

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5978134号  
(P5978134)

(45) 発行日 平成28年8月24日 (2016. 8. 24)

(24) 登録日 平成28年7月29日 (2016. 7. 29)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 34/10 (2016.01)

A 6 1 B 34/10

請求項の数 15 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2012-550138 (P2012-550138)	(73) 特許権者	502073245
(86) (22) 出願日	平成23年1月21日 (2011. 1. 21)		ヴァンダービルト ユニヴァーシティ
(65) 公表番号	特表2013-517840 (P2013-517840A)		アメリカ合衆国 テネシー州 37420
(43) 公表日	平成25年5月20日 (2013. 5. 20)		ナッシュヴィル カークランド ホール
(86) 国際出願番号	PCT/US2011/021990		305
(87) 国際公開番号	W02011/091218	(74) 代理人	100068755
(87) 国際公開日	平成23年7月28日 (2011. 7. 28)		弁理士 恩田 博宣
審査請求日	平成26年1月21日 (2014. 1. 21)	(74) 代理人	100105957
(31) 優先権主張番号	61/297, 336		弁理士 恩田 誠
(32) 優先日	平成22年1月22日 (2010. 1. 22)	(74) 代理人	100142907
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 本田 淳
		(72) 発明者	ミガ、マイケル アイ.
			アメリカ合衆国 37069 テネシー州
			フランクリン ヘルムズデール レーン
			3013

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像誘導処置間の変形に対してデータを訂正するシステムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像誘導外科的 ( I G S ) 処置を実施する間に使用される物理的空間データを収集および処理する方法であって、

患者の対象となる非剛体構造に対する術中表面データを含む患者空間を生成することであって、前記術中表面データは、非剛体構造の少なくとも一部と対応している、前記患者空間を生成すること、

非剛体構造の術前画像に対応するコンピュータモデルと前記術中表面データとの剛体位置合わせを前記患者空間において実行することであって、前記コンピュータモデルは、複数のノードを含む、前記剛体位置合わせを前記患者空間において実行すること、

前記コンピュータモデルと前記術中表面データとの非剛体位置合わせを前記患者空間において提供するコンピュータモデル全体の変形を計算することであって、前記変形が前記コンピュータモデルの複数のノードの各々に対して画定された 1 セットの境界条件を用いて計算され、前記境界条件が前記剛体位置合わせと、重みを生成するためのカーネル関数とを用いて計算される、前記計算すること、

前記術前画像の変形版を表示することであって、前記変形版は、前記コンピュータモデル全体の変形を受けて修正された術前画像を含む、前記変形版を表示すること  
を備える方法。

【請求項 2】

前記計算することは、

対応付け関数を用いて、前記表面データと前記コンピュータモデルの対応する部分との間の1セットの空間差分値を算出すること、

前記1セットの空間差分値および前記カーネル関数に基づき、境界条件を計算すること

、  
前記境界条件を用いて、前記コンピュータモデルに対して変位フィールドベクトル値を生成すること、

前記変位フィールドベクトル値を用いて、更新されたコンピュータモデルを作成すること、

更新されたコンピュータモデルを用いて、前記対応付け関数を更新すること、

更新された対応付け関数を用いて、空間差分値を再算出すること、

前記1セットの空間差分値が収束基準を満たさない場合、前記計算すること、生成すること、作成すること、更新すること、および再算出することを繰り返すこと、

更新されたコンピュータモデルを出力すること

をさらに含む、請求項1に記載の方法。

#### 【請求項3】

収束基準を、前記1セットの空間差分値の最小閾値、再計算前の前記1セットの空間差分値と再計算後の前記1セットの空間差分値との間の最小差分値、および所定の反復回数のうち少なくとも1つとなるように選択することをさらに備える、請求項2に記載の方法。

#### 【請求項4】

前記変位フィールドベクトル値を生成することが、生成するステップが行われる毎に前記変位フィールドベクトル値を累算することをさらに含み、前記出力することが、累算された変位フィールドベクトル値を含む累算された変位ベクトルフィールドを出力することをさらに含む、請求項2に記載の方法。

#### 【請求項5】

前記表示することが、

前記患者空間内の対象物の位置を受信すること、

非剛体位置合わせを提供するコンピュータモデル全体の変形に対応する、前記コンピュータモデルの複数のノードの各々に対する逆変形変位ベクトルフィールド値を計算すること、

変形され計算されたモデルの周囲の前記患者空間の部分に対する追加の逆変形ベクトルフィールド値のエンベロープを算出すること、

前記エンベロープと前記逆変形変位ベクトルフィールド値とに基づき、前記位置を前記コンピュータモデルのコンピュータモデル空間に変換して、変換された位置を生成すること、

前記対象物の前記変換された位置から前記術前画像の画像空間内の前記対象物の座標を算出すること

をさらに含む、請求項4に記載の方法。

#### 【請求項6】

前記術前画像を表示すること、

前記画像空間における算出された座標に対応する前記術前画像の前記画像空間内の対象物の位置の印を表示すること

をさらに備える、請求項5に記載の方法。

#### 【請求項7】

前記表示することが、

前記コンピュータモデルに対応する画像データと、前記画像データの画像空間内の少なくとも1つの対象となる位置とを受信すること、

前記位置を前記コンピュータモデルのコンピュータモデル空間に変換すること、

変換された対象となる位置に対する前記患者空間内の座標を算出すること

をさらに含む、請求項1に記載の方法。

10

20

30

40

50

## 【請求項 8】

画像誘導外科的 ( I G S ) 処置を実施する間に使用される物理的空間データを収集および処理するシステムであって、

患者の対象となる非剛体構造に対する術中表面データを含む患者空間を生成するデジタル化システムであって、前記術中表面データは、非剛体構造の少なくとも一部と対応している、前記デジタル化システムと、

表示装置と、

対象となる非剛体構造の術前画像と、該術前画像に対応する患者の対象となる該非剛体構造のコンピュータモデルと、前記術中表面データとを格納する記憶媒体であって、前記コンピュータモデルは、複数のノードを含む、前記記憶媒体と、

前記デジタル化システム、前記表示装置、および前記記憶媒体に通信可能に接続される処理素子であって、前記処理素子は、

前記コンピュータモデルと前記表面データとの剛体位置合わせを前記患者空間において取得し、

前記コンピュータモデルと前記表面データとの非剛体位置合わせを前記患者空間において提供する前記コンピュータモデル全体の変形を計算し、

前記コンピュータモデル全体の変形を受けて修正された術前画像を含む、前記術前画像の変形版を前記表示装置に表示させるための命令を生成する

ように構成され、前記変形が前記コンピュータモデルの複数のノードの各々に対して画定された 1 セットの境界条件を用いて計算され、前記境界条件が前記剛体位置合わせと、重みを生成するためのカーネル関数とを用いて計算される、前記処理素子と

を備えるシステム。

## 【請求項 9】

前記処理素子は、前記計算することの間に、

対応付け関数を用いて、前記表面データと前記コンピュータモデルの対応する部分との間の 1 セットの空間差分値を算出し、

前記 1 セットの空間差分値と前記カーネル関数とに基づき、境界条件を計算し、

前記境界条件を用いて、前記コンピュータモデルに対する変位フィールドベクトル値を生成し、

前記変位フィールドベクトル値を用いて、更新されたコンピュータモデルを作成し、

前記更新されたコンピュータモデルを用いて、対応付け関数を更新し、

更新された対応付け関数を用いて、空間差分値を再算出し、

前記 1 セットの空間差分値が収束基準を満たさない場合に、前記計算すること、生成すること、作成すること、更新すること、および再算出することを繰り返し、

更新されたコンピュータモデルを出力する

ようにさらに構成されている、請求項 8 に記載のシステム。

## 【請求項 10】

前記処理素子が、前記変位フィールドベクトル値を生成することの間に、前記変位フィールドベクトル値を累算するようにさらに構成され、前記処理素子が、前記出力することの間に、累算された変位フィールドベクトル値を含む累算された変位ベクトルフィールドを出力するようにさらに構成されている、請求項 9 に記載のシステム。

## 【請求項 11】

前記処理素子が、収束基準を、前記 1 セットの空間差分値の最小閾値、再算出前の前記 1 セットの空間差分値と再算出後の前記 1 セットの空間差分値との間の最小差分値、および所定の反復回数のうち少なくとも 1 つとなるように選択するようにさらに構成されている、請求項 9 に記載のシステム。

## 【請求項 12】

前記処理素子が、

前記患者空間内の対象物の位置を受信し、

非剛体位置合わせを提供するコンピュータモデル全体の変形に対応する、前記コンピュ

10

20

30

40

50

ータモデルの複数のノードの各々に対する逆変形変位ベクトルフィールド値を計算し、  
変形されたコンピュータモデルの周囲の前記患者空間の部分に対する追加の逆変形ベクトルフィールド値のエンベロープを算出し、

前記エンベロープと前記逆変形変位ベクトルフィールド値とに基づき、前記位置を前記コンピュータモデルのコンピュータモデル空間に変換して、変換された位置を生成し、

前記対象物の前記変換された位置から前記術前画像の画像空間内の前記対象物の座標を算出する

ようにさらに構成されている、請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 13】

前記エンベロープと前記逆変形変位ベクトルフィールド値とを用いて、前記対象物の前記位置に隣接する前記患者空間内の追加位置をコンピュータモデル空間に変換すること、  
変換された追加位置に対する前記画像データの画像空間内の座標を算出すること  
をさらに備える、請求項 12 に記載のシステム。

【請求項 14】

前記処理素子が、前記表示装置に対する信号を生成して、前記術前画像と、前記画像空間内の算出された座標のそれぞれに基づき、前記対象物と前記画像空間内の前記追加位置とのうち少なくとも 1 つの印とを表示するようにさらに構成されている、請求項 13 に記載のシステム。

