

(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2017-35314  
(P2017-35314A)

(43) 公開日 平成29年2月16日(2017.2.16)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード(参考)  
A 6 1 N 5/10 (2006.01) A 6 1 N 5/10 M 4 C 0 8 2

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2015-158790 (P2015-158790)  
(22) 出願日 平成27年8月11日(2015.8.11)

(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  
(71) 出願人 301032942  
国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構  
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9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 平井 隆介  
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

最終頁に続く

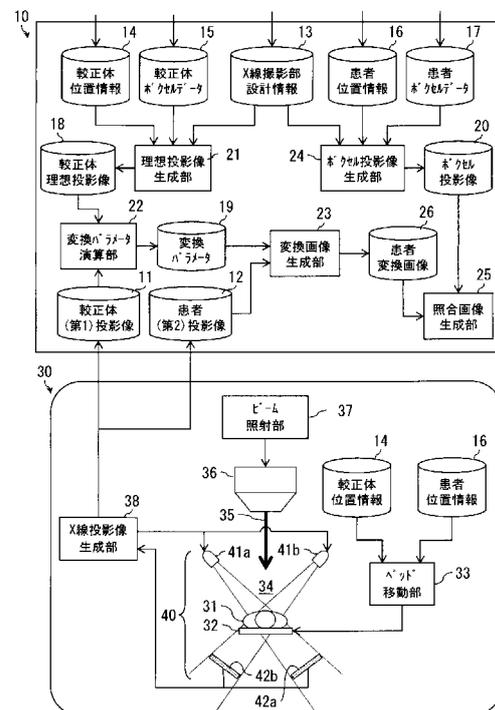
(54) 【発明の名称】放射線治療装置、方法及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】病巣に対する治療ビームの照射精度を向上させる放射線治療技術を提供する。

【解決手段】放射線照射治療装置は、ベッド32上の校正体をX線撮影した第1投影像11を取得する第1取得部と、X線撮影部40の設計情報13、校正体の位置情報14及びこの校正体のボクセルデータ15に基づき生成した校正体の理想投影像18の保持部と、第1投影像11を理想投影像18に変換する変換パラメータ19の演算部22と、患者31をX線撮影した第2投影像12を取得する第2取得部と、変換パラメータ19に基づいて第2投影像12を変換した患者の変換画像26を生成する変換画像生成部23と、患者のボクセルデータ17、患者31の位置情報16及び設計情報13に基づき生成したボクセル投影像20を生成するボクセル投影像生成部24と、患者の変換画像26及びボクセル投影像20を照合する画像を生成する照合画像生成部25と、を備える。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

患者を治療する治療ビームの照射領域に移動したベッドに載置されている較正体を X 線撮影した第 1 投影像を取得する第 1 取得部と、

前記 X 線撮影を実行する X 線撮影部の設計情報、前記照射領域における前記較正体の位置情報、及び前記較正体のボクセルデータ、に基づき生成した前記較正体の理想投影像を保持する保持部と、

前記第 1 投影像を前記理想投影像に変換する変換パラメータを演算する演算部と、

前記照射領域に移動した前記ベッドに載置されている前記患者を前記 X 線撮影した第 2 投影像を取得する第 2 取得部と、

前記変換パラメータに基づいて前記第 2 投影像を変換した前記患者の変換画像を生成する変換画像生成部と、

前記患者の体内を立体的に撮像したボクセルデータ、前記照射領域内における前記患者の位置情報及び前記設計情報に基づき生成したボクセル投影像を生成するボクセル投影像生成部と、

前記患者の前記変換画像及び前記ボクセル投影像を照合する画像を生成する照合画像生成部と、を備えることを特徴とする放射線治療装置。

## 【請求項 2】

請求項 1 に記載の放射線治療装置において、

前記変換パラメータは、スカラー成分を含む行列式で表され、

変換画像生成部は、前記スカラー成分の値が異なる複数の前記変換パラメータを用いて前記変換画像を複数生成することを特徴とする放射線治療装置。

## 【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 に記載の放射線治療装置において、

前記照合した画像において前記変換画像及び前記ボクセル投影像が一致している場合、前記照射ビームを照射するビーム照射部をさらに備えることを特徴とする放射線治療装置。

## 【請求項 4】

患者を治療する治療ビームの照射領域に移動したベッドに載置されている較正体を X 線撮影した第 1 投影像を取得するステップと、

前記 X 線撮影を実行する X 線撮影部の設計情報、前記照射領域における前記較正体の位置情報、及び前記較正体のボクセルデータ、に基づき生成した前記較正体の理想投影像を保持するステップと、

