

(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2019-72393

(P2019-72393A)

(43) 公開日 令和1年5月16日(2019.5.16)

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

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2017-202369 (P2017-202369)
 (22) 出願日 平成29年10月19日(2017.10.19)

(71) 出願人 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 110001829
 特許業務法人開知国際特許事務所
 (72) 発明者 藤井 祐介
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 株式会社日立製作所
 内
 Fターム(参考) 4C082 AA01 AC05 AE01 AG09 AG12
 AG43 AJ08 AJ20 AN02 AP03
 AP07 AR12

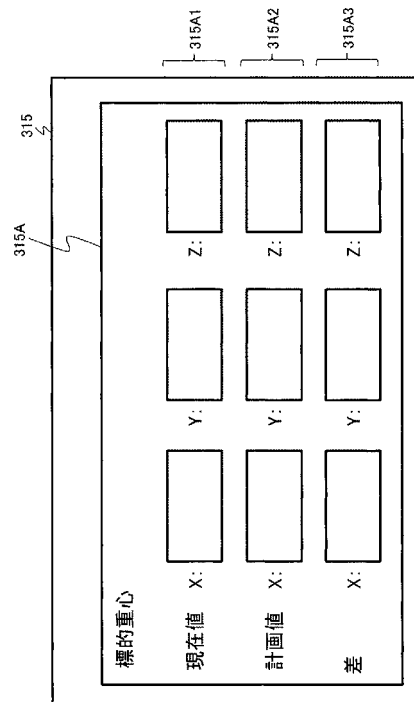
(54) 【発明の名称】 放射線治療装置

(57) 【要約】

【課題】マーカを用いた治療において、治療直前の患者体内の構造を従来に比べてより効率良く確認することができ、患者を計画位置に設置するのに要する時間を短縮することが可能な放射線治療装置を提供する。

【解決手段】粒子線治療装置1は、治療計画の作成時に撮像した治療計画CT画像の中のマーカ61の位置と粒子線の照射直前CT画像の中のマーカ61の位置との位置関係、および治療計画CT画像の中の標的47の位置と照射直前CT画像の中の標的47の位置との位置関係を算出する算出装置316Bと、算出装置316Bで算出された治療計画CT画像と照射直前CT画像における標的47およびマーカ61の位置関係を表示する表示装置315と、を備えた。

【選択図】 図9



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

標的に対して放射線を照射する放射線治療装置であって、
治療計画の作成時に撮像した治療計画CT画像の中のマーカの位置と前記放射線の照射直前CT画像の中のマーカの位置との位置関係、および前記治療計画CT画像の中の標的の位置と前記照射直前CT画像の中の標的の位置との位置関係を算出する算出装置と、
前記算出装置で算出された前記治療計画CT画像と前記照射直前CT画像における標的およびマーカの位置関係を表示する表示装置と、を備えた
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、
前記算出装置は、前記マーカを基準として、前記標的の重心の位置関係を算出する
ことを特徴とする放射線治療装置。

10

【請求項 3】

請求項 1 に記載の放射線治療装置において、
前記位置関係の表示では、前記治療計画CT画像と前記照射直前CT画像におけるマーカの位置を一致させて、前記治療計画CT画像と前記照射直前CT画像のそれぞれに対応する前記標的の形状を重ねて表示する
ことを特徴とする放射線治療装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の放射線治療装置において、
前記位置関係の表示では、前記標的の形状の差分を強調表示する
ことを特徴とする放射線治療装置。

20

【請求項 5】

請求項 3 に記載の放射線治療装置において、
前記位置関係の表示では、前記標的の形状の差分を予め定めた閾値と比較し、前記差分が前記閾値を超えると判定されたときは、前記閾値を超えた差分を強調表示する
ことを特徴とする放射線治療装置。

【請求項 6】

請求項 4 または 5 に記載の放射線治療装置において、
前記強調表示では、画面上に文字を表示するとともに、色を変えて表示する
ことを特徴とする放射線治療装置。

30

【請求項 7】

請求項 1 に記載の放射線治療装置において、
前記算出装置は、前記治療計画CT画像と前記照射直前CT画像におけるマーカの位置を一致させて、前記治療計画CT画像と前記照射直前CT画像のそれぞれにおける前記標的や正常臓器の照射方向の手前側および / または奥側の境界までの水等価厚とその差分を求め、

前記表示装置では、前記治療計画CT画像と前記照射直前CT画像の前記水等価厚の差分を表示する
ことを特徴とする放射線治療装置。

40

【請求項 8】

請求項 1 に記載の放射線治療装置において、
前記算出装置は、前記マーカと前記標的との位置関係に基づいて、前記標的を有する患者を載せるベッドの移動量を算出する
ことを特徴とする放射線治療装置。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の放射線治療装置において、
前記マーカおよび前記標的をX線により複数の方向から撮像するX線透視装置を更に備え、

50

前記算出装置は、前記 X 線透視装置によって取得した X 線画像から画像再構成を行い、前記照射直前 CT 画像としてコーンビーム CT 画像を生成することを特徴とする放射線治療装置。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の放射線治療装置において、

前記 X 線透視装置によって取得した X 線画像から患者内の前記標的の 3 次元位置を認識する認識装置を更に備え、

前記算出装置は、前記 X 線透視装置によって取得した X 線画像の中から、前記認識装置によって認識した標的の位置が動体追跡治療の治療放射線照射条件を満たす画像から画像再構成を行う

10

ことを特徴とする放射線治療装置。

【請求項 11】

請求項 9 に記載の放射線治療装置において、

患者内の標的の位置が動体追跡治療の治療放射線照射条件を満たすときに前記標的に放射線を照射するよう制御する治療放射線制御装置を更に備えた

ことを特徴とする放射線治療装置。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の放射線治療装置において、

前記治療放射線制御装置は、前記マーカと前記標的との位置関係に基づいて、前記治療放射線照射条件を変更する

20

ことを特徴とする放射線治療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、陽子線や炭素線等の粒子線または X 線等の放射線を患部に照射する放射線治療装置に関する。

【背景技術】

【0002】

放射線治療の患者位置決めにおいて必要とされる、治療放射線照射状態での標的や放射線通過領域、及び危険臓器の位置関係を把握可能な画像を取得することができる放射線治療システムの一例として、特許文献 1 には、回転しながら複数の方向から被検体に X 線を照射し X 線撮影する X 線撮影装置と、X 線撮影装置によって取得した X 線画像から被検体内の標的の 3 次元位置を認識する標的認識装置と、X 線撮影装置によって取得した X 線画像の中から、標的認識装置によって認識した標的の位置が動体追跡治療の治療放射線照射条件を満たす画像を選択して画像再構成を行い、コーンビーム CT 画像を生成する CT 画像生成装置と、を備える放射線治療システムが記載されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2015 - 29793 号公報

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

癌などの患者の患部に陽子線などの放射線を照射する治療方法が知られている。この治療方法に用いる放射線治療装置は、例えば陽子線の場合、加速器及びビーム輸送系からなるビーム発生装置、照射野形成装置、及び X 線透視装置と患者ベッドからなる位置決め装置を備えている。

【0005】

加速器で加速された粒子線は、ビーム輸送系を経て照射野形成装置に達し、この照射野形成装置によってモニタされ、かつ患者の患部の形に合うよう整形される。

50

【 0 0 0 6 】

陽子線や炭素線等の粒子線は、停止する直前にエネルギーの大部分を放出する特性を有しており、その結果得られる線量分布の形はブラッグピークと呼ばれている。粒子線治療装置は、この特性を利用し、粒子線のエネルギーを選択することで粒子線を照射目標で停止させてエネルギーの大部分を患部に放出する。

【 0 0 0 7 】

放射線治療装置を用いて、患者の患部に向けて陽子線を照射し、患部に合致した形状の線量分布を形成するためには、患者を計画通りの位置に設置することが重要である。

【 0 0 0 8 】

患者の位置を計画した位置に精度良く設置するため、治療直前の標的と標的周囲の位置や形状を確認する方法として、上述の特許文献 1 に記載されたようなコーンビーム CT 装置により 3 次元 X 線 CT 画像（以下、コーンビーム CT 画像と記載）を取得する方法がある。

