示されている。プリント回路基板 4 0 は、実装面 4 2 上に取り付けられる。撚り対線 4 4 は、磁気コイルアセンブリ 3 8 を医療測位システム 1 4 に接続する。本開示のいくつかの実施形態では、リング電極 3 6 - 1、3 6 - 2、3 6 - 3 及び磁気コイルアセンブリ 3 8 は、必要ではない。というのは、カテーテル 1 2 ' の P & O が、能動型磁気位置センサ 3 2 を介して検出され得るからである。例えば、能動型磁気位置センサを、カテーテル 1 2 ' 内に含まれる唯一の位置センサとすることができる。

20

【 0 0 3 3 】

図 2 B に示されているように、能動型磁気位置センサ 3 2 は、洗浄チューブ 4 6 の隣で止めチューブ 4 8 に対して近位に配置され得る。いくつかの実施形態で、能動型磁気位置センサ 3 2 は、止めチューブ 4 8 内又は柔軟な先端アセンブリ 3 4 に接続された近位ステム 5 0 内に配置され得る。一例で、溝又は穴などの取り付けの特徴が、止めチューブ 4 8 内又は近位ステム 5 0 内に含まれ得、能動型磁気位置センサ 3 2 は、その穴の中に挿入され得る。しかし、いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 3 2 は、カテーテル 1 2 ' 内の他のロケーションに配置され得る。

30

【 0 0 3 4 】

本開示の実施形態は、単一のセンサを使用して 6 D O F を有するカテーテル 1 2 ' の P & O を提示する能動型磁気位置センサ 3 2 を提供することができる。対照的に、従来手法で使用される多くの単一コイルセンサは、5 D O F に制限される可能性がある。さらに、能動型磁気位置センサ 3 2 は、その小さいサイズに起因して、非常に様々なデバイス内に配置されることが可能となるような形状因子を有することができる。さらに、能動型磁気位置センサ 3 2 は、能動型磁気位置センサ 3 2 の使用に関連する物品のコスト及び能動型磁気位置センサ 3 2 の構築及び設置に関連する労働のコストに関する節約を提供することができる。

【 0 0 3 5 】

図 2 B は、本開示の実施形態による、能動型磁気位置センサ 3 2 の側面図を示す。いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 3 2 は、細長く、カテーテル内におさまるサイズにされ得る。現在の能動型磁気位置センサとは対照的に、能動型磁気位置センサ 3 2 は、カテーテル内におさまることを可能にするためにより小さくすることができる。いくつかの実施形態では、能動型位置センサ 3 2 は、0 . 0 0 1 インチから 0 . 0 1 5 インチまでの範囲内の、線 b b によって画定される外径を有することができる。いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 3 2 の外径は、0 . 0 0 3 インチから 0 . 0 1 インチまでの範囲内とすることができる。しかし、いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 3 2 の外径は、0 . 0 0 1 インチ未満又は 0 . 0 1 5 インチ超とすることができる。いくつかの実施形態では、線 c c によって画定される能動型磁気位置センサ 3 2 の長さは、0 . 0 3 インチから 0 . 2 インチまでの範囲内とすることができる。いくつかの実施形態

40

50

では、能動型磁気位置センサ 3 2 の長さは、0.05 インチから 0.1 インチまでの範囲内とすることができる。しかし、いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 3 2 の長さは、0.03 インチ未満又は 0.2 インチ超とすることができる。いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 3 2 は、他の形状の中でも、長方形ブロック又は円筒の形状とすることができる。

【0036】

能動型磁気位置センサ 3 2 は、接点パッド 5 6 - 1、5 6 - 2、5 6 - 3、5 6 - 4 を含むことができる。以下では、接点パッド 5 6 - 1、5 6 - 2、5 6 - 3、5 6 - 4 は、集合的に接点パッド 5 6 と呼ばれる。接点パッド 5 6 は、電力及び / 又は能動型磁気位置センサ 3 2 との（例えば、医療測位システム 1 4 との）通信のための接続点（例えば、入力及び出力）を提供することができる。4 つの接点パッド 5 6 が図示されているが、能動型磁気位置センサは、4 つより少数の接点パッド又は 4 つより多数の接点パッドを含むことができる。いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 3 2 は、クワッドフラットノードセンサとすることができ、接点パッド 5 6 を介してプリント回路基板に接続され得る。例えば、能動型磁気位置センサ 3 2 は、一对の相互接続部を介して、図 2 A に示されたプリント回路基板 4 0 などのプリント回路基板及び / 又は医療測位システム 1 4 に接続され得る。

10

【0037】

いくつかの実施形態では、接点パッド 5 6 は、能動型磁気位置センサ 3 2 からの入力及び出力を提供することができる。例えば、能動型磁気位置センサ 3 2 に関して接点パッド 5 6 を介して、入力電力が供給され得、かつ / 又は通信が確立され得、能動型磁気位置センサ 3 2 によって作られた信号の受取が可能になる。電力は、接点パッド 5 6 のうちの一つ又は複数に電気的に結合される電源を介して能動型磁気位置センサ 3 2 に供給され得る。一例では、一つ又は複数の電気リードが、細長いカテーテルシャフト 5 2 を通って能動型磁気位置センサ 3 2 まで延びることができる。いくつかの実施形態では、電力生成集積回路（例えば、電源）が、カテーテル 1 2 ' 内及び / 又は医療測位システム 1 4 によって生成される磁場内に配置され得る。電力生成集積回路は、磁場を捕捉し、電圧 / 電流を生成することができ、この電圧 / 電流が、能動型磁気位置センサ 3 2 に供給され得る。いくつかの実施形態では、電力生成集積回路は、能動型磁気位置センサ 3 2 内に含まれ、能動型磁気位置センサ 3 2 に非常に近接して（例えば、シャフト遠位部分内に）又は医療測位システムによって作られる磁場内に位置決めされた細長いカテーテルシャフト 5 2 の別の部分（例えば、シャフト近位部分）内に配置され得る。いくつかの実施形態では、電力生成集積回路は、医療測位システムによって作られる磁場内であるが、細長いカテーテルシャフト 5 2 の外部に位置決めされ得る。電力は、いくつかの実施形態で、接点パッド 5 6 を介して能動型磁気位置センサ 3 2 に供給され得る。いくつかの実施形態で、第 1 の接点パッド 5 6 - 1 は、電気的接地として働くことができ、第 2 の接点パッド 5 6 - 2 は、電力接続とすることができる。