前記第 1 投影像を前記理想投影像に変換する変換パラメータを演算するステップと、

前記照射領域に移動した前記ベッドに載置されている前記患者を前記 X 線撮影した第 2 投影像を取得するステップと、

前記変換パラメータに基づいて前記第 2 投影像を変換した前記患者の変換画像を生成するステップと、

前記患者の体内を立体的に撮像したボクセルデータ、前記照射領域内における前記患者の位置情報及び前記設計情報に基づき生成したボクセル投影像を生成するステップと、

前記患者の前記変換画像及び前記ボクセル投影像を照合する画像を生成するステップと、を含むことを特徴とする放射線治療方法。

## 【請求項 5】

コンピュータに、

患者を治療する治療ビームの照射領域に移動したベッドに載置されている較正体を X 線撮影した第 1 投影像を取得するステップ、

前記 X 線撮影を実行する X 線撮影部の設計情報、前記照射領域における前記較正体の位置情報、及び前記較正体のボクセルデータ、に基づき生成した前記較正体の理想投影像を保持するステップ、

前記第 1 投影像を前記理想投影像に変換する変換パラメータを演算するステップ、

10

20

30

40

50

前記照射領域に移動した前記ベッドに載置されている前記患者を前記 X 線撮影した第 2 投影像を取得するステップ、

前記変換パラメータに基づいて前記第 2 投影像を変換した前記患者の変換画像を生成するステップ、

前記患者の体内を立体的に撮像したボクセルデータ、前記照射領域内における前記患者の位置情報及び前記設計情報に基づき生成したボクセル投影像を生成するステップ、

前記患者の前記変換画像及び前記ボクセル投影像を照合する画像を生成するステップ、  
を実行させることを特徴とする放射線治療プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明の実施形態は、病巣にビームを照射して治療する放射線治療技術に関する。

【背景技術】

【0002】

放射線治療は、治療ビームを患者の病巣に照射して破壊する治療技術であるため、病巣の位置に治療ビームを正確に照射しないと、正常組織まで破壊してしまう虞がある。

そこで、治療ビームの照射に先立って、CT 撮影を行い患者体内のボクセルデータを取得し、病巣位置を 3 次元的に把握することが行われている。

そして、この患者体内のボクセルデータに基づき、正常組織への照射が少なくなるよう、治療ビームの照射方向や照射強度を決定する治療計画が策定される。

20

【0003】

そして治療ビームの照射段階において、治療ビームの照準が、治療計画で導いた患者の病巣位置に合うように、患者を仰臥させたベッドを移動・調整する。

そして治療ビームを照射する直前に、ベッドに仰臥している患者の実際の病巣位置と治療ビームの照準とが実際に一致しているか否かについて確認が行われる。

【0004】

この病巣位置とビーム照準との一致確認は、ベッドに仰臥している患者を放射線治療装置に常設された X 線撮影部で実写した X 線投影像と、治療計画で使用したボクセルデータを投影像に再構成した DRR (Digitally Reconstructed Radiograph) と、を照合し、それぞれの病巣位置が一致しているか否かに基づいて行われている。

30

この確認は、自動化の方法などが多数提案されているものの、最終的には人の目視により照合および確認がなされる。

【0005】

放射線治療において、患者に対する治療ビームの照射は、ベッド上の姿勢を変えて、数回から数十回を複数の日にかけて実施する場合がある。このために、病巣位置とビーム照準との一致確認は、治療ビームを患者に照射する都度、日をまたいで実施する場合がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

40

【特許文献 1】特開 2014 - 171763 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、放射線治療装置に常設されている X 線撮影部は、設置位置及びその他の撮影条件が、経時的に変化するものである。このために、X 線撮影部による患者の X 線投影像と、ボクセルデータから再構成したボクセル投影像との整合が、毎回必ずとれている保障がない課題があった。

【0008】

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、X 線撮影部による患者

50

の X 線投影像とボクセルデータから再構成したボクセル投影像との整合性を向上させて、病巣に対する治療ビームの照射精度を向上させる放射線治療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】

【0009】

実施形態に係る放射線治療装置は、患者を治療する治療ビームの照射領域に移動したベッドに載置されている較正体を X 線撮影した第 1 投影像を取得する第 1 取得部と、前記 X 線撮影を実行する X 線撮影部の設計情報、前記照射領域における前記較正体の位置情報、及び前記較正体のボクセルデータ、に基づき生成した前記較正体の理想投影像を保持する保持部と、前記第 1 投影像を前記理想投影像に変換する変換パラメータを演算する演算部と、前記照射領域に移動した前記ベッドに載置されている前記患者を前記 X 線撮影した第 2 投影像を取得する第 2 取得部と、前記変換パラメータに基づいて前記第 2 投影像を変換した前記患者の変換画像を生成する変換画像生成部と、前記患者の体内を立体的に撮像したボクセルデータ、前記照射領域内における前記患者の位置情報及び前記設計情報に基づき生成したボクセル投影像を生成するボクセル投影像生成部と、前記患者の前記変換画像及び前記投影像を照合する画像を生成する照合画像生成部と、を備えている。