【請求項 15】

請求項 1 ~ 7 のうちのいずれか一項に記載された方法をコンピュータ装置に実行させるためのコンピュータプログラムを格納したコンピュータ読取り可能記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像誘導処置のシステム方法に関し、特に画像誘導処置中の変形に対して組織データを訂正するシステムおよび方法に関する。

【背景技術】

【0002】

画像空間と物理的空間との正確な登録 (registration) を決定することは、画像誘導手術 (IGS: Image-guided surgery) を介して外科医に有益な誘導情報 (guidance information) を提供する際の基本的なステップである。研究の大部分は専ら脳神経外科用途での IGS 技術の利用に当てられ、その結果いくつかの市販のシステムが生まれた。神経外科用の IGS 技術の一般的な特徴は、骨に埋め込まれた、あるいは皮膚に取り付けられた基準マーカを介した点ベースの目印を使用して、画像空間及び物理的空間の登録を行うことである。このような点ベースの技術の使用は、対象となる組織の周囲の剛体骨格 (たとえば、頭蓋骨) によって脳神経外科的 IGS において大いに円滑化される。残念ながら、このような点ベースの技術の使用は、開腹 IGS には適用できない。これは、剛体骨格の目印が欠如しており、IGS 処置中に固定位置にとどまる基準マーカを術前に装着できないからである。

【0003】

剛体の点ベースの目印が、開腹 IGS には使用可能でないため、術前画像と術中表示間の登録を決定する面ベースの手法が提案されている。たとえば、反復最近傍点 (ICP: iterative closest point) アルゴリズムは、対象となる器官および/またはその他の柔組織の画像空間表面間の変換を決定するために従来使用されてきた。ICP 法では通常、変換は術前画像の分割と術中組織面とから導出される。腹部 IGS で使用される術中データは通常、光学追跡プローブ、レーザ距離スキャナ (LRS)、または術中超音波 (iUS)、およびその他の方法を用いて得られる。

【0004】

腹部 IGS における面ベースの画像空間と物理的空間との登録のための一般的なプロトコルは、手術に先立つ術前画像セットでの解剖学的基準点の選択から開始される。次に、

これらの解剖学的基準の物理的 - 空間位置は、点ベースの最初の位置合わせ登録 (alignment registration) を実行できるように、外科手術中にデジタル化される。点ベースの登録は、ICP アルゴリズムにとって妥当な最初のポーズ (pose) を提供するのに供し、術前画像と術中データから導出される組織表面とを登録するために使用される。

#### 【0005】

しかしながら、ICP アルゴリズムによって提供される面位置合わせ (surface alignment) は、組織表面の最初のポーズに大きく依存する。したがって、点ベースの登録によって提供される最初の位置合わせで大きなエラーがあると、結果的に誤った面位置合わせを生じる可能性がある。最初のポーズも重要であるが、ICP アルゴリズムを混同させる可能性のある別の態様の位置合わせ不良は、術中変形の存在である。つまり、器官およびその他の柔組織が (たとえばレーザ距離走査によって) 表面捕捉のために術中に外科的に呈示されたとき、柔組織は通常ルーチンの外科処置により変形してしまう。どの形式の剛体登録 (rigid registration) にも導入されるポーズまたは変形に関連するエラーは通常、外科医に伝えられる誘導情報を損なう。外科措置による柔組織の変形の例は、(1) 開腹時の重力方向に対する器官の再配向による重力由来の肝臓の変形、(2) 組織の固定および器官のパッキングの影響、および (3) 器官灌流の変化、などである。

#### 【発明の概要】

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0006】

本発明の実施形態は、画像誘導処置中の変形について、組織データを訂正するシステムおよび方法に関する。第1の実施形態では、画像誘導外科的 (IGS: image-guided surgical) 処置を実施する間に、使用される物理的空間データの収集および処理を行う方法が提供される。該方法は、患者の対象となる非剛体構造のコンピュータモデルと、非剛体構造の少なくとも一部に関連付けられた患者空間内の表面データとの剛体位置合わせを実行するステップを含む。該方法は、コンピュータモデルと表面データとの非剛体位置合わせを提供するコンピュータモデルの変形を計算することを含み、変形は、剛体位置合わせとカーネル関数とに基づきコンピュータモデルの各ノードに対して画定された1セットの境界条件を用いて計算される。該方法は、変形に基づき、IGS処置を容易にするデータを表示することをさらに含んでもよい。

#### 【0007】

第2の実施形態では、画像誘導外科的 (IGS) 処置を実施する間に、使用される物理的空間データの収集および処理を行うシステムが提供される。該システムは、患者の対象となる非剛体構造のコンピュータモデルを格納する記憶媒体を含むことができる。該システムは、少なくとも非剛体構造に関連付けられた表面データを生成する少なくとも1つのセンサ装置と、記憶媒体およびセンサ装置と通信可能に接続された処理素子とをさらに含むことができる。該システムにおいて、処理素子は、コンピュータモデルと、非剛体構造の少なくとも一部に関連付けられた患者空間内の表面データとの剛体位置合わせを取得し、コンピュータモデルと表面データとの非剛体位置合わせを提供するコンピュータモデルの変形を計算するように構成され、変形は、剛体位置合わせとカーネル関数とに基づき、コンピュータモデルの各ノードに対して画定された1セットの境界条件を用いて計算される。該システムは、処理素子に通信可能に接続され、変形に基づき、IGS処置を容易にするデータを表示するように構成された表示装置をさらに含むことができる。

#### 【0008】

第3の実施形態では、画像誘導外科的 (IGS) 処置を実施する間に、使用される物理的空間データの収集および処理を行うコンピュータプログラムを格納したコンピュータ読取り可能記憶媒体が提供される。コンピュータプログラムは、複数のコードセクションを有し、コンピュータによって実行可能なコードセクションにより、患者内の対象となる非剛体構造のコンピュータモデルを取得するステップと、コンピュータモデルと、非剛体構

造に関連付けられた患者空間内の表面データとの剛体位置合わせを実行するステップとをコンピュータに実行させるようにも構成される。さらに、コードセクションは、コンピュータモデルと表面データとの非剛体位置合わせを提供するコンピュータモデルの変形を計算するステップをコンピュータに実行させ、変形は、剛体位置合わせとカーネル関数とに基づきコンピュータモデルの各ノードに対して画定された1セットの境界条件を用いて計算される。さらに、コードセクションは、変形に基づき、IGS処置を容易にするデータを表示するステップをコンピュータに実行させるように構成される。

【0009】

各種実施形態では、表示することが、コンピュータモデルに関連付けられた画像データと、対象物に関連付けられ、対象物に隣接する患者空間内の位置とを受信すること、剛体位置合わせと変形とに基づき、コンピュータモデルを患者空間に変換することをさらに含むことができる。表示することが、変形に基づき、コンピュータモデルの各ノードに対する逆変形変位ベクトル(reverse deformation displacement vector)フィールド値を計算すること、変形されたコンピュータモデルの周囲の患者空間の部分に対する追加の逆変形ベクトルフィールド値のエンベロープを計算することをさらに含むことができる。さらに、表示することが、非剛体位置合わせと逆変形変位ベクトルフィールド値とに基づき、位置をコンピュータモデルのコンピュータモデル空間に変換すること、変換された位置に対する画像データの画像空間内の座標を算出することをさらに含むことができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の一実施形態に係るIGS処置を実行するフローチャートを示す。

【図2】本発明の実施形態に係る非剛体位置合わせを実行する例示の方法のフローチャートである。

【図3A】本発明の一実施形態に係る非剛体位置合わせの結果生じる変換マップを示す。

【図3B】本発明の一実施形態に係るエンベロープ適用後の図3Aの変換マップを示す。

【図4A】肝臓を通る横断面からの画像スライスが剛体位置合わせ後に取得されたマッピングに基づきポーリングされるプロセスを概念的に示す図である。

【図4B】肝臓を通る横断面からの画像スライスが本発明の一実施形態に係る剛体位置合わせと局所的変換とに基づきポーリングされるプロセスを概念的に示す図である。

【図5】本発明の一実施形態に係る画像空間内の器具のマッピング調節を算出する例示の方法のステップを示すフローチャートである。

【図6】本発明の一実施形態に係る例示のハードウェアシステム構造を示す。

【図7】本発明の一実施形態に係るコンピュータモデルと表面データとの最初の剛体位置合わせの結果を示す。

【図8】本発明の一実施形態に係る図7のコンピュータモデルと表面データとの非剛体位置合わせの結果を示す。

【図9】図7に示されるコンピュータモデルと図8に示される変形されたコンピュータモデルの重ね合わせである。

【図10】実行時に上述の手法および処置のうち1つまたはそれ以上をコンピュータシステムに実行させる1セットの命令を実行するためのコンピュータシステムの概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

本発明を、添付図面を参照して説明する。図面全体を通じて類似または同等の要素には類似の参照符号を使用する。図面は等縮尺ではなく、本発明を単に例示するために提供される。本発明のいくつかの態様を、例示のために適用例を参照して以下説明する。本発明の理解を深めるために、多数の具体的な詳細、関係および方法が記載されていると理解すべきである。しかしながら、当業者であれば、1つまたはそれ以上の具体的な詳細なしに、あるいはその他の方法で本発明を実行できると容易に認識するであろう。別の例では、

本発明を曖昧にするのを避けるために、周知の構造や動作が詳細に示されない。本発明は例示される動作または事象の順番に限定されず、いくつかの動作は異なる順番で、および/または他の動作または事象と同時に行うことができる。さらに、例示される動作または事象のすべてが、本発明に係る手法を実行する必要があるとは限らない。