20

30

【0038】

いくつかの実施形態では、接点パッド 5 6 は、能動型磁気位置センサ 3 2 からの出力を供給することができる。いくつかの実施形態では、信号処理が、信号プロセッサによって能動型磁気位置センサ 3 2 からの出力に対して実行され得る。信号プロセッサは、能動型磁気位置センサによって作られた信号のフィルタリング及び / 又は増幅を実行することができ、接点パッドのうちの一つ又は複数（例えば、第 3 の接点パッド 5 6 - 3、第 4 の接点パッド 5 6 - 4）に電気的に結合され得る。いくつかの実施形態では、信号プロセッサは、カテーテル 1 2 ' 内に配置され得る。いくつかの実施形態では、信号プロセッサは、能動型磁気位置センサ内に含まれ、能動型磁気位置センサ 3 2 に非常に近接して（例えば、シャフト遠位部分内に）又は細長いカテーテルシャフト 5 2 の別の部分（例えば、シャフト近位部分）内に配置され得る。いくつかの実施形態では、信号プロセッサは、細長いカテーテルシャフト 5 2 の外部に（例えば、医療測位システム 1 4 内又は他所に）配置され得る。能動型磁気位置センサ 3 2 に非常に近接して信号プロセッサを位置決めすること

40

50

は、能動型磁気位置センサ 3 2 と信号プロセッサとを接続する電気リード内で発生する可能性がある信号雑音を減らすことができる。能動型磁気位置センサ 3 2 と信号プロセッサとを接続する電気リードの長さが増えるにつれて、リードを通過する信号が、信号雑音を拾う可能性がある。したがって、能動型磁気位置センサ 3 2 に非常に近接して信号プロセッサを位置決めすることによって、信号は、信号雑音によってより少なく影響される可能性がある。

【 0 0 3 9 】

図 2 B に示されているように、第 1 の接点パッド 5 6 - 1 及び第 2 の接点パッド 5 6 - 2 を含む接点パッドの第 1 のセットは、長手方向に整列され、能動型磁気位置センサ 3 2 の第 1 の側面に配置される。第 3 の接点パッド 5 6 - 3 及び第 4 の接点パッド 5 6 - 4 を含む接点パッドの第 2 のセットは、長手方向に整列され、能動型磁気位置センサ 3 2 の第 2 の側面に配置され得る。いくつかの実施形態では、接点パッド 5 6 - 1、5 6 - 2 の第 1 のセットは、接点パッド 5 6 - 3、5 6 - 4 の第 2 のセットに対して、長手方向においてずれており、かつ、径方向において反対側に設けられる。接点パッド 5 6 - 1、5 6 - 2 の第 1 のセット及び接点パッド 5 6 - 3、5 6 - 4 の第 2 のセットは、能動型磁気位置センサ 3 2 の近位半分に配置され得る。そうすることによって、より少ない配線が、能動型磁気位置センサ 3 2 の接点パッド 5 6 を磁気測位システム 1 4 に電氣的に結合するのに使用され得、これは、カテーテル 1 2 ' の内部構成要素に関連する容積を減らすことができる。

10

【 0 0 4 0 】

図 3 A は、本開示の実施形態による、能動型磁気位置センサ 7 2 を有するガイドワイヤ 1 2 ' ' の遠位部分の側方断面図を示す。ガイドワイヤ 1 2 ' ' は、図 3 B に示されているように、いくつかの実施形態で偏向可能なガイドワイヤとすることができる。したがって、ガイドワイヤ 1 2 ' ' は、いくつかの実施形態でコアワイヤ 7 4 を含むことができる。ガイドワイヤ 1 2 ' ' は、ガイドワイヤ 1 2 ' ' の内容を囲む外側コーティング 7 6 を有することができる。一例では、コアワイヤ 7 4 は、ガイドワイヤ 1 2 ' ' の中央を通過してガイドワイヤ 1 2 ' ' の近位端から遠位端まで延びることができる。いくつかの従来手法では、磁気コイル 7 8 が、ガイドワイヤ 1 2 ' ' の遠位端内に配置され得る。例えば、コアワイヤ 7 4 は、いくつかの実施形態で磁気コイル 7 8 の中央を通過して延びることができる。例示のために、磁気コイル 7 8 は、ガイドワイヤ 1 2 ' ' の遠位端内に配置されて図示されている。本開示のいくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 7 2 がカテーテル 1 2 ' の P & O を検出するのに使用され得るので、磁気コイル 7 8 は不要である。

20

30

【 0 0 4 1 】

いくつかの実施形態では、本明細書で議論されるように、能動型磁気位置センサ 7 2 を、伝統的な磁気コイル（例えば、受動型磁気位置センサ）より小さくすることができる。例えば、能動型磁気位置センサ 7 2 は、図 3 B に示されているように、伝統的なコイルの長さの約半分の長さを有することができる。例えば、伝統的な磁気コイルは、線 D D によって画定される長さを有することができ、この長さは、0.2 から 0.28 インチまでの範囲内とすることができる。コイルを接続するための相互接続部を含む伝統的な磁気コイルの長さは、所望の長さより長くなる可能性がある。磁気コイルの所望より長い長さは、コイルがその中に含まれるカテーテルシャフトの柔軟性及び / 又は偏向に影響する可能性がある。さらに、磁気コイルの所望より長い長さは、他の構成要素のために使用され得るガイドワイヤの遠位端内の空間領域 (r e a l e s t a t e) を占有する可能性がある。さらに、能動型磁気位置センサ 7 2 は、伝統的な磁気コイルより製造及び設置が安価である可能性がある。

40

【 0 0 4 2 】

図 3 A に示されているように、能動型磁気位置センサ 7 2 は、ガイドワイヤ 1 2 ' ' の遠位端内でガイドワイヤの遠位先端 8 0 に対して近位に配置され得る。能動型磁気位置センサ 7 2 は、図 2 A 及び 2 B に関して議論した能動型磁気位置センサ 3 2 と同一とすることができる。いくつかの実施形態では、能動型磁気位置セ