10

【 0 0 0 9 】

これは、計画用に取得した 3 次元 X 線 CT 画像（以下、計画 CT 画像と記載）上には、アイソセンタと呼ばれる照射の基準点が指定されており、コーンビーム CT 画像と計画 CT 画像が一致するように患者の位置を動かすことで、患者を位置精度良く設置することができるものである。

【 0 0 1 0 】

放射線治療では、呼吸などで動く臓器を照射する場合に標的に集中して陽子線を照射するため、患部などの標的近傍に設置したマーカが、計画した位置に来たときのみ陽子線を照射する方法がある。

20

【 0 0 1 1 】

コーンビーム CT 画像の撮影では、患者の周りを 1 r p m 程度の速度で X 線透視装置が回転する。CT 画像の再構成には 1 8 0 度分以上の方向からの X 線画像が必要となるため、撮影時間は 3 0 秒以上が必要である。

【 0 0 1 2 】

特に、呼吸などで動く臓器の撮像では、標的が撮像中に動くため、特許文献 1 では、標的またはマーカの位置を計測しながら X 線画像を取得し、標的またはマーカが計画位置にあるときの X 線画像のみを使用して CT 画像を作成する方法が開示されている。

30

【 0 0 1 3 】

以上のようにして取得したコーンビーム CT 画像は、計画 CT 画像と比較して表示することで患者の設置位置を決めるために使用されている。

【 0 0 1 4 】

標的近傍に設置したマーカが計画位置にきたときのみ照射する場合、コーンビーム CT 画像を使用することにより、マーカの位置と標的の位置の両方を確認することができる。

【 0 0 1 5 】

ここで、計画 CT 画像におけるマーカと標的の位置とコーンビーム CT におけるマーカと標的の位置の比較、確認は、従来は、コーンビーム CT 画像と計画 CT 画像を重ね合わせて表示することで、操作者がその違いを目視により確認していた。

40

【 0 0 1 6 】

本発明は、マーカを用いた治療において、治療直前の患者体内の構造を従来に比べて効率良く確認することができ、患者を計画位置に設置するのに要する時間を短縮することが可能な放射線治療装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 7 】

本発明は、上記課題を解決する手段を複数含んでいるが、その一例を挙げるならば、標的に対して放射線を照射する放射線治療装置であって、治療計画の作成時に撮像した治療計画 CT 画像の中のマーカの位置と前記放射線の照射直前 CT 画像の中のマーカの位置との位置関係、および前記治療計画 CT 画像の中の標的の位置と前記照射直前 CT 画像の中

50

の標的の位置との位置関係を算出する算出装置と、前記算出装置で算出された前記治療計画ＣＴ画像と前記照射直前ＣＴ画像における標的およびマーカの位置関係を表示する表示装置と、を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【００１８】

本発明によれば、マーカと標的の位置の確認における操作者の操作量を従来に比べて削減することができるため、治療直前の患者体内の構造を従来に比べて効率良く確認することができ、患者を計画位置に設置するのに要する時間を短縮することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１９】

【図１】本発明の一実施例の粒子線治療装置の全体構成の概略を示す図である。

【図２】本実施例の粒子線治療装置における照射野形成装置の概略を示す図である。

【図３】本実施例の粒子線治療装置による粒子線照射での最大エネルギーのスポット配置を示す図である。

【図４】本実施例の粒子線治療装置による粒子線照射での２番目のエネルギーのスポット配置を示す図である。

【図５】本実施例の粒子線治療装置における位置決めシステムの概略を示す図である。

【図６】本実施例の粒子線治療装置による治療計画を立案する流れを説明するフロー図である。

【図７】本実施例の粒子線治療装置による粒子線を照射する流れを説明するフロー図である。

【図８】本実施例の粒子線治療装置における位置決めの流れを説明するフロー図である。

【図９】本実施例の粒子線治療装置におけるベクトルの表示画面の一例を示す図である。

【図１０】本実施例の粒子線治療装置における計画ＣＴとコーンビーム画像での標的とを重ねて表示する表示画面の一例を示す図である。

【図１１】本実施例の粒子線治療装置における計画ＣＴとコーンビーム画像での標的との差分を強調表示する表示画面の一例を示す図である。

【図１２】本実施例の粒子線治療装置における水等価厚を表示する表示画面の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００２０】

本発明の好適な一実施例である粒子線治療装置について、図１乃至図１２を用いて説明する。

【００２１】

本実施例では、放射線治療装置の一種として陽子線や炭素線等の粒子線を用いる粒子線治療装置を例に説明するが、Ｘ線を用いるＸ線治療装置に対しても本発明を適用することで同様の効果が得られる。

【００２２】

最初に、図１を用いて粒子線治療装置の全体構成について説明する。図１は粒子線治療装置の全体構成の概略を示す図である。

【００２３】

図１において、標的４７に対して粒子線を照射する粒子線治療装置１は、荷電粒子ビーム発生装置１１、高エネルギービーム輸送系２０、回転装置２１、中央制御装置３１２、メモリ３１３、照射制御システム３１４、表示装置３１５、位置決め制御システム３１６、照射野形成装置（照射装置）４０、ベッド５０、Ｘ線透視装置５１、治療計画装置５０１を備えている。

【００２４】

荷電粒子ビーム発生装置１１は、イオン源１２、前段加速器１３、粒子ビーム加速装置１４から構成される。本実施例では、粒子ビーム加速装置１４としてシンクロトロン型の粒子ビーム加速装置を想定しているが、粒子ビーム加速装置１４としてサイクロトロン等

10

20

30

40

50

、他の様々な粒子ビーム加速装置を用いることができる。

【0025】

シンクロトロン型の粒子ビーム加速装置14は、図1に示すように、その周回軌道の上に偏向電磁石15、加速装置16、出射用の高周波印加装置17、出射用デフレクタ18、および4極電磁石(図示省略)を備える。

【0026】

図1を用いて、粒子ビームが、シンクロトロン型の粒子ビーム加速装置14を利用した荷電粒子ビーム発生装置11から発生し、患者へ向けて出射されるまでの経過を説明する。

【0027】

イオン源12より供給された粒子は、前段加速器13にて加速され、ビーム加速装置であるシンクロトロンへと送られる。シンクロトロン内を周回する粒子ビームは、加速装置16を通過する周期に同期させて加速装置16に設けられた高周波加速空洞(図示省略)から高周波が印加され、加速される。このようにして粒子ビームが所定のエネルギーに達するまで加速される。

【0028】

所定のエネルギー(例えば70~250MeV)まで粒子ビームが加速された後、中央制御装置312より、照射制御システム314を介して出射開始信号が出力されると、高周波印加装置17に設置された高周波印加電極から高周波電源19からの高周波電力がシンクロトロン内を周回している粒子ビームに印加され、粒子ビームがシンクロトロンから出射される。

【0029】

高エネルギービーム輸送系20は、シンクロトロンと照射野形成装置40とを連絡しており、取り出された粒子ビームは、高エネルギービーム輸送系20を介して回転装置21に設置された照射野形成装置40まで導かれる。

【0030】

回転装置21は、患者30の任意の方向からビームを照射するためにあって、ガントリーと呼ばれる筒状の構造物に搭載されており、装置全体が回転することで患者30の設置されたベッド50の周囲どの方向へも回転することができる。

【0031】

照射野形成装置40は、最終的に患者30へ照射する粒子ビームの形状を整形する装置であり、その構造は照射方式により異なる。散乱体法とスキャニング法が、代表的な照射方式であり、本発明はどちらの照射方式でも有効である。本実施例はスキャニング法を用いて説明する。

【0032】

スキャニング法は、高エネルギービーム輸送系20から輸送された細いビームをそのまま標的へ照射し、これを3次元的に走査することで、最終的に標的のみに高線量領域を形成することができる。

