

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7229155号
(P7229155)

(45)発行日 令和5年2月27日(2023.2.27)

(24)登録日 令和5年2月16日(2023.2.16)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 B 34/20 (2016.01) A 6 1 B 34/20

請求項の数 11 (全30頁)

(21)出願番号	特願2019-518029(P2019-518029)	(73)特許権者	510253996 インテュイティブ サージカル オペレー ションズ, インコーポレイテッド アメリカ合衆国 9 4 0 8 6 カリフォル ニア州 サニーヴェイル キーファー・ロ ード 1 0 2 0
(86)(22)出願日	平成29年10月31日(2017.10.31)	(74)代理人	100107766 弁理士 伊東 忠重
(65)公表番号	特表2019-531809(P2019-531809 A)	(74)代理人	100070150 弁理士 伊東 忠彦
(43)公表日	令和1年11月7日(2019.11.7)	(74)代理人	100091214 弁理士 大貫 進介
(86)国際出願番号	PCT/US2017/059358	(72)発明者	ソーバー, ティモシー ディー. アメリカ合衆国 9 4 0 8 6 カリフォル ニア州, サニーヴェイル, キーファー・ロ ード 最終頁に続く
(87)国際公開番号	WO2018/085287		
(87)国際公開日	平成30年5月11日(2018.5.11)		
審査請求日	令和2年10月22日(2020.10.22)		
(31)優先権主張番号	62/416,393		
(32)優先日	平成28年11月2日(2016.11.2)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		

(54)【発明の名称】 画像誘導手術のための連続的な位置合せのシステム及び方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

医療撮像システムであって、当該システムは、
動き検出器と、
挿入ステージに沿って移動可能な器具キャリッジに結合された基端部を有する可撓性カ
テーテルと、
該可撓性カテーテルの長さに沿って延びる点収集器具と、
該点収集器具によって収集された測定点のセットを1つ又は複数の解剖学的通路のモデ
ルに位置合わせするように構成される追跡システムと、を有しており、
該追跡システムは、
前記モデルのモデル空間に関連付けられるモデル点のセットにアクセスすることと、
患者の前記1つ又は複数の解剖学的通路内に挿入された前記可撓性カテーテルの前記長
さに沿って前記測定点のセットを収集することであって、前記測定点は患者空間内の前記
カテーテルの形状によって決定される、収集することと、
前記動き検出器によって監視される周期的な生理学的機能に従って、前記測定点のセッ
トを複数のサブセットに割り当てることと、
前記複数のサブセットの各サブセットを前記モデル点のセットと位置合わせすることに
より、複数の位置合せ候補を生成することと、
前記複数の位置合せ候補のうちの最適な位置合せを提供する第1の位置合せ候補を示す
比較メトリックに基づいて、前記複数の位置合せ候補から前記複数のサブセットのうちの

第 1 のサブセットに関連する前記第 1 の位置合せ候補を選択することと、

該選択された第 1 の位置合せ候補を前記モデルの前記モデル点のセットに適用して、前記患者空間を前記モデルに位置合わせすること、を含む動作を行う、システム。

【請求項 2】

前記動き検出器は医療処置中に使用される人工呼吸器に結合され、前記周期的な生理学的機能は呼吸である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記点収集器具は、前記可撓性カテーテル内でその先端部まで延びる光ファイバー形状センサである、請求項 1 に記載のシステム。

10

【請求項 4】

前記動作には、

前記第 1 の位置合せ候補を選択するために使用される前記比較メトリックの変化を検出することと、

最適な位置合せを提供する第 2 の位置合せ候補を示す前記比較メトリックの前記変化に基づいて、前記複数の位置合せ候補から前記第 2 の位置合せ候補を選択することと、

前記選択された第 2 の位置合せ候補を適用して、前記患者空間を前記モデルに位置合わせすることと、

測定点を前記複数のサブセットに追加することにより前記複数のサブセットを変更すること、がさらに含まれる、請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載のシステム。

20

【請求項 5】

前記位置合わせされたモデルの視覚的表現をユーザインターフェイスに提供するように構成されたディスプレイをさらに有する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記位置合わせされたモデルの視覚的表現及び前記ユーザインターフェイスは、前記カテーテルの視覚的表現をさらに含む、請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記サブセットは、前記周期的な生理学的機能の規定された部分に関連付けられる、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記規定された部分は、前記周期的な生理学的機能の周期に関連している、請求項 7 に記載のシステム。

30

【請求項 9】

前記規定された部分は、前記周期的な生理学的機能の振幅に関連している、請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記点収集器具は、形状センサである、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

医療撮像システムであって、当該システムは、

動き検出器と、

挿入ステージに沿って移動可能な器具キャリアッジに結合された基端部を有する可撓性カテーテルと、

40

該可撓性カテーテルの長さに沿って延びる点収集器具と、

該点収集器具によって収集された測定点のセットを 1 つ又は複数の解剖学的通路のモデルに位置合わせするように構成される追跡システムと、を有しており、

該追跡システムは、

前記モデルのモデル空間に関連付けられるモデル点のセットにアクセスすることと、

患者の前記 1 つ又は複数の解剖学的通路内に挿入された前記可撓性カテーテルの前記長さに沿って前記測定点のセットを収集することであって、前記測定点は患者空間内の前記カテーテルの形状によって決定される、収集することと、

50

前記カテーテルの挿入深さを決定することと、
 前記測定点に関連する前記カテーテルの一部の前記挿入深さに基づいて、各測定点を複数のサブセットのうちの1つに割り当てることと、
 前記複数のサブセットの各サブセットを前記モデル点のセットと位置合わせすることにより、複数の位置合せ候補を生成することと、
 前記複数の位置合せ候補のうち最適な位置合せを提供する第1の位置合せ候補を示す比較メトリックに基づいて、前記複数の位置合せ候補から前記複数のサブセットのうちの第1のサブセットに関連する前記第1の位置合せ候補を選択することと、
 該選択された第1の位置合せ候補を前記モデルの前記モデル点のセットに適用して、前記患者空間を前記モデルに位置合わせすること、を含む動作を行う、

10

システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願

本特許出願は、2016年11月2日に出願された、“Systems and Methods of Continuous Registration For Image-Guided Surgery”という表題の米国仮特許出願第62/416,393号の優先権及びその出願日の利益を主張するものであり、この文献は、その全体が本明細書に参照により組み込まれる。

20

【0002】

本開示は、画像誘導処置を行うためのシステム及び方法に関し、より具体的には、患者の解剖学的構造のモデルを医療処置において使用される1つ又は複数の器具に位置合わせするためのシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0003】

低侵襲性医療技術は、医療処置中に損傷を受ける組織の量を減らし、それによって患者の回復時間、不快感、及び有害な副作用を減らすことを目的としている。そのような低侵襲性技術は、患者の解剖学的構造内の自然オリフィスを介して、又は1つ又は複数の外科的切開部を介して行われ得る。これらの自然オリフィス又は切開部を介して、臨床医は、低侵襲性医療器具（手術用器具、診断用器具、治療用器具、又は生検器具を含む）を挿入して、標的組織の位置に到達させることができる。標的組織の位置に到達させるのを補助するために、医療器具の位置及び動きを、患者の解剖学的構造の術前又は術中の画像と関連させてもよい。画像誘導器具が画像と関連しているため、器具は、肺、結腸、腸、腎臓、心臓、循環系等の解剖学系において自然に又は外科的に形成された通路をナビゲートすることができる。臨床的障害を最小限にして画像誘導手術中に使用されるモデルを位置合わせするためのシステム及び方法が必要とされている。

30

【発明の概要】

【0004】

本発明の実施形態は、詳細な説明の後の特許請求の範囲によって最もよく要約される。

40

【0005】

もっとも、患者の1つ又は複数の解剖学的通路のモデルを患者空間に位置合わせする例示的な方法は、患者の1つ又は複数の解剖学的通路のモデルのモデル空間内のモデル点のセットにアクセスするステップと；患者の1つ又は複数の解剖学的通路内に挿入されたカテーテルの長さに沿って測定点の第1セットを収集するステップであって、測定点は患者空間内のカテーテルの形状によって決定される、収集するステップと；測定点の第1セットの点を測定点の複数の第1サブセットに割り当てるステップと；を含み得る。例示的な方法は、測定点の第1サブセットをモデル点のセットと位置合わせして、第1の複数の位置合せ候補を生成するステップと；位置合せ候補同士を比較して、第1の複数の位置合せ候補のうち最適な位置合せに関連する最適なサブセットを特定するステップと；最適な

50

位置合せの視覚的表現をディスプレイによって提供されるユーザインターフェイスに表示するステップと；をさらに含み得る。最適な位置合せは、モデル点のセット及び測定点の第1セットのうちの少なくとも1つのサブセットを共通の空間に変換する。

【0006】

患者の1つ又は複数の解剖学的通路のモデルを患者空間に位置合わせする別の例示的な方法は、患者の1つ又は複数の解剖学的通路のモデルのモデル点のセットにアクセスするステップと；患者の1つ又は複数の解剖学的通路内に挿入されたカテーテルの長さに沿って測定点のセットを収集するステップであって、測定点は患者空間内のカテーテルの形状によって決定される、収集するステップと；測定点のセットのサブセットをモデル点のセットと位置合わせして、複数の位置合せ候補を生成するステップと；を含み得る。例示的な方法は、医療処置を行う際に使用するために、複数の位置合せ候補から位置合せ候補を選択するステップと；選択した位置合せ候補をモデルのモデル点のセットに適用して、モデルを患者空間に位置合わせするステップと；をさらに含み得る。

10

【0007】

例示的な医療撮像システムは、動き検出器と、挿入ステージに沿って移動可能な器具キャリアッジに結合された基端部を有する可撓性カテーテルと、可撓性カテーテルの長さに沿って延びる点収集器具とを含み得る。例示的なシステムは、点収集器具によって収集された測定点のセットを1つ又は複数の解剖学的通路のモデルに位置合わせするように構成された追跡システムをさらに含み得る。追跡システムは、モデル空間内のモデル点のセットにアクセスし、患者の1つ又は複数の解剖学的通路内に挿入された可撓性カテーテルの長さ

20

に沿って測定点のセットを収集することができ、測定点は患者空間内のカテーテルの形状によって決定される。追跡システムは、動き検出器によって監視される周期的な生理学的機能に従って測定点のセットをサブセットに割り当て、測定点のサブセットに基づいて複数の位置合せ候補から第1の位置合せ候補を選択し、選択した第1の位置合せ候補をモデルのモデル点のセットに適用して、モデルを患者空間に位置合わせすることもできる。

前述した一般的な説明と以下の詳細な説明との両方は、本質的に例示的且つ説明的なものであり、本開示の範囲を限定することなく本開示の理解を与えることを意図していることを理解されたい。その点に関して、本開示の更なる態様、特徴、及び利点は、以下の詳細な説明から当業者に明らかとなるであろう。

【図面の簡単な説明】

30

【0008】

【図1】本開示の実施形態に従った遠隔操作医療システムの概略図である。

【図2A】本開示の態様を利用する医療器具システムの概略図である。

【図2B】いくつかの実施形態による伸長状態の医療ツールを含む医療器具の概略図である。

【図3A】本開示のいくつかの実施形態による挿入アセンブリに取り付けられた医療器具を含む患者座標空間の側面図である。

【図3B】本開示のいくつかの実施形態による挿入アセンブリに取り付けられた医療器具を含む患者座標空間の側面図である。

【図4A】ヒトの肺内への挿入中の、図2、図3A、及び図3Bの医療器具システムの先端部を示す図である。

40

【図4B】ヒトの肺内への挿入中の、図2、図3A、及び図3Bの医療器具システムの先端部を示す図である。

【図4C】ヒトの肺内への挿入中の、図2、図3A、及び図3Bの医療器具システムの先端部を示す図である。

【図4D】ヒトの肺内への挿入中の、図2、図3A、及び図3Bの医療器具システムの先端部を示す図である。

【図5】本開示の一実施形態による、画像誘導手術処置において誘導を与えるために使用される方法を示すフローチャートである。

【図6A】本開示の一実施形態による位置合せのためにヒトの肺のモデルを生成するセグ

50

メント化プロセスにおけるステップを示す図である。

【図 6 B】本開示の一実施形態による位置合せのためにヒトの肺のモデルを生成するセグメント化プロセスにおけるステップを示す図である。

【図 6 C】本開示の一実施形態による位置合せのためにヒトの肺のモデルを生成するセグメント化プロセスにおけるステップを示す図である。

【図 7】本開示の一実施形態による画像誘導手術処置の一部のフローチャートである。

【図 8 A】本開示の一実施形態による、患者の解剖学的構造内の測定点を収集するための位相ベースのピニングプロセスを示す図である。

【図 8 B】本開示の一実施形態による、患者の解剖学的構造内の測定点を収集するための振幅ベースのピニングプロセスを示す図である。

【図 9】本開示の一実施形態による、患者の解剖学的構造内の測定点の位相ベース及び振幅ベースのピニングを示す図である。

【図 10 A】本開示の一実施形態による、患者の解剖学的構造内の測定点の挿入深さベースのピニングを示す図である。

【図 10 B】本開示の一実施形態による、患者の解剖学的構造内の測定点の挿入深さベースのピニングを示す図である。

【図 10 C】本開示の一実施形態による、患者の解剖学的構造内の測定点の挿入深さベースのピニングを示す図である。

【図 10 D】本開示の一実施形態による、患者の解剖学的構造内の測定点の挿入深さベースのピニングを示す図である。

【図 11 A】本開示の一実施形態による、患者の解剖学的構造の中心線モデルと測定点のセットとの間の位置合せを示す図である。

【図 11 B】本開示の一実施形態による、患者の解剖学的構造の中心線モデルと測定点のセットとの間の位置合せを示す図である。

【図 12 A】本開示の別の実施形態による、患者の解剖学的構造の中心線モデルと測定点のセットとの間の位置合せを示す図である。

【図 12 B】本開示の別の実施形態による、患者の解剖学的構造の中心線モデルと測定点のセットとの間の位置合せを示す図である。

【図 13 A】本開示の一実施形態による位置合せ技術の表示段階を示す図である。

【図 13 B】本開示の一実施形態による位置合せ技術の表示段階を示す図である。

【発明を実施ための形態】

【0009】

本開示の実施形態及びそれらの利点は、以下の詳細な説明を参照することによって最もよく理解される。1つ又は複数の図に示されている同様の要素を識別するために同様の参照符号が使用されていることを理解されたい。また、その図に示されているのは本開示の実施形態を例示する目的のためであり、本開示の実施形態を限定する目的のためではない。

