

(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2012-505695

(P2012-505695A)

(43) 公表日 平成24年3月8日(2012.3.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	4 C 0 9 3
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z	4 C 1 6 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 Z	5 B 0 5 7
G 0 6 T 3/00 (2006.01)	G 0 6 T 3/00 3 0 0	
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2011-531612 (P2011-531612)
 (86) (22) 出願日 平成21年10月12日 (2009.10.12)
 (85) 翻訳文提出日 平成23年4月14日 (2011.4.14)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2009/054476
 (87) 国際公開番号 W02010/046802
 (87) 国際公開日 平成22年4月29日 (2010.4.29)
 (31) 優先権主張番号 61/106,669
 (32) 優先日 平成20年10月20日 (2008.10.20)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレク
 トロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (72) 発明者 トロヴァト カレン アイリーン
 アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5
 1 0 - 8 0 0 1 ブリアクリフ マノアー
 ビーオー ボックス 3 0 0 1 3 4 5
 スカボロー ロード

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像に基づくローカライゼーション方法及びシステム

(57) 【要約】

画像に基づくローカライゼーション方法 3 0 の術前ステージは、身体の解剖学的領域 4 0 を示すスキャン画像 2 0 を生成し、内視鏡 5 1 の運動学的特性及び光学的特性に従って、スキャン画像 2 0 内の内視鏡経路 5 2 に関する内視鏡 5 1 の仮想姿勢の予測を含む仮想情報 2 1 を生成することを含む。方法 3 0 の術中ステージは、内視鏡経路 5 2 に従って解剖学的領域 4 0 を示す内視鏡画像 2 2 を生成し、スキャン画像 2 0 内の内視鏡経路 5 2 に関する内視鏡 5 1 の仮想姿勢の予測に対応する、内視鏡画像 2 2 内の内視鏡経路 5 2 に関する内視鏡 5 1 の姿勢の推定を含む追跡情報 2 3 を生成することを含む。

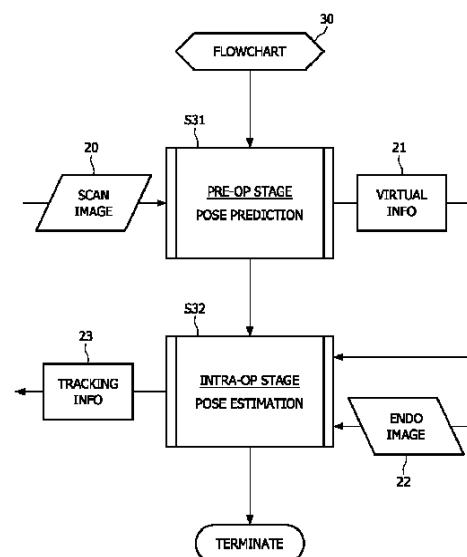


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

画像に基づくローカライゼーション方法であって、
身体の解剖学的領域を示すスキャン画像を生成するステップと、
内視鏡の運動学的特性に従って、前記スキャン画像内に内視鏡経路を生成するステップと、
前記内視鏡の光学的特性に従って、前記スキャン画像内の前記内視鏡経路の仮想画像を示す仮想ビデオフレームを生成するステップと、
を含む方法。

【請求項 2】

前記仮想ビデオフレームに、前記スキャン画像内の前記内視鏡経路に関する前記内視鏡の姿勢を割り当てるステップと、
各仮想ビデオフレームから少なくとも 1 つの仮想フレーム特徴を抽出するステップと、
を更に含む、請求項 1 に記載の画像に基づくローカライゼーション方法。

【請求項 3】

前記仮想ビデオフレーム、並びに前記内視鏡の姿勢割り当て及び前記抽出された少なくとも 1 つの仮想フレーム特徴を表わす仮想姿勢データセット、を含むパラメータ化されたデータベースを生成するステップを更に含む、請求項 2 に記載の画像に基づくローカライゼーション方法。

【請求項 4】

前記解剖学的領域内の前記内視鏡経路に関する前記内視鏡の予測される姿勢を示す前記仮想ビデオフレームの視覚的なフライスルーを実行するステップを更に含む、請求項 1 に記載の画像に基づくローカライゼーション方法。

【請求項 5】

前記内視鏡経路に従って前記身体の前記解剖学的領域を示す内視鏡画像を生成するステップと、
前記内視鏡画像の各内視鏡ビデオフレームから少なくとも 1 つの内視鏡フレーム特徴を抽出するステップと、
を更に含む、請求項 2 に記載の画像に基づくローカライゼーション方法。

【請求項 6】

前記少なくとも 1 つの仮想フレーム特徴に対し、前記少なくとも 1 つの内視鏡フレーム特徴の画像マッチングを行うステップと、
前記画像マッチングに従って、前記内視鏡ビデオフレームに、前記仮想ビデオフレームの前記割り当てられた姿勢を対応付けるステップと、
を更に含む、請求項 5 に記載の画像に基づくローカライゼーション方法。

【請求項 7】

前記内視鏡ビデオフレームの前記姿勢割り当てに従って、前記内視鏡画像内で前記内視鏡の推定される姿勢を示す追跡姿勢画像を生成するステップと、
前記追跡姿勢画像フレームをディスプレイに提供するステップと、
を含む、請求項 6 に記載の画像に基づくローカライゼーション方法。

【請求項 8】

前記内視鏡ビデオフレームの前記姿勢割り当てを表わす追跡姿勢データを生成するステップと、
前記追跡姿勢データを前記内視鏡の内視鏡制御機構に提供するステップと、
を更に含む、請求項 6 に記載の画像に基づくローカライゼーション方法。

【請求項 9】

前記内視鏡経路は、前記スキャン画像と関連付けられる離散化された構造空間内の近傍ノードの正確な位置値の関数として、生成される、請求項 1 に記載の画像に基づくローカライゼーション方法。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

前記内視鏡は、気管支鏡及び撮像カニューレを含むグループから選択される、請求項 1 に記載の画像に基づくローカライゼーション方法。

【請求項 1 1】

身体の解剖学的領域を示すスキャン画像を生成するステップと、

前記スキャン画像から導き出される仮想情報を生成するステップであって、前記仮想情報は、内視鏡の運動学的特性及び光学的特性に従う、前記スキャン画像内の内視鏡経路に関する前記内視鏡の仮想姿勢の予測を含む、ステップと、
を含む、画像に基づくローカライゼーション方法。

【請求項 1 2】

前記内視鏡経路に従って前記身体の前記解剖学的領域を示す内視鏡画像を生成するステップと、

前記仮想情報及び前記内視鏡画像から導き出される追跡情報を生成するステップであって、前記追跡情報は、前記スキャン画像内の前記内視鏡経路に関する前記内視鏡の前記仮想姿勢の予測に対応する、前記内視鏡画像内の前記内視鏡経路に関する前記内視鏡の姿勢の推定を含む、ステップと、
を更に含む、請求項 1 1 に記載の画像に基づくローカライゼーション方法。

