

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014 年 4 月 17 日(17.04.2014)



(10) 国際公開番号

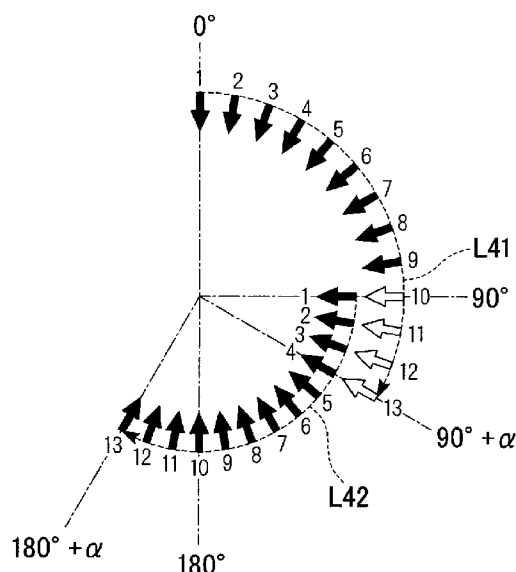
WO 2014/057762 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/074670
- (22) 国際出願日: 2013 年 9 月 12 日(12.09.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-224248 2012 年 10 月 9 日(09.10.2012) JP
- (71) 出願人: 三菱重工業株式会社 (MITSUBISHI HEAVY INDUSTRIES, LTD.) [JP/JP]; 〒1088215 東京都港区港南二丁目 1 6 番 5 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 半田 隆信(HANDA Takanobu); 〒1088215 東京都港区港南二丁目 1 6 番 5 号 三菱重工業株式会社内 Tokyo (JP). 高橋 邦夫(TAKAHASHI Kunio); 〒1088215 東京都港区港南二丁目 1 6 番 5 号 三菱重工業株式会社内 Tokyo (JP). 村木 聡(MURAKI Satoshi); 〒1088215 東京都港区港南二丁目 1 6 番 5 号 三菱重工業株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 森 隆一郎, 外(MORI Ryuichirou et al.); 〒1006620 東京都千代田区丸の内一丁目 9 番 2 号 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, LR, NA, RW, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BG, CZ, EE, HR, HU, IS, LT, LV, MK, MT, NO, PL, RO, RS, SI, SK, SM), OAPI (KM).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: PHOTOGRAPHY CONTROL DEVICE, PHOTOGRAPHY SYSTEM, PHOTOGRAPHY CONTROL METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 撮影制御装置、撮影システム、撮影制御方法およびプログラム

[図8]



(57) Abstract: This photography control device comprises: an imager location determination unit which, when a rotation mechanism rotates a first imager and a second imager greater than a prescribed angle, determines whether the first imager is located in a redundancy region wherein the rotation range of the first imager and the rotation range of the second imager overlap; and a photography timing control unit which, upon detecting the arrival of a photography timing, causes the first imager and/or the second imager to carry out photography, and which, in at least one photography timing which is detected to arrive in a state wherein the imager location determination unit determines that the first imager is located in the redundancy region, causes only the second imager to carry out the photography.

(57) 要約: この撮影制御装置は、回転機構が第 1 イメージャと第 2 イメージャとを所定角度よりも大きく回転させる場合に、第 1 イメージャの回転範囲と第 2 イメージャの回転範囲とが重なる重複領域に第 1 イメージャが位置するか否かを判定するイメージャ位置判定部と、撮影タイミングの到来を検

出すると第 1 イメージャと第 2 イメージャとのいずれか一方または両方に撮影を行わせる撮影タイミング制御部であって、重複領域に第 1 イメージャが位置するとイメージャ位置判定部が判定している状態で到来を検出した撮影タイミングの少なくとも 1 つにおいて、第 2 イメージャのみに撮影を行わせる撮影タイミング制御部と、を具備する。

明 細 書

発明の名称：

撮影制御装置、撮影システム、撮影制御方法およびプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、撮影制御装置、撮影システム、撮影制御方法およびプログラムに関する。

本願は、2012年10月9日に、日本国に出願された特願2012-224248号に基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

背景技術

[0002] コーンビームCT (cone beam computed tomography ; C B C T) では、X線源と2次元検出器とが対になったイメージャが、撮影対象の回りを回転して照射角度を変えながら、円錐状など錐体状 (コーン状) のX線を、X線源から2次元検出器に照射して2次元透視画像の撮影を行う。錐体状のX線を用いることで、コーンビームCTでは、撮影中に撮影対象を動かす必要無しに、また、複数回の回転を必要とせずに、2次元透視画像の撮影を行ってCT画像 (断層画像) を生成 (再構成) することができる。

[0003] ここで、人体を対象としてCTスキャンを行う場合、撮影対象者の呼吸に起因する被写体ぶれが生じると、CT画像の精度を低下させる要因となる。かかる被写体ぶれを防止するために、撮影の間、撮影対象者が息止めを行う方法が用いられているが、息止めの時間が長いと撮影対象者にとって負担になってしまう。従って、撮影対象者の負担を低減させつつ高精度な画像を取得するためには、撮影時間は短い方が好ましい。

撮影時間を短縮可能な装置として、二対のイメージャを用いるデュアルソースC B C Tなど、複数のイメージャを用いることでイメージャの回転角度を比較的小さく抑えるC B C Tがある (例えば、特許文献1)。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：国際公開WO 2010/073308号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] デュアルソースCBCTなど、複数のイメージャを用いるCBCTにおいて、放射線照射量を低減させることができれば、撮影対象者の負担を軽減させることができる。

[0006] 本発明は、放射線照射量を低減させることのできる撮影制御装置、撮影システム、撮影制御方法およびプログラムを提供する。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明の一態様による撮影制御装置は、回転軸に向けてコーンビームを照射して透視画像の撮影を行う第1イメージャおよび第2イメージャと、前記回転軸を中心に前記第1イメージャと前記第2イメージャとを一体的に回転させる回転機構とを具備し、前記回転軸を基準として前記第1イメージャの照射軸と前記第2イメージャの照射軸との角度が所定角度である撮影装置の撮影制御装置において、前記回転機構が前記第1イメージャと前記第2イメージャとを前記所定角度よりも大きく回転させる場合に、前記第1イメージャの回転範囲と前記第2イメージャの回転範囲とが重なる重複領域に前記第1イメージャが位置するか否かを判定するイメージャ位置判定部と、撮影タイミングの到来を検出すると前記第1イメージャと前記第2イメージャとのいずれか一方または両方に撮影を行わせる撮影タイミング制御部であって、前記重複領域に前記第1イメージャが位置すると前記イメージャ位置判定部が判定している状態で到来を検出した撮影タイミングの少なくとも1つにおいて、前記第2イメージャのみに撮影を行わせる撮影タイミング制御部と、を具備する。

[0008] また、本発明の他の態様による撮影制御装置は、上述の撮影制御装置であって、前記第1イメージャが撮影した透視画像と前記第2イメージャが撮影した透視画像とに基づいて位置特定対象の三次元位置を特定する位置特定部を具備し、前記撮影タイミング制御部は、撮影タイミングの到来を検出して

前記第 1 イメージャと前記第 2 イメージャとの両方に撮影を行わせ、得られた透視画像に基づいて前記位置特定部が前記位置特定対象の三次元位置の特定に成功した場合、前記重複領域に前記第 1 イメージャが位置すると前記イメージャ位置判定部が判定している状態で、次の撮影タイミングの到来を検出すると、前記第 2 イメージャのみに撮影を行わせる。

[0009] また、本発明の他の態様による撮影制御装置は、上述の撮影制御装置であって、前記第 1 イメージャが撮影した透視画像と前記第 2 イメージャが撮影した透視画像とに基づいて位置特定対象の三次元位置を特定する位置特定部を具備し、前記撮影タイミング制御部は、撮影タイミングの到来を検出して前記第 1 イメージャと前記第 2 イメージャとの両方に撮影を行わせ、得られた透視画像の少なくとも一方において前記位置特定部が前記位置特定対象の画像の検出に失敗した場合、前記重複領域に前記第 1 イメージャが位置すると前記イメージャ位置判定部が判定している状態で、次の撮影タイミングの到来を検出すると、前記第 2 イメージャのみに撮影を行わせる。

[0010] また、本発明の他の態様による撮影制御装置は、上述の撮影制御装置であって、前記撮影タイミング制御部は、前記重複領域に前記第 1 イメージャが位置すると前記イメージャ位置判定部が判定している状態で到来を検出した撮影タイミングの全部において、前記第 2 イメージャのみに撮影を行わせる。

[0011] また、本発明の他の態様による撮影システムは、回転軸に向けてコーンビームを照射して透視画像の撮影を行う第 1 イメージャおよび第 2 イメージャと、前記回転軸を中心に前記第 1 イメージャと前記第 2 イメージャとを一体的に回転させる回転機構とを具備し、前記回転軸を基準として前記第 1 イメージャの照射軸と前記第 2 イメージャの照射軸との角度が所定角度である撮影装置と、前記回転機構が前記第 1 イメージャと前記第 2 イメージャとを前記所定角度よりも大きく回転させる場合に、前記第 1 イメージャの回転範囲と前記第 2 イメージャの回転範囲とが重なる重複領域に前記第 1 イメージャが位置するか否かを判定するイメージャ位置判定部と、撮影タイミングの到

来を検出すると前記第1イメージャと前記第2イメージャとのいずれか一方または両方に撮影を行わせる撮影タイミング制御部であって、前記重複領域に前記第1イメージャが位置すると前記イメージャ位置判定部が判定している状態で到来を検出した撮影タイミングの少なくとも1つにおいて、前記第2イメージャのみに撮影を行わせる撮影タイミング制御部と、を具備する撮影制御装置と、を備える。

[0012] また、本発明の他の態様による撮影制御方法は、回転軸に向けてコーンビームを照射して透視画像の撮影を行う第1イメージャおよび第2イメージャと、前記回転軸を中心に前記第1イメージャと前記第2イメージャとを一体的に回転させる回転機構とを具備し、前記回転軸を基準として前記第1イメージャの照射軸と前記第2イメージャの照射軸との角度が所定角度である撮影装置の撮影制御装置の撮影制御方法であって、前記回転機構が前記第1イメージャと前記第2イメージャとを前記所定角度よりも大きく回転させる場合に、前記第1イメージャの回転範囲と前記第2イメージャの回転範囲とが重なる重複領域に前記第1イメージャが位置するか否かを判定するイメージャ位置判定ステップと、撮影タイミングの到来を検出すると前記第1イメージャと前記第2イメージャとのいずれか一方または両方に撮影を行わせる撮影タイミング制御ステップであって、前記重複領域に前記第1イメージャが位置すると前記イメージャ位置判定ステップにて判定している状態で到来を検出した撮影タイミングの少なくとも1つにおいて、前記第2イメージャのみに撮影を行わせる撮影タイミング制御ステップと、を具備する。

[0013] また、本発明の他の態様によるプログラムは、回転軸に向けてコーンビームを照射して透視画像の撮影を行う第1イメージャおよび第2イメージャと、前記回転軸を中心に前記第1イメージャと前記第2イメージャとを一体的に回転させる回転機構とを具備し、前記回転軸を基準として前記第1イメージャの照射軸と前記第2イメージャの照射軸との角度が所定角度である撮影装置の撮影制御装置としてのコンピュータに、前記回転機構が前記第1イメージャと前記第2イメージャとを前記所定角度よりも大きく回転させる場合

に、前記第 1 イメージャの回転範囲と前記第 2 イメージャの回転範囲とが重なる重複領域に前記第 1 イメージャが位置するか否かを判定するイメージャ位置判定ステップと、撮影タイミングの到来を検出すると前記第 1 イメージャと前記第 2 イメージャとのいずれか一方または両方に撮影を行わせる撮影タイミング制御ステップであって、前記重複領域に前記第 1 イメージャが位置すると前記イメージャ位置判定ステップにて判定している状態で到来を検出した撮影タイミングの少なくとも 1 つにおいて、前記第 2 イメージャのみに撮影を行わせる撮影タイミング制御ステップと、を実行させるためのプログラムである。

発明の効果

[0014] 上記した撮影制御装置、撮影システム、撮影制御方法およびプログラムによれば、放射線照射量を低減させることができる。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]本発明の一実施形態における撮影システムの機能構成を示す概略ブロック図である。