10

【発明の効果】

【0010】

本発明の実施形態により、患者の X 線投影像とボクセルデータから再構成したボクセル投影像との整合性を向上させて、病巣に対する治療ビームの照射精度を向上させる放射線治療技術を提供することを目的とする。

20

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図 1】本発明の実施形態に係る放射線治療装置の構成図。

【図 2】変換パラメータを導出する原理の説明に用いる数式。

【図 3】変換パラメータを導出する原理の説明図。

【図 4】変換パラメータを導出する原理の説明図。

【図 5】実施形態に係る放射線治療方法及び放射線治療プログラムのフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0012】

30

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 に示すように実施形態に係る放射線治療装置は、放射線照射部 30 と、この放射線照射部 30 を制御する制御コンピュータ 10 とから構成されている。

【0013】

放射線治療装置の制御コンピュータ 10 は、患者 31 を治療する治療ビーム 35 の照射領域 34 に移動したベッド 32 に載置されている較正体を X 線撮影した第 1 投影像 11 を取得する第 1 取得部と、X 線撮影を実行する X 線撮影部 40 の設計情報 13、照射領域 34 における較正体の位置情報 14 及びこの較正体のボクセルデータ 15 に基づき生成した較正体の理想投影像 18 を保持する保持部と、第 1 投影像 11 を理想投影像 18 に変換する変換パラメータ 19 を演算する演算部 22 と、照射領域 34 に移動したベッド 32 に載置されている患者 31 を X 線撮影した第 2 投影像 12 を取得する第 2 取得部と、変換パラメータ 19 に基づいてこの第 2 投影像 12 を変換した患者の変換画像 26 を生成する変換画像生成部 23 と、患者の体内を立体的に撮像したボクセルデータ 17、照射領域 34 内における患者 31 の位置情報 16 及び設計情報 13 に基づき生成したボクセル投影像 20 を生成するボクセル投影像生成部 24 と、患者の変換画像 26 及びボクセル投影像 20 を照合する画像を生成する照合画像生成部 25 と、を備えている。

40

【0014】

放射線治療装置の放射線照射部 30 は、治療ビーム 35 を銃口 36 から照射させるビーム照射部 37 と、較正体位置情報 14 及び患者位置情報 16 に基づいてベッド 32 を照射領域 34 内で移動制御するベッド移動部 33 と、X 線発生部 41 (41a, 41b) 及び

50

X線受像部42(42a, 42b)を有するX線撮影部40と、このX線撮影部40を制御して撮影した較正体の第1投影像11及び患者31の第2投影像12を出力するX線投影像生成部38とから構成されている。

【0015】

ここで、治療ビーム35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、 $\gamma$ 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。

治療ビームの銃口36を患者31の体軸周りに回転、または銃口36を固定して患者31の位置を変更させて、治療ビーム35を患部組織に多方向から照射することにより、患部周辺の正常組織への線量を最小限に抑えることができる。

【0016】

放射線照射部30で治療を受ける前段階で患者31は、治療計画を立てるため、治療ビーム35の照射を受ける姿勢と同じ姿勢でCT(Computed Tomography)撮影を予め行い、患部を含む体内の立体像を示すボクセルデータ17が取得される。

治療計画では、ボクセルデータ17に基づいて専門スタッフにより、患部に照射する放射線の、放射線量、照射角度、照射範囲、回数などが協議され、照射領域34に配置される患者31の位置情報16が決定される。

なお、ベッド32と患者31とは固定具等により位置関係が固定されているため、この患者の位置情報16に基づいて、ベッド移動部33は、治療ビーム35の照準が患者31患部に合うように、ベッド32を移動制御することができる。

【0017】

X線撮影部40の設計情報13とは、X線発生部41(41a, 41b)及びX線受像部42(42a, 42b)の空間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。

共通の空間座標系にデータ設定されたX線撮影部40(X線発生部41、X線受像部42)及びボクセルデータ17の配置は、実空間における配置に対し、一致していることが理想である。

【0018】

このような理想状態にあれば、ボクセル投影像生成部24が出力したボクセル投影像20と、X線投影像生成部38が出力した患者31の投影像(第2投影像12)とは、一致することになる。

