

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公開特許公報(A)

(11)公開番号
特開2024-67006
(P2024-67006A)

(43)公開日 令和6年5月16日(2024.5.16)

| | | |
|----------------------------|---------------|-----------------|
| (51)国際特許分類 | F I | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 6/03 (2006.01) | A 6 1 B 6/03 | 5 7 1 4 C 0 9 3 |
| G 0 6 T 7/00 (2017.01) | G 0 6 T 7/00 | 6 1 2 4 C 1 3 0 |
| A 6 1 B 34/10 (2016.01) | A 6 1 B 34/10 | 5 L 0 9 6 |
| A 6 1 B 34/30 (2016.01) | A 6 1 B 34/30 | |
| A 6 1 B 34/20 (2016.01) | A 6 1 B 34/20 | |
| 審査請求 有 請求項の数 20 O L (全27頁) | | |

| | |
|--------------------------------------|----------------------|
| (21)出願番号 特願2023-186147(P2023-186147) | (71)出願人 517402229 |
| (22)出願日 令和5年10月31日(2023.10.31) | キュレクソ インコーポレイテッド |
| (31)優先権主張番号 10-2022-0144585 | CUREXO, INC. |
| (32)優先日 令和4年11月2日(2022.11.2) | 大韓民国 05814 ソウル、ソンパ- |
| (33)優先権主張国・地域又は機関 韓国(KR) | グ、ウィリエスンファン - ロ、480、 |
| | サード・アンド・フォース フロアー |
| | 3rd & 4th Floor, 480 |
| | , Wiryesunhwan-ro, |
| | Songpa-gu, Seoul, 0 |
| | 5814, Republic of K |
| | orea |
| | (74)代理人 110001737 |
| | 弁理士法人スズエ国際特許事務所 |
| | (72)発明者 ウ、ドン・ギ |
| | 大韓民国、06530、ソウル、ソチョ |
| | 最終頁に続く |

(54)【発明の名称】 2D / 3D画像整合方法及びこれを行う手術用ロボットシステム

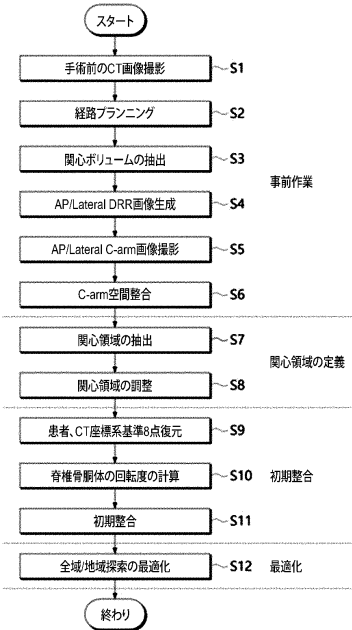
(57)【要約】 (修正有)

【課題】迅速な画像整合の処理が可能で関節の回転に起因する動きの補償が可能な画像整合方法及びこれを行う手術用ロボットシステム、画像整合装置、及びコンピュータプログラム媒体を提供する。

【解決手段】本発明の画像整合方法は、手術前の3D画像からAP方向及びLL方向のDRR画像を抽出し、手術中の2D画像装置から前記患者の手術部位のAP画像とLL画像の2D画像を得、AP画像またはLL画像の第1基準位置に対応する患者の手術部位の参照位置と第1基準位置との間の第1回転角度を決め、2D画像に対するソース及びディテクタの幾何空間関係から、参照位置に対応するAP画像またはLL画像の第2基準位置と参照位置との間の第2回転角度を決め、2D画像及びDRR画像との間の変換関係を決めるステップと、を含むことを特徴とする。

【選択図】図2

図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

各ステップがプロセッサを含む画像整合装置によって実行される画像整合方法において、

手術前の 3 D 画像装置から患者の手術部位の 3 D 画像を得るステップと、
前記 3 D 画像から A P 方向及び L L 方向の D R R 画像を抽出するステップと、
手術中の 2 D 画像装置から前記患者の手術部位の A P 画像と L L 画像の 2 D 画像を得る
ステップと、

前記 D R R 画像に対するソース及びディテクタの幾何空間関係から、前記 A P 画像及び
前記 L L 画像の平面に対する第 1 法線ベクトルの外積ベクトルと平行であり、あらかじめ決
められた第 1 原点を過ぎる第 1 回転軸を基準として、あらかじめ決められた前記 A P 画
像または前記 L L 画像の第 1 基準位置に対応する前記患者の手術部位の参照位置と前記第
1 基準位置との間の第 1 回転角度を決めるステップと、 10

前記 2 D 画像に対するソース及びディテクタの幾何空間関係から、前記 A P 画像及び前
記 L L 画像の平面に対する第 2 法線ベクトルの外積ベクトルと平行であり、あらかじめ決
められた前記第 2 原点を過ぎる第 2 回転軸を基準として、前記参照位置に対応する前記 A
P 画像または前記 L L 画像の第 2 基準位置と前記参照位置との間の第 2 回転角度を決める
ステップと、

前記 D R R 画像及び前記 2 D 画像のそれぞれの前記ソース及びディテクタに対する幾何
空間関係から、前記第 1 回転角度及び第 2 回転角度を基にして前記 2 D 画像及び前記 D R
R 画像との間の変換関係を決めるステップと、含むことを特徴とする画像整合方法。 20

【請求項 2】

前記第 1 基準位置及び前記第 2 基準位置は、前記 2 D 画像及び前記 D R R 画像のそれぞ
れに対する前記 A P 画像または前記 L L 画像の中心または前記中心を含む線または面であ
ることを特徴とする請求項 1 に記載の画像整合方法。

【請求項 3】

前記画像整合装置は、前記 3 D 画像を基にして手術プランニングを行うステップをさら
に含み、

前記 D R R 画像に対する前記第 1 原点は、手術プランニングに適用されたインプラント
の取り付け位置または前記インプラントの取り付けのための手術具の軌道の相対関係を介
して決められることを特徴とする請求項 1 に記載の画像整合方法。 30

【請求項 4】

前記 D R R 画像または前記 2 D 画像に対する前記参照位置は、ユーザの入力によって決
められることを特徴とする請求項 1 に記載の画像整合方法。

【請求項 5】

前記 D R R 画像に対する前記ソース及び前記ディテクタの幾何空間関係は、正投影 (o
r t h o g o n a l p r o j e c t i o n) 関係であり、

前記 2 D 画像に対する前記ソース及び前記ディテクタの幾何空間関係は、遠近投影 (p
e r s p e c t i v e p r o j e c t i o n) 関係であることを特徴とする請求項 1 に
記載の画像整合方法。 40

【請求項 6】

前記画像整合装置が、前記 D R R 画像に対する前記ソース及び前記ディテクタの前記幾
何空間関係から、前記第 1 法線ベクトルの方向に前記 A P 画像平面及び前記 L L 画像平面
を移動するのに伴って平面が交差する第 1 関心ボリュームを決めるステップと、

前記画像整合装置が、前記 2 D 画像に対する前記ソース及び前記ディテクタの前記幾何
空間関係は遠近投影関係であり、遠近投影範囲内で前記第 2 法線ベクトルの方向に前記 A
P 画像平面及び前記 L L 画像平面を移動するのに伴って平面が交差する第 2 関心ボリ
ュームを決めるステップと、をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の画像整合方法。

【請求項 7】

前記第 1 原点は前記第 1 関心ボリュームの中心点であり、前記第 2 原点は前記第 2 関心 50

ボリュームの中心点であることを特徴とする請求項 6 に記載の画像整合方法。

【請求項 8】

前記画像整合装置が、前記 D R R 画像の A P 画像及び前記 L L 画像のそれぞれに対する第 1 関心領域を決めるステップと、

前記画像整合装置が、前記第 1 関心領域に対応する第 2 関心領域を、前記 2 D 画像の前記 A P 画像及び前記 L L 画像のそれぞれに対して決めるステップと、をさらに含み、

前記第 1 基準位置は前記第 1 関心領域の内に位置し、

前記第 2 基準位置は前記第 2 関心領域の内に位置することを特徴とする請求項 1 に記載の画像整合方法。

【請求項 9】

前記画像整合装置が、前記 D R R 画像に対する前記ソース及び前記ディテクタの前記幾何空間関係から、前記第 1 法線ベクトルの方向に前記 A P 画像の関心領域及び前記 L L 画像の関心領域を移動するのに伴って平面が交差する第 1 関心ボリュームを決めるステップと、

前記画像整合装置が前記 2 D 画像に対する前記ソース及び前記ディテクタの前記幾何空間関係は遠近投影関係であり、遠近投影範囲内で前記第 2 法線ベクトルの方向に前記 A P 画像の関心領域及び前記 L L 画像の関心領域を移動するのに伴って平面が交差する第 2 関心ボリュームを決めるステップと、をさらに含むことを特徴とする請求項 8 に記載の画像整合方法。

【請求項 10】

前記第 1 原点は前記第 1 関心ボリュームの中心点であり、前記第 2 原点は前記第 2 関心ボリュームの中心点であることを特徴とする請求項 9 に記載の画像整合方法。

【請求項 11】

前記第 1 原点は、患者の脊椎ペディクルスクリューのターゲット位置間の中点であることを特徴とする請求項 9 に記載の画像整合方法。

【請求項 12】

前記第 1 回転角度は前記第 1 原点を中心として、前記ペディクルスクリュー進入点 (entry point) 間の中点と前記第 1 原点とを結ぶ線分と、

前記第 1 関心ボリュームの中心点を過ぎる前記第 1 法線ベクトルがなす角度であることを特徴とする請求項 11 に記載の画像整合方法。

【請求項 13】

前記 D R R 画像の前記 A P 画像及び前記 L L 画像に対する前記第 1 関心領域のそれぞれは長方形であり、

前記 D R R 画像について、

前記画像整合装置が、前記 A P 画像の関心領域の各頂点に対する前記 L L 画像上のエピポーラライン (epipolar line) と、前記 L L 画像の関心領域の外周辺または側辺の中点との間を結ぶ中線との第 1 交差点を算出する第 1 ステップと、

