

【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】令和 7 年 4 月 21 日(2025.4.21)

【公開番号】特開 2022-165419(P2022-165419A)

【公開日】令和 4 年 10 月 31 日(2022.10.31)

【年通号数】公開公報(特許)2022-200

【出願番号】特願 2022-68870(P2022-68870)

【国際特許分類】

A 6 1 N 5/10(2006.01)

10

【F I】

A 6 1 N 5/10 M

【手続補正書】

【提出日】令和 7 年 4 月 10 日(2025.4.10)

【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】

20

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

2 次元(2D)放射線透過画像から線形加速器(LINAC)の 3 次元(3D)放射線
ビーム軸のセットを決定することと、ここで、前記 3D 放射線ビーム軸のセットは、少な
くとも第 1 の 3D 放射線ビーム軸及び第 2 の 3D 放射線ビーム軸を含み、

少なくとも前記 3D 放射線ビーム軸のセットに基づいて、前記 LINAC の放射線アイ
ソセンタを決定することと

を備える、方法。

【請求項 2】

前記第 1 の 3D 放射線ビーム軸を決定することは、

30

基準ガントリ角度に対する第 1 のガントリ角度に前記 LINAC のガントリを位置付け
ることと、ここで、前記ガントリを位置付けることは、ガントリ回転軸を中心として前記
ガントリを回転させることを備え、

前記第 1 のガントリ角度に位置付けられた前記ガントリを用いて、第 1 の放射線ビーム
を生成するために前記 LINAC を使用することと、

前記第 1 のガントリ角度に位置付けられた前記ガントリを用いて、放射線不透過マーカ
の付近を通過した後の前記第 1 の放射線ビームの放射線場を示す第 1 の 2 次元(2D)放
射線透過画像を取得するために前記 LINAC の撮像デバイスを使用することと、

前記第 1 の 2D 放射線透過画像に基づいて、前記第 1 の放射線ビームのビーム軸のロケ
ーションと前記第 1 の放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の中心と
を決定することと、

40

前記第 1 の放射線ビームのビーム軸の決定されたロケーション、前記第 1 の放射線ビー
ムの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の決定された中心、及び前記第 1 のガント
リ角度に基づいて、前記第 1 の 3D 放射線ビーム軸を構築することと

を備える、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記第 1 の 3D 放射線ビーム軸を構築することは、前記第 1 の放射線ビームの放射線場
中の前記放射線不透過マーカの影の決定された中心と一致し、且つ前記ガントリ回転軸と
平行な第 1 の画像回転軸を中心として前記第 1 の 2D 放射線透過画像を回転させることを
備え、

50

前記第 1 の 2 D 放射線透過画像は、前記第 1 のガントリ角度に等しい量で回転され、

前記第 1 の 3 D 放射線ビーム軸は、回転された前記第 1 の 2 D 放射線透過画像中の前記第 1 の放射線ビームのビーム軸の決定されたロケーションと一致し、且つ回転された前記第 1 の 2 D 放射線透過画像の平面に対して垂直である、

請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記第 1 の 3 D 放射線ビーム軸を構築することは、

前記第 1 の 2 D 放射線透過画像中の前記第 1 の放射線ビームのビーム軸の決定されたロケーションと一致し、且つ前記第 1 の 2 D 放射線透過画像の平面に対して垂直な最初の 3 D 放射線ビーム軸を生成することと、

10

前記第 1 の放射線ビームの前記放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の決定された中心と一致し、且つ前記ガントリ回転軸と平行な第 1 の画像回転軸を中心として前記最初の 3 D 放射線ビーム軸を回転させることと、を備え、

前記最初の 3 D 放射線ビーム軸は、前記第 1 のガントリ角度に等しい量で回転される、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 5】

前記第 2 の 3 D 放射線ビーム軸を決定することは、

前記基準ガントリ角度に対する第 2 のガントリ角度に前記 L I N A C の前記ガントリを位置付けることと、

前記第 2 のガントリ角度に位置付けられた前記ガントリを用いて、第 2 の放射線ビームを生成するために前記 L I N A C を使用することと、

20

前記第 2 のガントリ角度に位置付けられた前記ガントリを用いて、前記放射線不透過マーカの付近を通過した後の前記第 2 の放射線ビームの放射線場を示す第 2 の 2 D 放射線透過画像を取得するために前記 L I N A C の前記撮像デバイスを使用することと、

