

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6283672号
(P6283672)

(45) 発行日 平成30年2月28日 (2018. 2. 28)

(24) 登録日 平成30年2月2日 (2018. 2. 2)

(51) Int. Cl.

F I

G 0 6 T 1/00 (2006. 01)
G 0 6 T 7/00 (2017. 01)
A 6 1 B 5/00 (2006. 01)
A 6 1 B 34/00 (2016. 01)

G 0 6 T 1/00 2 9 0 B
G 0 6 T 7/00 6 1 2
A 6 1 B 5/00 D
A 6 1 B 34/00

請求項の数 4 (全 34 頁)

(21) 出願番号 特願2015-526640 (P2015-526640)
(86) (22) 出願日 平成25年8月6日 (2013. 8. 6)
(65) 公表番号 特表2015-531923 (P2015-531923A)
(43) 公表日 平成27年11月5日 (2015. 11. 5)
(86) 国際出願番号 PCT/US2013/053794
(87) 国際公開番号 W02014/025783
(87) 国際公開日 平成26年2月13日 (2014. 2. 13)
審査請求日 平成28年8月4日 (2016. 8. 4)
(31) 優先権主張番号 61/679, 830
(32) 優先日 平成24年8月6日 (2012. 8. 6)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 502073245
ヴァンダービルト ユニヴァーシティ
アメリカ合衆国 3 7 2 4 0 テネシー州
ナッシュビル ウェスト エンド アベ
ニュー 2 2 0 1 カークランド ホール
3 0 5
(74) 代理人 100105957
弁理士 恩田 誠
(74) 代理人 100068755
弁理士 恩田 博宣
(74) 代理人 100142907
弁理士 本田 淳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像誘導処置中の変形のためにデータを修正する向上された方法

(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を演算装置に実行させるコンピュータプログラムを記憶したコンピュータ読み取り可能記憶媒体であって、前記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、そのコードセクションは、

対象とする患者における非剛体構造の手術中に取得されるデータ点の器官形状表示と、対象とする前記非剛体構造の器官形状表示コンピュータモデル上の点との間の対応関係を確定して対応点を決定し、

前記対応点を接続する三次元 (3 D) ベクトルと前記非剛体構造のその他の形状的特徴とに基づいて、データセット全体について適合メトリックの近似度を演算し、

前記器官形状表示コンピュータモデルのサブセットに対して1セットの変形ノードを決定し、前記1セットの変形ノードは、前記器官形状表示コンピュータモデルを解くことによって演算され、境界条件および/またはフィールド変数は、1セットのパラメータ値によって決定され、変形ノードは、器官形状表示コンピュータモデルの任意の部分に関連付けられており、

非線形の最適化フレームワークを使用して、近似メトリックを最小化するべく1セットのパラメータ値を反復的に選択し、前記1セットのパラメータ値は、前記器官形状表示コンピュータモデルの前記サブセットの変形を定義し、前記選択は、前記器官形状表示のデータ点または非剛体構造に関連付けられた周囲環境についての任意の種類の情報に基づい

10

20

ており、

前記選択のステップに続いて、前記対応関係を再決定し、前記器官形状表示コンピュータモデルの残部に境界条件を適用して残りの器官適合エラーを排除する

ためのものであり、

前記選択のステップは、終了条件が満たされるまで繰り返されることをさらに含み、反復は、

候補セットのパラメータを選択することと、

前記候補セットのパラメータに基づいて前記器官形状表示コンピュータモデルの前記サブセットの変形を演算することと、

調整済みコンピュータモデルを生成するべく変形フィールドを適用することによって前記コンピュータモデルを調整して前記器官形状表示のデータ点に合致させることと、

前記器官形状表示のデータと前記調整済みコンピュータモデルの器官形状表示との間の対応を演算することと、

前記調整済みコンピュータモデルと前記器官形状表示のデータ点との間の対応（絶対または概算）メトリックを評価することとを含み、

前記終了条件は、前記適合メトリックの近似度に基づいており、前記候補セットのパラメータは、各反復中に前記適合メトリックの近似度を低下させるように選択される、コンピュータ読み取り可能記憶媒体。

【請求項 2】

前記候補セットの係数は、レーベンバーグ・マーカート、ニュートン、準ニュートン、線分探索、信頼領域、シンプレックススペース、遺伝的アルゴリズム、または類似の最適化更新手法を用いて選択される、請求項 1 に記載のコンピュータ読み取り可能記憶媒体。

【請求項 3】

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を収集および処理する方法を演算装置に実行させるコンピュータプログラムを記憶したコンピュータ読み取り可能記憶媒体であって、前記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、そのコードセクションは、

対象とする患者における非剛体構造の手術中に取得されるデータ点の器官形状表示と、対象とする前記非剛体構造の器官形状表示コンピュータモデル上の点との間の対応関係を確定して対応点を決定し、

前記対応点を接続する三次元（3D）ベクトルと前記非剛体構造のその他の形状的特徴とに基づいて、データセット全体について適合メトリックの近似度を演算し、

前記器官形状表示コンピュータモデルのサブセットに対して 1 セットの変形ノードを決定し、前記 1 セットの変形ノードは、前記器官形状表示コンピュータモデルを解くことによって演算され、境界条件および / またはフィールド変数は、1 セットのパラメータ値によって決定され、変形ノードは、器官形状表示コンピュータモデルの任意の部分に関連付けられており、

非線形の最適化フレームワークを使用して、近似メトリックを最小化するべく 1 セットのパラメータ値を反復的に選択し、前記 1 セットのパラメータ値は、前記器官形状表示コンピュータモデルの前記サブセットの変形を定義し、前記選択は、前記器官形状表示のデータ点または非剛体構造に関連付けられた周囲環境についての任意の種類の情報に基づいており、

前記選択のステップに続いて、前記対応関係を再決定し、前記器官形状表示コンピュータモデルの残部に境界条件を適用して残りの器官適合エラーを排除する

ためのものであり、

前記器官形状表示コンピュータモデルの前記部分は、内側部分と外側部分の少なくとも一方である、コンピュータ読み取り可能記憶媒体。

【請求項 4】

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を収集および処理する方法を演算装置に実行させるコンピュータプログラムを記憶したコンピュータ

10

20

30

40

50

読み取り可能記憶媒体であって、前記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、そのコードセクションは、

対象とする患者における非剛体構造の手術中に取得されるデータ点の器官形状表示と、対象とする前記非剛体構造の器官形状表示コンピュータモデル上の点との間の対応関係を確定して対応点を決定し、

前記対応点を接続する三次元（３Ｄ）ベクトルと前記非剛体構造のその他の形状的特徴とに基づいて、データセット全体について適合メトリックの近似度を演算し、

前記器官形状表示コンピュータモデルのサブセットに対して１セットの変形ノードを決定し、前記１セットの変形ノードは、前記器官形状表示コンピュータモデルを解くことによって演算され、境界条件および／またはフィールド変数は、１セットのパラメータ値によって決定され、変形ノードは、器官形状表示コンピュータモデルの任意の部分に関連付けられており、

非線形の最適化フレームワークを使用して、近似メトリックを最小化するべく１セットのパラメータ値を反復的に選択し、前記１セットのパラメータ値は、前記器官形状表示コンピュータモデルの前記サブセットの変形を定義し、前記選択は、前記器官形状表示のデータ点または非剛体構造に関連付けられた周囲環境についての任意の種類の情報に基づいており、

前記選択のステップに続いて、前記対応関係を再決定し、前記器官形状表示コンピュータモデルの残部に境界条件を適用して残りの器官適合エラーを排除するためのものであり、

前記器官形状表示のデータ点または非剛体構造に関連付けられた周囲環境についての前記情報は、挙動情報を含む、コンピュータ読み取り可能記憶媒体。

【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および方法、特に画像誘導処置中の変形のために組織データを修正するシステムおよび方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

簡潔に言えば、２０１１年７月２８日に公開されたミガ（Miga）らの国際公開第２０１１／０９１２１８号（WO2011/091218 A1）、「画像誘導処置中の変形のためにデータを修正するシステムおよび方法（SYSTEM AND METHOD FOR CORRECTING DATA FOR DEFORMATIONS DURING IMAGE-GUIDED PROCEDURES）」（以下「Miga」と称する）には、撮像データから構築される器官コンピュータモデルを術中の環境に非剛体的（nonrigidly）に適合させるとともにそれを画像誘導外科的システム内で表示するべく新規な変換を提供するプロセスが記載されており、その内容の全ては引用により本願に組み込まれる。要するに、Migaは、術中に取得される器官形状データと術前の器官状態の器官形状表示との間の最初の剛体位置合わせの後に開始されるプロセスを記載している。実際には、主に前面のレーザーレンジスキャナによって術中に器官表面が捕捉され、ＣＴスキャンから器官形状が抽出されて三次元コンピュータモデルを生成する。Migaはまた、剛体位置合わせの後に術中の前面と、対応するコンピュータモデルの前面との間の不一致を調べる一連の技術も記載している。通常この不一致が符号付きの最近傍点距離によって評価されると、変形を修正するプロセスのためにその情報を用いて対応領域外で境界条件の分布の推定が行われる。変形の全体積フィールドが生成されると、スタイラス位置合わせ変換が引き続いて行われ、非剛体効果が得られるように外科的誘導プラットフォームを修正する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００３】

【特許文献１】国際公開第２０１１／０９１２１８号

10

20

30

40

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明の種々の実施形態は、変形の物理的原因を再現する新たな非剛体レジストレーション手法の開発を通じて、Migaやその他の方法よりも精度を向上し、術中の状況で有限要素組織モデルを解くことを必要としないことによって効率性を向上する。種々の実施形態の手法は、生物学的肝臓モデル（術前画像から構築）を、術中に蓄積される肝臓領域位置（たとえば、前面、腫瘍中心）を表す不完全な形状データと位置合わせする。本質的に外挿的（extrapolative）である従来の方法とは異なり、種々の実施形態の手法は、非剛体レジストレーション（nonrigid registration）を非線形最適化問題として投げかけている。非常に限定的な外科的な器官表示の想定に基づき、器官表面のうち変形を引き起こす領域において1セットの境界条件がパラメータ化される。次に、正確な対応付けが未知であるか、あるいは演繹的に推定されない場合、不完全な形状データと、変形したモデル対応物との間のエラーを最小化する反復アルゴリズムを介してこれらのパラメータを再構築する。

10

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の第1の実施形態では、画像誘導外科的（IGS）処置を実行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が提供される。その方法は、対象とする患者における非剛体構造（non-rigid structure）のコンピュータモデルを、前記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における表面データと剛体位置合わせ（rigid alignment）することと、前記コンピュータモデルとデータの器官形状表示との非剛体位置合わせ（non-rigid alignment）を提供する前記コンピュータモデルの変形を演算することであって、前記変形は、前記剛体位置合わせとパラメータ化関数とに基づいて前記コンピュータモデル用に定義された1セットの境界条件およびフィールド変数を用いて演算されることを含む。

20

【0006】

この方法において、パラメータ化関数の関数形式は、連続関数形式、重複関数形式（overlapping functional form）、多領域結合関数形式（multi-domain coupled functional form）のうちの少なくとも1つとすることができる。さらに、演算は、前記パラメータ化関数の関数形式のカーネルまたはパラメータのうち少なくとも一方を変更することを含んだ反復適合プロセスの実行を含むことができる。前記反復適合プロセスは、前記カーネルまたはパラメータのうち少なくとも一方が変更されることによる変形に基づくことができる。

30

【0007】

本発明の第2の実施形態によると、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を収集および処理する別の方法が提供される。この方法は、対象とする患者における非剛体構造の術中に取得されるデータ点の器官形状表示と、対象とする前記非剛体構造の器官形状表示コンピュータモデル上の点との間の対応関係を確定して対応点を決定することを含む。該方法は、前記対応点を接続する三次元（3D）ベクトルと前記非剛体構造のその他の形状的特徴とに基づいて、データセット全体について適合メトリック（fit metric）の近似度を演算することと、前記器官形状表示コンピュータモデルのサブセットに対して1セットの変形モードを決定することとをさらに含み、前記1セットの変形モードは、前記器官形状表示コンピュータモデルを解くことによって演算され、境界条件および/またはフィールド変数は、1セットのパラメータ値によって決定され、変形ノードは、器官形状表示コンピュータモデルの任意の部分に関連付けられている。該方法は、非線形の最適化フレームワークを使用して、近似メトリックを最小化するべく1セットのパラメータ値を反復的に選択することをさらに含み、前記1セットのパラメータ値は、前記器官形状表示コンピュータモデルの前記サブセットの変形を定義し、前記選択は、前記器官形状表示のデータ点または非剛体構造に関連付けられた周囲環境について

40

50

の任意の種類の情報に基づく。該方法は、前記選択のステップに続いて、前記対応関係を再決定することと、前記器官形状表示コンピュータモデルの残部に境界条件を適用して残りの器官適合エラーを排除することとをさらに含む。

