

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-169627

(P2017-169627A)

(43) 公開日 平成29年9月28日(2017.9.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 9 0 C	4 C 0 8 2
A 6 1 N 5/10 (2006.01)	A 6 1 N 5/10 M	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/08 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 7 0	
	A 6 1 B 6/08 3 1 0	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2016-56081 (P2016-56081)
 (22) 出願日 平成28年3月18日 (2016.3.18)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (74) 代理人 110001380
 特許業務法人東京国際特許事務所
 (72) 発明者 岡屋 慶子
 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社
 東芝内
 (72) 発明者 坂田 幸辰
 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社
 東芝内
 (72) 発明者 三浦 幸雄
 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社
 東芝内

最終頁に続く

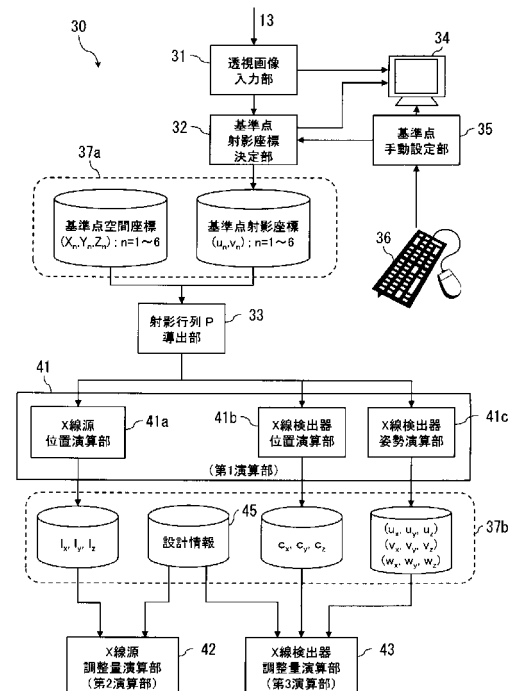
(54) 【発明の名称】 X線撮影機器のアライメント調整支援装置、方法及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】 作業者の技能への依存度を低減することができる、X線撮影機器のアライメント調整支援技術を提供する。

【解決手段】 アライメント調整支援装置30は、治療空間の座標系(X,Y,Z)に位置決めされた6個の基準点20にX線源11から出力したX線を放射させX線検出器12上に射影させた透視画像13を入力する透視画像入力部31と、この透視画像の座標系(u,v)において認識された6個の基準点の射影座標(u_n, v_n)を決定する決定部32と、空間の座標系(X,Y,Z)における6個の基準点の空間座標(X_n, Y_n, Z_n)を対応する6つの射影座標(u_n, v_n)に座標変換する射影行列Pを導出する導出部33と、この射影行列Pに基づき空間の座標系(X,Y,Z)におけるX線源11及びX線検出器12の位置情報等を演算する演算部41と、を備えている。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線源及びX線検出器が設置された空間の座標系に位置決めされた少なくとも6個の基準点に、前記X線源から出力したX線を放射させ、前記X線検出器上に射影させた透視画像を入力する透視画像入力部と、

前記透視画像の座標系において、認識された前記6個の基準点の領域から、各々の領域を代表する6つの射影座標を決定する決定部と、

前記空間の座標系における前記6個の基準点の空間座標を、対応する前記6つの射影座標に、座標変換する射影行列を導出する導出部と、

前記射影行列に基づき、前記空間の座標系における前記X線源の位置情報、並びに前記X線検出器の位置情報及び姿勢情報を演算する第1演算部と、を備えることを特徴とするX線撮影機器のアライメント調整支援装置。

10

【請求項 2】

請求項1に記載のX線撮影機器のアライメント調整支援装置において、

前記空間の座標系における前記X線源の設計情報とその前記位置情報とに基づいて、前記X線源の調整量を演算する第2演算部と、

前記空間の座標系における前記X線検出器の設計情報とその前記位置情報及び前記姿勢情報とに基づいて、前記X線検出器の調整量を演算する第3演算部と、を備えることを特徴とするX線撮影機器のアライメント調整支援装置。

20

【請求項 3】

請求項1又は請求項2に記載のX線撮影機器のアライメント調整支援装置において、

前記透視画像を表示するとともに認識された前記基準点の領域を前記透視画像に重ね書き表示させる表示部を備えることを特徴とするX線撮影機器のアライメント調整支援装置。

【請求項 4】

請求項3に記載のX線撮影機器のアライメント調整支援装置において、

前記基準点の領域の認識を手動設定により行う手動設定部を備えることを特徴とするX線撮影機器のアライメント調整支援装置。

【請求項 5】

X線源及びX線検出器が設置された空間の座標系に少なくとも6個の基準点を位置決めするステップと、

30

前記X線源から出力したX線を、6個の基準点に放射するステップと、

前記X線検出器上に射影させた透視画像を入力するステップと、

前記透視画像の座標系において、認識された前記6個の基準点の領域から、各々の領域を代表する6つの射影座標を決定するステップと、

前記空間の座標系における前記6個の基準点の空間座標を、対応する前記6つの射影座標に、座標変換する射影行列を導出するステップと、

前記射影行列に基づき、前記空間の座標系における前記X線源の位置情報、並びに前記X線検出器の位置情報及び姿勢情報を演算するステップと、を含むことを特徴とするX線撮影機器のアライメント調整支援方法。

40

【請求項 6】

コンピュータに、

X線源及びX線検出器が設置された空間の座標系に位置決めされた少なくとも6個の基準点に、前記X線源から出力したX線を放射させ、前記X線検出器上に射影させた透視画像を入力するステップ、