【0033】

X線透視装置51とベッド50は位置決め制御システム316を介して表示装置315と中央制御装置312と繋がっている。

【0034】

X線透視装置51は、それぞれ2台のX線発生装置とX線検出装置から構成されており、患者30の体内を透視したX線透視画像を二つの直交する方向から撮影することができる。このX線透視画像は、患者30内のマーカ61(図2参照)の位置を検出するためにマーカ61および標的47(図2参照)をX線により複数の方向から撮像するものであり、粒子線照射前の位置決めと、粒子線照射中の標的位置の計測に用いられる。

【0035】

位置決め制御システム316は、X線透視装置51によって撮像されたX線透視画像から、粒子ビーム照射時のベッド50の位置を決定するための処理を実行するシステムであ

10

20

30

40

50

り、認識装置 3 1 6 A および算出装置 3 1 6 B を備えている。

【 0 0 3 6 】

認識装置 3 1 6 A は、X 線透視装置 5 1 によって取得した X 線画像から患者 3 0 内の標的 4 7 の 3 次元位置を認識する。

【 0 0 3 7 】

算出装置 3 1 6 B は、治療計画の作成時に 3 次元撮像装置 7 0 0 によって撮像され、データサーバ 6 0 0 に保存されている治療計画 C T 画像の中のマーカ 6 1 の位置と粒子線の照射直前 C T 画像の中のマーカ 6 1 の位置との位置関係を算出する。また、算出装置 3 1 6 B は、治療計画 C T 画像の中の標的 4 7 の位置と照射直前 C T 画像の中の標的 4 7 の位置との位置関係を算出する。この際、マーカ 6 1 の位置を基準として、標的 4 7 の重心の位置関係を算出する。

10

【 0 0 3 8 】

算出装置 3 1 6 B は、算出した位置関係に基づいて、標的 4 7 を有する患者 3 0 を載せるベッド 5 0 の移動量を算出する。

【 0 0 3 9 】

マーカ 6 1 の位置関係や標的 4 7 の位置関係を算出するために、算出装置 3 1 6 B は、X 線透視装置 5 1 によって取得した X 線画像から画像再構成を行い、照射直前 C T 画像としてコーンビーム C T 画像を生成する。この際、算出装置 3 1 6 B は、X 線透視装置 5 1 によって取得した X 線画像の中から、認識装置 3 1 6 A によって認識した標的 4 7 の位置が所定の範囲内（照射許可領域、動体追跡治療の治療粒子線照射条件）にあるときに撮像された X 線画像から画像再構成を行う。

20

【 0 0 4 0 】

更には、算出装置 3 1 6 B は、治療計画 C T 画像と照射直前 C T 画像におけるマーカ 6 1 の位置を一致させて、その際の治療計画 C T 画像と照射直前 C T 画像のそれぞれにおける標的 4 7 や正常臓器の照射方向の手前側および / または奥側の境界までの水等価厚とその差分を求める。

【 0 0 4 1 】

表示装置 3 1 5 は、位置決め制御システム 3 1 6 の算出装置 3 1 6 B で算出された治療計画 C T 画像と照射直前 C T 画像における標的 4 7 およびマーカ 6 1 の位置関係を表示する。この表示装置 3 1 5 では、算出装置 3 1 6 B で標的 4 7 や正常臓器の照射方向の手前側および / または奥側の境界までの水等価厚とその差分を求めた場合には、その水等価厚とその差分を表示することが可能である。

30

【 0 0 4 2 】

以上の認識装置 3 1 6 A および算出装置 3 1 6 B の処理の詳細や、表示装置 3 1 5 で表示される表示画面の詳細は後述する。

【 0 0 4 3 】

図 2 を使って、照射野形成装置 4 0 内の機器のそれぞれの役割と機能とを簡単に述べる。図 2 は、スキャニング法に対応した照射野形成装置 4 0 の構成を示す図である。

【 0 0 4 4 】

照射野形成装置 4 0 は、上流側から二つの走査電磁石 4 1 , 4 2 、線量モニタ 4 3 、ビーム位置モニタ 4 4 を備える。線量モニタ 4 3 はモニタを通過した粒子ビームの量を計測する。ビーム位置モニタ 4 4 は、粒子ビームが通過した位置を計測することができる。これら線量モニタ 4 3 およびビーム位置モニタ 4 4 からの情報により、計画通りの位置に、計画通りの量のビームが照射されていることを、照射制御システム 3 1 4 が管理することが可能となる。

40

【 0 0 4 5 】

荷電粒子ビーム発生装置 1 1 から高エネルギービーム輸送系 2 0 を経て輸送された細い粒子ビームは、走査電磁石 4 1 , 4 2 によりその進行方向が偏向される。これらの走査電磁石 4 1 , 4 2 は、ビーム進行方向と垂直な方向に磁力線が生じるように設けられており、例えば図 2 では、走査電磁石 4 1 は走査方向 4 5 の方向にビームを偏向させ、走査電磁

50

石 4 2 は走査方向 4 5 に垂直な方向にビームを偏向させる。これらの二つの電磁石を利用することで、ビーム進行方向と垂直な面内において任意の位置にビームを移動させることができ、標的 4 7 へのビーム照射が可能となる。

【 0 0 4 6 】

ここで、照射制御システム 3 1 4 は、患者 3 0 内の標的 4 7 の位置が照射許可領域内に存在するときに標的 4 7 に粒子線を照射する制御、いわゆる動体追跡制御を実行する。この照射制御システム 3 1 4 は、マーカ 6 1 と標的 4 7 との位置関係から、照射許可領域を変更することが可能である。

【 0 0 4 7 】

また、照射制御システム 3 1 4 は、走査電磁石磁場強度制御装置 4 9 を介して、走査電磁石 4 1 , 4 2 に流す電流の量を制御する。走査電磁石 4 1 , 4 2 には、走査電磁石用電源 4 8 より電流が供給され、電流量に応じた磁場が励起されることでビームの偏向量を自由に設定できる。粒子ビームの偏向量と電流量との関係は、あらかじめテーブルとして中央制御装置 3 1 2 の中のメモリ 3 1 3 に保持されており、それを参照する。

10

【 0 0 4 8 】

スキャンニング法のビームの走査方式は二通りある。一つは照射位置の移動と停止を繰り返す離散的な方式、もう一つは連続的に照射位置を変化させる方式である。

【 0 0 4 9 】

離散的な方式では、まず、照射位置をある点に留めたまま、規定量のビームが照射される。この点のことをスポットと呼ぶ。規定量のビームがスポットへ照射されたら、続いて、一時的にビームの照射を停止させた後、次の位置へ照射できるように走査電磁石の電流量が変更される。電流量が変更され、次の照射位置に移動後、再びビームを照射させる。

20

【 0 0 5 0 】

照射位置を連続的に移動させる方式は、ビームを照射したまま照射位置を変化させる。すなわち、電磁石の励磁量を連続的に変化させながら、照射野内全体を通過するようにビームを照射しながら移動させる。この方法における照射位置ごとの照射量の変化は、走査速度がビームの電流量、あるいはその両方を変調させることで実現する。

【 0 0 5 1 】

離散的な方式による照射の概念図を図 3 に示す。図 3 は、立方体の標的 4 7 を照射する例である。粒子ビームは、進行方向におけるある位置で停止し、その停止位置にエネルギーの大部分を付与するため、ビームの停止する深さが標的 4 7 内または標的 4 7 近傍となるようにエネルギーが調整される。図 3 では、同一エネルギーで照射される面 8 2 付近で停止するエネルギーのビームが選ばれている。この面上に、離散的なビーム照射位置（スポット）がスポット間隔 8 3 で配置されている。一つのスポットで規定量を照射すると、次のスポットへ移動する。スポット 8 4 は、スポット 8 4 を照射するビームの軌跡 8 5 を通るビームで照射される。標的 4 7 内に配置された同一エネルギーのスポットを順次照射し終わると、標的 4 7 内の他の深さ位置を照射するために、ビームを停止させる深さが変更される。

30

【 0 0 5 2 】

ビームの停止する深さを変化させるためには、患者 3 0 に照射するビームのエネルギーを変化させる。エネルギーを変化させる方法の一つは、粒子ビーム加速装置、すなわち本実施例においてはシンクロトロンを設定を変更することである。粒子はシンクロトロンにおいて設定されたエネルギーになるまで加速されるが、この設定値を変更することで患者 3 0 に入射するエネルギーを変更することができる。この場合、シンクロトロンから取り出されるエネルギーが変化するため、高エネルギービーム輸送系 2 0 を通過する際のエネルギーも変化し、高エネルギービーム輸送系 2 0 の設定変更も必要になる。