前記画像整合装置が、前記第 1 交差点を前記 A P 画像の関心領域の各頂点からの前記法線ベクトルにそれぞれ正射影して 4 つの復元点を得る第 2 ステップと、

前記画像整合装置が、前記 L L 画像の関心領域の各頂点に対する前記 A P 画像上のエピポーララインとの前記 A P 画像の関心領域の外周辺または側辺の中点との間を結ぶ中線との第 2 交差点を求める第 3 ステップと、

前記画像整合装置が、前記第 2 交差点を前記 L L 画像上の関心領域の各頂点からの前記法線ベクトルにそれぞれ正射影して 4 つの復元点を得る第 4 ステップと、

前記画像整合装置が、前記第 1 乃至第 4 ステップを介して得られた 8 つの復元点を基にして形成される六面体の第 1 関心ボリュームを算出する第 5 ステップと、を含むことを特徴とする請求項 8 に記載の画像整合方法。

【請求項 14】

前記第 2 関心ボリュームを決めるステップは、前記 2 D 画像に対して、

前記画像整合装置が、前記 A P 画像の関心領域の各頂点に対する前記 L L 画像上のエピ

10

20

30

40

50

ポーラライン (epipolar line) と、前記 LL 画像の関心領域の外周辺または側辺の midpoint との間を結ぶ中線との第 1 交差点を算出する第 1 ステップと、

前記画像整合装置が、前記第 1 交差点を前記 AP 画像の関心領域の各頂点から前記ソースへ向かう遠近投影ベクトルに遠近投影して 4 つの復元点を得る第 2 ステップと、

前記画像整合装置が、前記 LL 画像の関心領域の各頂点に対する前記 AP 画像上のエpipolar line と、前記 AP 画像の関心領域の外周辺または側辺の midpoint との間を結ぶ中線との第 2 交差点を求める第 3 ステップと、

前記画像整合装置が、前記第 2 交差点を前記 LL 画像上の関心領域の各頂点からソースへ向かう遠近投影ベクトルにそれぞれ遠近投影して 4 つの復元点を得る第 4 ステップと、

前記画像整合装置が、前記第 1 乃至第 4 ステップで得られた 8 つの復元点を基にして六面体の第 2 関心ボリュームを決める第 5 ステップと、を含むことを特徴とする請求項 8 に記載の画像整合方法。

10

【請求項 15】

各ステップがプロセッサを含む画像整合装置によって実行される画像整合方法において

手術前の 3D 画像装置から患者の手術部位の 3D 画像を得るステップと、

前記 3D 画像から AP 方向及び LL 方向の DRR 画像を抽出するステップと、

手術中の 2D 画像装置から前記患者の手術部位の AP 画像と LL 画像の 2D 画像を得るステップと、

前記 DRR 画像の前記 AP 画像及び前記 LL 画像のそれぞれに対する第 1 関心領域を決めるステップと、

20

前記第 1 関心領域に対応する第 2 関心領域を、前記 2D 画像の前記 AP 画像及び前記 LL 画像のそれぞれに対して決めるステップと、

前記 DRR 画像に対するソース及びディテクタの幾何空間関係から、前記 AP 画像及び前記 LL 画像の平面に対する第 1 法線ベクトルの方向に、前記 AP 画像の関心領域及び前記 LL 画像の関心領域を平行移動するとき平面が交差して形成される第 1 関心ボリュームを決めるステップと、

前記 2D 画像に対するソース及びディテクタの幾何空間関係は、遠近投影関係であり、前記遠近投影範囲内で前記 2D 画像の AP 画像及び LL 画像に対する第 2 法線ベクトルの方向に前記 AP 画像の関心領域及び前記 LL 画像の関心領域を移動するとき平面が交差して形成される第 2 関心ボリュームを決めるステップと、

30

前記第 1 関心領域内のあらかじめ決められた第 1 基準位置に対応する前記第 1 関心ボリューム内の第 1 基準位置と前記第 1 基準位置に対応するあらかじめ決められた参照位置の第 1 変位を決めるステップと、

前記参照位置に対応する前記第 2 関心領域内のあらかじめ決められた第 2 基準位置に対する前記第 2 関心ボリューム内の第 2 基準位置と前記参照位置との間の第 2 変位を決めるステップと、

前記第 1 変位と前記第 2 変位に基にして、前記 DRR 画像及び前記 2D 画像それぞれの前記ソース及びディテクタに対する幾何空間関係から前記 2D 画像及び前記 DRR 画像との間の変換関係を決めるステップであって、前記変換関係に従って、前記第 1 関心領域の頂点と前記第 2 関心領域の頂点との間のユークリディアン距離が最小となるようにする変換関係を決めるステップと、を含むことを特徴とする画像整合方法。

40

【請求項 16】

前記第 1 変位を決めるステップは、前記 AP 画像及び前記 LL 画像の平面に対する前記第 1 法線ベクトルの外積ベクトルと平行であり、あらかじめ決められた第 1 原点を過ぎる第 1 回転軸を基準として、前記参照位置と前記第 1 基準位置との間の角度を第 1 回転角度であると決めるステップと、

前記第 2 変位を決めるステップは、前記 AP 画像及び前記 LL 画像の平面に対する前記第 2 法線ベクトルの外積ベクトルと平行であり、あらかじめ決められた第 2 原点を過ぎる第 2 回転軸を基準として、前記参照位置と第 2 基準位置との間の角度を第 2 回転角度であ

50

ると決めるステップと、を含むことを特徴とする請求項 15 に記載の画像整合方法。

【請求項 17】

前記第 1 及び第 2 関心ボリュームを決めるステップは、前記第 1 及び第 2 関心領域の頂点のエピポーララインを前記第 1 及び第 2 法線ベクトルに投影して多面体を形成するステップをそれぞれ含むことを特徴とする請求項 15 に記載の画像整合方法。

【請求項 18】

画像整合装置において、

請求項 1 乃至請求項 17 の中のいずれか一項に記載の画像整合方法を実行するためのプロセッサを含む画像整合装置。

【請求項 19】

手術用ロボットシステムにおいて、

手術中の患者の手術部位の 2D 画像を得るための 2D 画像装置と、

手術具が着脱可能なエンドエフェクタを含むロボットアームと、

前記手術具または前記エンドエフェクタのリアルタイム位置をセンシングするための位置センサと、

あらかじめ決められた手術プランニングに応じて前記ロボットアームを制御するコントローラと、

ディスプレイと、

請求項 1 乃至請求項 17 の中のいずれか一項の画像整合方法を行って、前記ディスプレイを介して手術具またはインプラントに対する前記プランニング情報を手術中に得られる 2D 画像に表示したり、前記手術具またはインプラントの前記リアルタイム位置を前記 2D 画像または手術前に得られる 3D 画像に表示するナビゲーションシステムを含むことを特徴とする手術用ロボットシステム。

【請求項 20】

請求項 1 乃至請求項 17 の中のいずれか一項に記載の画像整合方法を行うためのソフトウェアを格納するコンピュータプログラム媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像整合に関して、より詳細には、手術前の 3D 画像と手術中の 2D 画像との間の整合を介して手術プランニング及びナビゲーション情報を望む画像に表示することができる画像整合方法及びこれを行う手術用ロボットシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

画像整合に基づく手術ナビゲーションの技術は、医師の手術を支援するために使用されてきた。

【0003】

医師は、手術に入る前に、手術部位を撮影した CT の 3D 画像を基にして、最適なインプラント製品、インプラントの手術位置、または手術具の軌道などを決める手術プランニングを確立する。そして手術中には、手術プランニングの通りに手術がうまく行っているかを確認するために、手術の現況に該当する手術具、インプラントなどのリアルタイム位置を手術プランニングと対比、確認しながら手術具を操作する。

【0004】

手術プランニングは、手術前に主に活用されている CT の 3D 画像を基にして確立される反面、手術の現況は手術中に主に活用されている画像機器である C-arm の 2D 画像を基にして提供され、これは手術中の手術具と C-arm が同じ座標系に整合されるのである。

【0005】

したがって、手術プランニング及び手術の現状に対する統合的な情報を提供するためには、3D / 2D 画像が整合されるべきであり、手術を成功させるためには、画像整合の精

10

20

30

40

50

度を高め、画像整合の処理時間を短縮しなければならない。

【 0 0 0 6 】

しかしながら、患者の動きに応じて脊椎の回転、左右の骨盤の非対称性などが発生し、画像を得るたびに一定でない画像を得ることとなる。したがって、患者の動き、特に位置の移動はないが、関節の回転などにより発生するポーズの微細な変化を迅速に処理して画像整合を行うべきであるが、従来のナビゲーション技術分野では、このような関節の回転に伴うポーズの変化を反映する画像整合の技術は活用されていなかった。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 韓国登録特許第 2 2 0 3 5 4 4 号

【 特許文献 2 】 韓国登録特許第 2 3 9 4 9 0 1 号

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

したがって、本発明は、迅速な画像整合の処理が可能で関節の回転に起因する動きの補償が可能な画像整合方法及びこれを行う手術用ロボットシステム、画像整合装置、及びコンピュータプログラム媒体を提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