前記透視画像の座標系において、認識された前記6個の基準点の領域から、各々の領域を代表する6つの射影座標を決定するステップ、

前記空間の座標系における前記6個の基準点の空間座標を、対応する前記6つの射影座標に、座標変換する射影行列を導出するステップ、

前記射影行列に基づき、前記空間の座標系における前記X線源の位置情報、並びに前記

50

X線検出器の位置情報及び姿勢情報を演算するステップ、を実行させることを特徴とするX線撮影機器のアライメント調整支援プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、X線撮影機器を構成するX線源及びX線検出器のアライメント調整支援技術に関する。

【背景技術】

【0002】

放射線治療を実施する場合、治療空間のアイソセンタと患部とが一致するように患者が位置決めされる必要がある。この患者の位置決め精度の妥当性は、治療計画時にX線CT等で撮影した立体像から再構成した画像（DRR: Digitally Reconstructed Radiograph）と治療ビームの照射直前にX線撮影機器で撮影したX線透視画像とを照合することにより評価される。

この位置決め精度の妥当性評価は、X線撮影機器を構成するX線源とX線検出器とが、治療空間に設計通りに設置されていることが前提となる。

このため、現実の設置位置が設計位置からずれている場合は、このずれを解消するために、X線源及びX線検出器の設置位置を調整するアライメント調整が行われる。

【0003】

このようなアライメント調整を実施する公知技術として、回転機構（Cアーム）を有するX線撮影機器にあっては、回転位置を変化させて撮影した複数のX線透視画像から、X線源やX線検出器の設置位置を算出する方法がある。

また、そのような回転機構をもたないX線撮影機器にあっては、X線源とX線検出器を結ぶX線の照射軸上に、レーザーマーカと鏡を設置し、反射光を確認しながらアライメント調整を行う方法がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2009-106644号公報

【特許文献2】国際公開番号WO2013/061609

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述した公知のアライメント調整技術では、X線源及びX線検出器の回転機構が必須の構成要素になったり調整の成果が作業者の技能に大きく依存したりする課題があった。

【0006】

本発明の実施形態はこのような事情を考慮してなされたもので、作業者の技能への依存度を低減することができる、X線撮影機器のアライメント調整支援技術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】

【0007】

実施形態に係るX線撮影機器のアライメント調整支援装置において、X線源及びX線検出器が設置された空間の座標系に位置決めされた少なくとも6個の基準点に、前記X線源から出力したX線を放射させ、前記X線検出器上に射影させた透視画像を入力する透視画像入力部と、前記透視画像の座標系において、認識された前記6個の基準点の領域から、各々の領域を代表する6つの射影座標を決定する決定部と、前記空間の座標系における前記6個の基準点の空間座標を、対応する前記6つの射影座標に、座標変換する射影行列を導出する導出部と、前記射影行列に基づき、前記空間の座標系における前記X線源の位置情報、並びに前記X線検出器の位置情報及び姿勢情報を演算する第1演算部と、を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0008】

本発明の実施形態により、作業者の技能への依存度を低減することができる、X線撮影機器のアライメント調整支援技術が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の実施形態に適用されるX線撮影機器のアライメント調整の説明図。

【図2】治療空間にセットさせた患者及びX線撮影機器を示す外観図。

【図3】本発明の実施形態に係るX線撮影機器のアライメント調整支援装置を示すブロック図。

10

【図4】実施形態で実行される演算式の説明図。

【図5】リファレンス体のX線透視画像、及び射影座標の修正を反映させる演算式の説明図。

【図6】X線透視画像に射影された基準点の領域を手動設定する説明図。

【図7】本発明の実施形態に係るX線撮影機器のアライメント調整支援方法の手順、及びアライメント調整支援プログラムのアルゴリズムを説明するフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて説明する。

図1及び図3に示すように、X線撮影機器10のアライメント調整支援装置30は、X線源11及びX線検出器12が設置された空間の座標系(X, Y, Z)に位置決めされた少なくとも6個の基準点20(20₁~20₆)にX線源11から出力したX線を放射させX線検出器12上に射影させた透視画像13aを入力する透視画像入力部31と、この透視画像の座標系(u, v)において認識された6個の基準点の領域23(23₁~23₆)から各々の領域を代表する6つの射影座標(u_n, v_n); n=1~6を決定する決定部32と、空間の座標系(X, Y, Z)における6個の基準点20(20₁~20₆)の空間座標(X_n, Y_n, Z_n); n=1~6を対応する6つの射影座標(u_n, v_n); n=1~6に座標変換する射影行列Pを導出する導出部33と、この射影行列Pに基づき空間の座標系(X, Y, Z)におけるX線源11の位置情報(l_x, l_y, l_z)並びにX線検出器12の位置情報(c_x, c_y, c_z)及び姿勢情報(u_x, u_y, u_z)(v_x, v_y, v_z)(w_x, w_y, w_z)を演算する第1演算部41と、を備えている。

20

30

【0011】

さらにアライメント調整支援装置30は、空間の座標系(X, Y, Z)におけるX線源11の設計情報45とその位置情報(l_x, l_y, l_z)とに基づいて、X線源11の調整量を演算する第2演算部42と、空間の座標系(X, Y, Z)におけるX線検出器12の設計情報45とその位置情報(c_x, c_y, c_z)及び姿勢情報(u_x, u_y, u_z)(v_x, v_y, v_z)(w_x, w_y, w_z)とに基づいてX線検出器12の調整量を演算する第3演算部43と、を備えている。