50

ンサ 7 2 は、カテーテル 1 2 ' より小さい外径を有するガイドワイヤ 1 2 ' ' 内に配置され得る。したがって、いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 7 2 は、カテーテル 1 2 ' 内に配置された能動型磁気位置センサ 3 2 より小さい直径を有することができる。例えば、カテーテル 1 2 ' 内の空間は、いくつかの実施形態で、能動型磁気位置センサ 3 2 の外径を 0 . 0 1 5 インチまでに制限する可能性がある。しかし、ガイドワイヤ 1 2 ' ' 内の空間は、能動型磁気位置センサ 7 2 の外径を 0 . 0 0 3 8 インチまでに制限する可能性がある。したがって、能動型磁気位置センサ 7 2 は、いくつかの実施形態で 0 . 0 0 3 8 インチより小さい外径を有する可能性がある。例えば、能動型磁気位置センサ 7 2 は、いくつかの実施形態で 0 . 0 0 1 から 0 . 0 0 3 8 までの範囲内の外径を有する可能性がある。

10

【 0 0 4 3 】

いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 7 2 は、コアワイヤ 7 4 と外側コーティング 7 6 との間に位置決めされ得る。能動型磁気位置センサ 7 2 の細長い軸は、いくつかの実施形態でガイドワイヤ 1 2 ' ' の長手軸と平行とすることができる。代替案では、能動型磁気位置センサ 7 2 の細長い軸は、いくつかの実施形態でガイドワイヤ 1 2 ' ' の長手軸と不一致とすることができる。

【 0 0 4 4 】

図 3 B は、本開示の実施形態による、ガイドワイヤ 1 2 ' ' と共に使用される能動型磁気位置センサ 7 2 の側面略図を示す。図 3 B に示されているように、能動型磁気位置センサ 7 2 は、ガイドワイヤ 1 2 ' ' の遠位部分内に配置され得る。図 3 B に示されているように、能動型磁気位置センサ 7 2 は、伝統的な磁気コイルの長さの半分未満とすることができる。これは、例えば、ガイドワイヤ内の空間の節約と、ガイドワイヤ 1 2 ' ' の変位可能な部分とのより少ない干渉とを可能にすることができる。

20

【 0 0 4 5 】

いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 7 2 は、磁場の検出に関してホール効果物理現象に基づいて動作することができる。しかし、能動型磁気位置センサ 7 2 は、本明細書で議論されるように、磁場の検出に関する他の原理から動作することができる。いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 7 2 は、微細電気機械 (MEMS) センサとすることができる。

【 0 0 4 6 】

伝統的な磁気コイルが、磁気位置センサとして使用されるときに、そのコイルは、はんだ付けを介して相互接続部 (例えば、ワイヤリード) に接続され得る。このプロセスは、時間集中的かつコスト集中的になる可能性があり、人がコイルと相互接続部とを一緒に手作業ではんだ付けすることを必要とする場合がある。本開示の実施形態は、自動化される表面実装技術を介してプリント回路基板に取り付けられ得る能動型磁気位置センサ 7 2 を提供することができる。したがって、能動型磁気位置センサ 7 2 及び能動型磁気位置センサ 7 2 の設置のコストを減らすことができる。

30

【 0 0 4 7 】

図 3 B は、35 から 45 ° として示された特定の角度 だけ偏向されたガイドワイヤ 1 2 ' ' の遠位先端を示す。伝統的な磁気コイルを使用する従来手法では、ガイドワイヤ 1 2 ' ' の遠位部分の偏向は、磁気コイルが遠位部分内に位置決めされることの結果として、35 から 45 ° までの範囲内の偏向に制限される可能性がある。しかし、能動型磁気位置センサ 7 2 の使用は、能動型磁気位置センサ 7 2 に関連付けられ得るより短い長さのゆえにガイドワイヤ 1 2 ' ' のより遠位の部分を偏向させることを可能にし、かつ / 又はより大きい角度 だけガイドワイヤ 1 2 ' ' を偏向させることを可能にすることができる。例えば、ガイドワイヤ 1 2 ' ' は、伝統的な磁気コイルの代わりに能動型磁気位置センサ 7 2 が使用されるときに、75 ° だけ偏向され得る。これは、ガイドワイヤ 1 2 ' ' の増やされた長さが、伝統的な磁気コイルを利用するガイドワイヤに関連する長さを超えて偏向されることを可能にすることによって、ガイドワイヤ 1 2 ' ' の性能を改善することができる。

40

50

の実施形態では、能動型磁気位置センサ 7 2 ' は、ガイドワイヤ 1 2 ' ' ' 内に配置され得、このガイドワイヤ 1 2 ' ' ' は、カテーテル 1 2 ' より小さい外径を有する。したがって、いくつかの実施形態で、能動型磁気位置センサ 7 2 ' は、カテーテル 1 2 ' 内に配置される能動型磁気位置センサ 3 2 より小さい直径を有することができる。例えば、カテーテル 1 2 ' 内の空間は、いくつかの実施形態で、能動型磁気位置センサ 3 2 の外径を 0 . 0 1 5 インチまでに制限する可能性がある。しかし、ガイドワイヤ 1 2 ' ' 内の空間は、能動型磁気位置センサ 7 2 ' の外径を 0 . 0 0 3 8 インチまでに制限する可能性がある。したがって、能動型磁気位置センサ 7 2 ' は、いくつかの実施形態で 0 . 0 0 3 8 インチ未満の外径を有する可能性がある。例えば、能動型磁気位置センサ 7 2 ' は、いくつかの実施形態で 0 . 0 0 1 から 0 . 0 0 3 8 までの範囲内の外径を有する可能性がある。

10

【 0 0 5 3 】

いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサ 7 2 ' は、コアワイヤ 7 4 ' と外側コーティング 7 6 ' との間に位置決めされ得る。能動型磁気位置センサ 7 2 ' の細長い軸は、いくつかの実施形態でガイドワイヤ 1 2 ' ' ' の長手軸と平行とすることができる。代替案では、能動型磁気位置センサ 7 2 ' の細長い軸は、いくつかの実施形態でガイドワイヤ 1 2 ' ' ' の長手軸と不一致とすることができる。