#### 【0012】

本発明の実施形態は、IGS処置中に発生する変形に対して組織データを訂正するシステムおよび方法を提供する。例示の方法の一般的なフローを図1に示す。図1は、本発明の一実施形態に係るIGS処置を実行する例示の方法のステップを示すフローチャートである。図1に示されるように、方法100は、ブロック102での術前段階と、ブロック104での術中剛体位置合わせ段階と、ブロック106での術中非剛体位置合わせ段階とを含む。これらの段階の後、または同時に、ブロック108でIGS処置を実行することができる。

10

#### 【0013】

上述したように、方法100は、ブロック102から開始される。ブロック102で、術前タスクが実行される。術前タスクは、患者の少なくとも柔組織、器官、またはその他の対象となる非剛体構造のコンピュータ（すなわち、数学的）モデルを構築することを含む。本発明の各種実施形態は非剛体構造のためのIGS処置に関して説明するが、本発明はこれに限定されない。逆に、本発明の各種実施形態は、患者の1つまたはそれ以上の剛体構造（たとえば、骨）または剛体構造と非剛体構造との組み合わせを含むIGS処置においても同等に適用可能である。

20

#### 【0014】

コンピュータモデルは、数セットの術前データを用いて構築することができる。たとえば、非剛体構造の術前画像は、少なくとも対象となる非剛体構造の幾何学形状を示すコンピュータモデルを生成するように取得および処理される。これらの画像は、2次元または3次元撮像手法を用いて取得される。たとえば、撮像手法は、コンピュータ断層撮影（CT）、磁気共鳴（MR）、および超音波画像撮影技術などを含む。しかしながら、本発明の各種実施形態はこれらに限定されず、その他の撮像手法を使用することもできる。さらに、コンピュータモデルは、動作環境内での変形を算出するのに必要とされ得る物理的データ（たとえば、弾性特性、熱弾性特性、および非剛体構造の機構に関連するその他の態様）などのその他の可能なデータを含むように構成することもできる。取得されたデータに基づき、コンピュータモデルを構築するタスクを実行することができる。たとえば、フィッティングプロセスで使用される変形形状の分布を生成することができる。また、フィードバックまたはコンピュータメッシュの生成を強化するために術前画像の分析を実行することができる。さらに、フィッティングを支援する数学的関数の術前生成を実行することができる。また、対象となる非剛体構造の形状または部分的表面の指定/分割を実行することができる。しかしながら、本発明はこれに限定されず、方法100の撮像またはフィッティングプロセスを向上させる他のタスクを実行することができる。

30

#### 【0015】

各種実施形態では器官、腫瘍、およびその他の生物学的組織の外表面などの、医療処置中に露出される非剛体組織の表面に関して主に説明するが、各種実施形態はこれに限定されない。むしろ、「表面」は、本明細書で使用されるように、対象となる非剛体構造に関連する外側の特徴または内側の特徴のいずれかを指すことができる。すなわち、本明細書で参照される表面は、外表面に加えて、異なる構造または異なる種類の組織間の境界によって画定される内側の表面または特徴を含むことができる。たとえば、癌組織と健康な組織間の境界または区分が表面を画定することができる。別の例では、肝臓の脈管と肝臓の柔組織間の区分が表面を画定することもできる。別の例では、いくつかの局在化方法を紹介して位置決め可能な、器官内に挿入される人工構造の表面または特徴点を表すことができる。

40

#### 【0016】

本発明の各種実施形態では、この術前段階は、1つまたはそれ以上の演算システム上で

50

実行することができる。さらに、術前段階は、後述の術中タスクが実行されるのと同じまたは異なる演算システム上で実行することができる。例示の演算システムは、数学的モデルソリューション用に使用することのできる大規模疎行列を解くように構成されるソフトウェアパッケージを含むことができる。このような演算システムは、コンピュータモデルメッシュ/グリッド生成を提供するソフトウェアライブラリも含むことができる。さらに、このような演算システムは、標準的なおよびカスタマイズされた数学的なシミュレーションライブラリの双方を含むことができる。いったんブロック 102 での術前段階が完了すれば、方法 100 はブロック 104 に進むことができる。

#### 【0017】

ブロック 104 で、術中剛体位置合わせタスクが実行される。すなわち、非剛体構造の 1 つまたはそれ以上の部分に対する術中表面データが術中に取得され、画像空間内の対応表面データが取得されて数学的変換と位置合わせされる。その後、非剛体構造の表面データとコンピュータモデルとが最初に位置合わせされる。本発明のいくつかの実施形態では、最適な位置合わせ方法を使用することができる。本明細書で使用されるように、最適な位置合わせ方法は、非剛体構造の表面上の特徴が、位置合わせプロセスの終了後に、その画像空間対応物と可能な限り接近して位置決めされるような、画像データと非剛体構造との位置合わせである。しかしながら、本発明の各種実施形態はこれに限定されず、その他の位置合わせスキームや内構造または特徴点を使用することもできる。いったんこの剛体位置合わせが完了すれば、コンピュータモデルの変形のない、表面データとコンピュータモデルとの位置合わせ、すなわち、剛体位置合わせが行われる。このような位置合わせは様々な方法で行うことができる。たとえば、表面データとコンピュータモデル間のエラーが最小化されるまで表面データとコンピュータモデルのうちの一方の位置を変更する反復方法を使用することができる。

#### 【0018】

利用可能な幾何学的表面データの追加処理はブロック 106 でも実行することができる。術中表面データは様々な方法で取得することができる。たとえば、超音波、MR 撮像、CT 撮像、レーザおよび/またはその他の光ベースの方法、追跡スタイラスでの塗布などである。しかしながら、本発明の各種実施形態はこれらに限定されず、表面データを取得するのに他の方法を利用することができる。多くの場合、取得される表面データは、非剛体構造の一部、すなわち、部分的表面を表すだけである。たとえば、肝臓処置中、肝臓の前部だけを露出させることができる。したがって、表面データは、肝臓の前部を表すことに幾何学的データを限定するレーザ距離走査技術を用いて取得することができる。別の例では、肝臓および腫瘍を部分的に露出させることができる。しかしながら、対象となる表面は腫瘍と肝臓間の境界の内表面であってもよい。このような場合、こうした対象となる内表面の位置決めのために、超音波撮像を利用することができる。

#### 【0019】

表面データは、位置合わせに影響を及ぼし得るノイズやその他のエラーを含む可能性がある。したがって、本発明のいくつかの実施形態では、いったん表面データが取得されれば、表面データは、ノイズおよび/またはその他のアーティファクトを低減または除去するためにフィルタリングするかその他の方法で処理することができる。このような方法は当業者にとって周知であるため、ここでは説明しない。本発明の各種実施形態では、このような処理は、剛体位置合わせの前、または後に実行することができる。さらに、様々な方法による複数の表面データの取得が可能であり、共通の座標空間でデジタル化される場合、位置合わせのために合成面を使用することができる。

#### 【0020】

ブロック 104 での剛体位置合わせの完了後、表面データからの各点と画像空間内の非剛体構造の対応点とを関連付ける最初の対応付け関数 (correspondence function) が生成される。すなわち、表面データにおける各点の場合、コンピュータモデル内の対応点を特定する手段が設けられる。たとえば、表面データの各点に最も近いコンピュータモデル上の点を選択するために最近傍点演算子 (closest po

10

20

30

40

50



int operator)を使用することができる。本発明の各種実施形態では、この対応付け関数は、表、数学的関数、または2セットの点で画定される空間間の関係を説明するその他の方法として表すことができる。場合によっては、表面データにおいて観察される変形の結果、コンピュータモデルの非対応表面からの点と、表面データに関連付けられた表面上の点とを関連付ける対応付け関数となる場合がある。したがって、本発明のいくつかの実施形態では、最近傍点演算子は、対応表面へのサーチを制限するように改良または制約することができる。すなわち、コンピュータモデルおよび表面データは、対象となる非剛体構造の様々な表面間を区別する識別子と関連付けることができる。したがって、対応点のサーチは、このような識別子によって制限することができる。たとえば、表面データの前面ノードは、コンピュータモデルの後面ノードがより近いという事実にもかかわらず、コンピュータモデルの前面ノードに限定される可能性がある。

10

#### 【0021】

対応付け関数を取得するのに、本発明の各種実施形態は最近傍点演算子法に限定されない。逆に、2つの表面間の対応付けまたは登録関数を取得する他の方法も、本発明の各種実施形態で利用することができる。たとえば、本発明のいくつかの実施形態では、対応点は、光線が第1の面上の点と垂直な線に沿って投射され、対応点が第2の面と交差する点であるように選択される光線投射手法を用いて選択することができる。

#### 【0022】

いったん剛体位置合わせおよび対応付け関数がブロック104で取得されれば、方法100はブロック106に進むことができる。ブロック106で、ブロック106での剛体位置合わせと104の対応付け関数とに基づく1セットの境界または点(内および/または外)条件と、3次元でのベクトル変位フィールドが反復的に計算されて、コンピュータモデルと表面データとの非剛体位置合わせが実行される。すなわち、コンピュータモデルを変形して表面データに一致させるベクトルの変位フィールドが計算される。このブロックで行われる動作を、図2を参照してより詳細に以下説明する。いったん非剛体位置合わせタスクがブロック106で完了すれば、IGS処置をブロック108で実行することができる。

20

#### 非剛体位置合わせ段階

上述したように、いったん剛体位置合わせおよび対応付け関数がブロック104で取得されれば、非剛体位置合わせをブロック106で実行することができる。これに関して図2を参照して以下説明する。図2は、本発明の実施形態に係る非剛体位置合わせを実行する例示の方法106のフローチャートである。方法106はブロック202から開始され、ブロック204に続く。ブロック204で、コンピュータモデルおよび表面データ用の対応付け関数が受信される。コンピュータモデルと表面データ間の対応点の特定に加えて、対応付け関数はコンピュータモデルのパッチ領域も特定する。すなわち、表面データは通常、非剛体構造の露出部分のみに対して取得されるため(追加の器具で下位構造の指定も可能ではあるが)、パッチ領域は表面データに対応するコンピュータモデルの部分によって画定される。その後、ブロック206で、空間差分値がパッチ領域内の各ノードに対して計算される。本明細書で使用されるように、「ノード」という用語は、シミュレーションの実行に使用されるコンピュータモデルメッシュの点を指す。

