(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2018-519046
(P2018-519046A)
(43)公表日　平成30年7月19日(2018.7.19)

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード（参考）
A61B 5/06	***(2006.01)***	A61B	5/06	4C093
A61B 6/12	***(2006.01)***	A61B	6/12	
A61B 34/20	***(2016.01)***	A61B	34/20	

審査請求 有　予備審査請求 未請求　（全 45 頁）

(21)出願番号　特願2017-564612 (P2017-564612)
(86)(22)出願日　平成28年6月20日 (2016.6.20)
(85)翻訳文提出日　平成30年2月1日 (2018.2.1)
(86)国際出願番号　PCT/US2016/038387
(87)国際公開番号　WO2016/205807
(87)国際公開日　平成28年12月22日 (2016.12.22)
(31)優先権主張番号　62/182,200
(32)優先日　平成27年6月19日 (2015.6.19)
(33)優先権主張国　米国 (US)

(71)出願人　511177374
セント・ジュード・メディカル，カーディオロジー・ディヴィジョン，インコーポレイテッド
アメリカ合衆国ミネソタ州５５１１７－９１３，セント・ポール，カウンティ・ロード・ビー・イースト　１７７
(74)代理人　110000110
特許業務法人快友国際特許事務所
(72)発明者　ユーリ　マリニン
アメリカ合衆国、　５５４３６、　ミネソタ州、　エディナ、　リッチモンド　ドライブ　５０３３

最終頁に続く

(54)【発明の名称】デバイスナビゲーションのための電磁動的位置合わせ

(57)【要約】
いくつかの基準点の位置が計算でき、この位置は、インピーダンスベース座標系におけるカテーテル上に配設された電極のインピーダンス位置と、磁気ベース座標系におけるカテーテル上に配設された磁気位置センサーの磁気位置とを含むことができる。インピーダンスベース座標系における電極のインピーダンス位置は、磁気ベース座標系における電極の変換されたインピーダンス位置に変換され得る。磁気ベース座標系における電極の磁気位置が判定され得る。磁気ベース系における電極の変換されたインピーダンス位置と、磁気ベース系における電極の磁気位置との間にインピーダンスシフトが存在するかどうかの判定が行われ得る。インピーダンスシフトに基づいてインピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせが生成され得る。

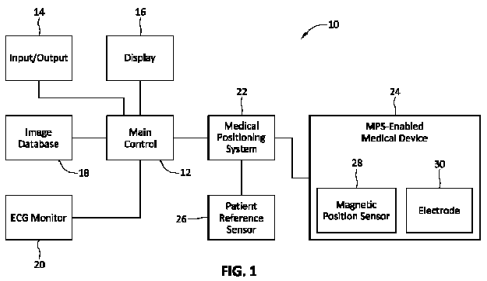


FIG. 1

【特許請求の範囲】
【請求項１】
インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の位置合わせのための方法であって、
いくつかの基準点の位置を計算するステップであって、前記基準点が、インピーダンスベース座標系においてカテーテル上に配置された電極のインピーダンス位置と、磁気ベース座標系において前記カテーテル上に配置された磁気位置センサーの磁気位置と、を含む、ステップと、
前記インピーダンスベース座標系における前記電極の前記インピーダンス位置を前記磁気ベース座標系における前記電極の変換されたインピーダンス位置に変換するステップと、
前記磁気ベース座標系における前記電極の磁気位置を決定するステップと、
前記磁気ベース系における前記電極の前記変換されたインピーダンス位置と前記磁気ベース系における前記電極の前記磁気位置との間にインピーダンスシフトが存在するかどうかを決定するステップと、
コンピュータを用いて、前記インピーダンスシフトに基づいて前記インピーダンスベース座標系と前記磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせを生成するステップと
を含む、方法。
【請求項２】
追加のいくつかの基準点の前記位置を計算するステップと、
追加のいくつかの基準点に基づいて前記電磁動的位置合わせを更新するステップと
をさらに含む、請求項１に記載の方法。
【請求項３】
平滑化関数を介して前記電磁動的位置合わせと前記更新された電磁動的位置合わせとの間で遷移するステップをさらに含む、請求項２に記載の方法。
【請求項４】
前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定するステップは、前記カテーテル上の前記電極と前記カテーテル上に配置された前記磁気位置センサーとの間の既知の距離、および、前記カテーテル上に配置された前記磁気位置センサーの配向を使用して、前記電極の前記インピーダンス位置を前記電極の前記磁気位置に変換することを含む、請求項１に記載の方法。
【請求項５】
ロドリゲスの回転モデルを使用して前記電極の前記インピーダンス位置を前記電極の前記磁気位置に変換することをさらに含む、請求項４に記載の方法。
【請求項６】
前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定することは、前記カテーテル上に配置された複数の電極間の既知の距離を使用して前記電極の前記インピーダンス位置を前記電極の前記磁気位置に変換することを含む、請求項１に記載の方法。
【請求項７】
前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定することは、前記カテーテル上に設置された２つの５自由度磁気測位センサーに基づく、請求項６に記載の方法。
【請求項８】
前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定することは、前記カテーテルの遠位端と近位端とにおいて配設された２つの５自由度磁気位置センサーの位置および配向と、前記カテーテル上に配置された電極間の既知の距離と、に基づいて、前記２つの５自由度磁気位置センサー間のエルミート曲線を決定することを含む、請求項１に記載の方法。
【請求項９】
前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定することは、前記インピーダンスベース座標系と前記磁気ベース座標系との間のアフィン変換に基づいて前記電極

の前記磁気位置を決定することを含む、請求項１に記載の方法。
【請求項１０】
前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定することは、前記インピーダンスベース座標系と前記磁気ベース座標系との間のアフィン変換を計算することを含み、前記アフィン変換に対応する状態変数を推論するために拡張カルマンフィルタが使用され、前記状態変数は前記カテーテルの形状に基づく、請求項１に記載の方法。
【請求項１１】
前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定することは、
２つの５自由度センサー間のアーク長を計算することと、
前記２つのセンサー間のカテーテル本体を表すためにバイアーク曲線を使用することと、を含み、
前記５自由度センサーは、前記カテーテルの近位端と遠位端とに配置される、請求項１に記載の方法。
【請求項１２】
前記電磁動的位置合わせを使用してインピーダンスベースの医療デバイス上の電極のインピーダンス位置を前記磁気ベース座標系に位置合わせするステップをさらに含む、請求項１に記載の方法。
【請求項１３】
前記磁気ベース座標系において位置合わせされた前記電極の位置に基づいて前記インピーダンスベースの医療デバイスの前記位置を表示するステップを含む、請求項１２に記載の方法。
【請求項１４】
インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の位置合わせを生成するための命令を記憶する不揮発性のコンピュータ読取可能媒体であって、前記命令は、
いくつかの基準点の位置を計算することであって、前記いくつかの基準点が、インピーダンスベース座標系におけるカテーテル上に配設された電極のインピーダンス位置と、磁気ベース座標系における前記カテーテル上に配置された磁気位置センサーの磁気位置と、を含む、計算することと、
前記いくつかの基準点の前記位置に基づいてグローバル電磁変換を計算して、前記インピーダンスベース座標系における前記電極の前記インピーダンス位置を前記磁気ベース座標系における前記電極の変換されたインピーダンス位置に変換することと、
前記磁気ベース座標系における前記電極の磁気位置を決定することと、
前記磁気ベース系における前記電極の前記変換されたインピーダンス位置と前記磁気ベース系における前記電極の前記磁気位置との間にインピーダンスシフトが存在するかどうかを決定することと、
前記インピーダンスシフトに基づいて前記インピーダンスベース座標系と前記磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせを生成することと、
前記電磁動的位置合わせを使用して、インピーダンスベースの医療デバイスの電極の位置を修正したシフトを決定することと、
を行うように処理リソースによって実行可能である、不揮発性のコンピュータ読取可能媒体。
【請求項１５】
インピーダンスシフトが存在するという判定に応答して２次電磁動的位置合わせを決定するための命令をさらに含む、請求項１４に記載の不揮発性のコンピュータ読取可能媒体。
【請求項１６】
前記２次電磁動的位置合わせに基づいて、前記インピーダンスベースの医療デバイスの前記電極のインピーダンス位置を前記磁気ベース座標系に位置合わせするための命令をさらに含む、請求項１５に記載の不揮発性のコンピュータ読取可能媒体。
【請求項１７】

前記２次電磁動的位置合わせに基づいて、前記インピーダンスシフトを修正するための命令をさらに含む、請求項１６に記載の不揮発性のコンピュータ読取可能媒体。
【請求項１８】
インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の位置合わせを生成するためのシステムであって、
第１の電極および磁気位置センサーを含む第１のカテーテルと、
第２の電極を含む第２のカテーテルと、
プロセッサと不揮発性のコンピュータ読取可能命令を記憶するメモリとを備え、前記コンピュータ読取可能命令は、
いくつかの基準点の位置を計算することであって、前記基準点が、インピーダンスベース座標系における前記第１の電極のインピーダンス位置と、磁気ベース座標系における前記磁気位置センサーの磁気位置とを含む、計算することと、
前記いくつかの基準点の前記位置に基づいてグローバル電磁変換を計算して、前記インピーダンスベース座標系における前記第１の電極の前記インピーダンス位置を前記磁気ベース座標系における前記第１の電極の変換されたインピーダンス位置に変換することと、
前記磁気ベース座標系における前記第１の電極の磁気位置を決定することと、
前記磁気ベース系における前記第１の電極の前記変換されたインピーダンス位置と前記磁気ベース系における前記第１の電極の前記磁気位置との間にインピーダンスシフトが存在するかどうかを判定することと、
前記インピーダンスシフトに基づいて前記インピーダンスベース座標系と前記磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせを生成することと、
前記電磁動的位置合わせに基づいて、前記第２の電極の位置を修正したシフトを決定することと、
を行うように前記プロセッサによって実行可能である、システム。
【請求項１９】
前記第２のカテーテルは、インピーダンスのみのデバイスである、請求項１８に記載のシステム。
【請求項２０】
前記インピーダンスベース座標系における前記第１の電極の前記インピーダンス位置の前記インピーダンスベース座標を磁気ベース座標に変換するための命令をさらに備える、請求項１８に記載のシステム。
【請求項２１】
関心体積における前記電磁動的位置合わせに基づいて、前記第２の電極の位置を修正した前記シフトを表示するための命令をさらに備える、請求項１８に記載のシステム。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
関連出願の相互参照
本出願は、２０１５年６月２０日に出願された「ＥＬＥＣＴＲＯＭＡＧＮＥＴＩＣ ＤＥＶＩＣＥ ＲＥＧＩＳＴＲＡＴＩＯＮ ＦＯＲ ＤＥＶＩＣＥ ＮＡＶＩＧＡＴＩＯＮ」と題する整理番号第ＣＤ－９１１ＵＳ０２（０６５５１３－００１４２２）号をもつ出願に関連する。本出願は、あたかも本明細書に完全に記載されているかのように参照により本明細書に組み込まれる、２０１５年６月１９日に出願された「ＥＬＥＣＴＲＯＭＡＧＮＥＴＩＣ ＤＥＶＩＣＥ ＲＥＧＩＳＴＲＡＴＩＯＮ ＦＯＲ ＤＥＶＩＣＥ ＮＡＶＩＧＡＴＩＯＮ」と題する米国仮特許出願第６２／１８２，２００号の優先権を主張する。
【０００２】
本開示は、一般に、デバイスナビゲーションのための電磁動的位置合わせに関する。
【背景技術】
【０００３】

患者の体内で移動するカテーテルまたは他の医療デバイスの３次元座標は、しばしば、位置特定システム（「マッピングシステム」、「ナビゲーションシステム」、または「位置フィードバックシステム」とも時々呼ばれる）を使用して追跡される。これらのデバイスは、一般的には、これらのデバイスの座標を判定するために磁気、電気、超音波、および他の放射源を使用する。たとえば、インピーダンスベースの位置特定システムは、医療デバイスによって測定された電圧を電界内の位置として解釈することによって医療デバイスの座標を判定する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

各様々なタイプの位置特定システムはいくつかの利点および欠点を提供する。たとえば、インピーダンスベースの位置特定システムは、多数の位置特定要素を同時に追跡する能力を提供するが、変動するインピーダンス領域および他の外部要因から生じる電界の不均一性ならびにシフトおよび／またはドリフトを受けやすい。同様に、磁性物質ベースのシステムは、インピーダンスベースのシステムよりも改善された均一性およびより少ないドリフトの利点を提供する。しかしながら、そのようなシステムは、特殊なセンサーが位置特定要素として使用されることを要求し、したがって、同時に追跡され得る位置特定要素の数が比較的限られる。

【課題を解決するための手段】

【０００５】

本明細書の様々な実施形態は、インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の位置合わせのための方法を提供する。本方法は、いくつかの基準点の位置を計算することを含むことができる。これらのいくつかの基準点は、インピーダンスベース座標系におけるカテーテル上に配設された電極のインピーダンス位置と、磁気ベース座標系におけるカテーテル上に配設された磁気位置センサーの磁気位置とを含むことができる。本方法は、インピーダンスベース座標系における電極のインピーダンス位置を磁気ベース座標系における電極の変換されたインピーダンス位置に変換することを含むことができる。本方法は、磁気ベース座標系における電極の磁気位置を判定することを含むことができる。本方法は、磁気ベース系における電極の変換されたインピーダンス位置と、磁気ベース系における電極の磁気位置との間にインピーダンスシフトおよび／またはドリフトが存在するかどうかを判定することを含むことができる。本方法は、インピーダンスシフトおよび／またはドリフトに基づいてインピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせを生成することを含むことができる。

【０００６】

本明細書の様々な実施形態は、インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の位置合わせを生成するための命令を記憶する非一時的コンピュータ可読媒体であって、上記命令が、いくつかの基準点の位置を計算するように処理リソースによって実行可能である、非一時的コンピュータ可読媒体を提供する。これらのいくつかの基準点は、インピーダンスベース座標系におけるカテーテル上に配設された電極のインピーダンス位置と、磁気ベース座標系におけるカテーテル上に配設された磁気位置センサーの磁気位置とを含むことができる。インピーダンスベース座標系における電極のインピーダンス位置を磁気ベース座標系における電極の変換されたインピーダンス位置に変換するために、いくつかの基準点の位置に基づいて大域的電磁変換が計算され得る。磁気ベース座標系における電極の磁気位置が判定され得る。磁気ベース系における電極の変換されたインピーダンス位置と、磁気ベース系における電極の磁気位置との間にインピーダンスシフトおよび／またはドリフトが存在するかどうかの判定が行われ得る。インピーダンスシフトおよび／またはドリフトに基づいてインピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせが生成され得る。電磁動的位置合わせを使用してインピーダンスベースの医療デバイス上で電極のシフトおよび／またはドリフト補正された位置が判定され得る。

【０００７】

本明細書の様々な実施形態は、インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の位置合わせを生成するためのシステムを提供する。本システムは、第１の電極と磁気位置センサーとを含む第１のカテーテルを含むことができる。本システムは、第２の電極を含む第２のカテーテルを含むことができる。本システムは、プロセッサと、いくつかの基準点の位置を計算するようにプロセッサによって実行可能な非一時的コンピュータ可読命令を記憶するメモリとを含むことができる。基準点は、インピーダンスベース座標系における第１の電極のインピーダンス位置と、磁気ベース座標系における磁気位置センサーの磁気位置とを含むことができる。インピーダンスベース座標系における第１の電極のインピーダンス位置を磁気ベース座標系における第１の電極の変換されたインピーダンス位置に変換するために、いくつかの基準点の位置に基づいて大域的電磁変換が計算され得る。磁気ベース座標系における第１の電極の磁気位置が判定され得る。磁気ベース系における第１の電極の変換されたインピーダンス位置と、磁気ベース系における第１の電極の磁気位置との間にインピーダンスシフトおよび／またはドリフトが存在するかどうかの判定が行われ得る。インピーダンスシフトおよび／またはドリフトに基づいてインピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせが生成され得る。電磁動的位置合わせに基づいて第２の電極のシフトおよび／またはドリフト補正された位置が判定され得る。

【図面の簡単な説明】

【０００８】

【図１】本開示の実施形態について、電磁ナビゲーションシステムの概略図およびブロック図を示す。

【０００９】

【図２】本開示の実施形態について、インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系とを位置合わせすることに関連するフローチャートを示す。

【００１０】

【図３Ａ】本開示の実施形態について、磁気位置センサーと電極とを有するカテーテルの側面図を示す。

【００１１】

【図３Ｂ】本開示の実施形態について、カテーテルの遠位部分と近位部分とにおいて磁気位置センサーがあり、それらの間に電極が配設された、カテーテルの側面図を示す。

【図３Ｃ】本開示の実施形態について、カテーテルの遠位部分と近位部分とにおいて磁気位置センサーがあり、それらの間に電極が配設された、カテーテルの側面図を示す。

【００１２】

【図４】本開示の実施形態について、インピーダンスベースカテーテルと、基準カテーテルと、位置合わせカテーテルとのグラフィカル表現を表示しているグラフィカルユーザインターフェースを示す。

【００１３】

【図５】本開示の実施形態について、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読取可能媒体の一例のブロック図を示す。

【００１４】

【図６Ａ】本開示の実施形態について、インピーダンスベース座標系から磁気ベース座標系への変換に関連するステップを表示しているグラフィカルユーザインターフェースを示す。

【００１５】

【図６Ｂ】本開示の実施形態について、インピーダンスベース座標系から磁気ベース座標系への変換に関連する第２のステップを表示しているグラフィカルユーザインターフェースを示す。

【００１６】

【図７】本開示の実施形態について、インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系とを位置合わせすることに関連するフローチャートを示す。