【 0 0 5 4 】

能動型磁気位置センサ 7 2 ' は、センサ取付けプラグ 9 2 ' によって画定されるセンサ取付け管腔 9 8 ' 内に収容され得る。図示されているように、センサ取付けプラグ 9 2 ' は、長手軸に沿って延びることができる。いくつかの実施形態では、センサ取付けプラグ 9 2 ' は、様々な構成要素がそれを通過することのできる中央管腔（例えば、中央管腔 9 6 ）を画定することができ、この中央管腔は、いくつかの実施形態で、センサ取付けプラグ 9 2 ' によって画定される長手軸に沿って、センサ取付けプラグ 9 2 の中央を通過して延びることができ、かつ / 又は、センサ取付けプラグ 9 2 ' の中央からオフセットされ得る。いくつかの実施形態では、センサ取付けプラグ 9 2 ' は、センサ取付け管腔 9 8 ' を画定することができ、このセンサ取付け管腔 9 8 ' 内に、能動型磁気位置センサ 7 2 ' が挿入され得る。センサ取付け管腔 9 8 ' は、センサ取付けプラグ 9 2 ' を通過して延びることができ、センサ取付けプラグ 9 2 ' の中心長手軸からオフセットされ得る。カテーテル及び / 又はガイドワイヤ内に存在することができる制限された空間に起因して、センサ取付けプラグ 9 2 ' によって画定される管腔は、接続され得る（例えば、スロットを形成することができる）。例えば、図 3 C 及び図 3 D を参照すると、内壁が、中央管腔 9 6 とセンサ取付け管腔 9 8 との間に図示され、外壁が、センサ取付け管腔 9 8 とセンサ取付けプラグ 9 2 の外側表面との間に図示されている。対照的に、図 3 E は、中央管腔とセンサ取付け管腔 9 8 ' との間の壁及びセンサ取付け管腔 9 8 ' とセンサ取付けプラグ 9 2 ' の外側表面との間の壁を示さず、効果的に、その中に能動型位置センサ 7 2 ' が配置されるスロットを形成する。いくつかの実施形態では、カテーテル内でガイドワイヤ内より多くの空間が使用可能である可能性があり、したがって、センサ取付け管腔 9 8 ' 及びセンサ取付けプラグ 9 2 ' によって画定される様々な他の管腔は、壁がそれらの間に配置された別々の管腔のままであることができる。いくつかの実施形態では、センサ取付け管腔 9 8 ' は、センサ取付けプラグ 9 2 ' の長手方向の全長を通過して延びることができ（例えば、貫通穴）、あるいは、センサ取付けプラグ 9 2 ' の縦の長さの一部を通過して延びることができる（例えば、有底穴）。

20

30

40

【 0 0 5 5 】

いくつかの実施形態では、外側コーティング 7 6 ' は、センサ取付けプラグ 9 2 ' の外側円周面に接触し、これに接続され得、これは、ガイドワイヤ 1 2 ' ' ' に関してセンサ取付けプラグ 9 2 ' を固定するのを助けることができる。いくつかの実施形態では、センサ取付けプラグ 9 2 ' の長手軸は、ガイドワイヤ 1 2 ' ' ' の長手軸に整列され得る。いくつかの実施形態では、センサ取付けプラグ 9 2 ' は、遠位先端 8 0 ' に接続され得、かつ / 又はセンサ取付けプラグ 9 2 ' 及び遠位先端 8 0 ' は、センサ取付け穴がセンサ取付けプラグ 9 2 ' の近位端からセンサ取付けプラグ 9 2 ' の一部を通過して遠位に延びる単一

50

の部分として形成され得る。センサ取付けプラグ 92' は、遠位先端 80' に対して近位に配置され得る。いくつかの実施形態では、センサ取付けプラグ 92' は、遠位先端 80' に隣接し、遠位先端 80' に対して近位に配置され得る。

【0056】

いくつかの実施形態では、センサ取付けプラグ 92' は、図 2 A 及び図 2 B に示されたカテーテルシャフトなどのカテーテルシャフト内に配置され得る。センサ取付けプラグ 92' は、三つ以上の管腔を含むことができる。例えば、センサ取付けプラグ 92' は、それを通過する複数の管腔を含むことができ、その中に、ワイヤ又は他の構成要素（例えば、洗浄チューブ、コアワイヤ、引張りワイヤなど）を収容することができる。例えば、柔軟な先端アセンブリ 34 に関連する構成要素が、センサ取付けプラグ 92' 内に含まれる管腔を通過することができる。

10

【0057】

図 4 は、本開示の実施形態による、医療機器の P & O を決定する方法のフロー図を示す。いくつかの実施形態では、この方法は、方法フローのボックス 110 で、医療機器の細長いシャフト内に配置された能動型磁気位置センサを用いて信号を生成することを含むことができる。能動型磁気位置センサは、磁場ジェネレータによって生成され得る磁場内に配置されることに応じて信号を生成することができる。いくつかの実施形態では、磁場ジェネレータは、磁気測位システムと通信しているものとすることができる。

【0058】

この方法は、方法フローのボックス 112 で、コンピュータを用いて、生成された信号を能動型磁気位置センサから受け取る（受信する）ことであって、受け取られる信号は、能動型磁気位置センサの P & O を示す情報を含む、受け取ることを含むことができる。いくつかの実施形態では、コンピュータは、磁気測位システムと通信しているかその一部とされ得る。信号は、本明細書で前に議論したように磁気測位システムを用いて受け取られ得る。受動タイプのセンサであり、電力を必要としない伝統的な磁気コイルとは対照的に、能動型磁気位置センサは、電力を供給され得る。電力は、能動型磁気位置センサに電氣的に結合される、電力生成集積回路を介して能動型磁気位置センサに供給され得る。いくつかの実施形態では、電力は、能動型磁気位置センサに電氣的に結合される磁気測位システムを介して能動型磁気位置センサに供給され得る。能動型磁気位置センサへの電力の供給は、能動型磁気位置センサが磁場内の特定の P & O を示す信号を作ることができる。

20

30

【0059】

いくつかの実施形態では、この方法は、方法フローのボックス 114 で、コンピュータを用いて、生成された信号に基づいて医療機器の P & O を決定することを含むことができる。一例では、コンピュータは、磁気測位システムに関連付けられ又はこれと通信しているものとすることができ、6 自由度を有する医療機器の P & O を決定することができる。医療機器の P & O は、6 自由度を伴って決定されるが、P & O は、6 つ未満の自由度（例えば、3 自由度、5 自由度）を伴って決定され得る。

【0060】

図 5 は、本開示の実施形態による、コンピューティングデバイスの処理リソースと通信しているコンピュータ可読媒体の例のブロック図を示す。図 1 に関して議論されるコンピュータシステム 120 は、複数の機能を実行するのにソフトウェア、ハードウェア、ファームウェア、及び / 又は論理を利用することができる。コンピュータシステム 120 は、複数のリモートコンピューティングデバイスを含むことができる。