本発明の一態様に係る画像整合方法において、手術前の 3 D 画像装置から患者の手術部位の 3 D 画像を得るステップと、前記 3 D 画像から A P 方向及び L L 方向の D R R 画像を抽出するステップと、手術中の 2 D 画像装置から前記患者の手術部位の A P 画像と L L 画像の 2 D 画像を得るステップと、前記 D R R 画像に対するソース及びディテクタの幾何空間関係から、前記 A P 画像及び前記 L L 画像の平面に対する第 1 法線ベクトルの外積ベクトルと平行であり、あらかじめ決められた第 1 原点を過ぎる第 1 回転軸を基準として、あらかじめ決められた前記 A P 画像または前記 L L 画像の第 1 基準位置に対応する前記患者の手術部位の参照位置と前記第 1 基準位置との間の第 1 回転角度を決めるステップと、前記 2 D 画像に対するソース及びディテクタの幾何空間関係から、前記 A P 画像及び前記 L L 画像の平面に対する第 2 法線ベクトルの外積ベクトルと平行であり、あらかじめ決められた前記第 2 原点を過ぎる第 2 回転軸を基準として、前記参照位置に対応する前記 A P 画像または前記 L L 画像の第 2 基準位置と前記参照位置との間の第 2 回転角度を決めるステップと、前記 D R R 画像及び前記 2 D 画像のそれぞれの前記ソース及びディテクタに対する幾何空間関係から、前記第 1 回転角度及び第 2 回転角度を基にして前記 2 D 画像及び前記 D R R 画像との間の変換関係を決めるステップと、含むことを特徴とする画像整合方法によって達成することができる。

【 0 0 1 0 】

ここで、前記第 1 基準位置及び前記第 2 基準位置は、前記 2 D 画像及び前記 D R R 画像のそれぞれに対する前記 A P 画像または前記 L L 画像の中心または前記中心を含む線または面であり得る。

【 0 0 1 1 】

前記画像整合方法は、前記 3 D 画像を基にして手術プランニングを行うステップをさらに含み、前記 D R R 画像に対する前記第 1 原点は、手術プランニングに適用されたインプラントの取り付け位置または前記インプラントの取り付けのための手術具の軌道の相対関係を介して決められることができる。そして、前記 D R R 画像または前記 2 D 画像に対する前記参照位置はユーザの入力によって決められることができる。

【 0 0 1 2 】

前記画像整合方法において、前記 D R R 画像に対する前記ソース及び前記ディテクタの幾何空間関係は、正投影 (o r t h o g o n a l p r o j e c t i o n) 関係であり、前記 2 D 画像に対する前記ソース及び前記ディテクタの幾何空間関係は、遠近投影 (p e

10

20

30

40

50

r s p e c t i v e p r o j e c t i o n) 関係であり得る。

【 0 0 1 3 】

そして、前記画像整合方法は、前記 D R R 画像に対する前記ソース及び前記ディテクタの前記幾何空間関係から、前記第 1 法線ベクトルの方向に前記 A P 画像平面及び前記 L L 画像平面を移動するのに伴って平面が交差する第 1 関心ボリュームを決めるステップと、前記 2 D 画像に対する前記ソース及び前記ディテクタの前記幾何空間関係は遠近投影関係であり、遠近投影範囲内で前記第 2 法線ベクトルの方向に前記 A P 画像平面及び前記 L L 画像平面を移動するのに伴って平面が交差する第 2 関心ボリュームを決めるステップと、をさらに含むことができる。ここで、前記第 1 原点は前記第 1 関心ボリュームの中心点であり、前記第 2 原点は前記第 2 関心ボリュームの中心点であり得る。

10

【 0 0 1 4 】

そして、前記画像整合方法は、前記 D R R 画像の A P 画像及び前記 L L 画像のそれぞれに対する第 1 関心領域を決めるステップと、前記第 1 関心領域に対応する第 2 関心領域を、前記 2 D 画像の前記 A P 画像及び前記 L L 画像のそれぞれに対して決めるステップと、をさらに含み、前記第 1 基準位置は前記第 1 関心領域の内に位置し、前記第 2 基準位置は前記第 2 関心領域の内に位置することができる。また、前記 D R R 画像に対する前記ソース及び前記ディテクタの前記幾何空間関係から、前記第 1 法線ベクトルの方向に前記 A P 画像の関心領域及び前記 L L 画像の関心領域を移動するのに伴って平面が交差する第 1 関心ボリュームを決めるステップと、前記 2 D 画像に対する前記ソース及び前記ディテクタの前記幾何空間関係は遠近投影関係であり、遠近投影範囲内で前記第 2 法線ベクトルの方向に前記 A P 画像の関心領域及び前記 L L 画像の関心領域を移動するのに伴って平面が交差する第 2 関心ボリュームを決めるステップと、をさらに含むことができ、ここで、前記第 1 原点は前記第 1 関心ボリュームの中心点であり、前記第 2 原点は前記第 2 関心ボリュームの中心点とすることができる。

20

【 0 0 1 5 】

そして、前記画像整合方法は、前記第 1 原点は、患者の脊椎ペディクルスクリューのターゲット位置間の中点であり得て、前記第 1 回転角度は前記第 1 原点を中心として、前記ペディクルスクリュー進入点 (e n t r y p o i n t) 間の中点と前記第 1 原点とを結ぶ線分と、前記関心ボリュームの中心点を過ぎる前記第 1 法線ベクトルがなす角度であり得る。

30

【 0 0 1 6 】

そして、前記画像整合方法は、前記 D R R 画像の前記 A P 画像及び前記 L L 画像に対する前記第 1 関心領域のそれぞれは長方形であり、前記 D R R 画像について、前記 A P 画像の関心領域の各頂点に対する前記 L L 画像上のエピポーラライン (e p i p o l a r l i n e) と、前記 L L 画像の関心領域の外周辺または側辺の中点との間を結ぶ中線との第 1 交差点を算出する第 1 ステップと、前記第 1 交差点を前記 A P 画像の関心領域の各頂点からの前記法線ベクトルにそれぞれ正射影 (o r t h o g o n a l p r o j e c t i o n) して 4 つの復元点を得る第 2 ステップと、前記 L L 画像の関心領域の各頂点に対する前記 A P 画像上のエピポーララインとの前記 A P 画像の関心領域の外周辺または側辺の中点との間を結ぶ中線との第 2 交差点を求める第 3 ステップと、前記第 2 交差点を前記 L L 画像上の関心領域の各頂点からの前記法線ベクトルにそれぞれ正射影して 4 つの復元点を得る第 4 ステップと、前記第 1 乃至第 4 ステップを介して得られた 8 つの復元点を基にして形成される六面体の第 1 関心ボリュームを算出する第 5 ステップと、を含むことができる。

40

【 0 0 1 7 】

そして、前記画像整合方法は、前記第 2 関心ボリュームを決めるステップは、前記 2 D 画像に対して、前記 A P 画像の関心領域の各頂点に対する前記 L L 画像上のエピポーラライン (e p i p o l a r l i n e) と、前記 L L 画像の関心領域の外周辺または側辺の中点との間を結ぶ中線との第 1 交差点を算出する第 1 ステップと、前記第 1 交差点を前記 A P 画像の関心領域の各頂点から前記ソースへ向かう遠近投影ベクトルに遠近投影して 4

50

つの復元点を得る第2ステップと、前記LL画像の関心領域の各頂点に対する前記AP画像上のエピポーラインとの前記AP画像の関心領域の外周辺または側辺の midpoint との間を結ぶ中線との第2交差点を求める第3ステップと、前記第2交差点を前記LL画像上の関心領域の各頂点からソースへ向かう遠近投影ベクトルにそれぞれ遠近投影して4つの復元点を得る第4ステップと、前記第1乃至第4ステップで得られた8つの復元点を基にして六面体の第2関心ボリュームを決める第5ステップと、を含むことができる。

【0018】

さらに、前記目的は、本発明の別の態様に係る画像整合方法において、手術前の3D画像装置から患者の手術部位の3D画像を得るステップと、前記3D画像からAP方向及びLL方向のDRR画像を抽出するステップと、手術中の2D画像装置から前記患者の手術部位のAP画像とLL画像の2D画像を得るステップと、前記DRR画像の前記AP画像及び前記LL画像のそれぞれに対する第1関心領域を決めるステップと、前記第1関心領域に対応する第2関心領域を、前記2D画像の前記AP画像及び前記LL画像のそれぞれに対して決めるステップと、前記DRR画像に対するソース及びディテクタの幾何空間関係から、前記AP画像及び前記LL画像の平面に対する第1法線ベクトルの方向に、前記AP画像の関心領域及び前記LL画像の関心領域を平行移動するとき平面が交差して形成される第1関心ボリュームを決めるステップと、前記2D画像に対するソース及びディテクタの幾何空間関係は、遠近投影関係であり、遠近投影範囲内で前記2D画像のAP画像及びLL画像に対する第2法線ベクトルの方向に前記AP画像の関心領域及び前記LL画像の関心領域を移動するとき平面が交差して形成される第2関心ボリュームを決めるステップと、前記第1関心領域内のあらかじめ決められた第1基準位置に対応する前記第1関心ボリューム内の第1基準位置と前記第1基準位置に対応するあらかじめ決められた参照位置の第1変位を決めるステップと、前記参照位置に対応する前記第2関心領域内のあらかじめ決められた第2基準位置に対する前記第2関心ボリューム内の第2基準位置と前記参照位置との間の第2変位を決めるステップと、前記第1変位と前記第2変位に基にして、前記DRR画像及び前記2D画像それぞれの前記ソース及びディテクタに対する幾何空間関係から前記2D画像及び前記DRR画像との間の変換関係を決めるステップであって、前記変換関係に従って、前記第1関心領域の頂点と前記第2関心領域の頂点との間のユークリディアン距離が最小となるようにする変換関係を決めるステップと、を含むことを特徴とする画像整合方法によって達成することができる。