[図2]同実施形態における放射線治療装置の装置構成を示す概略構成図である。

[図3]同実施形態における診断用 X 線源が照射するコーンビームの例を示す説明図である。

[図4]同実施形態における放射線治療装置制御装置の機能構成を示す概略ブロック図である。

[図5A]同実施形態における C T 画像再構成部が行う C T 画像の再構成の説明図である。

[図5B]同実施形態における C T 画像再構成部が行う C T 画像の再構成の説明図である。

[図5C]同実施形態における C T 画像再構成部が行う C T 画像の再構成の説明図である。

[図6]同実施形態におけるイメージャ回転制御部がイメージャを回転させる角

度の例を示す説明図である。

[図7]同実施形態におけるイメージャの回転範囲が180度である場合に、コーンビームのファン角の端を通るX線の角度を示す説明図である。

[図8]同実施形態における撮影タイミングの制御の第1の例の説明図である。

[図9]同実施形態における撮影タイミングの制御の第2の例の説明図である。

[図10]同実施形態において、患部の位置がずれる場合の透視画像の例を示す図である。

[図11A]同実施形態における画像補正部が行う、診断用X線方向の患部位置の動きに対する透視画像の補正の例を示す説明図である。

[図11B]同実施形態における画像補正部が行う、診断用X線方向の患部位置の動きに対する透視画像の補正の例を示す説明図である。

[図12]同実施形態における撮影処理部が行う処理の手順を示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0016] 以下、発明の実施の形態を通じて本発明を説明するが、以下の実施形態は請求の範囲にかかる発明を限定するものではない。また、実施形態の中で説明されている特徴の組み合わせの全てが発明の解決手段に必須であるとは限らない。

図1は、本発明の一実施形態における撮影システムの機能構成を示す概略ブロック図である。同図において、放射線治療システム1は、放射線治療装置制御装置2と、放射線治療装置3とを具備する。

[0017] 放射線治療システム1は、放射線治療における放射線（重粒子線でもよい）の照射（患部など、ある対象へ向けての放射）や、治療計画策定のためのCT画像（断層画像）の生成を行う。放射線治療システム1は、本実施形態における撮影システムの一例に該当する。

放射線治療装置3は、放射線治療において、患部への放射線の照射を行う。また、放射線治療装置3は、CT画像生成のために、透視画像（X線透視画像）を撮影する。放射線治療装置3は、本実施形態における撮影装置の一

例に該当する。

放射線治療装置制御装置 2 は、放射線治療装置 3 を制御して、放射線の照射や透視画像の撮影を行わせる。また、放射線治療装置制御装置 2 は、放射線治療装置 3 が撮影した透視画像に基づいて CT 画像を生成する。放射線治療装置制御装置 2 は、本実施形態における撮影制御装置の一例に該当する。

[0018] 図 2 は、放射線治療装置 3 の装置構成を示す概略構成図である。同図において、放射線治療装置 3 は、旋回駆動装置 3 1 1 と、リング 3 1 2 と、走行ガントリ 3 1 3 と、首振り機構 3 2 1 と、照射部 3 3 0 と、センサアレイ 3 5 1 と、センサアレイ 3 6 1 と、センサアレイ 3 6 2 と、カウチ 3 8 1 と、カウチ駆動装置 3 8 2 とを具備する。照射部 3 3 0 は、治療用放射線照射装置 3 3 1 と、マルチリーフコリメータ (Multi Leaf Collimator ; MLC) 3 3 2 と、診断用 X 線源 3 4 1 と、診断用 X 線源 3 4 2 とを具備する。

なお、以下では、診断用 X 線源 3 4 1 と診断用 X 線源 3 4 2 とを総称して「診断用 X 線源 3 4 0」と表記する。また、以下では、センサアレイ 3 6 1 とセンサアレイ 3 6 2 とを総称して「センサアレイ 3 6 0」と表記する。

[0019] 旋回駆動装置 3 1 1 は、回転軸 A 1 1 を中心に回転可能にリング 3 1 2 を土台に支持し、放射線治療装置制御装置 2 の制御に従ってリング 3 1 2 を回転させる。回転軸 A 1 1 は、鉛直方向の軸である。

リング 3 1 2 は、回転軸 A 1 2 を中心とするリング状に形成され、回転軸 A 1 2 を中心に回転可能に走行ガントリ 3 1 3 を支持している。回転軸 A 1 2 は、水平方向の軸（すなわち、鉛直方向に直角な軸）であり、アイソセンタ P 1 1 にて回転軸 A 1 1 と直交する。回転軸 A 1 2 は、リング 3 1 2 に対して固定されている。すなわち、回転軸 A 1 2 は、リング 3 1 2 の回転に伴って回転軸 A 1 1 を中心に回転する。

[0020] 走行ガントリ 3 1 3 は、回転軸 A 1 2 を中心とするリング状に形成され、リング 3 1 2 の内側にリング 3 1 2 と同心円になるように配置されている。放射線治療装置 3 は、さらに、図示されていない走行駆動装置を備えており、走行ガントリ 3 1 3 は、走行駆動装置からの動力にて回転軸 A 1 2 を

中心に回転する。

走行ガントリ 3 1 3 は、自らが回転することで、診断用 X 線源 3 4 1 およびセンサアレイ 3 6 1 や診断用 X 線源 3 4 2 およびセンサアレイ 3 6 2 など、走行ガントリ 3 1 3 に設置されている各部を一体的に回転させる。走行ガントリ 3 1 3 は、本実施形態における回転機構の一例に該当する。

[0021] 首振り機構 3 2 1 は、走行ガントリ 3 1 3 のリングの内側に固定され、照射部 3 3 0 を走行ガントリ 3 1 3 に支持している。首振り機構 3 2 1 は、放射線治療装置制御装置 2 の制御に従って、パン軸 A 2 1 を中心に照射部 3 3 0 を回転させ、チルト軸 A 2 2 を中心に照射部 3 3 0 を回転させる。

パン軸 A 2 1 は、回転軸 A 1 2 に平行な軸であり、走行ガントリ 3 1 3 に対して固定されている。首振り機構 3 2 1 は、パン軸 A 2 1 を中心に照射部 3 3 0 を回転させることで、照射部 3 3 0 を回転軸 A 1 2 に対して左右（従って、図 2 に示す撮影対象者 T 1 1 に対して左右）に首振り動作させる。

チルト軸 A 2 2 は、パン軸 A 2 1 に直交する軸であり、走行ガントリ 3 1 3 に対して固定されている。首振り機構 3 2 1 は、チルト軸 A 2 2 を中心に照射部 3 3 0 を回転させることで、照射部 3 3 0 を回転軸 A 1 2 方向（従って、撮影対象者 T 1 1 に対して上下）に首振り動作させる。

[0022] 照射部 3 3 0 は、走行ガントリ 3 1 3 の内側に、首振り機構 3 2 1 に支持されて配置されており、治療用放射線 B 1 1 や診断用 X 線 B 2 1 や B 2 2 を照射する。

治療用放射線照射装置 3 3 1 は、放射線治療装置制御装置 2 の制御に従って、治療用放射線 B 1 1 を照射する。治療用放射線照射装置 3 3 1 は、首振り機構 3 2 1 を介して走行ガントリ 3 1 3 に支持されているので、首振り機構 3 2 1 の調整にて治療用放射線照射装置 3 3 1 が一旦アイソセンタ P 1 1 に向けられると、旋回駆動装置 3 1 1 により O リング 3 1 2 が回転しても、また、走行駆動装置により走行ガントリ 3 1 3 が回転しても、治療用放射線 B 1 1 は常に概ねアイソセンタ P 1 1 を通る。従って、治療用放射線照射装置 3 3 1 は、回転軸 A 1 1 や回転軸 A 1 2 を中心に回転することで、様々な

方向からアイソセンタ P 1 1 に向けて治療用放射線 B 1 1 を照射することができる。

[0023] なお、照射部 3 3 0 の重み等で走行ガントリ 3 1 3 にたわみが生じる場合や、照射対象である患部が必ずしもアイソセンタ P 1 1 に一致していない場合があり得る。この場合、治療用放射線照射装置 3 3 1 が回転軸 A 1 1 や回転軸 A 1 2 を中心に回転した後、首振り機構 3 2 1 が治療用放射線照射装置 3 3 1 の向きを補正する。これにより、高精度な位置決めを行うことができる。

マルチリーフコリメータ 3 3 2 は、放射線治療装置制御装置 2 の制御に従って治療用放射線 B 1 1 の一部を遮蔽することで、治療用放射線 B 1 1 が患者に照射される際の照射野の形状を患部の形状に合わせる。

[0024] 診断用 X 線源 3 4 1 は、放射線治療装置制御装置 2 の制御に従ってアイソセンタ P 1 1 に向けて診断用 X 線 B 2 1 を照射する。診断用 X 線 B 2 1 は、診断用 X 線源 3 4 1 の 1 点から放射され、その 1 点を頂点とする円錐または四角錐など錐体状のコーンビームである。

診断用 X 線源 3 4 2 は、放射線治療装置制御装置 2 の制御に従ってアイソセンタ P 1 1 に向けて診断用 X 線 B 2 2 を照射する。診断用 X 線 B 2 2 は、診断用 X 線源 3 4 2 の 1 点から放射され、その 1 点を頂点とする円錐または四角錐など錐体状のコーンビームである。

[0025] 図 3 は、診断用 X 線源 3 4 0 が照射するコーンビームの例を示す説明図である。同図に示すように、診断用 X 線源 3 4 0 が照射するコーンビームは、回転軸 A 1 2 に直交する方向（撮影対象者 T 1 1 の左右方向）および回転軸 A 1 2 の方向（撮影対象者 T 1 1 の上下方向）のいずれにも広がっている。以下では、コーンビームの、回転軸 A 1 2 に直交する方向への広がりを示す角度であるファン角を「 α 」で示す。また、コーンビームの、回転軸 A 1 2 方向への広がりを示す角度であるコーン角を「 β 」で示す。

[0026] 図 2 では、診断用 X 線 B 2 1 と B 2 2 とを、いずれも照射軸で示している。ここでいうコーンビームの照射軸とは、コーンビームの形成する錐体の中

心軸（例えばコーンビームが円錐状の場合、当該円錐の回転軸）である。

診断用X線源341と342とは、照射軸が直交する向きで照射部330（例えばマルチリーフコリメータ332の筐体）に固定されている。特に、治療用放射線照射装置331がアイソセンタP11を向いている場合（すなわち、治療用放射線B11がアイソセンタP11を通る向きを治療用放射線照射装置331が向いている場合）、診断用X線源341の照射軸と診断用X線源342の照射軸とはアイソセンタP11にて直交する。

[0027] センサアレイ351は、治療用放射線照射装置331からの治療用放射線B11が当たる位置に、治療用放射線照射装置331の方を向いて配置されて、走行ガントリ313のリングの内側に固定されている。センサアレイ351は、治療用放射線照射装置331から放射されて患部等の被写体を透過した治療用放射線B11を受光して、被写体の透視画像（放射線投影画像）を生成（撮影）する。センサアレイ351の生成する被写体の透視画像は、治療用放射線B11の照射位置の確認や治療の記録などに用いられる。なお、ここでいう受光とは、放射線を受けることである。

センサアレイ351として、治療用放射線B11を受光して透視画像を生成可能な様々な装置を用いることができる。例えば、センサアレイ351は、FPD（Flat Panel Detector）であってもよいし、X線II（Image Intensifier）であってもよい。

[0028] センサアレイ361は、診断用X線源341からの診断用X線B21が当たる位置に、診断用X線源341の方を向いて配置されて、走行ガントリ313のリングの内側に固定されている。センサアレイ361は、診断用X線源341から放射されて患部等の被写体を透過した診断用X線B21を受光して、被写体の透視画像を生成する。センサアレイ361の生成する被写体の透視画像は、センサアレイ362の生成する被写体の透視画像とともに、放射線治療装置制御装置2がCT画像を生成するのに用いられる。