【0008】

本方法において、前記選択のステップは、終了条件が満たされるまで繰り返されることをさらに含み、反復は、候補セットのパラメータを選択することと、前記候補セットのパラメータに基づいて前記器官形状表示コンピュータモデルの前記サブセットの変形を演算することと、調整済みコンピュータモデルを生成するべく変形フィールドを適用することによって前記コンピュータモデルを調整して前記器官形状表示のデータ点に合致させることと、前記器官形状表示のデータと前記調整済みコンピュータモデルの器官形状表示との間の対応を演算することと、前記調整済みコンピュータモデルと前記器官形状表示のデータ点との間の対応（絶対または概算）メトリックを評価することとを含む。前記終了条件は、適合メトリックの近似度に基づくことができ、前記候補セットのパラメータは、各反復中に前記適合メトリックの近似度を低下させるように選択される。さらに、前記候補セットの係数は、レーベンバーグ・マーカート（Levenberg-Marquardt）、ニュートン（Newton）、準ニュートン（Quasi-Newton）、線分探索（Line-Search）、信頼領域（Trust Region）、シンプレックスベース（Simplex-based）、遺伝的アルゴリズム（Genetic Algorithm）、または類似の最適化更新手法を用いて選択することができる。

10

【0009】

本方法において、前記器官形状表示コンピュータモデルの前記部分は、内側部分と外側部分の少なくとも一方とすることができる。さらに、前記器官形状表示のデータ点または非剛体構造に関連付けられた周囲環境についての前記情報は挙動情報とすることができる。

20

【0010】

本発明の第3の実施形態では、第1および第2の実施形態の方法を演算装置に実行させる複数の命令を記憶したコンピュータ読み取り可能記憶媒体が提供される。

本発明の第4の実施形態では、プロセッサと、第1および第2の実施形態の方法をプロセッサに実行させる複数の命令を記憶したコンピュータ読み取り可能記憶媒体とを含むシステムが提供される。

【図面の簡単な説明】

30

【0011】

【図1】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各ステップを示すフローチャートである。

【図2】特徴重み付けを使用した患者 - 画像レジストレーションの結果を示す前面図および後面図である。

【図3】図2と同じデータに対するレジストレーション完了後（コンピュータモデルの変形）の結果を示す。

【図4】非変形表面と変形表面のオーバーレイを示す。

【図5】非剛体収束グラフを示す。

【図6A】修正に関連付けられる「y」座標の局所変換の例を示す。

40

【図6B】修正に関連付けられる「y」座標の局所変換の例を示す。

【図7】補正ありと補正なしの画像誘導外科的プロセスを示す。

【図8】本発明の一実施形態に係る変形を演算する例示の方法の各ステップを示すフローチャートである。

【図9】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成を示す。

【図10A】正確な支持表面指定の例を示す。

【図10B】不正確な支持表面指定の例を示す。

【図11A】種々の実施形態に係る例示の評価される変形とその結果として生じる剛体および非剛体変形を示す。

【図11B】図11Aのケースでのターゲットレジストレーションエラーのヒストグラム

50

である。

【図 1 2 A】最初の剛体レジストレーションのために変形後 C T 部分表面に重畳された L R S データクラウドを示す。

【図 1 2 B】種々の実施形態の反復方法のために変形後 C T 部分表面に重畳された L R S データクラウドを示す。

【図 1 3】比較用の 3 つの異なるレジストレーション方法による 5 8 個のターゲット位置の統計情報を示す。

【図 1 4 A】加重係数 1 の変化に対する種々の実施形態のアルゴリズムの結果の感度を示す統計ボックスプロットである。

【図 1 4 B】支持表面の変位に関する二変量多項式の次数 n の変化に対する種々の実施形態のアルゴリズムの結果の感度を示す統計ボックスプロットである。

【図 1 5 A】評価される表面領域の異なる範囲を示す。

【図 1 5 B】評価される表面領域の異なる範囲を示す。

【図 1 5 C】評価される表面領域の異なる範囲を示す。

【図 1 6】2 つのモデル変位解の間のユークリッド差分の分布を示す。

【図 1 7 A】追跡スタイラスでデータを得た 2 つの臨床事例研究の結果を示す。

【図 1 7 B】追跡スタイラスでデータを得た 2 つの臨床事例研究の結果を示す。

【図 1 7 C】追跡スタイラスでデータを得た 2 つの臨床事例研究の結果を示す。

【図 1 7 D】追跡スタイラスでデータを得た 2 つの臨床事例研究の結果を示す。

【図 1 8】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 1 8 0 0 の概略図であり、このコンピュータシステムは実行時、明細書に記載の 1 つ以上の方法および手順を行うことができる。

【発明を実施するための形態】

【0 0 1 2】

本発明を添付の図面を参照して説明する。図面全体を通じて類似の参照符号は類似または等価の要素を指す。図面は等縮尺ではなく、単に本発明を例示するために提示するものである。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。本発明を十分に理解できるようにするために多数の具体的な詳細、関係および方法を説明し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、一以上の具体的な詳細を使用せず、他の方法を用いて本発明を実現できることを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、周知の構造や動作を詳細には示していない。本発明は例示される動作や事象の順番に限定されず、いくつかの動作は別の順序で行われてもよく、および/または他の動作や事象と同時にあってもよい。さらに、例示される動作や事象のすべてが本発明に係る方法を実行する必要があるわけではない。

【0 0 1 3】

本発明は、画像/データ誘導手術時の術中変形が原因のデータのミスレジストレーション (misregistration) を修正する完全な解決策を提示するものである。この解決策は、標準的なソフトウェア要素とカスタマイズされたソフトウェア要素の両方を必要とし、標準的なコンピュータ/コントローラハードウェア上で制御することができる。様々な標準的なインタフェース (シリアル、USB、イーサネット (登録商標)、ワイヤレスなど) を通じて画像誘導撮像システムとの相互作用を達成することが可能である。

【0 0 1 4】

本開示は、Migaに記載されている手法と関連する非剛体変形補正手法 (nonrigid deformation compensation approach) を提示するが、実現されるものは全く異なる。本開示の手法は、境界条件とその他のフィールド量を関数形式でパラメータ化するコンピュータモデルの領域の選択によって開始される。Migaでは個々の領域にパラメータ化が限定されたが、関数形式によってパラメータ/係数の小さなサブセットがより広い領域の挙動を定義することが可能となる。実現され得る利点は、求めるパラメータの数の低減である。

【0 0 1 5】

また、本開示の手法は、前記パラメータ化に基づいて変形の演算前モードの戦略を実行

10

20

30

40

50

する。より具体的には、個々のパラメータの変動の変形への影響が予め演算され、術中の適合プロセスにおいて有効な場合、レジストレーションの高速化のために非常に速やかに演算することができる。

【0016】

Migaと大きく異なる本開示の他の態様は、パラメータ化のために選択される領域が、術中データと近似的に対応する表面でなくてもよいことである。後述の例では、術中データが前側を表すとき、肝臓コンピュータモデルの後側がパラメータ化される。適合プロセスは後面に境界条件を適用して前面の術中データを適合する。これは、肝臓切除のために実際の手術室で術中に行われることと似ているためにMigaよりも有効である。すなわち、肝臓は下側からパックされて変形が下側から加えられ、前面の形状変化を生じさせることが多い。

10

【0017】

また、この手法の場合、他の情報に基づき適合プロセスを行うことができる。たとえば、種々の撮像方法を用いて内部構造を把握することができる。術中にサンプリング（おそらく超音波により）が可能であることを条件に、前面の適合と併せて内部構造（たとえば、血管または腫瘍）をプロセスの一部として適合することができる。本願で請求する手法は、衝突条件などを定める許容範囲も提供する。たとえば、腹壁で特定される衝突条件を求め、これを反映するようにパラメータ化の制約を修正してもよい。

【0018】

また、Migaでは反復アルゴリズムが言及されているが、それらは主に剛体アルゴリズムと非剛体アルゴリズムとの間の交互の反復に関するものである。本開示では、前面を適合するための目的関数として反復非線形最適化アルゴリズムを投げかけており、これがレーベンバーグ・マーカートなどのアルゴリズム手法の使用を可能にしている。これにより、Migaの単独解非反復適合プロセス（single-solve von-iterative fitting process）とは対照的に、共通最小自乗インバース問題（common least-squares inverse problems）と類似する適合プロセスに作り替えられる。

20

【0019】

最後に、本開示の手法は、Migaのレジストレーション、モデル生成ステップ、生体力学モデルタイプの指定と両立する。また、本開示は、誘導システムを更新するためのMigaのスタイラス変換と完全に両立し得る全体積変形フィールドを生成する別の手法を提示する。

30

【0020】

その解決策はまず術前段階から開始され、この段階では、対象とする患者の器官の術前画像を処理してコンピュータモデルが生成されるとともに、手術環境内で変形補正を実行するのに必要なその他の任意データ（たとえば、適合プロセスで使用される変形形状の分布の生成、フィードバック向上のための術前画像解析、コンピュータメッシュ生成、適合を支援する数学的関数の術前生成、器官形状または部分的表面（たとえば、肝臓の前面や腫瘍境界など）の指定／分割）が取得される。この術前段階は、術中の修正コンピュータコントローラ自体を含むことのできる標準的または高度なコンピュータアーキテクチャ、あるいはより高度な別のコンピュータハードウェア（GPUベースのプラットフォームまたは他の並列システム）のいずれかで実行することができる。独自のコンピュータハードウェアの解決策を必要とする既存の誘導システムの変更については、形態的要素（form factors）がある場合が多い。

40

【0021】

ソフトウェア設計のコンポーネントでは、一般的なソフトウェアライブラリを必要とする。大きな疎行列を解くパッケージを、数学的モデルを解くために使用することができる。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必要である（たとえば、四面体／六面体メッシュ生成プログラム）。いくつかの標準的な数学的ライブラリも使用される。有限要素モデルとアルゴリズムコンポーネントも設計される。術前段階が完了すれば、コンピュータモデルおよび修正にとって重要なその他の情報は

50

、術中コンピュータコントローラにあるか、術中コンピュータコントローラに送信されるか、あるいは手動でロードされる。

【 0 0 2 2 】

手術が開始されると、術中コンピュータコントローラが起動される。カスタマイズされたソフトウェアがコンピュータコントローラを制御して、任意の種類のネットワークプロトコルを介して画像誘導システムとの相互作用を可能にし、術中データのコントローラへの転送を簡易化する（USB接続によるハードドライブの搭載、あるいは誘導プラットフォーム自体で実装された別のインスタンス化演算プロセスと同じくらい簡易にすることができる）。手術中、データが誘導システムから収集されると、データは誘導システムからコンピュータコントローラとカスタマイズされたレジストレーションとに送られて、変形修正アルゴリズムが起動する。術中演算段階はまず、デジタル化機器（たとえば、光学追跡スタイラス、光学追跡レーザーレンジ測域スキャナなど）で取得される患者データと、術前画像セット内の対応データとの間のレジストレーションから開始される。これを剛体レジストレーションと称する。この変換は、非剛体修正（non-rigid correction）の実行中に外科医が手術フィールドについて予備的に照会することに備えて所望に応じ、IGSシステムに送り返される。

10

【 0 0 2 3 】

いったん剛体レジストレーションが実行されると、ポーズ（pose）は非剛体修正の最初の条件として使用される。修正は、非剛体適合段階（nonrigid fitting phase）と、表面間のエラーが所与の許容誤差未満となるか、所望数の反復が満たされるか、あるいは連続する適合結果に改善が見られなくなるまでその後に反復的に実行される境界条件の再確立を含む反復のたびに繰り返し行われる。

20

【 0 0 2 4 】

術前画像の器官形状と器官の術中状態との非剛体適合の完了後、局所変換プロセスが開始される。このプロセスは、変形空間から非変形空間へ移動する器官領域内の3D画素毎に3D画素変形マップを計算することを含む。これが完了すると、変形形状の周囲を覆う画像マスクが計算される。その後、変形マップは表面から離れて拡散されて、スタイラスがIGSシステム内で使用される間の円滑な局所変換を可能にするマッピングエンベロップを生成する。

【 0 0 2 5 】

完了後、局所変換変形マップはIGSシステムに送られる。IGSシステムでは、ローカライザが器官に近接して使用されるため、非変形3D画素マップがボーリングされ、適切な対応するスライスがIGSディスプレイに表示される。より具体的には、提供される局所変換が画像誘導ディスプレイ上の任意のディジタイザの位置を修正するように機能するため、画像ディスプレイ内のディジタイザ位置を決定する際に変形が適切に説明される。もしくは、局所変換を画像領域自体に適用することができ、画像ディスプレイの修正は、誘導ディスプレイに提供されるディジタイザが、手術状況を反映する変化した画像領域、すなわち、変形術前画像体積と相互作用するように実現することができる。

30

【 0 0 2 6 】

この技術を利用して変形を説明する画像誘導システムは市販されていない。同様の研究を行う研究グループもいくつか存在する。手法に関しては、ソフトウェア/ハードウェアの解決策を器官にあわせて変更することができるため、具体的な各器官に適用することができる。術中の肝臓変形を説明するフレームワークの概念が本明細書で実現されている。脳、腎臓、胸などに容易に採用でき、器官の種類の特定は重要であろう。この採用に関して、本手法の特に素晴らしい点は、わずかな修正で任意の誘導システムに適合可能なことである。

40

【 0 0 2 7 】

種々の実施形態の例示の方法の一般的フローを図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に示すように、方法100は、ブロック102の術前段階、ブロック104の術中剛体位

50

置合わせ段階、ブロック106の術中非剛体位置合わせ段階を含む。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。

【0028】

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。本発明の種々の実施形態は非剛体構造のIGS処置を説明するが、本発明はこれに限定されない。本発明の種々の実施形態は、患者の1つ以上の剛体構造（たとえば骨）、または剛体構造と非剛体構造の組み合わせを含むIGS処置にも同等に適用可能である。