【0010】

以下の説明では、本開示と一致するいくつかの実施形態を説明する特定の詳細が記載される。実施形態の完全な理解を与えるために多数の特定の詳細が記載される。しかしながら、いくつかの実施形態が、これらの具体的な詳細の一部又は全てがなくても実施し得ることは当業者には明らかであろう。本明細書に開示される特定の実施形態は、例示的であり、限定的ではないことを意味する。当業者は、本明細書に具体的に記載されていないが、本開示の範囲及び精神内にある他の要素を理解し得る。さらに、不要な繰返しを避けるために、1つの実施形態に関連して図示及び説明した1つ又は複数の特徴は、特に記載のない限り、或いは1つ又は複数の特徴によって実施形態が機能しなくなる場合を除き、他の実施形態に組み込むことができる。

【0011】

いくつかの例では、実施形態の態様を不必要に曖昧にしないように、周知の方法、手順、構成要素、及び回路について、詳細に説明していない。

【0012】

10

20

30

40

50

本開示は、様々な器具及び器具の一部を、3次元空間におけるそれら器具及び器具の一部の状態に関して説明する。本明細書で使用される場合に、用語「位置」は、3次元空間（例えば、直交x、y、及びz座標に沿った3つの並進自由度）における物体又は物体の一部の位置を指す。本明細書で使用される場合に、用語「向き（orientation）」は、物体又は物体の一部の回転配置（3つの回転自由度、例えば、ロール、ピッチ、及びヨー）を指す。本明細書で使用される場合に、用語「姿勢（pose）」は、物体又は物体の一部の少なくとも1つの並進自由度における位置、及び物体又は物体の一部の少なくとも1つの回転自由度における向き（最大6つの自由度）を指す。本明細書で使用される場合に、用語「形状」は、物体に沿って測定された姿勢、位置、又は向きのセットを指す。

【0013】

図1は、いくつかの実施形態による遠隔操作医療システム100の概略図である。いくつかの実施形態では、遠隔操作医療システム100は、例えば、手術処置、診断処置、治療処置、又は生検処置の使用に適し得る。図1に示されるように、医療システム100は、一般に、患者Pに対して様々な処置を行う際に医療器具104を操作するための遠隔操作マニピュレータアセンブリ102を含む。遠隔操作マニピュレータアセンブリ102は、手術台T又はその近くに取り付けられる。図1に示されるように、マスターアセンブリ106と呼ばれるオペレータ入力システムによって、オペレータO（例えば、外科医、臨床医、又は医師）が、介入部位を見て、遠隔操作マニピュレータアセンブリ102を制御することができる。

【0014】

マスターアセンブリ106は、医師コンソールに配置され得、医師コンソールは、通常、患者Pが配置される手術台の側等の、手術台Tと同じ部屋に配置される。しかしながら、オペレータOは、患者Pとは異なる部屋又は全く異なる建物に位置し得ることを理解されたい。マスターアセンブリ106は、一般に、遠隔操作マニピュレータアセンブリ102を制御するための1つ又は複数の制御装置を含む。制御装置は、ジョイスティック、トラックボール、データグローブ、トリガーガン、手動制御装置、音声認識装置、体動センサ又は存在検出センサ等の任意数の様々な入力装置を含み得る。オペレータOに器具104を直接的に制御しているという強い感覚を与えるために、制御装置には、関連する医療器具104と同じ自由度を与えてもよい。この方法では、制御装置は、オペレータOに、テレプレゼンス、つまり制御装置が医療器具104と一体であるという知覚を与える。

【0015】

いくつかの実施形態では、制御装置は、関連する医療器具104よりも多い又は少ない自由度を有してもよく、依然としてオペレータOにテレプレゼンスを与えることができる。いくつかの実施形態では、制御装置は、オプションで、6自由度で動く手動入力装置であり得、この入力装置は、器具を作動させるための（例えば、把持顎部を閉じるための、電極に電位を印加するための、治療を送達するため等の）作動可能なハンドルも含み得る。

【0016】

遠隔操作マニピュレータアセンブリ102は、医療器具104を支持し、且つ1つ又は複数の非サーボ制御式リンク（例えば、手動で位置付けされ所定位置に固定され得る1つ又は複数のリンク、一般にセットアップ構造と呼ばれる）の運動学的構造と、遠隔操作マニピュレータとを含み得る。遠隔操作マニピュレータアセンブリ102は、オプションで、制御システム（例えば、制御システム112）からのコマンドにตอบสนองして、医療器具104上の入力部を駆動させる複数のアクチュエータ又はモータを含み得る。アクチュエータは、オプションで、医療器具104に結合されたときに、医療器具104を自然に又は外科的に形成された解剖学的オリフィス内に前進させることができる駆動システムを含み得る。他の駆動システムは、医療器具104の先端部を多自由度で動かすことができ、その自由度は、3自由度の直線運動（例えば、X、Y、Z座標軸に沿った直線運動）及び3自由度の回転運動（例えば、X、Y、Z座標軸周りの回転）を含み得る。さらに、これらのアクチュエータを使用して、生検装置等の顎部において組織を把持するために医療器具104の関節運動可能なエンドエフェクタを作動させることができる。レゾルバ（resolv

10

20

30

40

50

er)、エンコーダ、ポテンショメータ、及び他の機構等のアクチュエータ位置センサは、モータシャフトの回転及び向きを示すセンサデータを医療システム100に提供することができる。この位置センサデータを使用して、アクチュエータによって操縦される物体の動きを決定することができる。

【0017】

遠隔操作医療システム100は、遠隔操作マニピュレータアセンブリ102の器具に関する情報を受信するための1つ又は複数のサブシステムを有するセンサシステム108を含み得る。このようなサブシステムは、位置/配置センサシステム(例えば、電磁(EM)センサシステム);医療器具104を構成し得る可撓性本体に沿って先端部及び/又は1つ又は複数のセグメントの位置、向き、速さ、速度、姿勢、及び/又は形状を決定するための形状センサシステム;及び/又は医療器具104の先端部から画像を取り込むための視覚化システムを含むことができる。

10

【0018】

遠隔操作医療システム100は、センサシステム108のサブシステムによって生成された手術部位及び医療器具104の画像又は表現を表示させるための表示システム110も含む。表示システム110及びマスターアセンブリ106は、オペレータOがテレプレゼンスの知覚を用いて医療器具104及びマスターアセンブリ106を制御することができるように、向き合せされ得る。

【0019】

いくつかの実施形態では、医療器具104は、視覚化システム(以下でさらに詳細に説明する)を有し得、この視覚化システムは、手術部位の同時又はリアルタイム画像を記録し、且つその画像を(表示システム110の1つ又は複数のディスプレイ等の)医療システム100の1つ又は複数のディスプレイを介してオペレータ(つまり、オペレータO)に提供する視野スコープアセンブリを含み得る。同時画像は、例えば、手術部位内に位置付けされた内視鏡によって取り込まれた2次元又は3次元画像とすることができる。いくつかの実施形態では、視覚化システムは、医療器具104に一体的に又は取り外し可能に結合され得る内視鏡要素を含む。しかしながら、いくつかの実施形態では、別個のマニピュレータアセンブリに取り付けられる別個の内視鏡を医療器具104と共に使用して、手術部位を撮像してもよい。いくつかの例では、内視鏡は、内視鏡が出くわす流体及び/又は他の材料によって1つ又は複数のレンズが部分的及び/又は完全に覆い隠されるときに、内視鏡の1つ又は複数のレンズを清掃するための1つ又は複数の機構を含み得る。いくつかの例では、1つ又は複数の清掃機構は、オプションで、一吹き of 空気及び/又は他のガスを放出して1つ又は複数のレンズに吹き付けて清掃するために使用可能な空気及び/又は他のガス供給システムを含み得る。1つ又は複数の清掃機構の例は、(2016年8月11日に出版された)国際公開第2016/025465号(“Systems and Methods for Cleaning an Endoscope Instrument”を開示する)により詳細に議論されており、この文献は、その全体が本明細書に参照により組み込まれる。視覚化システムは、(制御システム112のプロセッサを含み得る)1つ又は複数のコンピュータプロセッサと対話するか、そうでなければそのプロセッサによって実行されるハードウェア、ファームウェア、ソフトウェア、又はこれらの組合せとして実装することができる。制御システム112のプロセッサは、本明細書に記載の方法及びオペレータに対応する命令を実行することができる。

20

30

40

【0020】

表示システム110は、視覚化システムによって取り込まれた手術部位及び医療器具の画像を表示することもできる。いくつかの例では、遠隔操作医療システム100は、医療器具の相対位置がオペレータOの目及び手の相対位置と同様になるように、医療器具104及びマスターアセンブリ106の制御を構成し得る。この方法では、オペレータOは、医療器具104及び手コントロールを、あたかも実質的に真の存在下で作業空間を見ているかのように制御する。真の存在とは、画像の提示が、医療器具104を物理的に操縦している医師の視点をシミュレートする真の透視画像であることを意味する。

50

【 0 0 2 1 】

いくつかの例では、表示システム 1 1 0 は、コンピュータ断層撮影法 (C T)、磁気共鳴画像法 (M R I)、蛍光透視法、サーモグラフィ、超音波、光干渉断層法 (O C T)、サーマルイメージング、インピーダンスイメージング、レーザーイメージング、ナノチューブ X 線イメージング等の画像化技術からの画像データを使用して術前又は術中に記録された手術部位の画像を提示することができる。術前又は術中の画像データは、2次元、3次元、又は4次元(例えば、時間ベース又は速度ベースの情報を含む)画像として、及び/又は術前又は術中の画像データセットから作成されたモデルからの画像として提示することができる。

【 0 0 2 2 】

いくつかの実施形態では、画像誘導手術処置の目的のために、大抵の場合、表示システム 1 1 0 は、医療器具 1 0 4 の実際の位置が術前画像又は同時画像/モデルと位置合わせされる(すなわち、動的に参照される)仮想ナビゲーション画像を表示し得る。これは、医療器具 1 0 4 の視点から内部手術部位の仮想画像をオペレータ O に提示するために行われ得る。いくつかの例では、視点は、医療器具 1 0 4 のチップ (tip) からの視点であり得る。医療器具 1 0 4 のチップの画像及び/又は他のグラフィック又は英数字のインジケータを仮想画像に重ね合わせて、オペレータ O が医療器具 1 0 4 を制御するのを補助することができる。いくつかの例では、医療器具 1 0 4 は仮想画像において見えないことがある。

【 0 0 2 3 】

いくつかの実施形態では、表示システム 1 1 0 は、医療器具 1 0 4 の実際の位置を術前画像又は同時画像と位置合わせして、外部の視点からの手術部位内の医療器具 1 0 4 の仮想画像をオペレータ O に提示する仮想ナビゲーション画像を表示し得る。医療器具 1 0 4 の一部の画像又は他のグラフィック又は英数字のインジケータを仮想画像に重ね合わせて、医療器具 1 0 4 の制御の際にオペレータ O を補助することができる。本明細書で説明するように、データ点の視覚表現を表示システム 1 1 0 にレンダリングしてもよい。例えば、測定したデータ点、移動したデータ点、位置合わせしたデータ点、及び本明細書に記載の他のデータ点を、表示システム 1 1 0 上に視覚的表現で表示してもよい。データ点は、表示システム 1 1 0 上の複数の点又はドットによって、或いはデータ点のセットに基づいて作成されたメッシュ又はワイヤモデル等のレンダリングモデルとして、ユーザインターフェイスに視覚的に表すことができる。いくつかの例では、データ点を、それらデータ点が表すデータに従って色分けしてもよい。いくつかの実施形態では、データ点を変更するために各処理動作を実施した後に、視覚的表現を表示システム 1 1 0 でリフレッシュすることができる。いくつかの実施形態では、対応する実際の解剖学的通路に沿って又はその通路を介して挿入される器具の視点からの解剖学的通路のモデルを示す仮想ナビゲーション画像をディスプレイ 1 1 0 に提示してもよい。

【 0 0 2 4 】

遠隔操作医療システム 1 0 0 は、制御システム 1 1 2 も含み得る。制御システム 1 1 2 は、医療器具 1 0 4 と、マスターアセンブリ 1 0 6 と、センサシステム 1 0 8 と、表示システム 1 1 0 との間の制御を行うための少なくとも1つのメモリ及び少なくとも1つのコンピュータプロセッサ(図示せず)を含む。制御システム 1 1 2 は、表示システム 1 1 0 に情報を提供するための命令を含む、本明細書に開示される態様に従って説明される方法の一部又は全てを実施するためのプログラム命令(例えば、命令を記憶する非一時的機械可読媒体)も含む。制御システム 1 1 2 が図 1 の概略図において単一のブロックとして示されているが、システムは、2つ以上のデータ処理回路を含み得、その処理の一部がオプションで遠隔操作マニピュレータアセンブリ 1 0 2 上又はその近傍で実行され、処理の別の部分がマスターアセンブリ 1 0 6 等で実行される。制御システム 1 1 2 のプロセッサは、本明細書に開示され以下により詳細に説明するプロセスに対応する命令を含む命令を実行することができる。多種多様な集中型又は分散型データ処理アーキテクチャのいずれも使用することができる。同様に、プログラム命令は、複数の別々のプログラム又はサブルーチンとして実装してもよく、又はそれら命令は、本明細書に記載される遠隔操作システ

10

20

30

40

50

ムの複数の他の態様に統合してもよい。一実施形態では、制御システム 112 は、ブルートゥース（登録商標）、IrDA、ホームRF、IEEE 802.11、DECT、及び無線テレメトリ等の無線通信プロトコルをサポートする。