40

【0061】

コンピュータシステム 120 は、複数の機能を実行するように構成された、ハードウェアとプログラム命令との組合せとすることができる。いくつかの実施形態で、磁気測位システム 14 を表すものとするすることができる。ハードウェアは、例えば、一つ又は複数の処理リソース 122、コンピュータ可読媒体（CRM）124 などを含むことができる。プログラム命令（例えば、コンピュータ可読命令（CRI）126）は、CRM 124 上に記

50

憶され、所望の機能を実施する（例えば、信号に基づいて医療機器の P & O を決定するなど）ために処理リソース 122 によって実行可能な命令を含むことができる。CRI126 は、サーバによって管理されるリモートメモリ内に記憶された、ダウンロードされ、インストールされ、実行され得るインストールパッケージを表すこともできる。コンピュータシステム 120 は、メモリリソース 128 を含むことができ、処理リソース 122 は、メモリリソース 128 に結合され得る。

【0062】

処理リソース 122 は、内部又は外部の非一時的 CRM124 に記憶され得る CRI126 を実行することができる。処理リソース 122 は、図 1 から図 4 に関して説明された機能を含む様々な機能を実行するために CRI126 を実行することができる。

10

【0063】

複数のモジュール 130、132、134 は、サブモジュール又は他のモジュールとすることができる。例えば、生成モジュール 130 及び受取モジュール 132 は、サブモジュールとすることができ、かつ / 又は単一のモジュール内に含まれ得る。さらに、複数のモジュール 103、132、134 は、別々で互いとは別個の個々のモジュールを含むことができる。

【0064】

表面モデル受取モジュール 67 は、CRI66 を含むことができ、心周期の拡張末期に対応する心臓 10 の表面モデルを受け取るために処理リソース 32 によって実行され得る。心臓 10 の表面モデルは、電極 17 から受け取られたロケーションデータから形成され得、基準心臓相（例えば、拡張末期）に対応することができる。代替案では、心臓 10 の表面モデルは、以前に生成され、コンピュータシステム 20 を介して受け取られ得る。

20

【0065】

生成するモジュール 130 は、CRI126 を含むことができ、医療機器の細長いシャフト内に配置された能動型磁気位置センサを用いて信号を生成するために処理リソース 122 によって実行され得る。本明細書で議論されるように、能動型磁気位置センサは、能動型磁気位置センサの、したがって医療機器の P & O を示す信号を生成することができる。いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサは、磁場に配置されることに応じて信号を生成することができる。

【0066】

受け取るモジュール 132 は、CRI126 を含むことができ、コンピュータを用いて、能動型磁気位置センサから生成された信号を受け取るために処理リソース 122 によって実行され得、受け取られる信号は、能動型磁気位置センサの P & O を示す情報を含む。いくつかの実施形態では、能動型磁気位置センサは、磁気測位システムと通信している（例えば、有線又は無線）ものとしてすることができる。磁気測位システムは、いくつかの実施形態で、生成された信号を受け取ることができる。

30

【0067】

決定モジュール 134 は、CRI126 を含むことができ、コンピュータを用いて、生成された信号に基づいて医療機器の P & O を決定するために処理リソース 122 によって実行され得る。本明細書で議論されるように、医療機器の P & O は、6 自由度を伴って決定され得る。

40

【0068】

様々な装置、システム、及び / 又は方法の実施形態が、本明細書で説明される。本明細書で説明され、添付図面に示された実施形態の全体的な構造、機能、製造、及び使用の完全な理解を提供するために、多数の特定の詳細が示される。しかし、実施形態が、そのような特定の詳細なしで実践され得ることが、当業者によって理解されよう。他の場合には、本明細書で説明される実施形態を不明瞭にしないように、周知の動作、構成要素、及び要素は、詳細には説明されなかった。当業者は、本明細書で説明され、図示された実施形態が、非限定的な例であることを理解し、したがって、本明細書で開示される特定の構造的詳細及び機能的詳細が、代表的であって必ずしも実施形態の範囲を限定しない可能性が

50

あり、実施形態の範囲が、添付の特許請求の範囲のみによって定義されることが、了解され得る。

【0069】

本明細書全体での「様々な実施形態」、「いくつかの実施形態」、「一実施形態」、もしくは「実施形態」などの言及は、実施形態に関連して説明される特定の特徵、構造、又は特性が、少なくとも一つの実施形態に含まれることを意味する。したがって、本明細書全体の所々での「様々な実施形態で」、「いくつかの実施形態で」、「一実施形態で」、もしくは「実施形態で」などの句の出現は、必ずしもすべて同一の実施形態に言及するものではない。さらに、特定の特徵、構造、又は特性が、一つ又は複数の実施形態で任意の適切な形で組み合わせられ得る。したがって、一実施形態に関連して図示され又は説明される特定の特徵、構造、又は特性は、全体的に又は部分的に、限定なしに一つ又は複数の他の実施形態の特徵、構造、又は特性と組み合わせられ得る（そのような組合せが非論理的又は機能不能ではない限り、そのようにし得る）。

10

【0070】

「近位」及び「遠位」という用語が、患者を治療するのに使用される器具の一端を操作する臨床医を参照して本明細書全体で使用される場合があることを了解されたい。「近位」という用語は、器具のうちで臨床医に最も近い部分を指し、「遠位」という用語は、臨床医から最も遠くに配置された部分を指す。簡潔さ及び明瞭さのために、「垂直」、「水平」、「上」、及び「下」などの空間用語が、図示の実施形態に関して本明細書で使用される場合があることをさらに了解されたい。しかし、手術器具が、多数の方位及び位置で使用される可能性があり、これらの用語は、限定的で絶対的であることを意図されたものではない。

20

【0071】

能動型磁気位置センサの少なくとも一つの実施形態が、ある度合の詳細を伴って上で説明されたが、当業者は、本開示の趣旨又は範囲から逸脱せずに、開示された実施形態に対して多数の変更を行うことができる。すべての方向参照（例えば、上側、下側、上向き、下向き、左、右、左向き、右向き、最上部、最下部、上、下、垂直、水平、時計回り、及び反時計回り）は、本開示の読者による理解を助けるために同定目的のために使用されるのみであって、特にデバイスの位置、方位、又は使用に関する限定を作成するものではない。結合参照（例えば、固定された、取り付けられた、結合された、接続されたなど）は、広義に解釈されるべきであり、要素の接続の間の中間部材と要素の間の相対移動とを含むことができる。したがって、結合参照は、二つの要素が直接接続され、互いに対する固定された関係にあることを必ずしも推論しない。上の説明に含まれ又は添付図面に示されたすべての物事が、例示的であるのみであって限定的ではないものとして解釈されなければならないことが意図されている。詳細又は構造の変更が、添付の特許請求の範囲で定義される本開示の趣旨から逸脱せずに行われ得る。

