

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5976474号  
(P5976474)

(45) 発行日 平成28年8月23日(2016.8.23)

(24) 登録日 平成28年7月29日(2016.7.29)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 N 5/10 (2006.01)**  
 A 6 1 N 5/10 H  
 A 6 1 N 5/10 P

請求項の数 12 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2012-204767 (P2012-204767)	(73) 特許権者	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
(22) 出願日	平成24年9月18日(2012.9.18)	(74) 代理人	110001829 特許業務法人開知国際特許事務所
(65) 公開番号	特開2014-57738 (P2014-57738A)	(74) 代理人	100077816 弁理士 春日 譲
(43) 公開日	平成26年4月3日(2014.4.3)	(74) 代理人	100156524 弁理士 猪野木 雄一
審査請求日	平成27年6月4日(2015.6.4)	(72) 発明者	藤井 祐介 茨城県日立市大みか町七丁目1番1号 株式会社日立製作所 日立研究所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 粒子線照射システムおよび治療計画装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

荷電粒子ビームを生成して出射する加速器と、  
 前記荷電粒子ビームを走査する走査電磁石を有し、前記荷電粒子ビームを照射標的に照射する照射装置と、  
 前記照射標的の位置を計測する標的監視装置と、  
 前記標的監視装置からの信号に基づき前記照射装置から照射される荷電粒子ビームの照射開始と照射停止を制御するゲート照射を行う制御装置とを備え、  
 前記制御装置は、前記照射標的に前記荷電粒子ビームを照射するための複数の照射位置に対して、照射位置毎に出射許可範囲が設定されており、かつ前記照射標的に設定した標的領域に含まれる複数の部分領域に対して、ある前記部分領域にある照射位置の出射許可範囲と、他の前記部分領域にある照射位置の出射許可範囲の少なくとも1つが異なる値に設定されており、

前記制御装置は、前記複数の照射位置のうちの1つの照射位置に前記荷電粒子ビームを照射するとき、前記照射位置毎に設定した出射許可範囲を用い、前記標的監視装置が計算した前記照射標的の位置が前記1つの照射位置に設定された出射許可範囲の中にあるときは前記荷電粒子ビームの照射を開始し、前記照射標的の位置が前記1つの照射位置に設定された出射許可範囲の外にあるときは前記荷電粒子ビームの照射を停止するよう制御することを特徴とする粒子線照射システム。

【請求項2】

前記制御装置は、前記照射位置が前記照射標的に前記複数の部分領域の1つとして設定した標的領域の境界面から内側と外側に一定の距離の範囲内の領域にあるかどうかに応じて前記出射許可範囲が異なる値に設定されており、前記異なる値に設定された出射許可範囲を用いて前記照射装置から照射される荷電粒子ビームの照射開始と照射停止を制御することを特徴とする請求項1に記載の粒子線照射システム。

【請求項3】

前記制御装置は、前記照射位置が前記照射標的に前記複数の部分領域の1つとして設定した標的領域の境界面から内側と外側に一定の距離の範囲内にありかつ前記荷電粒子ビームの入射方向の反対側の領域にあるかどうかに応じて前記出射許可範囲が異なる値に設定されており、前記異なる値に設定された出射許可範囲を用いて前記照射装置から照射される荷電粒子ビームの照射開始と照射停止を制御することを特徴とする請求項1に記載の粒子線照射システム。

10

【請求項4】

前記制御装置は、前記照射標的の近くに線量の付与を抑える低線量領域が定められている場合に、前記照射位置が前記複数の部分領域の1つとして設定した前記低線量領域の境界面から外側へ一定の距離の範囲内の領域にあるかどうかに応じて前記出射許可範囲が異なる値に設定されており、前記異なる値に設定された出射許可範囲を用いて前記照射装置から照射される荷電粒子ビームの照射開始と照射停止を制御することを特徴とする請求項1に記載の粒子線照射システム。

【請求項5】

20

前記制御装置は、前記複数の照射位置が前記出射許可範囲の大きさ毎に分類してグループ化され、前記グループ毎に前記出射許可範囲が設定されており、前記グループ毎に設定された出射許可範囲に基づいて前記荷電粒子ビームの照射開始と照射停止を制御することを特徴とする請求項1に記載の粒子線照射システム。

【請求項6】

前記照射装置は回転可能なガントリーに設置されており、前記制御装置は、前記照射位置毎に設定された出射許可範囲が、前記ガントリーとともに回転する直交座標系に基づき定義された直方体と回転楕円体のいずれかとなるように設定されており、前記直方体と回転楕円体のいずれかに設定された出射許可範囲を用いて前記照射装置から照射される荷電粒子ビームの照射開始と照射停止を制御することを特徴とする請求項1に記載の粒子線照射システム。

30

【請求項7】

照射標的に設定した複数の照射位置のそれぞれに対して、前記照射標的が出射許可範囲内にあるとき荷電粒子ビームを照射するゲート照射を行う粒子線照射システムに用いる治療計画装置において、

前記複数の照射位置に対して照射位置毎に前記出射許可範囲を設定する演算装置を備え、

前記演算装置は、前記照射標的に設定した標的領域に含まれる複数の部分領域に対して、ある前記部分領域にある照射位置の出射許可範囲と、他の前記部分領域にある照射位置の出射許可範囲の少なくとも1つを異なる値に設定することを特徴とする治療計画装置。