【0025】

いくつかの実施形態では、制御システム 112 は、医療器具 104 から力及び/又はトルクフィードバックを受信し得る。フィードバックにตอบสนองして、制御システム 112 は、マスターアセンブリ 106 に信号を送信し得る。いくつかの例では、制御システム 112 は、遠隔操作マニピュレータアセンブリ 102 の1つ又は複数のアクチュエータに命令する信号を送信して、医療器具 104 を動かすことができる。医療器具 104 は、患者 P の身体の開口部を介して患者 P の身体内の内部手術部位内に延びることができる。任意の適切な従来の及び/又は専用のアクチュエータを使用してもよい。いくつかの例では、1つ又は複数のアクチュエータは、遠隔操作マニピュレータアセンブリ 102 とは別個であるか、又は遠隔操作マニピュレータアセンブリ 102 と一体化され得る。いくつかの実施形態では、1つ又は複数のアクチュエータ及び遠隔操作マニピュレータアセンブリ 102 は、患者 P 及び手術台 T に隣接して位置付けされる遠隔操作カートの一部として提供される。

【0026】

制御システム 112 は、オプションで、画像誘導手術処置中に医療器具 104 を制御するときに、オペレータ O にナビゲーション支援を与えるための仮想視覚化システムをさらに含み得る。仮想視覚化システムを使用する仮想ナビゲーションは、解剖学的通路の取得した術前又は術中データセットへの参照に基づき得る。仮想視覚化システムは、コンピュータ断層撮影法（CT）、磁気共鳴画像法（MRI）、蛍光透視法、サーモグラフィ、超音波、光干渉断層法（OCT）、サーマルイメージング、インピーダンスイメージング、レーザーイメージング、ナノチューブX線イメージング等の画像化技術を用いて画像化された手術部位の画像を処理する。手動入力と組み合わせて使用され得るソフトウェアを使用して、記録した画像を、部分的又は全体的な解剖学的器官又は解剖学的領域のセグメント化された2次元又は3次元の合成表現に変換する。画像データセットは合成表現に関連付けられる。合成表現及び画像データセットは、通路の様々な位置及び形状並びにそれらの接続性を示す。合成表現を生成するために使用される画像は、臨床診断中に、術前又は術中に記録してもよい。いくつかの実施形態では、仮想視覚化システムは、標準的表現（すなわち、患者固有ではない）又は標準的表現と患者固有のデータとのハイブリッドを使用してもよい。合成表現及びこの合成表現によって生成される任意の仮想画像は、1つ又は複数の運動段階中（例えば、肺の吸気/呼気サイクル中）の変形可能な解剖学的領域の静的姿勢を表すことができる。

【0027】

仮想ナビゲーション手順の間に、センサシステム 108 を使用して、患者 P の解剖学的構造に対する医療器具 104 のおおよその位置を計算することができる。この位置を使用して、患者 P の解剖学的構造のマクロレベル（外部）追跡画像と患者 P の解剖学的構造の仮想内部画像との両方を生成することができる。このシステムは、（公知の仮想視覚化システム等からの）手術前に記録された医療画像と共に医療器具を位置合わせ及び表示するために、1つ又は複数の電磁（EM）センサ、光ファイバースенса、及び/又は他のセンサを実装し得る。例えば、（2011年5月13日に出願された）米国特許出願第 13 / 107,562 号（“Medical System Providing Dynamic Registration of a Model of an Anatomic Structure for Image-Guided Surgery”を開示する）がそのような1つのシステムを開示しており、この文献は、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。遠隔操作医療システム 100 は、照明システム、操縦制御システム、洗浄システム、及び/又は吸引システム等のオプションの操作及びサポートシステム（図示せず）をさらに含み得る。いくつかの実施形態では、遠隔操作医療システム 100 は、2つ以上の遠隔操作マニピュレータアセンブリ及び/又は2つ以上のマスターアセンブリを含み得る。遠隔操作マニピュレータアセンブリの正確な数は、他の要因の中でも、手術処置及び手術室内の空

10

20

30

40

50

間的制約に左右されるであろう。マスターアセンブリ 106 は、並置されてもよく、又はそれらアセンブリは別々の位置に位置付けしてもよい。複数のマスターアセンブリによって、2人以上のオペレータが1つ又は複数の遠隔操作マニピュレータアセンブリを様々な組合せで制御するのを可能にする。

【0028】

図2Aは、いくつかの実施形態による医療器具システム200の概略図である。いくつかの実施形態では、医療器具システム200は、遠隔操作医療システム100を用いて行われる画像誘導医療処置において医療器具104として使用され得る。いくつかの例では、医療器具システム200は、非遠隔操作診査処置又は内視鏡検査等の従来の手動操作式医療器具に関連する処置に使用され得る。オプションで、医療器具システム200を使用して、患者P等の患者の解剖学的通路内の位置に対応するデータ点のセットを収集(すなわち、測定)することができる。

10

【0029】

医療器具システム200は、駆動ユニット204に結合された可撓性カテーテル等の細長い装置202を含む。細長い装置202は、基端部217及び先端部又はチップ部分218を有する可撓性本体216を含む。いくつかの実施形態では、本体216は約3mmの外径を有する。他の可撓性本体の外径は、これより大きくても小さくてもよい。

【0030】

医療器具システム200は、以下でさらに詳細に説明するように、1つ又は複数のセンサ及び/又は撮像装置を用いて、先端部218及び/又は可撓性本体216に沿った1つ又は複数のセグメント224の位置、向き、速さ、速度、姿勢、及び/又は形状を決定する追跡システム230をさらに含む。先端部218と基端部217との間の可撓性本体216の全長は、複数のセグメント224に効果的に分割され得る。医療器具システム200が遠隔操作医療システム100の医療器具104と一致する場合に、追跡システム230はセンサシステム108の構成要素であってもよい。追跡システム230は、オプションで、(図1の制御システム112のプロセッサを含み得る)1つ又は複数のコンピュータプロセッサと対話するか、そうでなければそれらプロセッサによって実行されるハードウェア、ファームウェア、ソフトウェア、又はこれらの組合せとして実装することができる。

20

【0031】

追跡システム230は、オプションで、形状センサ222を使用して先端部218及び/又は1つ又は複数のセグメント224を追跡することができる。形状センサ222は、オプションで、可撓性本体216と整列された(例えば、内部チャンネル(図示せず)内に設けられる又は外部に取り付けられる)光ファイバーを含み得る。一実施形態では、光ファイバーは約200µmの直径を有する。他の実施形態では、寸法はこれより大きくても小さくてもよい。形状センサ222の光ファイバーは、可撓性本体216の形状を決定するための光ファイバー曲げセンサを形成する。一代替形態では、ファイバーブラッグ格子(FBGs)を含む光ファイバーを使用して、構造内の1次元以上の歪み測定値を得る。形状センサシステム222の光ファイバーによって、単一の時点で可撓性カテーテル本体216の長さに沿った形状センサ222の様々な部分の位置を表す測定点のセットの同時収集を可能にし得る。光ファイバーの形状及び相対位置を3次元で監視するための様々なシステム及び方法が、(2005年7月13日に出版された)米国特許出願第11/180,389号("Fiber optic position and shape sensing device and method relating thereto"を開示する);(2004年7月16日に出版された)米国特許出願第12/047,056号("Fiber-optic shape and relative position sensing"を開示する);(1998年6月17日に出版された)米国特許第6,389,187号("Optical Fibre Bend Sensor"を開示する)に記載されており、これら全ての文献は、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。

30

40

【0032】

いくつかの実施形態におけるセンサは、レイリー散乱、ラマン散乱、ブリルアン散乱、

50

及び蛍光散乱等の他の適切な歪み感知技術を使用することができる。いくつかの実施形態では、細長い装置の形状は他の技術を使用して決定してもよい。例えば、可撓性本体 2 1 6 の先端部の姿勢の履歴を使用して、その期間に亘って可撓性本体 2 1 6 の形状を再構成することができる。いくつかの実施形態では、追跡システム 2 3 0 は、オプションで及び / 又は追加的に、位置センサシステム 2 2 0 を使用して先端部 2 1 8 を追跡し得る。位置センサシステム 2 2 0 は、外部で発生する電磁場に曝され得る 1 つ又は複数の導電コイルを含む位置センサシステム 2 2 0 を有する E M センサシステムの構成要素であり得る。次に、E M センサシステム 2 2 0 の各コイルは、外部で発生した電磁場に対するコイルの位置及び向きに依存する特性を有する誘導電気信号を生成する。いくつかの実施形態では、位置センサシステム 2 2 0 は、6 つの自由度、例えば 3 つの位置座標 X、Y、Z、及び基点のピッチ、ヨー、及びロールを示す 3 つの方位角 (orientation angle)、又は 5 つの自由度、例えば 3 つの位置座標 X、Y、Z、及び基点のピッチ及びヨーを示す 2 つの方位角を測定するように構成及び位置付けされ得る。位置センサシステムの更なる説明は、(1 9 9 9 年 8 月 1 1 日に出願された) 米国特許第 6 , 3 8 0 , 7 3 2 号 (“ Six-Degree of Freedom Tracking System Having a Passive Transponder on the Object Being Tracked ” を開示する) に提供されており、この文献は、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。いくつかの実施形態では、形状センサ 2 2 2 は、(患者の固定座標系 (「患者空間」と呼ばれる) において) 形状センサ 2 2 2 のベースの位置に関する情報と一緒にセンサ 2 2 2 の形状によって、先端チップを含む形状センサに沿った様々な点の位置を計算することができるので、位置センサとしても機能し得る。

10

20

【 0 0 3 3 】

いくつかの実施形態では、追跡システム 2 3 0 は、代替的に及び / 又は追加的に、呼吸等の交互運動のサイクルに沿った器具システムの既知の点について記憶した過去の姿勢、位置、又は向きデータに依拠することができる。この記憶したデータを使用して、可撓性本体 2 1 6 に関する形状情報を展開することができる。いくつかの例では、位置センサ 2 2 0 のセンサと同様の電磁 (E M) センサ等の一連の位置センサ (図示せず) が、可撓性本体 2 1 6 に沿って位置付けされ、その後形状検知に使用され得る。いくつかの例では、特に解剖学的通路が略静的である場合に、処置中に取得したこれらのセンサのうちの 1 つ又は複数からのデータの履歴を使用して、細長い装置 2 0 2 の形状を表すことができる。追跡システム 2 3 0 は、先端部 2 1 8 及び器具 2 0 0 に沿った 1 つ又は複数のセグメント 2 2 4 の位置、向き、速度、姿勢、及び / 又は形状を決定するための位置センサシステム 2 2 0 及び形状センサシステム 2 2 2 を含み得る。追跡システム 2 3 0 は、(制御システム 1 1 6 のプロセッサを含み得る) 1 つ又は複数のコンピュータプロセッサと対話するか、そうでなければそのプロセッサによって実行されるハードウェア、ファームウェア、ソフトウェア、又はこれらの組合せとして実装することができる。

30

【 0 0 3 4 】

可撓性本体 2 1 6 は、医療器具 2 2 6 を受容するようにサイズ決め及び形状決めされたチャンネル 2 2 1 を含む。図 2 B は、いくつかの実施形態による伸張状態の医療器具 2 2 6 を含む可撓性本体 2 1 6 の概略図である。いくつかの実施形態では、医療器具 2 2 6 は、手術、生検、焼灼、照明、洗浄、又は吸引等の処置に使用され得る。医療器具 2 2 6 は、可撓性本体 2 1 6 のチャンネル 2 2 1 を通して展開され、解剖学的構造内の標的位置で使用され得る。医療器具 2 2 6 は、例えば、画像取込みプローブ、生検器具、レーザー焼灼ファイバー、及び / 又は他の手術用ツール、診断用ツール、又は治療用ツールを含み得る。医療用ツールは、メス、ブランク (blunt) ブレード、光ファイバー、電極等の単一の作業部材を有するエンドエフェクタを含み得る。他のエンドエフェクタは、例えば、鉗子、把持器、はさみ、クリップアプライヤ等を含み得る。他のエンドエフェクタは、電気外科用電極、トランスデューサ、センサ等の電氣的に起動されるエンドエフェクタをさらに含み得る。様々な実施形態では、医療器具 2 2 6 は生検器具であり、この生検器具は、標的組織の解剖学的位置からサンプル組織又は細胞のサンプルを取り出すために使用され得る。医療器具 2 2 6 は、可撓性本体 2 1 6 内でも画像取込みプローブと共に使用することが

40

50

できる。様々な実施形態では、医療器具 2 2 6 は、可撓性本体 2 1 6 の先端部 2 1 8 に又はその近くに立体カメラ又はモノスコープカメラを有する先端部分を含む画像取込みプローブであり得、そのカメラは、先端部 2 1 8 及び / 又は 1 つ又は複数のセグメント 2 2 4 の追跡をサポートするために追跡システム 2 3 0 に表示及び / 又は提供される、視覚化システム 2 3 1 によって処理される画像（ビデオ画像を含む）を取り込む。画像取込みプローブは、取り込んだ画像データを送信するためにカメラに結合されるケーブルを含み得る。いくつかの例では、画像取込み器具は、可視化システム 2 3 1 に結合する、ファイバースコープ等の光ファイバー束であり得る。画像取込み器具は、例えば 1 つ又は複数の可視、赤外線、紫外線のスペクトルで画像データを取り込む、単一又はマルチスペクトルであり得る。あるいはまた、医療器具 2 2 6 自体が画像取込みプローブであり得る。医療器具 2 2 6 は、処置を行うためにチャンネル 2 2 1 の開口部から前進させられ、次に処置が完了したときにチャンネル内に引き戻してもよい。医療器具 2 2 6 は、可撓性本体 2 1 6 の基端部 2 1 7 から、又は可撓性本体 2 1 6 に沿って別のオプションの器具ポート（図示せず）から取り外され得る。