【0019】

ここで、前記第1変位を決めるステップは、前記AP画像及び前記LL画像の平面に対する前記第1法線ベクトルの外積ベクトルと平行であり、あらかじめ決められた第1原点を過ぎる第1回転軸を基準として、前記参照位置と前記第1基準位置との間の角度を第1回転角度であると決めるステップを含み、前記第2変位を決めるステップは、前記AP画像及び前記LL画像の平面に対する前記第2法線ベクトルの外積ベクトルと平行であり、あらかじめ決められた第2原点を過ぎる第2回転軸を基準として、前記参照位置と第2基準位置との間の角度を第2回転角度であると決めるステップと、を含むことができる。

【0020】

そして、前記第1及び第2関心ボリュームを決めるステップは、前記第1及び第2関心領域の頂点のエピポーラインを前記第1及び第2法線ベクトルに投影して多面体を形成するステップをそれぞれ含むことができる。

【0021】

また、前記目的は、本発明の別の態様に係る画像整合装置において、請求項1乃至請求項17の中のいずれか一項に記載の画像整合方法を実行するためのプロセッサを含む画像整合装置によって達成することができる。

【0022】

さらに、前記目的は、本発明の別の態様に係る手術用ロボットシステムにおいて、手術中の患者の手術部位の2D画像を得るための2D画像装置と、手術具が着脱可能なエンドエフェクタを含むロボットアームと、前記手術具または前記エンドエフェクタのリアルタ

10

20

30

40

50

イム位置をセンシングするための位置センサと、あらかじめ決められた手術プランニングに応じて前記ロボットアームを制御するコントローラと、ディスプレイと、請求項 1 乃至請求項 17 の中のいずれか一項に記載の画像整合方法を行って、前記ディスプレイを介して手術具またはインプラントに対する前記プランニング情報を手術中に得られる 2 D 画像に表示したり、前記手術具またはインプラントの前記リアルタイム位置を前記 2 D 画像または手術前に得られる 3 D 画像に表示するナビゲーションシステムを含むことを特徴とする手術用ロボットシステムによって達成することができる。

【0023】

さらに、上記目的は、本発明の一態様に係る請求項 1 乃至請求項 17 の中のいずれか一項に記載の画像整合方法を行うためのソフトウェアを格納するコンピュータプログラム媒体によって達成することができる。

10

【発明の効果】

【0024】

本発明は、患者の身体の一部に対する回転時に動きの補償が可能な正確かつ迅速な画像整合処理を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図 1】本発明の実施形態に係る画像整合装置のブロック図である。

【図 2】本発明の実施形態に係る画像整合方法のフローチャートである。

【図 3 a】C T 画像に手術プランニングを確立し、そこから関心ボリュームを抽出する過程を説明するための例示図である。

20

【図 3 b】C T 画像に手術プランニングを確立し、そこから関心ボリュームを抽出する過程を説明するための例示図である。

【図 4】C T 画像から正射影 (orthogonal projection) に基づいて D R R 画像を生成することを説明するための例示図である。

【図 5】A P 画像における機械学習を通じてラベル付けされた後に関心領域を自動的に生成する過程を説明するための例示図である。

【図 6 a】D R R 画像として、A P 画像及び L L 画像における第 1 関心領域が生成された結果の例を示す図である。

【図 6 b】D R R 画像として、A P 画像及び L L 画像における第 1 関心領域が生成された結果の例を示す図である。

30

【図 7 a】C - a r m 画像として、A P 画像及び L L 画像における第 2 関心領域が生成された結果の例を示す図である。

【図 7 b】C - a r m 画像として、A P 画像及び L L 画像における第 2 関心領域が生成された結果の例を示す図である。

【図 8】関心領域のサイズ調整、位置移動、回転移動、S P 設定などを可能にするユーザインターフェースの例を示す図である。

【図 9 a】第 1 関心領域の頂点が C T ボリューム内に復元される過程を説明するための図である。

【図 9 b】第 1 関心領域の頂点が C T ボリューム内に復元される過程を説明するための図である。

40

【図 9 c】第 1 関心領域の頂点が C T ボリューム内に復元される過程を説明するための図である。

【図 9 d】第 1 関心領域の頂点が C T ボリューム内に復元される過程を説明するための図である。

【図 10】第 1 関心領域の頂点 8 つが C T ボリューム内に復元された結果を説明するための例示図である。

【図 11】第 2 関心領域の頂点が C - a r m ボリューム内に復元される過程を説明するための図である。

【図 12】第 2 関心領域の頂点 8 つが C - a r m ボリューム内に復元された結果を説明す

50

るための図である。

【図 1 3 a】第 1 関心ボリュームの軸方向と棘突起の先端ラインとが一致する場合と不一致して回転した場合を説明するための図である。

【図 1 3 b】第 1 関心ボリュームの軸方向と棘突起の先端ラインとが一致する場合と不一致して回転した場合を説明するための図である。

【図 1 4】手術前に手術プランニングされたプランニングオブジェクト位置に基づく第 1 回転角度を決定する方法を説明するための例示図である。

【図 1 5】C - a r m A P 画像において棘突起の先端線をユーザが設定するためのユーザインターフェースを説明するための例示図である。

【図 1 6】C - a r m A P 画像ベースの第 2 回転角度を算出する過程を説明するための例示図である。 10

【図 1 7】C - a r m A P 画像ベースの第 2 回転角度を算出する過程を説明するための例示図である。

【図 1 8】第 1 関心ボリュームの中央を原点とするローカル座標系 V を説明するための図である。

【図 1 9】本発明の一実施形態に係る手術ロボットシステムの概略的な構成の模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0026】

以下、添付の図面を参照して本発明の実施形態を説明する。 20

【0027】

図 1 は、本発明の一実施形態に係る画像整合を行うための画像整合装置 10 の構成を概略的に示すブロック図である。画像整合装置 10 は、画像整合を行なえる電子機器であり、コンピュータ、ノートパソコン、ラップトップ・コンピュータ、タブレット端末、スマートフォン、携帯電話、PMP (Personal Media Player)、PDA (Personal Digital Assistants) などのコンピューティングデバイスを意味する。本発明の一実施形態に係る画像整合方法は、医療用ナビゲーションソフトウェアをはじめとする医療画像処理ソフトウェアなどに適用可能である。本発明の一実施形態に係る画像整合装置 10 は、医療用ナビゲーションソフトウェアの以外に、手術プランニングやプランニング等の画像処理ソフトウェアを実行することもできる。 30

【0028】

図 1 を参照すると、本発明の一実施形態に係る画像整合装置 10 は、データ及びプログラムコードが格納されたメモリ 11 と、それを実行するプロセッサ 13 とを含む。

【0029】

メモリ 11 は、コンピューティング装置で読み取り可能な記録媒体であり、プロセッサ 13 により実行される少なくとも 1 つのコンピュータプログラムコードを格納することができる。このようなコンピュータプログラムコードは、メモリ 11 とは別のフロッピードライブ、ディスク、テープ、DVD / CD - ROM ドライブ、メモリカードなどからメモリ 11 にロードすることができる。メモリ 11 は、画像整合のためのソフトウェア、患者の医療画像やデータなどを格納することができる。 40

【0030】

プロセッサ 13 は、基本的なロジック、算出、演算などを実行してコンピュータプログラムの命令語を実行及び処理するためのものであり、メモリ 11 に格納されたコンピュータプログラムコードがプロセッサ 13 にロードされて実行される。プロセッサ 13 は、メモリ 11 に格納されたアルゴリズムを実行して一連の 2 D / 3 D 画像整合を行う。

【0031】

図 1 に示すように、本発明の一実施形態に係る画像整合装置 10 は、データ及び画像を表示するためのディスプレイ 15 と、ユーザの入力を受けるためのユーザインターフェース 17 と、外部との連動のための通信インターフェース 19 をさらに含むことができる。ユーザインターフェース 17 は、例えば、マイク、キーボード、マウス、または足パッド 50

などの入力装置を含むことができる。

【 0 0 3 2 】

以下、本発明の一実施形態に係る画像整合装置 1 0（またはプロセッサ 1 3）により行われる画像整合方法について後述する。

【 0 0 3 3 】

図 2 は本発明の一実施形態に係る画像整合方法のフローチャートであり、図 3 乃至図 1 4 は図 2 のフローチャートのステップを示す模式図である。

【 0 0 3 4 】

図 2 を参照すると、本発明の実施形態に係る画像整合方法は手術前のステップのプランニングステップを含む。

【 0 0 3 5 】

まず、画像装置を介して手術前の患者の手術部位に対する C T 画像を撮影して 3 D 画像を得る（S 1）。ここで、C T 以外に 3 D 画像を得る画像装置、例えば M R I など也可以使用することができ、本発明は特定の画像装置に限定されない。

【 0 0 3 6 】

医師は手術プランニングソフトウェアを使用して患者の 3 D 画像に対して手術プランニングを確立する（S 2）。例えば、脊椎手術中にペディクルにスクリューを挿入して固定する手術の場合、スクリューの直径、長さ、材質等を基準としたスクリュー製品の選択、スクリューのペディクルの進入点、スクリューの末端の定着位置のターゲットなどを設定して 3 D 画像に表示することができる。このようなプランニングソフトウェアは、さまざま手術分野で多くの企業が提供している。

【 0 0 3 7 】

次に、画像整合装置 1 0 は、手術プランニングを確立した手術部位に対する関心ボリュームを抽出する（S 3）。このような抽出は、3 D 画像上に表示されたプランニングオブジェクト、例えばスクリューの位置を基準として自動化されたアルゴリズムを介して自動抽出されるか、または医師が直接提供されるボリューム境界を調整して、そのサイズだけ抽出することができる。