前記第 2 の 2 D 放射線透過画像に基づいて、前記第 2 の放射線ビームのビーム軸のロケーションと前記第 2 の放射線ビームの前記放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の中心とを決定することと、

前記第 2 の放射線ビームのビーム軸の決定されたロケーション、前記第 2 の放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の決定された中心、及び前記第 2 のガントリ角度に基づいて、前記第 2 の 3 D 放射線ビーム軸を構築することと

30

を備える、請求項 2 ～ 4 のうちのいずれか一項に記載の方法。

【請求項 6】

前記第 2 の 3 D 放射線ビーム軸を構築することは、前記第 2 の放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の決定された中心と一致し、且つ前記ガントリ回転軸と平行な第 2 の画像回転軸を中心として前記第 2 の 2 D 放射線透過画像を回転させることを備え、

前記第 2 の 2 D 放射線透過画像は、前記第 2 のガントリ角度に等しい量で回転され、

前記第 2 の 3 D 放射線ビーム軸は、回転された前記第 2 の 2 D 放射線透過画像中の前記第 2 の放射線ビームのビーム軸の決定されたロケーションと一致し、且つ回転された前記第 2 の 2 D 放射線透過画像の平面に対して垂直である、

40

請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記第 2 の 3 D 放射線ビーム軸を構築することは、

前記第 2 の 2 D 放射線透過画像中の前記第 2 の放射線ビームのビーム軸の決定されたロケーションと一致し、且つ前記第 2 の 2 D 放射線透過画像の平面に対して垂直な最初の第 2 の 3 D 放射線ビーム軸を生成することと、

前記第 2 の放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの前記影の決定された中心と一致し、且つ前記ガントリ回転軸と平行な第 2 の画像回転軸を中心として前記最初の第 2 の 3 D 放射線ビーム軸を回転させることと、を備え、

前記最初の第 2 の 3 D 放射線ビーム軸は、前記第 2 のガントリ角度に等しい量で回転さ

50

れる、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 8】

前記 L I N A C が前記第 1 の放射線ビーム及び第 2 の放射線ビームを生成するために使用され、前記 L I N A C の前記撮像デバイスが前記第 1 の 2 D 放射線透過画像及び第 2 の 2 D 放射線透過画像を取得するために使用される間に、カウチが固定カウチ角度に位置付けられる、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 9】

前記放射線アイソセンタを決定することは、

前記 3 D 放射線ビーム軸のセットのうちの各 3 D 放射線ビーム軸について、3 D 空間中のロケーションと前記 3 D 放射線ビーム軸との間のビーム軸外し距離を決定することと、

10

前記 3 D 放射線ビーム軸のセットのうちの前記 3 D 放射線ビーム軸について決定された前記ビーム軸外し距離のうちのどれが最も大きいかを決定することと、

最も小さい最大ビーム軸外し距離を有する 3 D 空間中のロケーションを見出すことと、を備え、

前記 3 D 放射線ビーム軸のセットのうちの前記 3 D 放射線ビーム軸について決定された前記ビーム軸外し距離のうちの最も大きいものは、前記ロケーションについての最大ビーム軸外し距離である、請求項 1 ~ 4 のうちのいずれか一項に記載の方法。

【請求項 10】

前記放射線アイソセンタのサイズは、前記ロケーションについての前記最大ビーム軸外し距離である、請求項 9 に記載の方法。

20

【請求項 11】

決定された前記放射線アイソセンタに腫瘍を位置付けることを更に備える、請求項 1 ~ 4 のうちのいずれか一項に記載の方法。

【請求項 12】

カウチ角度のセットのうちの各カウチ角度についてのマーカ移動ベクトルを決定することと、ここで、前記カウチ角度のセットは、少なくとも基準カウチ角度に対する第 1 のカウチ角度及び前記基準カウチ角度に対する第 2 のカウチ角度を含み、