しかし現実には、常設されているX線撮影部40の既設条件は、経時的に変化するものであるため、X線撮影部40による患者の投影像12と、ボクセル投影像20との整合性は保障されていない。

【0019】

ここで較正体とは、医療現場では一般にQA(Quality Assurance)ファントムと呼ばれるもので、装置較正用の被写体模型や、悪性腫瘍や体内部位等を模倣した各種テストオブジェクトが配置されたもので、線量、画質等といった装置コンディションを把握するのに用いるものである。

このように較正体は、人工的に作成されたものであるために、その内部構造を表わすボクセルデータ15が予め作成されている。

放射線治療装置の日常点検として、この較正体を用いた、X線撮影部40のキャリブレーションがおこなわれる。

【0020】

較正体位置情報14とは、このキャリブレーションを実施する際に、照射領域34に配置される較正体の、予め設定されている空間座標情報である。この較正体をベッド32の所定の位置に載置し、この較正体位置情報14に基づきベッド移動部33を動作させると、較正体が照射領域34の設定位置に自動的に配置されることになる。

このように較正体を較正体位置情報14に基づき照射領域34に移動させた後、X線撮影部40により較正体の第1投影像11をX線撮影し、制御コンピュータ10に取得させ

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 2 1 】

理想透視像生成部 2 1 は、X 線撮影部の設計情報 1 3、較正体の位置情報 1 4 及び較正体のボクセルデータ 1 5 に基づき較正体の理想投影像 1 8 を生成し、制御コンピュータ 1 0 の保持部に保持させるものである。

ここで、上述したとおり、常設されている X 線撮影部 4 0 の既設条件は、経時的に変化するものであるため、実空間における X 線撮影部 4 0 の位置は、その設計情報 1 3 と一致しない場合がある。このように、実空間における X 線撮影部 4 0 の既設条件が、設計情報 1 3 に対しズレていることに依存して、較正体の第 1 投影像 1 1 は、その理想投影像 1 8 からズレている。

10

【 0 0 2 2 】

演算部 2 2 は、較正体の第 1 投影像 1 1 を理想投影像 1 8 に変換する変換パラメータ 1 9 を演算する。この変換パラメータ 1 9 は、実空間における X 線撮影部 4 0 の既設条件が一定である限り不変であり、患者 3 1 の第 2 投影像 1 2 とボクセル投影像 2 0 とのズレを解消する作用を有する。

【 0 0 2 3 】

変換画像生成部 2 3 は、変換パラメータ 1 9 に基づいてこの第 2 投影像 1 2 を変換した患者の変換画像 2 6 を生成する。

照合画像生成部 2 5 は、患者の変換画像 2 6 及びボクセル投影像 2 0 を照合する画像を生成する。ここで、患者の変換画像 2 6 及びボクセル投影像 2 0 が不一致であれば、ベッド移動部 3 3 に異常が生じたかもしくはベッド 3 2 上の患者 3 1 が所定位置から動いた等の理由により、治療ビーム 3 5 の照準が患者 3 1 の患部から外れていることが懸念される。

20

【 0 0 2 4 】

そのような場合は、ベッド移動部 3 3 を再駆動して患者の変換画像 2 6 及びボクセル投影像 2 0 が一致するようにしてから、治療ビーム 3 5 を銃口 3 6 から照射する。

なお、患者の変換画像 2 6 とボクセル投影像 2 0 との一致 / 不一致の判断は、医療スタッフの目視による場合の他、プロセッサによる画像処理により自動的に行う場合もある。

【 0 0 2 5 】

以下、図 2 に基づいて、変換パラメータ 1 9 を導出する原理について説明する（適宜、図 1 参照）。

30

放射線治療では、患者 3 1 の 3 次元的位置を合わせる必要がある。1 枚の投影像から、患者体内の 3 次元位置を求めると不定性が残るため、二対の X 線発生部 4 1 a , 4 1 b 及び X 線受像部 4 2 a , 4 2 b からなる X 線撮影部 4 0 により 2 枚の投影像を撮影する。

この X 線撮影部 4 0 が設置されている 3 次元空間において、適当な点を原点とした X Y Z 軸による座標系を設定する。この座標系を装置座標系と呼ぶことにする。

【 0 0 2 6 】

装置座標系において、それぞれの X 線発生部 4 1 a , 4 1 b および X 線受像部 4 2 a , 4 2 b の座標位置が判れば、図 2 の式 ( 1 ) のような投影行列 p を求めることができる。ここで、u , v は、X 線受像部 4 2 を構成する複数の検出素子の位置 ( u , v ) を表わす。また、X , Y , Z は、装置座標系における座標 ( X , Y , Z ) を表わす。また、スカラー成分 は任意の実数であり、投影行列 p は 3 × 4 の行列で表される。