10

【 0 0 3 5 】

医療器具 2 2 6 は、その基端部と先端部との間に延びて医療器具 2 2 6 の湾曲先端部を制御可能にするケーブル、リンク機構、又は他の作動制御装置（図示せず）をさらに収容することができる。操縦可能な器具は、（ 2 0 0 5 年 1 0 月 4 日に出願された ）米国特許第 7 , 5 1 6 , 6 8 1 号（ “ Articulated Surgical Instrument for Performing Minimally Invasive Surgery with Enhanced Dexterity and Sensitivity ” を開示する ）及び（ 2 0 0 8 年 9 月 3 0 日に出願された ）米国特許出願第 1 2 / 2 8 6 , 6 4 4 号（ “ Passive Preload and Capstan Drive for Surgical Instrument ” を開示する ）に詳細に記載されており、これらの文献は、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。

20

【 0 0 3 6 】

可撓性本体 2 1 6 は、駆動ユニット 2 0 4 と先端部 2 1 8 との間に延びて例えば先端部 2 1 8 の破線 2 1 9 によって示されるように先端部 2 1 8 を制御可能に曲げるケーブル、リンク機構、又は他の操縦制御装置（図示せず）を収容することもできる。いくつかの例では、少なくとも 4 本のケーブルを使用して、先端部 2 1 8 のピッチを制御するための独立した「上下」操縦及び先端部 2 8 1 のヨー運動を制御するための「左右」操縦を提供する。操縦可能な細長い装置が、（ 2 0 1 1 年 1 0 月 1 4 日に出願された ）米国特許出願第 1 3 / 2 7 4 , 2 0 8 号（ “ Catheter with Removable Vision Probe ” を開示する ）に詳細に記載されており、この文献は、その全体が参照により本明細書に組み入れられる。医療器具システム 2 0 0 が遠隔操作アセンブリによって作動される実施形態では、駆動ユニット 2 0 4 は、遠隔操作アセンブリのアクチュエータ等の駆動要素に取り外し可能に結合し、その駆動要素から動力を受け取る駆動入力部を含み得る。いくつかの実施形態では、医療器具システム 2 0 0 は、医療器具システム 2 0 0 の動きを手動で制御するための把持機構、手動アクチュエータ、又は他の構成要素を含み得る。細長い装置 2 0 2 は操縦可能であり得、あるいはまた、システムは、先端部 2 1 8 の曲げのオペレータ制御のための一体化機構を含まない非操縦型であり得る。いくつかの例では、それを通して医療器具を標的の手術位置に展開して使用することができる 1 つ又は複数の管腔が、可撓性本体 2 1 6 の壁に規定される。

30

40

【 0 0 3 7 】

いくつかの実施形態では、医療器具システム 2 0 0 は、肺の検査、診断、生検、又は治療に使用するための、気管支鏡又は気管支カテーテル等の可撓性気管支用器具を含み得る。医療器具システム 2 0 0 は、結腸、腸、腎臓及び腎杯、脳、心臓、血管系を含む循環系等を含む様々な解剖学系のいずれかにおいて、自然に又は外科的に形成された接続通路を介した他の組織のナビゲーション及び治療にも適している。

【 0 0 3 8 】

追跡システム 2 3 0 からの情報はナビゲーションシステム 2 3 2 に送られ、そこで視覚

50

化システム 231 及び / 又は術前に得られたモデルからの情報と組み合わせられて、医師又は他のオペレータにリアルタイムの位置情報を提供することができる。いくつかの例では、リアルタイムの位置情報は、医療器具システム 200 の制御に使用するために、図 1 の表示システム 110 に表示してもよい。いくつかの例では、図 1 の制御システム 116 は、医療器具システム 200 を位置付けするためのフィードバックとして位置情報を利用することができる。光ファイバーセンサを使用して手術用器具を手術用画像と位置合わせして表示するための様々なシステムが、(2011 年 5 月 13 日に出願された) 米国特許出願第 13 / 107, 562 号 (“ Medical System Providing Dynamic Registration of a Model of an

Anatomic Structure for Image-Guided Surgery ” を開示する) に提供されており、この文献は、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【0039】

いくつかの例では、医療器具システム 200 は、図 1 の医療システム 100 内で遠隔操作され得る。いくつかの実施形態では、図 1 の遠隔操作マニピュレータアセンブリ 102 は、直接的なオペレータ制御に替えることができる。いくつかの例では、直接的なオペレータ制御は、器具の手持ち式操作のための様々なハンドル及びオペレータインターフェイスを含み得る。

【0040】

図 3 A 及び図 3 B は、いくつかの実施形態による、挿入アセンブリに取り付けられた医療器具を含む患者座標空間の側面図の概略図である。図 3 A 及び図 3 B に示されるように、手術環境 300 には、図 1 のテーブル T 上に位置付けされる患者 P が含まれる。患者 P の総体的な動きが鎮静作用、拘束、及び / 又は他の手段によって制限されるという意味で、患者 P は手術環境内で静止し得る。患者が呼吸動作を一時的に中断するように息を止めるように頼まれない限り、患者 P の呼吸及び心臓の動作を含む周期的な解剖学的動作は継続し得る。従って、いくつかの実施形態では、データは、呼吸の特定の段階で収集され、その段階でタグ付けされ識別してもよい。いくつかの実施形態では、データが収集される段階は、患者 P から収集された生理学的情報から推測され得る。手術環境 300 内では、点収集器具 (point gathering instrument) 304 が、器具キャリッジ 306 に結合される。いくつかの実施形態では、点収集器具 304 は、EM センサ、形状センサ、及び / 又は他のセンサモダリティを使用してもよい。器具キャリッジ 306 は、手術環境 300 内に固定された挿入ステージ 308 に取り付けられる。あるいはまた、挿入ステージ 308 は、手術環境 300 内で移動可能であるが (例えば、追跡センサ又は他の追跡装置を介して) 既知の位置を有し得る。器具キャリッジ 306 は、遠隔操作マニピュレータアセンブリ (例えば遠隔操作マニピュレータアセンブリ 102) の構成要素であり、それは点収集器具 304 に結合して、挿入動作 (すなわち、A 軸に沿った動作) 及びオプションで細長い装置 310 の先端部 318 のヨー、ピッチ、及びロールを含む複数の方向の動作を制御する。器具キャリッジ 306 又は挿入ステージ 308 は、挿入ステージ 308 に沿った器具キャリッジ 306 の動きを制御するサーボモータ (図示せず) 等のアクチュエータを含み得る。

【0041】

細長い装置 310 は、器具本体 312 に結合される。器具本体 312 は、器具キャリッジ 306 に対して結合され固定される。いくつかの実施形態では、光ファイバー形状センサ 314 は、器具本体 312 上の基端点 316 に固定される。いくつかの実施形態では、光ファイバー形状センサ 314 の基端点 316 は器具本体 312 と共に移動可能であり得るが、基端点 316 の位置は (例えば、追跡センサ又は他の追跡装置によって) 既知であり得る。形状センサ 314 は、基端点 316 から細長い装置 310 の先端部 318 等の別の点までの形状を測定する。点収集器具 304 は、医療器具システム 200 と実質的に同様であり得る。

【0042】

位置測定装置 320 は、器具本体 312 が挿入軸線 A に沿って挿入ステージ 308 上を

移動するときの器具本体 3 1 2 の位置に関する情報を提供する。位置測定装置 3 2 0 は、器具キャリッジ 3 0 6 の動き、従って器具本体 3 1 2 の動きを制御するアクチュエータの回転及び／又は向きを決定するレゾルバ、エンコーダ、ポテンショメータ、及び／又は他のセンサを含み得る。いくつかの実施形態では、挿入ステージ 3 0 8 は直線的である。いくつかの実施形態では、挿入ステージ 3 0 8 は、湾曲してもよく、又は湾曲部分と直線部分との組合せを有してもよい。

【 0 0 4 3 】

図 3 A は、挿入ステージ 3 0 8 に沿った後退位置にある器具本体 3 1 2 及び器具キャリッジ 3 0 6 を示す。この後退位置では、基端点 3 1 6 は軸線 A 上の位置 L 0 にある。挿入ステージ 3 0 8 に沿ったこの位置では、基端点 3 1 6 の位置の A 成分は、挿入ステージ 3 0 8 上の器具キャリッジ 3 0 6 の位置、従って基端点 3 1 6 を示すためのベース基準を提供するためにゼロ及び／又は別の基準値に設定され得る。器具本体 3 1 2 及び器具キャリッジ 3 0 6 のこの後退位置では、細長い装置 3 1 0 の先端部 3 1 8 は、患者 P の入口オリフィスのすぐ内側に位置付けられ得る。この位置においても、位置測定装置 3 2 0 は、ゼロ及び／又は別の基準値（例えば、 $I = 0$ ）に設定してよい。図 3 B では、器具本体 3 1 2 及び器具キャリッジ 3 0 6 は挿入ステージ 3 0 8 の直線又は曲線であり得る軌道に沿って前進し、細長い装置 3 1 0 の先端部 3 1 8 は患者 P 内に前進している。この前進位置では、基端点 3 1 6 は軸線 A 上の位置 L 1 にある。いくつかの例では、挿入ステージ 3 0 8 に沿った器具キャリッジ 3 0 6 の動きを制御する 1 つ又は複数のアクチュエータ、及び／又は器具キャリッジ 3 0 6 及び／又は挿入ステージ 3 0 8 に関連する 1 つ又は複数の位置センサからのエンコーダ及び／又は他の位置データを使用して、位置 L 0 に対する基端点 3 1 6 の位置 L x を決定する。いくつかの例では、位置 L x は、細長い装置 3 1 0 の先端部 3 1 8 が患者 P の解剖学的構造の通路内に挿入される距離又は挿入深さの指標としてさらに使用され得る。挿入中に及び患者 P の解剖学的構造内に挿入されている間に、形状センサ 3 1 4 を使用して、患者 P の解剖学的構造内の測定データ点を収集することができる。

【 0 0 4 4 】

点収集器具 3 0 4 の実施形態は、EM 感知及び形状感知を含む任意数のモダリティを使用して測定点を収集することができる。測定点が患者の解剖学的通路内から収集されると、それら点はメモリ等のデータ記憶装置に記憶される。測定点のセットは、処置中に又は処置の直前に得られた測定点の少なくともいくつかを含むが、全てを含むこともできるデータベースに記憶することができる。測定点のセットは、呼吸等の周期的な生理学的運動の共通の相（phase）又は相の一部の間に取得される等、何らかの方法で関連する測定点のサブセットを生成するために、ビンニングされ（binned）、分類され、又はフィルタリングされ得る。メモリに記憶される際に、各点は、（点収集器具 3 0 4 の長さに沿って分布する複数のセンサを使用して、いくつかの点の位置を同時に決定する場合に）その点の座標、タイムスタンプ、及び相対センサ位置又は個々のセンサ ID を含むデータによって表され得る。測定点のビンニングされたサブセットは、別々のデータ構造及び／又はメモリの別々の部分に記憶することができる。いくつかの実施形態では、各点を表すデータは、その点が収集された患者の呼吸相を示す呼吸相マーカーも含み得る。患者の動き追跡装置 3 2 2 を使用して、患者 P の動きを監視及び検出することができる。この動きは、総体的な動きだけでなく、呼吸等の周期的な生理学的運動を含み得る。従って、動き追跡装置 3 2 2 は、生理的相検出器として機能し得る。動き追跡装置 3 2 2 は、光学式追跡システム又は他の任意の適切なシステムであり得る。他の実施形態では、呼吸は、人工呼吸器又は他の任意の技術によって監視することができる。

【 0 0 4 5 】

図 4 A、図 4 B、図 4 C、及び図 4 D は、図 1 及び図 3 の患者 P の肺 4 0 0 の解剖学的通路 4 0 2 を通る図 3 A 及び図 3 B のカテーテル 3 1 0 の前進を示す。これらの通路 4 0 2 は、気管及び気管支を含む。キャリッジ 3 0 6 が挿入ステージ 3 0 8 に沿って移動するにつれてカテーテル 3 1 0 が前進すると、外科医 S は、カテーテル 3 1 0 の先端部 3 1 8 を操縦して、解剖学的通路 4 0 2 を通してナビゲートすることができる。解剖学的通路を

10

20

30

40

50

介してナビゲートする際に、カテーテル 310 は、カテーテル 310 内で延びる形状センサ 314 によって「読み取られ (read)」得る形状を想定する。本明細書で説明するように、可撓性カテーテル 310 を使用して取得した測定点を、様々な要因に基づいて 1 つ又は複数のピンに割り当てることができる。例えば、測定点を、呼吸等の周期的な生理学的運動の部分に対応するピンに割り当ててもよい。測定点を、カテーテル 310 の挿入深さに対応するピンに割り当ててもよく、それにより、気管内の測定点、又は気管支通路の特定の (分岐) 世代 (generation) は、カテーテル 310 の先端部 318 が解剖学的通路 402 を通って前進する際に、単一のピンにプール又は含まれ得る。

【0046】

図 5 は、画像誘導手術処置において使用するための一般的な方法 500 を示すフローチャートである。プロセス 502 において、術前又は術中の画像データが、コンピュータ断層撮影 (CT)、磁気共鳴画像法 (MRI)、蛍光透視法、サーモグラフィ、超音波、光干渉断層法 (OCT)、サーマルイメージング、インピーダンスイメージング、レーザーイメージング、又はナノチューブ X 線イメージング等の画像化技術から取得される。術前又は術中の画像データは、2 次元、3 次元、又は 4 次元 (例えば、時間ベース又は速度ベースの情報を含む) の画像に対応し得る。例えば、画像データは、図 4A ~ 図 4D のヒトの肺 400 を表し得る。プロセス 504 において、単独で又は手動入力と組み合わせて動作するコンピュータシステムを使用して、記録した画像を、部分的又は全体的な解剖学的器官又は解剖学的領域のセグメント化された 2 次元又は 3 次元の合成表現又はモデルに変換する。例えば、図 6A は、図 4A ~ 図 4D の肺 400 のセグメント化モデル 600 を示す。自然発生的な制限又はオペレータによって設定された制限のために、セグメント化モデル 600 は、ヒトの肺内に存在する全ての通路を含まないかもしれないが、いくつかの通路 601 を含む。例えば、肺の相対的に狭い及び / 又は先端通路は、セグメント化モデル 600 に完全に含まれないことがある。セグメント化モデル 600 は、メッシュモデル又は他の適切なモデル等の、肺の内部管腔又は肺の通路を規定する壁を含む 3 次元モデルであり得る。一般に、このモデルは、解剖学的領域内の点と解剖学的領域外の点とを区別するための機構又は手段を提供する。合成表現及び画像データセットは、通路の様々な位置及び形状並びにそれらの接続性を示し、且つ術前又は術中の画像データに含まれる解剖学的構造の望ましくない部分を省略することがある。いくつかの実施形態では、モデル 600 は、疑わしい腫瘍又は関心のある他の組織部分等の特に望ましい特徴を含み得る。