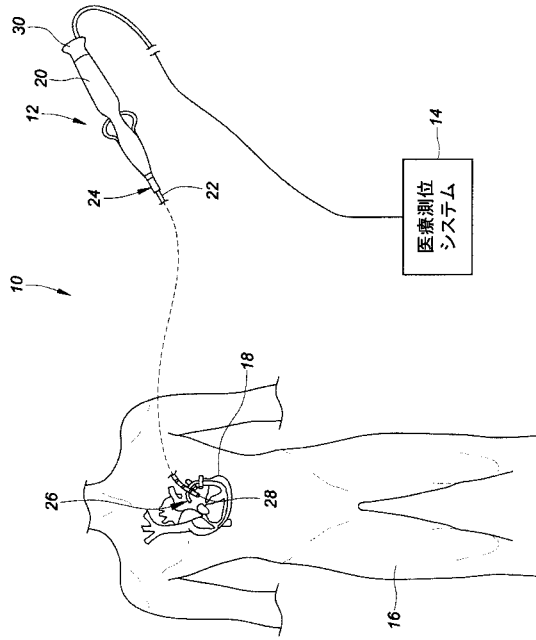
30

【0072】

参照によって本明細書に組み込まれると言われるすべての特許、公告、又は他の開示材料は、全体的に又は部分的に、組み込まれた材料が本開示で示される既存の定義、言明、又は他の開示材料と衝突しない範囲に限って本明細書に組み込まれる。したがって、必要な範囲まで、本明細書で明示的に示される開示は、参照によって本明細書に組み込まれたすべての衝突する材料に取って代わる。参照によって本明細書に組み込まれると言われるが、本明細書で示される既存の定義、言明、又は他の開示材料と衝突するすべての材料又はその一部は、組み込まれる材料と既存の開示材料との間に衝突が生じない範囲に限って組み込まれる。

40

【 図 1 】



【 図 2 A 】

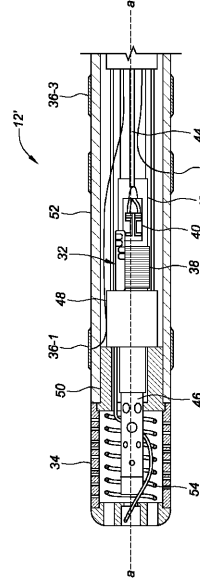


FIG. 2A

【 図 2 B 】

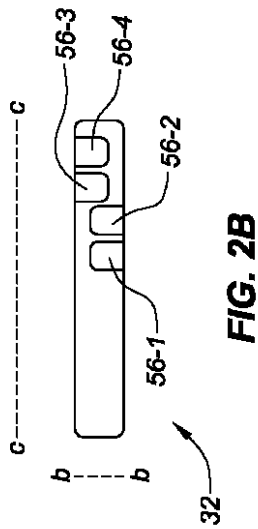


FIG. 2B

【 図 3 A 】

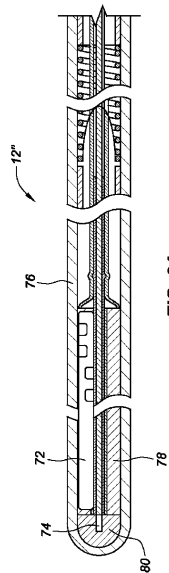
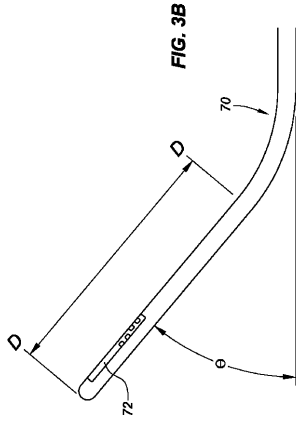


FIG. 3A

【 図 3 B 】



【 図 3 C 】

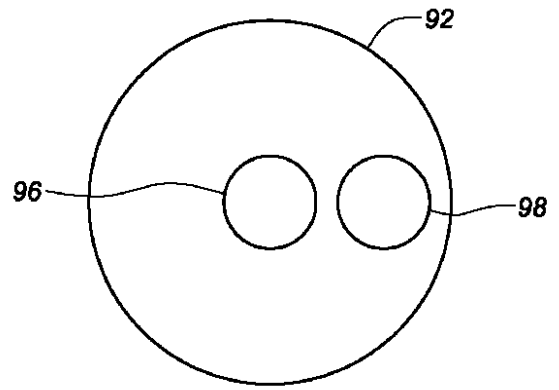


FIG. 3C

【 図 3 D 】

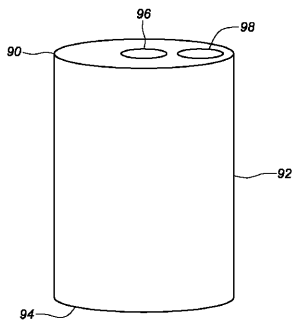


FIG. 3D

【 図 3 E 】

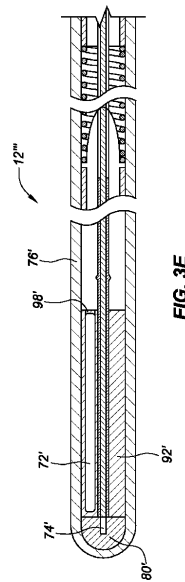
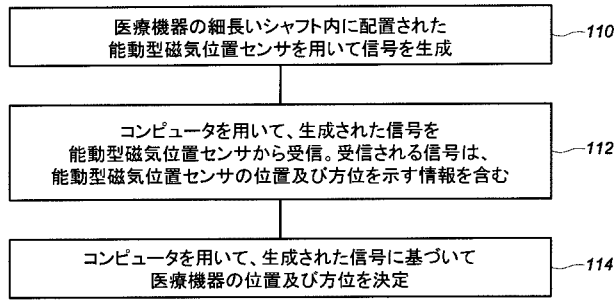
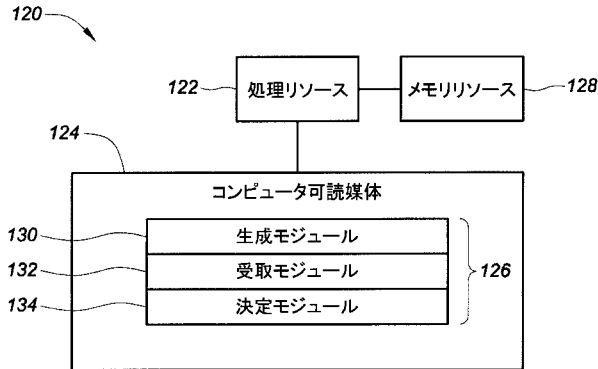