【発明を実施するための形態】
【００１７】
次に、様々な図において等しいまたは同様の構成要素を識別するために同様の参照番号が使用されている図面を参照すると、図１は、磁気位置センサー２８と電極３０とを組み込んでいるガイドワイヤ、カテーテル、導入器（たとえば、シース）などの医療デバイスが使用され得るシステム１０の概略図である。
【００１８】
本開示の実施形態の詳細な説明に進む前に、そのようなデバイスおよびセンサーが使用され得る例示的な環境についての説明を最初に記載する。引き続き図１を参照すると、システム１０は、図示のように、様々な入出力機構１４と、ディスプレイ１６と、オプションの画像データベース１８と、心電図（ＥＣＧ）モニタ２０と、医療測位システム２２、医療測位システム対応伸長医療デバイス２４、患者基準センサー２６、磁気位置センサー２８および電極３０などの位置特定システムとを有する主電子制御ユニット１２（たとえば、プロセッサ）を含む。簡単のために、１つの磁気位置センサー２８と１つの電極３０とが示されているが、２つ以上の磁気位置センサー２８および／または２つ以上の電極３０がシステム１０中に含まれ得る。
【００１９】
入出力機構１４は、たとえば、キーボード、マウス、タブレット、フットペダル、スイッチなどのうちの１つまたは複数を含む、コンピュータベース制御ユニットと繋がるための従来の装置を備え得る。ディスプレイ１６は、コンピュータモニタなどの従来の装置をも備え得る。
【００２０】
本明細書で説明する様々な実施形態は、関心領域のリアルタイムおよび／または事前収集された画像を使用するナビゲーションアプリケーションにおける使用を見つけ出し得る。したがって、システム１０は、患者の体に関係する画像情報を記憶するための画像データベース１８を場合によっては含み得る。画像情報は、たとえば、医療デバイス２４の目的部位を囲んでいる関心領域および／または医療デバイス２４によって横切られるように企図されたナビゲーション経路に沿う複数の関心領域を含み得る。画像データベース１８中のデータは、（１）過去におけるそれぞれの個々の時間において収集された１つもしくは複数の２次元静止画像、（２）画像収集デバイスからリアルタイムに取得された複数の関係する２次元画像（たとえば、Ｘ線撮像装置からの蛍光透視画像）であって、画像データベースがバッファとして働く（ライブ透視法）、２次元画像、および／または（３）シネループを定義している関係する２次元画像のシーケンスを含む、既知の画像タイプを備え得る。２次元画像のシーケンスは、シーケンス中の各画像が、ＥＣＧモニタ２０から取得された収集済みリアルタイムＥＣＧ信号によるシーケンスの再生を可能にするのに十分な、その画像に関連付けられたＥＣＧタイミングパラメータを少なくとも有する。上記の実施形態は例示にすぎず、本質的に限定的ではないことを理解されたい。たとえば、画像データベースは３次元画像データをも同様に含み得る。画像は、たとえばＸ線、超音波、コンピュータ断層撮影、核磁気共鳴など、現在知られているかまたは以後開発されるどんな撮像様式を通しても収集され得ることをさらに理解されたい。
【００２１】
ＥＣＧモニタ２０は、患者の体の外側に外部固定され得る複数のＥＣＧ電極（図示せず）の使用によって心臓器官の電気的タイミング信号を連続的に検出するように構成される。タイミング信号は、特に、心周期の特定の位相に概ね対応する。通常、ＥＣＧ信号は、データベース１８に記憶された、以前にキャプチャされた画像シーケンス（シネループ）のＥＣＧ同期再生のために制御ユニット１２によって使用され得る。ＥＣＧモニタ２０とＥＣＧ電極は、従来の構成要素を両方とも備え得る。
【００２２】
医療測位システム２２は、位置特定システムとして働き、したがって、１つまたは複数の磁気位置センサー２８および／または電極３０に対する位置（位置特定）データを判定

し、それぞれの位置示度を出力するように構成される。位置示度はそれぞれ、ＭＰＳ２２の座標系であり得る基準座標系（たとえば、磁気ベース座標系、インピーダンスベース座標系）に対する位置（ｐｏｓｉｔｉｏｎ）および配向（ｏｒｉｅｎｔａｔｉｏｎ）（Ｐ＆Ｏ）のうちの少なくとも一方または両方を含み得る。いくつかのタイプのセンサーでは、Ｐ＆Ｏは、磁界生成器もしくは伝達器に対する磁界中の電磁位置センサー２８の、および／または電界生成器（たとえば、電極パッチのセット）に対する印加電界中の電極３０の３次元（３Ｄ）位置（たとえば、３つの直交軸Ｘ、ＹおよびＺの座標）ならびに２次元（２Ｄ）配向（たとえば、ピッチおよびヨー）として、５の自由度（５ＤＯＦ）で表され得る。他のセンサータイプでは、Ｐ＆Ｏは、３Ｄ位置（たとえば、Ｘ、Ｙ、Ｚ座標）ならびに３Ｄ配向（たとえば、ロール、ピッチ、およびヨー）として、６の自由度（６ＤＯＦ）で表され得る。

【００２３】

医療測位システム２２は、磁気位置センサー２８から受信される信号をキャプチャし処理することに基づいて、基準座標系においてそれぞれの位置（たとえば、Ｐ＆Ｏ）を判定するが、たとえば、センサーは、低強度交流（ＡＣ）磁界（たとえば、磁場）配設され、信号は、電極が電極パッチによって生成される制御された電界中に配設されている間に電極３０から受信される。

【００２４】

各磁気位置センサー２８などはコイルを備えてよく、電磁的観点から、変化する磁界またはＡＣ磁界は、コイルが磁界中にあるとき、コイルにおいて電流を誘起し得る。磁気位置センサー２８は、このようにして、磁気位置センサー２８がその中に配設された磁界の１つまたは複数の特性（たとえば、フラックス）を検出し、それらの特性を示す信号を生成するように構成され、この信号は、磁気センサー２８についてそれぞれのＰ＆Ｏを取得するために医療測位システム２２によってさらに処理される。電極３０は、いくつかの例では、リング電極を備え得る。電極３０は、電極３０がその中に配設された電界の１つまたは複数の特性（たとえば、電流）を検出し、それらの特性を示す信号を生成するように構成でき、この信号は、複数の電極３０についてそれぞれのＰ＆Ｏを取得するために医療測位システム２２によってさらに処理される。

【００２５】

さらに図１を参照すると、一実施形態では、医療測位システム２２は、磁気位置センサー２８と電極３０とから受信された信号に加えて電磁位置センサー２８と電極３０とのいくつかの物理的特性に従って、医療測位システム対応医療デバイス２４のＰ＆Ｏを判定し得る。そのような特性は、たとえば、センサー２８上のコイルの１つまたは複数の部分のそれぞれの巻き角、コイル部分の数、コイルにおいて使用される導体のタイプ、ならびにコイル中のループの方向および数を示すかまたはそれらに対応する、所定の較正データを含み得る。さらに、そのような特性は、たとえば、電極３０の位置、電極３０の数、電極３０のサイズ、電極３０の形状、および電極が形成された材料のタイプを示すかまたはそれらに対応する、所定の較正データを含み得る。医療測位システム２２は、磁気位置センサー２８および／もしくは電極３０のそのような特性を事前プログラムさせ得るか、較正手順からそのような特性を判定し得るか、または医療デバイス２４に結合された記憶要素からそのような特性を受信し得る。

【００２６】

磁気位置センサー２８および電極３０は、医療測位システム対応医療デバイス２４に結合され得る。（システム１０中に設けられる場合）別の医療測位システムセンサー、すなわち、患者基準センサー（ＰＲＳ）２６は、呼吸で誘起される移動など、患者の体の移動についての動き補償を可能にするために、患者の体の位置基準を提供するように構成され得る。そのような動き補償は、あたかも本明細書に完全に記載されているかのようにそれの全体が参照により本明細書に組み込まれる、「Ｃｏｍｐｅｎｓａｔｉｏｎ ｏｆ Ｍｏｔｉｏｎ ｉｎ ａ Ｍｏｖｉｎｇ Ｏｒｇａｎ Ｕｓｉｎｇ ａｎ Ｉｎｔｅｒｎａｌ Ｐｏｓｉｔｉｏｎ Ｒｅｆｅｒｅｎｃｅ Ｓｅｎｓｏｒ」と題する米国特許出願第１２

／６５０，９３２号においてより詳細に記載されている。ＰＲＳ２６は、患者の胸骨柄または他の部位に取り付けられ得る。磁気位置センサー２８のように、ＰＲＳ２６は、ＰＲＳ２６がその中に配設された磁界の１つまたは複数の特性を検出するように構成でき、医療測位システム２２は、基準座標系においてＰＲＳの位置および配向を示す位置示度（たとえば、Ｐ＆Ｏ示度）を判定する。いくつかの実施形態では、追加のＰＲＳは、その追加のＰＲＳがその中に配設された電界の１つまたは複数の特性を検出するように構成でき、医療測位システム２２は、基準座標系においてＰＲＳの位置および配向を示す位置示度（たとえば、Ｐ＆Ｏ示度）を判定する。

【００２７】

本開示の実施形態は、電極３０に関連する、インピーダンスシフトおよび／またはドリフトを考慮することができる。たとえば、インピーダンスベースのナビゲーションシステムは、多数の生理的現象（たとえば、塩水または病変による局所的導電率変化、発汗／パッチ相互作用、肺充満の変化など）により、非線形シフトおよび／またはドリフトを受け得る。磁気ナビゲーションシステムはこれらの現象を受けない。最初にインピーダンスベース座標系を磁気ベース座標系に位置合わせすることによって、１つまたは複数の磁気位置センサー２８と１つまたは複数の電極３０とをもつ医療デバイス上でインピーダンスシフトおよび／またはドリフトが検出され得る。検出されたシフトおよび／またはドリフトに基づいて、磁気位置センサー２８の精度と磁気ベース座標系とがインピーダンスベース座標系に提供され得る。いくつかの実施形態では、磁気位置センサー２８は、製造するのに費用がかかることがあり、より費用がかかるサポート機器が動作することを要することがある。したがって、ナビゲーション目的のためにインピーダンスベースのセンサー（たとえば、電極３０）を使用するインピーダンスベースの医療デバイスの方が磁気位置センサー２８よりも選好され得る。さらに、インピーダンスベースのデバイスは磁気ベースのデバイスよりもユビキタスであり得、これは、インピーダンスベースのデバイスの使用の一般的選好につながり得る。本開示の実施形態は、磁気ベースのデバイスに関連する精度に匹敵する精度をもつインピーダンスベースのデバイスのナビゲーションを提供することができる。

【００２８】

さらに、本開示の実施形態は、インピーダンスシフトおよび／またはドリフトを検出するために時間を使用する従来の方法に勝る利点を提供することができる。たとえば、いくつかの従来の方法は時間依存であり、経時的な電極のインピーダンス位置の大きい変化（たとえば、電極のインピーダンス位置の突然の変化）に基づいてインピーダンスシフトおよび／またはドリフトを検出する。したがって、電極および／または電極を装備したカテーテルの操作からインピーダンスシフトおよび／またはドリフトを区別することが困難であり得る。たとえば、カテーテルは、ある時間期間にわたって急激に移動されることがある。従来の方法は、それらが時間に依拠するので、急激な移動をシフトとして分類し得る。さらに、時間依存の方法は、電極のインピーダンス位置に関連する遅いシフトおよび／またはドリフトを検出することが可能でないことがある。本開示の実施形態は、時間に依存しないシフトおよび／またはドリフト検出および／または補正を提供することができる。

【００２９】

図２は、本開示の実施形態による、インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系とを位置合わせすることに関連するフローチャート３８を示す。いくつかの実施形態では、フローチャート３８は、いくつかの基準点を計算することを含むことができる。基準点は、電極３０のインピーダンス位置と、磁気位置センサー２８の磁気位置とを含むことができる。基準点は、いくつかの実施形態では、１つまたは複数の電極３０と１つまたは複数の磁気位置センサー２８とを含む、位置合わせカテーテルを用いて収集され得る。ボックス４０において、電極３０から受信された電極インピーダンスに基づいて電極３０のインピーダンス位置が計算され得る。本明細書で述べるように、医療測位システム２２は電界を生成することができ、電極３０はその中に配置され得る。電極３０は、電界の強度と電

界中の電極３０の位置とに基づいてインピーダンス信号を生成することができる。インピーダンス信号は、ボックス４０において、インピーダンス信号からノイズを除去するために、いくつかの実施形態ではフィルタ処理され得る。しかしながら、いくつかの実施形態では、インピーダンス信号はフィルタ処理されなくてよい。いくつかの実施形態では、電極３０のインピーダンス位置（たとえば、位置値）のドリフトを考慮するのを助けるために、ボックス４１においてバイオインピーダンススケーリングが実施され得る。

【００３０】

ボックス４２において、インピーダンス信号は電極３０の位置に変換され得る。たとえば、インピーダンス信号は、インピーダンスベース座標系において電極３０の位置に変換され得る。インピーダンス信号をインピーダンスベース座標系中の位置に変換するとき、フィールドのスケーリングが実施されてよく、これは、インピーダンスベース座標系中の位置を取得するためにインピーダンス信号に係数を乗算することを伴うことができる。たとえば、電界の不均一性を補償するために、収集された幾何学ポイントにおける測定された電極間間隔が使用され得る。

【００３１】

いくつかの実施形態では、カテーテル上の電極３０のインピーダンス位置に関連するデータが、多かれ少なかれ直線またはアークであるカテーテルに対応することを保証するために、ボックス４４において、カテーテルにモデルが適用され得る（たとえば、遠位安定化）。いくつかの実施形態では、ボックス４６において、カテーテル上に配設された１つまたは複数の電極３０から受信された位置データに平滑化関数が適用され得る。たとえば、電極３０のインピーダンス位置に関連する位置データを平滑化するために、位置データに薄板スプラインが適用され得る。電極３０のインピーダンス位置に関連するシフトおよび／またはドリフトを低減するのを助けるために、ボックス４８において、パッチ中心減算が適用され得る。本明細書で述べるように、患者基準センサー２６から取得されたデータを介してボックス５０において呼吸補償が適用されて、ボックス５２において、電極３０のインピーダンス位置が取得され得る。

【００３２】

述べるように、基準点は、磁気位置センサー２８の磁気位置をも含むことができる。磁気位置センサー２８の磁気位置は、磁気位置センサー２８から受信された信号に基づいて、ボックス５４において計算され得る。磁界の強度と磁界中の磁気位置センサー２８の位置とに基づいて、磁気位置センサー２８によって信号が生成され得る。いくつかの実施形態では、磁気ベース座標系中の電極３０の磁気位置が、いくつかの実施形態では、ボックス５６において計算され得る。一例では、シフトおよび／またはドリフトが存在する場合、磁気ベース座標系中の電極３０の磁気位置は電極３０のインピーダンス位置とは異なり得る。電極３０の磁気位置は、いくつかの実施形態では、磁気ベース座標系中の１つまたは複数の磁気位置センサー２８の既知の位置から基づく、電極の判定された位置であり得る。磁気ベース座標系および磁気位置センサー２８はシフトおよび／またはドリフトを受けにくいので、電極３０の磁気位置は、電極３０の実際の物理的位置ではないとしても、より正確な物理的位置を反映することができる。

【００３３】

図３Ａは、本開示の実施形態による、磁気位置センサー８２と電極３０－１、３０－２、３０－３とをもつカテーテル８０の側面図を示す。以下で、電極３０－１、電極３０－２、電極３０－３は電極３０－１、３０－２、３０－３と総称される。いくつかの実施形態では、磁気ベース座標系における電極３０－１、３０－２、３０－３の磁気位置を決定することは、カテーテル８０上の電極３０－１、３０－２、３０－３とカテーテル８０上に配設された磁気位置センサー８２との間の既知の距離、およびカテーテル上に配設された磁気位置センサー８２の配向を使用して、電極３０－１、３０－２、３０－３のインピーダンス位置を電極３０－１、３０－２、３０－３の磁気位置に変換することを含むことができる。インピーダンスベース座標系における磁気位置センサー８２のインピーダンス位置を決定するために、電極３０－１、３０－２、３０－３のインピーダンス位置は、電

極３０－１、３０－２、３０－３と磁気位置センサー８２との間の既知の距離、および磁気位置センサー８２の配向とともに使用され得る。

【００３４】

電極３０－１、３０－２、３０－３のインピーダンス位置に基づいて、（たとえば、電極３０－１、３０－２、３０－３のインピーダンス位置に最もよく適合する）ベクトルが決定でき、そのベクトルに沿って磁気位置センサー８２のインピーダンス位置が配置され得る。一例では、磁気位置センサー８２のインピーダンス位置は、電極３０－１、３０－２、または３０－３のうちの１つと磁気位置センサー８２との間の既知の距離だけベクトルに沿って電極３０－１、３０－２、３０－３のインピーダンス位置から離間され得る。たとえば、カテーテルに関連する仕様（たとえば、磁気位置センサー８２に対する電極３０－１、３０－２、３０－３の位置を詳述する製造業者仕様）を使用して、インピーダンスベース座標系における磁気位置センサー２８のインピーダンス位置が決定され得る。

【００３５】

いくつかの実施形態では、フローチャート３８は、ロドリゲスの回転モデルを使用して電極３０－１、３０－２、３０－３のインピーダンス位置を電極３０－１、３０－２、３０－３の磁気位置に変換することを含むことができる。たとえば、ロドリゲスの回転モデルは、磁気位置センサー８２のインピーダンス位置を中心とした空間において、電極３０－１、３０－２、３０－３のインピーダンス位置に基づいてベクトルを回転するために使用され得る。たとえば、磁気位置センサー８２のインピーダンス位置は、インピーダンスベース座標系中の磁気位置センサー８２のインピーダンス位置および配向が磁気座標系中の磁気位置センサー８２の磁気位置および配向と整合するように、空間において回転され得る。そのようにして、電極３０－１、３０－２、３０－３のインピーダンス位置（たとえば、位置および配向）は、磁気位置センサー８２の磁気位置との（たとえば、電極３０と磁気位置センサー８２との間の既知の距離から基づく）磁気位置センサー８２のインピーダンス位置の整合に基づいて、空間においてシフトおよび／または回転され、電極３０－１、３０－２、３０－３の磁気位置に変換され得る。