【 0 0 3 8 】

図 3 a を参照すると、医師は左側の 3 D 画像上に提供される白いボックスを制御して関心ボリュームを設定したり調整することができ、図 3 b を参照すると、図 3 a と比較して、例えばプランニングオブジェクトであるスクリューを基準として左右マージン（a , b）の大きさをデフォルトで与え、自動的に抽出されるようにすることができる。

【 0 0 3 9 】

このようにして抽出された関心ボリュームから D R R（D i g i t a l l y R e c o n s t r u c t e d R a d i o g r a p h）画像として、A P 画像（A n t e r i o r - P o s t e r i o r i m a g e）と L L 画像（L a t e r a l - L a t e r a l i m a g e）を生成する（S 4）。すなわち、図 4 に示すように、A P 画像と L L 画像は、C T 装置が提供する C T 座標系を基準とした仮想の C - a r m 画像であり、正射影（o r t h o g o n a l p r o j e c t i o n）による A P ソースとディテクタから A P 画像を生成し、L L ソース及びディテクタから L L 画像を生成する。

【 0 0 4 0 】

次に、手術中に C - a r m 装置を介して手術部位の A P 画像と L L 画像を得て（S 5）、患者の身体の一部に取付けたマーカー（以下「P M マーカー」という）又は他の手術空間内で参照することができるマーカーを基準とした空間座標系に C - a r m 装置を整合させる（S 6）。本出願人の韓国登録特許第 2 2 0 3 5 4 4 号は C - a r m 装置を 3 D 空間に整合するか、2 D 画像を 3 D 空間に整合する技術を開示しており、本出願は、5 4 4 ' 号を全て参照として含む。C - a r m 装置を空間整合する技術は、参照された 5 4 4 ' 号の特許以外に多数知られており、本発明は特定の空間整合技術に限定されない。

【 0 0 4 1 】

画像整合装置 1 0 は、D R R 画像と C - a r m 画像について第 1 関心領域 R O I 及び第

10

20

30

40

50

2 関心領域 R O I をそれぞれ決める (S 7 、 S 8) 。各関心領域は、ペディクルスクリー固定手術の場合、脊椎骨の単位に設定することができ、図 5 に示すように、機械学習を通じて脊椎骨の単位で抽出されてラベル付けされ、関心領域は各脊椎骨を含む長方形として定義することができる。

【 0 0 4 2 】

図 6 a 及び図 6 b は、ラベル付けされた D R R 画像の A P 画像及び L L 画像に第 1 関心領域が抽出された結果を示し、図 7 a 及び図 7 b はラベル付けされた C - a r m の A P 画像及び L L 画像に第 2 関心領域が抽出された結果を示す。

【 0 0 4 3 】

ここで注意すべき点は、D R R 画像に対する第 1 関心領域と C - a r m 画像に対する第 2 関心領域が互いに等しく抽出されることである。少なくとも、関心領域の長方形の頂点は、互いに対応する同等性がある点として選択される。同等性は完全な一致点を意味するものではなく、例えば、脊椎骨の画像特徴と選択される関心領域の 4 つの頂点との間の関係が一定に維持されるように、第 1 関心領域と第 2 関心領域が抽出または選択されることを意味する。

【 0 0 4 4 】

本実施形態においては、例えば、脊椎骨に対して、棘突起の先端が A P 画像に対する関心領域の中央にくるように第 1 関心領域及び第 2 関心領域が選択され、A P / L L 画像のそれぞれにおいて脊椎骨の外側マージンが第 1 及び第 2 関心領域に対して一定に適用されるように選択される。

【 0 0 4 5 】

図 8 を参照すると、医師は提供されたユーザインターフェースを介して抽出された関心領域のサイズ、位置、回転などが可能であり、特定の身体部位、例えば棘突起の先端を指すラインを生成するか、または中心線と一致するように関心領域を調整することもできる。

【 0 0 4 6 】

次に、画像整合装置 1 0 は、D R R 画像に対して A P 画像と L L 画像に表示された第 1 関心領域を空間上に復元する、すなわち関心ボリュームで復元するようにする (S 9) 。これは直観的に、A P 画像が仮想のディテクタ位置にあると仮定し、法線ベクトルに平行移動させるとともに、L L 画像が仮想のディテクタ位置にあると仮定し、L L 画像の法線ベクトルに平行移動させるとき、2 つの平面が交差する空間、すなわち、2 つの平面上の第 1 関心領域が互いに交差する空間で第 1 関心ボリュームとすることにする。

【 0 0 4 7 】

第 1 関心ボリュームを座標系に基づいて算出する過程を図 9 乃至図 1 3 を参照して説明する。

【 0 0 4 8 】

図 9 を参照すると、L 3 とラベル付けされた脊椎骨に対する第 1 関心領域に対して、A P 画像上の第 1 関心領域の第 1 頂点 A 1 と、C T 座標系上の A P 画像が位置する仮想のディテクタ平面が定義される。また、L L 画像が位置する仮想のディテクタ平面も定義され、L L 画像上の第 1 関心領域も表示されている。直観的に、A P 画像及び L L 画像の平面が空間で交差して形成されるボリュームを C T ボリュームというとき、C T ボリュームは六面体で 6 つの境界面を有し、3 軸の C T 座標系を有する。

【 0 0 4 9 】

D R R 画像は正投影または直交投影であるので、このような六面体の C T ボリュームが形成され、A₁ を過ぎる法線ベクトルは C T ボリュームの上下境界面を交差して任意の高さの A₁' に達する。

【 0 0 5 0 】

したがって、A₁' と上下の境界面との交差点 I₁ 及び I₂ は、次のように求めることができる。

【 0 0 5 1 】

10

20

30

40

50

【数 1】

$$A'_1 = \lambda_1 N_{AP} + A_1$$

【0052】

【数 2】

$$I_1 = f_{inter}(\pi_{Top}, A'_1, A_1)$$

【0053】

10

【数 3】

$$I_2 = f_{inter}(\pi_{Bot}, A'_1, A_1)$$

【0054】

ここで、 λ_1 は任意の数であり、 N_{AP} は A P 平面の法線ベクトルであり、 f_{inter} は入力変数として 2 つの点と 1 つの平面で表され、2 つの点を結ぶ線分と平面との間の交差点を求める関数を表す。

【0055】

したがって、 I_1 は次のように求められる。

20

【0056】

【数 4】

$$I_1 = A_1 + \frac{N_{AP}^T(P_{Top} - A_1)}{N_{AP}^T(A'_1 - A_1)}(A'_1 - A_1)$$

【0057】

ここで、 P_{Top} は π_{Top} を表し、 I_2 は I_1 と同じ方式で求められる。

【0058】

図 9 b を参照すると、 I_1 及び I_2 から LL 画像平面に垂直に下がって通じる任意の法線上の任意の点をそれぞれ I'_1 及び I'_2 というとき、 I'_1 及び I'_2 は、次のように表現できる。

30

【0059】

【数 5】

$$I'_1 = \lambda_2 N_{LL} + I_1$$

【0060】

【数 6】

$$I'_2 = \lambda_2 N_{LL} + I_2$$

40

【0061】

ここで、 λ_2 は任意の数であり、 N_{LL} は LL 平面の法線ベクトルである。

【0062】

次の図 9 c を参照すると、 I_1 及び I_2 から I'_1 及び I'_2 に至る線分と LL 画像平面と交差点を結び、頂点 A_1 のエピポーラインを求めることができる。このエピポーラインを LL 画像上の関心領域の任意の位置との交差点を求めることができる。図 9 c では、第 1 関心領域の左右側辺の中点 C_1 、 C_2 を結ぶ線分との交差点 C_3 を求めた。

【0063】

50

このように求めたエピポーララインと関心領域との間の交差点 C_3 を再び頂点 A_1 からの法線 $A_1 - A'_1$ に投影すれば、図 9 d に見られるように、 P_1 を求めることができる。ここで、エピポーララインと交差する関心領域の位置を上辺とした場合、 P_1 は LL 画像の第 1 関心領域の上辺と平行な位置にあるので、 A_1 に対応する CT ボリューム内の点である P_1 は A_1 からの法線上でも、LL 画像上の関心領域の上辺及び下辺と平行な位置内で任意の位置で選択することができることに注意する。

【 0 0 6 4 】

残りの 3 つの頂点に対して A_1 と同様に適用すると、AP 画像上の第 1 関心領域の平面が CT ボリュームに移されて復元されることがわかり、同様に LL 画像上の頂点が CT ボリュームに移されて復元されることがわかる。

10

【 0 0 6 5 】

図 1 0 は、第 1 関心領域を定義する 8 つの頂点 $A_1 \sim A_8$ が CT ボリューム内の 8 つの点 ($CTP_1, CTP_2, \dots, CTP_8$) に復元された一例を示す。

【 0 0 6 6 】

図 1 1 は、C - arm 画像の第 2 関心領域を定義する一頂点 A_1 が C - arm ボリュームに復元される関係を示す。

【 0 0 6 7 】

図 9 a 乃至図 9 d と比較すると、C - arm 画像は遠近投影に従って得られるので、互いに直交する CT 座標系上の単位ベクトルを用いて定義する代わりに、PM マーカーベースの PM 座標系を基にしてソースとディテクタとの間のベクトルを方向ベクトルとして定義される。