【0029】

コンピュータモデルは複数セットの術前データを使用し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、少なくとも対象とする非剛体構造の形状を表すコンピュータモデルが生成するように取得および処理される。これらは二次元または三次元撮像技術を利用して取得することができる。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）、超音波撮像法などを含む。しかしながら、本発明の種々の実施形態はこれに限定されず、他の任意の撮像技術を利用することができる。さらに、コンピュータモデルは、手術環境で変形を算出するのに必要となり得る物理的データ（たとえば、弾性特性、熱弾性特性、非剛体構造の機構に関係するその他の態様）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ができる。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、適合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向上させるために術前画像を解析することができる。さらに、適合を支援する数学的関数を術前に生成することができる。また、対象とす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の撮像または適合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。

【0030】

種々の実施形態では、医療処置中に露出される非剛体組織の表面、たとえば器官、腫瘍、その他の生物学的組織の表面に言及して説明するが、種々の実施形態はこれに限定されない。本明細書で使用する「表面」は、対象とする非剛体構造に関連する外側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、本明細書で言及する表面は、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の間の境界または境界線が表面を画定することができる。別の例では、肝臓血管と肝臓柔組織の間の境界線が表面を画定することができる。さらに別の例では、器官に挿入されて何らかの位置特定方法を介して配置することのできる人工構造の表面または特徴点を表すことも可能である。

【0031】

本発明の種々の実施形態において、この術前段階は、1つ以上の演算システム上で実行することができる。さらに、術前段階は、後述する術中タスクを実行する演算システムと同一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、数学的モデルを解くのに使用される、大規模な疎行列用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/グリッドの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、標準的数学的シミュレーションライブラリとカスタマイズされた数学的シミュレーションライブラリの両方を含むことができる。ブロック102の術前段階が完了すると、方法100はブロック104に進む。

【0032】

ブロック104では、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を用いて位置合わせが行われる。その後、非剛体構造の表面デ

10

20

30

40

50

ータとコンピュータモデルとの最初の位置合わせが実行される。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が使用される。本明細書で使用されるように、最適な位置合わせ方法とは、位置合わせプロセスの終了後に、非剛体構造の表面上の特徴が画像空間対応物に最も近接して位置するような、画像データと非剛体構造の位置合わせである。しかしながら、本発明の種々の実施形態はこれに限定されず、内部サブ構造や特徴点などの他の位置合わせスキームも利用することができる。この剛体位置合わせが完了すると、表面データとコンピュータモデルとはコンピュータモデルの変形なく整合され、すなわち、剛体位置合わせが実現されている。このような位置合わせは様々な方法で実行することができる。たとえば、表面データとコンピュータモデルの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。

10

【0033】

利用可能な形状表面データの追加処理をブロック104で行うこともできる。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、レーザーおよび/または追跡スタイラスでの掃引などのその他の光学ベースの方法が含まれる。しかしながら、本発明の種々の実施形態はこれに限定されず、表面データを取得する他の方法を使用することもできる。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、部分的表面のみを表す。たとえば、肝臓の処置中、肝臓の前部だけを露出させてもよい。したがって、表面データは、形状データを肝臓の前部に限定するレーザーレンジスキャン技術を利用して取得することができる。別の例では、肝臓と腫瘍を部分的に露出させてもよい。しかしながら、対象とする表面は、腫瘍と肝臓内表面間の境界であってもよい。このような場合、その対象とする表面の位置を特定するのに超音波撮像を利用することができる。

20

【0034】

表面データは、位置合わせに影響を及ぼしかねない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ると、表面データは、ノイズおよび/またはその他のアーチファクトを低減または除去するためにフィルタリングまたはその他の処理をすることができる。このような方法は当業者には十分に周知であるため、ここでは説明しない。本発明の種々の実施形態において、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。また、様々な方法による複数の表面データ取得が可能であり、共通座標空間でデジタル化される場合、位置合わせのために複合面を使用することができる。

30

【0035】

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対応付ける最初の対応付け関数 (correspondence function) が生成される。すなわち、表面データの各点に対するコンピュータモデルでの対応点を特定する手段が提供される。たとえば、最近傍点演算子 (closest point operator) を使用して、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ことができる。本発明の種々の実施形態では、この対応付け関数は、空間を画定する2セットの点の関係を示す表、数学的関数、またはその他の任意の方法として表すことができる。場合によっては、表面データで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上の点と、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において、最近傍点演算子は、対応表面のサーチを制限するように改良または制限することができる。すなわち、コンピュータモデルと表面データは、対象とす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の方がより近いにもかかわらず、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。

40

【0036】

対応付け関数を得るのに、本発明の種々の実施形態は最近傍点演算子法に限定されない

50

。本発明の種々の実施形態では、2つの表面間の対応付け関数またはレジストレーション関数を取得する任意のその他の方法を使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の面上の点に垂直な線に沿って投射されて第2の面で交差する点となるように選択される光線投射法を用いて選択することができる。

【0037】

ブロック104において剛体位置合わせと対応付け関数が取得されると、方法100はブロック106に進むことができる。ブロック106において、1セットの境界または点（内側および／または外側）条件は、ブロック106での剛体位置合わせ、104の対応付け関数、三次元のベクトルの変位フィールドに基づいて、反復的に演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を実行する。すなわち、コンピュータモデルを変形して表面データに適合させるベクトルの変位フィールドが演算される。このブロックで行う動作を以下でさらに詳細に説明する。ブロック106において非剛体位置合わせタスクが完了すると、ブロック108でIGS処置を実行することができる。

【0038】

図1の方法を実行する設計に関して、いくつかの実施形態は、ハードウェアコントローラ内のコンピュータプログラム製品、またはコントローラを定義するソフトウェアとハードウェアコンポーネントの組み合わせとして具体化することができる。たとえば、特定の実施形態ではステルスモデル、LPC-650-T9500-64GF-04G-6-E-00 Little PC（コンピュータ）を使用することができる。

【0039】

種々の実施形態の実現可能な結果の一例を図2、図3、図4A、図4Bに示す。図2は、特徴重み付けを使用する患者対画像レジストレーションの結果を示す前面図と後面図である。しかしながら、種々の実施形態はこれに限定されず、別の最初のポーズのレジストレーション方法を使用することもできる。この例では、患者データ（クラウド202）を、患者の器官のコンピュータモデル204に対し、PTI誘導システムの一部であるレーザーレンジスキャナを用いて取得した。器官形状を捕捉する別の方法も可能である（たとえば、ステレオ写真対、追跡スタイラスでの掃引など）。最初のポーズが固定されれば、非剛体変形アルゴリズムが開始される。図3は、図2の同一のデータに対するレジストレーション完了後（モデル204の変形）の結果を示す。図4は、非変形（402）表面と変形（404）表面のオーバーレイを示し、図5は非剛体収束グラフである。

【0040】

変換生成後、局所スタイラス変換の生成プロセスが実行される。これは、患者空間内のスタイラス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局所非剛体変換（技術移転文書のタイトル）である。通常、このマップは3つの個別の局所変換体積（画像空間におけるx、y、z位置の変化）から成る。この調節を利用して、適切な画像スライスを描写するように、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。図6Aおよび図6Bは、修正に関連付けられる「y」座標の局所変換の例を示す。図6Aは、器官領域内のすべての点に関するデカルト方向のうち一方の局所変換マップを示す。グレースケール分布は、非剛体修正に基づく「y」方向へのシフトの分布を表す。なお、同じ種類のマップを他方のデカルト方向で生成することで、完全な三次元局所変換が提供される。図6Bでは、対象器官に近づく際のスタイラスの円滑な局所変換を生成するため、図6Aに分散フィルタを適用している。

【0041】

フル3D局所変換マッピングの生成後、この変換は画像誘導外科的システムに送られる。その動作方法は極めて明瞭である。点が患者の基準フレームでデジタル化技術によってポーリングされると、局所変換がポーリングされ、適切なシフトが指定される。いったん指定されれば、適切な主要画像面をIGSディスプレイに表示することができ、外科医は位置をより正確に把握する。図7は、肝臓横断面からの画像スライスが、剛体画像 - 患者レジストレーション（上記図2のレジストレーション結果と等価）の使用に基づきポーリングされるプロセスを示す。

【 0 0 4 2 】

図 7 の画像の上列では、従来の剛体レジストレーション方法を使用して、術中器官と術前器官との位置合わせを行った。白いカーソルは、剛体患者 - 画像位置合わせを用いて画像に描写されるプローブ位置を表す。スタイラスが身体器官全体をドラッグするにもかかわらず、非剛体変形効果のためにカーソルが器官から外れることが分かる。図 7 の画像の下列では、IGS カーソル位置は、種々の実施形態の非剛体修正コントローラに基づき局所スタイラス変換を用いて修正される。このことが示すように、器官（この場合、肝臓）の輪郭に接着させると、カーソル位置が大きく改善される。

【 0 0 4 3 】

種々の実施形態では、境界条件は、形状の縮小次元判定、すなわち、未知数が少なく、肝臓の領域間におけるより自然な変形遷移を可能にする連続関数形式でパラメータ化される。また、物理的肝臓表面の登録されたレーザーレンジスキャンとモデル間で対応関係が確立される領域で、モデルの境界条件を確定することから開始されるMigaの実現例とは全く異なり、この新規な実現例では境界条件をモデルの後側（レーザーレンジスキャン取得の反対側）で明確にすることで、モデルの前側（レーザーレンジデータが通常入手可能な肝臓側）が（後側の境界条件に反応して）レーザーレンジスキャナによって記録される術中肝臓形状に合致するように変形する。

【 0 0 4 4 】

簡単に言えば、この方法により、モデルの任意の表面を自由に変形させて、レーザーレンジスキャナによって画定されるように術中肝臓の形状に合致させることができる。Migaでは通常、登録レーザーレンジデータ後の対応領域を使用して、最初に境界条件を決定した。これはMigaの手法を改善するものである。

【 0 0 4 5 】

種々の実施形態の手法の目標は、体積器官モデル（術前画像セットから構築）と手術中に収集した不完全形状患者データとの位置合わせを行うことである。アルゴリズムの基本構造を図 8 のフローチャートに示す。以下のセクションで説明する 1 セットのパラメータを使用して、反復毎にトライアル変位マッピングの剛体および非剛体成分を定義する。アルゴリズムは剛体レジストレーションを介してこれらのパラメータを初期化し、反復毎にモデル表面とデータ間のエラーを計算して、表面の適合が十分に正確になるまで非線形最適化ルーチンを用いてパラメータ推定を更新する。

【 0 0 4 6 】

図 1 を参照して上述した 1 つ以上のタスクを実行する例示のハードウェア構成を図 9 に示す。図 9 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成 9 0 0 を示す。図 9 に示すように、システム 9 0 0 は画像 / データプロセッサ 9 0 5、ディスプレイモニタ 9 1 0、IGS コントローラ 9 1 5 を含むことができる。IGS コントローラは、感知光学カメラ 9 3 0 とエミッタ 9 2 0、9 2 5、9 3 5 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 9 1 5 は、9 2 0 および 9 3 5 などの機器として供することのできる 1 つ以上のエミッタに接続することができる。9 4 0 は、非剛体変形修正とその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 9 0 5 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。種々のコンポーネントを別々のコンポーネントとして図示しているが、本発明はこれに限定されない。たとえば、IGS コントローラ 9 1 5、画像データプロセッサ 9 0 5、演算ノードコントローラ 9 4 0 は単独のシステムに組み込むことができる。同様に、修正の性質に応じて、演算ノードコントローラ 9 4 0 はネットワーク化された複数の演算ノードコントローラと分離させることができる。

【 0 0 4 7 】

システム 9 0 0 は以下のように動作する。最初にエミッタ 9 2 5 が患者または支持する手術器具に固定される場合が多い。これは、手術室内に固定カメラ台（すなわち、フィックス 9 3 0）を設けることで置き換えることができる。センサ 9 3 0 を使用して、手術室内のすべてのエミッタ（光学スタイラス 9 2 0 またはレーザーレンジスキャナ 9 3 5 を含

10

20

30

40

50

む)の位置を判定する。エミッタ920または935を使用して、非剛体器官の表面または可視構造、あるいは機器の位置を検出することができる。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を使用して表面データおよび/または器具/対象位置データを提供することができる。表面データの生成システムの一例は、ダンペリーの3D Digital Corporation製RealScan 3Dシステムなどのレーザーレンジスキャナシステムである。CTまたは類似のシステムがテネシー州ナッシュビルのPathfinder Therapeutics inc.でも注文設計されている。このようなシステムは、三次元トポグラフィック表面データ、およびデータ点のアレイを用いて表面テクスチャマッピングも捕捉することができる。たとえば、一実施形態では、IGS処置中に500水平点×512垂直点の走査フィールドを5~10秒以内に取得し、それを用いて露出表面の表面データを生成することができる。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し、個別のデジタル化でモデルを用いて較正することができる。935は使用結果を表す。他の表面デジタル化方法を超えるこのレーザーレンジスキャナシステムの利点の1つが、表面の特徴の豊富なテクスチャマップおよび局所的特徴を取得できることである。このようなテクスチャマップデータは通常、術前画像と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可能な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外または内表面構造を含むように任意の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。