30

40

#### 【0023】

ブロック204で受信した対応付け関数が剛体位置合わせに基づくので(すなわち、コンピュータモデルの変形がない)、位置合わせの結果、コンピュータモデルの幾何学形状の内外に位置するデータ点を有する表面データとなる可能性がある。その結果、ブロック206で取得される空間差分値に符号が付けられる。よって、正の値は、コンピュータモデル上のノードが対応する表面データ点に向かって移動するように外方へ押される必要があることを意味し、負の値は、コンピュータモデル上のノードが対応する表面データ点に向かって移動するように内方へ押される必要があることを意味する。このプロセスは、対応付け関数によって指定される点までコンピュータモデル上のノードを移動させる変換を具体化する。

50

## 【 0 0 2 4 】

いったんパッチ領域の空間差分値がブロック 2 0 6 で算出されれば、ブロック 2 0 8 でコンピュータモデルの利用可能なノード毎に境界または点（内および／または外）条件値を計算することができる。具体的には、コンピュータモデルの各ノードに対して、境界または点（内および／または外）条件は、対象となるノードと周囲ノードに関連付けられる空間差分値の加重平均となるように選択される。これにより、平滑なセットの境界または点（内および／または外）条件が提供される。本発明のいくつかの実施形態では、関数はすべての空間差分値に均等に重み付けすることができる。本発明の他の実施形態では、関数は、空間カーネル関数またはその他の機能／統計関係を用いて空間差分値を別々に重み付けすることができる。たとえば、本発明の一実施形態では、重みを生成する径方向空間関数（*radial spatial function*）を選択することができる。しかしながら、本発明の各種実施形態はこれに限定されず、境界または点（内および／または外）条件を扱う空間関数のために重みを生成するその他の機構を使用することができる。

10

## 【 0 0 2 5 】

パッチ領域のみが利用可能な表面データと関連付けられているため、コンピュータモデルの側方領域（すなわち、パッチ領域外のコンピュータモデルの部分）は、指定された表面データ上の対応点を持たない。したがって、これらの側方領域内のノードは、ゼロの符号付きの最近傍点距離が割り当てられる。したがって、径方向空間カーネルを介した距離の平均化プロセス中、側方領域（*flanking regions*）のノードからのゼロ距離が加重平均と考えられるため、パッチ領域内のノードの結果として生じる境界または点（内および／または外）条件値は空間差分値よりも小さくなる可能性がある。同様に、パッチに隣接するが側方領域内にあるノードは、加重平均の一部としてパッチ領域内のノードからの符号付きの距離を有し、結果的に非ゼロ符号付き距離が直ぐ側方の空間領域に適用される。

20

## 【 0 0 2 6 】

境界条件値の算出は、上述の加重平均方法に限定されない。本発明の他の実施形態では、他の方法を使用することができる。たとえば、1つの方法は、使用される最近傍点演算子の基準レベルに基づく非均等加重平均である。さらに、ユーザ指定の境界または点（内および／または外）条件の許可を優先してコンピュータモデルの一部を無視することができる。このような構成により、コンピュータモデルの異なる部分を異なって変形させることができる。さらに、平均値は径方向空間カーネルに基づく必要はない。逆に、非剛体構造またはその下位構造の形状などの異なる幾何学的構造に基づくカーネルを使用して、平均をとる点を定義することができる。たとえば、肝臓などの器官は様々なセグメントを有する。したがって、このカーネルの適用は、肝臓のセグメントに応じて限定することができる。さらに、一部の組織は高い曲率の領域を持つ可能性がある。したがって、このような表面変動のパラメータ化は、コンピュータモデルに関連付けられる幾何学的情報を提供するのに利用することができ、カーネル設計の一部として利用することもできる。別の例では、カーネルは、ノードがどのようにコンピュータモデルに接続されるかに対応する形状に基づくことができる。別の実現例としては、境界または点（内および／または外）条件を側方領域に分散するために、器官の表面構造の偏微分方程式表示を利用する。このアプローチは表面を単独の連続的な領域またはカーネルとして扱い、境界情報を分散するのに偏微分方程式を利用する。公知の表面データから変位の空間的分散を生成するその他の設計を利用することもできる。

30

40

## 【 0 0 2 7 】

いったん境界または点（内および／または外）条件がブロック 2 0 8 で計算されると、コンピュータモデルに対して、ブロック 2 1 0 で値の体積変形ステップまたは変位ベクトルフィールドが生成および収集される。各ノードに対してブロック 2 0 8 で計算される境界条件は、可能な対応付けの一実現例として器官表面に垂直に発生する変位と考えることができる。よって、結果として生じる平均値の符号は、シミュレーション中の移動方向を

50

定義するために使用することができる。さらに、異なる符号の空間値の組み合わせは、コンピュータモデルの1つまたはそれ以上の部分の移動を有効に制限する。

【0028】

したがって、ブロック210で、ブロック208からの境界または点（内および/または外）条件は、一実施形態の各ノードに対する垂直変位条件（押すか引くかいずれかが指定されている）を定義するのに使用される。次に、これらの変位条件は、コンピュータモデルの変形シミュレーション中にコンピュータモデルに使用されて、変形をシミュレートし、コンピュータモデル全体に対する体積変形ステップまたは3次元変位フィールドベクトルを算出する。本発明の各種実施形態では、有限差分法、有限体積法、スペクトル要素法、スプライン基底法、またはモンテカルロ法などの変形機構と関連する偏微分方程式を解く任意のシミュレーション方法を使用することができる。しかしながら本発明はこれに限定されず、その他のシミュレーションまたは内挿法/外挿法を使用することもできる。本発明のいくつかの実施形態では、シミュレーションは、表面に沿った横方向のスリップ/摺動（すなわち、表面に接する）を許可しつつ、垂直な（表面から外へまたは内へ）変位を特定するように構成することができる。境界条件に加えて、特定の物理的モデルに合わせて調整されたシミュレーションをシミュレーション中に使用することができる。たとえば、シミュレーションは、超弾性または粘弾性構成則に合わせて調整することができる。しかしながら、本発明の各種実施形態はこれに限定されず、シミュレーションは1つまたはそれ以上のその他の態様の変形を捕捉する他の形で構成することもできる。さらに、変位方向は垂直である必要はない。これは単に一実施形態を表す。たとえば、変位方向は、モデルの所与の領域の垂線の平均を表すように修正することができる。また、ユーザ指定の情報は、使用可能な変位方向に対して利用可能であってもよい。たとえば、画像体積内で利用可能な器官表面上の基準の目印が明確である場合、その特徴の変位は、その特徴の厳密な対応付けの実行に基づく公知な方向の直接的適用を表すことができる。

【0029】

いったん体積変形フィールド値がブロック210で生成されれば、更新されたコンピュータモデルをブロック212で生成することができる。具体的には、累算された体積変形フィールド値を使用して、コンピュータモデルのノード位置を変形する。その後、ブロック214で、対応付け関数が更新されたコンピュータモデルに基づき更新され、新たなセットの空間差分値が、シミュレーションが収束したか否か、あるいは追加のシミュレーションが必要か否かを判定するために再計算される。したがって、空間差分値がブロック216で評価されて、ブロック216で収束または停止基準を満たすか否かを判定する。収束または停止基準がブロック216で満たされる場合、変形されたコンピュータモデルがブロック218で出力される。任意で、累算された変形フィールド値もブロック218で出力されることができる。その後、方法106はブロック220で、非剛体構造がさらに変形する場合に方法106を繰り返すことなど、以前の処理を再開することができる。さもなければ、方法106はブロック208~216を繰り返し、そこでは更新された空間差分値が次の反復のための新たなセットの境界条件を計算するのに使用される。他の実施例としては、収束または停止基準が満たされない場合に、ブロック104へ戻った後、ブロック106に進むことを含むことができる。これにより、順番の変動する実施形態を含むように剛体段階および非剛体段階の両方を含む反復が可能になる。

【0030】

ブロック216での収束または停止基準は様々に定義することができる。たとえば、収束基準は、更新空間距離値の平均またはその他の尺度と閾値との比較を備えることができる。よって、その尺度が閾値未満である場合、収束基準が満たされて、それ以上の反復が必要とされない。閾値基準の代わりに、またはそれと組み合わせて、現在および過去の空間差分値セットを比較して、さらなる反復を実行すべきかどうかを判定する基準を設けることができる。たとえば、収束基準は、現在および過去の空間距離値の平均またはその他の尺度間の差異を比較または計算することを備えることができる。よって、その差が閾値未満である場合、収束基準が満たされて、それ以上の反復が必要とされない。さらに、本

10

20

30

40

50

発明のいくつかの実施形態では、収束基準は、多数の反復が行われたことであってもよい。しかしながら、本発明は上述したような例示の収束または停止基準条件に限定されない。逆に、本発明の各種実施形態では任意の種類の収束基準条件を使用することもできる。

#### 【0031】

本発明のいくつかの実施形態では、重みを生成するために使用されるカーネルを連続的な反復毎に調節することができる。たとえば、径方向カーネル関数の実施形態の場合、過剰な変形を防止するため時間の経過と共に半径サイズを低減することができる。このような変更は線形であっても非線形であってもよい。さらに、カーネル関数は空間的に変動させることもできる。たとえば、径方向カーネル関数の実施形態の場合、半径サイズはコンピュータモデルのいくつかの部分よりも大きくすることができる。