決定された前記マーカ移動ベクトルに基づいて、前記カウチ角度のセットのうちのカウチ角度と前記 3 D 放射線ビーム軸のセットのうちの 3 D 放射線ビーム軸との各組み合わせについてのマーカから 3 D 放射線ビーム軸誤差までの距離を決定することと、ここで、前記マーカから 3 D 放射線ビーム軸誤差までの距離は、放射線不透過マーカのロケーションと前記 3 D 放射線ビーム軸誤差との間の最短距離を表すものである、

30

を更に備える、請求項 1 ~ 4 のうちのいずれか一項に記載の方法。

【請求項 13】

前記第 1 のカウチ角度についての前記マーカ移動ベクトルを決定することは、

前記基準カウチ角度に位置付けられた前記 L I N A C のカウチと、基準ガントリ角度に位置付けられた前記 L I N A C のガントリとを用いて、第 1 の基準放射線ビームを生成するために前記 L I N A C を使用することと、

前記基準カウチ角度に位置付けられた前記カウチと、前記基準ガントリ角度に位置付けられた前記ガントリとを用いて、前記放射線不透過マーカの付近を通過した後の前記第 1 の基準放射線ビームの放射線場を示す基準カウチ角度 2 次元 (2 D) 放射線透過画像を取得するために前記 L I N A C の撮像デバイスを使用することと、

40

前記基準カウチ角度 2 D 放射線透過画像に基づいて、前記第 1 の基準放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の中心を決定することと、

前記第 1 のカウチ角度に前記カウチを位置付けることと、

前記第 1 のカウチ角度に位置付けられた前記カウチと、前記基準ガントリ角度に位置付けられた前記ガントリとを用いて、第 2 の基準放射線ビームを生成するために前記 L I N A C を使用することと、

前記第 1 のカウチ角度に位置付けられた前記カウチと、前記基準ガントリ角度に位置付けられた前記ガントリとを用いて、前記放射線不透過マーカの付近を通過した後の前記第

50

2の基準放射線ビームの放射線場を示す第1のカウチ角度2D放射線透過画像を取得するために前記LINACの前記撮像デバイスを使用することと、

前記第1のカウチ角度2D放射線透過画像に基づいて、前記第2の基準放射線ビームの前記放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の中心を決定することと、

前記第1の基準放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の中心と前記第2の基準放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の中心との比較に基づいて、前記第1のカウチ角度についての前記マーカ移動ベクトルを決定することと

を備える、請求項12に記載の方法。

【請求項14】

前記第2のカウチ角度についての前記マーカ移動ベクトルを決定することは、

10

前記第2のカウチ角度に前記カウチを位置付けることと、

前記第2のカウチ角度に位置付けられた前記カウチと、前記基準ガントリ角度に位置付けられた前記ガントリとを用いて、第3の基準放射線ビームを生成するために前記LINACを使用することと、

前記第2のカウチ角度に位置付けられた前記カウチと、前記基準ガントリ角度に位置付けられた前記ガントリとを用いて、前記放射線不透過マーカの付近を通過した後の前記第3の基準放射線ビームの放射線場を示す第2のカウチ角度2D放射線透過画像を取得するために前記LINACの前記撮像デバイスを使用することと、

前記第2のカウチ角度2D放射線透過画像に基づいて、前記第3の基準放射線ビームの前記放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の中心を決定することと、

20

前記第1の基準放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の中心と前記第3の基準放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の中心との比較に基づいて、前記第2のカウチ角度についての前記マーカ移動ベクトルを決定することと

を備える、請求項13に記載の方法。

【請求項15】

臨床アイソセンタを決定することを更に備え、前記臨床アイソセンタを決定することは、最大のマーカから3D放射線ビーム軸誤差までの距離を最小限に抑える空間中のロケーションを決定することを備える、請求項12に記載の方法。

【請求項16】

前記最大のマーカから3D放射線ビーム軸誤差までの距離を最小限に抑える空間中のロケーションを決定することは、

30

異なるカウチ角度に、前記放射線不透過マーカの影に基づいて、カウチ回転軸を予測することと、

予測された前記カウチ回転軸を中心としたカウチ回転によって変位された新しい基準位置に前記放射線不透過マーカの位置のセットを予測することと、

決定された前記マーカ移動ベクトルに基づいて、前記カウチ角度のセットのうちのカウチ角度と前記3D放射線ビーム軸のセットのうちの3D放射線ビーム軸との各組み合わせについての予測されたマーカから3D放射線ビーム軸誤差までの距離を決定することと、ここで、前記予測されたマーカから3D放射線ビーム軸誤差までの距離は、放射線不透過マーカのロケーションと前記3D放射線ビーム軸誤差との間の最短距離を表すものであり