センサアレイ361として、診断用X線B21を受光して透視画像を生成可能な様々な装置を用いることができる。例えば、センサアレイ361は、

F P Dであってもよいし、X線 I I であってもよい。

[0029] センサアレイ 3 6 2 は、診断用 X 線源 3 4 2 からの診断用 X 線 B 2 2 が当たる位置に、診断用 X 線源 3 4 2 の方を向いて配置されて、走行ガントリ 3 1 3 のリングの内側に固定されている。センサアレイ 3 6 2 は、診断用 X 線源 3 4 2 から放射されて患部等の被写体を透過した診断用 X 線 B 2 2 を受光して、被写体の透視画像を生成する。センサアレイ 3 6 2 の生成する被写体の透視画像は、センサアレイ 3 6 1 の生成する被写体の透視画像とともに、放射線治療装置制御装置 2 が C T 画像を生成するのに用いられる。

センサアレイ 3 6 2 として、診断用 X 線 B 2 2 を受光して透視画像を生成可能な様々な装置を用いることができる。例えば、センサアレイ 3 6 2 は、F P D であってもよいし、X 線 I I であってもよい。

走行ガントリ 3 1 3 を O リング 3 1 2 に沿って走行させると、診断用 X 線源 3 4 1 とセンサアレイ 3 6 1 と、診断用 X 線源 3 4 2 とセンサアレイ 3 6 2 と、および、治療用放射線照射装置 3 3 1 とセンサアレイ 3 5 1 とは、それぞれ、互いの位置関係を保ちつつ、アイソセンタ P 1 1 を通る回転軸 A 1 2 回りに回転する。

[0030] 以下では、診断用 X 線源 3 4 1 とセンサアレイ 3 6 1 との組み合わせを「イメージャ 3 7 1」と称し、診断用 X 線源 3 4 2 とセンサアレイ 3 6 2 との組み合わせを「イメージャ 3 7 2」と称する。イメージャ 3 7 1 と、イメージャ 3 7 2 とは、いずれも、本実施形態におけるイメージャの一例に該当する。すなわち、診断用 X 線源 3 4 1 が、回転軸 A 1 2 に向けてコーンビームの診断用 X 線 B 2 1 を照射して、センサアレイ 3 6 1 が診断用 X 線 B 2 1 に基づく透視画像の撮影を行う。また、診断用 X 線源 3 4 2 が、回転軸 A 1 2 に向けてコーンビームの診断用 X 線 B 2 2 を照射して、センサアレイ 3 6 2 が診断用 X 線 B 2 2 に基づく透視画像の撮影を行う。

ここで、回転軸に向けてコーンビームを照射するとは、コーンビームと回転軸とが交わるようにコーンビームを照射することである。典型的には、コーンビームの照射軸と回転軸とが交差するようにコーンビームを照射するこ

とであるが、本発明の実施形態は、これに限らない。

[0031] なお、以下では、イメージャ 371 が第 1 イメージャの一例であり、イメージャ 372 が第 2 イメージャの一例である場合を例に説明するが、本発明の実施形態は、これに限らない。イメージャ 372 が第 1 イメージャの一例であり、イメージャ 371 が第 2 イメージャの一例であってもよい。

[0032] また、イメージャ 371 の照射軸と、イメージャ 372 の照射軸との角度は、回転軸 A12 を基準として所定角度に固定されている。なお、ここでいうイメージャの照射軸とは、イメージャが照射するコーンビームの照射軸である。

より具体的には、治療用放射線 B11 がアイソセンタ P11 を通るように、首振り機構 321 が照射部 330 の向きを設定した場合、診断用 X 線 B21 の照射軸と診断用 X 線 B22 の照射軸とが回転軸 A12 のアイソセンタ P11 にて直交する。走行ガントリ 313 が回転した場合も、イメージャ 371（診断用 X 線源 341 およびセンサアレイ 361）と、イメージャ 372（診断用 X 線源 342 およびセンサアレイ 362）とは、照射軸の直交を保って回転する。この点において、走行ガントリ 313 は、イメージャ 371 と、イメージャ 372 とを一体的に回転させる。

なお、後述するように、診断用 X 線 B21 と診断用 X 線 B22 との角度は 90 度（°）に限らない。

[0033] カウチ 381 は、治療される患者である撮影対象者 T11 が横臥することに利用される。カウチ 381 は、図示されていない固定具を備えている。固定部を用いて撮影対象者 T11 をカウチ 381 に固定することで、診断用 X 線源 340 が診断用 X 線を照射して透視画像を撮影する際の被写体ぶれ（被写体が動くことによる画像のぶれ）や、治療用放射線照射装置 331 が治療用放射線 B11 を照射する際の照射位置のずれを低減させる。

カウチ駆動装置 382 は、カウチ 381 を土台に支持し、放射線治療装置制御装置 2 の制御に従ってカウチ 381 を移動させる。カウチ駆動装置 382 がカウチ 381 を移動させることで、撮影対象者 T11 の患部がアイソセ

ンタ P 1 1 またはその付近に位置するようにできる。

[0034] 図 4 は、放射線治療装置制御装置 2 の機能構成を示す概略ブロック図である。同図において、放射線治療装置制御装置 2 は、撮影処理部 2 1 0 と、治療制御部 2 2 0 とを具備する。撮影処理部 2 1 0 は、イメージャ回転制御部 2 1 1 と、イメージャ位置判定部 2 1 2 と、撮影タイミング制御部 2 1 3 と、イメージャ画像取得部 2 1 4 と、位置特定部 2 1 5 と、画像補正部 2 1 6 と、C T 画像再構成部 2 1 7 とを具備する。

撮影処理部 2 1 0 は、放射線治療装置 3（図 2）を制御して撮影対象者 T 1 1 の透視画像を取得し、得られた透視画像に基づいて C T 画像を生成する。

[0035] C T 画像再構成部 2 1 7 は、センサアレイ 3 6 0 が撮影し、後述するように画像補正部 2 1 6 が患部位置の補正を行った透視画像から、C T 画像を生成（再構成）する。なお、患部位置としては、例えば患部画像の形状（面積）に応じた重心位置を用いることができる。

図 5 A～図 5 C は、C T 画像再構成部 2 1 7 が行う C T 画像の再構成の説明図である。図 3 を参照して説明したように、診断用 X 線源 3 4 0 が放射するコーンビームは、ファン角 α およびコーン角 β の広がりを持っている。従って、診断用 X 線源 3 4 0 が放射するコーンビームは、センサアレイ 3 6 0 の受光面（X 線を受ける面）に二次元的に（例えば、センサアレイ 3 6 0 の受光面の矩形領域に）投写される。

[0036] ここで、センサアレイ 3 6 0 の受光面はピクセルに区分されており、C T 画像再構成部 2 1 7 は、透視画像データとしてピクセル毎の濃度情報を取得する。この濃度情報は、センサアレイ 3 6 0 が各ピクセルに受けた X 線の強度（画像補正部 2 1 6 による補正後の値）を示している。以下では、センサアレイ 3 6 0 の受光面のピクセルを「センサアレイ 3 6 0 のピクセル」と称する。

また、C T 画像生成対象の空間は、センサアレイ 3 6 0 のピクセルに応じたボクセルに区分されている。C T 画像再構成部 2 1 7 は、ピクセル毎の X

線強度を、当該X線が通った各ボクセルにおけるX線透過率の合計値に換算する。以下では、ピクセル毎のX線強度を当該X線が通った各ボクセルにおけるX線透過率の合計値に換算する処理を「逆投影」と称する。

[0037] 図5 Aは、センサアレイ360のピクセルの行に照射されるX線を面F11等の面にて示している。ここでいうピクセルの行とは、ピクセルの、回転軸A12に対して直角方向（図2に示す撮影対象者T11の左右の方向）の並びである。なお、図5 Aでは、回転軸A12に対して直角方向から見た様子を示しているため、各面が線にて示されている。

[0038] 図5 Bは、面F11に関して、センサアレイ360の各ピクセルに照射されるX線を線L11等の線にて示している。

また、図5 Cは、線L11が通るボクセルを示している。線L11は、ボクセルB11、B12およびB13を通過しており、CT画像再構成部217は、線L11に対応するピクセルにおけるX線強度を、ボクセルB11、B12およびB13のX線透過率の合計値に逆投影する。

[0039] CT画像再構成部217は、被写体（撮影対象者T11の患部等）に対して様々な角度からX線を投写して得られた透視画像を取得し、各透視画像について、センサアレイ360のピクセル毎に逆投影を行う。

そして、CT画像再構成部217は、得られた様々な角度からのX線透過率の合計値に基づいて、ボクセル毎のX線透過率を算出し、得られたボクセル毎のX線透過率に基づいてCT画像を生成する。

[0040] なお、図5 A～図5 Cに示した各数量や位置関係は説明のための一例であり、これに限定されない。例えば、診断用X線源340が放射するコーンビームのファン角 α やコーン角 β や、センサアレイ360のピクセルの数や、CT画像生成対象の空間に設定されるボクセルの数や、診断用X線源340やセンサアレイ360とボクセルとの位置関係は、図5 A～図5 Cに示すものに限らない。

[0041] イメージャ回転制御部211は、放射線治療装置3の走行駆動装置を制御して走行ガントリ313を回転させることで、診断用X線源341およびセ

ンサアレイ 361 や、診断用 X 線源 342 およびセンサアレイ 362 を回転させる。ここで、CT 画像再構成部 217 が逆投影を行って高精度な CT 画像を生成するためには、多くの角度からの被写体の透視画像が必要である。そこで、イメージャ回転制御部 211 は、イメージャ 371 やイメージャ 372 を回転させて、被写体に対して様々な角度に位置させる。

[0042] 図 6 は、イメージャ回転制御部 211 がイメージャを回転させる角度の例を示す説明図である。同図に示す線 L21 は、イメージャ 371 の回転範囲を示し、線 L22 は、イメージャ 372 の回転範囲を示す。また、線 L23 は、イメージャ 371 の回転範囲とイメージャ 372 の回転範囲とを合わせた範囲を示す。

図 2 を参照して説明したように、診断用 X 線源 341 と診断用 X 線源 342 とは照射軸が直交するように配置されている。このため、イメージャ回転制御部 211 が、放射線治療装置 3 の走行駆動装置を制御して走行ガントリ 313 を 90 度以上回転させることで、イメージャ 371 の回転範囲とイメージャ 372 の回転範囲とが重なる。これにより、イメージャ 371 の回転範囲とイメージャ 372 の回転範囲とを合わせると、被写体に対して 180 度以上の角度の範囲で回転させることができる。このように、走行ガントリ 313 を 90 度以上回転させることで、イメージャを被写体に対して 180 度以上の角度の範囲で回転させられるので、イメージャが 1 つの場合と比較して撮影時間を約半分に短縮できる。

[0043] ここで、図 6 に示すように、イメージャ回転制御部 211 は走行ガントリ 313 を（従って、イメージャ 371 とイメージャ 372 とを）、90 度＋ファン角 α （90 度にファン角 α を加えた角度）だけ回転させる。従って、走行ガントリ 313 は、イメージャ 371 とイメージャ 372 とを、90 度（回転軸 A12 を基準としてイメージャ 371 の照射軸とイメージャ 372 の照射軸との角度）よりも大きく回転させる。この点について、図 7 を参照して説明する。

[0044] 図 7 は、イメージャの回転範囲が 180 度である場合に、コーンビームの

ファン角の端を通るX線の角度を示す説明図である。同図に示す点P 2 1は、診断用X線源3 4 0の回転開始時においては、診断用X線源3 4 0が照射するコーンビームのファン角 α の端の線L 3 1上に位置している。また、点P 2 1は、診断用X線源3 4 0が回転開始時の位置から1 8 0度回転した位置にあるときは、診断用X線源3 4 0が照射するコーンビームのファン角 α の端の線L 3 2上に位置している。

[0045] この点P 2 1を通るX線の方法は、図7に示すように1 8 0度からファン角 α 引いた角度の範囲で変化する。一方、CT画像再構成部2 1 7が高精度のCT画像を生成するためには、いずれのボクセルについても1 8 0度以上の範囲で各方向からX線を照射しての情報（センサレイ3 6 0のピクセル毎の濃度情報）を得られることが好ましい。