【請求項 1 3】

身体の解剖学的領域を示すスキャン画像から導き出される仮想情報を生成するように動作可能な術前仮想サブシステムであって、前記仮想情報が、前記内視鏡の運動学的特性及び光学的特性による、前記スキャン画像内の内視鏡経路に関する前記内視鏡の仮想姿勢の予測を含む、術前仮想サブシステムと、

前記仮想情報、及び前記内視鏡経路に従って前記身体の解剖学的領域を示す内視鏡画像、から導き出される追跡情報を生成するように動作可能な術中追跡サブシステムであって、前記追跡情報は、前記スキャン画像内の前記内視鏡経路に関する前記内視鏡の仮想姿勢の予測に対応する、前記内視鏡画像内の前記内視鏡経路に関する前記内視鏡の姿勢の推定を含む、術中追跡サブシステムと、
を有する画像に基づくローカライゼーションシステム。

【請求項 1 4】

ディスプレイを更に有し、前記術中追跡サブシステムは更に、前記内視鏡画像内の前記内視鏡経路に関する前記内視鏡の推定される姿勢を示す追跡姿勢画像を、前記ディスプレイに提供するように動作可能である、請求項 1 3 に記載の画像に基づくローカライゼーションシステム。

【請求項 1 5】

内視鏡制御機構を更に有し、前記術中追跡サブシステム更に、前記内視鏡画像内の前記内視鏡経路に関する前記内視鏡の推定される姿勢を表す追跡姿勢データを、前記内視鏡制御機構に提供するように動作可能である、請求項 1 3 に記載の画像に基づくローカライゼーションシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、身体の解剖学的領域のスキャン画像に対する身体の解剖学的領域内の内視鏡の姿勢の画像に基づく (image-based) 情報を提供するための、身体の解剖学的領域の画像に基づくローカライゼーションに関する。

【背景技術】

【0002】

気管支鏡検査法 (bronchoscopy) は、気管支鏡が内部構造の視覚情報を提供するために患者の気管支樹の内部に配置される標準の気管支鏡によって一般に実施される術中プロシージャである。

【0003】

気管支鏡の空間的なローカライゼーションのための 1 つの既知の方法は、電磁 (「EM

10

20

30

40

50

」) 追跡を使用することである。しかしながら、このソリューションは、例えば気管支鏡における外部磁場生成器及びコイルのような、付加の装置を必要とする。更に、正確さは、気管支鏡の金属又は外科フィールドの近傍の他の対象物によってもたらされる電磁界歪のため損なわれることがある。更に、E M追跡における位置合わせプロシージャは、外部座標系(例えばE M場生成器の座標系又は動的参照ベースの座標系)とコンピュータトモグラフィ(「C T」)画像空間との間の関係を設定することを含む。一般に、位置合わせはポイントツーポイントマッチングによって実施され、これは、付加の待ち時間を生じさせる。位置合わせを行っても、呼吸のような患者の動きが、実際のロケーションと計算されるロケーションとの間にエラーを生じさせることがある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

気管支鏡の空間的なローカライゼーションに関する別の既知の方法は、術前3次元(「3D」)データセットを、気管支鏡からの2次元(「2D」)内視鏡画像と位置合わせすることである。具体的には、ビデオストリームからの画像が、患者画像の座標系のビデオフレームの相対位置を見つけるために、気管支鏡の3Dモデル及びカメラフライスルーの関連する断面とマッチングされる。この2D/3D位置合わせに関する主な問題は、複雑さであり、これは、効率的に、リアルタイムに、十分な正確さを伴って実施されることができないことを意味する。この問題を解決するために、2D/3D位置合わせは、最初に粗い位置合わせを取得し、その後2D/3D位置合わせを介して変換パラメータの微調整を行うために、E M追跡によって支援される。

【0005】

内視鏡ツールの画像ガイダンスに関する既知の方法は、光学的ローカライゼーションシステムによる内視鏡プローブの追跡を含む。C T座標系又は磁気共鳴イメージング(「M R I」)座標系において内視鏡先端部をローカライズするために、内視鏡は、赤外線(「I R」)反射領域を有する追跡されるリジッドな筐体を備えられなければならない。内視鏡位置を追跡し、それを、C T又はM R I上の位置に関連付けることが可能であるように、位置合わせ及び較正が、内視鏡挿入前に実施されなければならない。目標は、「位置合わせされた」術前撮像データ(C T又はM R I)をオーバーレイすることによって、内視鏡ビデオデータを強化することである。

【0006】

本発明は、外部撮像システム(例えばC T、M R I、超音波、X線及び他の外部撮像システム)によって取得される身体の解剖学的領域のスキャン画像内に内視鏡の仮想画像を生成するために、術前計画の利用を前提とする。例えば、ここに詳しく説明されるように、本発明による仮想気管支鏡検査法は、被検解剖学的領域内に運動学的に正しい内視鏡経路を生成するために、気管支鏡又は撮像カニューレ(すなわち撮像装置を備える任意のタイプのカニューレ)の運動学的特性を使用するとともに、肺の3Dデータセットから得られる肺の3Dモデル内で気管支鏡又は撮像カニューレによる術前計画の実行を視覚的にシミュレートするために、気管支鏡又は撮像カニューレの光学的特性を使用する、術前内視鏡プロシージャである。

【0007】

内視鏡が気管支鏡であるコンテキストにおいて、2007年4月17日公開のTrovato等による「3D Tool Path Planning, Simulation and Control System」という表題の国際公開第2007/042986A2号パンフレットによって教示される経路計画技法が、肺の3Dデータセットによって示される身体の解剖学的領域内に運動学的に正しい気管支鏡用経路を生成するために、使用されることができる。

【0008】

内視鏡が撮像入れ子式カニューレであるコンテキストにおいて、2008年3月20日公開のTrovato等による「Active Cannula Configuration For Minimally Invasive Surgery」という表題の国際公開第2008/032230A1号パンフレットによって教示さ

10

20

30

40

50

れる経路計画 / 入れ子式カニューレ構造技法が、肺の 3D データセットによって示される身体の解剖学的領域内に運動学的に正しい入れ子式カニューレ用経路を生成するために、使用されることができる。

【0009】

本発明は更に、術前仮想画像及び内視鏡によって取得される被検解剖学的領域の内視鏡画像を比較するために画像取り出し技法の利用を前提とする。当分野において知られている画像取り出しは、例えば、Datta, R., Joshi, D., Li, J. 及び Wang, J. Z. による「Image retrieval: Ideas, influences, and trends of the newage」(ACM Comput. Surv. 40, 2, Article 5 (April 2008)) に記述される画像取り出し技法のように、画像データベースから所与の特性を有する画像を取り出す方法である。画像は、クエリ画像との類似性に基づいて、データベースから取り出されることができる。画像間の類似性尺度は、画像特徴（例えば画像エッジ）間の幾何学的距離を測定する幾何学的なメトリック、又は例えば Selim Aksoy, Robert M. Haralick による「Probabilistic vs. Geometric Similarity Measures for Image Retrieval」(IEEE Conf. Computer Vision and Pattern Recognition, 2000, pp 357-362, vol. 2) に記述されている類似性測定のような、画像特徴の見込みを使用する蓋然性尺度を使用して、確立されることができる。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の 1 つの形態は、身体の解剖学的領域を示すスキャン画像の生成及びスキャン画像から導き出される仮想情報の生成を含む術前ステージを有する画像に基づくローカライゼーション方法である。仮想情報は、内視鏡の運動学的及び光学的特性に従う、スキャン画像内の内視鏡経路に関する内視鏡の仮想姿勢 (virtual poses) の予測を含む。