40

【 0 0 2 7 】

X 線画像の撮影では、X 線発生部 4 1 a , 4 1 b から出力され患者 3 1 又は較正体を通過して減衰した X 線を、2 次元平面状に検出素子を配置させた X 線受像部 4 2 a , 4 2 b ( F P D : Flat Panel Detector ) に投影させる。

この X 線受像部 4 2 に平面状に配置された複数の検出素子が検出した X 線のエネルギー強度を、ピクセル輝度を対応させて画像化することで、較正体又は患者 3 1 の投影像 1 1 , 1 2 を得ることができる。

【 0 0 2 8 】

50

X線発生部41から照射され、X線受像部42の平面パネル上の検出素子の位置 $i$   $R^2$ に到達するX線エネルギー $P_i$ は、図2の(2)式で表すことができる。

この(2)式において $P_0$ は、X線発生部41から照射された直後のX線のエネルギー $P_0$ 、 $\mu(1, P)$ は位置1における患者31又は較正体の線源弱係数 $\mu$ である。なおこの線源弱係数 $\mu$ は、較正体又は患者31を通過するX線エネルギー $P$ によって変化する値である。

この(2)式は、X線発生部41からX線受像部42の検出素子の位置 $i$ までのX線の経路上にある物質の線源弱係数を線積分したものが、この検出素子の位置 $i$ で検出されるX線のエネルギーとなる。

#### 【0029】

X線撮影による投影像11, 12の各画素は、X線発生部41a, 41bから放出されるX線がX線受像部42a, 42bの検出器に到達する経路上の物質(患者)の線減弱係数の積和に応じて画素化される。

X線撮影部40で撮影された患者の投影像12( $I(u, v)$ )は、変換パラメータ19により、変換画像26( $I'(u', v')$ )に幾何学的に変換される(図2の(3)式)。そして、図2の(4)式で表される写像 $f_x, f_y$ が求められ、投影行列 $p, p'$ から図2の(5)式の関係が得られる。

さらに、図2の(5)式連立方程式から図2の(6)式の関係が得られる。ここで、 $H()$ は、スカラー成分を含む $3 \times 3$ 行列であり、変換パラメータ19に該当する。

#### 【0030】

較正体を用いたキャリブレーションによって、既設条件の投影行列 $p$ を求める。式(1)において、 $3 \times 4$ 投影行列 $p$ は定数倍の不定性があるので、11個の要素を定めることになる。式(1)において、 $(u, v)$ 、 $(X, Y, Z)$ が既知であれば、求めたい11個の要素に関する拘束式が2つ得られる。つまり、最低6個の $(u, v)$ 、 $(X, Y, Z)$ が既知となる被写体があれば、投影行列 $p$ を求めることが可能である。そこで、6個以上の3次元位置が既知の金属マーカ等の被写体が複数埋め込まれている較正体を撮影し、3次元位置 $(X, Y, Z)$ にある被写体の画像上での座標 $(u, v)$ を特定することで、投影行列 $p$ が求まる。

また、 $p'$ は、設計条件であり、予め得られているものである。

#### 【0031】

図3を用いて式(6)について説明する。

図3のX線発生部41'およびX線受像部42'は、X線撮影部の設計情報13に基づいて装置座標系に設置されている状態を表し、X線発生部41およびX線受像部42は、実空間の既設条件に基づいて装置座標系に設置されている状態を表している。

X線受像部42'上にある対象点51と、X線発生部41と対象点51を結ぶ直線がX線受像部42と交差する点を参照点52と呼ぶことにする。図を簡略化するために、X線受像部42の面を直線で表現し、奥行方向は省略している。

#### 【0032】

対象点51は、X線受像部42'によって撮像される投影像12上の検出素子の位置 $(u'_d, v'_d)$ である。交点が、装置座標系の $(X_d, Y_d, Z_d)$ 座標に位置しているとする。ここでは、この交点と対象点51とは、装置座標系では同一の点である。参照点52のX線受像部42によって撮像される投影像上の検出素子の位置 $(u_d, v_d)$ は、図2の式(5)の第1式の右辺の $(X, Y, Z, 1)^T = (X_d, Y_d, Z_d, 1)$ を代入することによって求めることができる。この時、 $u_d$ も求めることができるので、式(6)におのこの代入すると、図2の式(7)より、対象点51のX線受像部42'で撮像される投影像上の検出素子の位置 $(u'_d, v'_d)$ が求まる。