【0012】

さらにアライメント調整支援装置30は、透視画像13を表示するとともに認識された基準点の領域23(23₁~23₆)を透視画像13に重ね書き表示させる表示部34を備えている。

40

さらにアライメント調整支援装置30は、基準点の領域23(23₁~23₆)の認識を手動設定により行う手動設定部35を備えている。

【0013】

図2に示すように放射線治療は、ベッド16に固定した患者15に対し、照射ポート(図示略)から治療ビーム(図示略)を照射することにより実行される。

ここで、治療ビームとは、ガン等の患部組織に照射して細胞を死滅させる放射線であり、そのような放射線として、X線、γ線、電子線、陽子線、中性子線、及び、重粒子線などが挙げられる。

50

【0014】

そして、この治療ビームの照射に先立って、この治療空間（X, Y, Z 座標系）とは別の場所で治療計画が実施される。

この治療計画で患者は、治療空間でベッド 16 に固定され治療ビームの照射を受ける姿勢と同じ姿勢をとり、X 線 CT（Computed Tomography）等により、患部を含む体内の立体像（ボクセルデータ）を撮像する。

そして、このボクセルデータで特定した患部の領域に基づいて、治療ビームの照射位置、照射角度、照射範囲、放射線量、回数などの条件が決定される。

【0015】

さらに、X 線源 11 の位置に対応する仮想視点から、X 線検出器 12 の位置及び姿勢に対応する仮想平面上に、このボクセルデータを射影した再構成画像（DRR：Digitally Reconstructed Radiograph）を生成する。

なおこの再構成画像（DRR）を生成するのに必要な仮想視点の位置と仮想平面の位置及び姿勢は、それぞれ X 線源 11 及び X 線検出器 12 の設計情報 45 に基づいている。

ここで設計情報 45 とは、X 線撮影機器 10 を構成する X 線源 11 及び X 線検出器 12 の治療空間（X, Y, Z 座標系）における機械的な位置や角度等を示す設計情報である。

【0016】

そして、ボクセルデータ上に設定された患部の位置が、治療空間（X, Y, Z 座標系）に設定されたアイソセンタに一致するように、患者 15 を固定するベッド 16 の治療空間（X, Y, Z 座標系）における位置情報が決定される。

ここでアイソセンタとは、治療ビームの照射中心が位置するように設定された、治療空間（X, Y, Z 座標系）における基準位置である。

【0017】

そして、患者 15 を固定したベッド 16 を、治療空間（X, Y, Z 座標系）の決定位置に移動させ、X 線撮影機器 10 で撮影し X 線透視画像 13 b を得る。

この治療空間（X, Y, Z 座標系）で患者 15 を撮影し u, v 座標系に射影した X 線透視画像 13 b と治療計画の段階でボクセルデータから仮想的に u, v 座標系に再構成した DRR 画像との一致がとれれば、患者 15 の患部の位置が、アイソセンタに一致していることの確認がとれたことになる。

しかし、この確認の妥当性は、治療空間（X, Y, Z 座標系）において、X 線源 11 及び X 線検出器 12 が、設計情報 45 のとおりに設置されていることを前提にしている。

【0018】

図 3 に示すアライメント調整支援装置 30 は、X 線撮影機器 10 を構成する X 線源 11 及び X 線検出器 12 の、治療空間（X, Y, Z 座標系）における現実の取り付け位置及び姿勢を認識するものである。そして、この現実の取り付け位置及び姿勢と設計情報とのずれ量を求め、このずれ量を解消する X 線源 11 及び X 線検出器 12 のアライメント調整を支援するものである。

【0019】

図 1 に示すように、アライメント調整は、少なくとも 6 個の基準点 20（ $20_1 \sim 20_6$ ）を埋め込んだリファレンス体 21 を、治療空間（X, Y, Z 座標系）の所定位置に配置することにより、定期的実施される。

リファレンス体 21 の配置は、例えば、治療空間を取り囲む床面の基準ポイントに、着脱自在に設置した治具等を介して行われる。

このように、リファレンス体 21 が配置されることで、6 個の基準点 20（ $20_1 \sim 20_6$ ）のそれぞれは、空間の座標系（X, Y, Z）の所望した位置に、正確に位置決めされることになる。

【0020】

この座標系（X, Y, Z）における 6 個の基準点の空間座標（ X_n, Y_n, Z_n ）； $n = 1 \sim 6$ は、アライメント調整支援装置 30 の記憶部 37 a（図 3）に保存されている。

X 線撮影機器 10 は、このように配置されたリファレンス体 21 に対し、X 線源 11 か

10

20

30

40

50

ら出力したX線を放射させ、X線検出器12上に射影させた透視画像13aを撮像する。

ここでX線検出器12は、X線の検出素子が2次元アレイ状に配置され、X線源11から放出され患者15又はリファレンス体21を透過してそれぞれの検出素子に到達したX線のエネルギーの減衰量に応じ、X線透視画像13a、13bを形成する。

X線源11は、電子を高速で金属ターゲットに衝突させてX線を発生させるX線管が採用されるが、人体組織を減衰しながら通過することができるX線電磁波を出力するものであれば適宜採用される。

【0021】

図3に示すアライメント調整支援装置30において、透視画像入力部31は、X線撮影装置、画像サーバ、メディア、ネットワークストレージ等に一時保存されている透視画像13を入力し、表示部34に表示させる。