【0011】

術前ステージの例示の実施形態において、スキャン画像及び内視鏡の運動学的特性は、スキャン画像内に内視鏡経路を生成するために使用される。その後、内視鏡の光学的特性が、スキャン画像内の内視鏡経路の仮想画像を示す仮想ビデオフレームを生成するために使用される。加えて、スキャン画像内の内視鏡経路の姿勢が、仮想ビデオフレームに割り当てられ、1 又は複数の画像特徴が、仮想ビデオフレームから抽出される。

【0012】

画像に基づくローカライゼーション方法は更に、内視鏡経路に従って身体の解剖学的領域を示す内視鏡画像の生成及び仮想情報及び内視鏡画像から導き出される追跡情報の生成を含む術中ステージを有する。追跡情報は、スキャン画像内の内視鏡経路に関する内視鏡の仮想姿勢の予測に対応する、内視鏡画像内の内視鏡経路に関する内視鏡の姿勢 (poses) の推定を含む。

【0013】

術中ステージの例示の実施形態において、1 又は複数の内視鏡フレーム特徴が、内視鏡画像の各ビデオフレームから抽出される。(複数の) 仮想フレーム特徴に対する(複数の) 内視鏡フレーム特徴の画像マッチングは、内視鏡ビデオフレーム及びゆえに内視鏡のロケーションへの仮想ビデオフレームの割り当てられた姿勢の対応付けを容易にする。

【0014】

本発明の目的のために、本明細書において使用される「生成する」という語は、概して、特に画像データセット及びビデオフレームのコンピュータ処理及びメモリ記憶 / 取り出しの目的のために利用可能な情報（例えばデータ、テキスト、画像、ボイス及びビデオ）を生成し、供給し、提供し、取得し、作り出し、形成し、開発し、展開し、修正し、変形し、変更し又は他のやり方で作るための、当技術分野において現在知られている及び今後知られる任意の技法を含むものとして広く規定される。加えて、本明細書において使用される「導き出される (derived from)」という語句は、ソースの情報セットからターゲットの情報セットを生成するために、当分野において現在知られている又は今後知られる任意の技法を含むものとして広く規定される。

【0015】

加えて、本明細書において用いられる「術前」という語は、内視鏡アプリケーション（例えば内視鏡用の経路計画）の前に行われる又は該内視鏡アプリケーション前の期間又は準備に関連する任意のアクティビティを記述するものとして広く規定され、本明細書において使用される「術中」という語は、（例えば計画された経路に従って内視鏡を動作させる）内視鏡アプリケーションの最中に行われ、実施され、又は遭遇される任意のアクティビティを記述するものとして広く規定される。内視鏡アプリケーションの例は、気管支鏡検査法、大腸内視鏡検査、腹腔鏡検査及び脳内視鏡検査を含むが、これらに限定されるものではない。

【0016】

多くの場合、術前アクティビティ及び術中アクティビティは、明確に別々の時間期間中に行われる。それにもかかわらず、本発明は、術前及び術中時間期間の任意の程度の重なり合いを含むケースを含む。

【0017】

更に、「内視鏡」という語は、身体の内側からイメージングする能力を有する任意の装置として広く規定される。本発明の目的を達成するための内視鏡の例は、可撓性又は剛性の任意のタイプのスコープ（例えば関節鏡、気管支鏡、胆管鏡、大腸内視鏡、膀胱鏡、十二指腸内視鏡、胃部内視鏡、子宮鏡、腹腔鏡、喉頭鏡、神経内視鏡、オトスコープ、ブッシュ式腸内視鏡、耳鼻咽喉頭内視鏡、S字結腸鏡、副鼻腔内視鏡、ソラスコープ、その他）、及び画像システムを備えるスコープ（例えば撮像を伴う入れ子式カニューレ）と同様の任意の装置を含むが、これらに限定されるものではない。撮像は局所的であり、表面画像は、ファイバオプティクス、レンズ、小型化した（例えばCCDベースの）撮像システムによって光学的に取得されることができる。

【0018】

本発明の上述の形態及び他の形態並びに本発明のさまざまな特徴及び効果は、添付の図面に関連して理解される本発明のさまざまな実施形態の以下の詳細な説明から一層明らかになる。詳細な説明及び図面は、本発明を単に説明するものであって、制限するものではなく、本発明の範囲は、添付の請求項及びそれと等価なものによって規定される。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の画像に基づくローカライゼーション方法の一実施形態を表わすフローチャート。

【図2】図1に示されるフローチャートの例示の気管支鏡検査法アプリケーションを示す図。

【図3】本発明の姿勢予測方法の一実施形態を表わすフローチャート。

【図4】図3に示されるフローチャートによる例示の気管支鏡用の内視鏡経路生成を示す図。

【図5】図3に示されるフローチャートによる例示の入れ子式カニューレ用の内視鏡経路生成を示す図。

【図6】図3に示されるフローチャートによる例示の座標空間及び非ホロノミック近傍の2D投影を示す図。

【図7】図3に示されるフローチャートによる例示の光学的仕様データを示す図。

【図8】図3に示されるフローチャートによる例示の仮想ビデオフレーム生成を示す図。

【図9】本発明の姿勢推定方法の一実施形態を表わすフローチャート。

【図10】図9に示されるフローチャートによる内視鏡の例示の追跡を示す図。

【図11】本発明の画像に基づくローカライゼーションシステムの一実施形態を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0020】

本発明の画像に基づくローカライゼーション方法を表わすフローチャート30が、図1に示されている。図1を参照して、フローチャート30は、術前ステージS31及び術中ステージS32に分割される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 1 】

術前ステージ S 3 1 は、人間又は動物の身体の解剖学的領域をスキャンして、被検解剖学的領域のスキャン画像 2 0 を取得するための外部撮像システム（例えば C T、M R I、超音波、X 線、その他）を含む。術中ステージ S 3 2 の間の診断又は治療に関して起こりうるニーズに基づいて、被検解剖学的領域の内視鏡によるシミュレートされた光学的ビューイングが、術前内視鏡プロシージャに従って実行される。シミュレートされたビューイングから予測される内視鏡の姿勢を詳しく示す仮想情報が、本明細書に後述されるように、術中ステージ S 3 2 の間、解剖学的領域の内視鏡画像内の内視鏡の姿勢を推定するために生成される。