【００３６】

しかしながら、ロドリゲスの回転モデルの使用は、インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間のスケーリング差を取り入れないことがある。たとえば、インピーダンスベース座標系におけるスケーリングは、シフトおよび／またはドリフトにより歪められ得る。たとえば、１ミリメートルの物理的寸法は、それが、シフトおよび／またはドリフトによりインピーダンスベース座標系において１ミリメートルよりも小さくなるかまたは大きくなるように歪められ得る。代替的に、寸法は一貫したままであり、磁気ベース座標系において歪められない。このように、インピーダンスベース座標系中の電極３０－１、３０－２、３０－３のインピーダンス位置から磁気ベース座標系中の電極３０－１、３０－２、３０－３の磁気位置への変換は、スケーリングで問題を引き起こし得る。たとえば、本明細書で述べるように、ロドリゲスの変換モデルなどの変換を使用すると、磁気座標系において電極３０－１、３０－２、３０－３の磁気位置間に、実際の物理的寸法よりも大きいかまたは小さい間隔が生じることがある。したがって、フローチャートは、カテーテル上に配設された電極３０－１、３０－２、３０－３間の既知の距離、および／またはカテーテル上の電極３０－１、３０－２、３０－３と磁気位置センサー２８との間の既知の距離を使用して、電極３０－１、３０－２、３０－３のインピーダンス位置を電極３０－１、３０－２、３０－３の磁気位置に変換することを含むことができる。一例では、既知の距離は、いくつかの実施形態では、製造業者の仕様に関連することができる。このようにして、電極３０－１、３０－２、３０－３の磁気位置は、インピーダンスベース座標系における電極３０－１、３０－２、３０－３のインピーダンス位置のシフトおよび／またはドリフトによる電極３０－１、３０－２、３０－３間の距離の変化を補正するようにスケーリングされ得る。

【００３７】

いくつかの実施形態では、フローチャートは、カテーテル上に配設された２つの５自由

度磁気測位センサーに基づいて、磁気ベース座標系における電極の磁気位置を判定することを含むことができる。いくつかの実施形態では、カテーテルは、カテーテルのロールを検出するために互いに同軸でない、互いに近接関係に配設された複数の磁気センサー（たとえば、２つの磁気センサー）を有することができ、および／またはカテーテルのロールを検出するために６自由度を検出し得る単一の磁気センサーを有することができる。いくつかの実施形態では、カテーテルのロールに関連する情報は、磁気ベース座標系における電極の磁気位置を判定するために使用され得る。一例では、６自由度の電磁動的位置合わせを生じるようにロールを利用するために、カテーテル上で電極の非共線構成が使用され得る。たとえば、６自由度をもつ情報を提供するために、セント・ジュード・メディカル社によって製造されたＲｅｆｌｅｘｉｏｎ（登録商標）カテーテル、セント・ジュード・メディカル社によって製造されたＩｎｑｕｉｒｙ（登録商標）　Ｏｐｔｉｍａ（登録商標）カテーテルなどの円形カテーテル、またはその全体が参照により本明細書に組み込まれる、Ｉｎｔｒａｃａｒｄｉａｃ　Ｉｍａｇｉｎｇ　Ｓｙｓｔｅｍ　Ｕｔｉｌｉｚｉｎｇ　ａ　Ｍｕｌｔｉｐｕｒｐｏｓｅ　Ｃａｔｈｅｔｅｒと題する米国特許第８，９００，１５０号に記載されたものなどのカテーテルのいずれかが使用され得る。

【００３８】

図３Ｂは、本開示の実施形態による、カテーテルの遠位部分と近位部分とにおいて磁気位置センサー８４－１、８４－２があり、それらの間に電極３０－４、３０－５、３０－６が配設された、カテーテルの側面図を示す。いくつかの実施形態では、磁気ベース座標系における電極３０－４、３０－５、３０－６の磁気位置を判定することは、カテーテル８６の遠位端と近位端とにおいて配設された２つの５自由度磁気位置センサー８４－１、８４－２の位置および配向と、カテーテル８６上に配設された電極３０－４、３０－５、３０－６間の既知の距離とに基づいて、２つの５自由度磁気位置センサー間のエルミート曲線を判定することを含む。たとえば、磁気位置センサー８４－１、８４－２の各々の位置および配向に基づいて、磁気位置センサー８４－１、８４－２の各々についてのベクトル８８－１、８８－２が磁気座標系中で判定され得る。いくつかの実施形態では、磁気位置センサー８４－１、８４－２（たとえば、およびベクトル８８－１、８８－２）間のエルミート曲線９０が計算され得る。エルミート曲線９０は、曲線の開始点（たとえば、ベクトル８８－２の近位端）および曲線が開始点を離れる方向（たとえば、ベクトル８８－２の傾き）と、曲線の終了点（たとえば、ベクトル８８－１の遠位端）および曲線が終了点と交わる方向（たとえば、ベクトル８８－１の傾き）とに基づいて計算され得る。

【００３９】

図３Ｃは、本開示の実施形態による、カテーテルの遠位部分と近位部分とにおいて磁気位置センサーがあり、それらの間に電極が配設された、カテーテルの側面図を示す。いくつかの実施形態では、フローチャートは、２つの磁気位置センサー１００－１、１００－２（たとえば、２つの５自由度センサー）間のアーク長を計算することによって、磁気ベース座標系における電極３０－７、３０－８、３０－９の磁気位置を判定することを含むことができる。いくつかの実施形態では、第１の磁気位置センサー１００－１はカテーテル１０２の遠位端に配設され、第２の磁気位置センサー１００－２はカテーテル１０２の近位端に配設される。一例では、電極３０－７、３０－８、３０－９の位置を判定するために、２つの磁気位置センサー１００－１、１００－２間の既知の距離が使用され得る。いくつかの実施形態では、２つの磁気位置センサー１００－１、１００－２間の既知の距離は、製造業者の仕様から入手可能である物理的距離であり得る。

【００４０】

いくつかの実施形態では、磁気位置センサー１００－１、１００－２の各々の磁気位置が判定でき、磁気位置センサー１００－１、１００－２の各々の磁気位置間の直線距離１０４に基づいて、２つの磁気位置センサー１００－１、１００－２間の既知の物理的距離を維持するアーク長が判定され得る。たとえば、カテーテルが直線配向にある（すなわち、カテーテルがたわみ状態でない）場合、２つの磁気位置センサー１００－１、１００－２間の距離は最大長にあり得、したがって、２つの磁気位置センサー１００－１、１００

－２の磁気位置は最大長にあり得る（たとえば、ライン１０４の長さは、図３Ｃに示されている長さよりも増加し得る）。対照的に、図３Ｃに示されているように、カテーテルがたわむと、２つの磁気位置センサー１００－１、１００－２間の距離は減少することができ、したがって、２つの磁気位置センサー１００－１、１００－２の磁気位置は最小長に近づき得る（たとえば、ライン１０４の長さは、図３Ｃに示されている長さよりも減少し得る）。

【００４１】

しかしながら、２つの磁気位置センサー１００－１、１００－２間のアーク長および２つの磁気位置センサー１００－１、１００－２の磁気位置は、カテーテル１０２がどれほど少なくまたはどれほど多くたわまされるかに関係なく、同じままであり得る。そのようなものとして、アーク長１０６は終了点１０８－１、１０８－２間に適合され得る。一例では、アーク長は、カテーテル１０２が直線配向にあるときの磁気位置センサー１００－１、１００－２間の距離と同じ長さを有する。終了点の各々は、磁気位置センサー１００－１、１００－２の各々の磁気位置にあることができる。たとえば、図３Ｃに示されているように、第１の終了点１０８－１は第１の磁気位置センサー１００－１の最も近位の部分にあることができ、第２の終了点１０８－２は第２の磁気位置センサー１００－２の最も遠位の部分にあることができる。代替的に、終了点１０８－１、１０８－２は、各磁気位置センサー１００－１、１００－２の中央に（たとえば、各磁気位置センサーの近位端と遠位端との間に）あることができる。代替的に、終了点１０８－１、１０８－２は、第１の磁気位置センサー１００－１の最も遠位の部分に、および第２の磁気位置センサー１００－２の最も近位の部分にあることができる。

【００４２】

いくつかの実施形態では、適合されるアーク長１０６は、カテーテルの構成に基づいて作成されたモデル（たとえば、多項式関数）によって定義され得る。たとえば、カテーテルの構成に基づいて、カテーテルは、磁気位置センサー１００－１、１００－２間で既知の様式で（たとえば、既知の曲率半径で）たわむことができる。いくつかの実施形態では、モデルは実験結果に基づいて作成され得る。たとえば、磁気位置センサー１００－１、１００－２間のカテーテル１０２の部分がたわまされてよく、様々なたわみ状態よりもカテーテルの曲率半径に最も良く適合する多項式関数が判定され得る。

【００４３】

適合されたアーク長１０６に基づいて、電極３０－７、３０－８、３０－９の磁気位置が判定され得る。たとえば、製造業者仕様が、第１の磁気位置センサー１００－１、電極３０－７、３０－８、３０－９の各々、および／または第２の位置センサー１００－２の間の距離を指定することができる。カテーテル１０２がたわまされると、第１の磁気位置センサー１００－１と第２の磁気位置センサー１００－２との間の直線距離（たとえば、直線距離１０４）は減少するが、第１の磁気位置センサー１００－１、電極３０－７、３０－８、３０－９の各々、および／または第２の位置センサー１００－２の間の距離は、カテーテル１０２がたわまされるとき、アーク長１０６に沿って維持され得る。したがって、磁気位置センサー１００－１、１００－２の磁気位置に基づいて、電極３０－７、３０－８、３０－９の磁気位置は、アーク長１０６と、（たとえば、製造者の仕様書から取得される）第１の磁気位置センサー１００－１、電極３０－７、３０－８、３０－９の各々、および／または第２の磁気位置センサー１００－２の間の既知の物理的距離とを介して判定され得る。

【００４４】

いくつかの実施形態では、電極３０－７、３０－８、３０－９の磁気位置は、バイアーク（ｂｉａｒｃ）曲線に基づいて判定され得る。いくつかの実施形態では、カテーテル１０２は、カテーテル１０２の遠位端に配設された第１の磁気位置センサー１００－１と、第１の磁気位置センサー１００－１の近位に配設された第２の磁気位置センサー１００－２とを含むことができる。いくつかの実施形態では、磁気位置センサー１００－１、１００－２の位置および配向に基づいて、２つの磁気位置センサー１００－１、１００－２間

のカテーテル１０２のたわみを表すためのバイアーク曲線が計算され得る。一例では、バイアーク曲線は、２つの連続的円弧からなる曲線であってよく、それらの交差点には等しい接線がある。いくつかの実施形態では、アークは、異なる平面中にあり、異なる半径を有することができる。一例では、終了点１０８－１、１０８－２がそれぞれ円弧のうちの１つの上に配置されてよく、いくつかの異なるバイアーク曲線が終了点制約を満たすように構成され得る。いくつかのバイアーク曲線は、２つの磁気位置センサー１００－１、１００－２間のカテーテル１０２のたわみに応じて、いくつかの実施形態では同じまたは異なるアーク長を有することができる。カテーテルセグメント長の判定は、各アークのための制御点の適切な選択によって行われ得る。

【００４５】

いくつかの実施形態では、電極３０－４、３０－５、３０－６の磁気位置は、電極３０－４、３０－５、３０－６間の既知の物理的距離を使用して判定され得る。本明細書で述べるように、電極間の既知の物理的距離は、いくつかの実施形態では、製造者の仕様書によって提供されることがある。電極３０－４、３０－５、３０－６のインピーダンス位置と電極３０－４、３０－５、３０－６の磁気位置との間の差を最小限に抑えるために、電極３０－４、３０－５、３０－６の磁気位置は、インピーダンスベース座標系中の電極３０－４、３０－５、３０－６のインピーダンス位置と最小二乗法とを使用してさらに洗練され得る。

【００４６】

いくつかの実施形態では、磁気ベース座標系における電極３０の磁気位置を判定することは、インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間のアフィン変換に基づいて電極３０の磁気位置を決定することを含むことができる。一例では、インピーダンス座標系と磁気座標系との間のアフィン変換（またはなんらかの反射なしサブセット（ｒｅｆｌｅｃｔｏｎ－ｆｒｅｅ　ｓｕｂｓｅｔ））に対応する隠れ状態変数を推論するために拡張カルマンフィルタが使用され得る。いくつかの実施形態では、隠れ状態変数に加えて、電極の磁気位置、ならびに磁気ベース座標系からインピーダンスベース座標系に領域を局所的に移動する完全アフィン変換の完全第６自由度剛体変換が取り入れられ得る。隠れ状態変数から、任意の時間に、隠れ状態測定値（たとえば、電極のインピーダンス位置および５自由度センサーコイルの磁気位置）が予測でき、アクセス可能である隠れ状態変数のそれらの部分への更新を可能にする様式で拡張カルマンフィルタフレームワークを使用して状態変数の推定値が更新され得る。したがって、どんな時間的瞬間でも、状態変数の部分を判定するのに十分な情報がないことがある間、拡張カルマンフィルタフレームワークを使用することによって、インピーダンスベース領域から磁気ベース領域への変換に関連する状態変数の適切な部分に関連する予測が行われ得る。

【００４７】

変換に関連する状態変数の適切な部分についての予測と実際の測定値との間の差が生じることがあり、状態変数の適切な部分は、予測と実際の測定値との間の差に基づいて更新され得る。したがって、状態変数は、所与の時間的瞬間においてではなく、所与の時間期間にわたって修正され得る。たとえば、状態変数の適切な部分についての以前の予測は、現在の時点における測定値に基づいて補正され得る。いくつかの実施形態では、電極３０は、インピーダンスベース座標系における測定値を提供することができ、単一の磁気位置センサー２８は、磁気座標系における測定値を提供することができる。いくつかの実施形態では、状態変数は局所的であり、単一のカテーテル上のセンサーの位置にのみ適用される。したがって、複数のカテーテルは、別個の状態変数によってそれぞれ記述され得る。いくつかの実施形態では、各カテーテルの状態変数は、カテーテル形状（たとえば、フレネーセレ基準フレームに沿った小さい数の曲率およびねじれ）、カテーテル形状を記述するための単位四元数および変換、ならびに／またはひずまされていない患者基準系における位置および配向を含むことができる。

【００４８】

さらに、いくつかの実施形態では、電極３０の磁気位置は、１つまたは複数の磁気位置

センサー２８の位置および配向に基づいて判定され得る。たとえば、磁気位置センサー２８の位置および配向に基づいて、磁気位置センサーのベクトルが判定され得る。いくつかの実施形態では、ベクトルは、磁気位置センサー２８（たとえば、磁気コイル）の遠位端のほうへ対向する方向にあることができ、磁気位置センサー２８と同軸であり得る。磁気位置センサー２８はカテーテルのシャフト内に配設されるので、カテーテルシャフトの位置および配向は、磁気位置センサーに関連するベクトルに基づいて判定され得る。いくつかの実施形態では、電極３０の磁気位置を判定するために、磁気位置センサー２８に対するシャフト上の１つまたは複数の電極３０の位置決めに関連する仕様（たとえば、製造業者仕様）が使用され得る。たとえば、電極３０の磁気位置は、磁気位置センサー２８の既知の磁気位置および配向と、磁気位置センサー２８に対する電極３０の既知の間隔とを使用して外挿され得る。この方法での電極３０の磁気位置の判定は、いくつかの例では、寸法精度の増加と、インピーダンスシフトおよび／またはドリフトなしと、無線周波数除去中のひずみなしとを提供することができる。この様式での電極３０の磁気位置の判定は、いくつかの実施形態では、除去カテーテルのみが存在する心室性頻拍の場合に有益であり得る。この様式での電極３０の磁気位置の判定は、カテーテルシャフト可視化のための第２の磁気位置センサーに適応することができる。

【００４９】

いくつかの実施形態では、フローチャートは、ボックス５８において位置合わせデータを受信することを含むことができる。一例では、位置合わせデータを受信することは、パッチ中心減算が電極３０のインピーダンス位置に適用された後に、しかし電極３０のインピーダンス位置に呼吸補償が適用されるより前に、電極３０のインピーダンス位置を受信することを含むことができる。いくつかの実施形態では、電極３０のインピーダンス位置（たとえば、位置合わせデータ）は、ボックス４９において、呼気の相の特定の間隔に通過され得る。たとえば、電極３０のインピーダンス位置は、呼気の相の特定の間隔と相関され得る。さらに、位置合わせデータを受信することは、電極３０の磁気位置を受信することを含むことができる。たとえば、本明細書で述べるように、電極３０の磁気位置は磁気ベース座標系において判定され得る。位置合わせデータは、電極３０の磁気位置が、（たとえば、１つの座標系において表示された）電極３０のインピーダンス位置に位置合わせされ得るように収集され得る。

【００５０】

いくつかの実施形態では、フローチャート図３８は、ボックス６０においてインピーダンスベース座標系から磁気ベース座標系への位置合わせデータの変換を計算することを含むことができる。いくつかの実施形態では、（たとえば、パッチ中心減算を適用した）電極３０の受信されたインピーダンス位置は、電極３０の磁気位置と比較され得、インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系とが整合され得る。次いで、磁気座標系において、電極３０のインピーダンス位置に対応する磁気位置が決定され得る。たとえば、電極３０のインピーダンス位置のインピーダンスベース座標は磁気ベース座標に変換され得る。一例では、位置合わせデータは、インピーダンスベース座標系における電極３０のインピーダンス位置と、磁気ベース座標系における電極３０の磁気位置の両方を含むことができる。変換に基づいて、電極３０の位置は、一方の座標系（たとえば、磁気ベース座標系）において位置合わせ（たとえば、合成）され得る。一例では、ロドリゲスの変換モデル、拡張カルマンフィルタ、および／または本明細書で述べる他の方法は、インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の瞬時位置合わせを提供することができる。いくつかの実施形態では、フローチャートは、ボックス６１において、電極３０のインピーダンス位置に関連する残差シフトおよび／またはドリフトを検出することを含むことができる。たとえば、考慮されていない、何らかの追加のシフトおよび／もしくはドリフトが発生したかどうか、ならびに／または何らかのシフトおよび／もしくはドリフトがまだ存在するかどうかの判定が行われ得る。