10

そして決定部32は、この透視画像13を入力し、図1に示す透視画像の座標系(u, v)において6個の基準点の領域23($23_1 \sim 23_6$)を認識する。さらに決定部32は、認識された各々の領域23($23_1 \sim 23_6$)の各々から、代表する6つの射影座標(u_n, v_n) ; $n = 1 \sim 6$ を決定し記憶部37aに保存する。

なおこの射影座標(u_n, v_n)は、それぞれの領域23の重心位置を代表として決定することが考えられるが、代表位置の決定方法について特に限定されない。

【0022】

これら認識された基準点の領域23($23_1 \sim 23_6$)及び決定された射影座標(u_n, v_n) ; $n = 1 \sim 6$ は、表示部34において、透視画像13に重ね書き表示することができる。このように表示部34に重ね書き表示することにより、決定部32により決定された射影座標(u_n, v_n) ; $n = 1 \sim 6$ の妥当性を、ユーザが目視により評価することができる。また表示部34に表示される情報として、決定位置と射影位置の基準点の輪郭、重心や射影位置の画像を作成して画像と差分表示した画像等が挙げられる。

20

なお、表示部34は必須の構成要件ではなく、ユーザによる目視評価が不要であれば、省略することもできる。

【0023】

導出部33は、空間の座標系(X, Y, Z)における6個の基準点の空間座標(X_n, Y_n, Z_n) ; $n = 1 \sim 6$ を、対応する6つの射影座標(u_n, v_n) ; $n = 1 \sim 6$ に座標変換する射影行列Pを導出する。

30

【0024】

図4に基づいて、射影行列Pについて説明する。

治療空間の座標系(X, Y, Z)と、透視画像(X線検出器12)の座標系(u, v)との関係は、式(1)で表すことができる。ここで、 λ は任意の実数で、Pは 3×4 の射影行列である。

この射影行列Pを求めることができれば、座標系(X, Y, Z)におけるX線源11の並進方向の位置と、X線検出器12の並進方向の位置及び回転方向の姿勢とを算出することができる。

【0025】

ここで、X線源11の位置を原点として、X線検出器12のu軸及びv軸のそれぞれに向きを合わせたx軸及びy軸と、この $x \times y$ の外積の向きに合わせたz軸とから規定される、カメラ座標系(x, y, z)を設定する。

40

ここでカメラ座標系(x, y, z)と、透視画像(X線検出器12)の座標系(u, v)との関係は、式(2)で表すことができる。ここで、 λ は任意の実数で、 s_u, s_v はそれぞれX線検出器12のu軸及びv軸方向の画素ピッチ、fはX線源11からX線検出器12までの距離を表す。

【0026】

さらに、カメラ座標系(x, y, z)と、治療空間の座標系(X, Y, Z)との関係は、式(3)で表すことができる。ここで、(u_x, u_y, u_z)はカメラ座標系のx軸の基底ベクトルを表し、(v_x, v_y, v_z)はカメラ座標系のy軸の基底ベクトルを表し、(w_x, w_y

50

w_z) はカメラ座標系の z 軸の基底ベクトルを表し、 (l_x, l_y, l_z) は治療空間の座標系 (X, Y, Z) における X 線源 11 の位置を表している。

式 (2) と式 (3) との関係から、治療空間の座標系 (X, Y, Z) と X 線検出器の座標系 (u, v) との関係は式 (4) で表される。

【0027】

この式 (4) のうち式 (1) の射影行列 P に対応する部分を計算すると、カメラ座標系の x 軸、 y 軸 (X 線検出器の u 軸、 v 軸) の基底ベクトル (u_x, u_y, u_z) (v_x, v_y, v_z) 及び z 軸の基底ベクトル (w_x, w_y, w_z) と X 線源の位置 (l_x, l_y, l_z) が算出される。

さらに、X 線検出器の位置 (c_x, c_y, c_z) を式 (5) から算出することができる。ここで、 w は、X 線検出器の u 軸の画素数を表し、 h は v 軸の画素数を表している。

このように、射影行列 P を求めれば、座標系 (X, Y, Z) における X 線源 11 の並進方向の位置と、X 線検出器 12 の並進方向の位置及び回転方向の姿勢とを算出することができる。

【0028】

ここで、射影行列 P の未知数は、治療空間の座標系 (X, Y, Z) において既知である 6 個の基準点の空間座標 (X_n, Y_n, Z_n) ; $n = 1 \sim 6$ と、それらが射影された X 線検出器 12 上の 6 つの射影座標 (u_n, v_n) ; $n = 1 \sim 6$ と、から求めることができる。

式 (1) により定義された射影行列 P は、さらに式 (6) のように定義することができ、さらに式 (7) の関係が成立する。この式 (7) から射影行列 P が求められる。

なお、上述において治療空間等の座標系を直交座標系として説明するが、これら座標系は直交座標系に限定されるものではない。

【0029】

第 1 演算部 41 は、X 線源位置演算部 41a と、X 線検出器位置演算部 41b と、X 線検出器姿勢演算部 41c とから構成されている。

X 線源位置演算部 41a は、この射影行列 P に基づき空間の座標系 (X, Y, Z) における X 線源 11 の位置情報 (l_x, l_y, l_z) を演算し記憶部 37b に保存する。

X 線検出器位置演算部 41b は、射影行列 P に基づき空間の座標系 (X, Y, Z) における X 線検出器 12 の位置情報 (c_x, c_y, c_z) を演算し記憶部 37b に保存する。