【 0 0 2 2 】

例えば、図 2 の例示の術前ステージ S 3 1 に示されるように、C T スキャナ 5 0 は、患者の気管支樹 4 0 をスキャンするために使用されることができ、その結果、気管支樹 4 0 の 3 D 画像 2 0 を生じさせる。仮想気管支鏡検査法は、術中ステージ S 3 2 の間に気管支鏡検査法を実施するためのニーズに基づいて、後で実行されることもできる。具体的には、スキャン画像 2 0 及び内視鏡 5 1 の運動学的特性を使用して計画された経路技法が、気管支樹 4 0 を通る内視鏡 5 1 用の内視鏡経路 5 2 を生成するために、実行されることができ、スキャン画像 2 0 及び内視鏡 5 1 の光学的特性を使用する画像処理技術は、内視鏡 5 1 が仮想的に内視鏡経路 5 2 を通り抜けるときの、気管支樹 4 0 の内視鏡 5 1 による光学的ビューイングをスキャン画像 2 0 の 3 D 空間に関してシミュレートするために、実行されることができ、光学的シミュレーションから導き出されるスキャン画像 2 0 内における内視鏡 5 1 の予測される仮想ロケーション（ x, y, z ）及び向き（ θ, ϕ ）を詳しく示す仮想情報 2 1 は、その後、直ちに処理されることができ及び / 又は気管支鏡検査法のためにデータベース 5 3 に記憶されることができ。

【 0 0 2 3 】

図 1 を再び参照して、術中ステージ S 3 2 は、内視鏡が、内視鏡プロシージャに従って被検解剖学的領域の内視鏡画像 2 2 を生成することを含む。被検解剖学的領域内の内視鏡の姿勢を推定するために、仮想情報 2 1 が、スキャン画像 2 0 内の内視鏡の予測される仮想姿勢を内視鏡画像 2 2 に対応付けるために参照される。対応付けの結果を詳しく示す追跡情報 2 3 は、内視鏡プロシージャとの適合を容易にするように内視鏡を制御するために、及び / 又は内視鏡画像 2 2 内の内視鏡の推定された姿勢を表示するために、生成される。

【 0 0 2 4 】

例えば、図 2 の例示の術中ステージ S 3 2 に示されるように、内視鏡 5 1 が、内視鏡経路 5 2 を通り抜けるように動作されるとき、内視鏡 5 1 は、気管支樹 4 0 の内視鏡画像 2 2 を生成する。アクション時の内視鏡 5 1 のロケーション（ x, y, z ）及び向き（ θ, ϕ ）を推定するために、仮想情報 2 1 が、気管支樹 4 0 のスキャン画像 2 0 内における内視鏡 5 1 の予測される仮想姿勢を、気管支樹 4 0 の内視鏡画像 2 2 に対応付けるために参照される。追跡姿勢データ 2 3 a の形の追跡情報 2 3 は、内視鏡経路 5 2 との適合を容易にするように、内視鏡 5 1 の内視鏡制御機構（図示せず）に制御データを供給するために生成される。加えて、追跡姿勢画像 2 3 a の形の追跡情報 2 3 が、気管支樹 4 0 内の内視鏡 5 1 の推定された姿勢をディスプレイ 5 4 上に表示するために、生成される。

【 0 0 2 5 】

図 1 及び図 2 の先行する記述は、本発明の画像に基づくローカライゼーション方法の概略的な本発明の原理を教示している。実際、本発明は、フローチャート 3 0 が実現される態様又はモードに対していかなる制約又はいかなる制限も課さない。それにもかかわらず、図 3 - 図 1 0 の以下の記述は、本発明の画像に基づくローカライゼーション方法の更なる理解を容易にするために、フローチャート 3 0 の例示の実施形態を教示する。

【 0 0 2 6 】

本発明の姿勢予測方法を表わすフローチャート 6 0 が、図 3 に示されている。フローチャート 6 0 は、図 1 の術前ステージ S 3 1 の例示の実施形態である。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 7 】

図 3 を参照して、フローチャート 6 0 のステージ S 6 1 は、スキャン画像 2 0 に示される身体の解剖学的領域の 3 D 表面セグメント化を実行し、3 D 表面セグメント化を表わす 3 D 表面データ 2 4 を生成することを含む。被検解剖学的領域の 3 D 表面セグメント化の技法は、当業者によって知られている。例えば、気管支樹のボリュームは、本明細書に後述されるようにフローチャート 6 0 のステージ S 6 2 及び S 6 3 のために必要とされる気管支樹の内部表面画像を取得するために、既知のマーチングキューブ表面抽出を使用することによって、気管支樹の C T スキャンからセグメント化されることができる。

【 0 0 2 8 】

フローチャート 6 0 のステージ S 6 2 は、スキャン画像 2 0 内に内視鏡用の運動学的にカスタマイズされた経路を生成するために、3 D 表面データ 2 4 及び内視鏡の運動学的特性を表す仕様データ 2 5 を使用して、計画される経路技法（例えば高速マーチング又は A * 探索技法）を実行することを含む。例えば、内視鏡が気管支鏡であるコンテキストにおいて、2 0 0 7 年 4 月 1 7 日公開の Trovato 他による「3D Tool Path Planning, Simulation and Control System」という表題の国際公開第 2 0 0 7 / 0 4 2 9 8 6 A 2 号パンフレットによって教示される既知の経路計画技法が、3 D 表面データ 2 4（例えば C T スキャンデータセット）によって表わされるスキャン画像 2 0 内に運動学的にカスタマイズされた経路を生成するために、使用されることができる。この文献の内容全体が、参照によって本明細書に盛り込まれるものとする。図 4 は、気管支樹のスキャン画像 7 0 内の例示の気管支鏡用の内視鏡経路 7 1 を示している。内視鏡経路 7 1 は、入口ロケーション 7 2 と目標ロケーション 7 3 との間に延在する。

【 0 0 2 9 】

更に例示として、内視鏡が撮像入れ子式カニユーレであるコンテキストにおいて、2 0 0 8 年 3 月 2 0 日公開の Trovato 他による「Active Cannula Configuration For Minimally Invasive Surgery」という表題の国際公開第 2 0 0 8 / 0 3 2 2 3 0 A 1 号パンフレットによって教示される経路計画 / 入れ子式カニユーレ構造技法が、3 D 表面データ 2 4（例えば C T スキャンデータセット）によって表わされる被検解剖学的領域内に、撮像カニユーレ用の運動学的にカスタマイズされた経路を生成するために、使用されることができる。この文献の内容全体が、参照によって本明細書に盛り込まれるものとする。図 5 は、気管支樹の画像 7 4 内の例示の撮像入れ子式カニユーレ用の内視鏡経路 7 5 を示している。内視鏡経路 7 5 は、入口ロケーション 7 6 と目標ロケーション 7 7 との間に延在する。

【 0 0 3 0 】

続いて図 3 を参照して、運動的にカスタマイズされた経路を表わす内視鏡経路データ 2 6 が、本明細書に後述されるステージ S 6 3 のために、及び術中ステージ 3 2（図 1）の間に内視鏡を介して術中プロシーダを実施するために、生成される。ステージ S 6 2 の術前経路生成方法は、当分野において知られているような離散化された構造空間を含み、内視鏡経路データ 2 6 は、適用可能な近傍によって横断される構造空間の座標の関数として、生成される。例えば、図 6 は、7 つのスレッド 8 1 - 8 7 の 3 次元非ホロノミック近傍 8 0 を示している。これは、スレッド 8 1 によって表わされる向きでホーム位置 H から到達されることができる相対位置及び向きをカプセル化する。

