

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載

【部門区分】第 6 部門第 3 区分

【発行日】平成25年7月11日 (2013.7.11)

【公表番号】特表2013-501290(P2013-501290A)

【公表日】平成25年1月10日 (2013.1.10)

【年通号数】公開・登録公報2013-002

【出願番号】特願2012-523378(P2012-523378)

【国際特許分類】

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 (2006.01)

G 0 6 T 7/60 (2006.01)

G 0 6 T 3/00 (2006.01)

【 F I 】

G 0 6 T 1/00 2 9 0 C

A 6 1 B 5/00 C

G 0 6 T 7/60 1 5 0 B

G 0 6 T 7/60 1 5 0 P

G 0 6 T 3/00 4 0 0 J

G 0 6 T 1/00 2 9 0 B

G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

【手続補正書】

【提出日】平成25年5月24日 (2013.5.24)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

2 つの医用画像を位置合わせする方法であって、  
個々の被検者の生体臓器の患者固有の表示または母集団の生体臓器の表示を含む第 1 の医用画像を得る工程と、

前記第 1 の医用画像内の前記臓器の表面を識別する工程と、

前記表面を用いて、患者用の前記臓器の三次元形状または母集団用の前記臓器の代表的形状を表す幾何学的モデルを得る工程と、

前記幾何学的モデルを用いて、前記臓器の物理的な動きおよび変形を予測するために使用することができる動きモデルを得る工程と、

前記患者または別の患者の前記臓器の表示を含む第 2 の医用画像を得る工程と、

第 1 のベクトル場を表す前記幾何学的モデルの表面法線ベクトルと、第 2 のベクトル場を表す前記第 2 の医用画像をフィルタにかけることによって得られた臓器表面の推定表面法線ベクトルとの間の整列を決定する工程であって、数学的変換を前記幾何学的モデルに適用して、第 1 のベクトル場と第 2 のベクトル場との間の方向整列の度合いを最大にする工程を含み、前記幾何学的モデルおよび前記第 1 のベクトル場の空間的位置、方向、および形状を、前記動きモデルに従って変えて前記整列を実現する工程と、

前記決定された整列を基にして、第 1 および第 2 の医用画像を互いに位置合わせする工程とを備える、方法。

【請求項 2】

前記第 1 の医用画像が磁気共鳴 ( M R ) 画像である、請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 3】**

前記第 1 の医用画像が X 線コンピュータ断層撮影 (CT) 画像である、請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 4】**

前記第 1 の医用画像が超音波画像である、請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 5】**

前記第 1 の医用画像が解剖画像である、請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 6】**

前記第 2 の医用画像が超音波画像である、請求項 1 から 5 のいずれかに記載の方法。

**【請求項 7】**

前記解剖学的特徴が前立腺を含む、請求項 1 から 6 のいずれかに記載の方法。

**【請求項 8】**

前記第 1 の画像、前記幾何学的モデル、および前記動きモデルを得る工程が、手術を受けている患者の前記第 1 の画像と前記第 2 の画像との間の整列の決定を外科的誘導の目的のために必要とする外科手術中のある時点より先に行われる、請求項 1 から 7 のいずれかに記載の方法。

**【請求項 9】**

前記幾何学的モデルが外科的治療または診断試験用の計画の一部として含まれる、請求項 8 に記載の方法。

**【請求項 10】**

前記幾何学的モデルが統計的形状モデル化技法を用いて得られる、請求項 1 から 9 のいずれかに記載の方法。

**【請求項 11】**

前記幾何学的モデルが前記臓器の表面を表す有限要素網である、請求項 1 から 10 のいずれかに記載の方法。

**【請求項 12】**

前記有限要素網が前記識別された表面の球面調和関数表示から生成される、請求項 11 に記載の方法。

**【請求項 13】**

前記動きモデルを構築する工程が、立体モデル化ツールを用いて前記幾何学的モデルから体積有限要素モデルを生成する工程をさらに備える、請求項 1 から 12 のいずれかに記載の方法。

**【請求項 14】**

前記動きモデル構築する工程が、有限要素解析を用いて前記有限要素モデルの網結節 (頂点) の変位を決定し、物理的な材料特性をそのような特性の生理学的範囲に従って前記モデルに割り当てる工程をさらに備える、請求項 13 に記載の方法。

**【請求項 15】**

有限要素解析を使用して一組のシミュレーションを実行する工程を更に備え、前記シミュレーションが前記臓器の物理的に妥当な種々の変形を表す、請求項 14 に記載の方法。

**【請求項 16】**

前記シミュレーションによって計算された前記有限要素網結節 (頂点) の変位の統計的解析を実行して臓器の動きモデルを生成する工程をさらに備える、請求項 15 に記載の方法。

**【請求項 17】**

前記整列を決定する工程が、第 2 の医用画像内の解剖学的目標に対応する 1 個以上の点を識別し、これらの点を前記幾何学的モデルに一致させて幾何学的モデルの向きを第 2 の医用画像にほぼ合わせる初期化工程を備える、請求項 1 から 16 のいずれかに記載の方法。