X 線検出器姿勢演算部 41c は、姿勢情報 (u_x, u_y, u_z) (v_x, v_y, v_z) (w_x, w_y, w_z) を演算し記憶部 37b に保存する。

【0030】

第 2 演算部 42 は、空間の座標系 (X, Y, Z) における X 線源 11 の設計情報 45 とその位置情報 (l_x, l_y, l_z) とに基づいて、X 線源 11 の調整量 (ずれ量) を演算する。

そして第 2 演算部 42 で演算された調整量に基づいて X 線源 11 のアライメント調整が行われる。

第 3 演算部 43 は、空間の座標系 (X, Y, Z) における X 線検出器 12 の設計情報 45 とその位置情報 (c_x, c_y, c_z) 及び姿勢情報 (u_x, u_y, u_z) (v_x, v_y, v_z) (w_x, w_y, w_z) とに基づいて X 線検出器 12 の調整量 (ずれ量) を演算する。

そして第 3 演算部 43 で演算された調整量に基づいて X 線検出器 12 のアライメント調整が行われる。

【0031】

図 6 は、表示部 34 に重ね書き表示される、X 線透視画像 13a と、決定部 32 において自動的に認識された 6 個の基準点の領域 23 ($23_1 \sim 23_6$) と、を示している。

このように、自動機能では、基準点の領域 23 ($23_1 \sim 23_6$) の認識範囲の修正が必要となる場合がある。

手動設定部 35 は、基準点の領域 23 ($23_1 \sim 23_6$) の認識を、入力手段 36 を介して手動により設定するものである。そして手動設定した領域 23 ($23_1 \sim 23_6$) から、6 つの射影座標 (u_n, v_n) ; $n = 1 \sim 6$ が算出される。

【0032】

手動で修正した基準点の射影座標 (u_n, v_n) を使用して、式 (7) から射影行列 P を求めることも可能だが、修正した基準点の座標と射影行列から算出される射影座標がずれてしまう可能性がある。

例えば修正した基準点の射影座標 (u_1, v_1) の位置を正とした場合、式 (8) が成立する。さらに式 (7) の p_{14} 、 p_{24} 以外の射影行列のパラメータ p を式 (9) で求める。この式 (9) で求めたパラメータ p を使用し、式 (8) から p_{14} 、 p_{24} を算出する。

これにより、基準点の射影座標を修正して、正確な X 線源 11 の位置情報 (l_x, l_y, l_z) 及び X 線検出器 12 の位置情報 (c_x, c_y, c_z) 及び姿勢情報 (u_x, u_y, u_z) (v_x, v_y, v_z) (w_x, w_y, w_z) を求めることができる。

10

上記は修正した 1 つの基準点を正とした場合であるが、複数の基準点でも可能である。

【0033】

なお、アライメント調整支援装置 30 において表示部 34 及び手動設定部 35 は、必須の構成要素ではなく、基準点の射影座標 (u_1, v_1) の決定精度が十分に保証されるものであれば、省略することができる。

また、本実施形態は、一对の X 線撮影機器 10 が、空間の座標系 (X, Y, Z) に固定されたものを例示しているが、複数対の X 線撮影機器 10 が設置される場合であったり、アイソセンタが中心となるように回転したりする場合も適用することができる。

【0034】

次に図 7 のフローチャートに基づいて、放射線治療の一連のプロセス並びに、このプロセスに含まれるアライメント調整支援方法の手順及びアライメント調整支援プログラムのアルゴリズムについて説明する。

20

なお、このフローチャートにおいて、説明の便宜上、治療計画の段階 ($S11 \sim S13$)、アライメント調整の段階 ($S14 \sim S20$) 及びビーム照射治療の段階 ($S22 \sim S26$) を連続的に示しているが、それぞれの段階は独立した作業工程である。

アライメント調整の作業が定期的に行われる場合、患者治療の一連の工程において、アライメント調整の段階は、治療計画の段階に先立って実施される場合や、省略される場合もありうる。

【0035】

まず、治療計画の段階において、ベッド 16 に固定した患者 15 を、X 線 CT 装置等にかけて、患部が包含された体内の立体像 (ボクセルデータ) を撮像する ($S11$)。

30

そして、このボクセルデータから特定した患部の領域に基づいて、治療ビームの照射位置、照射角度、照射範囲、放射線量、回数などの条件を決定する ($S12$)。

【0036】

そして、X 線源 11 及び X 線検出器 12 の設計情報 45 から設定された仮想視点及び仮想平面に基づき、患者 15 の立体像 (ボクセルデータ) を、平面上に再構成した DR 画像を生成する ($S13$)。

【0037】

次に、X 線源 11 及び X 線検出器 12 のアライメント調整の段階において、リファレンス体 21 を、治療空間 (X, Y, Z 座標系) の所定位置に配置して、基準点 20 ($20_1 \sim 20_6$) の位置決めを行う ($S14$)。

40

X 線源 11 から出力した X 線を、基準点 20 ($20_1 \sim 20_6$) に放射し、X 線検出器 12 上に射影し、リファレンス体 21 の X 線透視画像 13a を撮影する ($S15$)。

そして、この透視画像 13a から認識された基準点の領域 23 ($23_1 \sim 23_6$) の各々から、射影座標 (u_n, v_n) ; $n = 1 \sim 6$ を決定する ($S16$)。

【0038】

さらに空間の座標系における基準点の空間座標 (X_n, Y_n, Z_n) ; $n = 1 \sim 6$ を、対応する射影座標 (u_n, v_n) ; $n = 1 \sim 6$ に、座標変換する射影行列 P を導出する ($S17$)。