【 0 0 3 1 】

ステージ S 6 2 の術前経路生成方法は、好適には、本発明による離散化された構造空間の連続する利用を含み、従って、内視鏡経路データ 2 6 は、離散化された構造空間全体における近傍の正確な位置値の関数として、生成される。

【 0 0 3 2 】

ステージ S 6 2 の術前経路生成方法は、それが不正確な離散化された構造空間において運動学的にカスタマイズされた正確な経路を提供するので、好適には、経路生成器として用いられる。更に、方法は、経路の 6 次元仕様が、3 D 空間内で計算され記憶されることを可能にする。例えば、構造空間は、例えば C T によって一般に生成される異方性（非立方体ボクセル）画像のような 3 D 障壁空間に基づくことができる。ボクセルが、離散的な

非立方体であるにもかかわらず、計画器は、例えば接続された一連の円弧のような、滑らかな経路を生成することができる。これは、はるかに少ないメモリが必要とされ、経路が迅速に計算されることができることを意味する。しかしながら、離散化の選択は、障壁領域に影響を及ぼし、従って、結果として得られる実行可能な経路に影響を及ぼす。結果は、内視鏡の連続する座標系における、滑らかで運動学的に実行可能な経路である。これは、2008年6月26日及び2008年9月23日出願のTrovato他による「Method and System for Fast Precise Planning」という表題の米国特許出願第61/075,886号及び第61/099,233号明細書により詳しく記述されており、その内容全体が、参照によって本明細書に盛り込まれるものとする。

【0033】

10

図3に戻って、フローチャート60のステージS63は、光学的仕様データ27によって表される内視鏡の光学的特性によって、3D表面データ及び内視鏡経路データ26によって表されるスキャン画像20内の内視鏡経路の仮想画像を示す2D断面仮想ビデオフレーム21aを順次に生成することを含む。具体的には、仮想内視鏡は、内視鏡経路に沿って前進され、仮想ビデオフレーム21aは、内視鏡経路を前進する実際の内視鏡によって取得されるであろう被検解剖学的領域のビデオフレームのシミュレーションとして、内視鏡経路の予め決められた経路ポイントにおいて順次に生成される。このシミュレーションは、物理的な内視鏡の光学的特性を考慮して達成される。

【0034】

20

例えば、図7は、本発明に関連する内視鏡90のいくつかの光学的特性を示している。具体的には、内視鏡90のレンズ91のサイズは、投影方向95に沿って焦点94を有する視野領域92の視野角93を確立する。前方クリッピング平面96及び後方クリッピング平面97は、フィールドの光学的深さに類似する内視鏡90の可視化エリアを規定するために、投影方向95と直交する。付加のパラメータは、レンズ91に対する内視鏡90の光源の位置、角度、強度及び色を含む。光学的仕様データ27(図3)は、適用可能な内視鏡の1又は複数の光学的特性91-97及び任意の他の関連する特性を示すことができる。

【0035】

30

図3に戻って、実際の内視鏡の光学的特性が、仮想内視鏡に適用される。シミュレーションの任意の所与の経路ポイントにおいて、仮想内視鏡がスキャン画像20内のどこを見ているか、スキャン画像20のどのエリアが仮想内視鏡によってフォーカスされているか、仮想内視鏡によって放出される光の強度及び色、並びに任意の他の関連する光学的特性を知することは、実際の内視鏡によって当該経路ポイントにおいて取得されるビデオフレームのシミュレーションとして仮想ビデオフレームを生成することを容易にする。

【0036】

40

例えば、図8は、図5に示される経路75のエリア78から取得される4つの例示の逐次的な仮想ビデオフレーム100-103を示している。各フレーム100-103は、シミュレーション時に予め決められた経路ポイントにおいて取得されたものである。仮想ビデオフレーム100-103は、それぞれ、被検気管支樹内の内視鏡によって取得されるエリア78の例えば2D断面の光学的ビューイングをシミュレートするエリア78の特定の2D断面を示している。

【0037】

図3に戻って、フローチャート60のステージS64は、各々の仮想ビデオフレーム21aの姿勢割り当てを含む。具体的には、スキャン画像20の座標空間が、仮想ビデオフレーム21aの生成において利用される各々の経路ポイントの位置及び向きを考慮して、スキャン画像20内の各々の仮想ビデオフレーム21aのユニークな位置(x, y, z)及び向き(, ,)を決定するために使用される。

【0038】

ステージS64は更に、各々の仮想ビデオフレーム21aから1又は複数の画像特徴を抽出することを含む。特徴抽出の例は、分岐点のエッジ及びビューフィールドに対するそ

50

の相対位置、分岐点のエッジ形状、ピクセル強度の強度パターン及び空間分布（光学的にリアリスティックな仮想ビデオフレームが生成される場合）を含むが、これらに限定されるものではない。エッジは、シンプルな既知のエッジ演算子（例えばカニー（Canny）又はラプラシアン（Laplacian））を使用して、又はより進歩した既知のアルゴリズム（例えばウェーブレット解析）を使用して、検出されることができる。分岐点形状は、既知の形状記述子及び／又は主成分分析による形状モデリングを使用して、解析されることができる。図 8 に示されるように、別の例として、これらの技法は、フレーム 100 - 103 のエッジ及びフレーム 102 及び 103 に示される成長 104 を抽出するために、使用されることができる。

【0039】

ステージ S64 の結果は、仮想ビデオフレーム 21a ごとに、術前画像 20 の座標空間のユニークな位置（ x, y, z ）及び向き（ θ, ϕ ）並びに詳しく後述される特徴マッチングのために抽出された画像特徴を表わす仮想データセット 21b である。

【0040】

フローチャート 60 のステージ S65 は、適当なパラメータフィールドを有するデータベース内に、仮想ビデオフレーム 21a 及び仮想姿勢データセット 21b を記憶することを含む。

【0041】

フローチャート 60 のステージ S66 は、診断目的で、被検解剖学的領域内で内視鏡の視覚的なフライスルーを実行するために仮想ビデオフレーム 21a を利用することを含む。

【0042】

図 3 を再び参照して、フローチャート 60 の完了は、仮想ビデオフレーム 21a 及び仮想データセット 21b のパラメータ化された記憶をもたらし、従って、データベースは、仮想ビデオフレーム 21a と、生成された被検解剖学的領域の内視鏡画像 22（図 1）のビデオフレームとの間の整合を見出し、整合された内視鏡ビデオフレームに各々の仮想ビデオフレーム 21a のユニークな位置（ x, y, z ）及び向き（ θ, ϕ ）を対応付けるために、使用される。