【0048】

動作時、システム900は以下のように動作する。手術前に、術前器官102に関する関連データは演算ノードコントローラ940に送信されている、あるいはコントローラ915で処理されている。920および935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905は、データとその他の関連術中情報を演算ノードコントローラ940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940は、本明細書に記載するようにコンピュータモデルと表面データの非剛体位置合わせに引き続き、コンピュータモデルと表面データの剛体位置合わせを完了させる。データ/画像プロセッサ905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、局所変換を要求してもよい。このような場合、演算ノードコントローラ940は、図5を参照して上述したように、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940の点を変換する、あるいはデータ/画像処理部905に適切なマッピング機能を設けてIGSディスプレイ910に適切な変換を施すことによってIGS処置を実行することができる。

【0049】

A. 変形アルゴリズムの概要

図8に示すような本システムで使用する非剛体変形アルゴリズムに関して、種々の実施形態は、種々の実施形態に係るアルゴリズムが実行する以下のステップリストに記載することができる。

【0050】

a. 最初の剛体位置合わせを実行する(図8のステップ802)。

b. 手術中に取得された表面データ点とコンピュータモデルの表面上の点との対応関係を確立する(図8のステップ804)。対応関係は相互の最近傍点関係に厳密に基づくことができる、あるいは、局所法線ベクトル方向または局所曲率などのその他の形状データを組み込むことができる。表面データ点は器官形状表示を提供し、次いで何らかの形式の対象器官形状の空間表示を表す。たとえば、デカルト空間の三次元点、表面の連続的または離散的表示、表面を定義する一連の連続関数係数などを示すこともできる。よって、器官形状表示コンピュータモデルは、対象とする非剛体プロセスの前に得られる(この場合は手術、通常は術前画像データから得られる)器官形状情報を示すことができる。器官形状表示データ点は、非剛体変化後に何らかの方法で取得される(たとえば、レーザーレ

ンジスキャンを使用) 器官形状表示を表すこともできる。

【0051】

c. データ点とモデル間の適合を判定する(図8のステップ806)。これには、これらの対応点を接続する3Dベクトルおよび表面法線などのその他の形状特徴に基づき、データセット全体に関する近似メトリックを演算することが含まれる(たとえば、近似メトリックは、符号付きの量で、各点でこれらのベクトルの長さの自乗の合計、またはコンピュータ器官モデルの表面に垂直なベクトルに平行するこれらのベクトルの成分の自乗の合計とすることができる)。後述の例では、後者のメトリックが選択される)。

【0052】

d. サブセットのノード用の1セットの変形モードを器官表面に確立することができる。この変形モードセットはいくつかの基底関数でパラメータ化してもよく、その場合、サブセットの変形は有限数の係数値によって完全に定義される。後述の例では、表面の「後側」または裏側に位置するノードをパラメータ化されるサブセットとして選択し、基底関数を3次2変量多項式として選択した。

10

【0053】

e. 非線形最適化フレームワークを使用して、近似メトリックを最小化するように基底関数の係数値を反復的に選択した。本フレームワークに含まれるステップは以下の通りである。

【0054】

i. 最初のセットの係数を選択し、サブセットの表面ノードの変形を演算する(図8のステップ812)。

20

ii. コンピュータモデルの境界条件を介してこれらの変位を実行する(図8のステップ814と816)。

【0055】

iii. 器官体積全体の非剛体変形を取得するようにコンピュータモデルを解く(図8のステップ816)。

iv. 剛体パラメータを使用して変換を行う(図8のステップ818)。

【0056】

v. データ点と新たな変形コンピュータモデル上の点との対応関係を確立する(図8のステップ804)。

30

vi. 変形器官モデルと表面データ点間の近似メトリックを評価する(図8のステップ806)。

【0057】

vii. 近似メトリックのヒストリに基づき終了基準を評価する。満たされればアルゴリズムを終了する(図8のステップ806)。

viii. 近似メトリックを低下させ、ステップb~eを繰り返すために現行係数の推測を更新する(図8のステップ812)。これには、更新を演算する具体的な方法の使用が含まれる。後述の例では、確立したレーベンバーグ・マーカート更新法が選択される。したがって、コンピュータモデルを数回解いてから、標準的な有限差分ルーチンを採用することによって算出されるヤコビ行列の演算が必要になる。後述の例では、これらのモデル解の演算負荷を低減するため、コンピュータモデルの部分逆関数を術前に取得した。

40

【0058】

f. (vi)でのアルゴリズムの終了後、対応関係がもう1度決定され、ステップ(d)のアルゴリズムが解消できなかった残りの表面適合エラーを排除するため、表面ノードの残りの境界条件がコンピュータ器官モデルに適用される。

【0059】

B. 非剛体変形

非剛体変形モードは、推定される種類の外科的表示に応じて選択される。周囲の解剖学的構造からのルーチンの肝臓切除、その後の表示安定化のため下部への支持材の「パッキ

50

ング」中に接触が発生しやすい器官の後側に、「支持表面」領域を指定することができる。なお、支持領域の範囲と位置は、手術計画に基づき事前にほぼ分かっており、この計画のごく小さな逸脱は、後述の実験で実証されるように手法のパフォーマンスにわずかにしか影響を及ぼさない。器官自体の形状は通常、支持表面を選択する直感的方法を提供する。たとえば、標準的な外科的表示に一致するように支持表面を選択することができる。図 10A に示すように、大部分の表面には、前面 1002 が後面 1004 へと移行する明確な縁部や角部が存在する。器官の後側全体は、この縁部を境界として使用して支持表面を手動で指定することができ、この手法が後述の例で使用される。しかしながら、種々の実施形態はこれに限定されない。

【0060】

指定された支持表面の円滑に変動する変位フィールドは、以下のようにして 2 変量多項式により特定される。

【0061】

【数 1】

$$u_s = \hat{n}_s \sum_{1 \leq i+j \leq n} c_{ij} t_1^i t_2^j \quad (1)$$

ただし、 u_s は支持表面上の点の変位ベクトルであり、

【0062】

【数 1 - 1】

$$\hat{n}_s$$

は指定の支持領域全体の平均単位法線ベクトル（三角形境界要素全体の局部重点平均）であり、 t_1 および t_2 は支持表面上の点の接線座標である（2 つの直交方向において

【0063】

【数 1 - 2】

$$\hat{n}_s$$

に垂直な原点から測定）。よって、一定係数 c_{ij} は支持領域全体の非剛体変位フィールドを定義する。 $1 \leq i+j \leq n$ を超える合計は、一般的な剛体運動内で捕捉される一定変位モードを省くことによって以降の剛体変換との重複を回避する。

【0064】

支持領域に配置される表面ノードの場合、(1) によって与えられる対応変位がモデル境界条件として割り当てられ、 $Ad = b$ の形の連立方程式を取得する。よって、モデルを解くことで、推定支持条件と一致する変位フィールドが生成される。

【0065】

各係数 c_{ij} に対するモデルの反応は予め演算し、行列 M に記憶させてもよく、各行は、有限要素システム (3) を解くことによって取得される変位ベクトル d_{ij} であり、有限要素システムの右側ベクトルは $c_{ij} = 1$ を仮定して演算され、残りすべての係数はゼロである。例示の実施形態は線形弾性モデルを採用するため、重畳原理が適用され、次いで M を使用してどの結合係数のモデル解も

【0066】

【数 2】

$$d = Mc \quad (2)$$

として迅速に演算することができる。ただし、 $c = [c_{01} \ c_{10} \ c_{02} \ c_{11} \ c_{20} \ \dots \ c_{n0}]^T$ は係数のベクトルである。

【0067】

C . 剛体変換

モデルを解いた後、剛体変換を、同次変換行列を介して変形ノード座標に適用してもよい。並進ベクトル

10

20

30

40

50

【 0 0 6 8 】

【 数 2 - 1 】

$$t = [t_x t_y t_z] \in \mathbb{R}^3$$

は並進ベクトルである。回転行列

【 0 0 6 9 】

【 数 2 - 2 】

$$R \in SO(3)$$

は以下のように回転ベクトル

【 0 0 7 0 】

【 数 2 - 3 】

$$\theta = [\theta_1 \theta_2 \theta_3] \in \mathbb{R}^3$$

によって定義される歪対称行列の行列指数として算出される。

【 0 0 7 1 】

【 数 2 - 4 】

$$R = \exp \begin{pmatrix} 0 & -\theta_z & \theta_y \\ \theta_z & 0 & -\theta_x \\ -\theta_y & \theta_x & 0 \end{pmatrix}$$

モデルを解いた後、ノード i の位置ベクトルが p_i であれば、剛体変換は新たな位置ベクトル

【 0 0 7 2 】

【 数 2 - 5 】

$$p_i^* = Rp_i + t$$

を生成する。よって、非剛体変形および剛体変換後、総変位フィールドを定義するパラメータのベクトルは、

$$P = [c^T \ t_x \ t_y \ t_z \ x \ y \ z]^T$$

として表すことができる。

【 0 0 7 3 】

D. 最適化アルゴリズム

種々の実施形態のレジストレーション方法は、上述のパラメータセットが、変形モデルと利用可能なデータ間の適合を数量化するメトリックによって定義される目的関数を最小化するように反復的に選択される非線形最適化フレームワークに基づく。この研究では、以下の目的関数が提案される。

【 0 0 7 4 】

【 数 3 】

$$F = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left(\hat{n}_{ci}^T (p_{di} - p_{ci}) \right)^2 + \alpha E^2.$$

(3)

ただし、 p_{di} は表面データクラウドの i 番目の位置のデカルト座標を含む 3×1 ベクトルであり、 p_{ci} はモデル表面（対応関係の決定方法は後述する）上の対応点の位置であり、

【 0 0 7 5 】

【 数 3 - 1 】

$$\hat{n}_{ci}$$

は p_{c_i} でモデル表面に垂直な単位ベクトルである。E はモデル解（剛体変換の適用前）によって生成される非剛体変位フィールドに保存される総歪みエネルギーに比例し、 $E = d^T K d$ として算出される。は加重定数であるため、E の項は形状マッチングの精度と変形フィールドの歪みのバランスをとる正則化項である。

【0076】

最適化問題における非線形性は以下の2つの原因から生じる。(1) 剛体運動は回転成分により本来非線形であり、(2) 最適化が進行するにつれモデル表面点とデータ間の対応関係を更新させる。反復毎に、各データ点との対応モデル点が、変位したモデル表面（現行セットのパラメータによって定義）上の最近傍点（ユークリッド距離を使用）として推定される。よって、この手法は暗黙のうちに、非剛体レジストレーション問題と同次にデータ - 表面对応関係問題も解く。

10

【0077】

アルゴリズムの反復毎に設定されるパラメータの更新に適した定評ある最適化方法は多数存在する。レーベンバーグ・マーカート法が上手く機能することが分かっており、後述の模型ケースと臨床ケースで実行された。この方法では、パラメータ更新ステップが以下のように演算される。

【0078】

【数4】

$$P_{k+1} = P_{k+1} - (J^T J + \lambda \text{diag}(J^T J))^{-1} J^T r. \quad (4)$$

20

ただし、

【0079】

【数4-1】

$$r = \left[\frac{\hat{n}_{c1}^T}{\sqrt{N}} (p_{d1} - p_{c1}), \dots, \frac{\hat{n}_{cN}^T}{\sqrt{N}} (p_{dN} - p_{cN}), \sqrt{\alpha} E \right]^T$$

は後で(6)で自乗され合計されるエラー項をそれぞれ含む残りのベクトルであり、 $\alpha > 0$ は最適パフォーマンスを実現する、あるいは定数を設定するために反復的に選択できる減衰パラメータであり、J は偏導関数

【0080】

30

【数4-2】

$$J = \frac{\partial r}{\partial p}$$

のヤコビ行列である。

【0081】

その後、非剛体レジストレーション手法は図8に示すように進行する。まず、1セットの最初のパラメータが選択される。最初非剛体係数 $c_{i,j}$ をゼロに選択し、剛体レジストレーション方法を使用して剛体パラメータ t_x 、 t_y 、 t_z 、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z を最初に推測することができる。アルゴリズムの初期化方法は、[1]で調査された反復最近傍点の変形を使用している。しかしながら、どんな剛体レジストレーション方法も初期化に利用することができ、非最適な近似位置合わせでも十分である。最初のレジストレーションの乱れの影響を以下に示す。反復毎に、アルゴリズムは非剛体係数と式[復元]とを用いて変形ノード位置を算出する。次に、剛体パラメータによって定義された変換が変形ノード座標に適用されて、反復用の最終変位フィールドを生成する。次いで、モデル表面とデータ間の対応関係が最近傍点の関係を介して得られ、残りのベクトル関数が評価される。各パラメータの小さな変化に関して残りのベクトルを評価することによって有限差分を介してヤコビ行列Jを演算し、レーベンバーグ・マーカート更新ステップを適用してすべてのパラメータに関して次の推測を算出することができる。このプロセスは固定の反復回数（実験トライアルでは10回）、あるいは表面適合が十分精密になるまで繰り返される。

40

50

【 0 0 8 2 】

E . モデル修正の組込み

概して、提案するモデリング手法と最適化フレームワークを、単に器官弾性モデル内でパラメータ化することによって支持表面上の垂直変位以外の様々なソースからの変形効果を含むように改造することは簡単である。たとえば、支持表面上の接線方向変位は、(1)での垂直変位と全く同じようにパラメータ化することができる。予測外科的表示が切除前に支持表面上で肝臓を「広げる」または伸ばすことを含む場合、これが有効になり得る。また、重力(配向変化のため)または流体灌流から生じる分布組織力が、器官変形に大きな役割を果たすと予測される場合はモデル化することができる。