#### 【0033】

装置座標系の1点を定めると、X線発生部41から放出されるX線が、定めた1点を通過してX線受像部42, 42'上の画像座標を定める。これら二つの画像座標が定めれば、式(3)に基づいて変換画像26の画素 $I'(u', v')$ を求めることができる。

10

20

30

40

50

よって、X線受像部42'上の各検出素子の位置に交点を設定すれば、変換画像26の画素I'(u', v')を生成することができる。なお交点の設定は、X線受像部42, 42'上とは限らない。

【0034】

交点の設定方法の望ましい例を図4に基づいて説明する。

図4のX線発生部41'は、X線撮影部の設計情報13に基づいて装置座標系に設置されている状態を表し、X線発生部41は、実空間への既設条件に基づいて装置座標系に設置されている状態を表している。図の簡略化のために、X線受像部42, 42'の位置は、実空間への既設条件及びX線撮影部の設計情報13とも一致している場合を示しているが、ずれが生じている場合でも同様の議論ができる。

10

【0035】

対象点51の検出素子の位置の変換画像26の画素I'(u', v')を求める。

先の議論と同様に装置座標系の1点である交点を対象点51と同位置に設定した場合には、X線発生部41と交点51とを結ぶ経路61を通過したX線のエネルギーが画像化される。この場合、参照点は、対象点51と同位置になる。ただし、経路61は患者31を通過していない。

【0036】

一方、X線発生部41'と交点51とを結ぶ経路61'は、患者31を通過したX線のエネルギーが画像化されるため、対象点51の検出素子の位置における画素値は、大きく異なる。

20

次に、交点51を交点52に変更した場合を考える。このとき、対象点51の検出素子の位置の画素値は、X線受像部42の参照点53の検出素子の位置の画素値になる。

参照点53の画素値は、X線発生部41と交点52とを結ぶ経路62を通過したX線のエネルギーが画像化されている。経路62は、患者31を経路61'と同様に通過しているため、参照点53の画素値の方が参照点51の画素値よりも、対象点51の検出素子の位置の画素値に近づく。

【0037】

このように、患者31を通過する経路が、設計情報13に基づく経路に近いことが画像化の際に望ましいため、交点を患者31の存在する位置に設定する。治療対象の位置を重要視する場合は、治療ビームが通過する直線を含む平面内に交点を複数設定する。または、CT撮影により取得した患者体内のボクセルデータ17に基づいて交点を設定してもよい。

30

【0038】

ボクセルデータ17を構成するボクセル値から、その位置にある組織を弁別することができるため、位置決め結果の確認には、骨組織など投影像上でコントラストが高く撮影される部位が一致しているかが重要視されることも多い。そのため、骨と弁別されるボクセル値を持つ3次元位置に交点を設定する。

交点の設定次第では、変換画像I'のすべての検出素子の位置を網羅することができず、変換画像の一部の画素が作成されないこともある。その場合は、一般的な画素補完の方法であるニアレストネイバー法、バイリニア法、バイキュービック法などを用いる。

40

【0039】

なお変換画像生成部23は、スカラー成分の値が異なる複数の変換パラメータ19である行列H( )を用いて変換画像26を複数生成することができる。そして、そのうちボクセル投影像20との整合性が最も高い照合画像に基づいて、治療ビーム35の照準が患者31の病巣位置に一致しているか否かの判断を行う。

なお、生成した患者の変換画像26とボクセル投影像20との照合画像は、両者を並べて表示したり、それぞれの画像の差分画像を表示したりしてもよい。また、複数の変換画像26を表示してそれらの中から選択してボクセル投影像20に照合するようにしてもよい。

【0040】

50

図5のフローチャートに基づいて実施形態に係る放射線治療方法及び放射線治療プログラムについて説明する(適宜、図1参照)。

まず、(S11)から(S15)までのルーチンは、放射線治療装置の日常点検として行われる、較正体を用いたX線撮影部40のキャリブレーションである。

較正体をベッド32の所定の位置に載置し(S11)、較正体位置情報14に基づきベッド移動部33を動作させると、較正体が照射領域34の予め定められた設定位置に自動的に移動する(S12)。

【0041】

続いて、X線撮影部40により較正体の第1投影像11をX線撮影し(S13)、制御コンピュータ10に取得させる(S14)。なお、X線撮影部の設計情報13、較正体の位置情報14及びこの較正体のボクセルデータ15に基づき予め生成して保持しておいた較正体の理想投影像18も取得する(S14)。そして、取得した第1投影像11及び理想投影像18に基づいて第1投影像11を理想投影像18に変換する変換パラメータ19を演算し保存しておく(S15)。