20

【 0 0 6 8 】

したがって、図 1 1 において、 $I_1, I_2, I'_1, I'_2, C_3, P_1$ は次のように求められる。

【 0 0 6 9 】

【 数 7 】

$$I_1 = f_{inter}(\pi_{Top}, S_{AP}, A_1)$$

【 0 0 7 0 】

30

【 数 8 】

$$I_2 = f_{inter}(\pi_{Bot}, S_{AP}, A_1)$$

【 0 0 7 1 】

【 数 9 】

$$I'_1 = \lambda_2 \frac{I_1 - S_{LL}}{\|I_1 - S_{LL}\|} + S_{LL}$$

40

【 0 0 7 2 】

【 数 1 0 】

$$I'_2 = \lambda_2 \frac{I_2 - S_{LL}}{\|I_2 - S_{LL}\|} + S_{LL}$$

【 0 0 7 3 】

【 数 1 1 】

$$C_3 = f_{inter}(\pi_e, C_1, C_2)$$

50

【 0 0 7 4 】

【 数 1 2 】

$$P_1 = \{(I_1 - C_3)^T N\} N + C_3$$

【 0 0 7 5 】

ここで、 S_{LL} は LL 画像のソース位置を表し、 2 は任意の数であり、

【 数 1 3 】

$$N = \frac{C_3 - S_{LL}}{\|C_3 - S_{LL}\|} \text{であり、}$$

10

C_1 及び C_2 は LL 画像上の関心領域の左右の辺の中点である。

【 0 0 7 6 】

同じ手順を 8 つの頂点 $A_1 \sim A_8$ に繰り返すときに、図 1 2 に示すように、8 つの点 ($P^{MP} P_1, P^{MP} P_2, \dots, P^{MP} P_8$) が $C - arm$ ボリュームに復元される。

【 0 0 7 7 】

図 1 0 及び図 1 2 を参照すると、 CT ボリューム内に復元された 8 つの点と $C - arm$ ボリューム内に復元された 8 つの点は、 AP 画像上の関心領域と LL 画像上の関心領域が相互中心で交差して配置されたように見える。これら 8 つの点が六面体の中線となり、1

20

【 0 0 7 8 】

ここで再び図 2 のフローチャートを参照すると、画像整合装置 1 0 は、 CT ボリュームと $C - arm$ ボリュームにそれぞれ 8 つの点または第 1 及び第 2 関心ボリュームを復元した後、あらかじめ決められた軸を中心に患者の手術部位の参照位置とそれに対応する基準位置との間の回転角度を算出する ($S 1 0$)。

【 0 0 7 9 】

本実施形態では、参照位置は棘突起の先端とし、これに対応する第 1 基準位置は、 AP 画像平面の法線ベクトル及び LL 画像平面の法線ベクトルの外積のベクトルと同じ方向に定義される $AXIAL$ 画像の法線ベクトルに対応する。ただし、回転軸の位置を決定する

30

【 0 0 8 0 】

まず、図 1 3 a を見ると、 SP で示された棘突起の先端と、図 1 0 を参照すると、 $CT P_5$ 及び $CT P_6$ との間の線分が高さが異なるだけで左右の偏差がないので、この場合、回転がないことがわかる。

【 0 0 8 1 】

一方、図 1 3 b では、 SP で示された棘突起の先端と、 $CT P_5$ 及び $CT P_6$ との間の線分が左右側偏差があり、第 1 関心ボリュームの中心を過ぎる $axial$ 軸との間の角度が歪んでいることがわかる。

40

【 0 0 8 2 】

これにより、歪んでいる回転角度 (以下、「第 1 回転角度」という) を求めるために、図 1 4 のように医師が手術前に行ったプランニングオブジェクトを用いることができる。図 1 4 を参照すると、一对のスクリューが $axial$ 軸を基準として左右ペディクルに進入する進入路 E_r, E_l との間の中点 E_c と、最終的にスクリューの末端が取り付けられる位置 T_l, T_r (以下、「ターゲット」という) の中点 T_c を結ぶ線 $E_c - T_c$ と第 1 関心ボリュームの $axial$ 平面の中心を過ぎる縦線分、すなわち、 $P^{TP} P_6 - P^{TP} P_8$ との間の線分間の角度を第 1 回転角度 D_{RR} で求める。

【 0 0 8 3 】

この場合、第 1 回転軸が過ぎる第 1 原点は左右ターゲット T_l, T_r の中点 T_c として

50

選択され、第 1 関心ポリュームの中心との高さは d だけの差があることが分かる。これは、医師の手術プランニングによる回転値を容易に算出することができ、迅速な整合処理を行うのに役立つ。C - a r m 画像の回転について説明するように、第 1 回転原点をターゲット重点の代わりに第 1 関心ポリュームの中心を用いることができる。

【 0 0 8 4 】

一方、図 1 5 に示すように、C - a r m 画像の t r u e の A P 及び L L 画像を得ることができるので、A P 画像の第 2 関心領域の中心を棘突起の先端と一致することが多いが、医師は現ステップで棘突起の先端を直接設定するために、A P 画像上の第 2 関心領域の中心線を棘突起の先端と一致するように移動させることができるようにユーザインターフェースを提供することができる。これは D R R 画像にも同様に適用できる。

10

【 0 0 8 5 】

図 1 6 に示すように、ユーザが設定した棘突起の先端が P_{12} を過ぎて $P_5 - P_6$ と平行である場合、C - a r m 画像の第 2 回転角度は、 $P_1 \sim P_4$ が形成する平面と $P_5 \sim P_8$ が形成する平面の交差線を中心に、 P_6 の高さに投影された入力端の棘突起の先端のライン $P_9 - P_{10}$ と $P_5 - P_6$ 線分とがなす角度を第 2 回転角度で求めることができる。

【 0 0 8 6 】

【 数 1 4 】

$$P_{11} = f_{inter}(\pi_H, P_6, P_8)$$

20

【 0 0 8 7 】

【 数 1 5 】

$$N = \frac{P_2 - P_4}{\|P_2 - P_4\|}$$

【 0 0 8 8 】

【 数 1 6 】

$$P_{12} = \{(P_{10} - P_{11})^T N\}N + P_6$$

30

【 0 0 8 9 】

【 数 1 7 】

$$\theta_{C-arm} = \arccos\left(\left(\frac{P_{12} - P_{11}}{\|P_{12} - P_{11}\|}\right)^T \left(\frac{P_6 - P_{11}}{\|P_6 - P_{11}\|}\right)\right)$$

【 0 0 9 0 】

ここで、 $P_1 \sim P_8$ は第 2 関心領域の頂点 8 つが復元された点をそれぞれ示し、 $P_9 \sim P_{10}$ はユーザが指定した棘突起の先端線である。

40

【 0 0 9 1 】

図 1 6 は、 $P_1 \sim P_8$ が構成する水平面と $P_5 \sim P_8$ が構成する垂直面とが交差線以外に交差しない面がある場合を例示したことに注意する。

【 0 0 9 2 】

図 1 7 は、C T ポリュームに復元された 8 つの点 ${}^{CT}P_1 \sim {}^{CT}P_8$ が図 1 4 で算出された第 1 回転角度 ${}_{DRR}$ だけ回転した ${}^{CT}P'_1 \sim {}^{CT}P'_8$ の点の関係を示す。これは、C T 座標系の第 1 関心領域を C T ポリュームに復元した後、棘突起の先端を基準にして脊椎の回転を反映した点の位置を示すものであり、同様に C - a r m 画像の第 2 関心領域も同じ方式で手術中に患者の脊椎回転を反映して算出される点の位置 (${}^{PM}P'_1 \sim {}^{PM}P'_8$) を求めることができる。

50

【 0 0 9 3 】

PM座標系とCT座標系の間の変換関係を回転点、即ち $PM P'_1 \sim PM P'_8$ 及び $CT P'_1 \sim CT P'_8$ に適用するとき、理想的にはそれらのユークリディアン距離はゼロでなければならない。最適の解としては、相互対応する8つの点間のユークリディアン距離の和又は平均が最も小さいときに最適な整合を行ったと言え、これを満たす変換行列を求めることを初期整合の目的とする（S 1 1）。

【 0 0 9 4 】

【 数 1 8 】

$$T_{PM}^{CT} \leftarrow \min_{T_{PM}^{CT}} \sum_{i=1}^N \| {}^{CT}P'_i - T_{PM}^{CT} {}^{PM}P'_i \|^2 \quad 10$$

【 0 0 9 5 】

【 数 1 9 】

ここで、 T_{PM}^{CT} はPM座標系からCT座標系への変換行列である。

【 0 0 9 6 】

図 1 8 を参照すると、CT座標系からVローカル座標系の変換関係を説明する。ここで、Vローカル座標系の原点は、水平面及び垂直面の交線の中点として以下のように定義される。 20

【 0 0 9 7 】

【 数 2 0 】

$$v_O = \frac{P_9 + P_{10}}{2}$$

【 0 0 9 8 】

【 数 2 1 】

ここで、 $P_9 = f_{inter}(\pi_V, P_1, P_3)$ $P_{10} = f_{inter}(\pi_V, P_2, P_4)$ である。 30

【 0 0 9 9 】

したがって、Vローカル座標系の3軸である V_X 、 V_Y 、 V_Z は次のように定義される。

【 0 1 0 0 】

【 数 2 2 】

$$v_{X'} = \frac{P_2 - P_4}{\|P_2 - P_4\|} \quad 40$$

【 0 1 0 1 】

【 数 2 3 】

$$v_Z = \frac{P_9 - P_{10}}{\|P_9 - P_{10}\|}$$

【 0 1 0 2 】

【 数 2 4 】

$${}^V Y = {}^V Z \times {}^V X'$$

【 0 1 0 3 】

【 数 2 5 】

$${}^V X = {}^V Y \times {}^V Z$$

【 0 1 0 4 】

V ローカル座標系における P_i の位置である ${}^V P_i$ は、次のように定義される。

10

【 0 1 0 5 】

【 数 2 6 】

$${}^V P_i = R_{CT}^V {}^{CT} P_i + t_{CT}^V$$

【 0 1 0 6 】

【 数 2 7 】

ここで、 R_{CT}^V は CT 座標系から V ローカル座標系間の回転変換行列であり、 t_{CT}^V は CT 座標系と V ローカル座標系間の移動ベクトルを表す。