40

前記最大のマーカから3D放射線ビーム軸誤差までの距離を最小限に抑える基準マーカ位置を決定することと

を備える、請求項15に記載の方法。

【請求項17】

決定された前記臨床アイソセンタに腫瘍を配置することを更に備える、請求項15に記載の方法。

【請求項18】

2次元(2D)放射線透過画像から線形加速器(LINAC)の3次元(3D)放射線ビーム軸のセットを決定することと、ここで、前記3D放射線ビーム軸のセットは、少な

50

くとも第 1 及び第 2 の 3 D 放射線ビーム軸を含み、

少なくとも前記 3 D 放射線ビーム軸のセットに基づいて、前記 L I N A C の放射線アイソセンタを決定することと

を行うように構成されている、装置。

【請求項 19】

線形加速器 (L I N A C) のカウチ角度のセットのうちの各カウチ角度についてのマーカ移動ベクトルを決定することと、ここで、前記カウチ角度のセットは、少なくとも基準カウチ角度に対する第 1 のカウチ角度及び前記基準カウチ角度に対する第 2 のカウチ角度を含み、

決定された前記マーカ移動ベクトルに基づいて、前記カウチ角度のセットのうちのカウチ角度と 3 D 放射線ビーム軸のセットのうちの 3 D 放射線ビーム軸との各組み合わせについてのマーカから 3 D 放射線ビーム軸誤差までの距離を決定することと、ここで、前記マーカから 3 D 放射線ビーム軸誤差までの距離は、放射線不透過マーカのロケーションと前記 3 D 放射線ビーム軸誤差との間の最短距離を表すものである、

を備える、方法。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 1 0 1

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 1 0 1】

[00119]加えて、上記で説明し、図面に例示したプロセスは、一連のステップとして示しているが、これは、例示を目的としてのみ行った。それ故に、いくつかのステップが追加され得、いくつかのステップが省略され得、ステップの順序が再配列され得、いくつかのステップが並行して実行され得ることが企図される。

以下に、出願当初の特許請求の範囲に記載の事項を、そのまま、付記しておく。

[1] 2 次元 (2 D) 放射線透過画像から線形加速器 (L I N A C) の 3 次元 (3 D) 放射線ビーム軸のセットを決定することと、ここで、前記 3 D 放射線ビーム軸のセットは、少なくとも第 1 の 3 D 放射線ビーム軸及び第 2 の 3 D 放射線ビーム軸を含み、

少なくとも前記 3 D 放射線ビーム軸のセットに基づいて、前記 L I N A C の放射線アイソセンタを決定することと

を備える、方法。

[2] 前記第 1 の 3 D 放射線ビーム軸を決定することは、

基準ガントリ角度に対する第 1 のガントリ角度に前記 L I N A C のガントリを位置付けることと、ここで、前記ガントリを位置付けることは、ガントリ回転軸を中心として前記ガントリを回転させることを備え、

前記第 1 のガントリ角度に位置付けられた前記ガントリを用いて、第 1 の放射線ビームを生成するために前記 L I N A C を使用することと、

前記第 1 のガントリ角度に位置付けられた前記ガントリを用いて、放射線不透過マーカの付近を通過した後の前記第 1 の放射線ビームの放射線場を示す第 1 の 2 次元 (2 D) 放射線透過画像を取得するために前記 L I N A C の撮像デバイスを使用することと、

前記第 1 の 2 D 放射線透過画像に基づいて、前記第 1 の放射線ビームのビーム軸のロケーションと前記第 1 の放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の中心とを決定することと、

前記第 1 の放射線ビームのビーム軸の決定されたロケーション、前記第 1 の放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の決定された中心、及び前記第 1 のガントリ角度に基づいて、前記第 1 の 3 D 放射線ビーム軸を構築することと

を備える、[1] に記載の方法。

[3] 前記第 1 の 3 D 放射線ビーム軸を構築することは、前記第 1 の放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の決定された中心と一致し、且つ前記ガントリ