10

【0042】

次に、(S21)から(S31)までのルーチンは、患者31に対する放射線治療に関する処理である。

まず、病巣に治療ビームが正確に照射するために、患者31をベッド32に固定する固定具の制作が行われる(S21)。そして、治療ビームの照射に先立って、固定具を装着して治療ビームを照射するときと同じ姿勢で、患者31のCT撮影を行いボクセルデータ17を取得する(S22)。

20

【0043】

次に医療スタッフによる治療計画の策定に入る。取得した患者体内のボクセルデータ17に基づき、病巣位置を3次元的に把握するとともに、正常組織への照射が少なくなるよう治療ビームの照射方向や照射強度といった照射方針を決定する(S23)。さらに照射領域34内における患者の位置情報16も決定される(S24)。これにより、患者31はベッド32に固定されているため、患者の位置情報16に基づき、ベッド移動部33の制御条件も一意に定まる。

ここで、照射領域34における患者の位置情報16及びX線撮影部の設計情報13に基づき、三次元情報であるボクセルデータ17から、二次元情報のボクセル投影像20を生成することができる(S16)。

30

【0044】

次に放射線治療装置による患者の治療の段階に入る。

患者31を固定具とともにベッド32に固定し(S25)、患者の位置情報16に基づきベッド32を照射領域34の所定位置に移動させる(S26)。そして、X線撮影部40により患者31の第2投影像12をX線撮影する(S27)。

次にこの第2投影像12と変換パラメータ19とを取得して(S28)、この第2投影像12を変換した患者の変換画像26を生成する(S29)。

【0045】

患者の変換画像26及びボクセル投影像20の照合画像を生成し、医療スタッフによる目視判断又は画像の自動解析により二つの像が一致しているか否かについて判断される(S30)。そして、照合結果が一致していれば(S30 Yes)、銃口36から治療ビーム35が照射され(S31)、不一致であれば(S30 No)、ベッド移動部33を再駆動し、(S26)から(S30)までのフローを再実行する(END)。

40

【0046】

以上述べた少なくともひとつの実施形態の放射線治療装置によれば、較正体をX線撮影して作成した投影像の変換パラメータを用いることにより、X線撮影部による患者のX線投影像とボクセルデータから再構成したボクセル投影像との整合性を向上させて、病巣に対する治療ビームの照射精度を向上させることが可能となる。

【0047】

50

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。

【0048】

以上説明した放射線治療装置の制御コンピュータは、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。

10

【0049】

また放射線治療装置の制御コンピュータ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。

20

【0050】

また、本実施形態に係る放射線治療装置の制御コンピュータ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、装置10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。