10

#### 【0032】

図2に示される実施形態では、元の非変形コンピュータモデルは、連続的な反復毎にシミュレーションを実行するために使用される。しかしながら、本発明の各種実施形態はこれに限定されない。いくつかの実施形態では、コンピュータモデルは各連続的な反復中に変形させることができる。よって、シミュレーションの各反復は、元のコンピュータモデルではなく更新されたコンピュータモデルに基づくことができる。コンピュータシミュレーションで適用されるような境界変位の適用がモデル化されている構造の形に（設計によって）依存すると仮定すると、結果的に様々な変換をもたらす。たとえば、境界変位が反復毎にモデル化される構造の表面に対して垂直に移動するとすれば、連続的な反復毎に形状を変化させることで軌跡が変化する。さらに、反復毎にモデル化されている構造の形状を変化させると、形状の連続的な送信に対する負荷の送信が変化し得る。たとえば、幾何学的サイズが増加しつつある領域に同レベルの力を印加すると、その結果、応力が増大してより大きな変形をもたらす。したがって、反復間のモデル構造の形の変化を考慮に入れることは、生体力学的シミュレーションの精度に最終的に影響を及ぼす。変形プロセスにおける幾何学的非線形挙動を実現する様々な形状について述べたが、他の実施形態は、実質的な非線形挙動（すなわち、変動する構造的挙動）ならびに材料の破碎、破断、または剥離に関連する態様を含むことができる。さらに、本発明のいくつかの実施形態では、追加の剛体位置合わせステップを連続的な反復中に実行することができる。たとえば、各反復中に更新されたコンピュータモデルが使用される場合、各反復中あるいは最後の反復後に追加の剛体位置合わせを実行することができる。

20

30

#### 【0033】

本発明のいくつかの実施形態では、境界条件は各反復中に様々な方法で適用することができる。たとえば、一例示の方法では、剛体構造形状に関連付けられる垂直方向を用いて、新たな各境界条件を元の非変形幾何学形状に適用する。別の例示の方法では、境界条件を非変形幾何学形状に適用するが、非剛体形状の変化に応じて垂直方向を変動させる。このシナリオでは、非変形メッシュは、修正された垂線と共に使用することができる。別の例示の方法は、器官を非剛体に変形し、新たな形状のコンピュータシミュレーションを再構築し、垂線と新たな形状とを関連付ける。

#### 局所的変換の生成

いったん変形変位ベクトルフィールドが生成されると、図2で上述したように、術前画像データは容易に変形させることができ、外科医は新たな画像空間およびデータを使用してIGSを進めることができる。しかしながら、本発明の各種実施形態に係るアプローチまたは従来のアプローチを使用して相当良好な位置合わせが取得される場合でも、IGSが容易でない場合がある。

40

#### 【0034】

まず、コンピュータモデルが変形すると画像データの1つまたはそれ以上の部分も変形するため、非剛体構造の細部が歪んだり、ぼやけたり、さらには消去されたりすることさえある。その結果、外科医は、画像空間における非剛体構造の一部の特徴の位置を適切に特定することが困難であるかもしれない。第2に、画像空間内の器具を正確に位置決めすることが困難である可能性がある。たとえば、変形変位ベクトルフィールド値および/ま

50

たは変形されたコンピュータモデルを使用して、画像空間内の器具位置を特定することができる。しかしながら、表面データとコンピュータモデル間の非剛体位置合わせの固有の欠陥、表面データのエラー、およびコンピュータモデルのエラーの結果、器具が画像空間、ひいては患者内に誤って位置決めされかねない。たとえば、非剛体位置合わせの結果、変形されたコンピュータモデルの一部が表面データの上方に位置決めされる場合、コンピュータモデルに応じて器具を位置決めすると、器具は画像空間内に完璧に位置決めされるが、患者空間内の非剛体構造の表面の上方に位置決めされる。さらに悪いことに、非剛体位置合わせの結果、変形されたコンピュータモデルの一部が表面データの下方に位置決めされる場合、コンピュータモデルに応じて器具を位置決めすると、器具は画像空間内に完璧に位置決めされるが、患者空間内の非剛体構造の表面の下方に位置決めされて非剛体構造に損傷を及ぼす可能性がある。画像空間内の器具の位置決めが患者空間内の垂直および水平双方の位置決めエラーを引き起こす場合、問題はさらに複雑化する。

10

#### 【0035】

このような課題を考慮して、本発明の別の態様は、画像空間に器具を配置する変換を向上させるプロセスを提供する。本発明の各種実施形態では、局所的な非剛体変換は、患者空間内の器具位置から画像空間内の適切な位置までのマッピングを提供することができる。具体的には、3つの個々の局所的変換体積（画像空間内の $x$ 、 $y$ 、および $z$ 位置の変化）から成るマッピング調節が提供される。このマッピング調節を用いて、適切な画像スライスレンダリングが生成されるように、器具位置を表すカーソルを画像空間内で適切な画像座標まで移動させることができる。これについて、個々の変換のうちの1つを一例として

20

#### 【0036】

図3Aおよび図3Bは、本発明の実施形態に係るマッピングの修正前後の訂正に関連する「 $y$ 」座標の局所的変換の一例を示す。図3Aは、非剛体位置合わせ段階から提供される生変換マップを示す。図3Aに示されるように、変換は非剛体構造の表面内でのみ提供される。すなわち、非剛体位置合わせプロセスは、器官表面内のすべての位置で変位を決定させる変位ベクトルのフィールドを提供する。外科医が患者空間内の非剛体構造の表面に近づく際に円滑な変換を可能にするため、本発明の各種実施形態は拡散プロセスを図3Aの生変換マップに適用する。拡散プロセス適用後の変換を図3Bに示す。この変換エンベロープを生成する方法は多数あり、拡散プロセスは単に可能な実現例の1つである。他の実施形態は各種平均化スキーム、新規空間カーネル、フィルタ、または近傍関数形式を含むことができる。

30

#### 【0037】

図3Bに示されるような全3D局所的変換マッピングの生成後、この変換はIGSシステムに移される。よって、器具位置に関連付けられるデータが患者空間で収集されるため、局所的変換が画像空間に適用されて適切なシフトを提供する。その結果、適切な基本画像面をIGSディスプレイに提示することができ、外科医はより正確にプローブ位置を把握する。このプロセスの結果を概念的に図4Aおよび図4Bに示す。本実施形態は元の画像データの初期状態の使用を可能にする。さらに、目標への正確な経路計画を提供するために、外科医に表面下目標の追加の変換を提供する必要があるかもしれないことに留意すべきである。

40

#### 【0038】

図4Aは、肝臓を通る横断面からの画像スライスが、調節なしに取得されるマッピング、すなわち、104によって提供される位置合わせに基づきポーリングされるプロセスを概念的に示す図である。図4Bは、肝臓を通る横断面からの画像スライスが本発明の一実施形態に係る図2の非剛体と局所的変換とに基づきポーリングされるプロセスを概念的に示す図である。図4Aおよび図4BのIGSディスプレイをシミュレーションするために、シミュレートされたスタイラスカーソルは、物理的患者上の内側から横方向に肝臓を横

50

切ってドラッグされるように示されており、スタイラスの位置は横断画像上で位置を強調するため矢印付きの点として示されている。図4Aに示されるように、純粋な剛体変換を用いる位置合わせ(図1のステップ104)における不完全性のため、スタイラスが横断してドラッグされ器官のより側方の表面領域に至る際、カーソルが画像空間において器官(この場合、肝臓)から大きく外れる可能性があることが分かる。しかしながら、本発明の一実施形態に係る非剛体マッピングエンベロープを適用することによって、スタイラスが横断してドラッグされ、器官のより側方の表面領域に至る際、カーソル位置は、画像空間において器官(この場合、肝臓)から外れていると不正確に報告するのではなく、器官上の位置を正確に表すように訂正することができる。

#### 【0039】

このようなマッピング調節を決定する一例示の方法を、図5を参照して以下説明する。図5は、本発明の一実施形態に係る画像空間内の器具のマッピング調節を算出する例示の方法500のステップを示すフローチャートである。方法500はブロック502で開始され、ブロック504に進む。ブロック504で、患者空間内の器具を画像空間に変換するデータセットが取得または受信される。具体的には、患者空間における器具の位置が受信される。さらに、非剛体構造のコンピュータモデルが、図2で取得される変形変位ベクトルフィールド値および最初の対応付け関数など、剛体位置合わせ後のコンピュータモデルおよび表面データに対する変形変位ベクトルフィールド値および対応付け関数と共に受信される。さらに、コンピュータモデルと画像データを関連付けるデータが受信される。具体的には、コンピュータモデルのノードと画像データ内のボクセルとの関係が受信される。このような関係は、画像/モデル対応付け関数を介して定義することもできる。

#### 【0040】

いったんデータがブロック504で受信されれば、コンピュータモデルの幾何学形状はブロック506から開始される患者空間に変換することができる。まず、ブロック506で、剛体位置合わせ情報は、コンピュータモデル空間内のコンピュータモデルのノード位置を患者空間内の位置に変換するために使用することができる。たとえば、最初の対応付け関数は、変形ノードを患者空間にマッピングするために使用することができる。その後、ブロック508で、変形変位ベクトルフィールド値は、患者空間内のコンピュータモデルを変形し、それによって患者空間内の表面データに適合させるために使用することができる。ブロック508でのコンピュータモデルのノード位置の変形または変換に続いて、またはそれに組み合わせて、コンピュータモデルのノードはブロック510で逆変形値(すなわち、受信した変形変位ベクトルフィールド値の負の値)と関連付けることもできる。