40

【 0 0 5 3 】

図 3 の例では、同一エネルギーで照射される面 8 2 に相当する領域に主にエネルギーを付与していた。エネルギーを変更することで、例えば図 4 のような状況となる。図 4 では、図 3 で使用したエネルギーよりも低いエネルギーのビームが照射される。そのため、ビ

50

ームはより浅い位置で停止する。この面を同一エネルギーで照射される面 9 1 で表わす。このエネルギーのビームに対応するスポットの一つであるスポット 9 2 は、スポット 9 2 を照射するビームの軌跡 9 3 を通るビームで照射される。

【 0 0 5 4 】

このように、スポット毎のエネルギー、照射位置、照射量の情報が入力されると、粒子線治療装置 1 は、標的 4 7 に向けて粒子線を照射し、線量分布を形成する。このスポット毎のエネルギー、照射位置、照射量などの情報を決定するのが治療計画装置 5 0 1 である。

【 0 0 5 5 】

図 5 に示すように照射装置の先端部には、X 線検出器 5 3 が 2 台配置されている。また、回転装置内には、2 台の X 線発生器 5 2 が配置されている。X 線発生器 5 2 からの X 線で患者の体内を直交する二つの方向から透視可能である。なお、2 方向の X 線は直行している必要はない。

10

【 0 0 5 6 】

この 2 組の X 線発生器 5 2 と X 線検出器 5 3 からなる X 線透視装置 5 1 を用いることで、粒子線照射前にコーンビーム CT 画像の撮影ができ、また粒子線照射中に標的 4 7 近傍に留置したマーカー 6 1 の位置を計測することができる。

【 0 0 5 7 】

次に、操作者による治療計画立案の流れと治療計画装置 5 0 1 の操作の流れを、図 6 に沿って説明する。図 6 は治療計画装置 5 0 1 の計算内容の流れを示したものである。

20

【 0 0 5 8 】

治療に先立ち、治療計画用の計画 CT 画像が撮像される。治療計画用の計画 CT 画像として最も一般的に利用されるのは 3 次元 X 線 CT 画像である。3 次元 X 線 CT 画像は、CT 装置などの 3 次元撮像装置 7 0 0 により患者の複数の方向から取得した透視画像から、3 次元のデータを再構成することで生成する。撮像された計画 CT 画像は、データサーバ 6 0 0 に保存されている。治療計画装置 5 0 1 は、この計画 CT 画像を利用する。

【 0 0 5 9 】

図 6 において、治療計画装置 5 0 1 は、まず、治療計画の立案が開始されたことを認識 (ステップ S 1 0 1) すると、治療計画装置 5 0 1 の操作者である技師 (または医師) は、マウス等の入力装置を用いて、データサーバ 6 0 0 から対象となる計画 CT データを読み込む。治療計画装置 5 0 1 は、入力装置の操作により、データサーバ 6 0 0 から CT 画像をメモリ上にコピーする (ステップ S 1 0 2)。

30

【 0 0 6 0 】

データサーバ 6 0 0 からメモリへの計画 CT 画像の読み込みが完了し、計画 CT 画像が表示装置 3 1 5 に表示されると、操作者は表示装置 3 1 5 に表示された計画 CT 画像を確認しながら、入力装置を用いて、計画 CT 画像のスライス、すなわち 2 次元 CT 画像ごとに標的 4 7 として指定すべき領域を入力する (ステップ S 1 0 3)。ここで入力すべき標的 4 7 は、腫瘍細胞が存在する、あるいは存在する可能性があるために十分な量の放射線を照射すべきと判断された領域である。これを標的 4 7 と呼ぶ。照射線量を極力抑えるべき正常組織が標的 4 7 の近傍に存在するなど、他に評価、制御を必要とする領域がある場合、操作者はそれら正常組織等の領域も同様に指定する。

40

【 0 0 6 1 】

このステップ S 1 0 3 での領域描画は、過去に描画した領域描画データをもとに治療計画装置 5 0 1 が自動で領域指定してもよい。また、領域描画データをもとに治療計画装置 5 0 1 が自動で描画したものを、操作者が修正して指定することもできる。他にも、MRI に代表される異なるモダリティの画像上で実行されてもよい。

【 0 0 6 2 】

次に操作者は、登録された標的 4 7 に対して照射すべきビームの位置やエネルギーの情報を含む治療計画を作成するため、必要な照射パラメータを設定する (ステップ S 1 0 4)。操作者は、まず、照射方向を設定する。本実施例を適用した粒子線治療装置では、回

50

転装置 2 1 とベッド 5 0 の角度を選択することで、患者の任意の方向からビームの照射を行うことができる。照射方向は一つの標的 4 7 に対して複数設定することが可能である。ある方向からビームが照射される場合、照射時には標的 4 7 の重心位置がアイソセンタ（回転装置 2 1 の回転中心位置）に一致するように位置決めされることが想定される。

【 0 0 6 3 】

他に操作者が決定すべき照射のためのパラメータとしては、ステップ S 1 0 3 で登録した領域に照射すべき線量値（処方線量）と照射回数がある。処方線量は標的 4 7 に照射すべき線量や、正常組織に許容される最大線量が含まれる。

【 0 0 6 4 】

以上のパラメータが決まった後、操作者の指示に従って治療計画装置 5 0 1 が自動で計算を行う（ステップ S 1 0 5）。以下で、治療計画装置 5 0 1 が行う線量計算に係わる内容の詳細に関して説明する。

10

【 0 0 6 5 】

初めに、治療計画装置 5 0 1 は、ビーム照射位置を決定する。本実施例で扱う前述した離散的な走査方式であれば、離散的なスポット位置を算出する。照射位置は標的 4 7 を覆うように設定される。照射方向（回転装置 2 1 とベッド 5 0 の角度）として複数の方向が指定されている場合は、各方向に関して同じ操作を行う。

【 0 0 6 6 】

全ての照射位置が決定されると、治療計画装置 5 0 1 は照射量の最適化計算を開始する。各スポットへの照射量が、ステップ S 1 0 4 で設定された目標の処方線量に近づくように決定される。この計算では、スポットごとの照射量をパラメータとした目標線量からのずれを数値化した目的関数を用いる方法が広く採用されている。目的関数は線量分布が目標とする線量を満たすほど小さな値となるように定義されており、目標関数が最小となるような照射量を反復計算により探索することで、最適とされる照射量を算出する。

20

【 0 0 6 7 】

反復計算が終了すると、最終的に各スポットに必要な照射量が定まる。複数あるスポットの照射順序も、この段階で定まる。通常は図 3 の走査経路 8 6 で示したようにジグザグな経路が設定されるが、走査時間や走査方向を考慮した基準に従って照射順序を並び替えることも可能である。

【 0 0 6 8 】

次に、治療計画装置 5 0 1 は演算処理装置により、最終的に得られたスポット位置とスポット照射量を用いて、線量分布を計算する。計算した線量分布の結果は、表示装置 3 1 5 に表示される（ステップ S 1 0 6）。

30

【 0 0 6 9 】

操作者は、表示装置 3 1 5 に表示された線量分布を確認し、線量分布が目標通りの線量分布となっていなければ、ステップ S 1 0 4 に戻り、新たな領域に線量の制約を加えるなどの設定を変更して、目標通りの線量分布が得られるまでステップ S 1 0 4 からステップ S 1 0 7 を繰り返す（ステップ S 1 0 7）。