【0047】

セグメント化プロセス中に、画像は、色、密度、強度、及びテクスチャ等の特定の特性又は計算された特性を共有するセグメント又は要素 (例えば、ピクセル又はボクセル) に分割される。このセグメント化プロセスは、モデル 600 のように、取得した画像に基づいて標的解剖学的構造のモデルを形成する 2 次元又は 3 次元再構成をもたらす。モデルを表すために、セグメント化プロセスは、標的解剖学的構造を表すボクセルのセットを描写し、次にマーチングキューブ関数等の関数を適用して、ボクセルを取り囲む 3D 表面を生成する。モデルは、メッシュ、ポリウム、又はボクセルマップを生成することによって作成し得る。このモデルは、肺の内部通路等の解剖学的構造を視覚化する際に外科医 S を補助するためにディスプレイ 110 に示してもよい。

【0048】

追加的又は代替的に、モデルは、モデル化された通路の中心を通って延びる相互接続された線分又は点のセットを含む中心線モデルを含み得る。図 6B は、モデル 600 から導出された又は撮像データから直接的に導出された例示的な中心線モデル 602 を示す。中心線セグメント化モデル 602 は、セグメント化モデル 600 に含まれる通路のおおよその中心に対応する 3 次元直線のセット又は曲線のセットを含むことができる。モデルの解像度が高いほど、直線又は曲線のセットは、より正確に通路の中心に対応するようになる。中心線セグメント化モデル 602 で肺を表すことによって、(モデル 600 の通路の壁を表す) セグメント化モデル 600 のデータセット以外の 1 つ又は複数のプロセッサ又は処理コアによってより効率的に処理される小さいデータセットを提供することができる。

このようにして、制御システム 112 の機能を改善することができる。

【0049】

図 6 B に示されるように、中心線セグメント化モデル 602 はいくつかの分岐点を含み、それら分岐点のいくつかは図 6 B において視覚化のために強調されている。分岐点 A、B、C、D、及び E は、いくつかの分岐点のそれぞれに示されている。分岐点 A は、気管が左右の主気管支に分割されるモデル内の点を表すことができる。右側主気管支は、分岐点 A と B との間に位置するものとして、中心線分モデル 602 において識別され得る。同様に、副気管支は、分岐点 B と C とによって及び分岐点 B と E との間で識別される。別の世代が分岐点 C と D との間に規定され得る。これらの世代のそれぞれは、対応する通路の管腔の直径の表示と関連付けてもよい。いくつかの実施形態では、モデル 602 は、各セグメント化世代の平均直径値を含み得る。平均直径値は、患者固有の値又は複数の患者から導出されたより一般的な値であり得る。

10

【0050】

モデルが相互接続された線分のセットを含む中心線モデルを含む場合に、それらの線分は、図 6 C の破線によって表されるモデル点と呼ばれる点 604 のセット又はクラウドに変換される。線分を点に変換することによって、相互接続された線分に対応する所望の量のモデル点を手動又は自動で選択して、位置合せプロセス中に中心線モデル 602 (従って、モデル 600) を表すことができる。データにおいて、モデル点のセット 604 の各点は、 X_M 、 Y_M 、及び Z_M 等の座標のセット、又は 3 次元モデル空間内の各点の位置を識別する他の座標を含み得る。いくつかの実施形態では、各点は、点がどの通路世代に関連するかを識別する世代識別子、及び/又は中心線セグメント化モデル 602 のその部分に関連する直径又は半径値を含み得る。いくつかの実施形態では、所与の点に関連する半径又は直径を示す情報は、別々のデータセットの一部として提供してもよい。

20

【0051】

中心線セグメント化モデル 602 が生成され、図 6 C に示される点 604 のセットとしてデータとして記憶された後に、モデル点 604 は、画像誘導手術処置に使用するためにデータ記憶装置から検索することができる。画像誘導手術処置において中心線セグメント化モデル 602 及びモデル 600 を使用するために、モデル点 604 を位置合わせして、モデル 600 内のモデル化された通路を手術環境に存在する患者の実際の解剖学的構造と関連付けることができる。

30

【0052】

図 5 に戻ると、プロセス 506 において、図 3 A ~ 図 3 B 及び図 4 A ~ 図 4 D に示されるように、解剖学的モデルに対応する患者の解剖学的構造から測定点を取得することができる。プロセス 508 において、解剖学的モデルデータは、患者に対する画像誘導手術処置の前及び/又はその間に患者の解剖学的構造に位置合わせされる。一般に、位置合せは、剛体変換及び/又は非剛体変換の使用による測定点とモデル点とのマッチングを含む。解剖学的構造内のランドマーク、処置中に走査及び追跡される電磁コイル、又は形状センサシステムを使用して測定点を生成することができる。測定点は、ICP (iterative closest point) 技法で使用するために生成してもよく、又は本開示の範囲内の位置合せプロセスで別の点セット位置合せ方法も使用してもよい。

40

【0053】

患者の解剖学的構造に対して位置付けされた医療器具を解剖学的モデルに対して表すことができるように解剖学的モデルが患者の解剖学的構造に位置合わせされるプロセス 508 の後に、患者の解剖学的構造からの測定点の収集は継続し得る。新たな測定点が追加されると、プロセス 510 において位置合せが更新され得る。位置合せの更新は手術処置を通して連続的に行ってもよい。このようにして、患者の動き (総体的な動きと周期的な生理学的運動との両方) による変化を補償することができる。さらに、測定点は、1 つ又は複数の基準によって点の様々なサブセットに割り当てることができる。それによって、患者の解剖学的構造を解剖学的モデルに位置合わせする際にいくつかのサブセット又は特定のサブセットを他のサブセットよりも良好に決定することができる。点には、その点が点の

50

任意のサブセットに正しく割り当てられているという部分的な確率を反映した数値重みを割り当てることもできる。しかしながら、第1の期間に亘って最適な位置合せを与えた可能性があるサブセットは、後の期間では準最適になる可能性がある。測定点のどのサブセットを使用してもその時点で最適な位置合わせを提供するように位置合せを更新することは、モデルと解剖学的構造との間の最良且つ最も有用な関係が維持されることを保証することができる。位置合せの質に統計的に有意な変化が生じると（例えば、位置合せに関連する誤差値に有意な変化があると）、その位置合せに関連する測定点のサブセットは、全ての点の削除によって空にされるか、又はそのサブセットに適用された測定点の重みを有し得る。

【0054】

画像誘導手術で使用するための他の位置合せ方法は、大抵の場合、電磁氣的感知又はインピーダンス感知に基づく技術の使用を伴う。手術環境で使用される金属製の物体や特定の電子装置は、感知したデータの質を損なう障害を引き起こす可能性がある。他の位置合せ方法は、臨床ワークフローを妨げる可能性がある。本明細書に記載のシステム及び方法のいくつかの実施形態は、ICP、又は他の点セット位置合せアルゴリズム、及び光ファイバー形状センサを含む点収集器具の較正された動きに基づいて位置合せを実行し、こうして手術環境における障害を排除又は最小化する。他の位置合せ技術を使用して、測定点のセットを術前モデル又は他のモダリティを使用して得られたモデルに位置合わせすることができる。以下で説明する実施形態では、患者上のEMセンサ及び器具、並びに器具のための光学的追跡システムを除いてもよい。

【0055】

図7は、本開示のいくつかの実施形態による、手術環境300内の患者Pに対する画像誘導手術処置において臨床医に誘導を与えるために使用される方法700を示すフローチャートである。方法700は、図7にブロック、ステップ、動作、又はプロセスのセットとして示される。方法700の全ての実施形態では、例示され列挙された動作の全てが行われるわけではない。さらに、図7に明示的に示されていない追加のいくつかの動作が、列挙された動作の前、後、その間に、又はその一部として含まれてもよい。方法700のいくつかの実施形態は、方法700の動作に対応し、且つメモリに記憶された機械可読命令を含み得る。これらの命令は、制御システム112のプロセッサ等のプロセッサによって実行してもよい。

【0056】

こうして、方法700のいくつかの実施形態は、動作702で開始することができ、この動作において、測定点のセットが、カテーテル又は他の医療器具の長さに沿って収集される。例えば、カテーテルは、図3A及び図3Bの点収集器具304、又は図2の医療器具システム200であり得る。カテーテルは、カテーテルの形状を表す複数の3次元点を生成するために使用され得る光ファイバー形状センサを含み得る。3次元点は、光ファイバー形状センサの基端部と既知の位置又は検出された位置とを有することによって患者空間に関連され得る。

【0057】

実際には、カテーテル310の先端部318は、形状センサ314からのデータ、カテーテルの先端部の位置データ、及び形状センサの形状に沿った他の点によって記録される、患者Pの解剖学的通路（例えば、患者の肺の気道）を通過し得る。この位置データは、本明細書に記載されるように測定点のセットを含むか、又はこの位置データを処理して、その測定点のセットを取得することができる。より具体的には、カテーテル610の先端チップの動きは、解剖学的通路の一部を調査するために、遠隔操作、手動、又は自動制御（例えば、マスターアセンブリ106を介して）によって制御してもよい。

【0058】

例えば、遠隔操作制御信号によって、キャリッジ306を軸線Aに沿って移動させ、カテーテルの先端部318を解剖学的通路内で前進又は後退させることができる。それに加えて又はその代わりに、遠隔操作制御信号によって、手術用器具内に延びる制御部材を作

10

20

30

40

50

動させて、ヨー、ピッチ、及びロールを含む一連の動きで先端部 318 を動かすことができる。カテーテルが複数の通路内を移動すると、形状センサデータ（及び/又は形状センサを含まない他の実施形態では他の位置データ）が先端チップの複数の位置について収集される。いくつかの実施形態では、カテーテルは、様々な通路の奥深くまで約 3 つまでの分岐部まで延びることができる。いくつかの実施形態では、カテーテルは、肺の両側にある約 3 つ以上の分岐世代を通過して、又はその中に延びることができる。可撓性カテーテル 310 の直径が減少するにつれて、及び/又は可撓性カテーテル 310 の可撓性が増大するにつれて、カテーテル 310 でアクセス可能な世代の数が増加し得る。

【0059】

いくつかの実施形態では、較正手順は、点収集器具 304 又は他の適切な装置等の位置測定装置を使用して測定点を収集する前に、挿入経路に沿ってセンサ基準点の相対位置及び/又は方向に対して行われ得る。例えば、キャリッジ 306 が位置 L0 にある点 316 の後退位置から位置 L1 にある点 316 の前進位置まで動くときに、図 3A 及び図 3B の点収集器具 304 を使用して、点 316 の位置及び向きを決定することができる。較正手順は、位置測定装置 320 の変化毎に点 316 の移動方向を決定することができる。例えば、カテーテル 310 の先端部 318 は、器具本体が挿入ステージ 308 に沿って導かれる間に、固定位置に保持することができる。形状センサによって固定点 316 から収集された位置及び向きデータは、器具本体が挿入ステージに沿って導かれるときに位置測定装置データと相関付けられ、こうして点 316 の挿入ステージ 308 の軸線 A に沿った移動を較正する。

【0060】

オプションで、動作 703 において、状態入力制御システム 112 によって受信され得る。例えば、状態入力は、患者 P の呼吸又は患者 P の心拍を示す周期的な生理学的運動信号であり得る。他の生理学的運動信号が他の実施形態で受信され使用され得る。以下でさらに詳細に説明する図 8A 及び図 8B は、例示的な周期的な生理学的運動信号 800 の単一の周期を示す。周期的な生理学的運動信号は、x 軸に沿って示される周期 T と y 軸に沿って示される振幅とを含む。図 8A 及び図 8B に示される信号は、本開示の特定の態様をより明確に伝えるために簡略化されている。他の状態入力は、器具の速度、力、加えられた歪み、又は向き等の非生理学的入力を含み得る。他の状態入力は、カメラが検出した（例えば、くもり又は堆積物による）障害物を含み得る。他の状態入力は、特定の解剖学的位置に又は特定の解剖学的通路内に属するものとして指定されるタグ付き測定点を含み得る。そのようなタグ付けされた点は、位置合せ中に「グラントルース (ground truth)」点として役立ち得る。

【0061】

動作 704 において、測定点を測定点の複数のサブセットに割り当てることができる。いくつかの実施形態では、動作 702 及び 704 は実質的に同時に行うことができる。他の実施形態では、動作 702 は、測定点のセットをメモリ内の点のプール (pool) に記憶することを含み、動作 704 は、メモリから測定点のセットを取り出し、次に取り出した点を複数のサブセットに割り当てることができる。測定点のサブセットへの割当ては、本明細書では「ビンニング (binning)」と呼ばれ得る。測定点はそれぞれ、いくつかのビンのうちの 1 つに割り当てられ得る。ピンは、データ構造及び/又はメモリの特定の部分であり得る。図 8A 及び図 8B は、測定点を特定のビンに割り当て得るいくつかの例示的な方法を示す。各点の任意のピンへの割当ては、バイナリ（明示的に指定されたビンの内側又は外側）にすることも、分数の重みで表される任意のピンへのソフトな割当てを含めることもできる。

【0062】

図 8A に示されるように、周期的な生理学的運動信号 800 を使用して、収集した測定点をピンに入れてもよい。図 8A は、時間ベース又は周期ベースのビンニングを示しており、特定の測定点が得られる時間は、その点を割り当てべきピンを示す。光ファイバー形状センサを使用して測定点を収集するとき、複数の点が一度に収集されることに留意され