#### 【0041】

上述のステップは、器具/対象物の位置が非剛体構造の一部内にある場合に、IGSが器具/対象物の位置を表すカーソルを適切な位置に配置するには通常十分であろう。しかしながら、非剛体構造の外部では、この位置は実質上の剛体変換に迅速に戻る。この結果、器具/対象物の移動につれて、カーソル位置が不規則に急変する可能性がある。よって、器具/対象物位置の変換前に、本発明の各種実施形態は、ブロック512で変形されたコンピュータモデルの周囲の患者空間の領域における追加の逆変位フィールド値を計算することを備える。これらの追加の値は、器具位置座標の変換前に患者空間における自然ボクセルグリッド上で有限差分法を明確に使用する拡散プロセスを記載する偏微分方程式を解くことによって演算することができる。本実施形態では、変形されたコンピュータモデルに関連付けられたすべてのボクセルは、それらに関連付けられた非変形ベクトル変位を有する。個々の変位グリッド、たとえば、内側から横の変位方向を採用して、上記拡散方法を利用することによって、内側から横への変位は器官内で固定されるが、コンピュータモデルの周囲にエンベロープを生成するように数値的に拡散される。よって、非剛体変換の追加の小さなエンベロープが非剛体構造の表面のすぐ外の領域に画定される。エンベロープは、このように患者空間内の変形されたコンピュータモデルの逆フローフィールド値と、患者空間内の別の場所での剛体変換から円滑に移行する領域を画定する。したがって

10

20

30

40

50

、器具／対象物が非剛体構造の表面の近傍に配置されると、元のコンピュータモデル空間への変換は、剛体変換ではなくエンベロープに基づく。よって、スタイラス／対象物が物理的な器官表面内およびその近傍の両方において、IGSシステム内で使用されるとき、円滑な局所変換を提供するようにマッピングが生成される。本発明のいくつかの実施形態では、偏微分方程式は拡散方程式であってもよい。しかしながら、本発明はこれに限定されず、他の種類の偏微分方程式または内挿法が、平均化スキームまたは近傍関数形式などの本発明の各種実施形態におけるエンベロープを形成するために使用することができる。

#### 【0042】

いったんコンピュータモデルおよび患者空間がブロック506～512で処理されれば、器具／対象物位置の画像空間への変換をブロック514で開始することができる。

まず、ブロック512で、ブロック508および512からの逆フローフィールド値が、患者空間内の器具位置の座標を最初に変換するのに使用される。その後、ブロック514で、患者空間内の器具／対象物に対するこの位置データが、コンピュータモデル空間内の位置データにさらに変換される。より具体的には、物理的空間における器具／対象物の位置が逆変位フィールド(reverse displacement field)によって変換される。いったん実行されれば、器具／対象物位置は有効に変形されない。その後、ブロック516は患者空間から画像空間への変換、すなわち、図1のステップ104に関連する剛体位置合わせ変換(または図1の実施形態に依存する適切な剛体変換)を適用することができる。いったんブロック514および516での変換が完了すれば、画像空間内の器具／対象物の座標は公知であり、適切な画像データをブロック518で決定することができる。具体的には、器具使用によって捕捉される患者空間内の変形器官間の関係は、画像データのボクセルと器具／対象物の位置間の完全な経路が画像空間での表示用に導出できるように、コンピュータモデルのノードを調節するのに使用することができる。

#### 【0043】

その後、ブロック520で、画像データと器具／対象物位置の印とをIGS処置中に表示することができる。本発明の各種実施形態では、画像データと器具／対象物の印とは、2次元または3次元フォーマットで表示することができる。2次元フォーマットの場合、画像空間内の器具位置は、画像誘導ディスプレイの適切な基本画像スライスとカーソル位置とを特定するために使用することができる。その後、画像データおよびカーソルをブロック520で表示することができる。いったん器具／対象物の物理的位置と画像空間内の特定のボクセルとの対応付けが行われれば、任意数の標準的ディスプレイを生成することができる。たとえば、標準的な基本画像ディスプレイを使用することができる。しかしながら、画像空間内で表現されるその他すべての情報は、カーソルと関連付けることができる。さらに、器具／対象物の位置は重要であるが、現在の位置から隣接位置への経路または軌跡も重要である可能性が高い。このような情報を提供するため、表面上またはその近傍のその他の対象物または位置は、正確な誘導を提供するために画像空間に変換する必要があるかもしれない。この場合、変換ステップは、位置／対象物およびその近傍部が変形され画像空間内の適切な位置に剛体的に変換されることによって、物理的空間内の現在の位置から隣接位置に誘導する際に対応する経路画像空間が正確であるよう確保すべく修正することができる。次に、方法500はブロック520に進んで、器具が移動したときに方法500を繰り返すことなど、以前の処理を継続する。

#### 【0044】

図1～5を参照して上述したタスクのうち1つまたはそれ以上を実行する例示のハードウェアを後の図6に示す。図6は本発明の一実施形態に係る例示のハードウェアシステム構造600を示す。図6に示されるように、システム600は、画像／データプロセッサ605、ディスプレイモニタ610、およびIGSコントローラ615を含むことができる。IGSコントローラは、感知光学カメラ630とエミッタ620、625、および635とから成る光学追跡センサに接続することができる。さらに、IGSコントローラ6

15は、620および635などの器具としての役割を果たし得る1つまたはそれ以上のエミッタに接続することができる。640は、非剛体変形の訂正と関連プロセスの実施形態のために画像/データプロセッサ605とインタフェースをとる別個の演算ノードコントローラである。各種構成要素は別個の要素として図示されているが、本発明はこれに限定されない。たとえば、IGSコントローラ615、画像データプロセッサ605、および演算ノードコントローラ640は単独のシステムに一体化することができる。同様に、訂正の性質に応じて、演算ノードコントローラ640は、共にネットワーク化された複数の演算ノードコントローラに分割することができる。

#### 【0045】

システム600は以下のように動作する。まず、エミッタ625は、患者または支持手術器具に装着されることが多い。これは、手術室内の固定カメラ台（すなわち、固定台630）を設けることに置き換えることができる。センサ630は、手術室内のすべてのエミッタ（光学スタイラス620またはレーザ距離スキャナ635を含む）の位置を決定するために使用される。エミッタ620または635は、非剛体器官の表面または可視構造、あるいは器具の位置を検出するのに使用することができる。しかしながら、本発明はこれに限定されず、2つ以上の感知システムは、表面データおよび/または器具/対象物の位置データを提供するために使用することができる。表面データを生成するシステムの例は、コネチカット州ダンバリーの3D Digital Corporation社製のRealScan 3Dシステムやテネシー州ナッシュビルのPathfinder Therapeutics社設計の類似システムなどのレーザ距離スキャナシステムなどである。このようなシステムは、データ点のアレイを用いて3次元組織分布的表面データならびに表面テクスチャマッピングを捕捉することができる。たとえば、一実施形態では、水平点500と垂直点512の走査フィールドを5~10秒間で取得して、IGS処置中に露出表面の表面データを生成するのに使用することができる。いくつかの実施形態では、このようなシステムはデジタル化システムを用いて手術室空間で追跡され、個々の独立したデジタル化でファントムを用いて較正することができる。635はその利用の結果を表す。他の面デジタル化手法を超えるこのレーザ距離スキャナシステムの利点の1つは、表面の特徴豊富なテクスチャマップならびに地形的特徴を捕捉する能力である。このようなテクスチャマップデータは通常、術前撮像への位置合わせのための肝臓表面の分割、すなわち抽出を容易化する。他の実施形態は、外および/または内表面データを取得することのできる追跡超音波プローブを使用することができる。データは、位置合わせプロセスで使用される内および/または外表面構造を含むように任意数の境界データを抽出するために使用することができる。

#### 【0046】

動作時、システム600は以下のように動作する。手術前に、術前器官102に対する関連データが演算ノードコントローラ640に送信されている、あるいはコントローラ615で処理されている。620および635などのデジタル化機器から表面データを収集した後、画像/データプロセッサ605はそのデータおよびその他の関連術中情報を演算ノードコントローラ640に送信する。コンピュータモデルを用いて、演算ノードコントローラ640は図1に示されるように、コンピュータモデルと表面データとの剛体位置合わせを完了し、その後、図1および図2に示されるように、コンピュータモデルと表面データとの非剛体位置合わせを実行する。データ/画像プロセッサ605はデータの変換も実行することができる。上述したように、局所的変換を要求することもできる。このような場合、演算ノードコントローラ640は図5を参照して上述したように、このように変形および調節されたマップを生成することができる。その後、マップを使用して、演算ノードコントローラ640上の点を変換することによって、あるいは適切なマッピング関数をデータ/画像処理部605に提供し、それをIGSディスプレイ610のための適切な変換に適用させることによってIGS処置を実行することができる。

#### 実施例

以下の非限定的実施例は本発明の選択された実施形態を例示する役割を果たす。図示さ



れる構成要素の比率の変形および代替物は当業者にとって自明であり、本発明の実施形態の範囲に属すると認識される。

【0047】

図6に示される物と類似の例示のシステムが構築されている。具体的にはステルスモデル L P C - 6 5 0 - T 9 5 0 0 - 6 4 G F - 0 4 G - 6 - E - 0 0 L i t t l e P C (コンピュータ)が演算ノードコントローラ640として動作するように構成された。コントローラは、本発明の実施形態に係るコンピュータモデルと肝臓の表面データとの剛体位置合わせおよび非剛体位置合わせ、ならびに102に関連する術前処理要素を提供するために使用された。図7は、コンピュータモデル702(黒のメッシュ)と表面データ704(灰色の点)との最初の剛体位置合わせの結果を示す。これらの結果は、顕著な特徴加重位置合わせ法を用いて取得された。図8は、本発明の一実施形態に係る非剛体位置合わせの結果を示す。これらの結果は、約12回の反復で有限要素法を用いて取得された。図8に示されるように、変形されたコンピュータモデル802(黒のメッシュ)はここで、表面データ704の点(灰色の点)とより一致している。現実化の実行とデータ704に示される結果は、演算ノードコントローラでの修正前、モデルと表面データ間の平均最近傍点距離が $4.7 \pm 3.0$  mmであることを表す。本明細書に記載の本発明の演算ノードコントローラの実行後、最近傍点距離は $1.5 \pm 0.8$  mmとなった。コンピュータモデルの変形量を図9に示す。元のコンピュータモデルデータと変形されたコンピュータモデルデータが重ね合わされている。図9では、元のコンピュータモデル702は灰色のメッシュで示され、変形されたコンピュータモデルは黒のメッシュで示される。