FIG. 3E

【 図 4 】



【 図 5 】



【 手続 補正書 】

【 提出日 】平成30年1月17日(2018.1.17)

【 手続 補正 1 】

【 補正対象書類名 】特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】全文

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

細長いシャフトであって、シャフト長手軸に沿って延びており、シャフト近位部分と、身体への挿入のためにサイズ設定され、かつ構成されたシャフト遠位部分とを含む、細長いシャフトと、

前記シャフト遠位部分内に配置された能動型磁気位置センサとを含む医療機器。

【 請求項 2 】

前記細長いシャフトは、前記細長いシャフトの遠位端に接続された柔軟な先端アセンブリを含むカテーテルシャフトであり、

前記能動型磁気位置センサは、前記柔軟な先端アセンブリに対して近位に配置される請求項 1 に記載の医療機器。

【 請求項 3 】

前記能動型磁気位置センサは、前記医療機器の位置及び方位を示す信号を作り、前記医療機器の前記位置及び方位を示す前記信号は、前記能動型磁気位置センサによる磁場の検出に応じて生成される、請求項 1 又は 2 に記載の医療機器。

【 請求項 4 】

前記能動型磁気位置センサは、前記医療機器の前記位置及び方位を示す前記信号を作る

ために電力を必要とする、請求項 3 に記載の医療機器。

【請求項 5】

前記能動型磁気位置センサによって作られる前記信号は、6 自由度を伴う前記医療機器の前記位置及び方位を示す、請求項 3 又は 4 に記載の医療機器。

【請求項 6】

前記能動型磁気位置センサに電氣的に結合された電源と、
前記能動型磁気位置センサに電氣的に結合された信号プロセッサと
をさらに含む、請求項 5 に記載の医療機器。

【請求項 7】

前記電源は、前記磁場内に位置決めされることに応じて電力を作る、電力生成集積回路である、請求項 6 に記載の医療機器。

【請求項 8】

前記電力生成集積回路は、前記医療機器の前記細長いシャフト内に配置される、請求項 7 に記載の医療機器。

【請求項 9】

前記電力生成集積回路は、前記医療機器の前記細長いシャフトの外部に配置される、請求項 7 に記載の医療機器。

【請求項 10】

前記磁場は、磁場ジェネレータによって生成され、前記磁場ジェネレータ及び前記能動型磁気位置センサは、医療測位システムと通信している、請求項 3 から 9 のいずれか一項に記載の医療機器。

【請求項 11】

前記医療機器は、ガイドワイヤであって、前記ガイドワイヤは、前記ガイドワイヤの中央を通過して前記ガイドワイヤの近位端から前記ガイドワイヤの遠位端まで延びるコアワイヤを含み、

前記能動型磁気位置センサは、前記コアワイヤと前記ガイドワイヤの外側表面との間に配置される、

請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 12】

細長いシャフトであって、シャフト長手軸に沿って延びるとともに、シャフト近位部分と、身体への挿入のためにサイズ設定さ、かつ構成されたシャフト遠位部分とを含む、細長いシャフトと、

前記細長いシャフトの前記遠位部分内に配置された能動型磁気位置センサと、
前記能動型磁気位置センサに電氣的に結合された電源と
を含む医療機器。

【請求項 13】

センサ取付けプラグが、前記シャフト遠位部分内に含まれる、請求項 12 に記載の医療機器。

【請求項 14】

前記能動型位置センサは、前記センサ取付けプラグ内に形成された管腔内に配置される、請求項 13 に記載の医療機器。

【請求項 15】

前記センサ取付けプラグは、前記細長いシャフトの遠位先端に接続される、請求項 12 に記載の医療機器。

【請求項 16】

医療機器の位置及び方位を決定する方法であって、

前記医療機器の細長いシャフト内に配置された能動型磁気位置センサを用いて信号を生成すること、

コンピュータを用いて、前記生成された信号を前記能動型磁気位置センサから受け取ることであって、前記受け取られる信号は、前記能動型磁気位置センサの位置及び方位を示

す情報を含む、受け取ること、及び

前記コンピュータを用いて、前記生成された信号に基づいて前記医療機器の前記位置及び方位を決定すること、

を含む方法。

【請求項 17】

前記能動型磁気位置センサに電力を供給することをさらに含む、請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】

前記電力は、電力生成集積回路を介して前記能動型磁気位置センサに供給される、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 19】

前記電力は、磁気測位システムによって生成された磁場を介して前記能動型磁気位置センサに供給される、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 20】

前記位置及び方位を決定することは、6 自由度を伴う前記医療機器の前記位置及び方位を決定することを含む、請求項 16 から 19 のいずれか一項に記載の方法。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0072

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0072】

参照によって本明細書に組み込まれると言われるすべての特許、公告、又は他の開示材料は、全体的に又は部分的に、組み込まれた材料が本開示で示される既存の定義、言明、又は他の開示材料と衝突しない範囲に限って本明細書に組み込まれる。したがって、必要な範囲まで、本明細書で明示的に示される開示は、参照によって本明細書に組み込まれたすべての衝突する材料に取って代わる。参照によって本明細書に組み込まれると言われるが、本明細書で示される既存の定義、言明、又は他の開示材料と衝突するすべての材料又はその一部は、組み込まれる材料と既存の開示材料との間に衝突が生じない範囲に限って組み込まれる。

本開示には、下記の各項目に記載された実施形態が含まれる。

[項目 1]

細長いシャフトであって、シャフト長手軸に沿って延びており、シャフト近位部分と、身体への挿入のためにサイズ設定され、かつ構成されたシャフト遠位部分とを含む、細長いシャフトと、

前記シャフト遠位部分内に配置された能動型磁気位置センサとを含む医療機器。

[項目 2]