そして、この射影行列 P に基づき、空間の座標系における X 線源 11 の位置情報 (l_x

50

, l_y, l_z)、X線検出器12の位置情報(c_x, c_y, c_z)及び姿勢情報(u_x, u_y, u_z) (v_x, v_y, v_z) (w_x, w_y, w_z)を演算する(S18)。

【0039】

X線源11及びX線検出器12の位置情報等を、設計情報45と対比して、それぞれの差分を計算する(S19)。そして、この差分が許容範囲を外れていれば(S20 No)、X線源11及びX線検出器12のアライメント調整を行い(S21)、その後に再度、リファレンス体21の透視画像13を撮影する(S15～S19)。

【0040】

そして、差分が許容範囲内であれば(S20 Yes)、ビーム照射治療の段階に移る。

患者15を固定したベッド16を治療空間の座標系(X, Y, Z)の決定位置に移動し、患者15の患部の位置をアイソセンタに合わせる(S22)。

【0041】

X線撮影機器10で患者15のX線透視画像13bを1枚撮影し(S23)、このX線透視画像13bとDRR画像とを対比する(S24)。

そして、両者が許容範囲内で一致していなければ(S25 No)、ベッド16の移動を再調整する(S21～S22)。

そして、両者が許容範囲内で一致していれば(S25 Yes)、治療ビームを患部に照射する(S26 END)。

【0042】

以上述べた少なくともひとつの実施形態のX線撮影機器のアライメント調整支援装置によれば、6つの基準点を含むリファレンス体のX線透視画像を1枚撮影するだけで、X線源の位置、X線検出器の位置及び姿勢に関する情報を演算することができる。これにより、機械的な機構を特別に設ける必要が無く、また作用者が特殊な技能を習得する必要もなく、X線撮影機器を構成するX線源及びX線検出器のアライメント調整をすることができる。

【0043】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更、組み合わせを行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【0044】

以上説明したアライメント調整支援装置は、専用のチップ、FPGA(Field Programmable Gate Array)、GPU(Graphics Processing Unit)、又はCPU(Central Processing Unit)などのプロセッサを高集積化させた制御装置と、ROM(Read Only Memory)やRAM(Random Access Memory)などの記憶装置と、HDD(Hard Disk Drive)やSSD(Solid State Drive)などの外部記憶装置と、ディスプレイなどの表示装置と、マウスやキーボードなどの入力装置と、通信I/Fとを、備えており、通常のコンピュータを利用したハードウェア構成で実現できる。

【0045】

またアライメント調整支援装置で実行されるプログラムは、ROM等に予め組み込んで提供される。もしくは、このプログラムは、インストール可能な形式又は実行可能な形式のファイルでCD-ROM、CD-R、メモリカード、DVD、フレキシブルディスク(FD)等のコンピュータで読み取り可能な記憶媒体に記憶されて提供するようにしてもよい。

【0046】

また、本実施形態に係るX線撮影機器のアライメント調整支援装置で実行されるプログラムは、インターネット等のネットワークに接続されたコンピュータ上に格納し、ネットワーク経由でダウンロードさせて提供するようにしてもよい。

また、このアライメント調整支援装置は、構成要素の各機能を独立して発揮する別々のモジュールを、ネットワーク又は専用線で相互に接続し、組み合わせて構成することもできる。

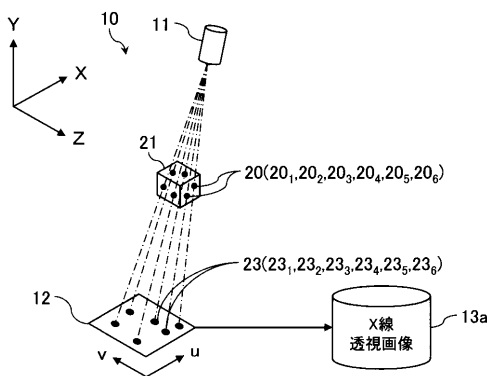
【符号の説明】

【0047】

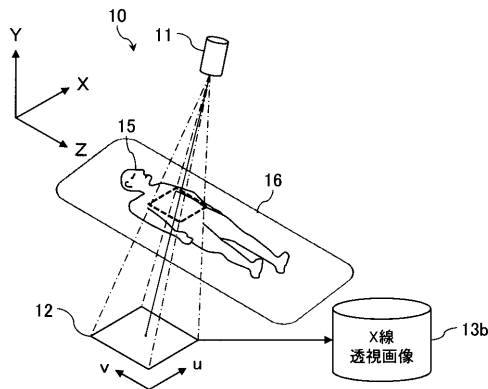
10…X線撮影機器、11…X線源、12…X線検出器、13a, 13b…X線透視画像、15…患者、16…ベッド、20($20_1 \sim 20_6$)…基準点、21…リファレンス体、23($23_1 \sim 23_6$)…基準点の領域、30…アライメント調整支援装置、31…透視画像入力部、32…基準点射影座標決定部、33…射影行列導出部、34…表示部、35…手動設定部、36…入力手段、37a, 37b…記憶部、41…第1演算部、41a…X線源位置演算部、41b…X線検出器位置演算部、41c…X線検出器姿勢演算部、42…第2演算部、43…第3演算部、45…設計情報、P…射影行列。