【 0 0 8 3 】

一例として、体積全体で一定である力分布ベクトルとして重力 g を含めるとする。(2)で有限要素システムを構築する際、右側ベクトル f は g の成分において線形であり、行列 K は影響を受けない。したがって、各重力成分に対するモデルの反応は、(5)での高速モデル演算のために予め演算され、行列 M の追加の行として記憶させることができる。次に、最適化ルーチン内で係数 $c_{i,j}$ と剛体パラメータと共に選択されるように、パラメータベクトル P に g の成分を単に含めることができる。特定の効果を含めるか否かは、演算速度、モデル精度、過適合などの事項間の兼ね合いのバランスをとるため、予想される手術計画、および/または手術中に取得されるデータの性質に基づき決定することができる。

【 0 0 8 4 】

F . 術中表層データの導入

追加の表層データ、たとえば、追跡超音波測定での腫瘍位置が利用可能であるケースでは、目的関数を

【 0 0 8 5 】

【数 5】

$$F = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left(\dot{n}_{ci}^T (p_{di} - p_{ci}) \right)^2 + \alpha_1 E^2 + \alpha_2 \|p_d - p_c\|^2, \quad (5)$$

として修正することができる。ただし、 p_d は反復的に測定される当該点の位置であり、 p_c はパラメータ化変位フィールドによって予測される対応モデルの位置である。この情報を目的関数に含める前に、当該点を術前画像で明示する必要がある。

【 0 0 8 6 】

追加の特徴

第 1 に、様々な方法で更新可能な個々のカーネルとして境界条件を表す代わりに、本手法では連続関数、重複関数、または多領域結合関数形式で表面をパラメータ化することができる。これにより、個々のカーネルに比べて変形の連続的な分布が提供され、境界条件を確立する未知数の数を変更することができる(たとえば、未知数の数を減らして問題をより速く扱いやすくする)。

【 0 0 8 7 】

第 2 に、モデルの更新は関数形式内でカーネルまたはパラメータを変更することによって行われるが、関数形式と関連付けられる各カーネルまたはパラメータが寄与する変形(すなわち、標準的変形フィールド)モードを反復適合プロセスに組み込むことが有効である。

【 0 0 8 8 】

第 3 に、適合プロセスと関連付けられる境界条件は、点、表面、スプライン係数などとして表すことのできる器官形状で規定することができる。境界条件の適用は器官の任意領域と関連付けることができる。すなわち、境界条件の適用は、対応術中データがほぼ分かっている器官の形状領域を含むことに限定されない。より具体的には、該方法は、対応関係が主に未知である領域を推論し、対応関係がほぼ分かっている領域をパラメータ化する

ことに限定すべきではない。むしろ、器官形状コンピュータモデルの表示は境界条件の決定のためにパラメータ化することができ、同様に器官形状データの表示も、不適合に関する何らかの形式のデータ/情報が提供されるという条件で適合またはマッチングプロセスに利用することができる。適合プロセス（すなわち、境界条件）のための情報は、変位、力、衝突条件などの形状非線形制限、すなわち、柔組織の変形に関連付けられる略任意の測定可能なまたは挙動ベースの情報などの多くの形式をとることができる。

【 0 0 8 9 】

最後に、これは境界条件形状ベースの適合/マッチング手法であるため、任意数の最適化方法を使用して本プロセスに対処することができ、この実現化ではレーベンバーグ・マーカート法が一例として使用され、有限差分法を用いるケースで行われるヤコビ行列の算出を含む。目的関数を評価するほどの最適化方法でもこの手法に使用することができる。

10

【 0 0 9 0 】

術中環境への術前肝臓の非剛体レジストレーションのための提案する反復方法は、外科的ワークフローをほぼ邪魔せずに組み込むことができる。下記の実験的解析が示すように、この方法は現在市販のシステムで採用されている剛体レジストレーションも、これまで研究されてきた非剛体方法も大幅に改良する、さらに、この方法は疎データ取得環境でも完全に実現できることによって、柔組織器官誘導用の画像誘導外科的プラットフォームに広範に採用することができる。

【 0 0 9 1 】

20

実施例

以下の実施例と結果は、種々の実施形態を例示するためのみ提示し、種々の実施形態に限定することを意図していない。

【 0 0 9 2 】

A . 方法

手術誘導のための患者特有データパイプラインという状況下で、非剛体レジストレーションアルゴリズムを中心コンポーネントとして提示する。レジストレーションの実現前に、いくつかのデータ取得および処理ステップを実行した。後述の処置は、本明細書に記載の模型実験と臨床例の両方で使用した。

【 0 0 9 3 】

30

B . 術中データ収集

種々の実施形態の方法は、器官表面の一部に対応する1セットの3D点を手術中に取得することによって評価した。このため、カスタマイズされた市販のレーザーレンジスキャナ (Pathfinder Technologies, Inc. テネシー州ナッシュビル) を使用した。手術中、器官が提示されれば、レーザーレンジスキャナが対象表面にレーザー光線を掃引し、形状と色情報の両方、すなわち、テクスチャ点クラウドを記録する。視野からの色情報を使用して、器官表面は疎肝臓形状データのみを残して迅速にセグメント化することができる。もしくは、表面点を、器官表面全体を掃引できる光学追跡スタイラスによって収集することができる。術中表面データが取得されれば、解剖学的標識構造がデータから指定され (たとえば、鎌状靱帯、下部隆起、円靱帯)、 [1] で開発された特徴ICP方法を使用して最初の剛体レジストレーションを取得する。

40

【 0 0 9 4 】

追加の形状情報に関して、肝臓切除手術においては通常は術中超音波が使用される。また、近年の市販の誘導システムは、追跡情報と超音波を統合して、超音波と術前画像間の関係を提供し始めている (たとえば、Pathfinder Technologies Inc. はt状超音波トランスデューサ用の追跡アタッチメントを有する)。腫瘍が超音波で位置特定されることが多いとすると、追跡プローブを使用して器官内の1つ以上の該当点、たとえば、腫瘍中心または大きな欠陥分岐の位置を特定できると考えられる。上記追加のデータを含む効果を模型実験でより詳細に後述する。

【 0 0 9 5 】

50

C. 術前画像セットの有限要素モデル

CT画像体積は通常、外科的処置の1週間前に取得される。臨床ケースの場合、[4]で提案したレベル設定方法に基づき、[2]および[3]の半自動的方法で、術前断層写真において肝臓を周囲の解剖学的構造から分離した。ここで調査するモデルケースでは、モデルの分割は容易であるため、Biomedical Imaging Resource (メイヨークリニック) から入手可能なANALYZEソフトウェアシステムを使用して肝臓表面を手動で切除した。等位面はマーチングキューブアルゴリズムを介して肝臓セグメントから生成し、放射基底関数(RBF)で平滑化した(FastRBFツールキット、FarField Technology、ニュージーランド、クライストチャーチ)。次に、カスタマイズされたメッシュ生成ソフトウェアを用いて、この表面から四面体メッシュを生成した。4mmの名目四面体辺長により、RBFと表面メッシュ間の不一致が最小限になるような解像度で三角形表面が表示された。

10

【0096】

線形弾性モデルは、変位フィールド用の標準3Dナビエ-コーシー式の使用を必然的に伴う。

【0097】

【数6】

$$\frac{E}{2(1+\nu)(1-2\nu)}\nabla(\nabla\cdot u) + \frac{E}{2(1+\nu)}\nabla^2 u + F = 0, \quad (6)$$

20

ただし、Eはヤング率、 ν はポアソン比、 u は身体の点の3D変位ベクトル、 F は印加体積力分布である。四面体要素に定義される線形基底関数を使用して、標準的なガレルキン重みつき残差法を実行して、

【0098】

【数7】

$$Kd=f \quad (7)$$

の形式の標準線形連立方程式を実行することができる。ただし、 K は $3n \times 3n$ は全体剛性行列であり、 $d = [u_{1x} \ u_{1y} \ u_{1z} \ \cdots \ u_{nx} \ u_{ny} \ u_{nz}]^T$ はノード変位のベクトルであり、各ノードでの印加体積力および/または表面牽引力 f の寄与を含む。

【0099】

30

変位境界条件が、(7)の対応式を修正することによってサブセットの表面ノードに適用され、新たな連立方程式

【0100】

【数8】

$$Ad=b \quad (8)$$

が生じ、所与の境界条件に関する静的均衡を満たすノード変位に対して解を出す。

【0101】

D. 実験的妥当性確認研究

上述したように、非剛体レジストレーション方法を、ヒトの肝臓モデルを用いて一連の実験で評価した。方法の結果はCT撮像によって測定される、モデル全体にわたるグラウンドトゥース基準位置と比較される。まず、手法が概して適用可能であることを確認するため、モデルに小～大までの1セットのもっともらしい変形を加えた4つのケースで精度を解析した。これらの4つのケースに使用されるモデルは、妥当性確認のために体積全体に均等に分布された28個の基準ターゲットを含む。

40

【0102】

次いで、方法の限定と感度をより詳細に調査するため、モデルに58個の妥当性確認ターゲットが密に分布される単独の追加大変形ケースの解析について説明する。この標準的なデータ豊富なケースでは、(1)剛体レジストレーションのみ、および従来の非剛体レジストレーション方法を超える非剛体レジストレーションの精度向上、(2)表層データをフレームワークに組み込んだ結果、(3)線形弾性モデルの代わりに非線形共回転手法を

50

採用した結果、(4)モードの数とエネルギー加重係数の選択に関する感度解析、(5)最初の剛体位置合わせのばらつきに関するロバストネス解析、(6)支持表面領域を不正確に指定した結果、(7)小～大の様々な範囲の表面データ適用範囲を備えた結果、を評価した。

【0103】

E. データ収集手順

水、ポリビニルアルコール、グリセリンのクリオゲルを使用して可撓肝臓模型を作成した。このレシピは、75の医療機関の臨床トライアルから得た知識を元に改良したものである。プラスチックのターゲットピース(CTで可視)を解析におけるグラウンドトルース較正として機能するように、模型内に均等に分散させた。模型のCTスキャンを撮り、最初のターゲット位置を特定した。「術前」の非変形器官状態を表すこの画像体積から有限要素モデルメッシュを生成した。次に、肝臓の後側の特定部分の下に支持材のブロックを追加して模型を変形させて、下のバック材による器官修復と安定化の術中処置をシミュレートし、この変形状態で、レーザーレンジスキャナ(LRS)で表面データを捕捉し、非剛体レジストレーションアルゴリズムを開始させた。2回目のCTスキャンを撮り、確認のために変形後ターゲット位置を特定した。最初の剛体レジストレーションは加重パッチICPアルゴリズムを介して取得した。その後、本明細書に記載の非剛体アルゴリズムを適用して、表面データに合致するようにモデルを変形した。

【0104】

F. 一連の変形の結果

手術中に遭遇する可能性のある変形範囲全体にわたって種々の実施形態の方法を評価するため、肝臓模型を、図11Aに示すように、模型の様々な部分の下に支持ブロックを追加することによって4種類に変形させた。ケース1では、2つの支持ブロックが模型の中間の下に追加され、測葉が垂れ下がっている。ケース2では、ブロックは右葉の下に配置され、ケース3では左葉の下に配置された。ケース4では、ブロックと追加のタオルが右葉の下に置かれ、変位フィールドに大きな回転成分と、鎌状靱帯近傍の左葉の角に急な湾曲をもたらしている。変形後CT表面のサンプリングによって、シミュレートした術中表面データを収集した。特徴パッチを指定し、加重反復最近傍点アルゴリズム(wICP)を使用して図11Aの中間列に示す最初の剛体レジストレーションを取得した。次いで、上述の非剛体アルゴリズムを適用して、モデル表面とLRSデータとの適合を行った。2変量多項式の次数は $n = 3$ であり(6つの剛体パラメータに加えて9つの非剛体パラメータ)、エネルギー加重係数は弾性モデルでヤング率 2100 Pa 、ポアソン比 0.45 で $\epsilon_1 = 10^{-9} N^2$ として選択した(なお、モデルは体積力を含まずディレクレ境界条件のみを含むため、ヤング率の値は変位解には影響を及ぼさず、保存エネルギーの大きさにだけ影響を及ぼす)。

【0105】

図11Aの様々なケースに関して剛体レジストレーション、従来の非剛体方法、本願の非剛体方法を使用する4つのケースでのターゲット・レジストレーション・エラー(TRE)のヒストグラムを図11Bに示す。肝臓全体に25のターゲット基準点を分散して埋め込んだ場合、剛体レジストレーション後の平均ターゲット・レジストレーション・エラー(TRE)は、ケース1～4でそれぞれ、 9.5 mm 、 13.8 mm 、 7.9 mm 、 8.3 mm であった。非剛体レジストレーションアルゴリズムの適用後、平均ターゲットエラーは、 2.7 mm 、 3.0 mm 、 3.2 mm 、 3.7 mm までそれぞれ低減された。

【0106】

G. 代表的ケースでの方法比較

上述したのと同じデータ収集手順を、58個のターゲット基準点を埋め込み、支持ブロックを左葉と右葉の両方と前部に置くことによって変形させた肝臓模型に適用した。追加の支持材は模型の支持部を大きく上方向に変位させ、非支持部は容器の底に垂れ下がった。この基準ターゲットの分布が密な大偏向ケースを使用して、以下のサブセクションで種々の実施形態の様々な態様の方法を評価する。