【００５１】

いくつかの実施形態では、フローチャート３８は、ボックス６２において、電極３０の

インピーダンス位置の変換を適用することを含むことができる。一例では、変換を適用することは、インピーダンスベース座標系における電極３０のインピーダンス位置を、磁気ベース座標系における電極３０の変換されたインピーダンス位置に変換することを含むことができる。いくつかの実施形態では、変換は、パッチ中心減算を適用した電極３０の受信されたインピーダンス位置を使用して計算される一方、当該変換は、呼吸補償を適用した電極３０のインピーダンス位置に適用される。

【００５２】

いくつかの実施形態では、電磁動的位置合わせは位置誤り（アーティファクト）に敏感であり得る。呼吸補償は、呼吸によって導入される位置誤りを低減するように意図されるが、それは完全にそうしないことがある。時々、呼吸補償は不完全なことがあり、時々、呼吸補償はそれ独自の誤りを導入することがある。そのため、呼気の相の特定の間隔に対応する電磁動的位置合わせは、終了呼息と開始吸息との間に計算され得る。これは通過（ゲート）様式で行われ得、それにより、呼吸によって導入される潜在的誤りがなくなることができ、位置合わせを獲得するための時間に実質的に影響を及ぼさないことがある。同時に、エンドユーザによって可視化されるように、カテーテル位置の更新をゲートするのは望ましくないことがある。したがって、それらの場合、ゲーティングの代わりに呼吸補償が適用され得る。これにより、誤りなしの位置合わせおよび連続的位置更新が可能になり得る。

【００５３】

いくつかの実施形態では、フローチャートは、磁気ベース系における電極３０の変換されたインピーダンス位置と磁気ベース系における電極の磁気位置との間にインピーダンスシフトおよび／またはドリフトが存在するかどうかを判定することを含むことができる。本明細書で述べるように、電極のインピーダンス位置の非線形シフトおよび／またはドリフトは、多数の生理的現象（たとえば、塩水または病変による局所的導電率変化、発汗／パッチ相互作用、肺充満の変化など）に起因し得る。磁気位置センサー２８はシフトおよび／またはドリフトを受けないので、電極３０の計算された磁気位置も、シフトおよび／またはドリフトを受けないことがある。したがって、磁気ベース座標系における電極３０の変換されたインピーダンス位置と電極の磁気位置との間の差は、電極３０のインピーダンス位置のシフトおよび／またはドリフトに等しくなり得る。

【００５４】

いくつかの実施形態では、電極のインピーダンス位置のシフトおよび／またはドリフトが発生したかどうかを決定するために、初期のいくつかの基準点が収集され得る。一例では、初期のいくつかの基準点は、１つまたは複数の磁気位置センサー２８と１つまたは複数の電極３０とがその上に配設された位置合わせカテーテルを介して収集され得る。いくつかの実施形態では、初期のいくつかの基準点を収集するために、カテーテルは、関心体積を通って迅速に通過され得る。初期のいくつかの基準点に基づいて、電極３０のインピーダンス位置がシフトおよび／またはドリフトしたかどうかの判定が判定され得る。しかしながら、いくつかの実施形態では、電極３０のインピーダンス位置がシフトおよび／またはドリフトしたかどうかを判定するために、より大きい数の基準点が収集され得る。

【００５５】

いくつかの実施形態では、収集された初期のいくつかの基準点が少数の基準点を含むとき、シフトおよび／またはドリフトが発生したかどうかの判定が行われ得る。シフトおよび／またはドリフトが発生したという判定が行われた場合、シフトおよび／またはドリフトの量の判定と、シフトおよび／またはドリフト補正の適用とのために使用されるために、追加のいくつかの基準点を収集せよという指示がユーザに提供され得る。このようにして、シフトおよび／またはドリフトが発生しなかった場合、ユーザは、シフトおよび／またはドリフトの判定のために追加の基準点を収集する追加の時間を費やすことが不要になることがあり、それにより、リソースの使用がより少なくなり得る。いくつかの実施形態では、より大きい数の基準点が初期に収集されてよく、追加の基準点を収集することなしにシフトおよび／またはドリフト補正が判定され得る。

【００５６】
追加のいくつかの基準点が収集されたとき、受信される位置合わせデータの量が増加することがある。その結果、位置合わせデータから計算される電磁動的位置合わせは、追加のいくつかの基準点が計算され位置合わせデータに追加されるとき、変化することができる。したがって、初期に収集された基準点から判定された電極３０のシフトおよび／またはドリフト補正された位置は、電極３０のインピーダンス位置に関連するシフトおよび／またはドリフトを判定するために追加のデータが処理されることに応答して、変化することができる。たとえば、電磁動的位置合わせが動的であり変化することができる（たとえば、様々な量のシフトおよび／またはドリフトが存在し得る）ので、電磁動的位置合わせは、初期には、比較的小さい体積において収集された、少数の基準点を使用して計算され得る。追加のいくつかの収集された基準点は、位置合わせのパラメータに大きい影響を及ぼすことができる。初期に収集された基準点の外側に位置するインピーダンス電極３０位置は、追加のいくつかの基準点が収集されると、大きい移動を受けることがある。したがって、追加のいくつかの基準点で電磁動的位置合わせを動的に更新すること（たとえば、２次動的電磁動的位置合わせを判定すること）は、追加のいくつかの基準点が追加されるとき、インピーダンスベースの医療デバイス上の電極３０のシフトおよび／またはドリフト補正された位置が変化することを引き起こし得る。たとえば、２次電磁動的位置合わせに基づいてインピーダンスベースの医療デバイス上の電極３０のインピーダンス位置を磁気ベース座標系に位置合わせすることは、インピーダンスベースの医療デバイス上の電極３０のシフトおよび／またはドリフト補正された位置が変化することを引き起こし得る。

【００５７】
それに応じて、本開示の実施形態は、平滑化関数を介して、電磁動的位置合わせと、更新された電磁動的位置合わせとの間で遷移することを含むことができる。いくつかの実施形態では、平滑化関数は薄板スプラインを含むことができる。いくつかの実施形態では、基準ペアＸ→Ｙを仮定すれば、薄板スプラインは以下を介して表され得る。

【数１】

$$\begin{bmatrix} K_X^T \\ 1^{nT} \\ X^T \end{bmatrix} Y = \begin{bmatrix} K_X^T \\ 1^{nT} \\ X^T \end{bmatrix} [K_X \quad 1^n \quad X] \begin{bmatrix} W \\ t \\ A \end{bmatrix}$$

いくつかの実施形態では、Ｕ（ｒ）はスプラインの次元数に依存することができる。２次元では、Ｕ（ｒ）＝ｒ^{2}ｌｏｇ　ｒ、３次元では、Ｕ（ｒ）＝｜ｒ｜である。いくつかの実施形態ではＷ、ｔ、およびＡが解かれ得る。解の使用は以下のように表され得る。

【数２】

$$R_{ij} = \mathrm{U}(|P_i - X_j|)$$

【数３】

$$\mathrm{TPS}(P) = [R \quad 1^n \quad P] \begin{bmatrix} W \\ t \\ A \end{bmatrix}$$

【００５８】
スパインは、以下のように表されるすべての制御点を通ることができる。
ＴＰＳ（Ｘ）＝Ｙ
いくつかの実施形態では、以下のように表され得るスティフネス（λ_S）が解に追加され得る。

【数４】

$$\begin{bmatrix} K_X^T \\ 1^{nT} \\ X^T \end{bmatrix} Y = \left(\begin{bmatrix} K_X^T \\ 1^{nT} \\ X^T \end{bmatrix} [K_X \quad 1^n \quad X] + \frac{n}{n_c} \lambda_S \begin{bmatrix} K_C & 0^n & 0^{n,m} \\ 0^{nT} & 0 & 0^{mT} \\ 0^{m,n} & 0^m & 0^{m,m} \end{bmatrix} \right) \begin{bmatrix} W \\ t \\ A \end{bmatrix}$$

スティフネスの追加は行列の条件を改善することができる。さらに、スティフネス（Ｓｔｉｆｆｎｅｓ）が解に追加されるので、スティフネススプラインは制御点を通ることを強制されない。

【００５９】

いくつかの実施形態では、以下のように表され得るアフィン正規化項（λ_A）が解に追加され得る。

【数５】

$$\begin{bmatrix} K_X^T \\ 1^{nT} \\ X^T \end{bmatrix} Y + \begin{bmatrix} 0^{n,m} \\ 0^{mT} \\ \lambda_2 I \end{bmatrix} = \left(\begin{bmatrix} K_X^T \\ 1^{nT} \\ X^T \end{bmatrix} [K_X \quad 1^n \quad X] + \begin{bmatrix} \frac{n}{n_c}\lambda_S K_C & 0^n & 0^{n,m} \\ 0^{nT} & 0 & 0^{mT} \\ 0^{m,n} & 0^m & \lambda_A I \end{bmatrix} \right) \begin{bmatrix} W \\ t \\ A \end{bmatrix}$$

アフィン正規化項の追加は、Ａと単位行列Ｉとの間の差のためのコストを追加することによって外挿を制御することができる。

【００６０】

いくつかの実施形態では、フローチャートは、インピーダンスシフトおよび／またはドリフトに基づいてインピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせを生成することを含むことができる。インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせは、インピーダンスベース座標系における電極３０のインピーダンス位置の変換を磁気ベース座標系における電極３０の変換されたインピーダンス位置の変換へとみなすことができ、また、電極３０のインピーダンス位置に関連するインピーダンスシフトおよび／またはドリフトとみなすことができる。したがって、電極３０のインピーダンス位置が受信でき、電磁動的位置合わせが使用されて、電極３０のインピーダンス位置が磁気ベース座標系に変換され、電極３０のインピーダンス位置に関連し得るシフトおよび／またはドリフトが補正され得る。一例では、インピーダンスシフトおよびドリフト検出および補正は、両方ともそれらの全体が参照により本明細書によって組み込む、２０１６年６月２０日に出願された「Ｉｍｐｅｄａｎｃｅ　Ｓｈｉｆｔ　ａｎｄ　Ｄｒｉｆｔ　Ｄｅｔｅｃｔｉｏｎ　ａｎｄ　Ｃｏｒｒｅｃｔｉｏｎ」と題する整理番号第ＣＤ－１０５４ＵＳ０２（０６５５１３－１４２５）号をもつ出願と、２０１６年６月２０日に出願された「Ｉｍｐｅｄａｎｃｅ　Ｓｈｉｆｔ　ａｎｄ　Ｄｒｉｆｔ　Ｄｅｔｅｃｔｉｏｎ　ａｎｄ　Ｃｏｒｒｅｃｔｉｏｎ」と題する整理番号第ＣＤ－１０５４ＷＯ０１（０６５５１３－１４２６）号をもつ出願とに詳述されているように、電磁動的位置合わせを介して実施され得る。

【００６１】

いくつかの実施形態では、電磁動的位置合わせは、関心体積（たとえば、心腔）について生成され得る。一例では、本明細書で述べるように、電磁動的位置合わせの生成のためのデータを収集するために、磁気位置センサー２８と電極３０とがその上に配設された位置合わせカテーテルが使用され得る。いくつかの実施形態では、関心体積について電磁動的位置合わせが生成されると、磁気位置センサー２８と電極３０とをもつ位置合わせカテーテルは関心体積から除去され得る。いくつかの実施形態では、電極３０を含むが磁気位置センサー２８を含まないカテーテルであり得る、インピーダンスベースの医療デバイスが関心体積中に挿入され得る。電磁動的位置合わせが使用されて、インピーダンスベースの医療デバイス上の電極３０のインピーダンス位置が磁気ベース座標系に位置合わせされ、電磁動的位置合わせを介して、電極３０のインピーダンス位置に関連するシフトおよび／またはドリフトが考慮され得る。

【００６２】

いくつかの実施形態では、フローチャートは、インピーダンスベースの医療デバイス上で電極３０のシフトおよび／またはドリフトが修正された位置を決定するために、ボックス６４において、シフトおよび／またはドリフトの修正を適用することを含むことができる。本明細書で述べるように、いくつかの実施形態では、インピーダンスベースの医療デ

バイス上の電極３０のシフトおよび／またはドリフトが修正された位置を提供するために、電極３０のインピーダンス位置は、電磁動的位置合わせを介してシフトされ得る。いくつかの実施形態では、ボックス６６において、インピーダンスベースの医療デバイス上の電極３０のシフトおよび／またはドリフトが修正された位置に平滑化関数が適用され得る。薄板スプライン変換は、本明細書で述べるように、平滑なカテーテルの表現に関連付けられた電極３０の位置を提供しないことがある。したがって、カテーテルの改善された表現を提供するために、電極３０のシフトおよび／またはドリフトの修正された位置に平滑化関数が適用され得る。いくつかの実施形態では、ボックス７０において、電極３０のシフトおよび／もしくはドリフトの修正された位置、電極３０の磁気位置、ならびに／または磁気位置センサー２８の磁気位置が合成され得る。一例では、フローチャートは、電極３０のシフトおよび／もしくはドリフトの修正された位置、電極３０の磁気位置、ならびに／または磁気位置センサー２８の磁気位置を表示することを含むことができる。したがって、インピーダンスベースの医療デバイスの位置は、磁気ベース座標系において電極３０の位置合わせされた位置に基づいて表示され得る。本明細書で述べるように、電極３０および／または磁気位置センサー２８を含むカテーテルのうちの１つまたは複数は、電極３０のシフトおよび／もしくはドリフトの修正された位置、電極３０の磁気位置、ならびに／または磁気位置センサー２８の磁気位置に基づいて表示され得る。

【００６３】

図４は、本開示の実施形態による、インピーダンスベースカテーテル１２４Ａと、基準カテーテル１２６Ａと、位置合わせカテーテル１２８Ａとのグラフィカル表現の第１のビュー１２２Ａ、およびインピーダンスベースカテーテル１２４Ｂと、基準カテーテル１２６Ｂと、位置合わせカテーテル１２８Ｂとの第２のビュー１２２Ｂを表示しているグラフィカルユーザインターフェース１２０を示す。位置合わせカテーテル１２８Ａ、１２８Ｂは、本明細書で述べるように、磁気位置センサー１３０Ａ、１３０Ｂと、いくつかの電極１３２Ａ、１３２Ｂとを含むことができる。図４では基準点１３４Ａ、１３４Ｂとして表されているいくつかの基準点を収集するために、位置合わせカテーテル１２８Ａ、１２８Ｂは、関心体積を通過し得る。いくつかの実施形態では、本明細書で述べるように、位置合わせカテーテル１２８Ａ、１２８Ｂによって初期のいくつかの基準点１３４Ａ、１３４Ｂが収集され得る。

【００６４】

いくつかの実施形態では、位置合わせカテーテル１２８Ａ、１２８Ｂはまた、追加のいくつかの基準点を収集するために使用され得り、電磁動的位置合わせを更新するために使用され得る。一例では、各基準点１３４Ａ、１３４Ｂは、位置合わせカテーテル１２８Ａ上のいくつかの電極のうちの１つが訪れた空間（たとえば、関心体積）中の点であり得る。基準点の各々の周りに位置合わせ境界１３６Ａ、１３６Ｂが画定され得る。位置合わせ境界１３６Ａ、１３６Ｂは、基準点１３４Ａ、１３４Ｂの各々を囲む（たとえば、立方体によって画定された）３次元空間であり得る。いくつかの実施形態では、位置合わせ境界１３６Ａ、１３６Ｂは、基準点１３４Ａ、１３４Ｂが収集される関心体積内の間隔を画定することができる。たとえば、位置合わせ境界１３６Ａ、１３６Ｂ内でただ１つの基準点１３４Ａ、１３４Ｂが収集され得る。位置合わせ境界１３６Ａ、１３６Ｂは、収集される基準点間の最小距離を提供することができる。図４では位置合わせ境界１３６Ａ、１３６Ｂの一部が重複しているように示されているが、これは、グラフィカルユーザインターフェース１２０が３次元表現として表示していることの結果である。位置合わせ境界１３６Ａ、１３６Ｂは、簡単のために２次元として示されている。

【００６５】

いくつかの実施形態では、位置合わせ境界は、関心体積の特定の領域においてあまりに多くの基準点１３４Ａ、１３４Ｂが収集されるのを防止することができる。一例では、位置合わせ境界１３６Ａ、１３６Ｂのサイズを減少させることまたは位置合わせ境界を使用しないことによって得られるより大きい数の基準点１３４Ａ、１３４Ｂの収集は、電磁動的位置合わせの生成に関連する精度の増加と、より長い処理時間との間のトレードオフを

生じ得る。いくつかの実施形態では、位置合わせ境界１３６Ａ、１３６Ｂのサイズは、ユーザの必要または個人的選好を満たすために増加または減少され得る。いくつかの実施形態では、関心体積の特定の領域においていくつの基準点１３４Ａ、１３４Ｂが収集されるのかに関連して制限がないように、位置合わせ境界をオフにする選択が行われ得る。

【００６６】

図４は、いくつかの電極（たとえば、それらのうちの１つは電極１３８Ａ、１３８Ｂとして表されている）を含むインピーダンスベースカテーテル１２４Ａ、１２４Ｂを示している。いくつかの実施形態では、インピーダンスベースカテーテル１２４Ａ、１２４Ｂはどんな磁気位置センサーをも含まない。したがって、関心体積のための電磁動的位置合わせが生成でき、インピーダンスベースカテーテル１２４Ａ、１２４Ｂ上の電極１３８Ａのインピーダンス位置は、電磁動的位置合わせを使用して磁気ベース座標系に位置合わせされ得、関心体積においてシフトおよび／またはドリフトが考慮され得る。たとえば、電極３０のシフトおよび／またはドリフトが修正された位置が決定され得る。このようにして、インピーダンスベースカテーテル１２４Ａ、１２４Ｂは、電磁動的位置合わせの使用によって関心体積を通ってより正確にナビゲートされ得る。