そこで、イメージャ回転制御部2 1 1は、走行駆動装置を制御して、走行ガントリ3 1 3を9 0度+ファン角 α だけ回転させる。これにより、イメージャ3 7 1の回転範囲とイメージャ3 7 2の回転範囲とを合わせた回転範囲は1 8 0度+ファン角 α となり、CT画像再構成部2 1 7は、いずれのボクセルについても1 8 0度以上の範囲で各方向からX線を照射しての情報を得られる。

[0046] イメージャ位置判定部2 1 2は、イメージャ3 7 1の位置情報（イメージャ3 7 1の回転量を示す情報）を取得し、イメージャ3 7 1の回転範囲とイメージャ3 7 2の回転範囲とが重なる重複領域（以下、単に「重複領域」と称する）にイメージャ3 7 1が位置するか否かを判定する。

ここで、イメージャ位置判定部2 1 2がイメージャ3 7 1の位置情報を取得する方法として、様々な方法を用いることができる。例えば、イメージャ位置判定部2 1 2が、イメージャ回転制御部2 1 1からの走行駆動装置に対する制御情報を取得し、当該制御情報に基づいて、診断用X線源3 4 0の基準位置（例えば、回転開始時の位置）からの回転角度を、イメージャ3 7 1の位置情報として算出するようにしてもよい。あるいは、イメージャ回転制御部2 1 1からの制御情報と、走行ガントリ3 1 3の実際の回転角度とにず

れが生じ得る場合、走行ガントリ 3 1 3 が自らの回転角度を測定して、イメージャ位置判定部 2 1 2 が、当該回転角度をイメージャ 3 7 1 の位置情報（イメージャ 3 7 1 の回転角度）として取得するようにしてもよい。

[0047] また、イメージャ位置判定部 2 1 2 は、イメージャ 3 7 1 の位置情報に基づいて、イメージャ 3 7 1 の回転量が 90 度以上か否かを判定することで、重複領域にイメージャ 3 7 1 が位置するか否かを判定する。すなわち、イメージャ 3 7 1 の回転量が 90 度以上である場合、重複領域にイメージャ 3 7 1 が位置することになる。

[0048] 撮影タイミング制御部 2 1 3 は、撮影タイミングの到来を検出するとイメージャ 3 7 1 とイメージャ 3 7 2 とのいずれか一方または両方に撮影を行わせる。具体的には、撮影タイミング制御部 2 1 3 は、撮影周期として予め設定されている時間毎に、イメージャ 3 7 1 とイメージャ 3 7 2 とのいずれか一方または両方に対して撮影を指示する制御情報を出力して撮影を行わせる。

その際、撮影タイミング制御部 2 1 3 は、重複領域にイメージャ 3 7 1 が位置するとイメージャ位置判定部 2 1 2 が判定している状態で到来を検出した撮影タイミングの少なくとも 1 つにおいて、イメージャ 3 7 2 のみに撮影を行わせる。例えば、撮影タイミング制御部 2 1 3 は、重複領域にイメージャ 3 7 1 が位置するとイメージャ位置判定部 2 1 2 が判定している状態で到来を検出した撮影タイミングの全部において、イメージャ 3 7 2 のみに撮影を行わせる。すなわち、イメージャ 3 7 1 の回転量が 90 度以上であるとイメージャ位置判定部 2 1 2 が判定している場合、撮影タイミング制御部 2 1 3 は、イメージャ 3 7 2 のみに撮影を指示する制御情報を出力する。

なお、以下では、1 つの撮影タイミングにおいて、イメージャ 3 7 1 とイメージャ 3 7 2 とのいずれか一方のみが撮影を行うことを「片方撮影」と称する。また、1 つの撮影タイミングにおいて、イメージャ 3 7 1 とイメージャ 3 7 2 との両方が撮影を行うことを「同時撮影」と称する。

[0049] 図 8 は、撮影タイミングの制御の第 1 の例の説明図である。同図の例では

、イメージャ 371 やイメージャ 372 が 90 度 + ファン角 α だけ回転する間に 13 回の撮影タイミングが設定されている。ここで、線 L 41 は、診断用 X 線源 341 の回転範囲を示し、線 L 42 は、診断用 X 線源 342 の回転範囲を示している。

[0050] 1 回目から 9 回目までの撮影タイミングでは、撮影タイミング制御部 213 は、イメージャ 371 とイメージャ 372 とに対して同時撮影を行うよう指示している。

一方、10 回目以降の撮影タイミングでは、イメージャ 371 が重複領域に位置している。従って、イメージャ 371 が撮影を中止しても、CT 画像再構成部 217 は、180 度 + ファン角 α 分の透視画像を得ることができ、いずれのボクセルについても 180 度以上の範囲で各方向から X 線を照射しての情報を得られる。

[0051] そこで、10 回目以降の撮影タイミングでは、撮影タイミング制御部 213 は、イメージャ 372 のみに対して撮影（片方撮影）を行うよう指示している。

このように、イメージャ 371 の回転量が 90 度以上であるとイメージャ位置判定部 212 が判定している場合に、撮影タイミング制御部 213 が、イメージャ 372 のみに撮影を指示する（イメージャ 371 の撮影を中止させる）ことで、放射線照射量を低減させることができる。図 8 の例では、10 回目から 13 回目までの撮影タイミングでもイメージャ 371 が放射線を照射する場合と比較して、イメージャ 371 について 4 回分の放射線照射量が低減されている。

なお、図 8 に示した撮影タイミングは説明のための一例であり、これに限定されない。

例えば、撮影タイミング制御部 213 が到来を検出する撮影タイミングの回数は、13 回に限らない。

[0052] あるいは、イメージャ 371 の回転量が 90 度以上であるとイメージャ位置判定部 212 が判定している場合に、撮影タイミング制御部 213 が、一

部の撮影タイミングではイメージャ 371 とイメージャ 372 とに対して同時撮影を指示するようにしてもよい。

図 9 は、撮影タイミングの制御の第 2 の例の説明図である。図 8 の場合と同様、図 9 の例では、イメージャ 371 やイメージャ 372 が 90 度 + ファン角 α だけ回転する間に 13 回の撮影タイミングが設定されている。また、図 8 の場合と同様、線 L41 は、診断用 X 線源 341 の回転範囲を示し、線 L42 は、診断用 X 線源 342 の回転範囲を示している。

なお、図 8 の場合と同様、図 9 に示した撮影タイミングは説明のための一例であり、これに限定されない。

[0053] 図 9 に示す例では、図 8 の場合と同様、1 回目から 9 回目までの撮影タイミングでは、撮影タイミング制御部 213 は、イメージャ 371 とイメージャ 372 とに対して同時撮影を行うよう指示している。

また、イメージャ 371 が重複領域に位置する 10 回目以降の撮影タイミングのうち、11 回目と 13 回目との撮影タイミングでは、図 8 の場合と同様、撮影タイミング制御部 213 は、イメージャ 372 のみに対して撮影（片方撮影）を行うよう指示している。

[0054] 一方、10 回目と 12 回目との撮影タイミングでは、図 8 の場合と異なり、撮影タイミング制御部 213 は、イメージャ 371 とイメージャ 372 とに対して同時撮影を行うよう指示している。

後述するように、イメージャ 371 とイメージャ 372 とが同時撮影を行うことで、位置特定部 215 は、位置特定対象（本実施形態では、治療用放射線 B11 の照射対象である患部）の位置を三次元的に特定することができる。これにより、後述するように、画像補正部 216 は、位置特定対象が診断用 X 線 B21 の方向や診断用 X 線 B22 の方向に移動した場合にも、透視画像の補正を行うことができる。

[0055] ここで、重複領域にイメージャ 371 が位置する状態において、撮影タイミング制御部 213 が同時撮影と片方撮影とを切り替える判定基準として様々なものを用いることができる。

例えば、撮影対象者 T 1 1 の呼吸周期に対して撮影周期が充分短い場合、位置特定部 2 1 5 が撮影タイミング毎に三次元位置を特定しなくても、画像補正部 2 1 6 は、撮影対象者 T 1 1 の呼吸に起因する診断用 X 線方向の被写体ぶれに対して透視画像の補正を行い得る。

例えば、位置特定部 2 1 5 が位置特定対象の三次元位置を特定してから所定時間までの撮影タイミングにおいて、画像補正部 2 1 6 が、当該三次元位置を用いるようにしてもよい。あるいは、位置特定部 2 1 5 が位置特定対象の三次元位置を特定した後、位置特定対象の動きを等速直線運動と見做せる時間内において、位置特定部 2 1 5 が撮影タイミング毎に位置特定対象の三次元位置を算出するようにしてもよい。

[0056] そこで、イメージャ 3 7 1 が重複領域に位置する場合、位置特定部 2 1 5 が位置特定対象の三次元位置の特定に成功してから所定回数（１回以上）の撮影タイミングの間、撮影タイミング制御部 2 1 3 がイメージャ 3 7 2 に対してのみ撮影（片方撮影）を行わせるようにしてもよい。

このように、撮影タイミング制御部 2 1 3 が、撮影タイミングの到来を検出してイメージャ 3 7 1 とイメージャ 3 7 2 との両方に撮影（同時撮影）を行わせ、得られた透視画像に基づいて位置特定部 2 1 5 が位置特定対象の三次元位置の特定に成功した場合、重複領域にイメージャ 3 7 1 が位置するとイメージャ位置判定部 2 1 2 が判定している状態で、撮影タイミング制御部 2 1 3 が、次の撮影タイミングの到来を検出すると、イメージャ 3 7 2 のみに撮影（片方撮影）を行わせるようにしてもよい。

[0057] あるいは、撮影周期が短い場合、イメージャ 3 7 1 またはイメージャ 3 7 2 の透視画像にて位置特定対象が骨などに一旦に隠れると、しばらくの間は、位置特定対象が隠れた状態が続き得る。その間、イメージャ 3 7 1 とイメージャ 3 7 2 とが同時撮影を行っても、位置特定部 2 1 5 が三次元位置の特定に失敗し続けることが考えられる。

[0058] そこで、イメージャ 3 7 1 が重複領域に位置する場合、位置特定部 2 1 5 が位置特定対象の三次元位置の特定に失敗してから所定回数（１回以上）の

撮影タイミングの間、撮影タイミング制御部 2 1 3 がイメージャ 3 7 2 に対してのみ撮影（片方撮影）を行わせるようにしてもよい。

このように、撮影タイミング制御部 2 1 3 が、撮影タイミングの到来を検出してイメージャ 3 7 1 とイメージャ 3 7 2 との両方に撮影（同時撮影）を行わせ、得られた透視画像の少なくとも一方において位置特定部 2 1 5 が位置特定対象の画像の検出に失敗した場合、重複領域にイメージャ 3 7 1 が位置するとイメージャ位置判定部 2 1 2 が判定している状態で、撮影タイミング制御部 2 1 3 が、次の撮影タイミングの到来を検出すると、イメージャ 3 7 2 のみに撮影（片方撮影）を行わせるようにしてもよい。

[0059] あるいは、撮影タイミング制御部 2 1 3 が、医師等が決定した撮影計画を予め記憶しておき、イメージャ 3 7 1 が重複領域に位置する場合において、当該撮影計画に従って同時撮影と片方撮影との切替を行うようにしてもよい。

[0060] イメージャ画像取得部 2 1 4 は、イメージャ 3 7 1 が撮影した透視画像（透視画像データ）と、イメージャ 3 7 2 が撮影した透視画像（透視画像データ）とを放射線治療装置 3 から取得して、位置特定部 2 1 5 へ出力する。

位置特定部 2 1 5 は、イメージャ 3 7 1 が撮影した透視画像とイメージャ 3 7 2 が撮影した透視画像とに基づいて、位置特定対象（以下、患部として説明する）の三次元位置を特定する。すなわち、1つの透視画像のみからは、奥行き方向の患部の位置を特定できないのに対し、位置特定部 2 1 5 は、別方向から同時撮影されたもう1つの透視画像を用いることで、奥行き方向についても患部位置を特定し得る。

[0061] 例えば、位置特定部 2 1 5 は、イメージャ 3 7 1 とイメージャ 3 7 2 とが同時撮影して得られた透視画像の各々について、まず、画像マッチング（テンプレートマッチング）にて患部位置を特定する。画像マッチングのための患部の形状の情報（テンプレート）は、例えば、予め撮影された透視画像（レントゲン画像）に基づいて医師が生成し、位置特定部 2 1 5 に与えておく。