【 0 1 0 7 】

図 1 2 A および図 1 2 B は、[1] による剛体変形とアルゴリズムから生じる変形モデル表面をそれぞれ示す。第 2 の C T スキャンから生成された実際の変形表面は点線を用いて強調した。図 1 2 B の変形モデルは可能な限り部分的表面データに視覚的に一致し、データが存在しない後側領域の実際の表面と同じ質の挙動を表示する。モデルは、3 つの支持面が実際の表面と同程度に上方向へ変位し、中部と後部は実際の表面と同じく低いままであると予測する。

【 0 1 0 8 】

アルゴリズムの変位マッピングを使用して予測変形後ターゲット位置も生成し、C T 測定変形後位置と比較して、グラウンドトゥース精度を査定した。

10

図 1 3 は、比較のために 3 つの異なるレジストレーション方法にわたって 5 8 個のターゲット位置すべての統計情報を収集している。[1] の剛体レジストレーション方法（濃い陰影）は 8 . 0 mm の平均 T R E を示す。完全を帰すため、Miga での非剛体方法の結果（淡い陰影）は、7 . 2 mm の平均 T R E を示す。種々の実施形態の反復方法（網掛け）は 4 . 0 mm の平均 T R E を示す。この反復方法のエラー分布は他の方法ほど広がらず、より広い形状領域にわたって優れた一致度が達成されることを示す。

【 0 1 0 9 】

H . 表層データ使用による向上

表層データ（たとえば、追跡超音波によって表層特徴を特定することによって得られる）を組み込む効果を調査するため、模型内に硫酸バリウムに浸漬させたポリエステル球を埋め込むことで表層腫瘍をシミュレートした。シミュレートした腫瘍の変形前位置と変形後位置を C T 画像から判定し、 $\epsilon_2 = . 0 1$ の適合プロセスに追加のデータとしてセクション I I で記載されるように使用した。この追加の表層データ点を含めることで平均 T R E は 3 . 3 mm まで向上し、その結果生じる T R E 分布は図 1 3 に示す（陰影なし）。

20

【 0 1 1 0 】

I . 最初のレジストレーションのロバストネス

非線形最適化手順の最初のレジストレーション入力に対するロバストネスも解析した。概して、アルゴリズムへのデータ入力は、既に剛体に位置合わせされて（たとえば、[1] で w I C P アルゴリズムを使用）モデルと術中表面データ間の対応関係に関する良好な最初の概算を提供すると推定された。最初の位置合わせの小さなばらつきが反復非線形最適化プロセスの推移に及ぼし得る役割を査定するため、L R S 点クラウドと術前肝臓モデル間の最初の位置合わせが 6 D O F 空間で 1 0 度の総最大角度乱れ、各方向に最大 1 0 mm 平行移動するというモンテカルロシミュレーションを実行した。1 0 0 回のシミュレーションで、最終平均 T R E 値はすべて 3 . 6 mm ~ 4 . 4 mm に納まり、元の w I C P 位置合わせで得られた 4 . 0 mm の平均 T R E に匹敵する。

30

【 0 1 1 1 】

J . 重み付けとモード数に対する感度

最適化課題の公式、すなわち、エネルギー加重係数 ϵ_1 、および支持表面の変位を定義する 2 変量多項式の次数の変化に対するアルゴリズムの感度についても調査した。結果として生じるターゲット・レジストレーション・エラー（T R E）の統計値を図 1 4 A と図 1 4 B のボックスプロットにまとめた。これらの統計ボックスプロットは、エネルギー加重係数 ϵ_1 と支持表面の変位に関する 2 変量多項式の次数 n の変化に対するアルゴリズムの感度の結果を示す。これらの結果の検査から、 $n = 3$ が精密な表層予測のための十分な数の支持表面モード（9 モード）を提供するが、これ以上に数を増やすと連続的な収獲逓減を招くと結論付けることができる。同様に、エネルギー加重係数を減らすと、ある点まではより精密な結果につながる。

40

【 0 1 1 2 】

ϵ_1 を低減することへのトレードオフは、選択されたモードが容易に表面データを再生できない場合、非現実的に大きな変形予測が起こり得ることである。指定された支持表面が過度に不正確である、あるいは灌流や器官の水平伸張による膨張などの目立った非モデ

50

ル化挙動が存在する場合、これが当てはまる。なお、これらの種類の挙動はパラメータ化して、フレームワークに含めることもできる。不確実性を緩和するため、 γ_1 は予測変形量を妥当なレベルまで制御する方法を提供する。表面データの収集後、変形が不合理であるように見える場合、増大させることができる。

【0113】

K. 不正確な支持表面指定の影響

本願の方法で起こり得る制限の1つが、器官表面のどの部分が支持材に直接接触するかを事前に推定する必要がある点である。画像誘導肝臓手術の経験が示すように、実際の支持表面の良好な推定は、外科医の実行する術前計画から容易に判定することができる。図10Aに示すような器官の後側領域(1004)は通常、葉縁の高表面湾曲部を境界として使用し、手動で切り出される。この後側領域は、支持表面指定の適切な開始点としての役割を果たし、その開始点は手術計画に従い必要に応じて修正することができる。

10

【0114】

支持表面が良好に推定される場合でも、非剛体レジストレーションの精度は疑いなく推定支持領域と実際の術中支持領域との一致度の影響を受ける。不正確な支持表面指定がどの程度レジストレーション精度に影響を及ぼすかについて推定するため、本明細書に記載の方法は図10Bに示すように支持領域が極めて不正確であるケース下で試験した。その結果、正確に指定されたケースでの平均TREが4.0mmであるのと比較して、不正確に指定されたケースでの平均ターゲットレジストレーションエラーは4.6mmであった。この結果が示すとおり、たとえ支持表面指定が幾分不正確であっても、精密な非剛体レ

20

【0115】

L. データ適用範囲の効果

レジストレーションに利用可能な小パッチの術中表面データを有する効果についても調査した。図15A、図15B、図15Cに示すように、3つのサイズのデータ適用範囲をテストし、最大のものを代表的ケースで使用するデータセットとした。その結果、2つの小さな範囲の場合の平均TRE(図15Aと図15B)はそれぞれ5.0mmと5.2mmであった。最大範囲の場合の平均TREは4.0mmであった。

【0116】

M. 重力を含める効果

上述したように、重力などの組織に印加されるその他の力は、モデルとレジストレーションフレームワーク内に直接含められる。図12Aおよび図12Bのケースでレジストレーション手順を追加し、上述するように最適化されるべく設定したモデルとパラメータに重力を含めた。結果として生じたTRE分布は、重力を含まずに得られた図13に示すTRE分布と酷似し、平均TREはわずかに3.9mmまで低減した。

30

【0117】

N. モデル線形化の効果

比較のために非線形共回転有限要素フレームワークを用いる第2のモデルを実現することによって、線形弾性の推定もテストした。両モデルの支持表面に同一の変位境界条件を課して、図11A、図11B、図12A、図12Bに示す5つの模型ケースに関する最終レジストレーション解を得た。各ケースに関して両モデルの解を出した後、2つの解からの変位フィールドを比較した。このケースセットにわたって、線型モデル解の任意の点の位置と非線形モデル解の同じ点の位置間の最大ユークリッド距離は3.3mmであり、図12Bのケースでは葉の先端で発生した。図16は、このケースでの2つのモデル変位解間のユークリッド差の分布を示し、体積の大部分で線形化エラーは1mm未満だった。他の4つのケースはさらに線形化エラーが小さい同様のパターンを示した。

40

【0118】

模型実験で示される変位(要素が30度回転して最大23mm)に比べてかなり小さい量の線形化エラーを検討することができ、つまりこのコンテキストでは線型モデルがおそらく妥当であることを示唆する。しかしながら、線形化は変形の性質や大きさに応じてず

50

っと大きな悪影響を及ぼす可能性があるため、非線形性の重要性を軽視すべきではない。本明細書で行われるように、検討される器官変形の種類に応じて線形化エラーの予測量を定量化するように常に注意を払うべきである。

【0119】

現在、演算トレードオフは外科的誘導用途に線形手法の方を選んでいる。これらの模型実験では、本願のアルゴリズム（8回の反復、目的関数の149解の評価）の収束までの総演算時間は、8000のノードと約4000個の3Dデータ点を含む表面点クラウドを備えたモデルで、2.67GHzのIntel Core i5 CPUを装備した標準的なラップトップコンピュータ上のMATLAB実施態様を使用した場合、約13秒であった。レジストレーションアルゴリズムを収束させるのに必要なモデル解の総数は通常およそ100であるため、非線形モデルの実行に要する演算時間の上昇は、線形化での精度損失の点で慎重に考慮しなければならない。

10

【0120】

線形化エラーは、臨床データ取得とレジストレーション課題のコンテキストで検討され、精度において起こり得る他の原因とも比較すべきである。データ取得自体のプロセスとは別に、レジストレーションの精度エラーは、モデル表面との対応関係が未知またはごく大まかである不完全な表面データでレジストレーション課題を動かすことから生じる。もう1つのエラー源は、推定される境界条件モードが正確な変位フィールドを再現する能力である。これら2つの原因が組み合わされてターゲットレジストレーションエラーの大半を招くと推定される。

20

【0121】

適例としては、アルゴリズムの高速線形解部分（上述するように重畳を解して変形モードと結合される）を反復的に解かれる共回転有限要素フレームワークに置き換えることである。非線形モデルでの非剛体レジストレーションアルゴリズムの平均TREは4.8mmであるのに対し、線形モデルで得られる平均TREは4.0mmであった。表層腫瘍データが含まれると、非線形モデルの平均TREは3.4mmとなり、線型モデルの平均TREは3.3mmとなった。よって、非線形モデルが線型モデルよりも精密に物理的な組織構造を表すとしても、ランダムな不確実性その他のソースからのバイアスとにより、偶然にもレジストレーションアルゴリズムは非線形モデルでわずかに劣る結果となった。

30

【0122】

O. 臨床実現可能性研究

模型研究に加えて、2つの臨床ケースでの方法の実現可能性も調査した。追跡プローブを用いて収集された掃引表面データを使用し、ノイズの多い疎データセットを扱う本願の方法の多用性を示す。スタイラスと組織との断続的接触とスタイラスの接触による局所変形のせいで不正確さが導入されるため、エネルギー加重係数は $\gamma_1 = 2 \times 10^{-4}$ を選択して、不合理に大きな変形でデータを適合することを回避する。図17Cおよび図17Dは種々の実施形態の非剛体レジストレーションの結果を示し、図17Aおよび図17Bは[1]の方法を使用する剛体レジストレーションの結果を示す。図17Aと図17Cを比較すると、モデル表面とデータ間の平均最近傍点法線距離は剛体レジストレーションの4.5mmから非剛体方法の2.4mmまで向上した。図17Bおよび図17Dの場合、最近傍点エラーは剛体レジストレーションの7.4mmから3.0mmまで向上した。これは、術中データ収集の異なる方法による代表的模型ケースの同一表面メトリックよりも大幅に高い（0.6mm）。正確な点对応関係を取得して臨床データセットのTREを評価することは継続的な研究努力であるが、平均表面TREは、最近傍点エラーが0.6mmであり、表面上のターゲットの平均TREが3.3mmである代表的模型ケースと同様の最近傍点表面メトリックに対する関係を示すであろうと類推することができる。

40

【0123】

P. 考察

TREの分布を図11B、図14Aおよび図14Bのヒストグラムに示すように、非剛体レジストレーション手法を採用した5回の模型実験にわたって平均9.5mm～3.3

50

mmのTRE改善が見られ、表層データの単独点を導入したことでさらなる改善が見られた。基準点が密に分布する代表的な大変位模型ケースの解析では、本願の方法は、最初のレジストレーションのばらつきに対するロバストネス、支持表面の指定、利用可能な表面データの範囲を実証する。エネルギー加重パラメータと支持表面変位モードの数の影響もこのデータセットを用いて調査し、収穫遞減点を示した。線型モデルと幾何学的非線形組織モデルとの比較が実証するように、線形モデルはこの外科的に現実的な大変位ケースのための良好な誘導を提供することができる。臨床データを使用する2つのケースが示唆するように、エネルギー加重を増大させて、本方法は、手術室で取得される希薄でノイズの多いデータにより駆動される現実的な変形マッピングを提供することができる。

【0124】

臨床状況での精度ニーズに関しては、これまでの研究が実証するように、剛体器官ベースレジストレーションエラーは通常の臨床ケースで約1~2cmである。この経験に加えて、従来の臨床経験では、1cmの逆鞘を許容可能な最小切除閾値（多数の臨床研究によって報告済み）と考えている。これらのことが示唆するとおり、おそらくは、術前と術中での病変に関する外科医の直感的な空間認識は器官変形によって損なわれ、外科医に直感的な空間認識を取り戻させるには、ターゲットエラーを平均5mm未満まで低減することが有効であろう（精度閾値も示唆される）。

【0125】

ここに示す結果はまず、疎表面データ駆動機構ベースの非剛体レジストレーション方法を用いて、体積全体にわたり5mm未満の平均ターゲットレジストレーションエラーが可能であることを示唆している。他の研究では5mm未満のTREが示唆されたが、その結果は、前者の極疎TREサンプリングよりも境界条件情報がずっと多く、後者の臨床対よりも変形が大幅に少ない条件で得られた。種々の実施形態では、本明細書に記載の方法は、事前の境界条件情報をほとんど必要とせず、臨床シナリオを模倣するように入念に生成された変形を含む実験においてターゲットエラーの詳細な空間サンプリングで妥当性を確認することができる。