【００６７】

図４はさらに、基準カテーテル１２６Ａ、１２６Ｂを示している。基準カテーテルは、いくつかの実施形態では、セント・ジュード・メディカル社によって製造されたＬｉｖｅｗｉｒｅ（登録商標）カテーテルであり得る。いくつかの実施形態では、基準カテーテル１２６Ａ、１２６Ｂは、処置（たとえば、位置基準）、診断デバイス（たとえば、データを収集するための）、および／または治療デバイス（たとえば、アブレーション治療デバイス）を実行するときの基準として使用され得る。基準カテーテル１２６Ａ、１２６Ｂは、いくつかの実施形態では、磁気位置センサー１４０Ａ、１４０Ｂ、ならびに電極（たとえば、それらのうちの１つは電極１４２Ａ、１４２Ｂとして表されている）を含むことができる。いくつかの実施形態では、本明細書で述べるように、関心体積のための電磁動的位置合わせが生成でき、基準カテーテル１２６Ａ、１２６Ｂ上の電極１４２Ａのインピーダンス位置は、電磁動的位置合わせを使用して磁気ベース座標系に位置合わせされ得、関心体積においてシフトおよび／またはドリフトが考慮され得る。このようにして、基準カテーテル１２６Ａ、１２６Ｂは、電磁動的位置合わせの使用によって関心体積を通ってより正確にナビゲートされ得る。

【００６８】

図４に示されているように、第１のビュー１２２Ａと第２のビュー１２２Ｂとの中に含まれる視点インジケータは、それぞれ視点インジケータ１４４Ａと視点インジケータ１４４Ｂとによって示され得る。たとえば、第１のビュー１２２Ａは、視点インジケータ１４４Ａによって表されているように、患者の体に対して背面角度からの視点である。第２のビュー１２２Ｂは、視点インジケータ１４４Ｂによって表されているように、患者の体に対して前面四分角度からの視点である。

【００６９】

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読取可能媒体の一例のブロック図を示す。主制御１２は、図１に関して述べたように、いくつかの機能を実施するためのソフトウェア、ハードウェア、ファームウェア、および／または論理を利用することができる。主制御１２は、いくつか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。

【００７０】

主制御１２は、いくつかの機能を実施するように構成されたハードウェアおよびプログラム命令の組合せであり得る。ハードウェアは、たとえば、１つまたは複数の処理リソース１６０、コンピュータ読取可能媒体（ＣＲＭ）１６２などを含むことができる。プログラム命令（たとえば、コンピュータ読取可能命令（ＣＲＩ）１６４）は、ＣＲＭ１６２上に記憶され、所望の機能を実装する（たとえば、電磁動的位置合わせを使用してインピーダンスベースの医療デバイス上で電極のシフトおよび／またはドリフトが修正された位置

を決定する等）ように処理リソース１６０によって実行可能な命令を含むことができる。ＣＲＩ１６４はまた、サーバによって管理されるリモートメモリに記憶され、ダウンロード、インストール、および実行され得るインストールパッケージで表すことができる。主制御１２はメモリリソース１６６を含むことができ、処理リソース１６０はメモリリソース１６６に結合され得る。

【００７１】

処理リソース１６０は、内部または外部非一時的ＣＲＭ１６２上に記憶され得るＣＲＩ１６４を実行することができる。処理リソース１６０は、図１から図４に関して説明した機能を含む様々な機能を実施するためにＣＲＩ１６４を実行することができる。

【００７２】

いくつかのモジュール１６８、１７０、１７２、１７４、１７６、１７８はサブモジュールまたは他のモジュールであり得る。たとえば、位置計算モジュール１６８および大域的変換計算モジュール１７０は、サブモジュールでありおよび／または単一のモジュール内に含まれ得る。さらに、いくつかのモジュール１６８、１７０、１７２、１７４、１７６、１７８は、互いに別々および別個の個々のモジュールを備えることができる。

【００７３】

位置計算モジュール１６８は、ＣＲＩ１６４を備えることができ、いくつかの基準点の位置を計算するように、処理リソース１６０によって実行され得る。これらのいくつかの基準点は、インピーダンスベース座標系におけるカテーテル上に配設された電極３０のインピーダンス位置を含むことができる。基準点はまた、磁気ベース座標系におけるカテーテル上に配設された磁気位置センサー２８の磁気位置を含むことができる。いくつかの実施形態では、基準点は、いくつかの電極３０といくつかの磁気位置センサー２８とを含む位置合わせカテーテルを用いて収集され得る。位置合わせカテーテルは、医療測位システム２２によってそれぞれ生成され得る電界と磁界とに曝された関心体積を通過し得る。一例では、電極３０からのインピーダンス信号が受信でき、電極３０のインピーダンス位置は電極インピーダンスに基づいて計算され得る。さらに、磁気位置センサー２８から信号が受信でき、磁気位置センサー２８の磁気位置は、磁気位置センサー２８から受信された信号に基づいて計算され得る。

【００７４】

大域的変換計算モジュール１７０は、ＣＲＩ１６４を備えることができ、インピーダンスベース座標系における電極３０のインピーダンス位置を磁気ベース座標系における電極３０の変換されたインピーダンス位置に変換するために、いくつかの基準点の位置に基づいて大域的電磁変換を計算するように、処理リソース１６０によって実行され得る。一例では、インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系とが整合でき、電極３０のインピーダンス位置のインピーダンスベース座標は、磁気ベース座標系における磁気ベース座標に変換され得る。電極３０のインピーダンス位置は、このようにして、それらが磁気ベース座標系において表示され得るように、インピーダンスベース座標から磁気ベース座標に変換され得る。

【００７５】

磁気位置決定モジュール１７２は、ＣＲＩ１６４を備えることができ、磁気ベース座標系における電極３０の磁気位置を決定するように、処理リソース１６０によって実行され得る。たとえば、電極３０の磁気位置は、本明細書において前述したものと同様の方法で判定され得る。

【００７６】

インピーダンスシフト決定モジュール１７４は、ＣＲＩ１６４を備えることができ、磁気ベース座標系における電極３０の変換されたインピーダンス位置と磁気ベース座標系における電極３０の磁気位置との間にインピーダンスシフトおよび／またはドリフトが存在するかどうかを決定するように、処理リソース１６０によって実行され得る。いくつかの実施形態では、インピーダンスシフトおよび／またはドリフトが発生したかどうかを決定するために、電極３０の変換されたインピーダンス位置は電極３０の磁気位置と比較され

得る。一例では、電極３０の変換されたインピーダンス位置と電極３０の磁気位置との間に差がある場合に、インピーダンスシフトおよび／またはドリフトが発生したと決定され得る。たとえば、電極３０の変換されたインピーダンス位置が、電極３０の磁気位置とは異なる座標を有する（たとえば、座標が規定量だけ互いにシフトされている）場合、インピーダンスシフトおよび／またはドリフトが発生したという決定が行われ得る。

【００７７】

位置合わせ生成モジュール１７６は、ＣＲＩ１６４を備えることができ、インピーダンスシフトおよび／またはドリフトに基づいてインピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせを生成するように、処理リソース１６０によって実行され得る。インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせは、インピーダンスベース座標系における電極３０のインピーダンス位置の変換を、磁気ベース座標系における電極のインピーダンス位置の変換とみなすことができ、また、電極３０のインピーダンス位置に関連するインピーダンスシフトおよび／またはドリフトを考慮することができる。したがって、本明細書で述べるように、電極３０のインピーダンス位置が受信でき、電磁動的位置合わせが使用されて、電極３０のインピーダンス位置が磁気ベース座標系に変換され、シフトおよび／またはドリフトが考慮され得る。

【００７８】

本明細書で述べるように、ＣＲＩ１６４は、インピーダンスシフトおよび／またはドリフトが存在するという決定に応答して２次電磁動的位置合わせを決定するために提供され得る。いくつかの実施形態では、２次電磁動的位置合わせは、追加のいくつかの基準点（たとえば、電極３０のインピーダンス位置および磁気位置センサー２８の磁気位置）を収集することを含むことができる。これらの追加のいくつかの基準点は、よりロバストな電磁動的位置合わせを提供することができる。たとえば、ユーザは、初期に、電磁動的位置合わせの構成のために、ならびにシフトおよび／またはドリフトが発生したかどうかの決定のために、本明細書で述べるように、基準点の第１のセットを収集するために、磁気位置センサー２８と電極３０とを装備したカテーテルを関心体積中に通過させることができる。シフトおよび／またはドリフトが発生した場合、ユーザは、２次電磁動的位置合わせの構成のための基準点の第２のセットを取得するために、関心体積のより周到な探査を実施することができる。

【００７９】

いくつかの実施形態では、ＣＲＩ１６４は、２次電磁動的位置合わせに基づいてインピーダンスベースの医療デバイス上の電極のインピーダンス位置を磁気ベース座標系に位置合わせするために提供され得る。たとえば、電極３０のインピーダンス位置は、電極３０のシフトおよび／またはドリフトが修正された位置を取得するために２次電磁動的位置合わせで位置合わせされ得る。したがって、電極のシフトおよび／またはドリフトが修正された位置を決定するために２次電磁動的位置合わせで電極３０のインピーダンス位置を位置合わせしたことの結果として、電極３０のインピーダンス位置に関連するどんなインピーダンスシフトおよび／またはドリフトも修正され得る。

【００８０】

シフト修正位置決定モジュール１７８は、ＣＲＩ１６４を備えることができ、電磁動的位置合わせおよび／または２次電磁動的位置合わせを使用してインピーダンスベースの医療デバイス上の電極３０のシフトおよび／またはドリフトが修正された位置を決定するように、処理リソース１６０によって実行され得る。どんなインピーダンスシフトおよび／またはドリフトをも排除した電極３０のシフトおよび／またはドリフトが修正された位置を提供するために、電極３０のシフトおよび／またはドリフトが修正された位置は、電極３０のインピーダンス位置に関連するインピーダンスベースのシフトおよび／またはドリフトを考慮することができる。したがって、（いくつかの実施形態では、電極３０のみを含み、磁気位置センサー２８を含まない）インピーダンスベースの医療デバイスは、電磁動的位置合わせを計算しおよび／または２次電磁動的位置合わせをそのために計算した関心エリア中で使用され得る。

【００８１】
さらに図１を参照すると、本開示の実施形態は、インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の位置合わせを生成するためのシステム１０を含むことができる。いくつかの実施形態では、システム１０は、第１の電極３０と磁気位置センサー２８とを含む第１のカテーテルを含むことができる。いくつかの実施形態では、システム１０は、第２の電極を含む第２のカテーテルを含むことができる。いくつかの実施形態では、第２のカテーテルは、本明細書で述べるように、インピーダンスのみのデバイスであり得、磁気位置センサー２８を含まなくてよい。
【００８２】
いくつかの実施形態では、システム１０は、本明細書で述べるように、プロセッサと、非一時的コンピュータ読取可能命令を記憶するメモリとを含む主制御１２を含むことができる。命令は、いくつかの基準点の位置を計算するように実行可能であり得る。基準点は、インピーダンスベース座標系における第１の電極のインピーダンス位置と、磁気ベース座標系における磁気位置センサーの磁気位置とを含むことができる。命令は、いくつかの基準点の位置に基づいて大域的電磁変換を計算するように実行され得る。大域的電磁変換は、インピーダンスベース座標系における第１の電極のインピーダンス位置を磁気ベース座標系における第１の電極の変換されたインピーダンス位置に変換するために使用され得る。たとえば、インピーダンスベース座標系における第１の電極のインピーダンス位置のインピーダンスベース座標は、磁気ベース座標に変換され得る。
【００８３】
命令は、本明細書で述べるように、磁気ベース座標系における第１の電極の磁気位置を決定するように実行され得る。命令は、磁気ベース座標系における第１の電極の変換されたインピーダンス位置と、磁気ベース座標系における第１の電極の磁気位置との間にインピーダンスシフトおよび／またはドリフトが存在するかどうかを決定するように実行され得る。いくつかの実施形態では、磁気ベース座標系における第１の電極の変換されたインピーダンス位置の座標が、磁気ベース座標系における第１の電極の磁気位置から規定量だけ異なる場合、シフトおよび／またはドリフトが宣言され得る。いくつかの実施形態では、命令は、インピーダンスシフトおよび／またはドリフトに基づいてインピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせを生成するように実行され得る。
【００８４】
いくつかの実施形態では、命令は、電磁動的位置合わせに基づいて第２の電極のシフトおよび／またはドリフトが修正された位置を決定するように実行され得る。たとえば、関心体積のための電磁動的位置合わせを生成するために、第１のカテーテル（たとえば、位置合わせカテーテル）を介して収集されたデータが使用され得る。電磁動的位置合わせが生成されたとき、第２の電極を含む第２のカテーテルが関心体積を通ってナビゲートされてよく、発生している何らかのシフトおよび／またはドリフトを補償するために第２の電極のシフトおよび／またはドリフトが修正された位置が計算され得る。
【００８５】
図６Ａは、本開示の実施形態による、インピーダンスベース座標系から磁気ベース座標系への変換に関連するステップを表示しているグラフィカルユーザインターフェース１９０（たとえば、ディスプレイ１６）を示す。いくつかの実施形態では、図６Ａおよび図６Ｂは、本明細書で述べるように、ロドリゲスの回転モデルの適用を示している。一例では、グラフィカルユーザインターフェース１９０は、第１のビュー１９２Ａにおいて磁気空間を表示し、第２のビュー１９２Ｂにおいてインピーダンス空間を表示する。第１のビュー１９２Ａと第２のビュー１９２Ｂとの中に含まれる視点は、それぞれ視点インジケータ１９４Ａと視点インジケータ１９４Ｂとによって示され得る。たとえば、視点インジケータ１９４Ａ、１９４Ｂによって示されているように、第１のビュー１９２Ａおよび第２のビュー１９２Ｂは、患者の体の前面視点からのビューである。
【００８６】

第１のビュー１９２Ａは、磁気空間において３つの磁気位置センサー２８を表示している。たとえば、第１のビュー１９２Ａは、磁気空間において第１の磁気コイル１９６と、第２の磁気コイル１９８と、第３の磁気コイル２００とを表示している。コイルの配向は、第１のコイル１９６を通過する第１のベクトル２０２と、第２のコイル１９８を通過する第２のベクトル２０４と、第３のコイル２００を通過する第３のベクトル２０６とによって表されている。本明細書で述べるように、コイルの位置とコイルの配向とが決定され得る。

【００８７】

第２のビュー１９２Ｂは、第１のカテーテル２０８と、第２のカテーテル２１０と、第３のカテーテル２１２とを表示している。いくつかの実施形態では、カテーテル２０８、２１０、２１２は、インピーダンスベースのデバイスであり得、インピーダンスベースの位置センサー（たとえば、電極３０）のみを含み得、磁気位置センサー２８を含まないことがある。本開示の実施形態は、本明細書で述べるように、インピーダンス座標系から磁気座標系にカテーテル２０８、２１０、２１２の各々の位置を変換することができる。

【００８８】

図６Ｂは、本開示の実施形態による、インピーダンスベース座標系から磁気ベース座標系への変換に関連する第２のステップを表示しているグラフィカルユーザインターフェースを示す。一例では、図６Ｂに関して、第１のカテーテル２０８上の電極３０の位置は、（たとえば、インピーダンスベース座標系から磁気ベース座標系に）磁気空間に変換されている。

【００８９】

図７は、本開示の実施形態による、インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系とを位置合わせすることに関連するフローチャート２３０を示す。フローチャート２３０は、図２に関して述べたフローチャート３８と同様のステップを含むことができる。いくつかの実施形態では、フローチャート２３０は、いくつかの基準点を計算することを含むことができる。基準点は、電極３０のインピーダンス位置と、磁気位置センサー２８の磁気位置とを含むことができる。基準点は、いくつかの実施形態では、１つまたは複数の電極３０と１つまたは複数の磁気位置センサー２８とを含む位置合わせカテーテルを用いて収集され得る。ボックス２３２において、電極３０の位置および／または配向を表すデータを含み得るインピーダンス信号が電極３０から受信され得る。いくつかの実施形態では、インピーダンス信号は、フィルタ処理されてもフィルタ処理されなくてもよい。図２に関して述べたように、ボックス２３４においてバイオインピーダンススケーリングが実施され得る。

【００９０】

ボックス２３６において、いくつかの実施形態では、インピーダンス信号に対して前処理ステップが実施され得る。いくつかの実施形態では、インピーダンスをインピーダンスベース座標系における電極の位置に変換するために、図２に示されているボックス４２に関連するステップが実施され得る。しかしながら、このステップは随意でよく、インピーダンス信号をインピーダンスベース座標系における電極の位置に変換することなしにインピーダンス信号のさらなる処理が実施され得る。いくつかの実施形態では、本明細書で述べるように、場合によっては前処理ステップにおいてカテーテルにモデルが適用され得る（たとえば、遠位安定化）。いくつかの実施形態では、本明細書で述べるように、カテーテル上に配設された１つまたは複数の電極３０から受信されたインピーダンス信号に、場合によっては平滑化関数が適用され得る。電極３０のインピーダンス位置に関連するシフトおよび／またはドリフトを低減するのを助けるために、ボックス２３８において、パッチ中心減算が適用され得る。本明細書で述べるように、患者基準センサー２６から取得されたデータを介してボックス２４０において呼吸補償が適用されて、ボックス２４２において、電極３０のインピーダンス位置が取得され得る。