10

20

30

40

50

たい。その時点で光ファイバー形状センサから収集された全ての点は、同じピン又は点のサブセットに割り当てられ得る。例えば、点が0からTの1/8の間の時間に光ファイバーセンサ314から収集される場合に、その点をピンAに割り当ててもよい。点がTの1/8からTの3/8の間の時間に収集される場合に、その点をピンBに割り当ててもよい。点がTの3/8からTの5/8の間の時間に収集される場合に、その点をピンCに割り当ててもよい。点がTの5/8からTの7/8の間に収集される場合に、その点をピンDに割り当ててもよい。点がTの7/8からTの間に収集される場合に、その点をピンAに割り当ててもよい。動作704の他の実施形態は、収集した点をピンに異なるように割り当ててもよい。例えば、測定点は、4以上のピンのうちの1つに割り当ててもよい。ピンは、周期Tの不等部分に関連付けてもよい。ピンのカットオフは、信号800のピーク及びトラフで発生し得る。

10

【0063】

図8Aに示されるように、周期的な生理学的運動信号800を使用して、信号800の振幅に従って測定点をピンに入れてもよい。図8Bは、測定点を3つのピン、すなわちピンE、ピンF、及びピンGに分類する振幅カットオフを示す。例えば、周期的な生理学的運動信号800の振幅がピーク値の半分より大きい場合に収集される点をピンEに割り当ててもよい。周期的な生理学的運動信号800の振幅が最小値の半分未満である場合に収集された点をピンGに割り当ててもよい。これらの振幅値の間に収集された点をピンFに割り当ててもよい。他の実施形態は、より多いピン又はより少ないピンを含み得る。

【0064】

ここで図9を参照すると、方法700の動作704の例示的な図が示されている。図9は、図3A~図3B及び図4A~図4Dのカテーテル310を示す。カテーテル310内に配置された形状センサ(すなわち、形状センサ314)は、周期T内の4つの別々の時間部分(時点 t_1 、 t_2 、 t_3 、及び t_4)の間の点を測定する。時点 t_1 、 t_2 、 t_3 、及び t_4 は、図9に示されるピンA、B、C、及びDのように、異なるピンに対応する。図9に示されるように、 t_4 におけるカテーテル310の形状及び位置は、時点 t_1 、 t_2 、及び t_3 におけるカテーテル310の形状及び位置とは異なる。この違いは、解剖学的通路402内へのカテーテル310のより深い挿入によるものではなく、患者Pによる呼吸中の肺400の周期的な生理学的運動によるものであり得る。

20

【0065】

ここで図10A、図10B、図10C、及び図10Dを参照すると、動作704の別の実施形態が示される。測定点のそれぞれを複数のピンのうちの1つに割り当てる際に、この割当ては、点を測定するために使用したカテーテルの挿入深さに基づいて行われ得る。従って、深さ値は、エンコーダ又は他のセンサからのステージ308に対するキャリッジ306の移動に基づいて受信してもよい。深さ同士の間のカットオフは、図6Bのセグメント化された中心線モデル602に基づいて術前に決定することができる。他の実施形態では他の深さを使用してもよい。図10Aに示されるように、カテーテル310によって特定の時間に収集した点を深さピンA及びBに分類又は割り当てることができる。図10Bでは、測定点が収集されるときにカテーテル310はさらに挿入されているので、点は3つの深さピン、すなわち深さピンA、B、及びCに割り当てられる。図10C及び図10Dに示されるように、カテーテル310が肺400の解剖学的通路内により深く挿入されると、測定点は深さピンA、B、C、及びDに割り当てられる。図10A~図10Dに示されるように、カテーテル310の一部がより長い期間に亘って基端側の深さにあったため(その間に点は定期的に収集され得る)、より基端側の深さのピンはより多くの測定点を含み得る。いくつかの実施形態では、新しい点が測定されると最も古い点はそのピンに関連する点のサブセット又はプールから削除されるように、ピン内の点の数を制限することができる。

30

40

【0066】

再び図7及び方法700を戻ると、動作705において、モデルからのモデル点のセットが制御システム112によって受信され得る。例えば、モデル点のセットは、肺400

50

のモデルを表す点のセットであり得る。動作 705 で受信したモデル点のセットは、図 6 のモデル点 604 と同様であり得、モデル点のセットは、モデル 600 に基づく中心線モデル 602 から導出された点のセットである。モデル点のセット 604 を使用して、モデル 600 をカテーテル 310 を用いて収集された測定点のセットに位置合わせしてもよい。
【0067】

動作 704 の後に、初期シード (seed) 変換を動作 706 で実行して、測定点をモデル点に対して大まかに配置して、後続の反復位置合せ動作を実行することができる。位置合せプロセスは、患者の手術環境と解剖学的モデルとの間の変位及び向き関係についての既知の情報を種 (seeded with) としてもよい。例えば、肺 400 内の主気管分岐部に関連するランドマークは、解剖学的モデル情報において識別され得る。対応する位置が、ワークフローの一部として測定点に含まれ得る。動作 707 において、制御システム 112 は、測定点の各サブセットをモデル点のセットに位置合わせすることができる。位置合せは、動作 708 ~ 714 に記載されるような ICP (iterative closest point) 技術等の点セット位置合せアルゴリズムを使用して、又は別の位置合せアルゴリズムの実装によって達成することができる。

【0068】

動作 708 において、最初の粗いシード変換が実行されて位置合せプロセスが開始された後に、患者 P 内から収集された測定データ点 D のセットが解剖学的モデル点 604 とマッチングされる。例えば、測定データ点 D のそれぞれは、解剖学的モデル点 604 の最近接点とマッチングされる。この実施形態では、解剖学的モデル点 604 は、3次元解剖学的モデルから生成された中心線に沿った点のセットであり、同様に、セグメント化された中心線モデル 602 は、図 6A 及び図 6B のセグメント化モデル 600 から生成される。位置合せアルゴリズムは、測定したデータ点と解剖学的モデル点 604 のセットとの最近接点同士の間の一一致を識別する。図 11A は、最初のシード処理又は位置合せプロセスが始まった後の測定点 1100 のセットを含むモデル点 604 を示している。図 11A に示されるように、測定点 1100 のセットは、サブセット 1102A (黒丸で表される)、サブセット 1102B (プラス記号で表される)、サブセット 1102C (白丸で表される)、及びサブセット 1102D (x で示される) を含む 4 つのサブセットの測定点を含む。サブセット 1102A、1102B、1102C、及び 1102D をまとめてサブセット 1102 と呼ぶことがある。

【0069】

様々な代替形態では、モデル点 604 とサブセット 1102 のそれぞれとの間のマッチングは、力づく (brute force) 技法、KD ツリー技法等を使用することによって達成され得る。いくつかのマッチングは、最大距離しきい値計算、最大角度しきい値計算、又はモデルに含めるのに十分信頼できるとみなされない一致を除外するために使用される他のメトリックに基づいて破棄され得る。解剖学的モデル点 604 は、中心線点、メッシュ点、及び/又はボリューム点を含むいくつかの異なる種類の点のいずれかによって表すことができる。

【0070】

図 7 の方法 700 を再び参照すると、動作 710 において、サブセット 1102 の各サブセットを、一致した解剖学的モデル点 604 の位置及び向きにマッピングするのに必要な変換が決定される。より具体的には、サブセット 1102 のそれぞれについて、位置及び向きの全体的な計算オフセットが決定される。いくつかの実施形態では、計算後の修正変換は、特定数の回転角度又は特定数のミリメートルの変位のみがプロセスの 1 回の繰返しに適用されるように制限され得る。例えば、解剖学的モデル点 604 の 20° の回転又は再向合せが計算されたとしても、医療システムは、向きの変化を 10°、5°、又はそれ以下に制限することができる。同様に、いくつかの実施形態では、40mm の変位が計算されたとしても、制御システム 112 は、1 回の反復で利用可能な変位を 20mm、10mm、5mm、又はそれ以下に制限することができる。いくつかの実施形態では、制限は、より早い反復よりも遅い反復においてより少ない移動が許容されるように、実行され

10

20

30

40

50

る反復の数に従って変化し得る。

【 0 0 7 1 】

動作 7 1 2 において、各サブセット 1 1 0 2 は、計算したオフセットを変位及び向きに適用して特定のサブセット 1 1 0 2 内の各点を明確に移動させる剛体 (rigid) 変換又は非剛体変換を使用して変換してもよい。代替実施形態では、モデル化されたデータ点は、計算したオフセットを変位及び向きに適用してモデル点 6 0 4 のセット内の各点をサブセット 1 1 0 2 に向けて移動させる剛体又は非剛体変換を使用することによって変換してもよい。従って、本開示のいくつかの実施形態は、測定点をモデル点に位置合わせし、測定点をモデル点とよりよく一致させるために (測定点の) 移動 (並進及び / 又は向きの変更を含む) させ、それら測定点を共通の空間又は共通の基準フレームに入れる。これらの位置合

10

【 0 0 7 2 】

動作 7 1 4 において、サブセット 1 1 0 2 のそれぞれと、一致した解剖学的モデル点 6 0 4 との間の位置合せ誤差が評価される。いくつかの実施形態では、誤差は、各測定点と変換後のその最も近いモデル点との間の累積誤差又は距離として計算することができる。あるいはまた、以前に計算した位置合せからの向き及び変位の変化として表してもよい。これは、各サブセット 1 1 0 2 についての向き及び変位の誤差値を含む誤差値の計算を含み得る。換言すれば、向き及び変位の誤差係数は、一致するサブセット 1 1 0 2 毎に個別

20

【 0 0 7 3 】

動作 7 1 6 において、各サブセット 1 1 0 2 の収束を比較して、どの位置合せ候補が図 6 A のモデル 6 0 0 に依拠する手順での使用に最適であるかを判断することができる。換言すれば、サブセット 1 1 0 2 A、1 1 0 2 B、1 1 0 2 C、及び 1 1 0 2 D のそれぞれのモデル点 6 0 4 に対する位置合せ候補に関連する総誤差値を比較することができる。総誤差値が最も小さい位置合せ候補を使用して、モデル点 6 0 4 を、点 1 1 0 0 が収集される患者空間内にもたらすことができる。モデル点 6 0 4 同士の間に関連付けによって、モデル 6 0 0 を患者空間内に表すことが可能になり得る。いくつかの実施形態では、サブ

30

【 0 0 7 4 】

例えば、動作 7 1 8 において、モデル点 6 0 4 (従って、モデル 6 0 0) の最適な位置合せの視覚的表現は、図 1 のディスプレイ 1 1 0 によって提供されるグラフィカルユーザーインターフェイスに表示され得る。視覚的表現は、モデル 6 0 0 に関して医療器具システム 2 0 0 を描くことができる。例示的な視覚的表現を図 1 3 A に示す。図 1 3 A は、図 6 A の解剖学的モデル 6 0 0 に基づいて、ヒトの肺の解剖学的通路のレンダリングをユーザーインターフェイスに表示するディスプレイ 1 3 0 0 を示す。図 7 で上述したようにモデル空間が患者に位置合わせされている状態では、カテーテル 3 1 0 の現在の形状及び先端部 3 1 8 の位置は、通路 6 0 1 A 及び 6 0 1 B を含む通路 6 0 1 のレンダリングと同時に配置及び表示され得る。データ点は、ディスプレイ上の複数の点又はドットによって、又はデータ点のセットに基づいて作成されたメッシュ又はワイヤモデル等のレンダリングモデルとして、ユーザーインターフェイスに視覚的に表すことができる。いくつかの実施形態では、データ点を変更するために各処理動作が実施された後に、視覚的表現をディスプレイ 1 1 0 でリフレッシュしてもよい。図 1 3 B は、手術を誘導する際に外科医 S を補助する

40

50

ために提供され得る視覚的表現の別の例示的な表示 1 3 5 0 を示す。図 1 3 B は、医療器具 2 0 0 の視点からのモデル 6 0 0 の一部の内部図を示し、且つ通路 6 0 1 A 及び 6 0 1 B のレンダリング後のモデルを描写する。モデル 6 0 0 は、手術の誘導を容易にするために 2 次元又は 3 次元でレンダリングしてもよい。

【 0 0 7 5 】

本開示の原理及び実施形態は、患者の解剖学的構造のモデルと手術処置中に患者の解剖学的構造内で操縦される医療器具との間の位置合せを改善することによって画像誘導手術を改善することができる。測定したデータ点のサブセットに基づいて複数の候補位置合せを生成することができ、複数の位置合せを比較して、モデルを患者空間内にもたらしためにモデルに適用すべき最適な位置合せを決定することができる。これらの複数の位置合せ候補は、画像誘導手術での使用のために提供されるように所与の時間に最高の忠実度位置合せを確実にするために、継続的に更新され、互いに及びしきい値と比較され得る。

10

【 0 0 7 6 】

いくつかの実施形態では、後の位置合せが前の位置合せに置き換わるか、又は前の位置合せが制御システム 1 1 2 によって後の位置合せと置き換え可能であるとみなされるときに、位置合せの変更（例えば、測定点のうちの一つサブセットから別のサブセットへの変更）、又は利用可能な優れた位置合せがあることを示すために、警告がユーザインターフェイスを通して臨床医に提供され得る。いくつかの実施形態では、制御システム 1 1 2 は、優れた位置合せが実施される前に、ユーザインターフェイスを介した臨床医の承認を必要とし得る。例えば、優れた位置合せが識別されると、臨床医が新しい位置合せを承認又は不承認とすることができるボタン又は他のユーザインターフェイス要素と共に、警告をディスプレイ 1 1 0 に与えてもよい。その後、臨床医の決定に応じて新しい位置合せが実施されるかどうかが決まる。