20

【 0 1 0 7 】

そして、それを回転させた V ローカル座標系の点は次のように求められる。

【 0 1 0 8 】

【 数 2 8 】

$${}^V P'_i = \text{Rodrigues}({}^V Z, \theta_{DRR}) {}^V P_i$$

【 0 1 0 9 】

ここで、Rodrigues 関数は、入力される回転軸を中心に入力された回転角度だけ対象を回転させる関数として定義される。

30

【 0 1 1 0 】

これにより、CT 座標系の回転点 ${}^{CT} P'_1$ は次のように定義される。

【 0 1 1 1 】

【 数 2 9 】

$${}^{CT} P'_i = (R_{CT}^V)^{-1} {}^V P'_i - (R_{CT}^V)^{-1} t_{CT}^V$$

【 0 1 1 2 】

したがって、前記の手順を 8 つの点について進め、PM 座標系の ${}^{PM} P_1$ の回転した ${}^{PM} P'_1$ を算出することにより、次の式に入力することができる。

40

【 0 1 1 3 】

【 数 3 0 】

$$T_{PM}^{CT} \leftarrow \min_{T_{PM}^{CT}} \sum_{i=1}^N \| {}^{CT} P'_i - T_{PM}^{CT} {}^{PM} P'_i \|^2$$

【 0 1 1 4 】

最適の変換行列を探すことによって初期の整合が終了すると、画像整合装置 10 は、D

50

R R 画像の探索範囲を調整しながら最適の変換行列を導出して整合の最適化過程を実行することにより画像整合を終了する（S 1 2）。最適化過程は全域探索により知られている技術なので、これに関する詳細な説明は省略する。

【0 1 1 5】

以上説明したような画像整合方法は、身体の回転に対応して画像整合の精度を高め、このような画像整合処理を迅速に進めることができる利点を有している。

【0 1 1 6】

本発明は、このような画像整合方法をコンピュータ上で実行するためのコンピュータプログラムが記録されたコンピュータプログラム記録媒体で具現することができる。

【0 1 1 7】

さらに、本発明は、上述の画像整合方法に基づく手術用ロボットシステムによっても具現することができる。

【0 1 1 8】

図 1 9 を参照すると、本発明の一実施形態に係る手術用ロボットシステム 1 は、C - a r m 画像装置 1 0 0、手術ロボット 2 0 0、位置センサ 3 0 0、及びナビゲーションシステム 4 0 0 を含み、手術ロボット 2 0 0 は、本体 2 0 1、エンドエフェクタ 2 0 3 a を備えたロボットアーム 2 0 3、及びロボットコントローラ 2 0 5 を含む。

【0 1 1 9】

C - a r m 画像装置 1 0 0 は、手術中に患者の手術部位の A P 画像及び L L 画像を得るために使用される。

【0 1 2 0】

ロボットアーム 2 0 3 はロボット本体 2 0 1 に固定設置され、手術具が着脱可能なエンドエフェクタ 2 0 3 a が末端に設けられている。位置センサ 3 0 0 は、マーカの認識を介した手術具またはエンドエフェクタ 2 0 3 a のリアルタイム位置を追跡する O T S として具現される。コントローラ 2 0 5 は、ロボット本体 2 0 1 に設けられ、あらかじめ決められた手術プランニング及び制御ソフトウェアに従ってロボットアーム 2 0 3 を制御する。

【0 1 2 1】

ナビゲーションシステム 4 0 0 は、上述の画像整合方法を実行し、ディスプレイを介して手術具またはインプラントに対するプランニング情報を手術中に得られる C - a r m 画像に表示したり、手術具またはインプラントのリアルタイム位置を C - a r m 画像または手術前に得られた 3 D 画像に表示して、医師の手術行為を支援する。このために、手術中に医師が視覚的に手術プランニング及び手術現象として手術具などのリアルタイム位置を対比して見ることができるディスプレイがナビゲーションシステム 4 0 0 に接続してさらに含むことができる。図 1 9 のナビゲーションシステム 4 0 0 を除いて、他の構成要素は、手術用ロボットシステムで一般的に使用されているものであることを、当技術分野の通常の知識を有する者は容易に理解することができる。

【0 1 2 2】

以上、本発明の実施形態を説明したが、本技術分野の通常の知識を有する者は、本発明の技術的思想から逸脱しない範囲で本発明の実施形態を全部又は一部を変形又は置換することができることを理解することができる。