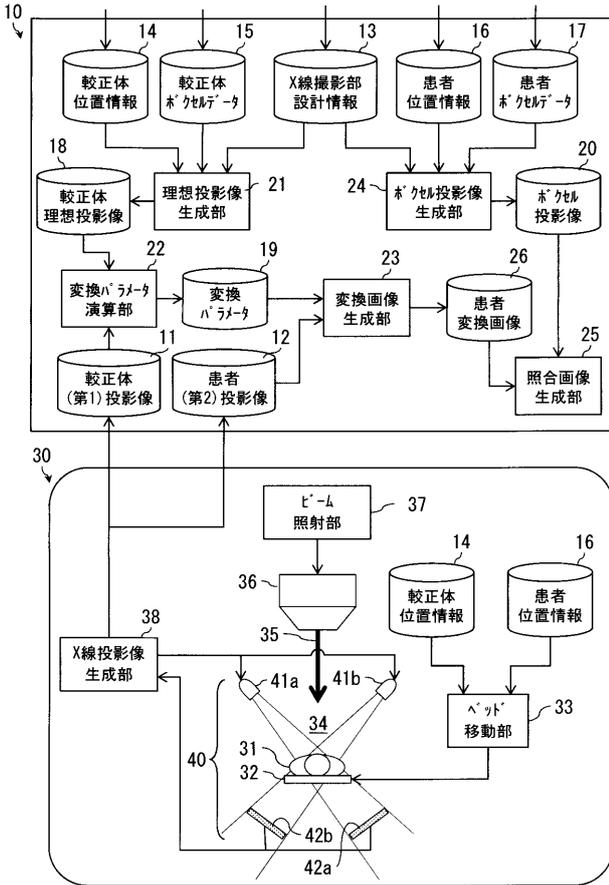
【符号の説明】

【0051】

10 ... 制御コンピュータ、11 ... 第1投影像、12 ... 第2投影像、13 ... X線撮影部の設計情報、14 ... 較正体の位置情報、15 ... 較正体のボクセルデータ、16 ... 患者の位置情報、17 ... 患者のボクセルデータ、18 ... 較正体の理想投影像、19 ... 変換パラメータ、20 ... 患者のボクセル投影像、21 ... 理想透視像生成部、22 ... 変換パラメータの演算部、23 ... 変換画像生成部、24 ... ボクセル投影像生成部、25 ... 照合画像生成部、26 ... 患者の変換画像、30 ... 放射線照射部、31 ... 患者、32 ... ベッド、33 ... ベッド移動部、34 ... 照射領域、35 ... 治療ビーム、36 ... 銃口、37 ... ビーム照射部、38 ... X線投影像生成部、40 ... X線撮影部、41 (41a, 41b) ... X線発生部、42 (42a, 42b) ... X線受像部。

30

【 図 1 】



【 図 2 】

$$\lambda \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} = p \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$P_i = P_0 \exp\{-\oint \mu(l, P) dl\} \quad (2)$$

$$I'(u', v') = I(u, v) \quad (3)$$

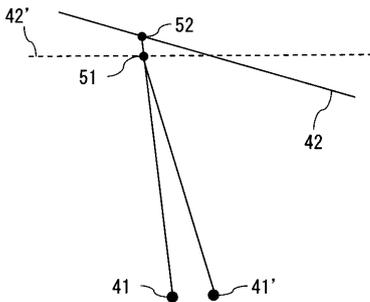
$$\begin{cases} u' = f_x(u, v) \\ v' = f_y(u, v) \end{cases} \quad (4)$$

$$\begin{cases} \lambda \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} = p \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \\ \lambda' \begin{pmatrix} u' \\ v' \\ 1 \end{pmatrix} = p' \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \end{cases} \quad (5)$$

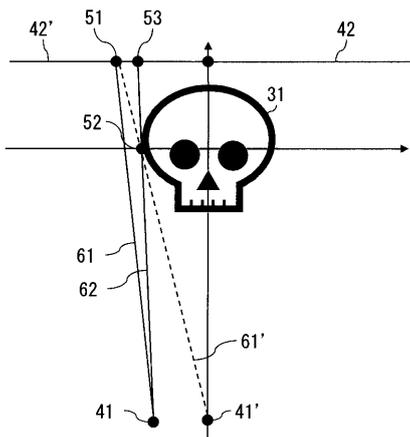
$$\lambda' \begin{pmatrix} u' \\ v' \\ 1 \end{pmatrix} = H(\lambda) \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} \quad (6)$$

$$\lambda' \begin{pmatrix} u_d' \\ v_d' \\ 1 \end{pmatrix} = H(\lambda_d) \begin{pmatrix} u_d \\ v_d \\ 1 \end{pmatrix} \quad (7)$$

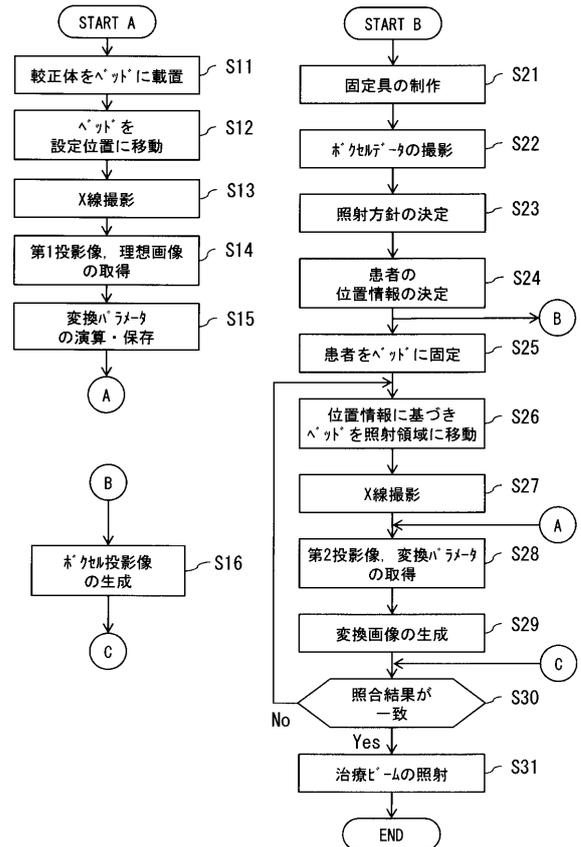
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 田口 安則

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 武口 智行

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 森 慎一郎

千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 国立研究開発法人 放射線医学総合研究所内

(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 AA01 AC01 AE01 AJ07 AN05 AP07