【 0 0 7 0 】

ステップ S 1 0 7 において目標通りの線量分布が得られた場合、操作完了となる（ステップ S 1 0 8）。

40

【 0 0 7 1 】

次に、図 7 のフロー図を用いて粒子線照射の全体フローを説明する。図 7 に粒子線治療装置による粒子線を照射する流れを説明するフロー図を示す。

【 0 0 7 2 】

図 7 において、最初に、患者 3 0 が治療室に入室する（ステップ S 2 0 1）。

【 0 0 7 3 】

次いで、患者 3 0 がベッド 5 0 に横になり、本発明の特徴である位置決めを実施する（ステップ S 2 0 2）。

【 0 0 7 4 】

50

本ステップS 2 0 2では、治療計画装置5 0 1が決定した情報を中央制御装置3 1 2が読み込む。位置決めに必要な情報は、中央制御装置3 1 2から位置決め制御システム3 1 6へ送信される。位置決めの詳細なフローについては図8を用いて後述する。

【0075】

次いで、中央制御装置3 1 2は、粒子線を照射する回転装置の角度を設定する（ステップS 2 0 3）。また、照射に必要なスポット毎のエネルギーや照射量などの情報を中央制御装置3 1 2から照射制御システム3 1 4に送信する。

【0076】

次いで、中央制御装置3 1 2は荷電粒子ビーム発生装置1 1と高エネルギービーム輸送系2 0と照射野形成装置4 0を照射制御システム3 1 4と共に制御して粒子線を患者へ向けて照射する（ステップS 2 0 4）。

10

【0077】

本ステップS 2 0 4における粒子線の照射中は、標的4 7近傍に留置したマーカ6 1の位置を連続的に計測する。マーカ6 1の計測には、2方向のX線透視画像を用いる。2台のX線透視装置5 1におけるX線を発生する位置と、X線透視画像上に写ったマーカ6 1の位置を結ぶ2本の直線が交わる点、又は最も接近する点をマーカ6 1の計測位置とする。

【0078】

本ステップでは、そのマーカ6 1の計測位置が照射許可領域内にあるときのみ、粒子線を標的4 7に向けて照射する。照射許可領域は、マーカ6 1の計画位置に対して例えば±2 mmの領域として設定される。マーカ6 1の計画位置は、計画CT画像におけるマーカ6 1の位置である。

20

【0079】

粒子線の照射が完了すると、ステップS 1 0 5において、ガントリーを回転して粒子線を照射する。

【0080】

次いで、中央制御装置3 1 2は、計画したすべての照射方向からの照射が完了したか否かを判定し（ステップS 2 0 5）、完了したと判定されたときは処理をステップS 2 0 6に進めて、患者3 0はベッド5 0から降り治療室から退室する（ステップS 2 0 6）。これに対し、完了していないと判定されたときは処理をステップS 2 0 3に戻し、全ての照射方向からの照射を完了させる。

30

【0081】

次に、図8のフロー図を用いて図7のステップS 2 0 2の位置決め処理の詳細について説明する。図8は本実施例の粒子線治療装置における位置決めの流れを説明するフロー図である。

【0082】

図8において、患者3 0がベッド5 0上で横になり、基準CT画像を撮像したときと同じ姿勢を再現される（ステップS 3 0 1）。両腕の位置や膝を曲げる角度などを、サポート具を用いて再現する。標的4 7の位置がアイソセンタに一致するようなおおよその位置にベッド5 0を移動する。

40

【0083】

おおよその位置へのベッド5 0の移動後、例えば患者3 0が息を吐いた状態で2台のX線透視装置5 1を用いて2つの方向のX線透視画像が取得される（ステップS 3 0 2）。取得したX線透視画像と、計画CT画像から計算により得られる投影画像を比較し、患者の位置が計画位置に設置されるようにベッド5 0を移動させる。

【0084】

ステップS 3 0 2でのベッド5 0の移動後、2台のX線透視装置5 1によってX線撮像を連続的に実行し、標的4 7の近傍にあるマーカ6 1が計画位置の近傍にあることを確認する（ステップS 3 0 3）。例えば、マーカ6 1が計画位置を中心とした±2 mmの領域にあるときに粒子線を照射することから、その領域を照射許可領域と呼ぶ。ここでは、マ

50

ーカ 6 1 が照射許可領域内を通過する時間が十分に長いことを確認する。

【 0 0 8 5 】

次いで、2 台の X 線透視装置 5 1 を用いてコーンビーム CT 画像を撮像する（ステップ S 3 0 4）。コーンビーム CT 画像を取得するため、二つの方向の X 線透視画像を取得しながらガントリーを回転させる。ガントリーは少なくとも 9 0 度分回転させる必要があり、回転角度が多いほど高画質のコーンビーム CT 画像を取得することができる。

【 0 0 8 6 】

X 線透視画像は、二つの方向から取得したものをペアとして記録する。認識装置 3 1 6 A は、二つの画像のそれぞれの中で、マーカ 6 1 が写っている位置をテンプレートマッチングなどにより認識する。X 線発生器 5 2 から X 線が発生する位置とマーカ 6 1 が写った画像上の位置を結ぶ 2 本の直線が交わる、又は最も接近する位置をマーカ 6 1 の位置とする。以上により、ペアで記録された X 線透視画像毎にマーカ 6 1 の位置を記録することができる。認識装置 3 1 6 A はこのマーカ 6 1 の位置が照射許可領域内にある X 線透視画像のみを抽出し、算出装置 3 1 6 B は抽出した X 線透視画像からコーンビーム CT 画像を再構成する。

【 0 0 8 7 】

次いで、算出装置 3 1 6 B によって、計画 CT 上で指定されている標的 4 7 や臓器の情報を取得したコーンビーム CT 画像上に転記する（ステップ S 3 0 5）。この転記は、操作者が画面上でコーンビーム CT 画像上の標的 4 7 と臓器を指定することもできるが、非剛体レジストレーションと呼ばれる手法を用いることもできる。非剛体レジストレーションを用いた手法では、計画 CT からコーンビーム CT への歪みベクトルを算出し、その歪みベクトルに合わせて計画 CT 上の標的 4 7 と臓器を歪めることで、コーンビーム CT 上の標的 4 7 と臓器が指定される。

【 0 0 8 8 】

次いで、算出装置 3 1 6 B によって、計画 CT 上とコーンビーム CT 上のそれぞれで、マーカ 6 1 の座標と、標的 4 7 の重心座標を算出し、マーカ 6 1 の座標を起点とした標的重心座標へのベクトルを算出する（ステップ S 3 0 6）。

【 0 0 8 9 】

次いで、算出装置 3 1 6 B によって、算出されたベクトルの x , y , z のそれぞれの成分を、計画 CT とコーンビーム CT のそれぞれに分けて操作画面上に表示する（ステップ S 3 0 7）。

【 0 0 9 0 】

このステップ S 3 0 7 では、ステップ S 3 0 6 において算出したベクトルを表示装置 3 1 5 の表示画面 3 1 5 A に表示する。この表示画面 3 1 5 A の一例を図 9 に示す。図 9 はベクトルの表示画面の一例を示す図である。

【 0 0 9 1 】

図 9 に示す表示画面 3 1 5 A において、算出された標的 4 7 の重心座標が現在値と記載されている領域 3 1 5 A 1 に表示され、 X , Y , Z のそれぞれが表示される。また、その下の領域 3 1 5 A 2 には、計画 CT 上における計画時の標的 4 7 の重心座標の計画値が表示される。3 段目の領域 3 1 5 A 3 には、軸毎の差分が表示される。

【 0 0 9 2 】

操作者は、図 9 に示すような表示画面 3 1 5 A の領域 3 1 5 A 1 , 3 1 5 A 2 , 3 1 5 A 3 に表示された値が許容範囲内であり、問題ないことを確認した後は、位置決めが完了したと判断し、粒子線の照射開始を中央制御装置 3 1 2 に対して指示する。この指示の入力を受けて、図 7 のステップ S 2 0 4 に示すように、中央制御装置 3 1 2 は粒子線の照射を開始する。