イメージャ 371 が撮影した透視画像とイメージャ 372 が撮影した透視画像との両方で患部位置の特定に成功すると、位置特定部 215 は、両画像における患部の位置情報に基づいて、患部の三次元位置を特定する。位置特定部 215 が患部の三次元位置を特定する方法としては、日本国特許第 404952 号に示されている方法など、既存の方法を用いることができる。

[0062] 画像補正部 216 は、イメージャ 371 が撮影した透視画像や、イメージャ 372 が撮影した透視画像に対して、患部の位置の補正を行う。

ここで、イメージャ 371 やイメージャ 372 が撮影する透視画像において、撮影タイミングの違いから、撮影対象者 T11 の呼吸等に起因して患部の位置がずれる場合がある。この患部のずれが原因で、CT 画像の精度が低下するおそれがある。そこで、画像補正部 216 が患部位置の補正を行う（患部が動いていない場合の透視画像に近づける補正を行う）ことで、CT 画像の精度低下を低減させる。

[0063] 具体的には、画像補正部 216 は、透視画像における患部の画像の位置を移動させる。

図 10 は、患部の位置がずれる場合の透視画像の例を示す図である。同図に示す透視画像には、患部の画像 M111 と、骨の画像 M121 および M122 とが含まれている。図 10 の例では、撮影対象者 T11 の呼吸に応じて患部の位置が動いている。一方、画像 M121 や M122 に示される骨の位置は動いていない。

[0064] そこで、画像補正部 216 は、透視画像における骨の画像 M121 および M122 の位置はそのままにして、患部画像の位置を移動させることで、患部位置のずれの CT 画像に対する影響を低減させる。画像補正部 216 が患部画像の位置を移動させる方法としては、特開 2001-259059 に示されているオプティカルフローを用いる方法など、既存の方法を用いることができる。オプティカルフローを用いる方法では、画像補正部 216 は、オプティカルフローにて示される患部のずれベクトルと逆ベクトルに、患部画像の位置を平行移動させる。

[0065] また、位置特定部 2 1 5 から患部の三次元位置の情報を得られると、画像補正部 2 1 6 は、診断用 X 線方向の患部位置の動きについても透視画像の補正を行う。

図 1 1 A～図 1 1 B は、画像補正部 2 1 6 が行う、診断用 X 線方向の患部位置の動きに対する透視画像の補正の例を示す説明図である。図 1 1 A は、補正前の透視画像の例を示しており、図 1 1 B は、補正後の透視画像の例を示している。

[0066] 図 1 1 A～図 1 1 B の例では、患部が診断用 X 線源 3 4 0 の側にずれている。このため、図 1 1 A の画像において、患部の画像 M 2 1 1 が比較的大きくなっている。そこで、画像補正部 2 1 6 は、患部が、よりセンサアレイ 3 6 0 の側にある場合に依じて、図 1 1 B における患部の画像 M 2 1 2 のように、患部の画像を小さくする補正を行う。画像補正部 2 1 6 が行う、診断用 X 線方向の患部位置の動きに対する透視画像の補正方法としては、三次元的にオプティカルフロー計算を行う方法など、既存の方法を用いることができる。

[0067] また、画像補正部 2 1 6 が三次元的にオプティカルフローの計算を行うことで、撮影タイミング毎の撮影角度のずれの影響を除去し得る。

例えば、図 9 における 1 回目の撮影タイミングにイメージャ 3 7 1 が撮影する透視画像と、2 回目の撮影タイミングにイメージャ 3 7 1 が撮影する透視画像とでは、撮影方向にずれが生じている。この撮影方向のずれが、二次元オプティカルフローを算出する際の誤差となり得る。これに対して、位置特定部 2 1 5 が、撮影対象者 T 1 1 に固定された三次元座標にて患部位置を特定する場合、当該三次元座標は撮影方向にかかわらず一定なので、オプティカルフローを算出する際に、撮影方向のずれの影響を排除し得る。

[0068] また、同時撮影によって得られた透視画像に基づいて、画像補正部 2 1 6 が回転軸 A 1 2 方向（体軸方向）の補正を行うようにしてもよい。

例えば、患部の画像の輪郭が不明瞭なことや、患部の変形や、他の臓器の影が患部に映り込むことに起因して、患部位置を決定する画像マッチングに

て患部位置を求める際に、回転軸 A 1 2 方向に誤差が生じるおそれがある。

このような場合、例えば、同時撮影においてイメージャ 3 7 1 が撮影した透視画像とイメージャ 3 7 2 が撮影した透視画像とで回転軸 A 1 2 方向の患部位置の平均を取ることで、誤差の大きさを低減させることができる。

[0069] なお、診断用 X 線方向の患部位置の動きに対する透視画像の補正によって患部に隠れていた臓器が見えるようになる場合、画像補正部 2 1 6 が、該当する臓器の画像を他の透視画像から取得して、補正対象の透視画像に加えるようにしてもよい。

[0070] 治療制御部 2 2 0 は、治療用放射線 B 1 1 の照射に際して放射線治療装置 3 の制御を行う。例えば、治療制御部 2 2 0 は、C T 画像再構成部 2 1 7 が生成した C T 画像に基づいて医師が策定した治療計画に従って、治療用放射線照射装置 3 3 1 の位置の制御や、治療用放射線 B 1 1 の照射時間の制御や、マルチリーフコリメータ 3 3 2 の制御など、各種制御を行う。

[0071] 放射線治療装置制御装置 2 として、例えばコンピュータを用いることができる。この場合、放射線治療装置制御装置 2 の各部は、当該コンピュータの具備する C P U (Central Processing Unit、中央処理装置) が、当該コンピュータの具備する記憶デバイスからプログラムを読み出して実行することで実現される。

ただし、放射線治療装置制御装置 2 の各部を専用のハードウェアにて構成するなど、放射線治療装置制御装置 2 としてコンピュータ以外の装置を用いるようにしてもよい。

[0072] 次に図 1 2 を参照して、C T 画像の生成に際しての放射線治療システム 1 の動作について説明する。

図 1 2 は、撮影処理部 2 1 0 が行う処理の手順を示すフローチャートである。撮影処理部 2 1 0 は、C T 画像の生成を指示するユーザ操作を放射線治療装置制御装置 2 が受けると、同図の処理を開始する。

図 1 2 の処理において、撮影処理部 2 1 0 は、まずキャリブレーションを行う (ステップ S 1 0 1)。例えば、イメージャ回転制御部 2 1 1 が、イメ

ージャ３７１およびイメージャ３７２の位置を初期位置に合わせ、また、イメージャ３７１およびイメージャ３７２の照射軸の向きをアイソセンタＰ１１を通る向きに合わせる。また、撮影タイミング制御部２１３が、センサアレイ３６１とセンサアレイ３６２との応答性能を合わせる応答性能較正を行う。

[0073] 次に、イメージャ回転制御部２１１が、走行駆動装置を制御して、走行ガントリ３１３を一定速度で回転させる（ステップＳ１０２）。

そして、撮影タイミング制御部２１３が、撮影タイミングが到来したか否かを判定する（ステップＳ１０３）。具体的には、撮影タイミング制御部２１３がタイマ機能を有し、撮影周期として予め設定されている所定時間毎に撮影タイミングの到来を検出する。

[0074] ステップＳ１０３において、撮影タイミングが到来したと撮影タイミング制御部２１３が判定した場合（ステップＳ１０３：ＹＥＳ）、撮影タイミング制御部２１３が片方撮影または同時撮影の選択を行う（ステップＳ１１１）。具体的には、上述したように、イメージャ３７１が重複領域に位置していないとイメージャ位置判定部２１２が判定した場合、撮影タイミング制御部２１３は、イメージャ３７１とイメージャ３７２とに同時撮影を指示する。一方、イメージャ３７１が重複領域に位置しているとイメージャ位置判定部２１２が判定した場合、撮影タイミング制御部２１３は、予め取得した撮影計画、または、予め設定されたロジックに基づいて、片方撮影または同時撮影の選択を行い、選択に従って撮影の指示を行う。

[0075] 撮影タイミング制御部２１３の指示に従ってイメージャ３７１とイメージャ３７２との一方または両方が透視画像を撮影すると、イメージャ画像取得部２１４が、当該透視画像（透視画像データ）を取得する（ステップＳ１１２）。

そして、イメージャ３７１とイメージャ３７２とが同時撮影を行った場合、上述したように、位置特定部２１５が、患部の三次元位置を算出する（ステップＳ１１３）。

次に、画像補正部 216 は、イメージャ 371 が撮影した画像やイメージャ 372 が撮影した画像に対して、上述した患部位置の補正を行う。特に、位置特定部 215 から患部の三次元位置情報を得られた場合、画像補正部 216 は、診断用 X 線の方法への患部の動きに対しても、患部位置の補正を行う（ステップ S114）。

[0076] 次に、CT 画像再構成部 217 が、CT 画像の再構成計算を行う（ステップ S115）。具体的には、CT 画像再構成部 217 は、画像補正部 216 による補正後の投影画像に基づいて、上述した逆投影を行う。

そして、撮影処理部 210 は、全角度からの撮影を完了したか否かを判定する（ステップ S116）。例えば、イメージャ位置判定部 212 が、走行ガントリ 313 の回転量を取得し、回転量が $90^\circ + \alpha$ 以上か否かを判定する。

[0077] 全角度からの撮影を完了していないと判定した場合（ステップ S116：NO）、ステップ S102 へ戻る。

一方、全角度からの撮影を完了したと判定した場合（ステップ S116：YES）、CT 画像再構成部 217 は、逆投影の結果からボクセル毎の放射線透過量を算出して断層画像の再構成を行い、得られた断層画像を出力する（ステップ S121）。例えば、CT 画像再構成部 217 は、放射線治療装置制御装置 2 の具備する記憶デバイスに断層画像を記憶させ、また、放射線治療装置制御装置 2 の有する表示画面に断層画像を表示させる。

また、この場合、イメージャ回転制御部 211 がステップ S102 における回転指示の出力を終了し、これによって走行ガントリ 313 が停止（回転を終了）する。

その後、図 12 の処理を終了する。

一方、ステップ S103 において、撮影タイミングが到来していないと撮影タイミング制御部 213 が判定した場合（ステップ S103：NO）、ステップ S116 へ進む。

[0078] 以上のように、撮影タイミング制御部 213 は、重複領域にイメージャ 3

7 1 が位置するとイメージャ位置判定部 2 1 2 が判定している状態で到来を検出した撮影タイミングの少なくとも 1 つにおいて、イメージャ 3 7 2 のみに撮影を行わせる。

撮影タイミング制御部 2 1 3 がイメージャ 3 7 2 のみに撮影を行わせることで、当該撮影タイミングにおけるイメージャ 3 7 1 からの放射線の分の照射量を低減させることができる。

特に、重複領域にイメージャ 3 7 1 が位置していない状態では、撮影タイミング制御部 2 1 3 は、イメージャ 3 7 1 とイメージャ 3 7 2 とに同時撮影を行わせて、 180 度+ファン角 α 分の透視画像を撮影させることができる。この点において、撮影タイミング制御部 2 1 3 は、CT 画像の精度を低下させずに、放射線照射量を低減させることができる。

[0079] 例えば、撮影タイミング制御部 2 1 3 は、撮影タイミングの到来を検出してイメージャ 3 7 1 とイメージャ 3 7 2 とに同時撮影を行わせ、得られた透視画像に基づいて位置特定部 2 1 5 が位置特定対象の三次元位置の特定に成功した場合、重複領域にイメージャ 3 7 1 が位置するとイメージャ位置判定部 2 1 2 が判定している状態で、次の撮影タイミングの到来を検出すると、イメージャ 3 7 2 のみに撮影（片方）を行わせる。

この場合、イメージャ 3 7 2 が片方撮影を行った撮影タイミングでは、画像補正部 2 1 6 は、同時撮影に基づいて位置特定部 2 1 5 が特定した位置特定対象の三次元位置、あるいは、当該三次元位置から算出した新たな三次元位置に基づいて、診断用 X 線方向への位置特定対象の動きに対する補正を行うことができる。