【００９１】

述べるように、基準点は、磁気位置センサー２８の磁気位置をも含むことができる。磁

気位置センサー２８の磁気位置は、磁気位置センサー２８から受信された信号に基づいて、ボックス２４４において計算され得る。磁界の強度と磁界中の磁気位置センサー２８の位置とに基づいて、磁気位置センサー２８によって信号が生成され得る。いくつかの実施形態では、磁気ベース座標系中の電極３０の磁気位置がボックス２４６において計算され得る。一例では、シフトおよび／またはドリフトが存在する場合、磁気ベース座標系中の電極３０の磁気位置は電極３０のインピーダンス位置とは異なり得る。電極３０の磁気位置は、いくつかの実施形態では、磁気ベース座標系中の１つまたは複数の磁気位置センサー２８の既知の位置および配向から基づく、電極の決定された位置であり得る。磁気ベース座標系および磁気位置センサー２８はシフトおよび／またはドリフトを受けにくいので、電極３０の磁気位置は、電極３０の実際の物理的位置ではないとしても、より正確な物理的位置を反映することができる。

【００９２】

いくつかの実施形態では、フローチャートは、ボックス２４８において位置合わせデータを受信することを含むことができる。一例では、位置合わせデータを受信することは、パッチ中心減算が電極３０のインピーダンス位置に適用された後に、しかし電極３０のインピーダンス位置に呼吸補償が適用されるより前に、電極３０のインピーダンス位置および／または電極３０からのインピーダンス信号を受信することを含むことができる。さらに、位置合わせデータを受信することは、電極３０の磁気位置を受信することを含むことができる。たとえば、本明細書で述べるように、電極３０の磁気位置は磁気ベース座標系において決定され得る。位置合わせデータは、電極３０の磁気位置が、（たとえば、１つの座標系において表示された）電極３０のインピーダンス位置に位置合わせされ得るように収集され得る。いくつかの実施形態では、電極３０のインピーダンス位置は、図２に関して述べたように、場合によっては呼気の相の特定の間隔に通過（ゲート）され得る。

【００９３】

いくつかの実施形態では、フローチャート２３０は、ボックス２５０においてインピーダンスベース座標系から磁気ベース座標系への位置合わせデータの変換を計算することを含むことができる。いくつかの実施形態では、（たとえば、パッチ中心減算を適用した）電極３０の受信されたインピーダンス位置は、電極３０の磁気位置と比較され得、インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系とが整合され得る。次いで、磁気座標系における電極３０のインピーダンス位置に対応する磁気位置が決定され得る。たとえば、電極３０のインピーダンス位置のインピーダンスベース座標は磁気ベース座標に変換され得る。一例では、位置合わせデータは、インピーダンスベース座標系における電極３０のインピーダンス位置と、磁気ベース座標系における電極３０の磁気位置の両方を含むことができる。変換に基づいて、電極３０の位置は、一方の座標系（たとえば、磁気ベース座標系）において位置合わせ（たとえば、合成）され得る。一例では、ロドリゲスの変換モデル、拡張カルマンフィルタ、および／または本明細書で述べる他の方法は、インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の瞬時位置合わせを提供することができる。いくつかの実施形態では、フローチャートは、ボックス２５２において、電極３０のインピーダンス位置に関連する残差シフトおよび／またはドリフトを検出することを含むことができる。たとえば、考慮されていない、何らかの追加のシフトおよび／もしくはドリフトが発生したかどうか、ならびに／または何らかのシフトおよび／もしくはドリフトがまだ存在するかどうかの決定が行われ得る。

【００９４】

いくつかの実施形態では、フローチャート２３０は、ボックス２５４において、電極３０のインピーダンス位置に変換を適用することを含むことができる。一例では、変換を適用することは、インピーダンスベース座標系における電極３０のインピーダンス位置を、磁気ベース座標系における電極３０の変換されたインピーダンス位置に変換することを含むことができる。いくつかの実施形態では、変換は、パッチ中心減算を適用した電極３０の受信されたインピーダンス位置を使用して計算でき、一方、変換は、呼吸補償を適用した電極３０のインピーダンス位置に適用される。

【００９５】
いくつかの実施形態では、電磁動的位置合わせは位置誤りに敏感であり得る。呼吸補償は、呼吸によって導入される位置誤りを低減するように意図されるが、それは完全にそうしないことがある。いくつかのシステムでは、磁界スケーリングは、基準点のセットを使用するインピーダンス座標系と磁気座標系との非厳格位置合わせを含むことができる。呼気サイクルは、心臓内のカテーテルに動きを経験させ、インピーダンス座標系と磁気座標系の両方において報告される位置において、相互に関係した変化となる。同時に、呼気サイクルは、磁気座標系とインピーダンス座標系の両方に、互いに無相関である誤りを導入する。たとえば、患者が呼吸するにつれて、前面ＰＲＳは上昇し、下降し、ひっくり返り、その結果、ＰＲＳ基準座標系において誤りが生じる。肺が空になり充満するにつれて、インピーダンス座標系のナビゲーション電流が変化し、その結果、インピーダンス座標系において誤りが生じる。呼気誤りによって損なわれない位置合わせを計算するために、基準点収集は、呼気の相に応答した信号にゲートされ得る。ゲートが誤りなしに動作した場合、基準点は、標準の呼気の相において収集され得る。

【００９６】
しかしながら、基準点収集のゲートは基準データ収集を遅くし得る。さらに、ナビゲーション体積のいくつかの部分は、呼気サイクルの特定の位相のみにおいて到達され得る。さらに、呼気の相とゲートとを正しく決定することに関連するいくつかの問題があり得る。たとえば、ゲートのために使用される信号は、周波数領域において生理的変化から容易に分離されないレベルセットの変化をしばしば経験し、それにより、基準データ収集と呼気の相との間のゲートが不正確になり得る。また、心臓カテーテル位置に関連する誤りの相が、ゲートのために使用される信号の相よりも不定に進むおよび／または遅れるという可能性があり得る。最後に、ゲートのために使用される信号は、典型的には因果的様式で決定され得、心臓カテーテル位置上の誤りを常に予測するものではない。したがって、ゲートされず、時間的誤りを遡及的に補償する位置合わせを計算することが望ましいことがあり、これは以下で述べるように達成され得る。したがって、本開示の実施形態は、時間的誤りを補償するための時間基底関数を採用することができる。

【００９７】
概して、線形回帰は、以下によって線形重みのセットで乗算された基底関数のセットとして表され得る。

Ｙ＝Ｂ（Ｘ）Ｗ＋ε

いくつかの実施形態では、Ｙは、従属変数を表し、M_Y次元におけるＮ個のサンプルとして、Ｎ×M_Yの次元を有し、Ｘは、独立変数を表し、M_X次元におけるＮ個のサンプルとして、Ｎ×M_Xの次元を有し、Ｂ（Ｘ）は、Ｎ個のサンプルとM_B個の基底関数とについてＮ×M_Bの次元を有する行列を返す、Ｘ上の基底関数を表し、Ｗは、基底関数上の線形重みを表し、M_B×M_Yの次元を有し、εは、依存サンプルにおける誤差を表し、Ｙと同じ次元を有する。

【００９８】
非厳格位置合わせでは、基底関数はＸの非線形関数を含むことができる。たとえば、薄板スプライン（ＴＰＳ）において、基底関数は、線形関数と放射基底関数との連結であってよく、

【数６】

$$B(X) = [1^N \quad X \quad \Psi(X)]$$

【数７】

$$\Psi_{ij}(X) = \varphi(|X_i - C_j|)$$

いくつかの実施形態では、Ｃは、制御点のセットを表し、N_C×M_Xの次元を有し、

【数８】

$$\varphi(r)$$

は、スカラー入力および出力をもつ放射基底関数を表す。放射基底関数の式は、M_Xによって決定され得る。

【００９９】

上記の３つの式において述べたように、独立変数は時間に依存しない。実際には、これは、通常は当てはまらない。むしろ、Ｘは、典型的には時間の関数であり、Ｘ（ｔ）およびＢ（Ｘ（ｔ），ｔ）は、空間と時間の両方の関数である。したがって、本開示のいくつかの実施形態は、時間基底関数を採用することができる。たとえば、空間関数の線形セットへの時間周期的オフセットは、以下の式によって表され得る。

【数９】

$$B(X(t),t) = [1^N \quad X(t) \quad \cos(\omega t) \quad \sin(\omega t)]$$

いくつかの実施形態では、ｔは、独立変数に関連する時間を表し、Ｎ×１の次元を有する。Ｂ（Ｘ（ｔ），ｔ）中の基底関数が、独立した空間関数と時間関数とに分離され得る場合、Ｂは以下によって表され得る。

【数１０】

$$B(X(t),t) = \left[F\left(X(t)\right) \quad G(t)\right]$$

空間基底関数の例については上記で与えた。線形基底関数とＴＰＳとに加えて、関心を引く他の空間基底関数は、調和な関数、たとえば、

【数１１】

$$\nabla^2\left(f(x)\right) = 0$$

であり得、なぜなら、これらは多くの関係する物理学を表すからである。

【０１００】

測定値に関連する半周期誤りは、平均値のあたりの変動として観測され得る。心臓の動きまたはコモンモードノイズによる変動から呼気による変動を分離するために、低域フィルタ処理を使用して、より短い時間スケールでの変動を減衰させ得る。ユーザによって操作されるデバイスでは、この変動は、呼気と同様の時間スケールで行われ得る操作によって不明瞭にされ得る。皮膚パッチと安定した基準カテーテル上で観測されるインピーダンスは、磁気基準センサーの位置および配向がそうであるように、適切に長い時間期間にわたって使用者の操作による影響を受けない。これらの理由により、低域皮膚パッチインピーダンスと、基準カテーテルインピーダンスと、磁気基準センサー位置および配向とからの呼気誤りに応答する多変量信号は以下のように表され得る。

【数１２】

$$S = LP([P \quad R])$$

いくつかの実施形態では、ＬＰは低域フィルタ関数を表す。Ｐは、皮膚パッチからのインピーダンス測定値を表し、N_V個の時点と、時点ごとのM_P個のパッチ測定値とについて、$N_V \times M_P$の次元を有する。Ｒは、安定した心臓カテーテルと磁気基準センサーとからの基準測定値を表すことができ、M_R個の基準測定値のために$N_V \times M_R$の次元を有し、Ｓは、呼気誤りに応答する信号を表し、$N_V \times (M_P + M_R)$の次元を有する。

【０１０１】

いくつかの実施形態では、主成分分析（ＰＣＡ）を使用して、以下の式により、変動の大部分を表す成分の低次元セットへの、呼気誤りに応答する信号の射影を決定し得る。

【数１３】

$$S - 1^{N_V}\bar{S} = U\Sigma V^T$$

いくつかの実施形態では、

【数１４】

$$\bar{S}$$

は、経時的な信号の平均を表し、１×（$M_P + M_R$）の次元を有する。

【数１５】

$$1^{N_V}$$

は、$N_V \times 1$の次元を有する１の列ベクトルを表す。$U\Sigma V^T$は、$U^T U = I$、$V^T V = I$およびΣが対角であるような特異値分解（ＳＶＤ）を表し、ただし、要素は、最大絶対値から最小絶対値に、左上から右下に順序付けられる。

【０１０２】

ＳＶＤを構成する行列は、主成分が左から右に有意に減少するように、それらの列に沿って主成分を編成する。したがって、第１のｒ個の主成分は、以下のように、Ｕ、ΣおよびＶの最左のｒ個の列である。

【数１６】

$$U = [U_r \quad U_\varepsilon]$$

【数１７】

$$\Sigma = \begin{bmatrix} \Sigma_r & 0 \\ 0 & \Sigma_\varepsilon \end{bmatrix}$$

【数１８】

$$V = [V_r \quad V_\varepsilon]$$

【数１９】

$$U\Sigma V^T = U_r \Sigma_r V_r^T + U_\varepsilon \Sigma_\varepsilon V_\varepsilon^T$$

直交性により、

【数２０】

$$V_r^T V_\varepsilon = 0$$

したがって、我々は、以下の式のように呼気信号の第１のｒ個の主成分を計算し得る。

【数２１】

$$(S - 1^{N_V}\bar{S})V_r\Sigma_r^{-1} = U_r$$

いくつかの実施形態では、フィルタ処理されない空間基底関数とともに使用すべきフィルタ処理を必要としない基底関数が作成され得る。Ｓの高周波成分はV_rの零空間中にあるので、

【数２２】

$$V_r\Sigma_r^{-1}$$

による同じ射影が使用され得る。任意の時点について、次いで、フィルタ処理されない時間基底関数が判定され、以下のように表される。

【数２３】

$$\left(\left[[P(t) \quad R(t)]\right] - \bar{S}\right)V_r\Sigma_r^{-1} = G(t)$$

基準信号のＰＣＡは時間基底関数のセットの一例であるが、本明細書で開示する実施形態に合わせて他の時間基底関数が使用され得る。

【０１０３】

基底関数が指定されると、基底関数への重みは、過剰決定問題への最小２乗解を使用して解かれ得る。時間的誤りを補償する非厳格位置合わせを計算するために、以下のステップのうちの１つまたは複数が使用され得る。いくつかの実施形態では、複数の異なる時間の各々について基準点のセットが収集され得る。単一の時点において、１つまたは複数の基準点と、１つまたは複数の時間的誤りに応答する信号のセットとが収集され得る。各基準点について、独立変数（たとえば、座標）のセットが収集でき、従属変数（たとえば、座標、ただしインピーダンス値も関係する）のセットが収集でき、時間的誤りに応答する信号に対する基準が収集され得る。

【０１０４】

いくつかの実施形態では、時間的誤りに応答する収集された信号は、当該の誤りを分離するためにフィルタ処理され得る。各基準点ｉについて、変数の独立セットと、その時点における時間的誤りに応答する信号とがＢ（Ｘ（ｔ），ｔ）に代入されて、B_iが計算され得る。各基準点についての変数の従属セットをＹとして使用すると、Ｙ＝ＢＷ＋εの解として、２乗誤差

【数２４】

$$\|\varepsilon\|$$

の和を最小限に抑えるＷが計算され得る。

【０１０５】

空間関数と時間関数とが分離可能である一例として、空間基底関数としてＴＰＳが使用されてよく、時間関数は、上記で表したように、フィルタ処理されない時間基底関数の場合のように、低域フィルタ処理されたパッチと基準カテーテル測定値とのＰＣＡによって記述され得る。

【０１０６】

いくつかの実施形態では、フローチャートは、磁気ベース系における電極３０の変換されたインピーダンス位置と磁気ベース系における電極の磁気位置との間にインピーダンスシフトおよび／またはドリフトが存在するかどうかを決定することを含むことができる。本明細書で述べるように、電極のインピーダンス位置の非線形シフトおよび／またはドリフトは、多数の生理的現象（たとえば、塩水または病変による局所的導電率変化、発汗／パッチ相互作用、肺充満の変化など）に起因し得る。磁気位置センサー２８はシフトおよび／またはドリフトを受けないので、電極３０の計算された磁気位置はシフトおよび／またはドリフトを受けないことがある。したがって、磁気ベース座標系における電極３０の変換されたインピーダンス位置と電極の磁気位置との間の差は、電極３０のインピーダンス位置のシフトおよび／またはドリフトに等しくなり得る。

【０１０７】

いくつかの実施形態では、フローチャートは、インピーダンスシフトおよび／またはドリフトに基づいてインピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせを生成することを含むことができる。インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせは、インピーダンスベース座標系における電極３０のインピーダンス位置の変換を磁気ベース座標系における電極３０の変換されたインピーダンス位置の変更へとみなすことができ、また、電極３０のインピーダンス位置に関連するインピーダンスシフトおよび／またはドリフトとみなすことができる。したがって、電極３０のインピーダンス位置が受信でき、電磁動的位置合わせが使用されて、電極３０のインピーダンス位置が磁気ベース座標系に変換され、電極３０のインピーダンス位置に関連し得るシフトおよび／またはドリフトが補正され得る。一例では、インピーダンスシフトおよびドリフト検出および補正は、それの全体が参照により本明細書によって組み込む、２０１５年６月１９日に出願された、２０１５年６月１９日に出願された「Ｉｍｐｅｄａｎｃｅ Ｓｈｉｆｔ ａｎｄ Ｄｒｉｆｔ Ｄｅｔｅｃｔｉｏｎ ａｎｄ Ｃｏｒｒｅｃｔｉｏｎ」と題する米国出願第６２／１８２，２０８号に詳述されているように、電磁動的位置合わせを介して実施され得る。

【０１０８】

いくつかの実施形態では、電磁動的位置合わせは、関心体積（たとえば、心腔）について生成され得る。一例では、本明細書で述べるように、電磁動的位置合わせの生成のためのデータを収集するために、磁気位置センサー２８と電極３０とがその上に配設された位置合わせカテーテルが使用され得る。いくつかの実施形態では、関心体積について電磁動的位置合わせが生成されると、磁気位置センサー２８と電極３０とをもつ位置合わせカテーテルは関心体積から除去され得る。いくつかの実施形態では、電極３０を含むが磁気位置センサー２８を含まないカテーテルであり得る、インピーダンスベースの医療デバイスが関心体積中に挿入され得る。電磁動的位置合わせを使用して、インピーダンスベースの医療デバイス上の電極３０のインピーダンス位置が磁気ベース座標系に位置合わせされ、

電磁動的位置合わせを介して、電極３０のインピーダンス位置に関連するシフトおよび／またはドリフトが考慮され得る。

【０１０９】

いくつかの実施形態では、フローチャートは、インピーダンスベースの医療デバイス上で電極３０のシフトおよび／またはドリフトが修正された位置を決定するために、ボックス２５６において、シフトおよび／またはドリフトの修正を適用することを含むことができる。本明細書で述べるように、いくつかの実施形態では、インピーダンスベースの医療デバイス上の電極３０のシフトおよび／またはドリフト補正された位置を提供するために、電極３０のインピーダンス位置は、電磁動的位置合わせを介してシフトされ得る。いくつかの実施形態では、ボックス２５８において、インピーダンスベースの医療デバイス上の電極３０のシフトおよび／またはドリフトが修正された位置に平滑化関数が適用され得る。薄板スプライン変換は、本明細書で述べるように、平滑なカテーテルの表現に関連付けられた電極３０の位置を提供しないことがある。したがって、カテーテルの改善された表現を提供するために、電極３０のシフトおよび／またはドリフトが修正された位置に平滑化関数が適用され得る。いくつかの実施形態では、ボックス２６０において、電極３０のシフトおよび／もしくはドリフトが修正された位置、電極３０の磁気位置、ならびに／または磁気位置センサー２８の磁気位置が合成され得る。一例では、フローチャートは、本明細書で述べるように、電極３０のシフトおよび／もしくはドリフトが修正された位置、電極３０の磁気位置、ならびに／または磁気位置センサー２８の磁気位置を表示することを含むことができる。