【 0 0 9 3 】

これに対し、より計画時の位置に一致させたいと判断した時は、再びステップ S 3 0 2 でのベッド 5 0 の移動を実施し、その後の位置決め処理を再度実行する。

【 0 0 9 4 】

10

20

30

40

50

なお、ステップ S 3 0 6 において算出するのは重心座標である必要はなく、たとえば標的 4 7 の 3 軸それぞれの中点などとすることができる。

【 0 0 9 5 】

また、ステップ S 3 0 6 において用いる標的 4 7 の情報は点である必要はない。

【 0 0 9 6 】

また、ステップ S 3 0 7 では、コーンビーム CT 画像または計画 CT 画像上にマーカ 6 1 の位置を一致させたうえで、標的 4 7 の形状全体を重ねて描き、差分を強調表示することができる。以下、図 1 0 および図 1 1 を用いてその表示画面 3 1 5 B について説明する。図 1 0 に計画 CT とコーンビーム画像での標的 4 7 を重ねて表示する例を示す。図 1 1 に差分を強調表示する際の画面の一例を示す。

10

【 0 0 9 7 】

そのためには、ステップ S 3 0 6 において、算出装置 3 1 6 B は、治療計画 CT 画像と照射直前 CT 画像におけるマーカ 6 1 の 3 次元位置を一致させて、治療計画 CT 画像と照射直前 CT 画像のそれぞれに対応する標的 4 7 の形状の 3 次元座標位置を演算する。

【 0 0 9 8 】

図 1 0 に示すように、算出装置 3 1 6 B による演算処理の結果、表示装置 3 1 5 では、コーンビーム CT 画像上に治療直前または治療時のマーカ 6 1 と標的輪郭 6 2 が表示される。また、計画 CT 画像上の標的輪郭 6 0 が、マーカ 6 1 の位置がコーンビーム CT 画像のマーカ 6 1 の位置に一致するように、マーカ 6 1 の位置と標的輪郭の相対関係を保って転記した状態で表示される。

20

【 0 0 9 9 】

さらに、表示画面 3 1 5 B では、コーンビーム CT での標的輪郭 6 2 と計画 CT での標的輪郭 6 0 の重なり合わない差分 6 4 が、図 1 0 の中で塗潰された部分として強調表示される。

【 0 1 0 0 】

また、標的 4 7 以外の正常臓器の形状についても重ねて表示させて、その差分を表示することで、正常臓器が計画時と同じ位置にあることを確認することができる。

【 0 1 0 1 】

更に、計画 CT 画像とコーンビーム CT 画像の値の差分について予め複数の閾値を設けておき、求めた差分が閾値を超える場合には、図 1 1 に示すように、操作画面上に文字と色の違いで差異が大きいことを表示することができる。例えば、表示画面 3 1 5 C では、差分が閾値を下回っている部分については差分 6 4 A として表示し、閾値を超えている部分については差分 6 4 B として表示するとともに、警告表示 6 5 を表示する。文字と色は閾値毎に異なるものを用いることが好ましい。

30

【 0 1 0 2 】

また、ステップ S 3 0 7 では、マーカ 6 1 の位置を基準として一致させた場合に、照射方向から見た標的 4 7 や正常臓器の手前側または奥側の境界までの水等価厚について、コーンビーム CT 画像と計画 CT 画像の差分を表示することも可能である。粒子線では特に水等価厚の変化量が重要である。

【 0 1 0 3 】

図 1 2 に、水等価厚の差について表示する例を示す。図 1 2 は紙面手前方向から標的 4 7 に向けて粒子線を照射するときの例である。図 1 2 は水等価厚を表示する表示画面の一例を示す図である。

40

【 0 1 0 4 】

そのためには、ステップ S 3 0 6 において、算出装置 3 1 6 B は、コーンビーム CT での標的輪郭と計画 CT での標的輪郭の差を、粒子線を照射する方向の水等価に換算しておく。その上で、ステップ S 3 0 7 において、換算された水等価のうち、差が大きい場合には濃い色で塗潰して領域 3 1 5 D 1 のように表示し、差が小さい場合には薄い色で塗潰して領域 3 1 5 D 2 のように表示画面 3 1 5 D に表示する。また、差がない場合には塗潰さない。これを、照射方向に対して手前側（浅い側）と奥側（深い側）の両方に対して計算

50

し、それぞれを切り替えて表示する。

【0105】

また、ステップS306において標的47の位置が大きく変化すると演算される場合には、算出装置316Bは、例えば標的47が一致するようにベッド50の移動量を算出し、その値に基づいてベッド50を移動させることもできる。ベッド50を移動させた場合に、照射許可領域とマーカ61の位置が離れる場合には、照射許可領域の位置についてもベッド50の移動量に合わせて移動させることが可能である。

【0106】

また、ステップS304では、コーンビームCT画像を取得する際に得られるマーカ61の軌跡を用いて、認識装置316Aは、マーカ61の軌跡を複数の領域毎に分割し、算出装置316Bは、その分割領域毎にコーンビームCT画像を再構成することができる。

10

【0107】

また、算出装置316Bは、複数の領域ごとに分割した画像を用いてステップS307においてマーカ61基準の標的47の位置を計算することで、分割領域毎のマーカ61と標的47の関係を算出することが可能である。これによれば、算出した結果を基に、マーカ61と標的47の関係が計画時と最も近い分割領域の位置を表示することが可能である。また、その分割領域の中心が、照射許可領域の中心と重なるようにベッド50の移動量を算出し、ベッドを移動させることができる。

【0108】

次に、本実施例の効果について説明する。

20

【0109】

上述した本実施例の粒子線治療装置1は、治療計画の作成時に撮像した治療計画CT画像の中のマーカ61の位置と粒子線の照射直前CT画像の中のマーカ61の位置との位置関係、および治療計画CT画像の中の標的47の位置と照射直前CT画像の中の標的47の位置との位置関係を算出する算出装置316Bと、算出装置316Bで算出された治療計画CT画像と照射直前CT画像における標的47およびマーカ61の位置関係を表示する表示装置315と、を備えている。

【0110】

これによって、マーカ61の位置と標的47の位置が計画時と一致しているか否かを判断するために有意義な情報を操作者が容易に把握することができる形態で提供することができる。このため、標的47の位置を計画時と同等とするために要する時間を従来に比べて短縮することができる。特に動く標的47を照射する際の準備時間を短縮することができる。従って、標的47に対して粒子線を照射する際に、従来に比べてより精度良く短時間で粒子線を標的47に照射することが可能となる。

30

【0111】

また、算出装置316Bは、マーカ61を基準として、標的47の重心の位置関係を算出するため、計画時と照射直前の標的47の位置が一致しているか否かをより正確に求めることができ、標的47の位置をより正確に計画時と一致させることが可能となる。

【0112】

更に、位置関係の表示では、治療計画CT画像と照射直前CT画像におけるマーカ61の位置を一致させて、治療計画CT画像と照射直前CT画像のそれぞれに対応する標的47の形状を重ねて表示することで、標的47のうち、計画時と一致しない領域がある場合には容易にそのズレを確認することができ、標的47の位置を計画時と同等とするために要する時間をより短縮することができる。

40

【0113】

また、位置関係の表示では、標的47の形状の差分を強調表示することにより、治療計画時と治療直前での標的47の位置関係のズレをより明確に把握することができる。

【0114】

更に、位置関係の表示では、標的47の形状の差分を予め定めた閾値と比較し、差分が閾値を超えると判定されたときは、閾値を超えた差分を強調表示することで、治療計画時

50

と治療直前での標的 4 7 の位置関係のズレを更に明確に把握することができる。

【 0 1 1 5 】

また、強調表示では、画面上に文字を表示するとともに、色を変えて表示することによっても、治療計画時と治療直前での標的 4 7 の位置関係のズレを更に明確に把握することができる。

【 0 1 1 6 】

更に、算出装置 3 1 6 B は、治療計画 C T 画像と照射直前 C T 画像におけるマーカ 6 1 の位置を一致させて、治療計画 C T 画像と照射直前 C T 画像のそれぞれにおける標的 4 7 や正常臓器の照射方向の手前側および / または奥側の境界までの水等価厚とその差分を求め、表示装置 3 1 5 では、治療計画 C T 画像と照射直前 C T 画像の水等価厚の差分を表示することで、放射線として粒子線を照射する際に重要な指標となる水等価厚の治療計画時に対する照射直前のズレについても容易に把握することができる。すなわち、マーカ 6 1 の位置と標的 4 7 の位置が計画時と一致しているか否かを水等価厚のズレに依りて判断することができる。例えば、標的 4 7 の位置が計画時と少々ずれが生じている場合であっても、水等価厚が同じであると判断される場合は標的 4 7 の位置は計画時と同等であると判断できる。このため、標的 4 7 の位置が計画時と一致しているか否かの判断材料をより多く提供することができ、標的 4 7 を照射する際の準備時間をより短縮することができる。