【0043】

更にこの点に関して、図 9 は、本発明の姿勢推定方法を表わすフローチャート 110 を示している。術中プロシージャの間、フローチャート 110 のステージ S111 は、被検解剖学的領域の内視鏡から取得される内視鏡画像 22（図 1）の各々の 2D 断面ビデオフレーム 22a から、画像特徴を抽出することを含む。再び、特徴抽出の例は、分岐点のエッジ及びビューフィールドに対するその相対位置、分岐点のエッジ形状、ピクセル強度の強度パターン及び空間分布（光学的にリアリスティックな仮想ビデオフレームが生成される場合）を含むが、これらに制限されるものではない。エッジは、シンプルな既知のエッジ演算子（例えばカニー（Canny）又はラプラシアン（Laplacian））を使用して、又はより進歩した既知のアルゴリズム（例えばウェーブレット解析）を使用して、検出されることができる。分岐点形状は、既知の形状記述子及び／又は主成分分析による形状モデリングを使用して、解析されることができる。

【0044】

フローチャート 110 のステージ S112 は更に、内視鏡ビデオフレーム 22a から抽出された画像特徴に対し、仮想ビデオフレーム 21a から抽出された画像特徴を画像マッチングすることを含む。規定されたメトリック（例えば、形状差、エッジ距離など）を使用して最も同様の特徴を有する 2 つの画像を見つけるための知られている検索技法が、画像特徴をマッチングするために使用されることができる。更に、時間効率を得るために、検索技法は、解剖学的領域の特定のエリアにデータベース検索を制約するために、画像の以前の整合に関するリアルタイム情報を使用するように洗練されることもできる。例えば、データベース検索は、最後の整合から ± 10 mm のポイント及び向きに制約されることができ、好適には、最初に、期待される経路に沿って検索し、次に、期待される経路から

10

20

30

40

50

制限された距離及び経路の範囲内の検索を行う。明らかに、許容できる基準の範囲内での整合を意味する整合がない場合、ロケーションデータは有効ではなく、システムは、エラー信号を記録するべきである。

【0045】

フローチャート110のステージS113は更に、内視鏡画像22内における内視鏡の姿勢を推定するために、仮想ビデオフレーム21aの(複数の)画像特徴に整合する内視鏡ビデオフレーム22aに、仮想ビデオフレーム21aの位置(x, y, z)及び向き(θ, ϕ)を対応付けることを含む。より具体的には、ステージS112において達成される特徴マッチングは、被検解剖学的領域のスキャン画像20(図1)の座標系内の各々の仮想ビデオフレーム21aの位置(x, y, z)及び向き(θ, ϕ)を、内視鏡ビデオフレーム22aの1つに対し、被検解剖学的領域の内視鏡画像22内における内視鏡の姿勢の推定として座標に関して対応付けることを可能にする。

10

【0046】

この姿勢の対応付けは、被検解剖学的領域内の内視鏡経路に関する内視鏡の推定される姿勢を示す追跡姿勢画像23bを生成することを容易にする。具体的には、追跡姿勢画像23aは、内視鏡ビデオフレーム22aの割り当てられた姿勢から導き出される内視鏡及び内視鏡経路オーバーレイを有するスキャン画像20(図1)のバージョンである。

【0047】

姿勢の対応付けは、更に、被検解剖学的領域内の内視鏡の推定された姿勢を表わす追跡姿勢データ23aの生成を容易にする。具体的には、追跡姿勢データ23bは、計画された内視鏡経路への適合を確実にするために、内視鏡の制御機構において使用されるべき任意の形式(例えばコマンド形式又は信号形式)を有することができる。

20

【0048】

例えば、図10は、撮像入れ子式カニューレを用いて実施される仮想気管支鏡検査法120によって提供される仮想ビデオフレーム130と、同じ又は運動学的及び光学的に等価な撮像入れ子式カニューレを用いて実施される術中気管支鏡検査法によって提供される内視鏡ビデオフレーム131と、を示している。仮想ビデオフレーム130は、関連するデータベースから取り出され、それによって、仮想ビデオフレーム130からの画像特徴133(例えば、エッジ特徴)の以前の又はリアルタイムの抽出122及び内視鏡ビデオフレーム131からの画像特徴132の抽出123は、一対のフレームの特徴マッチング124を容易にする。その結果、座標空間の対応付け134は、追跡姿勢画像135に示される気管支内の内視鏡125の推定された位置及び向きの制御フィードバック及び表示を可能にする。

30

【0049】

内視鏡の以前の位置及び向きが知られており、各々の内視鏡ビデオフレーム131が、リアルタイムに利用可能にされるので、「現在ロケーション」は近くにあるべきであり、従って、候補画像130の組を狭める。例えば、多くの同様に見える気管支がありうる。各々の気管支に沿った「スナップショット」は、信頼できそうであるが、おそらく非常に異なるロケーションの大きい組を生成する。更に、ロケーションごとに、向きの離散化されたサブセットさえも、多数の潜在的なビューを生成する。しかしながら、想定された経路がすでに知られている場合、組は、それらの見込みのある x, y, z ロケーション及び見込みのある θ, ϕ (r_x, r_y, r_z)向きに低減されることができ、期待される状態付近に可能性としてバリエーションがありうる。更に、以前の「整合されたロケーション」に基づいて、候補である画像130の組は、それらの以前のロケーションから経過時間内に到達可能なものに制限される。撮像カニューレの運動学は、可能性のある選択を更に制限する。一旦整合が仮想フレーム130と「ライブ画像」131との間でなされると、仮想フレーム130からの位置及び向きのタグが、患者内の撮像カニューレの実際の向きの術前空間の座標を与える。

40

【0050】

図11は、本発明のさまざまな方法を実現するための例示のシステム170を示してい

50

る。図 11 を参照して、術前ステージの間、患者 140 の外部の撮像システムが、解剖学的領域を示すスキャン画像 20 を提供するために、患者 140 の解剖学的領域をスキャン（例えば気管支 141 の CT スキャン）するために使用される。システム 170 の術前仮想サブシステム 171 は、ディスプレイ 160 を介して関連する術前内視鏡プロシージャの視覚的なフライスルー 21c を表示し、パラメータ化されたデータベース 173 に仮想ビデオフレーム 21a 及び仮想データセット 21b を記憶するために、術前ステージ S31（図 1）又はより具体的にはフローチャート 60（図 3）を実現する。仮想情報 21a / b は、解剖学的領域内の内視鏡経路（例えば気管支樹 141 を通る撮像入れ子式カニューレ 151 を用いる、シミュレートされる気管支鏡検査法の内視鏡経路 152）に関する内視鏡の仮想画像を詳しく示す。

10

【0051】

術中状態の間、システム 180 の内視鏡制御機構（図示せず）は、計画された内視鏡経路に従って、解剖学的領域内における内視鏡の挿入を制御するように動作される。システム 180 は、システム 170 の術中追跡サブシステム 172 に、解剖学的領域の内視鏡画像 22 を提供し、術中追跡サブシステム 172 は、追跡画像 23a をディスプレイ 160 に表示し、及び / 又は制御フィードバックの目的でシステム 180 に追跡姿勢データ 23b を提供するために、術中ステージ S32（図 1）又はより具体的にはフローチャート 110（図 9）を実現する。追跡画像 22a 及び追跡姿勢データ 23b は、解剖学的領域を通る物理的な内視鏡の内視鏡経路の情報を集合的に与える（例えば、気管支樹 141 を通る撮像入れ子式カニューレ 151 のリアルタイム追跡）。システム 172 が、仮想ビデオフレーム 21a と内視鏡ビデオフレーム（図示せず）との間の特徴整合を達成することに失敗する場合、追跡姿勢データ 23a は、失敗を示すエラーメッセージを含む。