【０１１０】

様々な装置、システム、および／または方法の実施形態について本明細書で説明した。本明細書に記載され添付の図面に示されている実施形態の全体的な構造、機能、製造、および使用についての完全な理解を与えるために、多数の具体的な詳細を記載した。しかしながら、本実施形態はそのような具体的な詳細なしに実施され得ることを当業者は理解されよう。他の例では、よく知られている動作、構成要素、および要素は、本明細書で説明する実施形態を不明瞭にしないように詳細に説明していない。本明細書で説明および図示された実施形態は非限定的な例であることを当業者は理解され、したがって、本明細書で開示された特定の構造的および機能的詳細は、代表的であり得、本実施形態の範囲を必ずしも限定するものではなく、それの範囲は、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できよう。

【０１１１】

「様々な実施形態」、「いくつかの実施形態」、「一実施形態」、または「実施形態」などへの本明細書全体にわたる言及は、本実施形態に関連して説明した特定の特徴、構造、または特性が、少なくとも１つの実施形態の中に含まれることを意味する。したがって、本明細書全体にわたる箇所における、「様々な実施形態では」、「いくつかの実施形態では」、「一実施形態では」、または「実施形態では」などの句の出現は、必ずしも同じ実施形態をすべて参照しているとは限らない。さらに、特定の特徴、構造、または特性は、１つまたは複数の実施形態において任意の好適な方法で組み合わされ得る。したがって、一実施形態に関連して図示または記載された特定の特徴、構造、または特性は、そのような組合せが非論理的または非機能的でないと仮定すれば、限定なしに、１つまたは複数の他の実施形態の特徴、構造、または特性と、全体的にまたは部分的に組み合わされ得る。

【０１１２】

本明細書全体にわたって、患者を治療するために使用される器具の一端を操作する臨床医に関して、「近位」および「遠位」という用語が使用されることがあることを了解されよう。「近位」という用語は、臨床医に最も近い器具の部分を意味し、「遠位」という用語は、臨床医から最も離れて位置する部分を意味する。さらに、簡単および明快のために、図示の実施形態に関して、「垂直」、「水平」、「上」、および「下」などの空間的用語が本明細書で使用されることがあることを了解されよう。しかしながら、外科用器具は

多くの配向および位置において使用されてよく、これらの用語は限定的および絶対的であるように意図されたものではない。

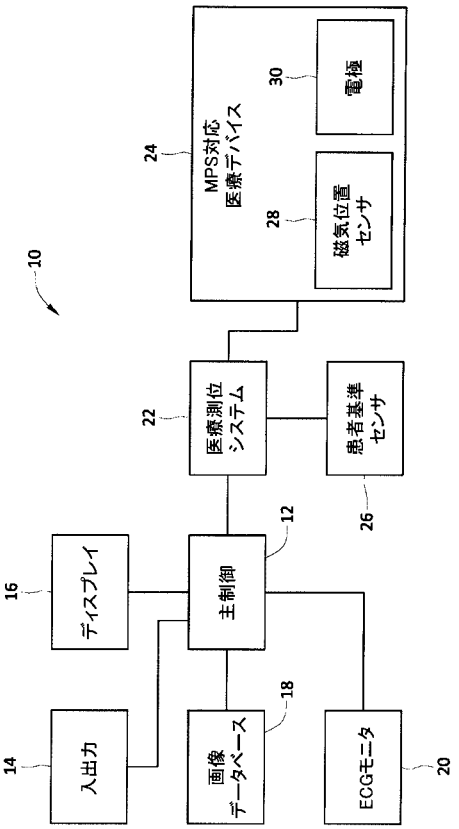
【０１１３】

デバイスナビゲーションのための電磁動的位置合わせのための少なくとも１つの実施形態について、上記ではある程度の委細を伴って説明したが、当業者は、本開示の趣旨または範囲から逸脱することなく開示した実施形態に多数の改変を行い得る。すべての方向性の言及（たとえば、上側、下側、上向き、下向き、左、右、左向き、右向き、上部、下部、上方、下方、垂直、水平、時計回り、および反時計回り）は、本開示の読者の理解を助ける識別のためにのみ使用され、特にデバイスの位置、配向、または使用に関して、限定を生じるものではない。連合の言及（たとえば、固定された、アタッチされた、結合された、接続されたなど）は、広く解釈されるべきであり、要素の接続間の中間メンバーと、要素間の相対的移動とを含むことができる。したがって、連合の言及は、必ずしも、２つの要素が直接接続され、互いに固定関係にあることを推定するものではない。上記の説明の中に含まれているかまたは添付の図面に示されているすべての事項は、例示的にすぎず、限定的ではないと解釈されるべきものであることが意図される。詳細または構造の変更は、添付の特許請求の範囲において定義されている本開示の趣旨から逸脱することなく行われ得る。

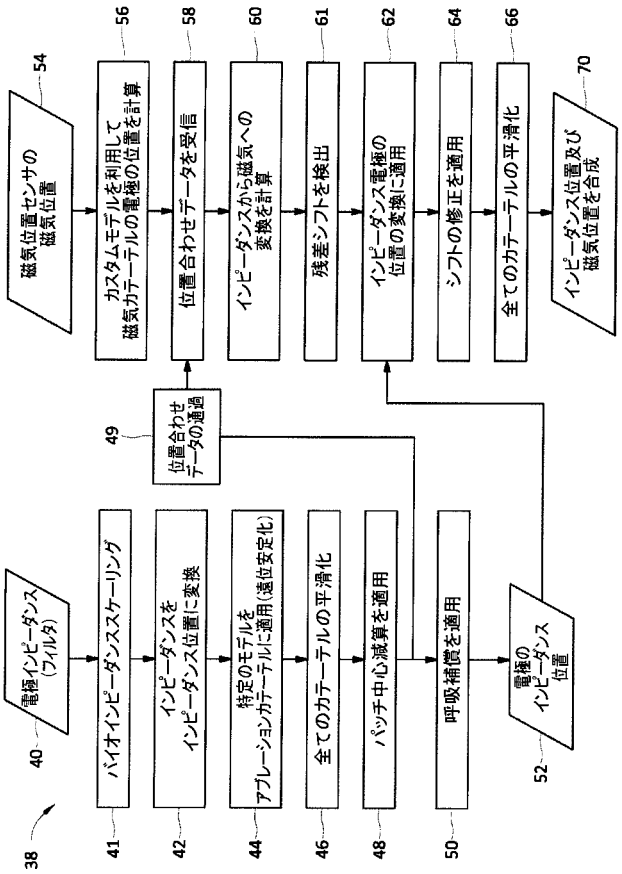
【０１１４】

参照により本明細書に組み込まれると言われる、全体的または部分的な、いかなる特許、公開、または他の開示資料も、組み込まれる資料が、本開示に記載された既存の定義、記述、または他の開示資料と競合しない程度までのみ、本明細書に組み込まれる。そのようなものとして、および必要な程度まで、本明細書に明示的に記載された開示は、参照により本明細書に組み込まれたどんな競合する資料にも優先する。参照により本明細書に組み込まれると言われるが、本明細書に記載された既存の定義、記述、または他の開示資料と競合する、いかなる資料、またはそれの部分も、その組み込まれる資料と、既存の開示資料との間に競合が起こらない程度までしか組み込まれない。

【図１】



【図２】



【図３Ａ】

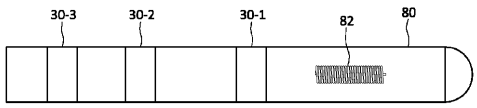


FIG. 3A

【図３Ｂ】

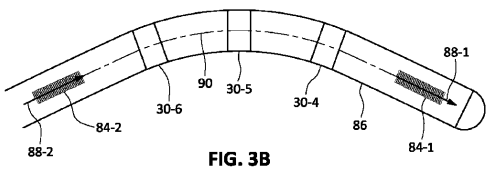


FIG. 3B

【図３Ｃ】

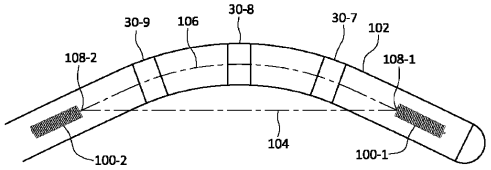


FIG. 3C

【図４】

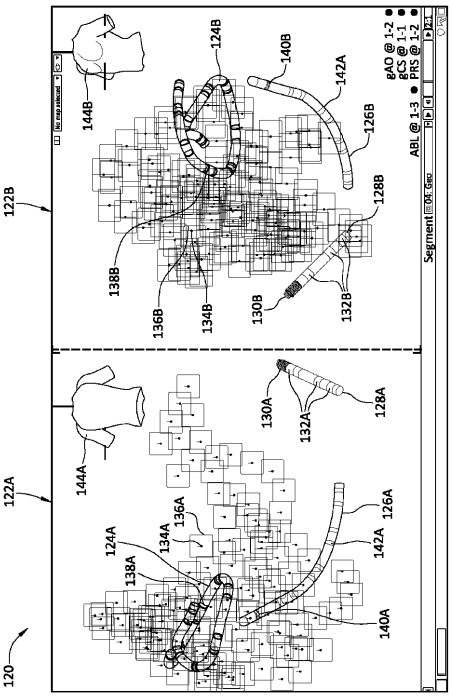
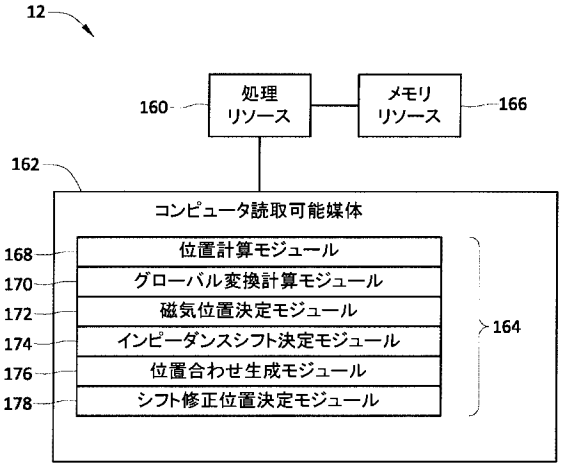


FIG. 4

【図５】



【図６Ａ】

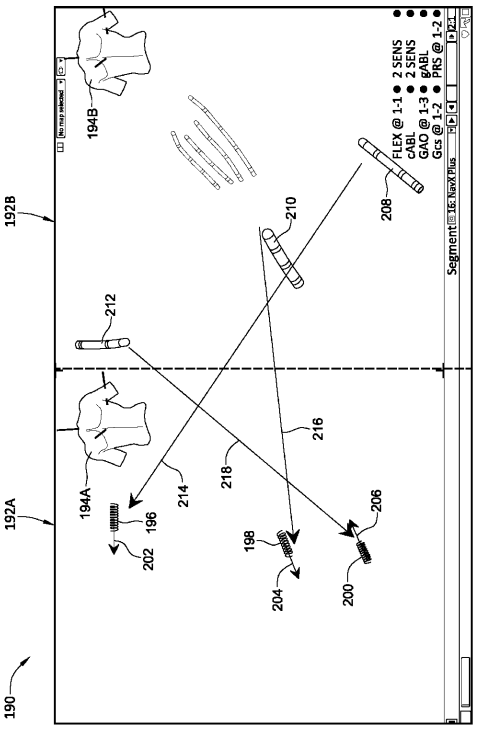


FIG. 6A

【図６Ｂ】

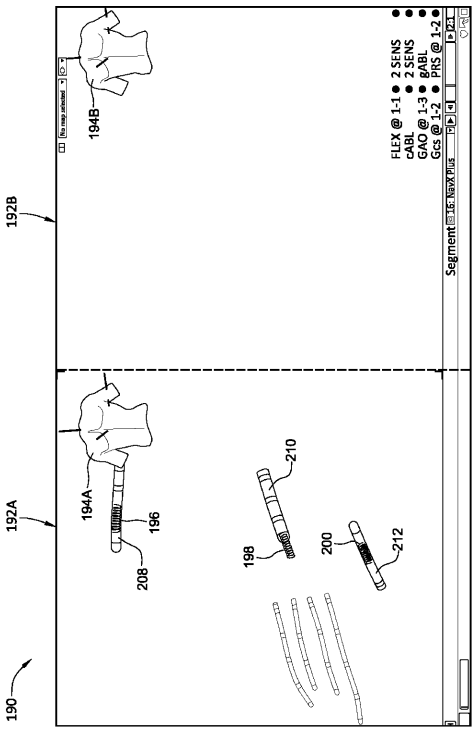
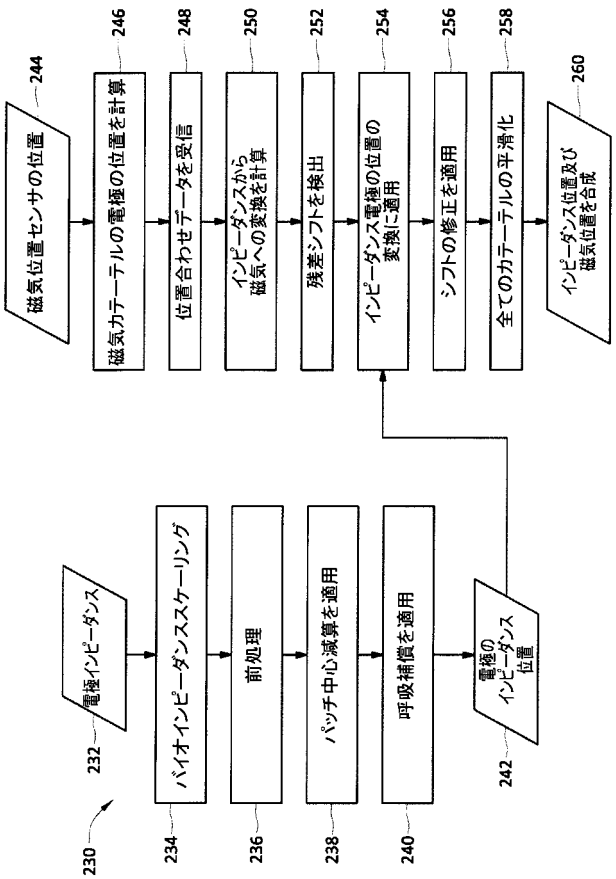


FIG. 6B

【図７】



【手続補正書】
【提出日】平成30年4月3日(2018.4.3)
【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】
インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の位置合わせのための方法であって、
いくつかの基準点の位置を計算するステップであって、前記基準点が、インピーダンスベース座標系においてカテーテル上に配置された電極のインピーダンス位置と、磁気ベース座標系において前記カテーテル上に配置された磁気位置センサーの磁気位置と、を含む、ステップと、
前記インピーダンスベース座標系における前記電極の前記インピーダンス位置を前記磁気ベース座標系における前記電極の変換されたインピーダンス位置に変換するステップと、
前記磁気ベース座標系における前記電極の磁気位置を決定するステップと、
前記磁気ベース座標系における前記電極の前記変換されたインピーダンス位置と前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置との間にインピーダンスシフトが存在するかどうかを決定するステップと、
コンピュータを用いて、前記インピーダンスシフトに基づいて前記インピーダンスベース座標系と前記磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせを生成するステップと
を含む、方法。
【請求項２】
追加のいくつかの基準点の前記位置を計算するステップと、
追加のいくつかの基準点に基づいて前記電磁動的位置合わせを更新するステップと
をさらに含む、請求項１に記載の方法。
【請求項３】
平滑化関数を介して前記電磁動的位置合わせと前記更新された電磁動的位置合わせとの間で遷移するステップをさらに含む、請求項２に記載の方法。
【請求項４】
前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定するステップは、前記カテーテル上の前記電極と前記カテーテル上に配置された前記磁気位置センサーとの間の既知の距離、および、前記カテーテル上に配置された前記磁気位置センサーの配向を使用して、前記電極の前記インピーダンス位置を前記電極の前記磁気位置に変換することを含む、請求項１から３のいずれか一項に記載の方法。
【請求項５】
ロドリゲスの回転モデルを使用して前記電極の前記インピーダンス位置を前記電極の前記磁気位置に変換することをさらに含む、請求項４に記載の方法。
【請求項６】
前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定することは、前記カテーテル上に配置された複数の電極間の既知の距離を使用して前記電極の前記インピーダンス位置を前記電極の前記磁気位置に変換することを含む、請求項１から５のいずれか一項に記載の方法。
【請求項７】
前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定することは、前記カテーテル上に設置された２つの５自由度磁気測位センサーに基づく、請求項６に記載の方法。
【請求項８】

前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定することは、前記カテーテルの遠位端と近位端とにおいて配設された２つの５自由度磁気位置センサーの位置および配向と、前記カテーテル上に配置された電極間の既知の距離と、に基づいて、前記２つの５自由度磁気位置センサー間のエルミート曲線を決定することを含む、請求項１から７のいずれか一項に記載の方法。

【請求項９】

前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定することは、前記インピーダンスベース座標系と前記磁気ベース座標系との間のアフィン変換に基づいて前記電極の前記磁気位置を決定することを含む、請求項１から８のいずれか一項に記載の方法。

【請求項１０】

前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定することは、前記インピーダンスベース座標系と前記磁気ベース座標系との間のアフィン変換を計算することを含み、前記アフィン変換に対応する状態変数を推論するために拡張カルマンフィルタが使用され、前記状態変数は前記カテーテルの形状に基づく、請求項１から９のいずれか一項に記載の方法。