回転軸と平行な第 1 の画像回転軸を中心として前記第 1 の 2 D 放射線透過画像を回転させることを備え、

前記第 1 の 2 D 放射線透過画像は、前記第 1 のガントリ角度に等しい量で回転され、

前記第 1 の 3 D 放射線ビーム軸は、回転された前記第 1 の 2 D 放射線透過画像中の前記第 1 の放射線ビームのビーム軸の決定されたロケーションと一致し、且つ回転された前記第 1 の 2 D 放射線透過画像の平面に対して垂直である、

[2] に記載の方法。

[4] 前記第 1 の 3 D 放射線ビーム軸を構築することは、

前記第 1 の 2 D 放射線透過画像中の前記第 1 の放射線ビームのビーム軸の決定されたロケーションと一致し、且つ前記第 1 の 2 D 放射線透過画像の平面に対して垂直な最初の 3 D 放射線ビーム軸を生成することと、

前記第 1 の放射線ビームの前記放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の決定された中心と一致し、且つ前記ガントリ回転軸と平行な第 1 の画像回転軸を中心として前記最初の 3 D 放射線ビーム軸を回転させることと、を備え、

前記最初の 3 D 放射線ビーム軸は、前記第 1 のガントリ角度に等しい量で回転される、[2] に記載の方法。

[5] 前記第 2 の 3 D 放射線ビーム軸を決定することは、

前記基準ガントリ角度に対する第 2 のガントリ角度に前記 L I N A C の前記ガントリを位置付けることと、

前記第 2 のガントリ角度に位置付けられた前記ガントリを用いて、第 2 の放射線ビームを生成するために前記 L I N A C を使用することと、

前記第 2 のガントリ角度に位置付けられた前記ガントリを用いて、前記放射線不透過マーカの付近を通過した後の前記第 2 の放射線ビームの放射線場を示す第 2 の 2 D 放射線透過画像を取得するために前記 L I N A C の前記撮像デバイスを使用することと、

前記第 2 の 2 D 放射線透過画像に基づいて、前記第 2 の放射線ビームのビーム軸のロケーションと前記第 2 の放射線ビームの前記放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の中心とを決定することと、

前記第 2 の放射線ビームのビーム軸の決定されたロケーション、前記第 2 の放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の決定された中心、及び前記第 2 のガントリ角度に基づいて、前記第 2 の 3 D 放射線ビーム軸を構築することと

を備える、[2] ~ [4] のうちのいずれか一項に記載の方法。

[6] 前記第 2 の 3 D 放射線ビーム軸を構築することは、前記第 2 の放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の決定された中心と一致し、且つ前記ガントリ回転軸と平行な第 2 の画像回転軸を中心として前記第 2 の 2 D 放射線透過画像を回転させることを備え、

前記第 2 の 2 D 放射線透過画像は、前記第 2 のガントリ角度に等しい量で回転され、

前記第 2 の 3 D 放射線ビーム軸は、回転された前記第 2 の 2 D 放射線透過画像中の前記第 2 の放射線ビームのビーム軸の決定されたロケーションと一致し、且つ回転された前記第 2 の 2 D 放射線透過画像の平面に対して垂直である、

[5] に記載の方法。

[7] 前記第 2 の 3 D 放射線ビーム軸を構築することは、

前記第 2 の 2 D 放射線透過画像中の前記第 2 の放射線ビームのビーム軸の決定されたロケーションと一致し、且つ前記第 2 の 2 D 放射線透過画像の平面に対して垂直な最初の第 2 の 3 D 放射線ビーム軸を生成することと、

前記第 2 の放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの前記影の決定された中心と一致し、且つ前記ガントリ回転軸と平行な第 2 の画像回転軸を中心として前記最初の第 2 の 3 D 放射線ビーム軸を回転させることと、を備え、

前記最初の第 2 の 3 D 放射線ビーム軸は、前記第 2 のガントリ角度に等しい量で回転される、[5] に記載の方法。

[8] 前記 L I N A C が前記第 1 の放射線ビーム及び第 2 の放射線ビームを生成する

10

20

30

40

50

ために使用され、前記 L I N A C の前記撮像デバイスが前記第 1 の 2 D 放射線透過画像及び第 2 の 2 D 放射線透過画像を取得するために使用される間に、カウチが固定カウチ角度に位置付けられる、[5] ~ [7] のうちのいずれか一項に記載の方法。