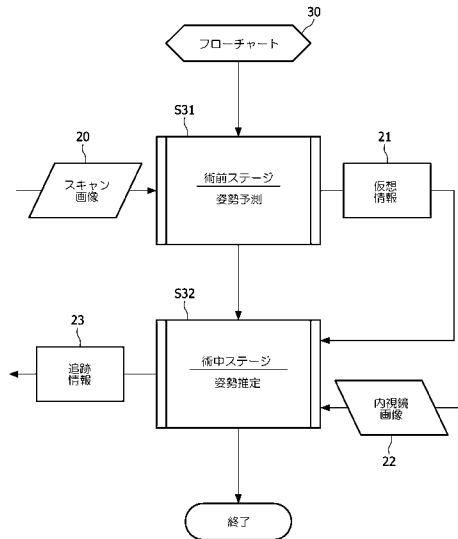
20

【0052】

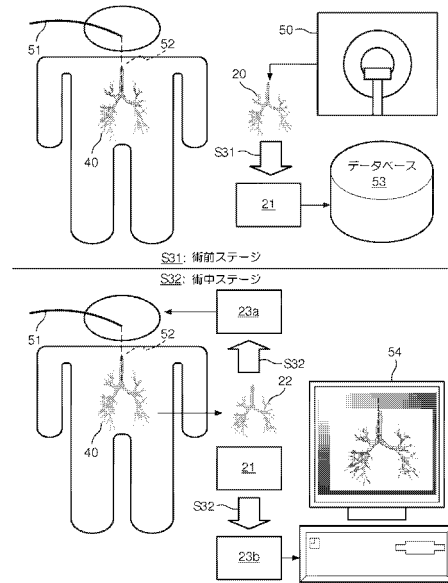
本発明のさまざまな実施形態が、図示され、記述されているが、本明細書に記述される方法及びシステムは説明的であり、さまざまな変更及び変形がなされることができ、等価なものが、本発明の真の範囲を逸脱することなく、その構成要素と置き換えられることができることが当業者によって理解されるだろう。更に、多くの変形が、その中心の範囲から逸脱することなく、本発明の教示をエンティティ経路計画に適応させるように行われることができる。従って、本発明は、本発明を実施するために企図される最良のモードとして開示されている特定の実施形態に限定されず、本発明は、添付の請求項の範囲内に入るすべての実施形態を含むことが意図される。

30

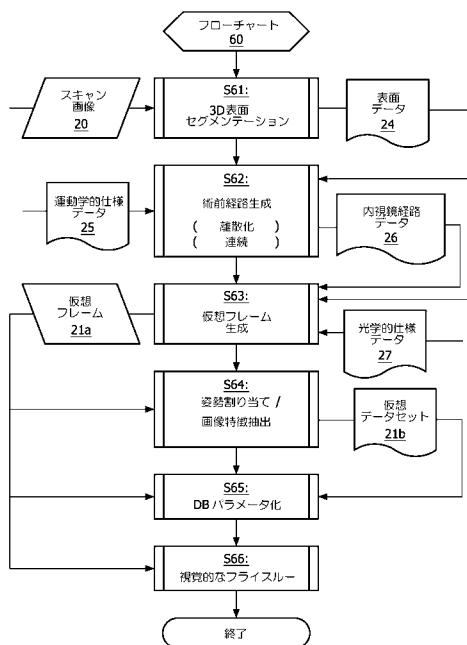
【図 1】



【図 2】



【図 3】



【図 4】

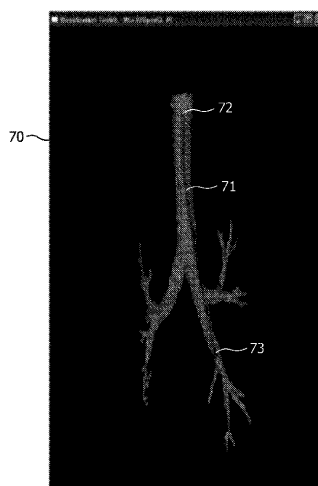


FIG. 4

【 図 5 】

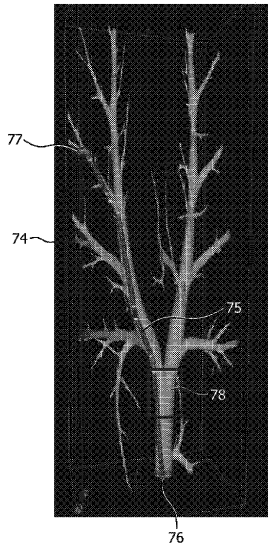


FIG. 5

【 図 6 】

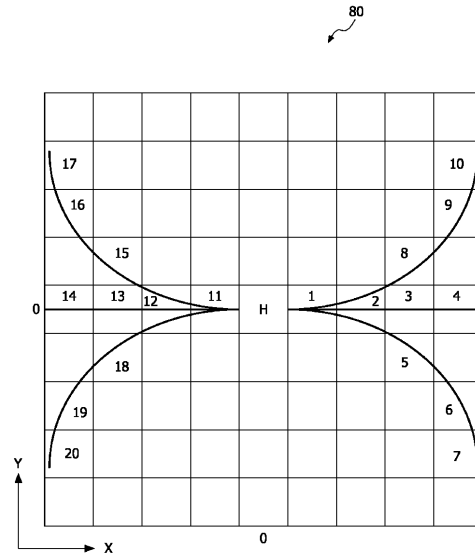


FIG. 6

【 図 7 】

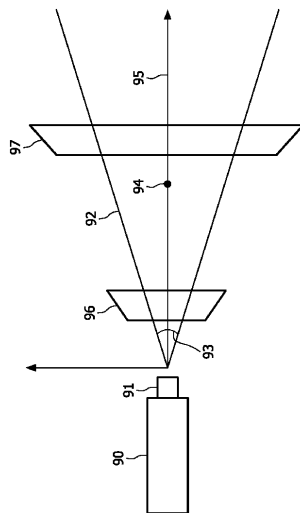
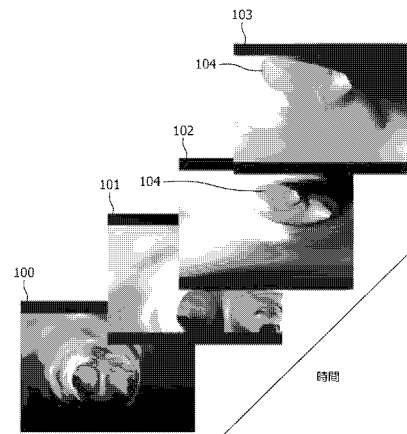
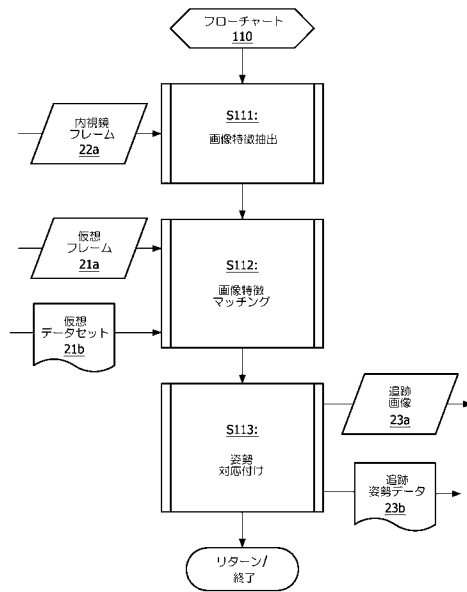