この点において、CT 画像の精度を高めつつ、放射線照射量を低減させることができる。

[0080] あるいは、撮影タイミング制御部 2 1 3 は、撮影タイミングの到来を検出してイメージャ 3 7 1 とイメージャ 3 7 2 とに同時撮影を行わせ、得られた透視画像の少なくとも一方において位置特定部 2 1 5 が位置特定対象の画像の検出に失敗した場合、重複領域にイメージャ 3 7 1 が位置するとイメージ

ャ位置判定部 212 が判定している状態で、次の撮影タイミングの到来を検出すると、イメージャ 372 のみに撮影（片方）を行わせる。

これにより、撮影タイミング制御部 213 は、イメージャ 371 とイメージャ 372 とが同時撮影を行っても位置特定部 215 が位置特定対象の三次元位置の特定に失敗する可能性の高い撮影タイミングでの同時撮影を中止させて、放射線照射量を低減させることができる。

[0081] あるいは、撮影タイミング制御部 213 は、重複領域にイメージャ 371 が位置するとイメージャ位置判定部 212 が判定している状態で到来を検出した撮影タイミングの全部において、イメージャ 372 のみに撮影（片方撮影）を行わせる。

これにより、放射線照射量をより低減させることができる。

[0082] なお、本実施形態における制御の対象は、放射線治療装置に限らない。例えば、CT 専用の装置も本実施形態における制御の対象とすることができる。CT 専用の装置の構成としては、例えば、図 2 に示す構成から、治療用放射線 B11 の照射のための各部（治療用放射線照射装置 331 や、マルチリーフコリメータ 332 や、センサアレイ 351）を除いた構成とすることができる。また、制御装置側の構成について、図 4 に示す構成から、治療制御部 220 を除いた構成とすることができる。

[0083] また、イメージャ 371 が第 2 イメージャの一例に該当し、イメージャ 372 が第 1 イメージャの一例に該当していてもよい。この場合、重複領域にイメージャ 372 が位置するタイミングの少なくとも一部で、イメージャ 371 のみが片側撮影を行い、重複領域からの撮影はイメージャ 371 が行うようにし得る。

さらには、重複領域における撮影をイメージャ 371 とイメージャ 372 とが交互に行うなど、イメージャ 371 とイメージャ 372 との両方が、第 1 イメージャと第 2 イメージャとのいずれの一例にも該当していてもよい。

[0084] また、イメージャ 371 の回転範囲とイメージャ 372 の回転範囲とが重複していれば、回転軸 A12 を基準とするイメージャ 371 の照射角とイメ

ージャ 372 の照射角との角度は、上述した 90 度に限らず任意の角度であってもよい。

また、制御対象である放射線治療装置ないし CT 専用の装置の具備するイメージャの数は上述した 2 つに限らず、3 つ以上であってもよい。例えば、放射線治療装置 3 がイメージャ 371 および 372 に加えて第 3 のイメージャを具備していてもよい。この場合、例えば、回転軸 A12 を基準としてイメージャ 371 の照射軸とイメージャ 372 の照射軸との角度が 60 度であり、回転軸 A12 を基準としてイメージャ 372 の照射軸と第 3 のイメージャの照射軸との角度が 60 度であってもよい。

このようにイメージャを配置することで、走行ガントリ 313 が 60 度以上回転すれば、3 つのイメージャの回転範囲を合わせた回転範囲が 180 度以上となり、透視画像の撮影に要する時間を短縮することができる。かつ、図 7 を参照して説明したのと同様に、ファン角との関係から、イメージャの回転範囲の重複領域が生じる。かかる重複領域において、撮影タイミング制御部 213 が、撮影タイミング毎に 1 つのイメージャによる撮影と、2 つのイメージャによる撮影と、3 つのイメージャによる撮影とのいずれかを選択するようにできる。

[0085] また、イメージャ 371 の照射軸とイメージャ 372 の照射軸とがいずれもアイソセンタ P11 の付近を通っていればよく、必ずしもアイソセンタ P11 と通っている必要は無い。また、イメージャ 371 の照射軸とイメージャ 372 の照射軸とが必ずしも交差していなくてよい（ねじれの位置の関係にあってもよい）。

[0086] なお、上述したように、放射線治療装置制御装置 2 としてコンピュータを用いることができる。従って、放射線治療装置制御装置 2 の各部の全部または一部の機能を実現するためのプログラムをコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録して、この記録媒体に記録されたプログラムをコンピュータシステムに読み込ませ、実行することにより各部の処理を行ってもよい。なお、ここでいう「コンピュータシステム」とは、OS や周辺機器等のハードウ

エアを含むものとする。

また、「コンピュータシステム」は、WWWシステムを利用している場合であれば、ホームページ提供環境（あるいは表示環境）も含むものとする。

また、「コンピュータ読み取り可能な記録媒体」とは、フレキシブルディスク、光磁気ディスク、ROM、CD-ROM等の可搬媒体、コンピュータシステムに内蔵されるハードディスク等の記憶装置のことをいう。さらに「コンピュータ読み取り可能な記録媒体」とは、インターネット等のネットワークや電話回線等の通信回線を介してプログラムを送信する場合の通信線のように、短時間の間、動的にプログラムを保持するもの、その場合のサーバやクライアントとなるコンピュータシステム内部の揮発性メモリのように、一定時間プログラムを保持しているものも含むものとする。また上記プログラムは、前述した機能の一部を実現するためのものであっても良く、さらに前述した機能をコンピュータシステムにすでに記録されているプログラムとの組み合わせで実現できるものであってもよい。

[0087] 以上、本発明の実施形態について図面を参照して詳述してきたが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、この発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。

産業上の利用可能性

[0088] 本発明は、回転軸に向けてコーンビームを照射して透視画像の撮影を行う第1イメージャおよび第2イメージャと、前記回転軸を中心に前記第1イメージャと前記第2イメージャとを一体的に回転させる回転機構とを具備し、前記回転軸を基準として前記第1イメージャの照射軸と前記第2イメージャの照射軸との角度が所定角度である撮影装置の撮影制御装置において、前記回転機構が前記第1イメージャと前記第2イメージャとを前記所定角度よりも大きく回転させる場合に、前記第1イメージャの回転範囲と前記第2イメージャの回転範囲とが重なる重複領域に前記第1イメージャが位置するか否かを判定するイメージャ位置判定部と、撮影タイミングの到来を検出すると前記第1イメージャと前記第2イメージャとのいずれか一方または両方に撮

影を行わせる撮影タイミング制御部であって、前記重複領域に前記第１イメージャが位置すると前記イメージャ位置判定部が判定している状態で到来を検出した撮影タイミングの少なくとも１つにおいて、前記第２イメージャのみに撮影を行わせる撮影タイミング制御部と、を具備する撮影制御装置に関する。

本発明によれば、放射線照射量を低減させることができる。

符号の説明

- [0089]
- １ 放射線治療システム
 - ２ 放射線治療装置制御装置
 - ３ 放射線治療装置
 - ２１０ 撮影処理部
 - ２１１ イメージャ回転制御部
 - ２１２ イメージャ位置判定部
 - ２１３ 撮影タイミング制御部
 - ２１４ イメージャ画像取得部
 - ２１５ 位置特定部
 - ２１６ 画像補正部
 - ２１７ ＣＴ画像再構成部
 - ２２０ 治療制御部
 - ３１１ 旋回駆動装置
 - ３１２ オリング
 - ３１３ 走行ガントリ
 - ３２１ 首振り機構
 - ３３０ 照射部
 - ３３１ 治療用放射線照射装置
 - ３３２ マルチリーフコリメータ
 - ３４０、３４１、３４２ 診断用Ｘ線源
 - ３５１、３６０、３６１、３６２ センサアレイ

3 8 1 カウチ

3 8 2 カウチ駆動装置

請求の範囲

[請求項1]

回転軸に向けてコーンビームを照射して透視画像の撮影を行う第1イメージャおよび第2イメージャと、前記回転軸を中心に前記第1イメージャと前記第2イメージャとを一体的に回転させる回転機構とを具備し、前記回転軸を基準として前記第1イメージャの照射軸と前記第2イメージャの照射軸との角度が所定角度である撮影装置の撮影制御装置において、

前記回転機構が前記第1イメージャと前記第2イメージャとを前記所定角度よりも大きく回転させる場合に、前記第1イメージャの回転範囲と前記第2イメージャの回転範囲とが重なる重複領域に前記第1イメージャが位置するか否かを判定するイメージャ位置判定部と、

撮影タイミングの到来を検出すると前記第1イメージャと前記第2イメージャとのいずれか一方または両方に撮影を行わせる撮影タイミング制御部であって、前記重複領域に前記第1イメージャが位置すると前記イメージャ位置判定部が判定している状態で到来を検出した撮影タイミングの少なくとも1つにおいて、前記第2イメージャのみに撮影を行わせる撮影タイミング制御部と、

を具備する撮影制御装置。

[請求項2]

前記第1イメージャが撮影した透視画像と前記第2イメージャが撮影した透視画像とに基づいて位置特定対象の三次元位置を特定する位置特定部を具備し、

前記撮影タイミング制御部は、撮影タイミングの到来を検出して前記第1イメージャと前記第2イメージャとの両方に撮影を行わせ、得られた透視画像に基づいて前記位置特定部が前記位置特定対象の三次元位置の特定に成功した場合、前記重複領域に前記第1イメージャが位置すると前記イメージャ位置判定部が判定している状態で、次の撮影タイミングの到来を検出すると、前記第2イメージャのみに撮影を行わせる請求項1に記載の撮影制御装置。

[請求項3] 前記第1イメージャが撮影した透視画像と前記第2イメージャが撮影した透視画像とに基づいて位置特定対象の三次元位置を特定する位置特定部を具備し、

前記撮影タイミング制御部は、撮影タイミングの到来を検出して前記第1イメージャと前記第2イメージャとの両方に撮影を行わせ、得られた透視画像の少なくとも一方において前記位置特定部が前記位置特定対象の画像の検出に失敗した場合、前記重複領域に前記第1イメージャが位置すると前記イメージャ位置判定部が判定している状態で、次の撮影タイミングの到来を検出すると、前記第2イメージャのみに撮影を行わせる請求項1に記載の撮影制御装置。

[請求項4] 前記撮影タイミング制御部は、前記重複領域に前記第1イメージャが位置すると前記イメージャ位置判定部が判定している状態で到来を検出した撮影タイミングの全部において、前記第2イメージャのみに撮影を行わせる請求項1に記載の撮影制御装置。

[請求項5] 回転軸に向けてコーンビームを照射して透視画像の撮影を行う第1イメージャおよび第2イメージャと、

前記回転軸を中心に前記第1イメージャと前記第2イメージャとを一体的に回転させる回転機構とを具備し、

前記回転軸を基準として前記第1イメージャの照射軸と前記第2イメージャの照射軸との角度が所定角度である撮影装置と、

前記回転機構が前記第1イメージャと前記第2イメージャとを前記所定角度よりも大きく回転させる場合に、前記第1イメージャの回転範囲と前記第2イメージャの回転範囲とが重なる重複領域に前記第1イメージャが位置するか否かを判定するイメージャ位置判定部と、

撮影タイミングの到来を検出すると前記第1イメージャと前記第2イメージャとのいずれか一方または両方に撮影を行わせる撮影タイミング制御部であって、前記重複領域に前記第1イメージャが位置すると前記イメージャ位置判定部が判定している状態で到来を検出した撮

影タイミングの少なくとも1つにおいて、前記第2イメージャのみに撮影を行わせる撮影タイミング制御部と、

を具備する撮影制御装置と、

を備える撮影システム。

[請求項6]

回転軸に向けてコーンビームを照射して透視画像の撮影を行う第1イメージャおよび第2イメージャと、前記回転軸を中心に前記第1イメージャと前記第2イメージャとを一体的に回転させる回転機構とを具備し、前記回転軸を基準として前記第1イメージャの照射軸と前記第2イメージャの照射軸との角度が所定角度である撮影装置の撮影制御装置の撮影制御方法であって、

前記回転機構が前記第1イメージャと前記第2イメージャとを前記所定角度よりも大きく回転させる場合に、前記第1イメージャの回転範囲と前記第2イメージャの回転範囲とが重なる重複領域に前記第1イメージャが位置するか否かを判定するイメージャ位置判定ステップと、