10

【 0 1 1 7 】

また、算出装置 3 1 6 B は、マーカ 6 1 と標的 4 7 との位置関係に基づいて、標的 4 7 を有する患者 3 0 を載せるベッド 5 0 の移動量を算出することにより、標的 4 7 の位置を計画時と同等の位置に容易に移動させることができ、標的 4 7 を照射する際の準備時間をより短縮することができる。

20

【 0 1 1 8 】

更に、マーカ 6 1 および標的 4 7 を X 線により複数の方向から撮像する X 線透視装置 5 1 を更に備え、算出装置 3 1 6 B は、X 線透視装置 5 1 によって取得した X 線画像から画像再構成を行い、照射直前 C T 画像としてコーンビーム C T 画像を生成することで、いわゆる動体追跡で利用される装置を用いてマーカ 6 1 の位置と標的 4 7 の位置が計画時と一致しているか否かを判断することができ、新たな装置を追加することなく標的 4 7 を照射する際の準備時間を短縮することが可能となる。

30

【 0 1 1 9 】

また、X 線透視装置 5 1 によって取得した X 線画像から患者 3 0 内の標的 4 7 の 3 次元位置を認識する認識装置 3 1 6 A を更に備え、算出装置 3 1 6 B は、X 線透視装置 5 1 によって取得した X 線画像の中から、認識装置 3 1 6 A によって認識した標的 4 7 の位置が動体追跡治療の治療粒子線照射条件を満たす画像から画像再構成を行うことにより、粒子線を照射するタイミングでの体内構造を反映したコーンビーム C T 画像を取得することができる。これにより、治療粒子線を照射する状態の患者 3 0 により近い状態を 3 次元 C T 画像化 (可視化) することができ、放射線治療の患者位置決めにおいて必要とされる、治療放射線照射状態での標的 4 7 等の位置関係を把握可能な画像を取得することができる。その結果、治療計画通りの精密な患者位置決めが可能となる。

40

【 0 1 2 0 】

更に、患者 3 0 内の標的 4 7 の位置が動体追跡治療の照射許可領域を満たすときに標的 4 7 に粒子線を照射するよう制御する照射制御システム 3 1 4 を更に備えたことで、標的 4 7 に対する治療粒子線の照射精度をより向上させることができる。

【 0 1 2 1 】

また、照射制御システム 3 1 4 は、マーカ 6 1 と標的 4 7 との位置関係に基づいて、照射許可領域を変更することにより、照射許可領域を照射直前の標的 4 7 の位置に依りて設定することが可能となり、標的 4 7 に対する治療粒子線の照射精度をより向上させることができる。

【 0 1 2 2 】

50

<その他>

なお、本発明は上記の実施例に限られず、種々の変形、応用が可能なものである。上述した実施例は本発明を分かりやすく説明するために詳細に説明したものであり、必ずしも説明した全ての構成を備えるものに限定されない。

【0123】

例えば、上述の実施例では、最初にステップS302でX線透視画像を用いてベッドを移動した後にコーンビームCT画像を撮像する例を示したが、X線透視画像の位置合わせをすることなくコーンビームCT画像を取得することもできる。

【0124】

この場合は、コーンビームCT画像取得時に得られるマーカ61の軌跡から、照射許可領域となるべき位置を選択し、選択した位置を基準のマーカ61の位置として、計画時のものとマーカ61と標的47の位置関係を比較する。比較した結果、標的47の位置が一致していれば、選択した位置が照射許可領域と一致するようなベッド50の移動量を算出し、算出した結果に基づいてベッド50を移動させることができる。

10

【0125】

また、治療直前のX線CT画像を取得する手段としてコーンビームCT画像を用いる手法について述べたが、X線CT装置を治療室内に別に置き、その装置にて撮像したデータをコーンビームCT画像の代わりに用いることができる。

【0126】

更に、照射許可領域の大きさと、コーンビームCT画像を再構成するためのマーカ61の領域の大きさとは一貫している必要はない。コーンビームCT画像を再構成するためのマーカ61の領域は、マーカ61の動きの大きさと必要なコーンビームCT画像の画質から適宜調整することが有効である。

20

【符号の説明】

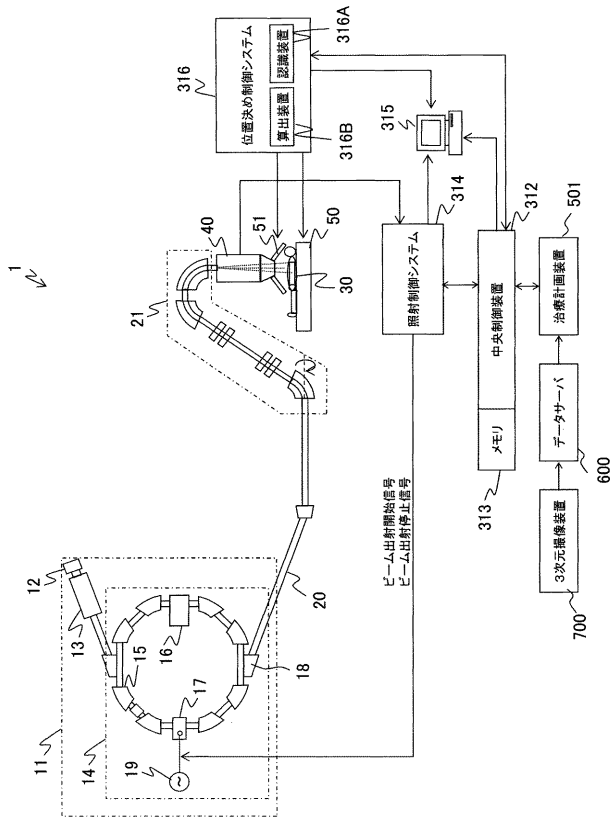
【0127】

- 1 ... 粒子線治療装置
- 3 1 2 ... 中央制御装置
- 3 1 4 ... 照射制御システム（治療粒子線制御装置）
- 3 1 5 ... 表示装置
- 3 1 5 A , 3 1 5 B , 3 1 5 C , 3 1 5 D ... 表示画面
- 3 1 6 ... 位置決め制御システム
- 3 1 6 A ... 認識装置
- 3 1 6 B ... 算出装置
- 4 0 ... 照射野形成装置
- 4 6 ... 患者
- 4 7 ... 標的
- 5 1 ... X線透視装置
- 5 2 ... X線発生器
- 5 3 ... X線検出器
- 6 1 ... マーカ
- 6 2 ... 標的輪郭
- 6 4 , 6 4 A , 6 4 B ... 差分
- 6 5 ... 警告表示
- 5 0 1 ... 治療計画装置
- 7 0 0 ... 3次元撮像装置