[9] 前記放射線アイソセンタを決定することは、

前記 3 D 放射線ビーム軸のセットのうちの各 3 D 放射線ビーム軸について、3 D 空間中のロケーションと前記 3 D 放射線ビーム軸との間のビーム軸外し距離を決定することと、

前記 3 D 放射線ビーム軸のセットのうちの前記 3 D 放射線ビーム軸について決定された前記ビーム軸外し距離のうちのどれが最も大きいかを決定することと、

最も小さい最大ビーム軸外し距離を有する 3 D 空間中のロケーションを見出すことと、
を備え、

10

前記 3 D 放射線ビーム軸のセットのうちの前記 3 D 放射線ビーム軸について決定された前記ビーム軸外し距離のうちの最も大きいものは、前記ロケーションについての最大ビーム軸外し距離である、[1] ~ [8] のうちのいずれか一項に記載の方法。

[1 0] 前記放射線アイソセンタのサイズは、前記ロケーションについての前記最大ビーム軸外し距離である、[9] に記載の方法。

[1 1] 決定された前記放射線アイソセンタに腫瘍を位置付けることを更に備える、
[1] ~ [1 0] のうちのいずれか一項に記載の方法。

[1 2] カウチ角度のセットのうちの各カウチ角度についてのマーカ移動ベクトルを決定することと、ここで、前記カウチ角度のセットは、少なくとも基準カウチ角度に対する第 1 のカウチ角度及び前記基準カウチ角度に対する第 2 のカウチ角度を含み、

20

決定された前記マーカ移動ベクトルに基づいて、前記カウチ角度のセットのうちのカウチ角度と前記 3 D 放射線ビーム軸のセットのうちの 3 D 放射線ビーム軸との各組み合わせについてのマーカから 3 D 放射線ビーム軸誤差までの距離を決定することと、ここで、前記マーカから 3 D 放射線ビーム軸誤差までの距離は、放射線不透過マーカのロケーションと前記 3 D 放射線ビーム軸誤差との間の最短距離を表すものである、

を更に備える、[1] ~ [1 1] のうちのいずれか一項に記載の方法。

[1 3] 前記第 1 のカウチ角度についての前記マーカ移動ベクトルを決定することは、
前記基準カウチ角度に位置付けられた前記 L I N A C のカウチと、基準ガントリ角度に位置付けられた前記 L I N A C のガントリとを用いて、第 1 の基準放射線ビームを生成するために前記 L I N A C を使用することと、

30

前記基準カウチ角度に位置付けられた前記カウチと、前記基準ガントリ角度に位置付けられた前記ガントリとを用いて、前記放射線不透過マーカの付近を通過した後の前記第 1 の基準放射線ビームの放射線場を示す基準カウチ角度 2 次元 (2 D) 放射線透過画像を取得するために前記 L I N A C の撮像デバイスを使用することと、

前記基準カウチ角度 2 D 放射線透過画像に基づいて、前記第 1 の基準放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の中心を決定することと、

前記第 1 のカウチ角度に前記カウチを位置付けることと、

前記第 1 のカウチ角度に位置付けられた前記カウチと、前記基準ガントリ角度に位置付けられた前記ガントリとを用いて、第 2 の基準放射線ビームを生成するために前記 L I N A C を使用することと、

40

前記第 1 のカウチ角度に位置付けられた前記カウチと、前記基準ガントリ角度に位置付けられた前記ガントリとを用いて、前記放射線不透過マーカの付近を通過した後の前記第 2 の基準放射線ビームの放射線場を示す第 1 のカウチ角度 2 D 放射線透過画像を取得するために前記 L I N A C の前記撮像デバイスを使用することと、

前記第 1 のカウチ角度 2 D 放射線透過画像に基づいて、前記第 2 の基準放射線ビームの前記放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の中心を決定することと、

前記第 1 の基準放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の中心と前記第 2 の基準放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の中心との比較に基づいて、前記第 1 のカウチ角度についての前記マーカ移動ベクトルを決定することと