**【請求項 18】**

前記第 1 のベクトル場が三次元ベクトル場を備え、その中の各ベクトルが前記幾何学的

モデルの表面の点に対応する位置および前記幾何学的モデルの前記表面に対する法線方向を有する、請求項 1 から 17 のいずれかに記載の方法。

【請求項 19】

前記第 2 の医用画像をフィルタにかける前記工程が、前記画像のボクセル（3Dピクセル）強度値の二次ガウス導関数の固有解析に基づいて表面法線ベクトルの前記第 2 のベクトル場を決定する、請求項 1 から 18 のいずれかに記載の方法。

【請求項 20】

前記第 2 の医用画像をフィルタにかけることによって得られる前記第 2 のベクトル場が第 1 のベクトル場の雑音破損版であると考えられる、請求項 1 から 19 のいずれかに記載の方法。

【請求項 21】

前記整列が雑音の同時確率の最大化に基づいて決定される、請求項 20 に記載の方法。

【請求項 22】

前記整列が、前記第 2 のベクトル場内の推定表面法線ベクトルと、前記第 2 の画像の局所座標系に変換された後の前記第 1 のベクトル場内の表面法線ベクトルとの内積の関数を計算することによって、前記第 1 のベクトル場と第 2 のベクトル場との間の方向整列を数値化するベクトル類似度を用いて決定される、請求項 1 から 21 のいずれかに記載の方法。

【請求項 23】

前記画像が超音波画像であるとき、前記ベクトル類似度が超音波送信方向によるアーチファクトの存在を説明する、請求項 22 に記載の方法。

【請求項 24】

前記整列を決定する工程が前記幾何学的モデルの再位置合わせおよび変形の工程を備え、そのため前記変形されたモデルの最終の形状および位置が、前記第 2 の医用画像の座標系内の臓器表面に最適一致する、請求項 1 から 23 のいずれかに記載の方法。

【請求項 25】

前記決定された整列に基づいて前記第 1 および第 2 の医用画像を互いに位置合わせする工程が、前記幾何学的モデルから前記変形幾何学的モデルに書き換える変位を備える高密度変位場を計算する工程を備える、請求項 24 に記載の方法。

【請求項 26】

請求項 1 から 25 のいずれかに記載の方法を実行するために、装置内に演算素子による実行命令を備えるコンピュータプログラム。

【請求項 27】

請求項 26 に記載のコンピュータプログラムを保存する、コンピュータが読み取り自在の保存媒体。

【請求項 28】

2つの医用画像を位置合わせする装置であって、

第 1 の医用画像内の臓器表面を識別する手段と、

識別された表面を用いて 3D 幾何学的モデルを構築し、前記 3D 幾何学的モデルを用いて、前記臓器の物理的動きおよび変形を予測するために用いることができる動きモデルを得る手段と、

前記医用画像をフィルタにかけることによって、前記幾何学的モデルから第 1 の表面法線ベクトル場を得、第 2 の医用画像から第 2 の表面法線ベクトル場を得る手段と、

前記第 1 のベクトル場と前記第 2 のベクトル場との間の整列を決定する手段であって、前記整列の決定は、数学的変換を前記幾何学的モデルに適用して第 1 のベクトル場と第 2 のベクトル場との間の方向整列の程度を最大にすることを含み、前記幾何学的モデルおよび前記第 1 のベクトル場の空間的位置、方向、および形状が前記動きモデルに従って変えられて前記整列を実現し、それによって前記幾何学的モデルの変形を、前記動きモデルによって定義された制約に従って調整する手段と、

前記決定された整列に基づいて、前記第 1 および第 2 の医用画像を互いに位置合わせす

る手段と、を備える装置。

【請求項 29】

2つの医用画像を位置合わせする装置であって、  
臓器の表面を含む第1の医用画像内の前記臓器の表面を識別する画像処理システムと、  
前記識別された表面を用いて前記臓器表面の3D幾何学的モデルを構築するモデル化システムと、

前記3D幾何学的モデルから前記臓器の動きモデルを構築するモデル化システムと、  
前記幾何学的モデルおよび前記第2の医用画像から、それぞれ第1および第2の表面法線ベクトル場を計算する画像処理システムと、

前記第1のベクトル場と前記第2のベクトル場との間の整列を決定する数値最適化システムであって、前記整列の決定は、数学的変換を前記幾何学的モデルに適用して前記第1のベクトル場と前記第2のベクトル場との間の方向整列の程度を最大にすることを含み、  
前記幾何学的モデルおよび前記第1のベクトル場の空間的位置、方向、および形状が前記動きモデルに従って変更されて前記整列を実現し、それによって前記幾何学的モデルの変形を、前記動きモデルに従って調整する数値最適化システムと、

前記決定された整列に基づいて、前記第1および第2の医用画像を互いに位置合わせする画像位置合わせシステムと、を備える装置。

【請求項 30】

前記決定された整列に基づいて前記第1および第2の医用画像を共に可視化する画像融合システムをさらに備える、請求項29に記載の装置。