前記細長いシャフトは、前記細長いシャフトの遠位端に接続された柔軟な先端アセンブリを含むカテーテルシャフトであり、

前記能動型磁気位置センサは、前記柔軟な先端アセンブリに対して近位に配置される項目 1 に記載の医療機器。

[項目 3]

前記能動型磁気位置センサは、前記医療機器の位置及び方位を示す信号を作り、前記医療機器の前記位置及び方位を示す前記信号は、前記能動型磁気位置センサによる磁場の検出に応じて生成される、項目 1 に記載の医療機器。

[項目 4]

前記能動型磁気位置センサは、前記医療機器の前記位置及び方位を示す前記信号を作るために電力を必要とする、項目 3 に記載の医療機器。

[項目 5]

前記能動型磁気位置センサによって作られる前記信号は、6自由度を伴う前記医療機器の前記位置及び方位を示す、項目3に記載の医療機器。

[項目6]

前記能動型磁気位置センサに電氣的に結合された電源と、
前記能動型磁気位置センサに電氣的に結合された信号プロセッサと
をさらに含む、項目5に記載の医療機器。

[項目7]

前記電源は、前記磁場内に位置決めされることに応じて電力を作る、電力生成集積回路である、項目6に記載の医療機器。

[項目8]

前記電力生成集積回路は、前記医療機器の前記細長いシャフト内に配置される、項目7に記載の医療機器。

[項目9]

前記電力生成集積回路は、前記医療機器の前記細長いシャフトの外部に配置される、項目7に記載の医療機器。

[項目10]

前記磁場は、磁場ジェネレータによって生成され、前記磁場ジェネレータ及び前記能動型磁気位置センサは、医療測位システムと通信している、項目3に記載の医療機器。

[項目11]

前記医療機器は、ガイドワイヤであって、前記ガイドワイヤは、前記ガイドワイヤの中央を通過して前記ガイドワイヤの近位端から前記ガイドワイヤの遠位端まで延びるコアワイヤを含み、

前記能動型磁気位置センサは、前記コアワイヤと前記ガイドワイヤの外側表面との間に配置される、

項目1に記載の医療機器。

[項目12]

細長いシャフトであって、シャフト長手軸に沿って延びるとともに、シャフト近位部分と、身体への挿入のためにサイズ設定さ、かつ構成されたシャフト遠位部分とを含む、細長いシャフトと、

前記細長いシャフトの前記遠位部分内に配置された能動型磁気位置センサと、
前記能動型磁気位置センサに電氣的に結合された電源と
を含む医療機器。

[項目13]

センサ取付けプラグが、前記シャフト遠位部分内に含まれる、項目12に記載の医療機器。

[項目14]

前記能動型位置センサは、前記センサ取付けプラグ内に形成された管腔内に配置される、項目13に記載の医療機器。

[項目15]

前記センサ取付けプラグは、前記細長いシャフトの遠位先端に接続される、項目12に記載の医療機器。

[項目16]

医療機器の位置及び方位を決定する方法であって、

前記医療機器の細長いシャフト内に配置された能動型磁気位置センサを用いて信号を生成すること、

コンピュータを用いて、前記生成された信号を前記能動型磁気位置センサから受け取ることであって、前記受け取られる信号は、前記能動型磁気位置センサの位置及び方位を示す情報を含む、受け取ること、及び

前記コンピュータを用いて、前記生成された信号に基づいて前記医療機器の前記位置及び方位を決定すること、

を含む方法。

[項目 1 7]

前記能動型磁気位置センサに電力を供給することをさらに含む、項目 1 6 に記載の方法

。

[項目 1 8]

前記電力は、電力生成集積回路を介して前記能動型磁気位置センサに供給される、項目 1 7 に記載の方法。

[項目 1 9]

前記電力は、磁気測位システムによって生成された磁場を介して前記能動型磁気位置センサに供給される、項目 1 7 に記載の方法。

[項目 2 0]

前記位置及び方位を決定することは、6 自由度を伴う前記医療機器の前記位置及び方位を決定することを含む、項目 1 6 に記載の方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2016/035808

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/06 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B G01R		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2010/249571 A1 (JENSEN VERNON THOMAS [US] ET AL) 30 September 2010 (2010-09-30)	1,3,4,6, 7,10,12, 16-19
Y	paragraphs [0022], [0027], [0029], [0032], [0073] figures 1, 2, 4, 6 -----	2,11, 13-15
X	EP 1 743 574 A1 (BIOSENSE WEBSTER INC [US]) 17 January 2007 (2007-01-17) paragraphs [0008], [0010], [0019], [0020], [0039] figure 2 ----- -/--	1,3-7, 10,12, 16-20
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 10 August 2016		Date of mailing of the international search report 19/08/2016
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Worms, Georg

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/US2016/035808

(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 644 230 A (PANT BHARAT B [US] ET AL) 1 July 1997 (1997-07-01) column 1, lines 32-36 column 3, lines 28-38 column 4, lines 48-50 figures 1, 5	1,3-6,8, 9,12,16, 20
Y	----- US 2014/206985 A1 (KARIV ITAY M [IL]) 24 July 2014 (2014-07-24) figures 4, 5, 7	2,13-15
Y	----- US 2013/296692 A1 (VANNEY GUY P [US] ET AL) 7 November 2013 (2013-11-07) figure 3 -----	11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2016/035808

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2010249571	A1	30-09-2010	NONE
EP 1743574	A1	17-01-2007	AU 2006202957 A1 01-02-2007 BR P10602805 A 06-03-2007 CA 2552180 A1 14-01-2007 CN 1911159 A 14-02-2007 EP 1743574 A1 17-01-2007 JP 5279993 B2 04-09-2013 JP 2007108163 A 26-04-2007 KR 20070009473 A 18-01-2007 US 2007032960 A1 08-02-2007
US 5644230	A	01-07-1997	US 5644230 A 01-07-1997 WO 9602847 A1 01-02-1996
US 2014206985	A1	24-07-2014	NONE
US 2013296692	A1	07-11-2013	CN 104271035 A 07-01-2015 EP 2809223 A1 10-12-2014 JP 2015513998 A 18-05-2015 US 2013296692 A1 07-11-2013 WO 2013169451 A1 14-11-2013

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 グレゴリー オルソン

アメリカ合衆国、 5 5 3 3 0、 ミネソタ州、 エルク リバー、 ケント ストリート ノースウエスト 1 8 0 0 4

Fターム(参考) 4C167 AA01 AA28 BB02 BB40 BB42 BB44 BB62 CC19 EE01 HH11