【0126】

なお、本明細書に記載の方法は、十分な表面データが腹腔鏡によって収集できる場合には腹腔鏡処置に対しても実行可能である。腹腔鏡ケースでのデータ収集の制限は、器官変形がさほど広範になりにくいという事実によって幾分補うことができる。

【0127】

図18は、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1800であり、コンピュータシステムに上述した1つ以上の方法および手順を実行させることのできるコンピュータシステムの概略図である。たとえば、コンピュータシステム1800のアーキテクチャは、図6の1つ以上のコンポーネント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1800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1800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1800はサーバ・クライアント・デベロッパー・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ー機、あるいはピアツーピア（または分散）ネットワーク環境におけるピア機の能力内で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プラグインカードとすることができる。

【0128】

機械は、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、スイッチまたはブリッジ、または装置によって行われる動作を明示する1セットの命令を（順次またはそれ以外で）実行することのできる任意のその他の装置など、様々な種類の演算システムおよび装置を含むことができる。本開示の装置は、音声、映像、またはデータ通信を提供する任意の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を例示したが、「コンピュータシステム」と

10

20

30

40

50

いう用語は、本明細書に記載の任意の1つ以上の方法を実行する1セットの（または複数セットの）命令を個別にまたは共同で実行する演算装置の集合を含むと理解すべきである。

【0129】

コンピュータシステム1800は、互いにバス1808を介して通信するプロセッサ1802（たとえば、中央処理装置（CPU）、グラフィック処理装置（GPUまたは両方）、メインメモリ1804、スタティックメモリ1806を含むことができる。コンピュータシステム1800は、ビデオディスプレイ（たとえば、液晶ディスプレイまたはLCD）、フラットパネル、ソリッド・ステート・ディスプレイ、または陰極線管（CRT））などのディスプレイユニット1810をさらに含むことができる。コンピュータシステム1800は、入力装置1812（たとえば、キーボード）、カーソル制御装置1814（たとえば、マウス）、ディスク・ドライブ・ユニット1816、信号生成装置1818（たとえば、スピーカまたは遠隔制御装置）、ネットワークインタフェース装置1820を含むことができる。

10

【0130】

ディスク・ドライブ・ユニット1816は、本明細書に記載の1つ以上の方法、手順、機能を実現するように構成される1セット以上の命令1824（たとえばソフトウェアコード）を記憶するコンピュータ読み取り可能記憶媒体1822を含むことができる。命令1824は、コンピュータシステム1800による実行中、メインメモリ1804、スタティックメモリ1806、またはプロセッサ1802に完全に、あるいは少なくとも部分的に置くことができる。メインメモリ1804とプロセッサ1802は機械読み取り可能媒体を構成することもできる。

20

【0131】

特定用途向け集積回路、プログラム可能論理アレイ、その他のハードウェア装置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も同様に、本明細書に記載の方法を実現するように構成することができる。種々の実施形態の装置およびシステムを含むことのできるアプリケーションは、様々な電子およびコンピュータシステムを広範に含む。いくつかの実施形態は、モジュール間またはモジュールを通じて伝達される関連の制御信号およびデータ信号を伴い2つ以上の具体的な相互接続されたハードウェアモジュールまたは装置において、あるいは特定用途向け集積回路の一部として機能を実行する。よって、例示のシステムは、ソフトウェア、ファームウェア、ハードウェア実施態様に適用可能である。

30

【0132】

本開示の種々の実施形態によると、本明細書に記載の方法はコンピュータ読み取り可能記憶媒体にソフトウェアプログラムとして記憶させることができ、コンピュータプロセッサ上で作動するように構成することができる。さらに、ソフトウェア実施態様は、本明細書に記載の方法を実行するように構成することのできる分散処理、コンポーネント/オブジェクト分散処理、並列処理、仮想機械処理を含むことができるが、それらに限定されない。

【0133】

本開示は、命令1824を含む、あるいは、ネットワーク環境1826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する、あるいは命令1824を用いてネットワーク1826上で通信することができるように、伝播信号から命令1824を受信して実行するコンピュータ読み取り可能記憶媒体を企図する。命令1824は、ネットワークインタフェース装置1820を介してネットワーク1826上で送受信させることもできる。

40

【0134】

コンピュータ読み取り可能記憶媒体1822は例示の一実施形態では単独の記憶媒体として示したが、「コンピュータ読み取り可能記憶媒体」という用語は、1セット以上の命令を記憶する単独の媒体または複数の媒体（たとえば、集中または分散データベース、お

50

よび／または関連のキャッシュとサーバ)を含むように解釈すべきである。また、「コンピュータ読み取り可能記憶媒体」という用語は、機械によって実行される1セットの命令を記憶することができ、該機械に本開示の任意の1つ以上の方法を実行させる任意の装置を含むように解釈すべきである。

【0135】

「コンピュータ読み取り可能媒体」という用語は、メモリカードなどのソリッド・ステート・メモリ、または1つ以上の読み取り専用(非揮発性)メモリ、ランダム・アクセス・メモリ、またはその他の書換え可能(揮発性)メモリを収容するその他のパッケージ、ディスクまたはテープなどの磁気光学または光学媒体、通信媒体における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メールへのデジタル添付ファイル、または有形記憶媒体と等価な配布媒体と考えられるその他の独立言語型情報アーカイブ、またはアーカイブのセットを含むがそれらに限定されないと解釈するものとする。したがって、本開示は、本明細書に記載のソフトウェア実施態様が記憶される、本明細書に挙げられるような1つ以上のコンピュータ読み取り可能媒体または配布媒体、および認識される等価物または後継物を含むと考えられる。

10

【0136】

本明細書は特定の規格およびプロトコルに言及して実施形態で実現されるコンポーネントと機能を説明しているが、本開示はこのような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通信規格(たとえば、TCP/IP、UDP/IP、HTML、HTTP)はそれぞれ最新技術の例である。上記規格は、ほぼ同一の機能を有するより高速または効率的な等価物によって定期的に置き換えられる。したがって、同一の機能を有する代替りの規格およびプロトコルは等価物と考えられる。

20

【0137】

本発明の種々の実施形態を説明したが、単に例示のためであり限定のためではないと理解すべきである。開示された実施形態には、本発明の精神または範囲を逸脱せずに本明細書の開示に従い多数の変更を加えることができる。よって、本発明の範囲は上述の実施形態によって限定すべきではない。本発明の範囲は以下の請求項およびその等価物に従い決定すべきである。

【0138】

本発明を1つ以上の実施態様を参照して図示および説明したが、本明細書と添付図面に目を通し理解すれば、当業者は等価の変更と修正を思いつくであろう。また、本発明のある具体的な特徴をいくつかの実施態様のうち1つのみを参照して開示したが、このような開示は、任意の所与のまたは特定の用途に所望され有益であるように、別の実施態様の別の1つ以上の特徴と組み合わせてもよい。

30

【0139】

本明細書で使用する専門用語は、特定の実施形態のみを説明することを目的としており、本発明を限定することを意図していない。本明細書で使用される際、「a」、「an」、「the」などの単数形は、特段指摘しないかぎり複数を含むことを意図する。さらに、「including」、「includes」、「having」、「has」、「with」、またはそれらの変形は、詳細な説明および／または請求項で使用される場合において、「comprising」という用語と同じように包括的であることを意図する。

40

【0140】

特段定義しないかぎり、本明細書で使用するすべての用語(技術英語や科学的用語を含む)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。一般的に使用される辞書で定義される用語等の表現は、関連技術のコンテキストにおける意味と一致する意味を有すると解釈すべきであり、本明細書で特に明確に定義しないかぎり観念的な、または過度に格式張った意味で解釈されないものと理解される。

参考文献

以下の文献は本願を通して引用されており、その内容の全ては引用により本願に組み込

50

まれる。

[1] L. W. Clements, W. C. Chapman, B. M. Dawant, R. L. Galloway, and M. I. Miga, "Robust surface registration using salient anatomical features for image-guided liver surgery: Algorithm and validation," *Medical Physics*, vol. 35, no. 6, pp. 2528–2540, 2008.

[2] B. Dawant, S. Pan, and R. Li, "Robust segmentation of medical images using geometric deformable models and a dynamic speed function," *Proc. Med. Image Comput. Comput.-Assist. Intervent. (MICCAI 2001) (Lecture Notes in Computer Science, vol. 2208)*, pp. 1040–1047.

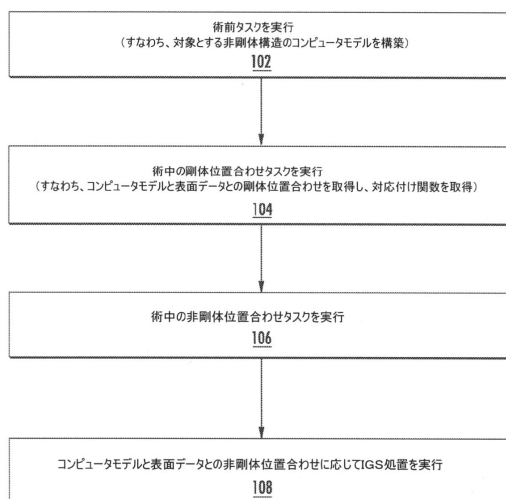
10

[3] S. Pan and B. M. Dawant, "Automatic 3d segmentation of the liver from abdominal ct images: A level-set approach," *Medical Imaging 2001: Image Processing, Proc. SPIE*, vol. 4322, M. Sonka and K. Hanson, Eds., p. 128138.

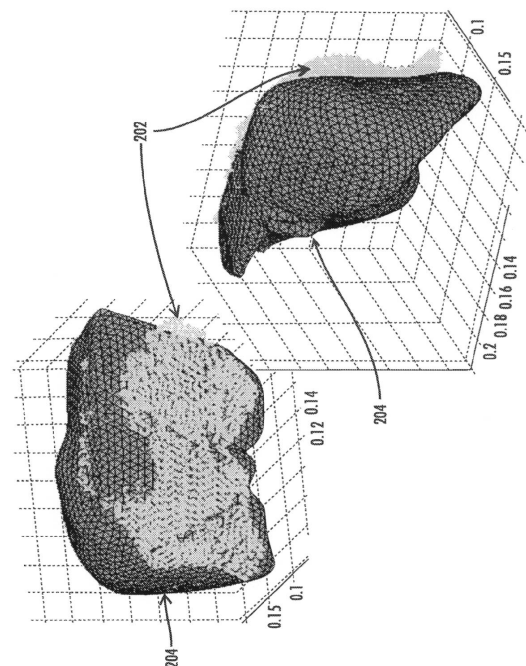
[4] J. A. Sethian, "Level set methods and fast marching methods: Evolving interfaces in computational geometry, fluid mechanics, computer vision, and materials science," Cambridge, U.K.: Cambridge Univ. Press, 1999.