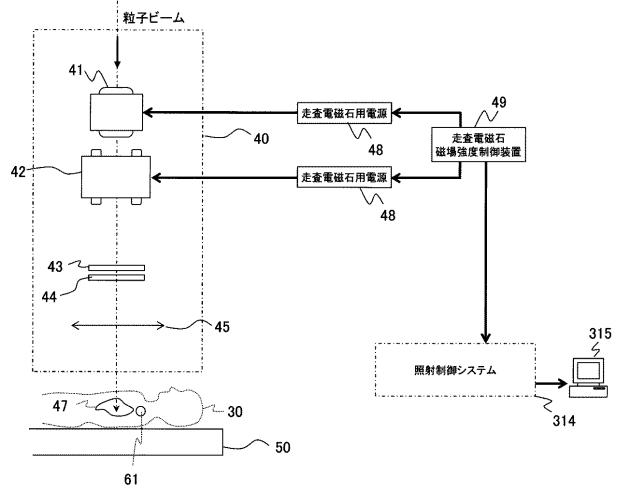
30

40

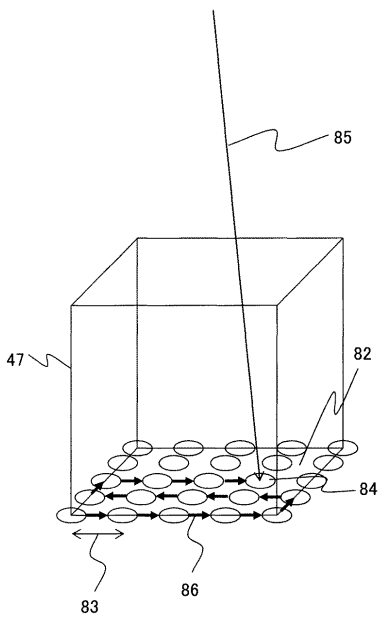
【図 1】



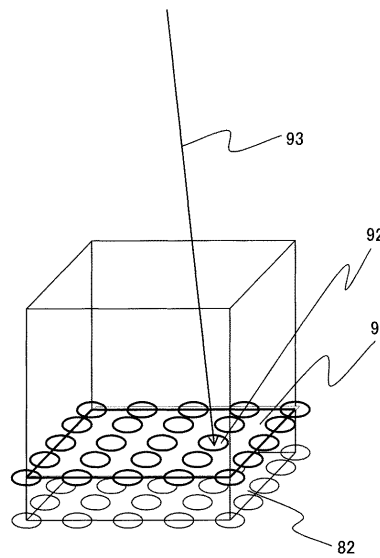
【図 2】



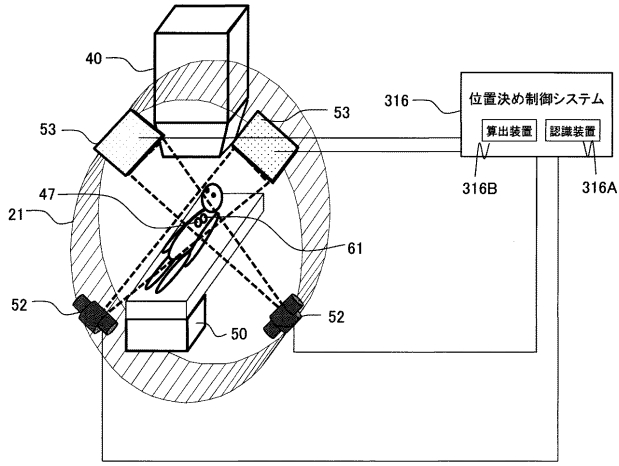
【図 3】



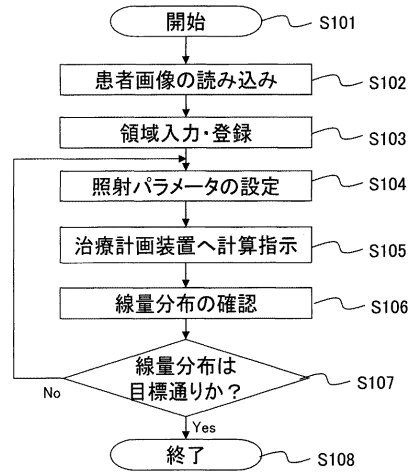
【図 4】



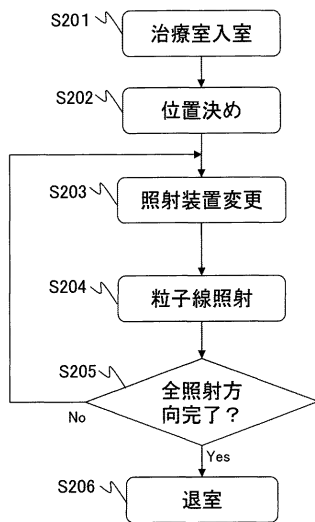
【図5】



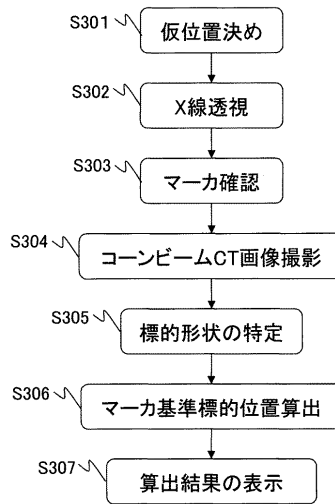
【図6】



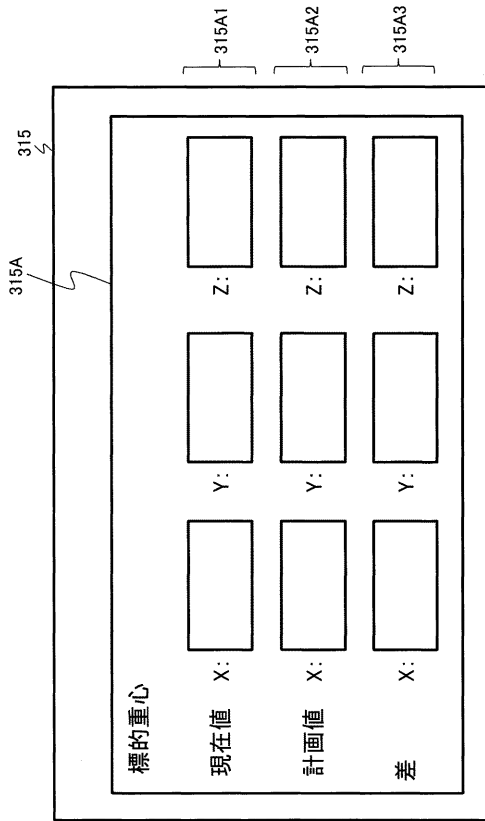
【図7】



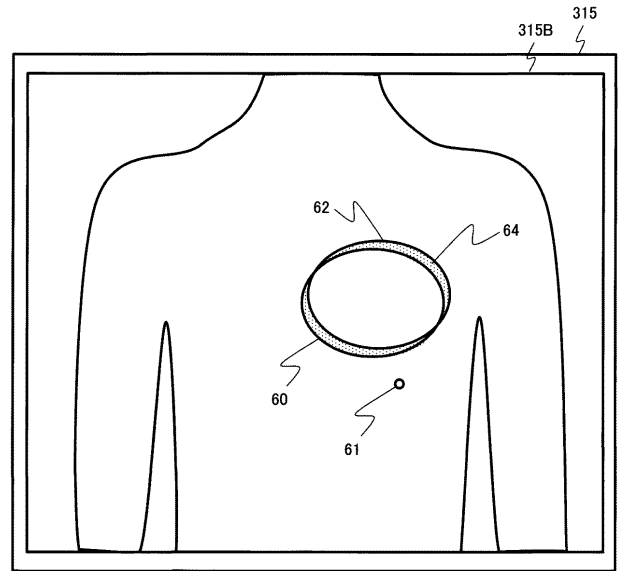
【図8】



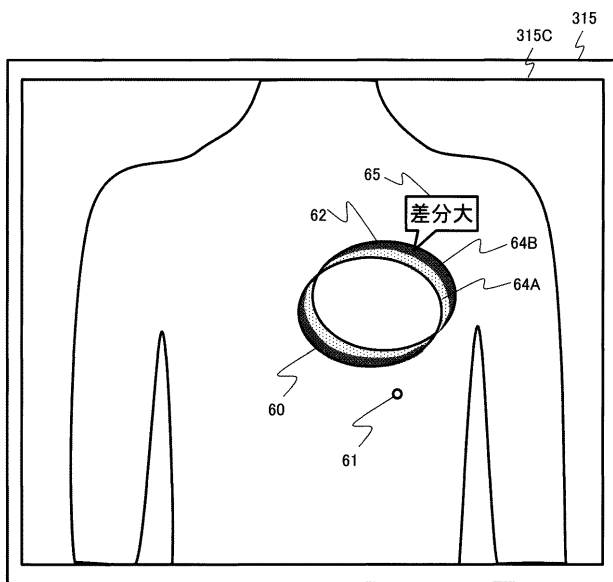
【 图 9 】



【 图 10 】



【 图 11 】



【 图 12 】