FIG. 7

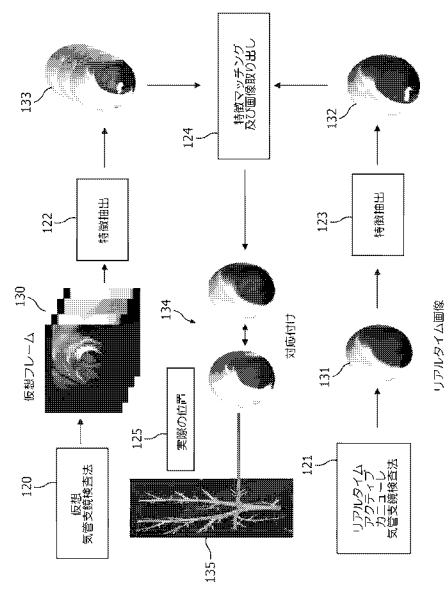
【 図 8 】



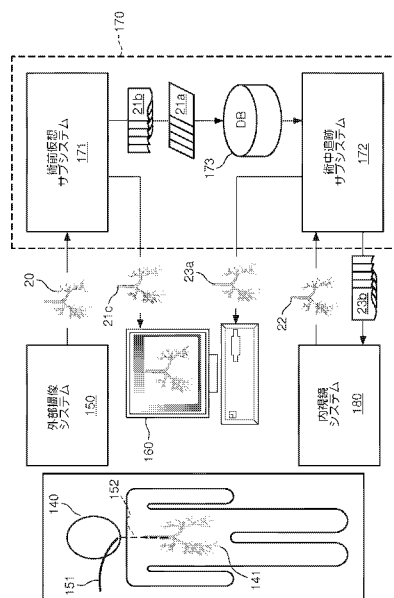
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/IB2009/054476

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B1/267 A61B19/00 A61B5/06		
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 practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2008/095068 A1 (PENN STATE RES FOUND [US]; HIGGINS WILLIAM E [US]; MERRITT SCOTT A [US] 7 August 2008 (2008-08-07)	13-14
Y	column 22 - column 28 column 30 - column 34 column 40 - column 41 claim 13 figures 1-3,6	15
Y	EP 1 852 052 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP [JP]) 7 November 2007 (2007-11-07) paragraph [0031] figure 3	15
----- -/--		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document 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 16 December 2009		Date of mailing of the international search report 15/01/2010
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5813 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Gärtner, Andreas

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2009/054476

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2007/008289 A2 (PENN STATE RES FOUND [US]; HIGGINS WILLIAM E [US]; MERRITT SCOTT A [US] 18 January 2007 (2007-01-18) page 4, line 15 - page 15 figures 3,4	13-15
A	US 2006/084860 A1 (GEIGER BERNHARD [US] ET AL) 20 April 2006 (2006-04-20) paragraph [0042] - paragraph [0082]	13-15
A	DELIGIANI F ET AL: "Patient-specific bronchoscope simulation with pq-space-based 2D/3D registration" COMPUTER AIDED SURGERY, TAYLOR & FRANCIS INC., PHILADELPHIA, PA, US, vol. 9, no. 5, 1 January 2004 (2004-01-01), pages 215-226, XP003013169 ISSN: 1092-9088 left-hand column - page 225	13-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/IB2009/054476

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.: 1-12
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery
2. ☐ Claims Nos.:
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:
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 SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2009/054476

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2008095068 A1	07-08-2008	EP 2109391 A1 US 2008207997 A1	21-10-2009 28-08-2008
EP 1852052 A1	07-11-2007	JP 2006230620 A WO 2006090599 A1 US 2008009675 A1	07-09-2006 31-08-2006 10-01-2008
WO 2007008289 A2	18-01-2007	EP 1887931 A2 US 2007015997 A1	20-02-2008 18-01-2007
US 2006084860 A1	20-04-2006	DE 112005002574 T5 WO 2006045045 A2	23-08-2007 27-04-2006

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(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, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ボボヴィク アレクサンドラ

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 プリアクリフ マノアー ピーオー
ボックス 3 0 0 1 3 4 5 スカパロー ロード

Fターム(参考) 4C093 AA22 CA18 DA01 DA03 DA10 FF18 FF22 FF37 FF42

4C161 AA07 JJ10

5B057 AA07 CA01 CA08 CA12 CA16 CB01 CB08 CB12 CB16 CE08

专利名称(译)	基于图像的定位方法和系统		
公开(公告)号	JP2012505695A	公开(公告)日	2012-03-08
申请号	JP2011531612	申请日	2009-10-12
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	トロヴァトカレンアイリーン ポポヴィクアレクサンドラ		
发明人	トロヴァト カレン アイリーン ポポヴィク アレクサンドラ		
IPC分类号	A61B6/03 A61B1/00 G06T1/00 G06T3/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B6/5217 A61B1/00009 A61B1/2676 A61B5/06 A61B5/065 A61B6/03 A61B6/466 A61B34/10 A61B2017/00809 A61B2034/107 G06T7/248 G06T7/74 G06T2207/10068 G06T2207/10072 G06T2207/ 10116 G06T2207/10132 G06T2207/30061		
FI分类号	A61B6/03.360.G A61B1/00.320.Z G06T1/00.290.Z G06T3/00.300 A61B1/04.370		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/CA18 4C093/DA01 4C093/DA03 4C093/DA10 4C093/FF18 4C093/FF22 4C093/ /FF37 4C093/FF42 4C161/AA07 4C161/JJ10 5B057/AA07 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE08		
优先权	61/106669 2008-10-20 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

基于图像的定位方法30的术前阶段生成显示身体的解剖区域40的扫描图像20，并且根据内窥镜51的运动学和光学特性确定扫描图像20内的内窥镜并且生成包括内窥镜51相对于镜像路径52的虚拟姿势的预测的虚拟信息21。方法30的术中阶段根据内窥镜路径52生成示出解剖区域40的内窥镜图像22，并预测内窥镜51相对于扫描图像20中的内窥镜路径52的虚拟姿势然后，生成包含内窥镜51相对于内窥镜图像22中的内窥镜路径52的姿势的估计的追踪信息23。