【0 1 2 3】

したがって、前述の実施形態は本発明の例示に過ぎず、本発明の保護範囲は特許請求の範囲に記載された発明及びその均等物に及ぶものと見なすべきである。

【符号の説明】

【0 1 2 4】

1 0 : 画像整合装置

1 1 : メモリ

1 3 : プロセッサ

1 5 : ディスプレイ

10

20

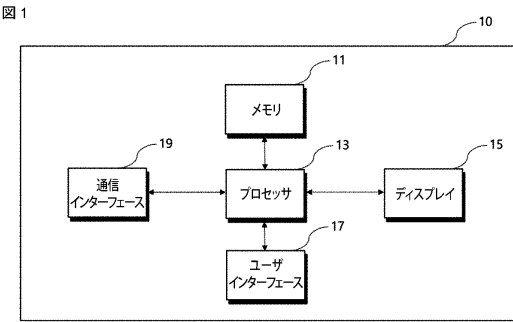
30

40

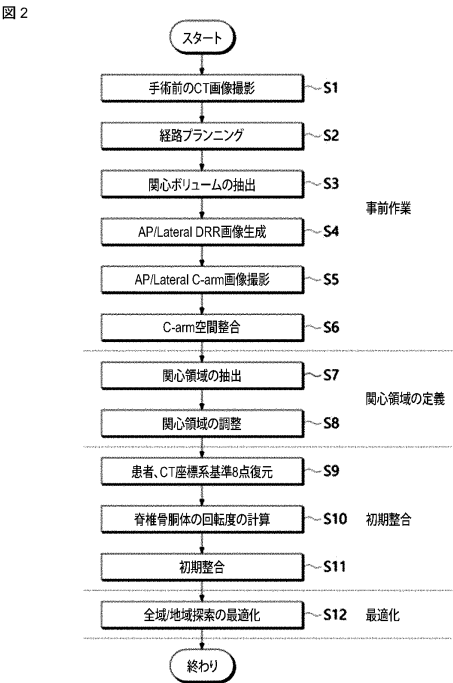
50

17：ユーザインターフェース
19：通信インターフェース

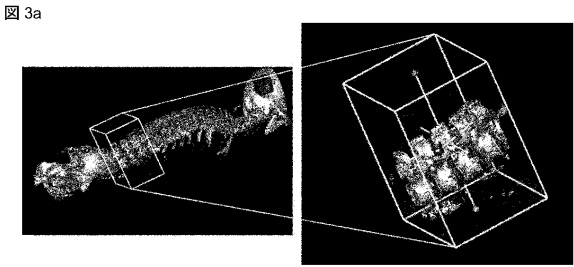
【図面】
【図1】



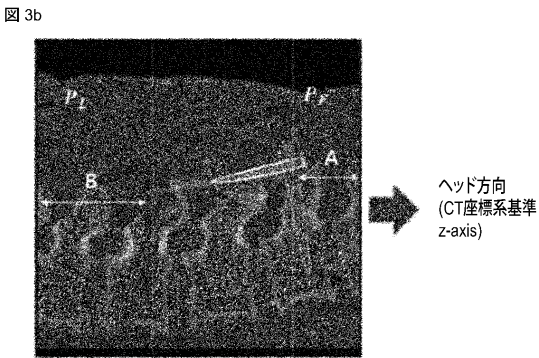
【図2】



【図3a】



【図3b】



10

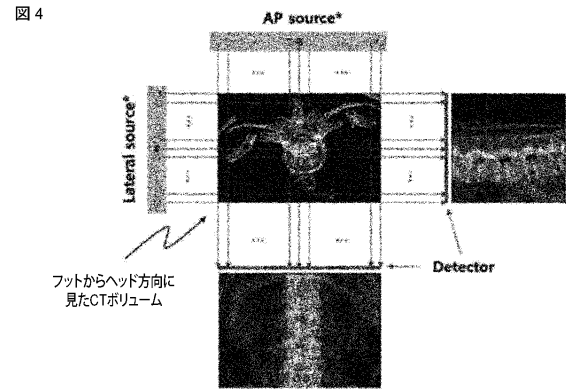
20

30

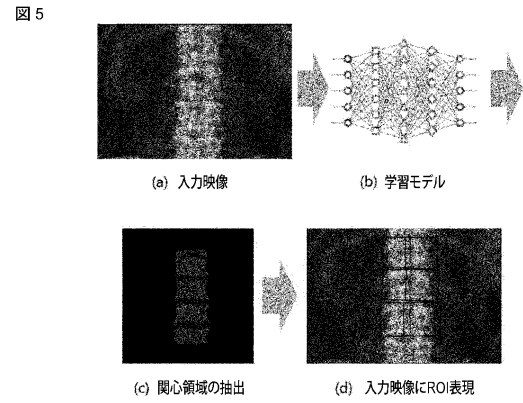
40

50

【 図 4 】

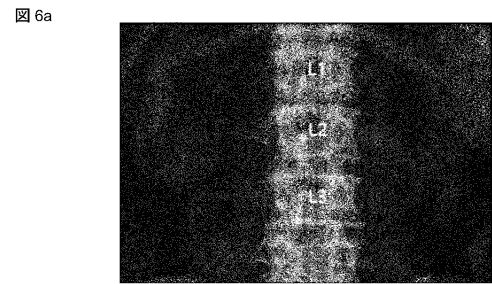


【 図 5 】

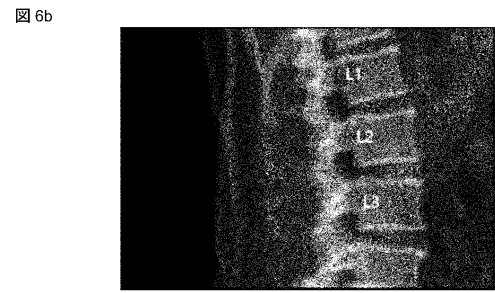


10

【 図 6 a 】



【 図 6 b 】



20

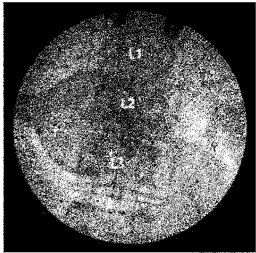
30

40

50

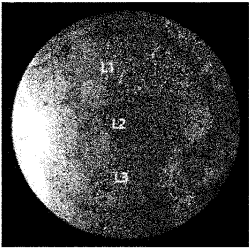
【 図 7 a 】

図 7a



【 図 7 b 】

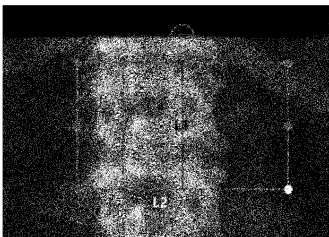
図 7b



10

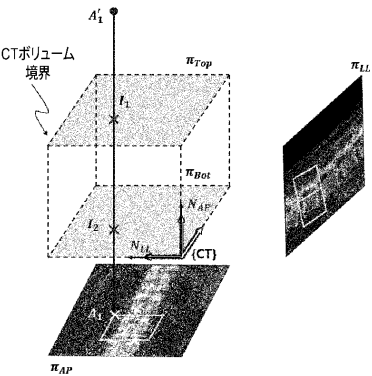
【 図 8 】

図 8



【 図 9 a 】

図 9a



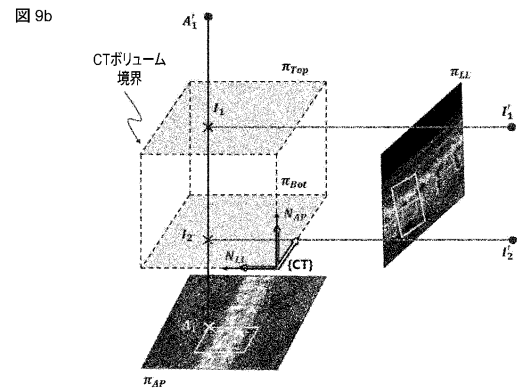
20

30

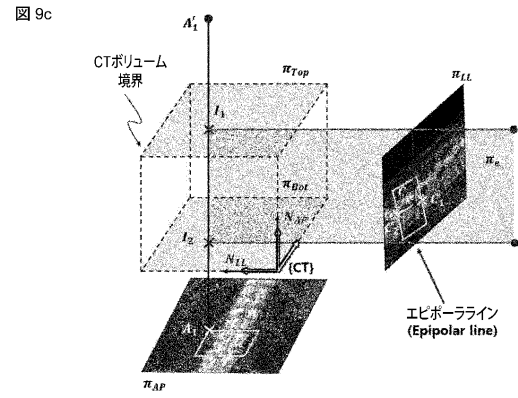
40

50

【図 9 b】

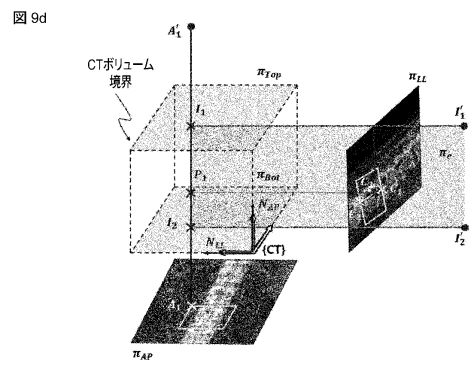


【図 9 c】

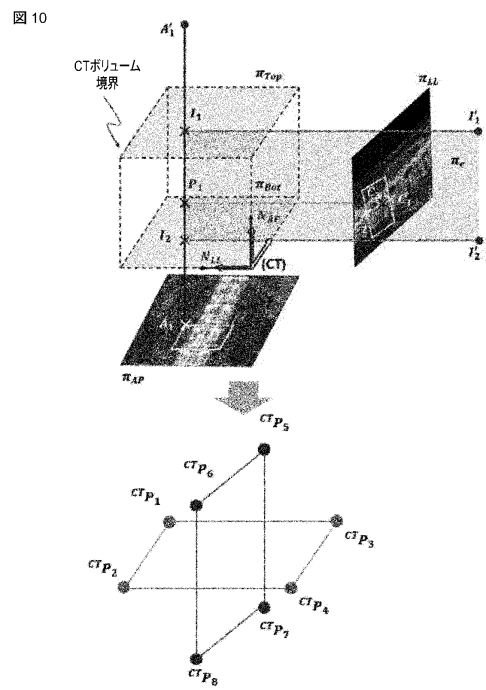


10

【図 9 d】



【図 1 0】



20

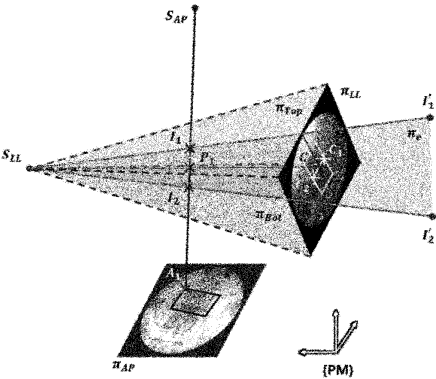
30

40

50

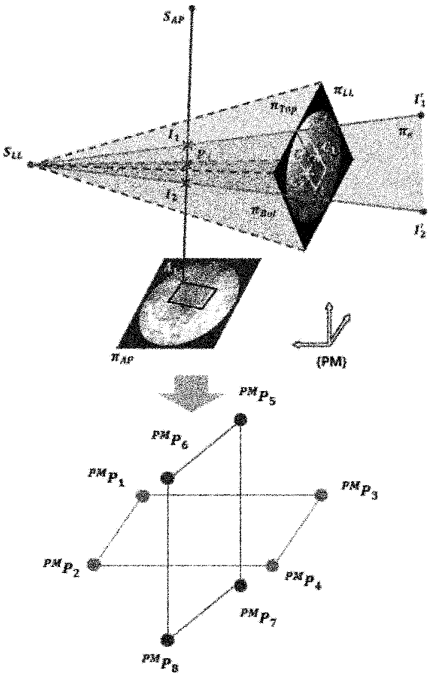
【 図 1 1 】

図 11



【 図 1 2 】

図 12

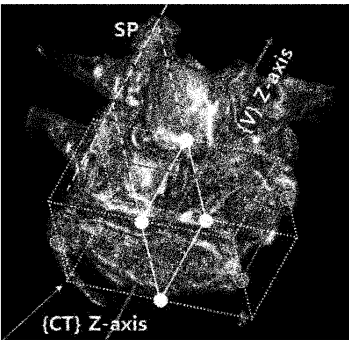


10

20

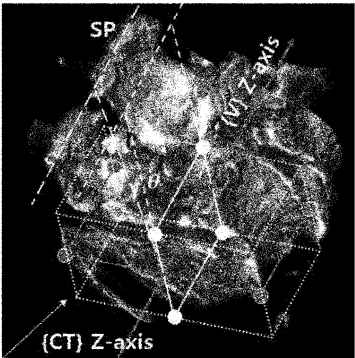
【 図 1 3 a 】

図 13a



【 図 1 3 b 】

図 13b



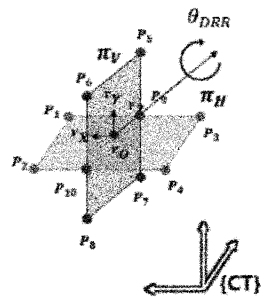
30

40

50

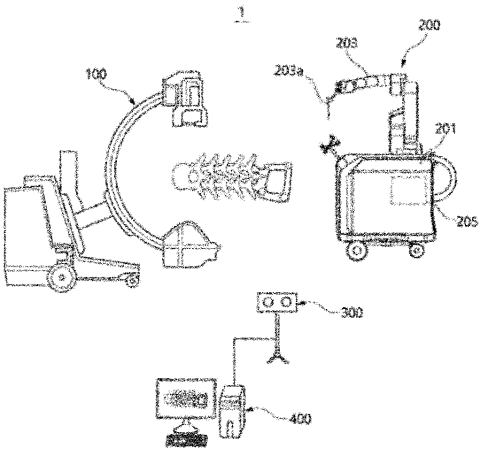
【 図 18 】

図 18



【 図 19 】

図 19



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- グ、カンナム - デロ、 5 7 7、 4 エフ
(72)発明者 ワン、スン・タク
大韓民国、 0 6 5 3 0、ソウル、ソチヨ - グ、カンナム - デロ、 5 7 7、 4 エフ
F ターム (参考) 4C093 AA01 AA22 AA25 AA26 EC16 FF21 FF42 FG11
 4C130 AD25
 5L096 AA06 AA09 BA05 BA06 BA13 DA02 FA69 HA08