を備える、[1 2] に記載の方法。

50

[1 4] 前記第 2 のカウチ角度についての前記マーカ移動ベクトルを決定することは、
前記第 2 のカウチ角度に前記カウチを位置付けることと、

前記第 2 のカウチ角度に位置付けられた前記カウチと、前記基準ガントリ角度に位置付けられた前記ガントリとを用いて、第 3 の基準放射線ビームを生成するために前記 L I N A C を使用することと、

前記第 2 のカウチ角度に位置付けられた前記カウチと、前記基準ガントリ角度に位置付けられた前記ガントリとを用いて、前記放射線不透過マーカの付近を通過した後の前記第 3 の基準放射線ビームの放射線場を示す第 2 のカウチ角度 2 D 放射線透過画像を取得するために前記 L I N A C の前記撮像デバイスを使用することと、

前記第 2 のカウチ角度 2 D 放射線透過画像に基づいて、前記第 3 の基準放射線ビームの前記放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の中心を決定することと、

前記第 1 の基準放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の中心と前記第 3 の基準放射線ビームの放射線場中の前記放射線不透過マーカの影の中心との比較に基づいて、前記第 2 のカウチ角度についての前記マーカ移動ベクトルを決定することと
を備える、[1 3] に記載の方法。

[1 5] 臨床アイソセンタを決定することを更に備え、前記臨床アイソセンタを決定することは、最大のマーカから 3 D 放射線ビーム軸誤差までの距離を最小限に抑える空間中のロケーションを決定することを備える、[1 2] ~ [1 4] のうちのいずれか一項に記載の方法。

[1 6] 前記最大のマーカから 3 D 放射線ビーム軸誤差までの距離を最小限に抑える空間中のロケーションを決定することは、

異なるカウチ角度に、前記放射線不透過マーカの影に基づいて、カウチ回転軸を予測することと、

予測された前記カウチ回転軸を中心としたカウチ回転によって変位された新しい基準位置に前記放射線不透過マーカの位置のセットを予測することと、

決定された前記マーカ移動ベクトルに基づいて、前記カウチ角度のセットのうちのカウチ角度と前記 3 D 放射線ビーム軸のセットのうちの 3 D 放射線ビーム軸との各組み合わせについての予測されたマーカから 3 D 放射線ビーム軸誤差までの距離を決定することと、
ここで、前記予測されたマーカから 3 D 放射線ビーム軸誤差までの距離は、放射線不透過マーカのロケーションと前記 3 D 放射線ビーム軸誤差との間の最短距離を表すものであり

最大のマーカからビーム軸誤差までの距離を最小限に抑える基準マーカ位置を決定することと

を備える、[1 5] に記載の方法。

[1 7] 決定された前記臨床アイソセンタに腫瘍を配置することを更に備える、[1 5] 又は [1 6] に記載の方法。

[1 8] 2 次元 (2 D) 放射線透過画像から線形加速器 (L I N A C) の 3 次元 (3 D) 放射線ビーム軸のセットを決定することと、ここで、前記 3 D 放射線ビーム軸のセットは、少なくとも第 1 及び第 2 の 3 D 放射線ビーム軸を含み、

少なくとも前記 3 D 放射線ビーム軸のセットに基づいて、前記 L I N A C の放射線アイソセンタを決定することと

を行うように構成されている、装置。

[1 9] 線形加速器 (L I N A C) のカウチ角度のセットのうちの各カウチ角度についてのマーカ移動ベクトルを決定することと、ここで、前記カウチ角度のセットは、少なくとも基準カウチ角度に対する第 1 のカウチ角度及び前記基準カウチ角度に対する第 2 のカウチ角度を含み、

決定された前記マーカ移動ベクトルに基づいて、前記カウチ角度のセットのうちのカウチ角度と 3 D 放射線ビーム軸のセットのうちの 3 D 放射線ビーム軸との各組み合わせについてのマーカから 3 D 放射線ビーム軸誤差までの距離を決定することと、ここで、前記マーカから 3 D 放射線ビーム軸誤差までの距離は、放射線不透過マーカのロケーションと前

10

20

30

40

50

記 3 D 放射線ビーム軸誤差との間の最短距離を表すものである、
を備える、方法。

10

20

30

40

50