【請求項１１】

前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定することは、

２つの５自由度センサー間のアーク長を計算することと、

前記２つのセンサー間のカテーテル本体を表すためにバイアーク曲線を使用することと、を含み、

前記５自由度センサーは、前記カテーテルの近位端と遠位端とに配置される、請求項１から１０のいずれか一項に記載の方法。

【請求項１２】

前記電磁動的位置合わせを使用してインピーダンスベースの医療デバイス上の電極のインピーダンス位置を前記磁気ベース座標系に位置合わせするステップをさらに含む、請求項１から１１のいずれか一項に記載の方法。

【請求項１３】

前記磁気ベース座標系において位置合わせされた前記電極の位置に基づいて前記インピーダンスベースの医療デバイスの前記位置を表示するステップを含む、請求項１２に記載の方法。

【請求項１４】

インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の位置合わせを生成するための命令を記憶する不揮発性のコンピュータ読取可能媒体であって、前記命令は、

いくつかの基準点の位置を計算することであって、前記いくつかの基準点が、インピーダンスベース座標系におけるカテーテル上に配設された電極のインピーダンス位置と、磁気ベース座標系における前記カテーテル上に配置された磁気位置センサーの磁気位置と、を含む、計算することと、

前記いくつかの基準点の前記位置に基づいてグローバル電磁変換を計算して、前記インピーダンスベース座標系における前記電極の前記インピーダンス位置を前記磁気ベース座標系における前記電極の変換されたインピーダンス位置に変換することと、

前記磁気ベース座標系における前記電極の磁気位置を決定することと、

前記磁気ベース座標系における前記電極の前記変換されたインピーダンス位置と前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置との間にインピーダンスシフトが存在するかどうかを決定することと、

前記インピーダンスシフトに基づいて前記インピーダンスベース座標系と前記磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせを生成することと、

前記電磁動的位置合わせを使用して、インピーダンスベースの医療デバイスの電極の位置を修正したシフトを決定することと、

を行うように処理リソースによって実行可能である、不揮発性のコンピュータ読取可能媒体。

【請求項１５】
インピーダンスシフトが存在するという判定に応答して２次電磁動的位置合わせを決定するための命令をさらに含む、請求項１４に記載の不揮発性のコンピュータ読取可能媒体。
【請求項１６】
前記２次電磁動的位置合わせに基づいて、前記インピーダンスベースの医療デバイスの前記電極のインピーダンス位置を前記磁気ベース座標系に位置合わせするための命令をさらに含む、請求項１５に記載の不揮発性のコンピュータ読取可能媒体。
【請求項１７】
前記２次電磁動的位置合わせに基づいて、前記インピーダンスシフトを修正するための命令をさらに含む、請求項１６に記載の不揮発性のコンピュータ読取可能媒体。
【請求項１８】
インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の位置合わせを生成するためのシステムであって、
第１の電極および磁気位置センサーを含む第１のカテーテルと、
第２の電極を含む第２のカテーテルと、
プロセッサと不揮発性のコンピュータ読取可能命令を記憶するメモリとを備え、前記コンピュータ読取可能命令は、
いくつかの基準点の位置を計算することであって、前記基準点が、インピーダンスベース座標系における前記第１の電極のインピーダンス位置と、磁気ベース座標系における前記磁気位置センサーの磁気位置とを含む、計算することと、
前記いくつかの基準点の前記位置に基づいてグローバル電磁変換を計算して、前記インピーダンスベース座標系における前記第１の電極の前記インピーダンス位置を前記磁気ベース座標系における前記第１の電極の変換されたインピーダンス位置に変換することと、
前記磁気ベース座標系における前記第１の電極の磁気位置を決定することと、
前記磁気ベース座標系における前記第１の電極の前記変換されたインピーダンス位置と前記磁気ベース座標系における前記第１の電極の前記磁気位置との間にインピーダンスシフトが存在するかどうかを判定することと、
前記インピーダンスシフトに基づいて前記インピーダンスベース座標系と前記磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせを生成することと、
前記電磁動的位置合わせに基づいて、前記第２の電極の位置を修正したシフトを決定することと、
を行うように前記プロセッサによって実行可能である、システム。
【請求項１９】
前記第２のカテーテルは、インピーダンスのみのデバイスである、請求項１８に記載のシステム。
【請求項２０】
前記インピーダンスベース座標系における前記第１の電極の前記インピーダンス位置の前記インピーダンスベース座標を磁気ベース座標に変換するための命令をさらに備える、請求項１８又は１９に記載のシステム。
【請求項２１】
関心体積における前記電磁動的位置合わせに基づいて、前記第２の電極の位置を修正した前記シフトを表示するための命令をさらに備える、請求項１８から２０のいずれか一項に記載のシステム。
【手続補正２】
【補正対象書類名】明細書
【補正対象項目名】０１１４
【補正方法】変更
【補正の内容】
【０１１４】

参照により本明細書に組み込まれると言われる、全体的または部分的な、いかなる特許、公開、または他の開示資料も、組み込まれる資料が、本開示に記載された既存の定義、記述、または他の開示資料と競合しない程度までのみ、本明細書に組み込まれる。そのようなものとして、および必要な程度まで、本明細書に明示的に記載された開示は、参照により本明細書に組み込まれたどんな競合する資料にも優先する。参照により本明細書に組み込まれると言われるが、本明細書に記載された既存の定義、記述、または他の開示資料と競合する、いかなる資料、またはそれの部分も、その組み込まれる資料と、既存の開示資料との間に競合が起こらない程度までしか組み込まれない。

以下の項目は、国際出願時の特許請求の範囲に記載の要素である。

（項目１）

インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の位置合わせのための方法であって、

いくつかの基準点の位置を計算するステップであって、前記基準点が、インピーダンスベース座標系においてカテーテル上に配置された電極のインピーダンス位置と、磁気ベース座標系において前記カテーテル上に配置された磁気位置センサーの磁気位置と、を含む、ステップと、

前記インピーダンスベース座標系における前記電極の前記インピーダンス位置を前記磁気ベース座標系における前記電極の変換されたインピーダンス位置に変換するステップと、

前記磁気ベース座標系における前記電極の磁気位置を決定するステップと、

前記磁気ベース系における前記電極の前記変換されたインピーダンス位置と前記磁気ベース系における前記電極の前記磁気位置との間にインピーダンスシフトが存在するかどうかを決定するステップと、

コンピュータを用いて、前記インピーダンスシフトに基づいて前記インピーダンスベース座標系と前記磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせを生成するステップと

を含む、方法。

（項目２）

追加のいくつかの基準点の前記位置を計算するステップと、

追加のいくつかの基準点に基づいて前記電磁動的位置合わせを更新するステップと

をさらに含む、項目１に記載の方法。

（項目３）

平滑化関数を介して前記電磁動的位置合わせと前記更新された電磁動的位置合わせとの間で遷移するステップをさらに含む、項目２に記載の方法。

（項目４）

前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定するステップは、前記カテーテル上の前記電極と前記カテーテル上に配置された前記磁気位置センサーとの間の既知の距離、および、前記カテーテル上に配置された前記磁気位置センサーの配向を使用して、前記電極の前記インピーダンス位置を前記電極の前記磁気位置に変換することを含む、項目１に記載の方法。

（項目５）

ロドリゲスの回転モデルを使用して前記電極の前記インピーダンス位置を前記電極の前記磁気位置に変換することをさらに含む、項目４に記載の方法。

（項目６）

前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定することは、前記カテーテル上に配置された複数の電極間の既知の距離を使用して前記電極の前記インピーダンス位置を前記電極の前記磁気位置に変換することを含む、項目１に記載の方法。

（項目７）

前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定することは、前記カテーテル上に設置された２つの５自由度磁気測位センサーに基づく、項目６に記載の方法。

（項目８）

前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定することは、前記カテーテルの遠位端と近位端とにおいて配設された２つの５自由度磁気位置センサーの位置および配向と、前記カテーテル上に配置された電極間の既知の距離と、に基づいて、前記２つの５自由度磁気位置センサー間のエルミート曲線を決定することを含む、項目１に記載の方法。

（項目９）

前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定することは、前記インピーダンスベース座標系と前記磁気ベース座標系との間のアフィン変換に基づいて前記電極の前記磁気位置を決定することを含む、項目１に記載の方法。

（項目１０）

前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定することは、前記インピーダンスベース座標系と前記磁気ベース座標系との間のアフィン変換を計算することを含み、前記アフィン変換に対応する状態変数を推論するために拡張カルマンフィルタが使用され、前記状態変数は前記カテーテルの形状に基づく、項目１に記載の方法。

（項目１１）

前記磁気ベース座標系における前記電極の前記磁気位置を決定することは、

２つの５自由度センサー間のアーク長を計算することと、

前記２つのセンサー間のカテーテル本体を表すためにバイアーク曲線を使用することと、を含み、

前記５自由度センサーは、前記カテーテルの近位端と遠位端とに配置される、項目１に記載の方法。

（項目１２）

前記電磁動的位置合わせを使用してインピーダンスベースの医療デバイス上の電極のインピーダンス位置を前記磁気ベース座標系に位置合わせするステップをさらに含む、項目１に記載の方法。

（項目１３）

前記磁気ベース座標系において位置合わせされた前記電極の位置に基づいて前記インピーダンスベースの医療デバイスの前記位置を表示するステップを含む、項目１２に記載の方法。

（項目１４）

インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の位置合わせを生成するための命令を記憶する不揮発性のコンピュータ読取可能媒体であって、前記命令は、

いくつかの基準点の位置を計算することであって、前記いくつかの基準点が、インピーダンスベース座標系におけるカテーテル上に配設された電極のインピーダンス位置と、磁気ベース座標系における前記カテーテル上に配置された磁気位置センサーの磁気位置と、を含む、計算することと、

前記いくつかの基準点の前記位置に基づいてグローバル電磁変換を計算して、前記インピーダンスベース座標系における前記電極の前記インピーダンス位置を前記磁気ベース座標系における前記電極の変換されたインピーダンス位置に変換することと、

前記磁気ベース座標系における前記電極の磁気位置を決定することと、

前記磁気ベース系における前記電極の前記変換されたインピーダンス位置と前記磁気ベース系における前記電極の前記磁気位置との間にインピーダンスシフトが存在するかどうかを決定することと、

前記インピーダンスシフトに基づいて前記インピーダンスベース座標系と前記磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせを生成することと、

前記電磁動的位置合わせを使用して、インピーダンスベースの医療デバイスの電極の位置を修正したシフトを決定することと、

を行うように処理リソースによって実行可能である、不揮発性のコンピュータ読取可能媒体。

（項目１５）

インピーダンスシフトが存在するという判定に応答して２次電磁動的位置合わせを決定するための命令をさらに含む、項目１４に記載の不揮発性のコンピュータ読取可能媒体。
（項目１６）
前記２次電磁動的位置合わせに基づいて、前記インピーダンスベースの医療デバイスの前記電極のインピーダンス位置を前記磁気ベース座標系に位置合わせするための命令をさらに含む、項目１５に記載の不揮発性のコンピュータ読取可能媒体。
（項目１７）
前記２次電磁動的位置合わせに基づいて、前記インピーダンスシフトを修正するための命令をさらに含む、項目１６に記載の不揮発性のコンピュータ読取可能媒体。
（項目１８）
インピーダンスベース座標系と磁気ベース座標系との間の位置合わせを生成するためのシステムであって、
第１の電極および磁気位置センサーを含む第１のカテーテルと、
第２の電極を含む第２のカテーテルと、
プロセッサと不揮発性のコンピュータ読取可能命令を記憶するメモリとを備え、前記コンピュータ読取可能命令は、
いくつかの基準点の位置を計算することであって、前記基準点が、インピーダンスベース座標系における前記第１の電極のインピーダンス位置と、磁気ベース座標系における前記磁気位置センサーの磁気位置とを含む、計算することと、
前記いくつかの基準点の前記位置に基づいてグローバル電磁変換を計算して、前記インピーダンスベース座標系における前記第１の電極の前記インピーダンス位置を前記磁気ベース座標系における前記第１の電極の変換されたインピーダンス位置に変換することと、
前記磁気ベース座標系における前記第１の電極の磁気位置を決定することと、
前記磁気ベース系における前記第１の電極の前記変換されたインピーダンス位置と前記磁気ベース系における前記第１の電極の前記磁気位置との間にインピーダンスシフトが存在するかどうかを判定することと、
前記インピーダンスシフトに基づいて前記インピーダンスベース座標系と前記磁気ベース座標系との間の電磁動的位置合わせを生成することと、
前記電磁動的位置合わせに基づいて、前記第２の電極の位置を修正したシフトを決定することと、
を行うように前記プロセッサによって実行可能である、システム。
（項目１９）
前記第２のカテーテルは、インピーダンスのみのデバイスである、項目１８に記載のシステム。
（項目２０）
前記インピーダンスベース座標系における前記第１の電極の前記インピーダンス位置の前記インピーダンスベース座標を磁気ベース座標に変換するための命令をさらに備える、項目１８に記載のシステム。
（項目２１）
関心体積における前記電磁動的位置合わせに基づいて、前記第２の電極の位置を修正した前記シフトを表示するための命令をさらに備える、項目１８に記載のシステム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2016/038387

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B34/20 A61B90/00 A61B18/14
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

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2012/265054 A1 (OLSON ERIC S [US]) 18 October 2012 (2012-10-18) paragraph [0060]	14-17
X Y	US 2012/302869 A1 (KOYRAKH LEV A [US] ET AL) 29 November 2012 (2012-11-29) paragraphs [0008] - [0011], [0037] - [0038], [0039], [0041] claims 1-2 figures 1,2,3B,4	14-17 18-21
Y	US 2013/267835 A1 (EDWARDS JEROME RANJEEV [US]) 10 October 2013 (2013-10-10) paragraphs [0008], [0020], [0021], [0036] - [0041], [0052], [0066] claims 57-58 figures 1,2,4	18-21

-/--

[X] Further documents are listed in the continuation of Box C. [X] 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	Date of mailing of the international search report
12 September 2016	21/09/2016

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Erbel, Stephan

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2016/038387

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 2 168 478 A1 (BIOSENSE WEBSTER INC [US]) 31 March 2010 (2010-03-31) paragraphs [0046] - [0068], [0137]	14-21
A	US 2014/275957 A1 (LUPOTTI FERMIN A [US]) 18 September 2014 (2014-09-18) paragraphs [0026] - [0027], [0031], [0043] - [0044]	14-21
A	US 2013/066193 A1 (OLSON ERIC S [US] ET AL) 14 March 2013 (2013-03-14) paragraphs [0008], [0030] - [0035], [0038], [0060], [0072], [0075]	14-21

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2016/038387

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☒ Claims Nos.: 1-13
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ US2016/ 038387

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box II.2

Claims Nos.: 1-13

Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery
Claims 1 to 13 relate to a method for treating the human body by surgery. According to Rule 39.1 (iv) PCT the international search authority is not required to search subject matter falling under this category. The reasons for which said subject matter is considered to relate to a method for treating the human body by surgery is as follows: According to claim 1, locations (plural) of a magnetic sensor (singular) are used. Also ,according to the description, the catheter is "quickly swiped through a volume of interest". Both shows, that the claimed method requires applying movement to the catheter, which according to the description is a catheter in the heart of the patient. Such a step being considered implicitly part of the claimed method, the method is considered to encompass a surgical step in the sense of Rule 39.1 (iv) PCT.

The applicant's attention is drawn to the fact that claims relating to inventions in respect of which no international search report has been established need not be the subject of an international preliminary examination (Rule 66.1(e) PCT). The applicant is advised that the EPO policy when acting as an International Preliminary Examining Authority is normally not to carry out a preliminary examination on matter which has not been searched. This is the case irrespective of whether or not the claims are amended following receipt of the search report or during any Chapter II procedure. If the application proceeds into the regional phase before the EPO, the applicant is reminded that a search may be carried out during examination before the EPO (see EPO Guidelines C-IV, 7.2), should the problems which led to the Article 17(2) declaration be overcome.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/US2016/038387

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2012265054 A1	18-10-2012	AU 2012243268 A1	03-10-2013
		CA 2830740 A1	18-10-2012
		CN 103687533 A	26-03-2014
		EP 2675347 A1	25-12-2013
		JP 5661974 B2	28-01-2015
		JP 2014511737 A	19-05-2014
		US 2012265054 A1	18-10-2012
		WO 2012141775 A1	18-10-2012
US 2012302869 A1	29-11-2012	NONE	
US 2013267835 A1	10-10-2013	EP 2836118 A1	18-02-2015
		JP 2015520618 A	23-07-2015
		US 2013267835 A1	10-10-2013
		WO 2013154855 A1	17-10-2013
EP 2168478 A1	31-03-2010	CA 2680918 A1	30-03-2010
		CN 101756701 A	30-06-2010
		EP 2168478 A1	31-03-2010
		EP 2322088 A1	18-05-2011
		EP 2322089 A1	18-05-2011
		IL 201233 A	28-11-2013
		JP 5642369 B2	17-12-2014
		JP 2010082446 A	15-04-2010
		RU 2009136154 A	10-04-2011
		US 2010079158 A1	01-04-2010
US 2014275957 A1	18-09-2014	NONE	
US 2013066193 A1	14-03-2013	CN 103813748 A	21-05-2014
		EP 2755553 A2	23-07-2014
		JP 2014530030 A	17-11-2014
		JP 2016105803 A	16-06-2016
		US 2013066193 A1	14-03-2013
		WO 2013039564 A2	21-03-2013

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (April 2005)

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 アンソニー ヒル
アメリカ合衆国、 ５５４０７、 ミネソタ州、 ミネアポリス、 １６番 アベニュー サウス ３６０１
(72)発明者 ケーブル トンプソン
アメリカ合衆国、 ５５１０４、 ミネソタ州、 セント. ポール、 マーシャル アベニュー １６３４、 アパートメント １
(72)発明者 リンダ ロイツ
アメリカ合衆国、 ５５１１２、 ミネソタ州、 ニュー ブライトン、 ハイビュー ドライブ １１５９

Ｆターム(参考) 4C093 AA01 DA02