10

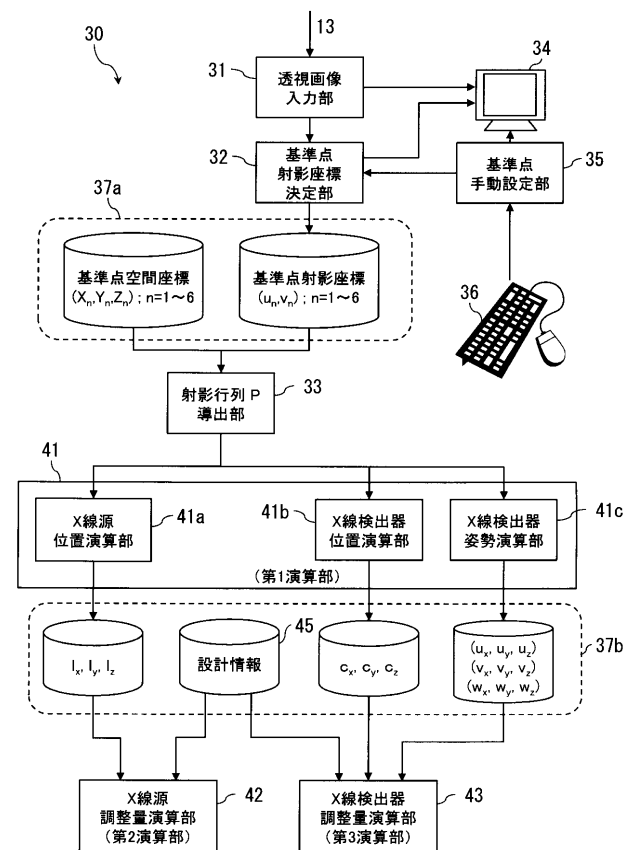
【図1】



【図2】



【図3】



【図 4】

$$\lambda \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = P \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1) \quad \lambda \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{f}{s_u} & 0 & u_c \\ 0 & \frac{f}{s_v} & v_c \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_x & v_x & w_x \\ u_y & v_y & w_y \\ u_z & v_z & w_z \end{bmatrix}^t - \begin{bmatrix} u_x & v_x & w_x \\ u_y & v_y & w_y \\ u_z & v_z & w_z \end{bmatrix}^t \begin{bmatrix} l_x \\ l_y \\ l_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$\lambda \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} \frac{f}{s_u} & 0 & u_c \\ 0 & \frac{f}{s_v} & v_c \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_x & v_x & w_x \\ u_y & v_y & w_y \\ u_z & v_z & w_z \end{bmatrix}^t - \begin{bmatrix} u_x & v_x & w_x \\ u_y & v_y & w_y \\ u_z & v_z & w_z \end{bmatrix}^t \begin{bmatrix} l_x \\ l_y \\ l_z \end{bmatrix}}_P \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

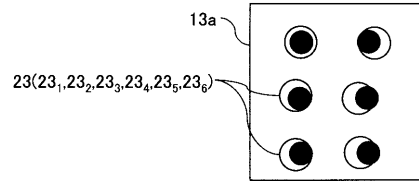
$$\begin{bmatrix} c_x \\ c_y \\ c_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_x & v_x & w_x \\ u_y & v_y & w_y \\ u_z & v_z & w_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \left(\frac{w-1}{2} u_c \right) \frac{1}{s_u} \\ \left(\frac{h-1}{2} v_c \right) \frac{1}{s_v} \\ f \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} l_x \\ l_y \\ l_z \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$\lambda \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_{11} & p_{12} & p_{13} & p_{14} \\ p_{21} & p_{22} & p_{23} & p_{24} \\ p_{31} & p_{32} & p_{33} & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

【図 5】

$$\begin{bmatrix} X_1 & Y_1 & Z_1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_1 X_1 & -u_1 Y_1 & -u_1 Z_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X_1 & Y_1 & Z_1 & 1 & -v_1 X_1 & -v_1 Y_1 & -v_1 Z_1 \\ X_2 & Y_2 & Z_2 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_2 X_2 & -u_2 Y_2 & -u_2 Z_2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X_2 & Y_2 & Z_2 & 1 & -v_2 X_2 & -v_2 Y_2 & -v_2 Z_2 \\ X_3 & Y_3 & Z_3 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_3 X_3 & -u_3 Y_3 & -u_3 Z_3 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X_3 & Y_3 & Z_3 & 1 & -v_3 X_3 & -v_3 Y_3 & -v_3 Z_3 \\ X_4 & Y_4 & Z_4 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_4 X_4 & -u_4 Y_4 & -u_4 Z_4 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X_4 & Y_4 & Z_4 & 1 & -v_4 X_4 & -v_4 Y_4 & -v_4 Z_4 \\ X_5 & Y_5 & Z_5 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_5 X_5 & -u_5 Y_5 & -u_5 Z_5 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X_5 & Y_5 & Z_5 & 1 & -v_5 X_5 & -v_5 Y_5 & -v_5 Z_5 \\ X_6 & Y_6 & Z_6 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_6 X_6 & -u_6 Y_6 & -u_6 Z_6 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X_6 & Y_6 & Z_6 & 1 & -v_6 X_6 & -v_6 Y_6 & -v_6 Z_6 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p_{11} \\ p_{12} \\ p_{13} \\ p_{14} \\ p_{21} \\ p_{22} \\ p_{23} \\ p_{24} \\ p_{31} \\ p_{32} \\ p_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_1 \\ v_1 \\ u_2 \\ v_2 \\ u_3 \\ v_3 \\ u_4 \\ v_4 \\ u_5 \\ v_5 \\ u_6 \\ v_6 \end{bmatrix} \quad (7)$$