【0048】

図10は、実行時に、コンピュータシステムに上述の手法および処置のうち1つまたはそれ以上を実行させる1セットの命令を実行するコンピュータシステム1000の概略図である。たとえば、コンピュータシステム1000のアーキテクチャは、図6の構成要素のうち1つまたはそれ以上のアーキテクチャを説明するために使用することができる。いくつかの実施形態では、コンピュータシステム1000は独立型装置として動作する。他の実施形態では、コンピュータシステム1000は(たとえば、ネットワークを使用して)他の演算装置に接続することができる。ネットワーク配備では、コンピュータシステム1000は、サーバ・クライアント・デベロッパ・ネットワーク環境におけるサーバまたはクライアントデベロッパマシンの能力内で、またはピアツーピア(または分散型)ネットワーク環境におけるピアマシンとして動作することができる。いくつかの実施形態では、システムは誘導システムへの差込式カードであってもよい。

【0049】

マシンは、サーバコンピュータ、クライアント・ユーザ・コンピュータ、パーソナルコンピュータ(PC)、タブレットPC、ラップトップコンピュータ、デスクトップコンピュータ、制御システム、ネットワークルータ、スイッチもしくはブリッジ、またはその装置によって実行される動作を特定する1セットの命令(連続的にまたはそれ以外の形で)を実行することのできるその他の装置など、様々な種類の演算システムおよび装置を備えることができる。本開示の装置は、音声、映像、またはデータ通信を提供する電子装置も含むと理解すべきである。さらに、単独のコンピュータが図示されているが、「コンピュータシステム」という用語は、1セット(または複数セット)の命令を個々にまたは共に実行して、本明細書に記載の手法のうち1つまたはそれ以上を実行する演算装置の集合を含むと理解すべきである。

【0050】

コンピュータシステム1000は、プロセッサ1002(中央処理装置(CPU)、グラフィック処理装置(GPUまたはその両方)など)、メインメモリ1004、およびスタティックメモリ1006を含むことができ、それらはバス1008を介して互いに通信する。コンピュータシステム1000は、映像ディスプレイ(たとえば、液晶ディスプレイつまりLCD)、フラットパネル、固体ディスプレイ、または陰極線管(CRT)などの表示部1010をさらに含むことができる。コンピュータシステム1000は、入力装

置 1 0 1 2 (たとえば、キーボード)、カーソル制御装置 1 0 1 4 (たとえば、マウス)、ディスク駆動部 1 0 1 6、信号生成装置 1 0 1 8 (たとえば、スピーカまたは遠隔制御装置)、およびネットワークインタフェース装置 1 0 2 0 を含むことができる。

【 0 0 5 1 】

ディスク駆動部 1 0 1 6 は、本明細書に記載の手法、処置、または機能のうち 1 つまたはそれ以上を実行するように構成される 1 つまたはそれ以上のセットの命令 1 0 2 4 (たとえば、ソフトウェアコード) が格納されるコンピュータ読取り可能記憶媒体 1 0 2 2 を含むことができる。命令 1 0 2 4 は、コンピュータシステム 1 0 0 0 による実行中、メインメモリ 1 0 0 4、スタティックメモリ 1 0 0 6、および / またはプロセッサ 1 0 0 2 内に完全にまたは少なくとも部分的に保持することもできる。メインメモリ 1 0 0 4 とプロセッサ 1 0 0 2 は機械読取り可能媒体を構成することもできる。

10

【 0 0 5 2 】

特定用途向け集積回路、プログラム可能な論理アレイ、およびその他のハードウェア素子を含むがそれらに限定されない専用ハードウェア実施態様は、本明細書に記載の方法を実現するために同様に構成することができる。各種実施形態の装置およびシステムを含むことのできる用途は、様々な電子およびコンピュータシステムを幅広く含む。いくつかの実施形態は、モジュール間で通信される関連制御およびデータ信号を有する 2 つまたはそれ以上の特定の相互接続されたハードウェアモジュールまたは装置内、あるいは特定用途向け集積回路の一部としての機能を実行する。よって、例示のシステムは、ソフトウェア、ファームウェア、およびハードウェアの実施態様に適用可能である。

20

【 0 0 5 3 】

本開示の各種実施形態によると、本明細書に記載の方法は、コンピュータ読取り可能記憶媒体にソフトウェアプログラムとして格納することができ、コンピュータプロセッサ上で動作するように構成することができる。さらに、ソフトウェアの実施態様は、本明細書に記載の方法を実行するように構成することもできる、分散処理、構成要素 / 対象物分散処理、並行処理、仮想マシン処理を含むことができるが、それらに限定されない。

【 0 0 5 4 】

本開示は、ネットワーク環境 1 0 2 6 に接続される装置が音声および / または映像データを送受信し、命令 1 0 2 4 を用いてネットワーク 1 0 2 6 上で通信することができるように、命令 1 0 2 4 を含む、あるいは伝播信号から命令 1 0 2 4 を受信および実行するコンピュータ読取り可能記憶媒体を企図する。命令 1 0 2 4 は、ネットワークインタフェース装置 1 0 2 0 を介してネットワーク 1 0 2 6 上で送受信することができる。

30

【 0 0 5 5 】

コンピュータ読取り可能記憶媒体 1 0 2 2 は例示の実施形態では単独の記憶媒体として示されているが、「コンピュータ読取り可能記憶媒体」という用語は、1 つまたはそれ以上のセットの命令を格納する単独の媒体または複数の媒体 (たとえば、中央または分散データベース、および / または関連のキャッシュおよびサーバ) を含むと解釈すべきである。「コンピュータ読取り可能記憶媒体」という用語は、マシンによって実行される 1 セットの命令を格納することができ、本開示の方法のうち 1 つまたはそれ以上をマシンに実行させる装置を含むと解釈すべきである。

40

【 0 0 5 6 】

したがって「コンピュータ読取り可能媒体」という用語は、1 つまたはそれ以上の読取り専用 (不揮発性) メモリ、ランダムアクセスメモリ、またはその他の再書込み可能 (揮発性) メモリを収容するメモリカードまたはその他のパッケージなどの固体メモリ; ディスクやテープなどの磁気光学または光学媒体; 送信媒体内のコンピュータ命令を具体化する信号などの搬送波信号; および / または e メールや有形の記憶媒体と等価の分布媒体と考えられるその他の独立情報アーカイブまたはアーカイブセットを含むが、それらに限定されないと解釈すべきである。したがって、本開示は、ここに挙げたような 1 つまたはそれ以上のコンピュータ読取り可能媒体または分散媒体を含む、および本明細書のソフトウェア実施態様を格納させることのできる、認識された等価物および後継物を含むと考えら

50

れる。

【 0 0 5 7 】

本明細書は特定の規格およびプロトコルを参照して実施形態で実現される構成要素および機能を説明しているが、本開示はその規格およびプロトコルに限定されない。インターネットおよびその他のパケット交換ネットワーク送信（たとえば、TCP/IP、UDP/IP、HTML、およびHTTP）に対する各規格は、最新技術の例を表す。このような規格は、ほぼ同一の機能を有するより高速な、またはより効率的な等価物に定期的に交換される。したがって、同一の機能を有する交換規格およびプロトコルは等価物とみなされる。

【 0 0 5 8 】

出願人は、本発明の実施形態に対して行われる観察を説明すると思われる、正確であるとする論理的態様を以下提示する。しかしながら、本発明の実施形態は、提示される論理的態様なしでも実行可能である。さらに、出願人は提示される論理に拘束されないという認識のもとに、この論理的態様は提示される。

【 0 0 5 9 】

本発明の各種実施形態を説明してきたが、それらは限定ではなく例示のためにだけ提示されていると理解すべきである。開示された実施形態は、本発明の精神または範囲から逸脱せずに、本明細書の開示に応じて様々に変更することができる。たとえば、各種実施形態は患者空間内の座標または位置のコンピュータモデル空間または画像空間への変換について主に説明してきたが、本発明はこれに限定されない。逆に、本明細書に記載のシステムおよび方法は、コンピュータモデル空間または画像空間内の対象となる位置に基づき、患者空間内の座標または位置を決定することにも同等に適用可能である。このような位置は、患者空間内の非剛体構造に関連付けられた基準マーカまたはその他の基準位置に対する座標または位置を提供することによって特定することができる。このような構造は、たとえば、処置を開始する最初の位置を特定する、あるいはそれ以外の方法でユーザが患者空間内の構造を特定または視覚化するのを助けるために利用することができる。よって、本発明の幅と範囲は上述の実施形態に限定されない。逆に、本発明の範囲は、以下の特許請求の範囲およびその等価物によって定義されるべきである。

【 0 0 6 0 】

本発明は1つまたはそれ以上の実施態様に対して例示し説明したが、本明細書および添付図面に目を通し理解すれば、当業者であれば同等の変更および修正を行えるであろう。また、本発明の特定の特徴がいくつかの実施態様のうち1つのみに対して開示されている場合があるが、このような特徴は、任意の所与のまたは特定の用途にとって所望される、あるいは好都合である他の実施態様の1つまたはそれ以上の他の特徴と組み合わせることができる。

【 0 0 6 1 】

本明細書で使用される用語は、特定の実施形態を説明する目的で使用されており、本発明を限定することを目的としていない。本明細書で使用されるように、単数の「a」、「an」、および「the」は、文脈上明確に異なることを示す場合でない限り、複数も含むことを目的とする。さらに、「含む」や「有する」などの用語やそれらの変形は、発明を実施するための形態および/または特許請求の範囲のいずれかで使用される範囲において、「備える」という用語と同様に包括的であることを目的とする。

