

【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 1 部門第 2 区分

【発行日】平成24年10月4日(2012.10.4)

【公開番号】特開2009-22754(P2009-22754A)

【公開日】平成21年2月5日(2009.2.5)

【年通号数】公開・登録公報2009-005

【出願番号】特願2008-179683(P2008-179683)

【国際特許分類】

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

G 0 1 T 1/161 (2006.01)

【F I】

A 6 1 B 6/00 3 6 0 B

A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q

A 6 1 B 6/00 3 7 0

A 6 1 B 6/03 3 7 7

A 6 1 B 5/05 3 9 0

A 6 1 B 8/00

G 0 1 T 1/161 C

【手続補正書】

【提出日】平成24年8月21日(2012.8.21)

【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】

医用画像システムを介して実体の 3 D (三次元) 画像 (4 3) を取得し、
X 線医用画像システムを介して前記実体の 2 D (二次元) 画像を取得し、
初期投影行列 (B) を算出することにより前記 2 D 画像の取得の間に前記 X 線医用シス
テムの取得幾何学的構成を決定し、
前記決定された初期投影行列により前記実体の前記 3 D 画像を投影する
放射線検査画像の位置揃えの補正の方法であって、
前記 3 D 画像の 2 D 投影を行い、
前記取得された 2 D 画像により前記 3 D 画像の前記 2 D 投影の位置揃えを行ない、
前記 3 D 画像の前記 2 D 投影及び前記取得された 2 D 画像の位置揃えに基づき組み合わ
せることにより新たな投影行列を算出し、
前記取得された 3 D 画像を前記新たな投影行列により前記取得された 2 D 画像に投影する
、
放射線検査画像の位置揃えの補正の方法。

【請求項 2】

前記投影され取得された 3 D 画像を前記取得された 2 D 画像に表示することを特徴とする
請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記 3 D 画像を、医学的介入の開始時又は事前処理時に取得することを特徴とする請求項

1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記 3 D 画像を、前記 2 D 画像の前記取得に使用されるものとは異なる画像モダリティにより取得することを特徴とし、前記 3 D 画像の取得に使用される画像モダリティは、計算機式断層写真法システム、磁気共鳴 (MR) システム、計算機式陽電子放出断層写真法 (PET) システム、超音波システム、核医学システム又は 3 D 放射線撮影システムのいずれかである、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記初期投影行列の前記決定は、
較正行列と呼ばれる幾つかの投影行列から前記医用画像システムの C アーム (13) のモデルを決定するステップと、
前記較正行列、及び 1 つ又は複数のセンサにより与えられるデータから、前記 C アームの任意の位置について前記初期投影行列を算出するステップとを含んでいる
ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

較正行列を事前算出するために、
空間内立体配置が正確に既知であるファントムをテーブルに載置し、
X 線を放出して、前記システムの検出器に対し所与の入射角について X 線を投影し、投影ピクセル (40) を有する 2 D 投影として画像 (37) により X 線を表わし、
前記 2 D 画像を放射線撮影画像として読み取り、
投影ピクセル (40) に割り当てられた情報内容を前記ファントムの点に対応付けする前記較正行列を算出する
ことを特徴とする請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記 C アームの任意の位置について前記初期投影行列を算出するために、
少なくとも 1 つの前記較正行列又は対応する幾何学的行列のパラメータを算出することを特徴とする請求項 5 に記載の方法。

【請求項 8】

前記 3 D 画像の前記 2 D 投影の前記取得された 2 D 画像との位置揃えは、画像に基づく 3 D - 2 D 位置揃えであることを特徴とする請求項 3 に記載の方法。

【請求項 9】

画像に基づく 3 D - 2 D 位置揃えは、
前記 3 D 画像を繰り返し式で配置し、
前記 3 D 画像と前記投影画像との間の類似性スコアの測定が最適となるまで前記画像を配向させる
ことを行なうパラメータ M の剛体変換であることを特徴とする請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記類似性スコアの前記測定は、
前記 3 D 画像から合成画像を形成するステップと、
前記変換の前記パラメータの推定の関数として前記合成画像を前記放射線画像と比較するステップとを含んでいる
ことを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記類似性スコアの前記測定は、
前記 3 D 画像及び前記放射線画像の両方において原線、具体的には血管の中心線を抽出するステップを含んでいる
ことを特徴とする請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記テーブル又は前記患者のうち少なくとも 1 つが前記医学的介入時に運動しているときには、前記患者の頭部又は前記患者を支えるテーブルに載置された付加的な外部センサの

少なくとも 1 つにより前記 3 D 画像の前記 2 D 投影の前記取得された 2 D 画像との位置揃えを行なうことを特徴とする請求項 3 に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記テーブル又は前記患者のうち少なくとも 1 つが前記医学的介入時に運動しているときには、新たな放射線画像を取得してパラメータ M の前記剛体変換を再計算することを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 1 4】

肝臓又は心臓のような非剛体器官に対する医学的介入の場合に、前記器官の変形又は運動のうち少なくとも 1 つを補償するために、パラメータ M の前記剛体変換を用いて、前記取得された 2 D 画像に対する前記取得された 3 D 画像の前記投影の実時間補正を行なうことを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記医学的介入の前に初期化の剛体変換を算出することを特徴とする請求項 3 に記載の方法。