【図 6】

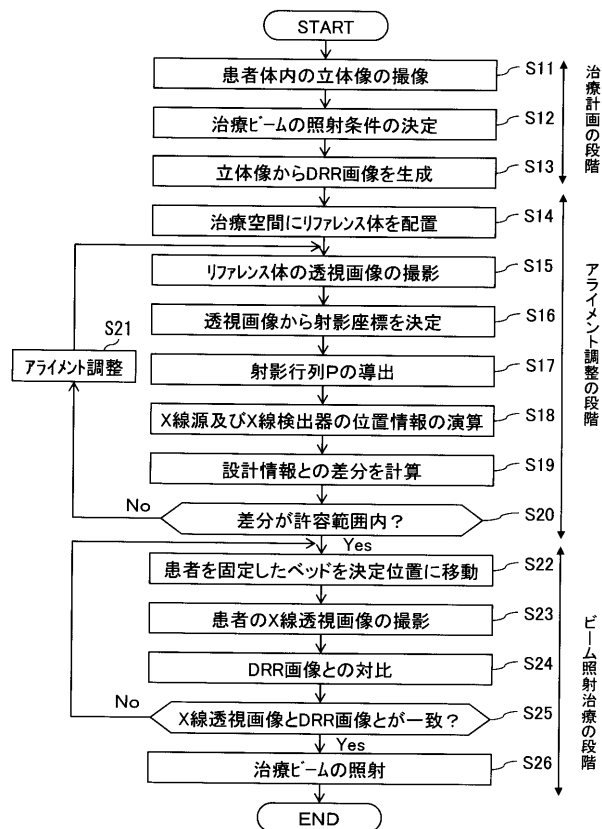


$$p_{14} = u_1 + u_1(X_1 p_{31} + Y_1 p_{32} + Z_1 p_{33}) - (X_1 p_{11} + Y_1 p_{12} + Z_1 p_{13}) \quad (8)$$

$$p_{24} = v_1 + v_1(X_1 p_{31} + Y_1 p_{32} + Z_1 p_{33}) - (X_1 p_{21} + Y_1 p_{22} + Z_1 p_{23}) \quad (9)$$

$$\begin{bmatrix} X_2 - X_1 & Y_2 - Y_1 & Z_2 - Z_1 & 0 & 0 & 0 & u_1 X_1 - u_2 X_2 & u_1 Y_1 - u_2 Y_2 & u_1 Z_1 - u_2 Z_2 \\ 0 & 0 & 0 & X_2 - X_1 & Y_2 - Y_1 & Z_2 - Z_1 & v_1 X_1 - v_2 X_2 & v_1 Y_1 - v_2 Y_2 & v_1 Z_1 - v_2 Z_2 \\ X_3 - X_1 & Y_3 - Y_1 & Z_3 - Z_1 & 0 & 0 & 0 & u_1 X_1 - u_3 X_3 & u_1 Y_1 - u_3 Y_3 & u_1 Z_1 - u_3 Z_3 \\ 0 & 0 & 0 & X_3 - X_1 & Y_3 - Y_1 & Z_3 - Z_1 & v_1 X_1 - v_3 X_3 & v_1 Y_1 - v_3 Y_3 & v_1 Z_1 - v_3 Z_3 \\ X_4 - X_1 & Y_4 - Y_1 & Z_4 - Z_1 & 0 & 0 & 0 & u_1 X_1 - u_4 X_4 & u_1 Y_1 - u_4 Y_4 & u_1 Z_1 - u_4 Z_4 \\ 0 & 0 & 0 & X_4 - X_1 & Y_4 - Y_1 & Z_4 - Z_1 & v_1 X_1 - v_4 X_4 & v_1 Y_1 - v_4 Y_4 & v_1 Z_1 - v_4 Z_4 \\ X_5 - X_1 & Y_5 - Y_1 & Z_5 - Z_1 & 0 & 0 & 0 & u_1 X_1 - u_5 X_5 & u_1 Y_1 - u_5 Y_5 & u_1 Z_1 - u_5 Z_5 \\ 0 & 0 & 0 & X_5 - X_1 & Y_5 - Y_1 & Z_5 - Z_1 & v_1 X_1 - v_5 X_5 & v_1 Y_1 - v_5 Y_5 & v_1 Z_1 - v_5 Z_5 \\ X_6 - X_1 & Y_6 - Y_1 & Z_6 - Z_1 & 0 & 0 & 0 & u_1 X_1 - u_6 X_6 & u_1 Y_1 - u_6 Y_6 & u_1 Z_1 - u_6 Z_6 \\ 0 & 0 & 0 & X_6 - X_1 & Y_6 - Y_1 & Z_6 - Z_1 & v_1 X_1 - v_6 X_6 & v_1 Y_1 - v_6 Y_6 & v_1 Z_1 - v_6 Z_6 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p_{11} \\ p_{12} \\ p_{13} \\ p_{14} \\ p_{21} \\ p_{22} \\ p_{23} \\ p_{24} \\ p_{31} \\ p_{32} \\ p_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_2 - u_1 \\ v_2 - v_1 \\ u_3 - u_1 \\ v_3 - v_1 \\ u_4 - u_1 \\ v_4 - v_1 \\ u_5 - u_1 \\ v_5 - v_1 \\ u_6 - u_1 \\ v_6 - v_1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 丸山 富美

東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

Fターム(参考) 4C082 AC09 AE01 AJ07 AJ16

4C093 AA25 CA16 FF11 FF21 FF34 FF35 FF42 GA01