撮影タイミングの到来を検出すると前記第1イメージャと前記第2イメージャとのいずれか一方または両方に撮影を行わせる撮影タイミング制御ステップであって、前記重複領域に前記第1イメージャが位置すると前記イメージャ位置判定ステップにて判定している状態に到来を検出した撮影タイミングの少なくとも1つにおいて、前記第2イメージャのみに撮影を行わせる撮影タイミング制御ステップと、

を具備する撮影制御方法。

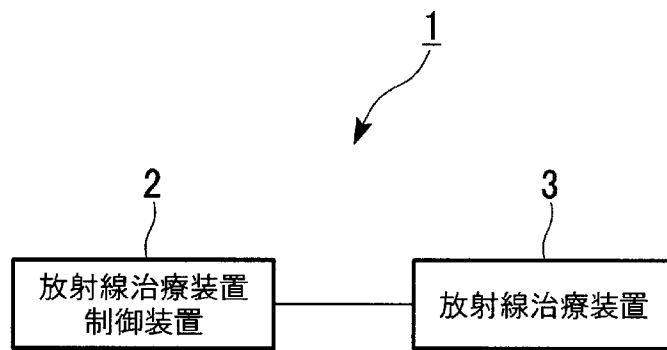
[請求項7]

回転軸に向けてコーンビームを照射して透視画像の撮影を行う第1イメージャおよび第2イメージャと、前記回転軸を中心に前記第1イメージャと前記第2イメージャとを一体的に回転させる回転機構とを具備し、前記回転軸を基準として前記第1イメージャの照射軸と前記第2イメージャの照射軸との角度が所定角度である撮影装置の撮影制御装置としてのコンピュータに、

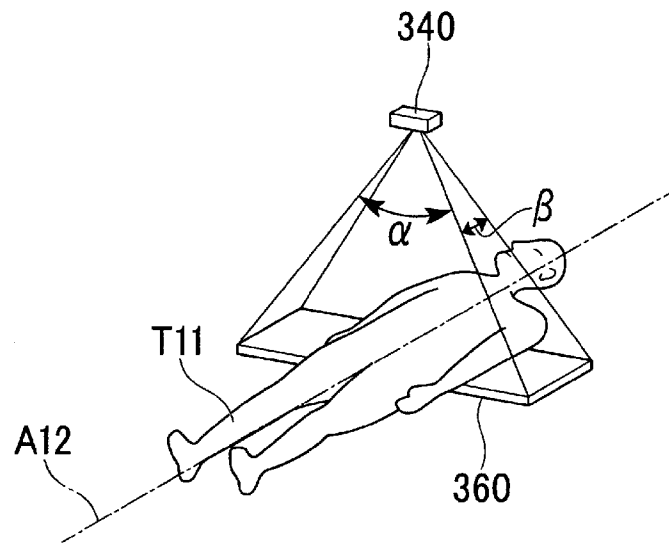
前記回転機構が前記第 1 イメージャと前記第 2 イメージャとを前記所定角度よりも大きく回転させる場合に、前記第 1 イメージャの回転範囲と前記第 2 イメージャの回転範囲とが重なる重複領域に前記第 1 イメージャが位置するか否かを判定するイメージャ位置判定ステップと、

撮影タイミングの到来を検出すると前記第 1 イメージャと前記第 2 イメージャとのいずれか一方または両方に撮影を行わせる撮影タイミング制御ステップであって、前記重複領域に前記第 1 イメージャが位置すると前記イメージャ位置判定ステップにて判定している状態で到来を検出した撮影タイミングの少なくとも 1 つにおいて、前記第 2 イメージャのみに撮影を行わせる撮影タイミング制御ステップと、
を実行させるためのプログラム。

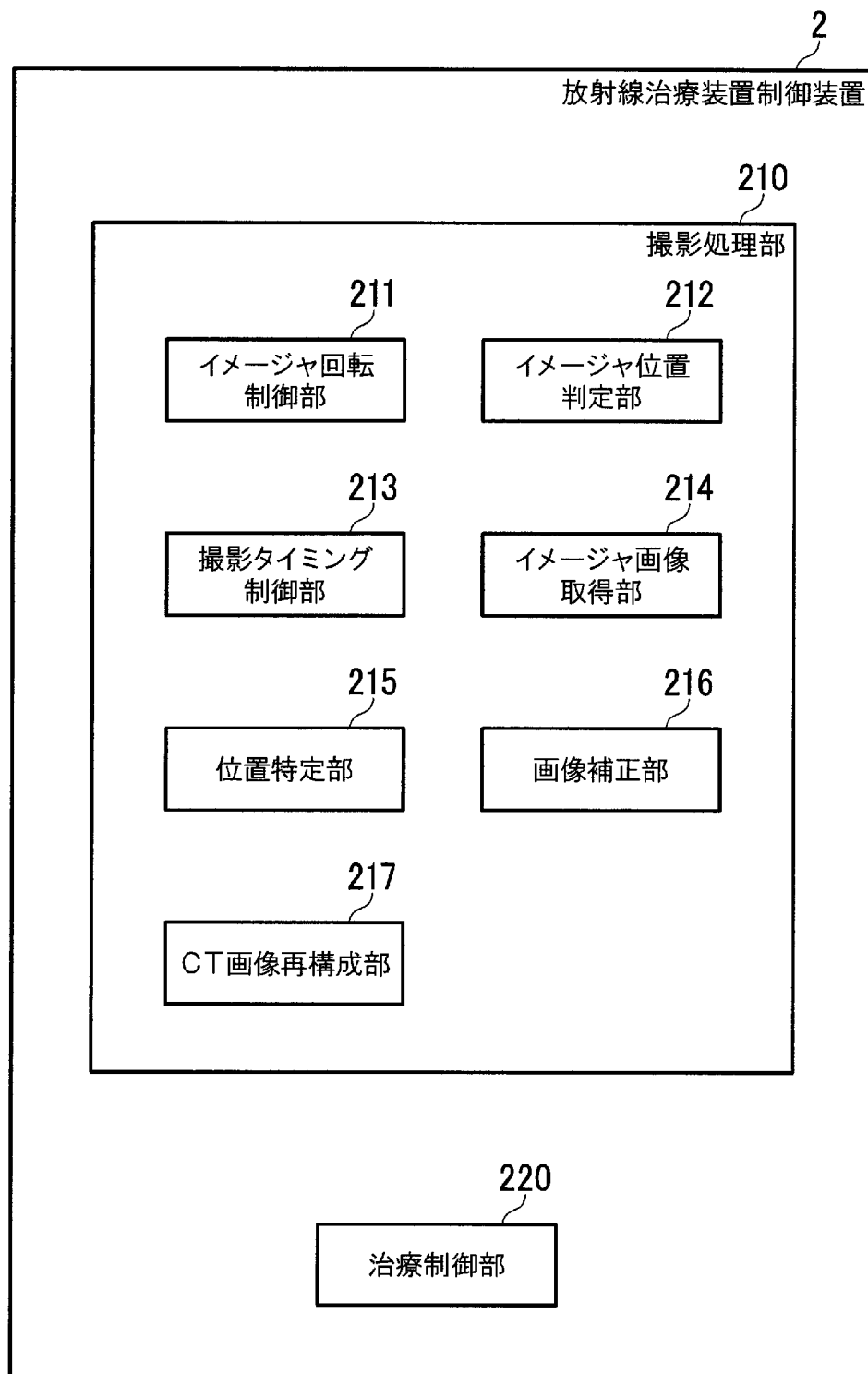
[図1]



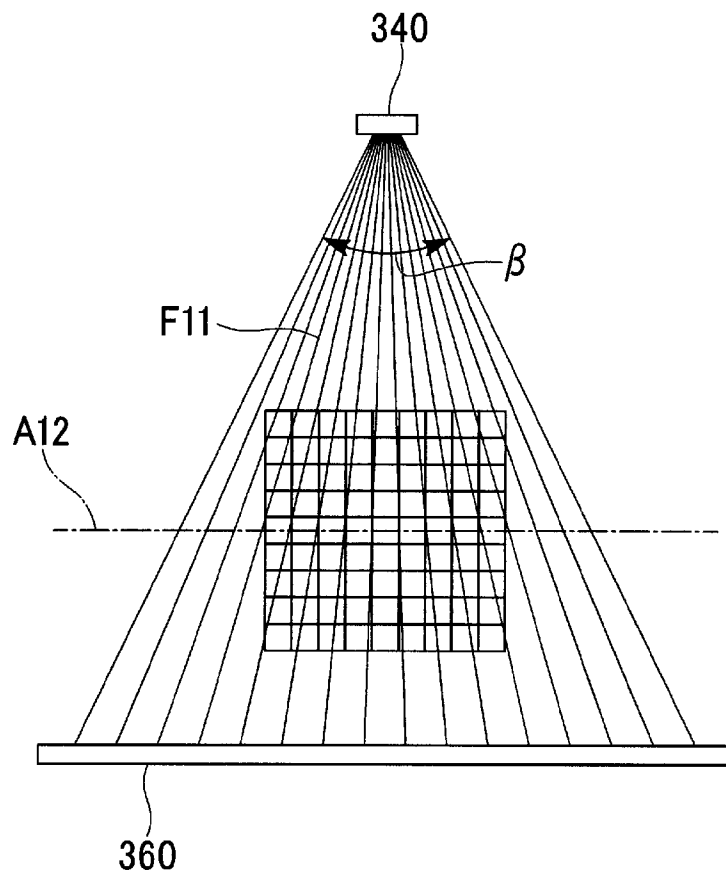
[図3]



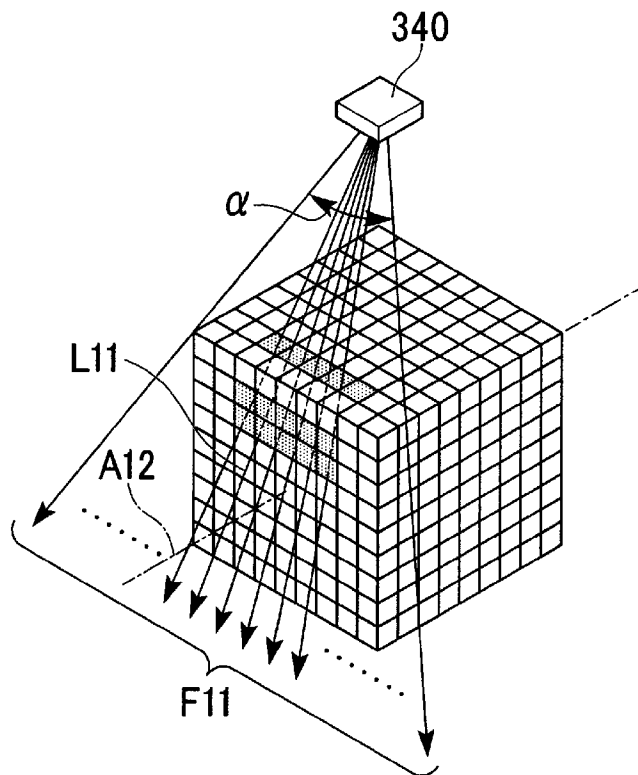
[図4]



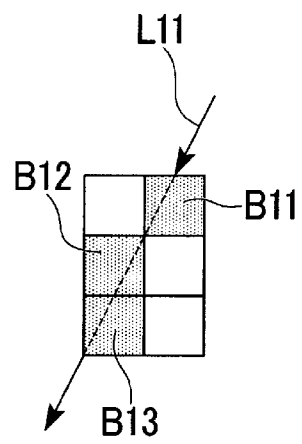
[図5A]