20

【 0 0 7 7 】

本発明の実施形態の一つ又は複数の要素は、制御システム 1 1 2 等のコンピュータシステムのプロセッサ上で実行するためにソフトウェアで実装することができる。ソフトウェアで実装する場合に、本発明の実施形態の要素は、必要なタスクを実行するための本質的にコードセグメントである。プログラム又はコードセグメントは、光媒体、半導体媒体、及び磁気媒体を含む情報を記憶することができる任意の媒体を含む、非一時的プロセッサ可読記憶媒体又は装置に記憶することができる。プロセッサ可読記憶装置の例は、電子回路；半導体装置、半導体メモリ装置、読出し専用メモリ（ROM）、フラッシュメモリ、消去可能プログラマブル読出し専用メモリ（EPROM）；フロッピー（登録商標）ディスク、CD-ROM、光ディスク、ハードディスク、又は他の記憶装置を含む。コードセグメントは、インターネット、イントラネット等のコンピュータネットワークを介してダウンロードすることができる。本明細書で説明するように、アクセス、収集、割当て、検出、開始、位置合せ、表示、受信、生成、決定、データ点の移動、セグメント化、マッチング等は、制御システム 1 1 2 又はそのプロセッサによって少なくとも部分的に実行され得る。

30

【 0 0 7 8 】

提示されたプロセス及び表示は、本質的にいかなる特定のコンピュータ又は他の装置にも関連しないことがあることに留意されたい。これらの様々なシステムに必要な構造は、特許請求の範囲の要素として現れるであろう。さらに、本発明の実施形態は、特定のプログラミング言語を参照して説明していない。本明細書に記載の本発明の教示を実施するために様々なプログラミング言語を使用してもよいことが理解されよう。

40

【 0 0 7 9 】

本発明の特定の例示的な実施形態について添付の図面において説明し示したが、そのような実施形態は単なる例示であり、広範な本発明を限定するものではないこと、及び本発明の実施形態は、他の様々な修正が当業者には想起され得るので、示され説明した特定の構成及び配置に限定されないことを理解されたい。

50

【図面】

【図 1】

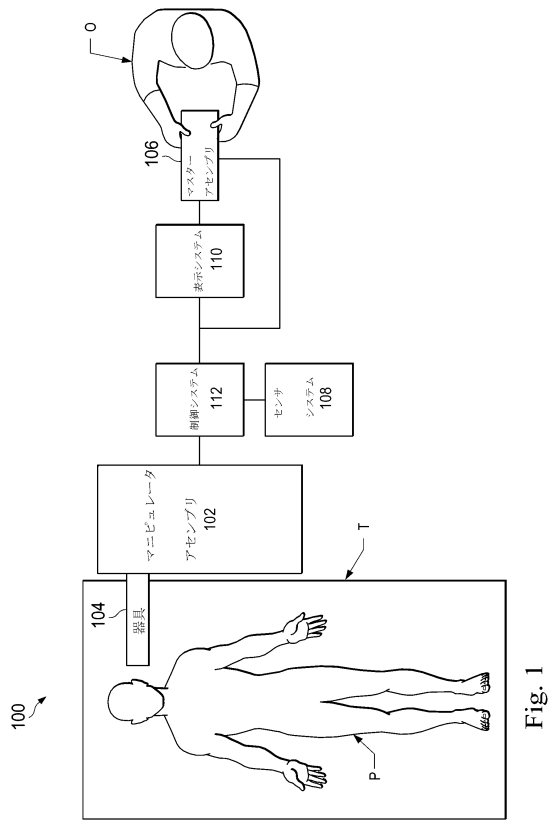


Fig. 1

【図 2 A】

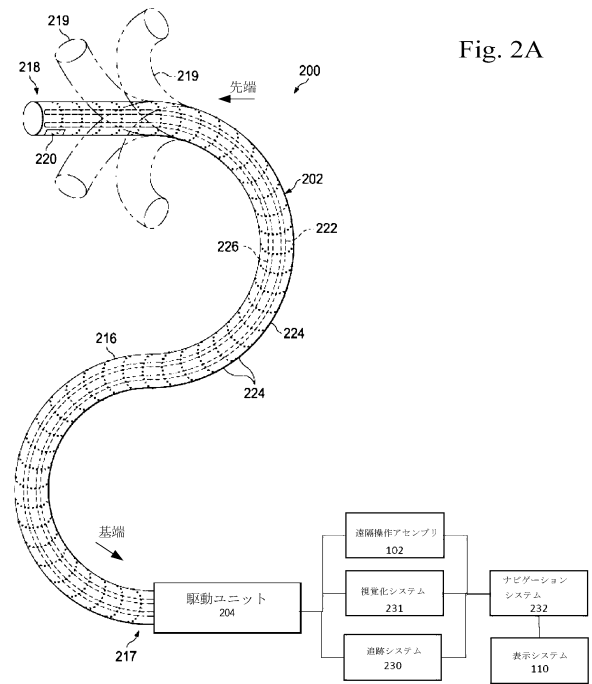


Fig. 2A

10

20

【図 2 B】

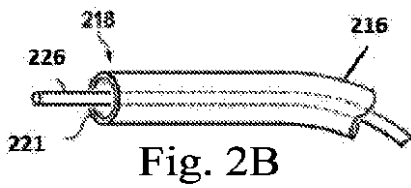


Fig. 2B

【図 3 A】

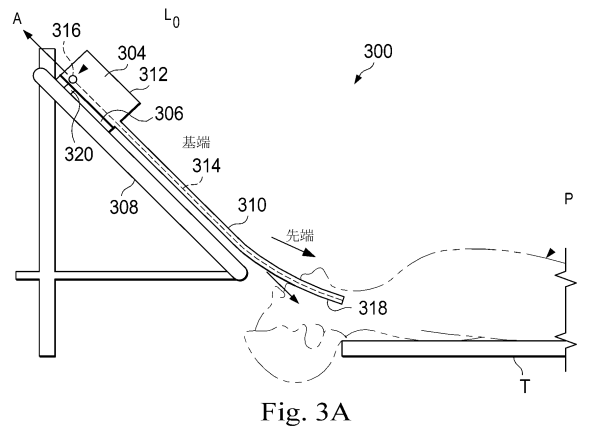


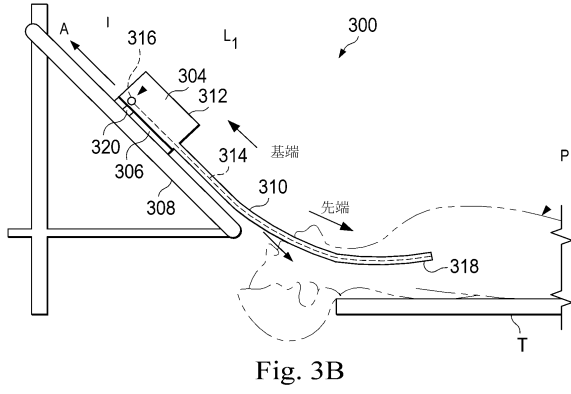
Fig. 3A

30

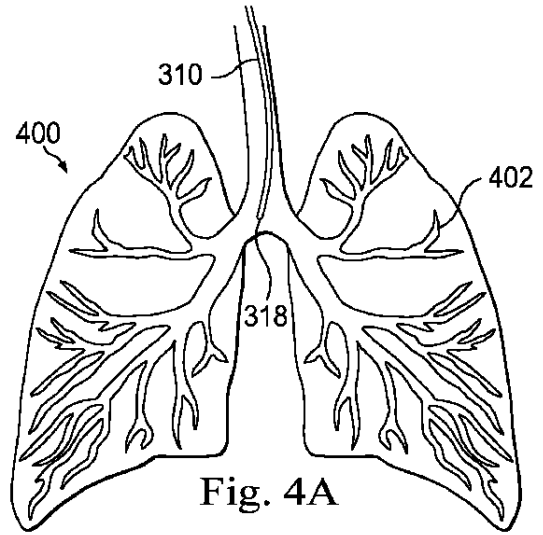
40

50

【 図 3 B 】

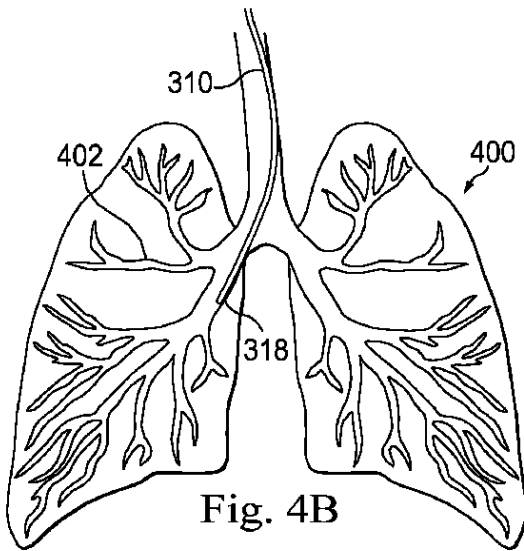


【 図 4 A 】

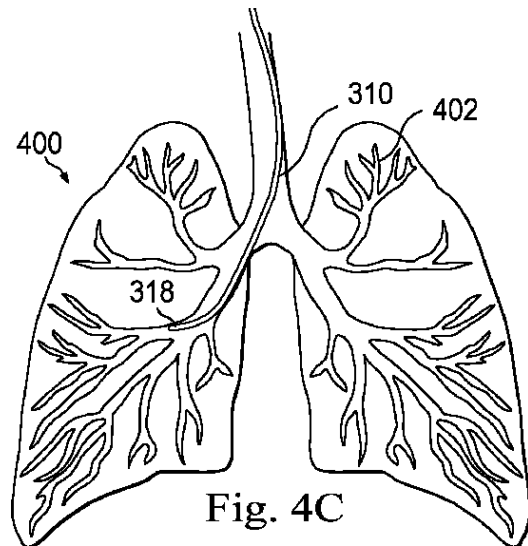


10

【 図 4 B 】



【 図 4 C 】



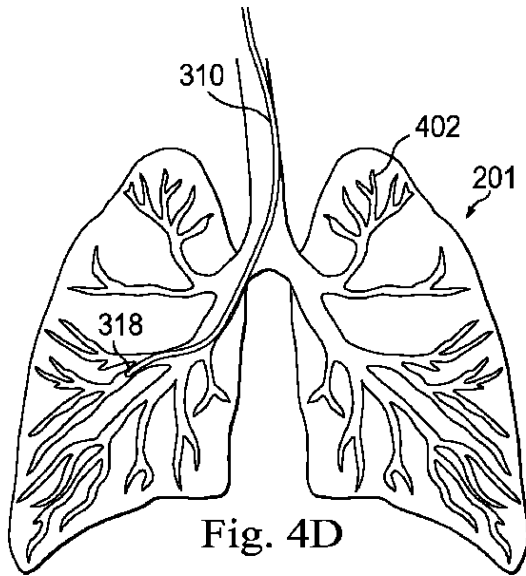
20

30

40

50

【図 4 D】



【図 5】

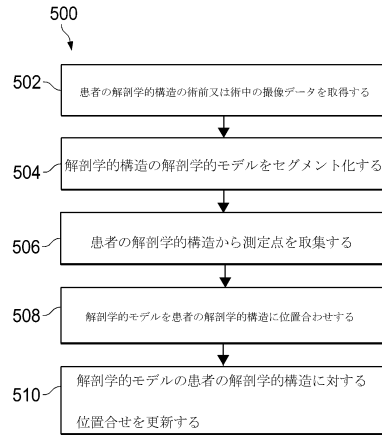
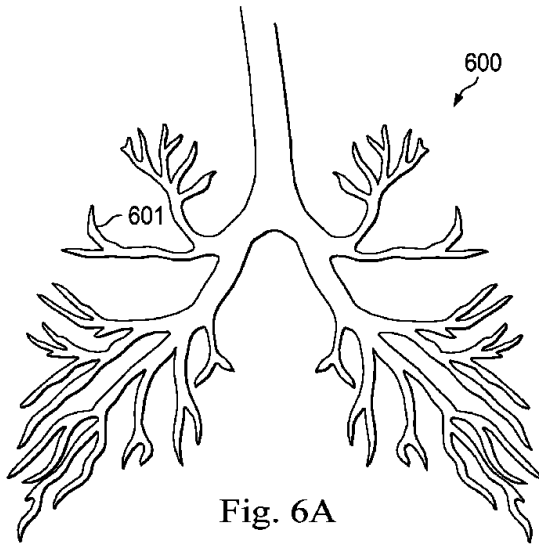
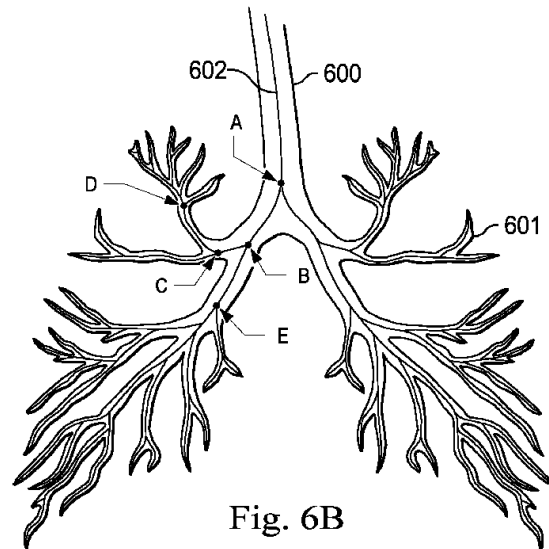