【 0 0 6 2 】

特別に定義されていない限り、本明細書で使用されるすべての用語（技術用語および科学用語を含む）は、本発明の当業者によって一般的に理解される意味を有する。一般辞書で定義される用語などの用語は、当該技術の状況下での意味と一致する意味を有するものと解釈すべきであって、本明細書で明確に定義されない限り、理想化された、あるいは過度に形式的な意味で解釈すべきではない。

10

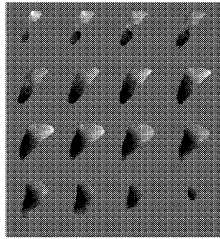
20

30

40

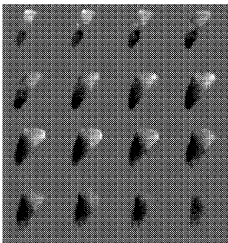
【図 3 A】

FIG. 3A

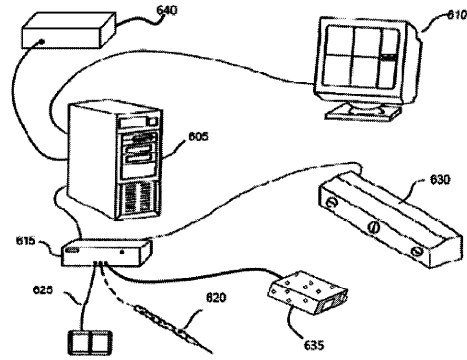


【図 3 B】

FIG. 3B



【図 6】

FIG. 6  
600

【図 7】

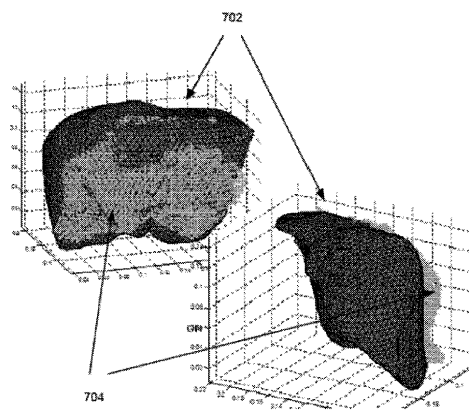


FIG. 7

【図 8】

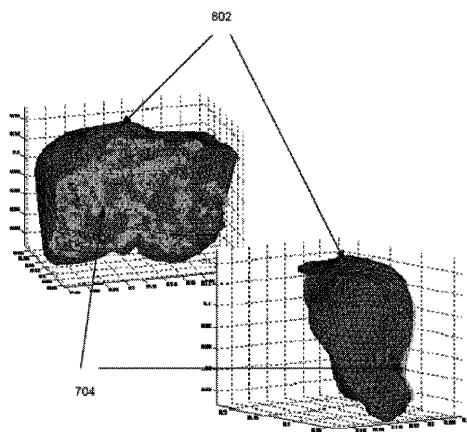
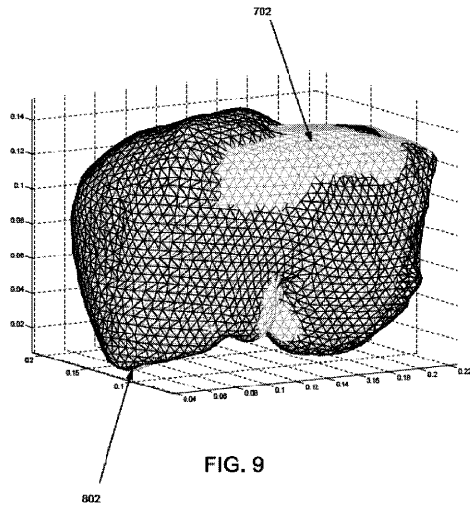
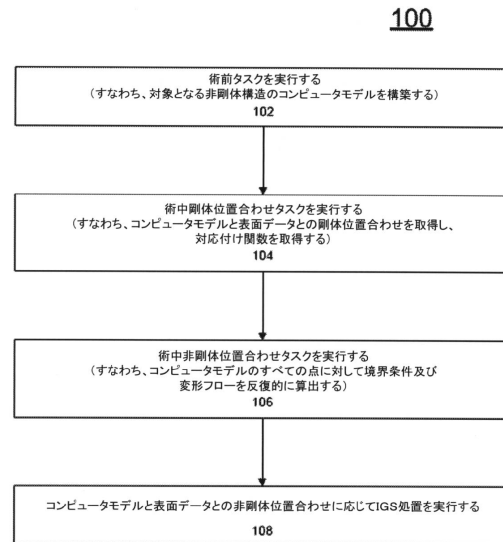


FIG. 8

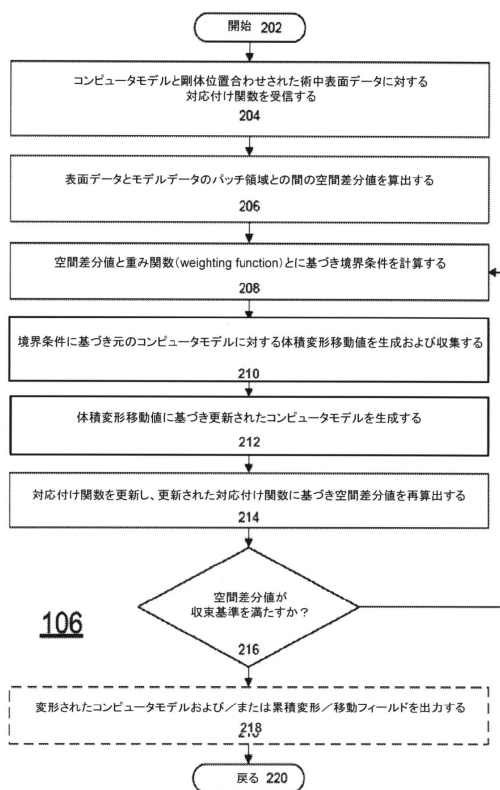
【図 9】



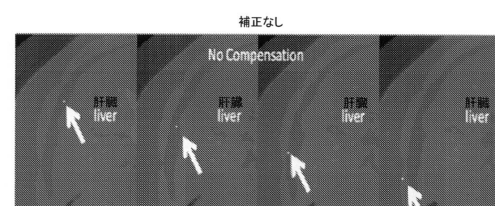
【図 1】



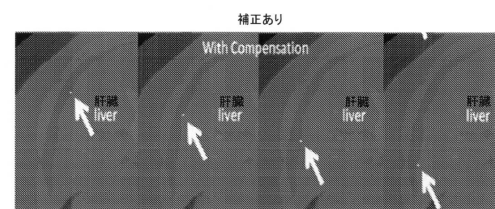
【図 2】



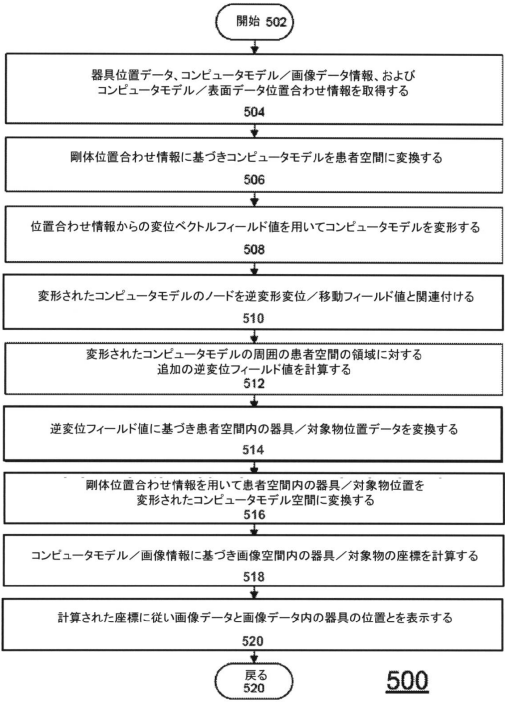
【図 4 A】



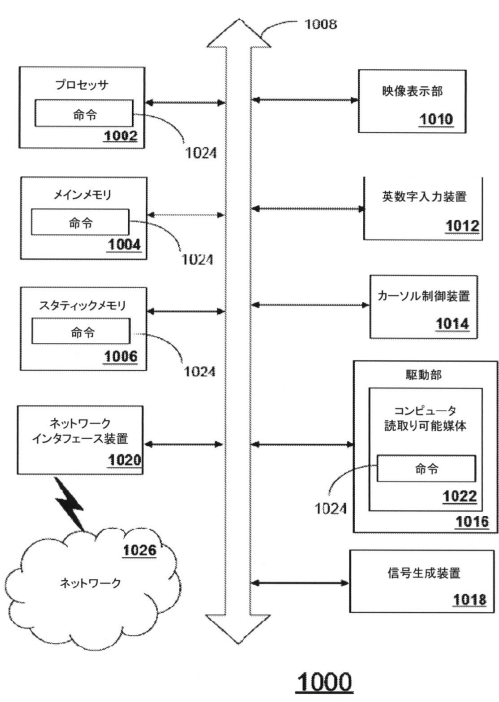
【図 4 B】



【図 5】



【図 10】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ダンプリ、ブラシャント

アメリカ合衆国 37235 テネシー州 ナッシュビル バトルフィールド ドライブ 125  
4

審査官 井上 哲男

(56)参考文献 米国特許出願公開第2008/0123927(US, A1)

特開2008-080021(JP, A)

特開2002-102249(JP, A)

米国特許第06584339(US, B1)

国際公開第2008/132664(WO, A2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 34/10

A61B 5/05

A61B 5/00

G06T 7/00