20

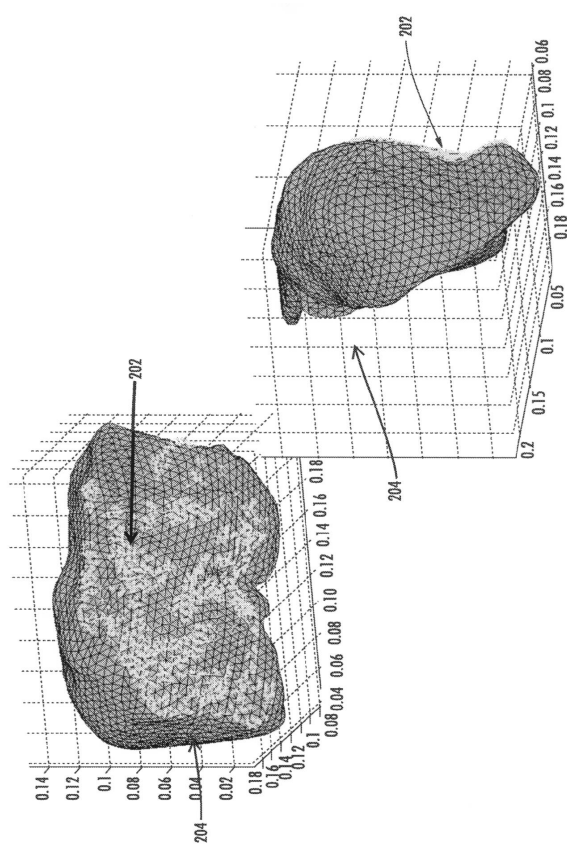
【図 1】



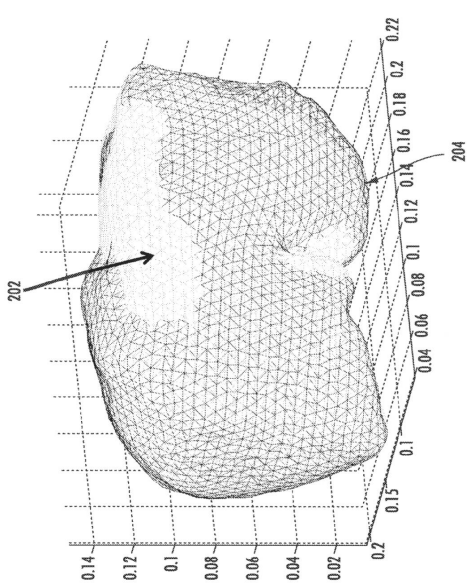
【図 2】



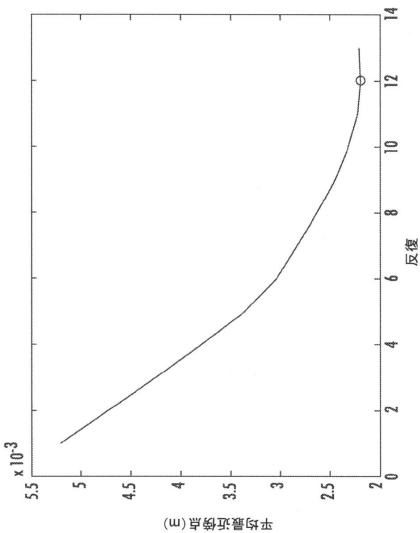
【 図 3 】



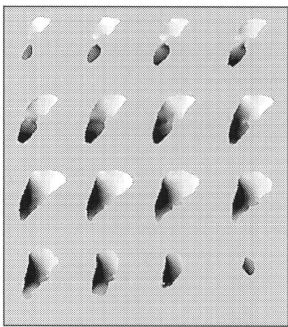
【 図 4 】



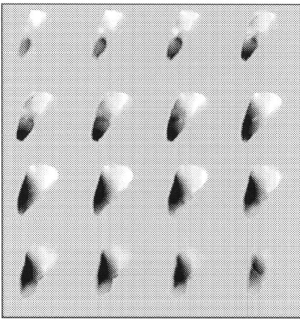
【 図 5 】



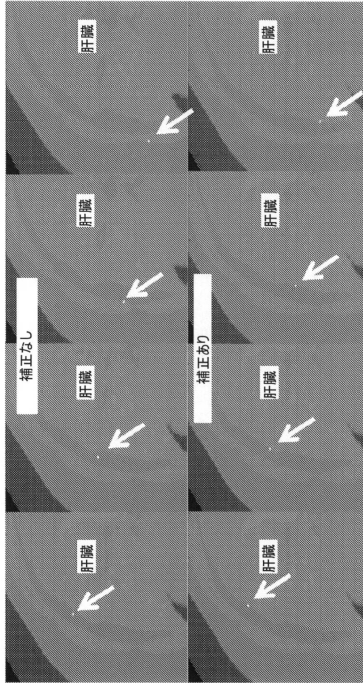
【 図 6 A 】



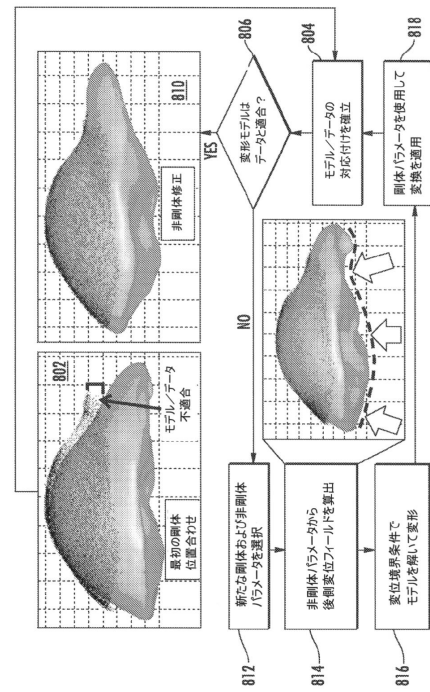
【 図 6 B 】



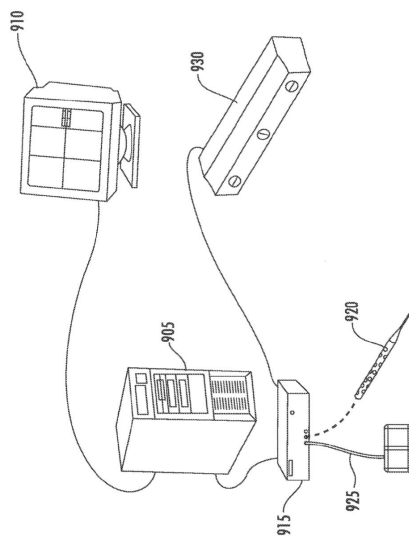
【図 7】



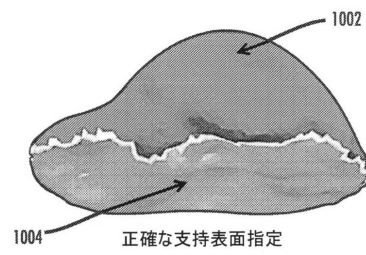
【図 8】



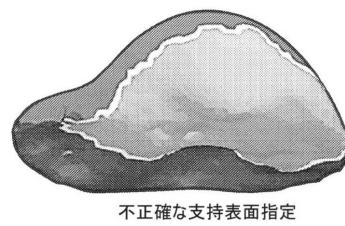
【図 9】



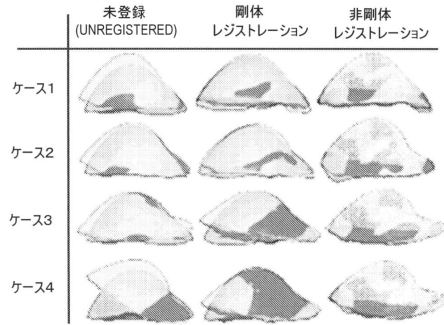
【図 10 A】



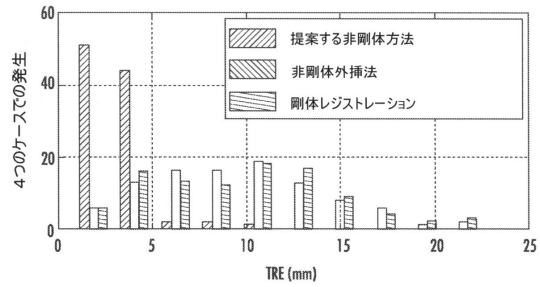
【図 10 B】



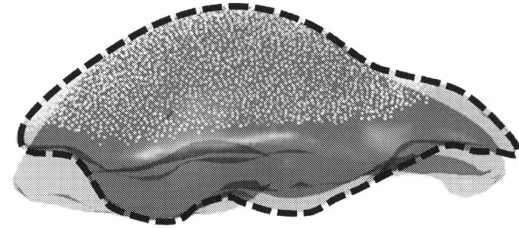
【図 1 1 A】



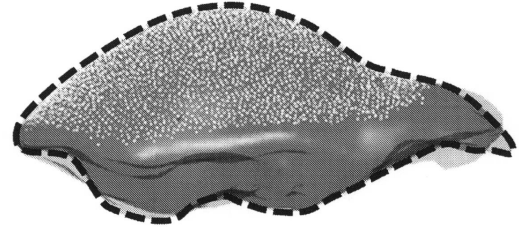
【図 1 1 B】



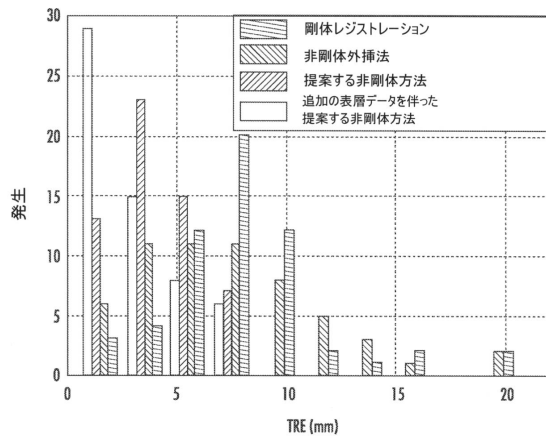
【図 1 2 A】



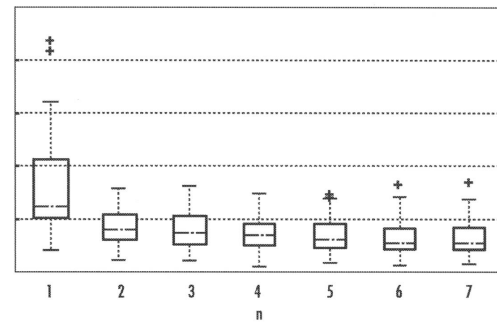
【図 1 2 B】



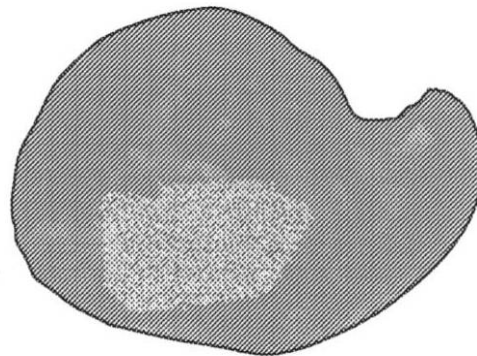
【図 1 3】



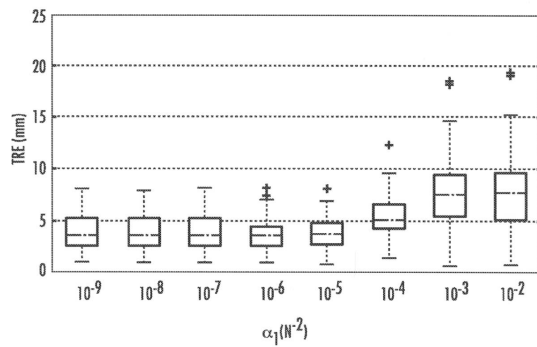
【図 1 4 B】



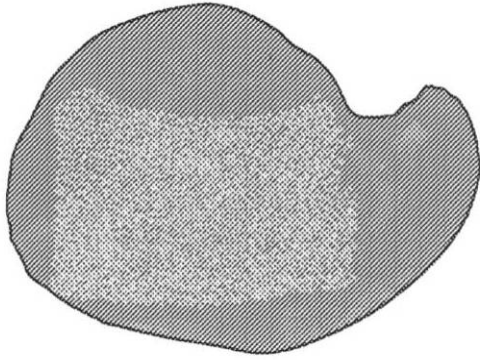
【図 1 5 A】



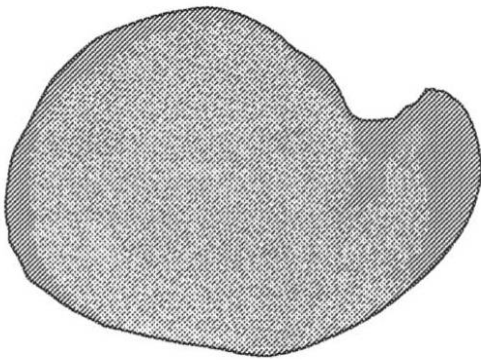
【図 1 4 A】



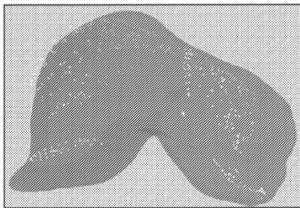
【図 15 B】



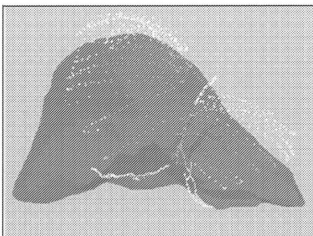
【図 15 C】



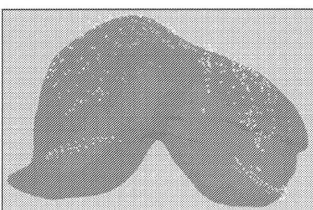
【図 17 A】



【図 17 B】

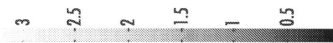


【図 17 C】

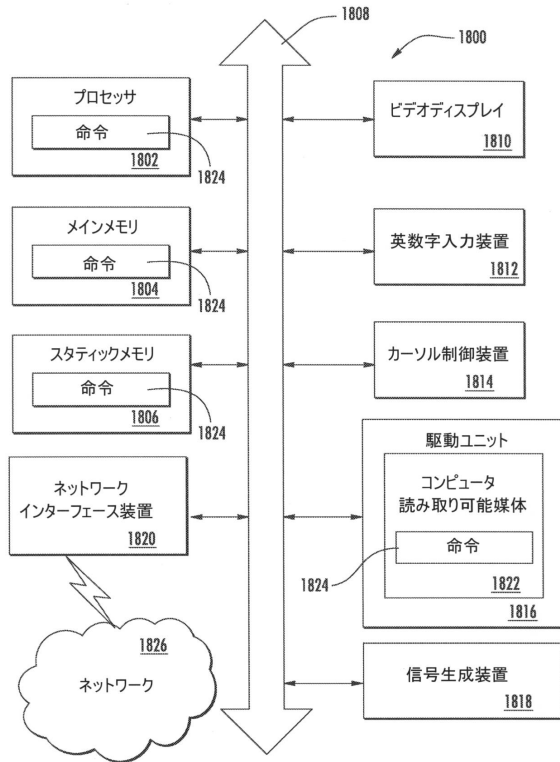


【図 16】

線形モデル対非線形モデルの差 (mm)



【図 18】



フロントページの続き

(72)発明者 ラッカー、ダニエル ケイレブ

アメリカ合衆国 37215 テネシー州 ナッシュビル ローズローン サークル 4930

(72)発明者 ミガ、マイケル

アメリカ合衆国 37069 テネシー州 フランクリン ウィンター ヒル ロード 208

審査官 石田 信行

(56)参考文献 国際公開第2011/091218(WO, A1)

特開2010-131269(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G06T 1/00

G06T 7/00

A61B 5/00

A61B 5/055

A61B 34/00