Fig. 5

【図 6 A】



【図 6 B】



10

20

30

40

50

【図 6 C】

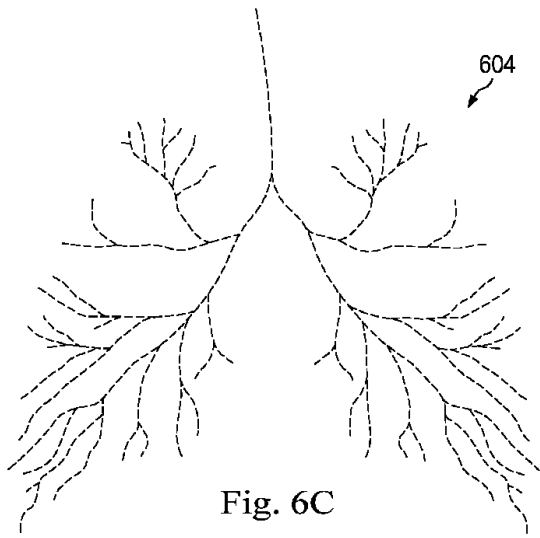
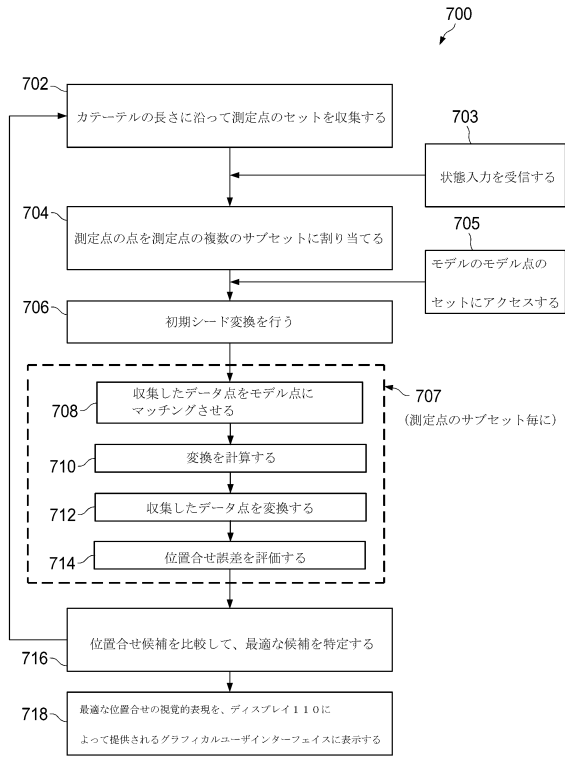


Fig. 6C

【図 7】



10

20

Fig. 7

【図 8 A】

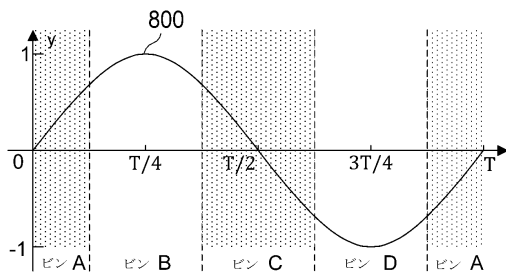


Fig. 8A

【図 8 B】

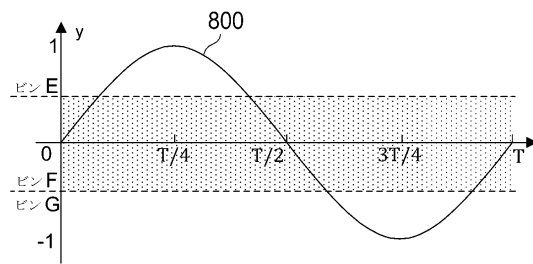


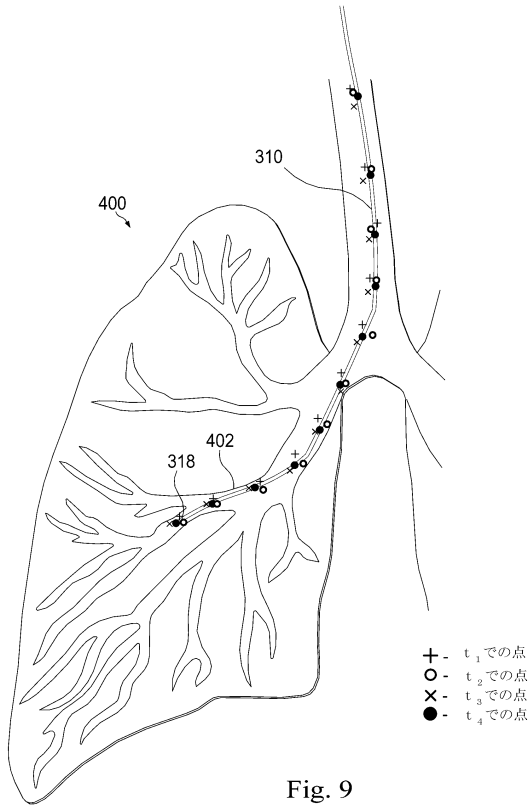
Fig. 8B

30

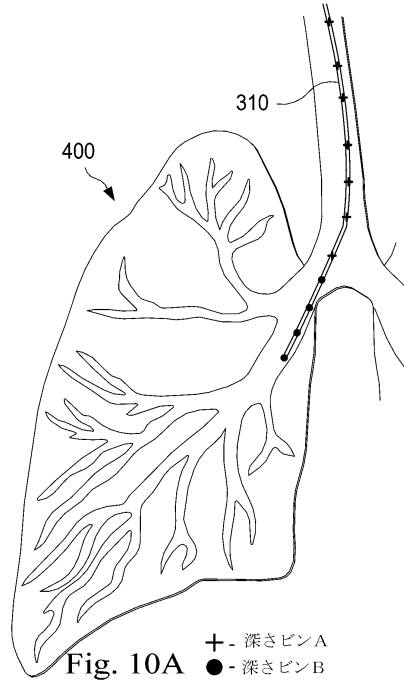
40

50

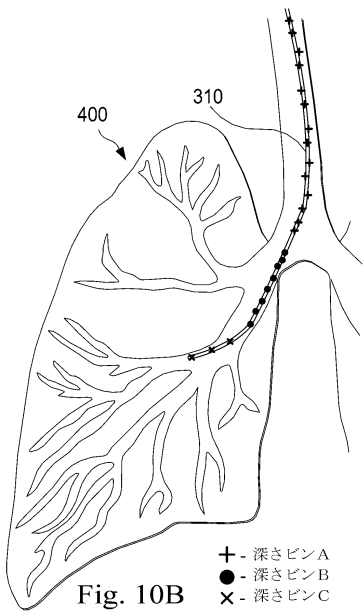
【図9】



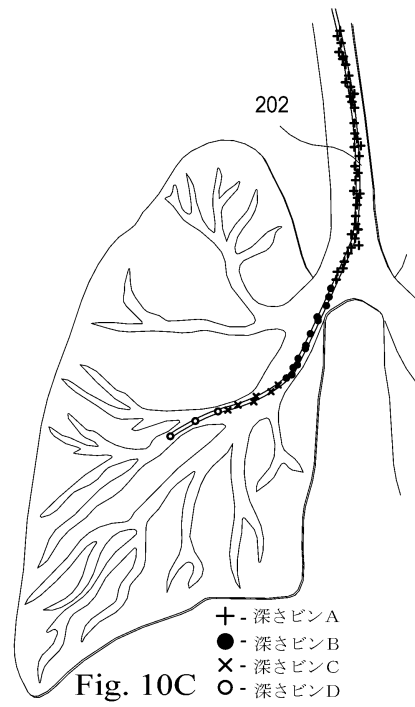
【図10A】



【図10B】



【図10C】



10

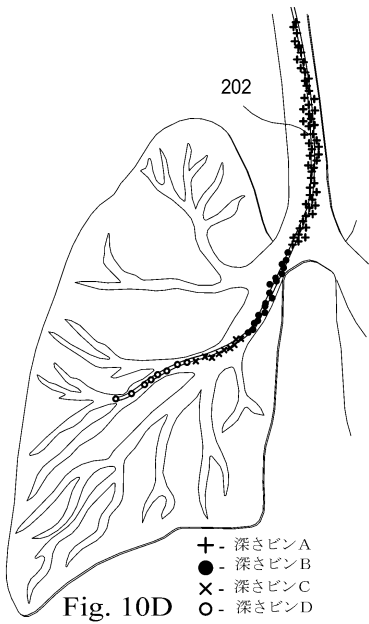
20

30

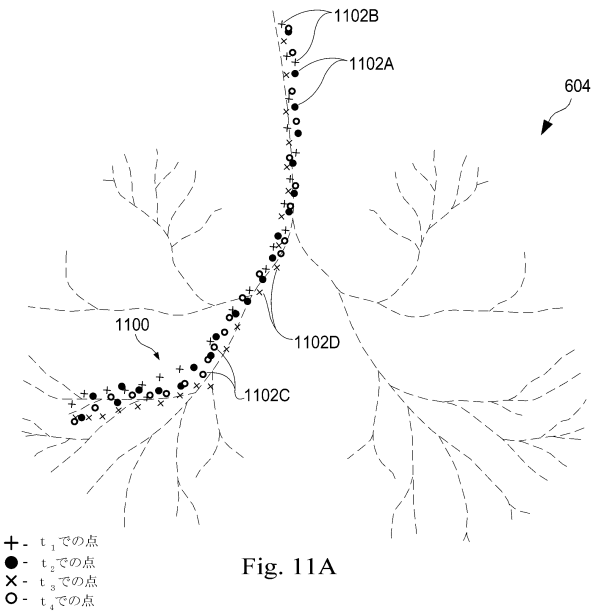
40

50

【図10D】



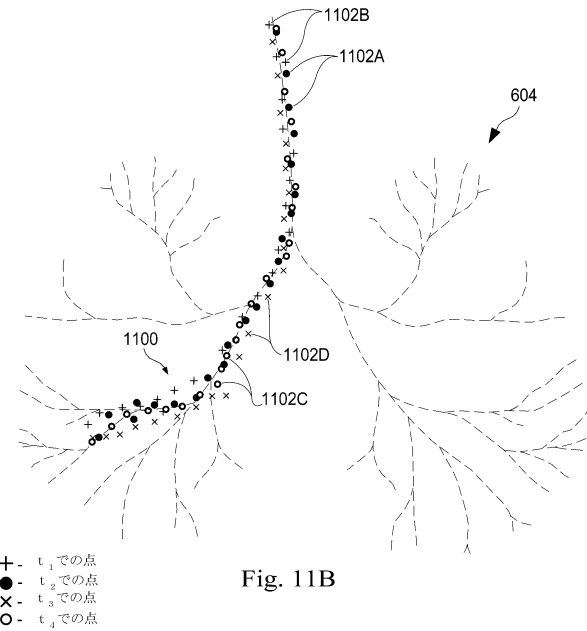
【図11A】



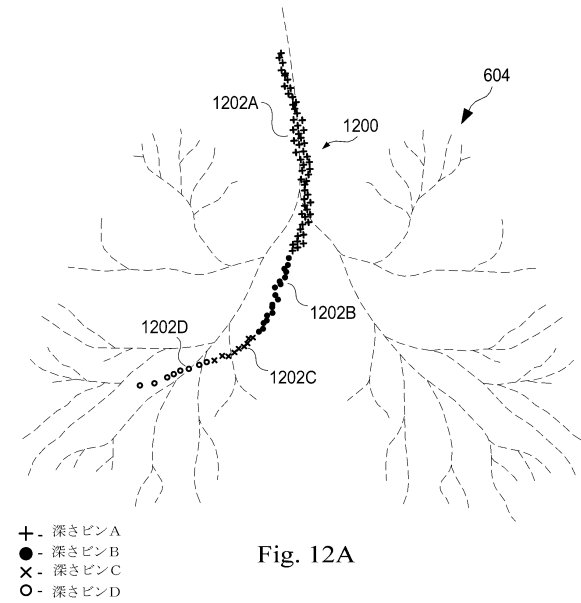
10

20

【図11B】



【図12A】

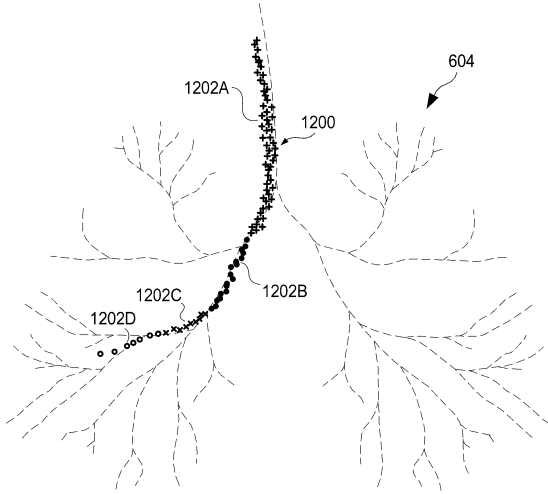


30

40

50

【図 1 2 B】



- + - 深さピンA
- - 深さピンB
- x - 深さピンC
- - 深さピンD

Fig. 12B

【図 1 3 A】

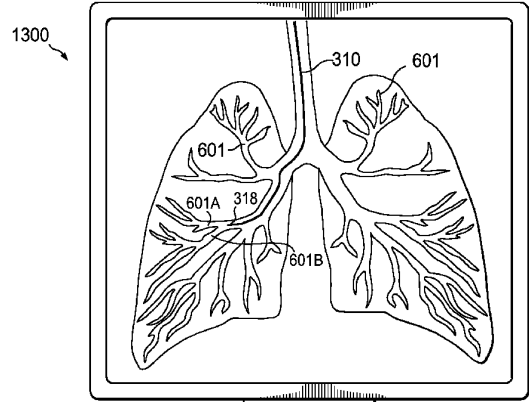


Fig. 13A

10

【図 1 3 B】

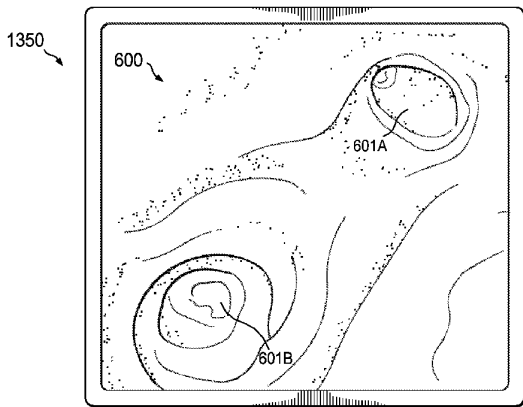


Fig. 13B

20

30

40

50

フロントページの続き

ード 1020

(72)発明者 ドウイングダム, ヴィンセント

アメリカ合衆国 94086 カリフォルニア州, サニーヴェイル, キファー・ロード 1020

審査官 和田 将彦

(56)参考文献 国際公開第2017/030913(WO, A2)

米国特許出願公開第2015/0265368(US, A1)

特表2007-519443(JP, A)

国際公開第2016/164311(WO, A1)

米国特許第08611983(US, B2)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A61B 34/20