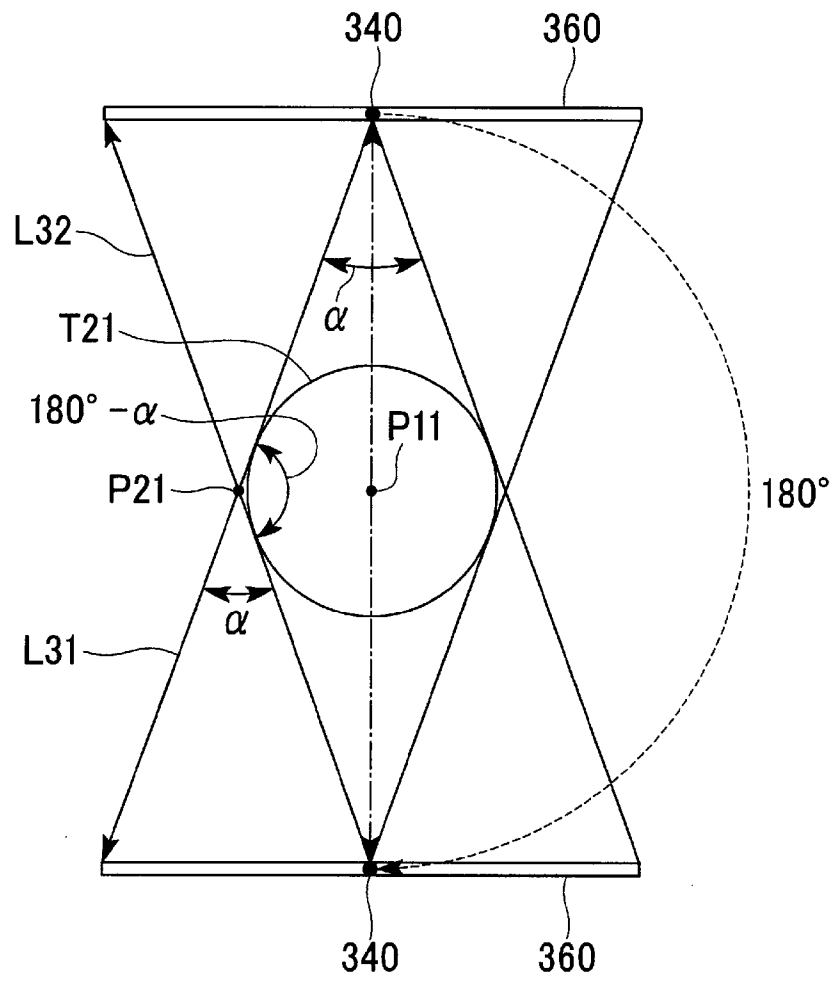
[図5B]



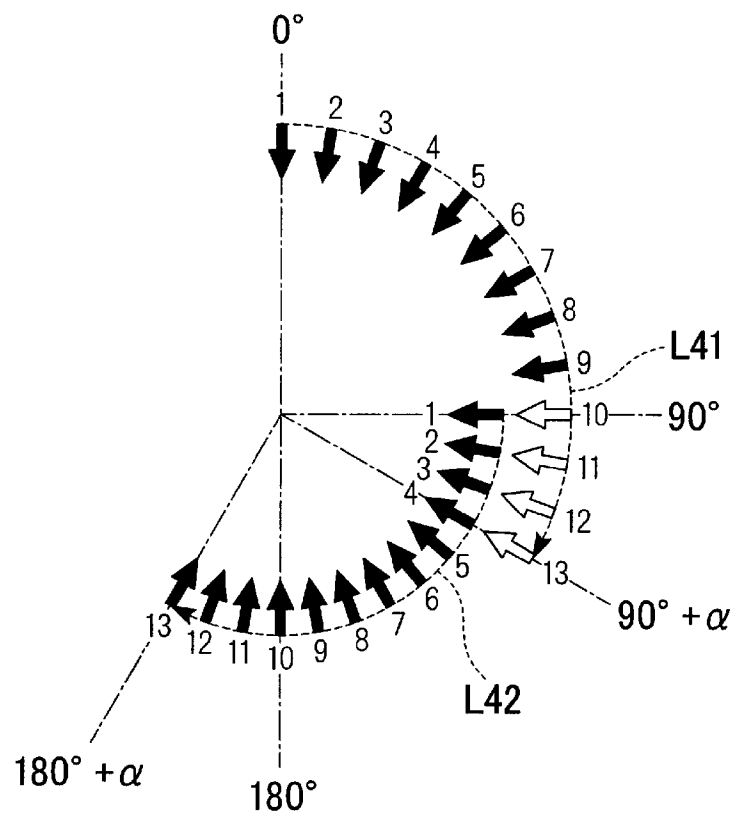
[図5C]



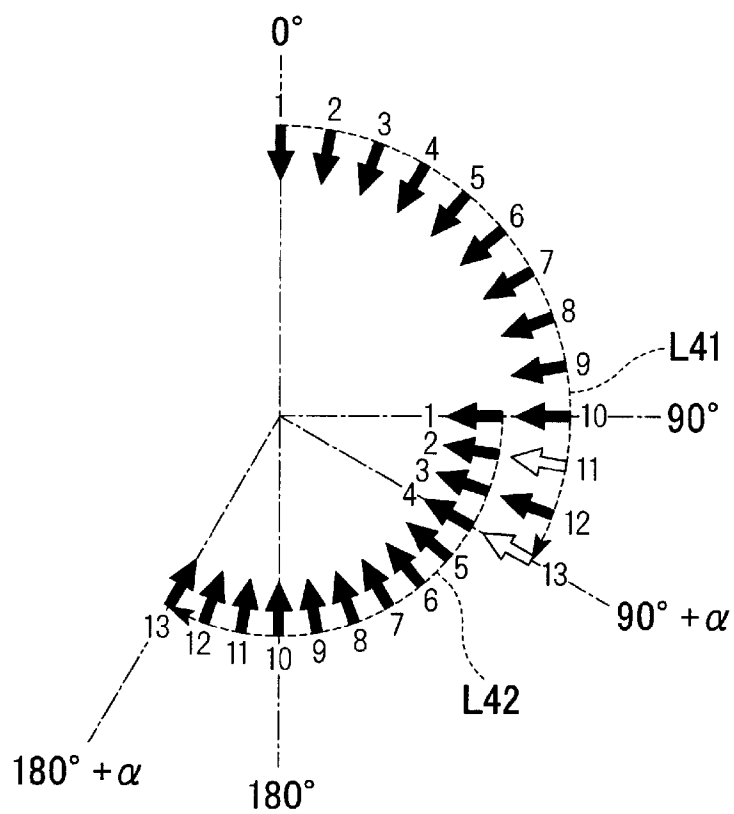
[図7]



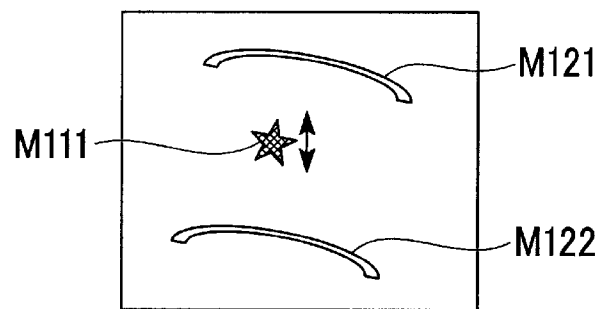
[図8]



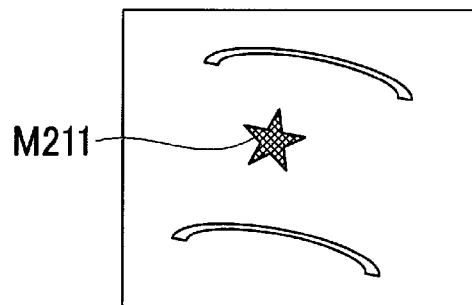
[図9]



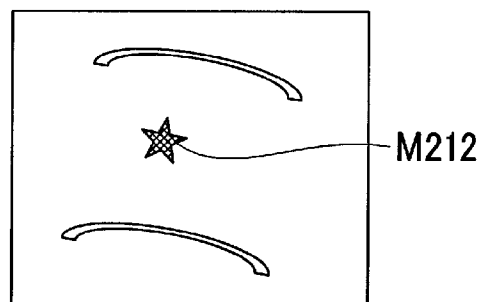
[図10]



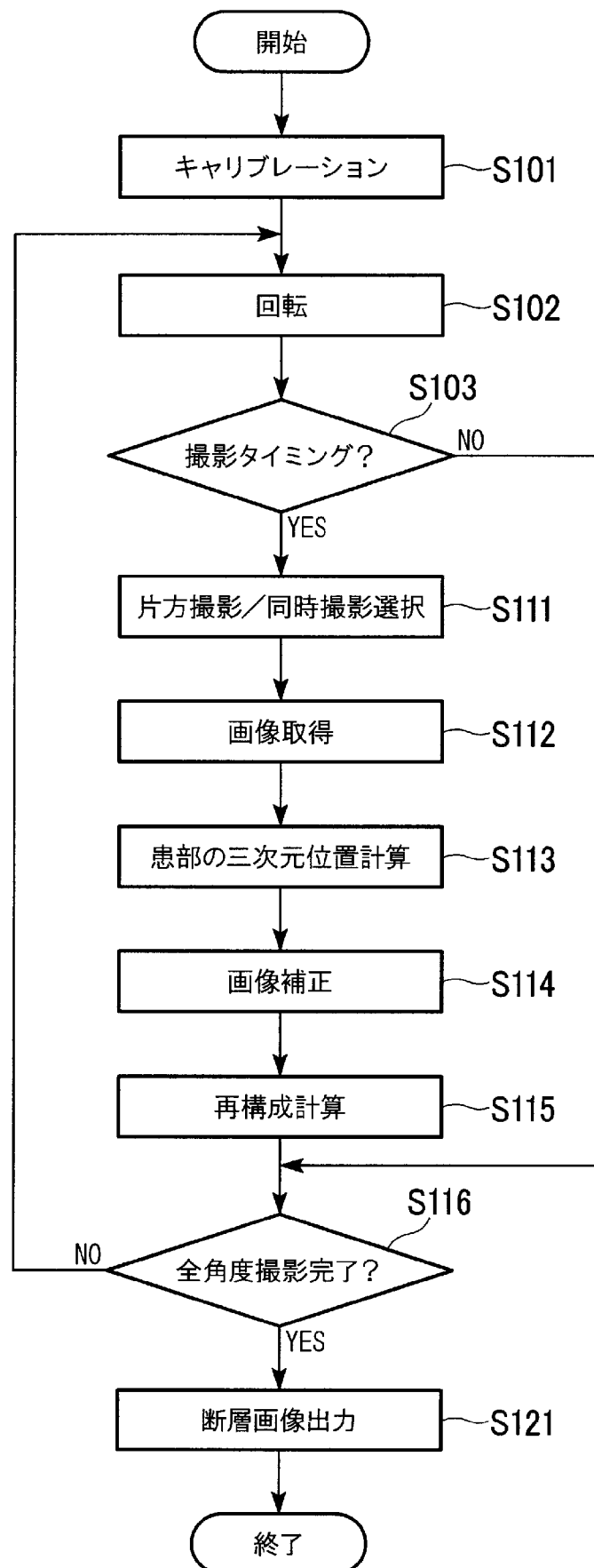
[図11A]



[図11B]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/074670

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/03(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/03

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 4-22343 A (Toshiba Corp.), 27 January 1992 (27.01.1992), entire text; all drawings (Family: none)	1-7
A	JP 2006-314772 A (Toshiba Corp.), 24 November 2006 (24.11.2006), entire text; all drawings & US 2006/0233297 A1 & CN 1846621 A	1-7
A	JP 2011-5159 A (Toshiba Corp.), 13 January 2011 (13.01.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1-7

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
22 October, 2013 (22.10.13)

Date of mailing of the international search report
29 October, 2013 (29.10.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/074670

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-122549 A (Toshiba Corp.), 18 May 2006 (18.05.2006), entire text; all drawings (Family: none)	1-7
A	JP 9-10206 A (Shimadzu Corp.), 14 January 1997 (14.01.1997), entire text; all drawings (Family: none)	1-7

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/03(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/03

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 4-22343 A（株式会社東芝）1992.01.27, 全文、全図（ファミリーなし）	1-7
A	JP 2006-314772 A（株式会社東芝）2006.11.24, 全文、全図 & US 2006/0233297 A1 & CN 1846621 A	1-7
A	JP 2011-5159 A（株式会社東芝）2011.01.13, 全文、全図（ファミリーなし）	1-7

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 2 . 1 0 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

2 9 . 1 0 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

南川 泰裕

2 Q

4 8 4 3

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2006-122549 A (株式会社東芝) 2006.05.18, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-7
A	JP 9-10206 A (株式会社島津製作所) 1997.01.14, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-7