40

【請求項8】

前記演算装置は、前記複数の部分領域の1つとして、前記照射標的に設定した標的領域の境界面から内側と外側に一定の距離の範囲内に第1領域を設定し、前記照射位置が前記第1領域にある場合とそれ以外の領域にある場合とで前記出射許可範囲を異なる値に設定することを特徴とする請求項7記載の治療計画装置。

【請求項9】

前記演算装置は、前記複数の部分領域の1つとして、前記照射標的に設定した標的領域の境界面から内側と外側に一定の距離の範囲内にありかつ前記荷電粒子ビームの入射方向の反対側に第2領域を設定し、前記照射位置が前記第2領域にある場合とそれ以外の領域にある場合とで前記出射許可範囲を異なる値に設定することを特徴とする請求項7記載の

50

治療計画装置。

【請求項 10】

前記演算装置は、前記照射標的の近くに線量の付与を抑える低線量領域が定められており、前記複数の部分領域の1つとして、前記低線量領域の境界面から外側へ一定の距離の範囲内に第3領域を設定し、前記照射位置が前記第3領域ある場合とそれ以外の領域にある場合とで前記出射許可範囲を異なる値に設定することを特徴とする請求項7に記載の治療計画装置。

【請求項 11】

前記演算装置は、前記複数の照射位置を前記出射許可範囲の大きさ毎に分類してグループ化し、前記グループ毎に前記出射許可範囲を設定し、かつ前記照射位置のグループ毎にまとめて照射するよう照射順序を決定することを特徴とする請求項7に記載の治療計画装置。

10

【請求項 12】

前記粒子線照射システムは、回転可能なガントリーに設置された照射装置を備え、前記演算装置は、前記照射位置毎に設定された出射許可範囲を、前記ガントリーとともに回転する直交座標系における直方体と回転楕円体のいずれかとなるように設定することを特徴とする請求項7に記載の治療計画装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、粒子線照射システムおよび治療計画装置に係わり、特に、スキャニング照射法を用いる粒子線照射システムおよび治療計画装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

癌などの患者に対する治療法として荷電粒子ビーム（粒子線）を患部に照射する方法が知られている。荷電粒子ビームを照射する粒子線照射システムは荷電粒子発生装置とビーム輸送系と治療室を備えている。スキャニング照射法を用いる粒子線照射システムでは、荷電粒子ビーム発生装置で加速された荷電粒子ビームはビーム輸送系を経て治療室の照射装置に達し、照射装置の走査電磁石により走査され、患者の体内で患部形状に適した線量分布を形成する。

30

【0003】

ところで、患部などの照射標的が呼吸などで移動すると、予め計画した線量分布を形成することが難しくなる。そこで計画通りの線量分布を形成する方法として、特許文献1はゲート照射と呼ばれる方法を開示している。ゲート照射は、標的が予め決めた位置（出射許可範囲）にある場合に粒子線を照射する方法である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2010-253250号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1に記載のようなゲート照射では、計画通りの線量分布を形成するためには出射許可範囲を小さくする必要がある。出射許可範囲を小さくするほど出射できる時間は短くなり、照射時間（治療時間）が長くなるという課題がある。

40

【0006】

本発明の目的は、スキャニング照射法による粒子線照射システムにおいて、計画通りの線量分布を形成することができ、かつ従来のゲート照射に比べて照射時間（治療時間）を短縮することができる粒子線照射システムおよび治療計画装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

50

## 【 0 0 0 7 】

上記課題を解決するため、本発明では、治療計画装置において、演算装置が照射位置毎に出射許可範囲を定め、スキャニング照射法による粒子線照射システムにおいて、制御装置が、前記治療計画装置の演算装置により定めた照射位置毎の出射許可範囲を用いて、出射許可範囲の大きさを照射位置毎に変更して照射する。治療計画装置の演算部は、照射標的に設定した標的領域に含まれる複数の部分領域に対して、ある部分領域にある照射位置の出射許可範囲と、他の部分領域にある照射位置の出射許可範囲の少なくとも1つを異なる値に設定する。粒子線照射システムの制御装置は、照射標的に設定した標的領域に含まれる複数の部分領域に対して、ある部分領域にある照射位置の出射許可範囲と、他の部分領域にある照射位置の出射許可範囲の少なくとも1つが異なる値に設定される。

10

## 【 発 明 の 効 果 】

## 【 0 0 0 8 】

本発明によれば、計画通りの線量分布を形成することができ、かつ従来のゲート照射に比べて照射時間（治療時間）を短縮することができる。

## 【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

## 【 0 0 0 9 】

【図1】本発明の一実施例である粒子線照射システムと治療計画装置を備えた粒子線治療システムの全体概略構成を示す図である。

【図2】本発明の一実施例である粒子線照射システムに備えられる照射制御装置の構成を示すブロック図面である。

20

【図3】照射対象に粒子線を照射した場合に得られる深さ方向の線量分布を示す図である。

【図4】照射対象に粒子線を照射した場合に得られる横方向の線量分布を示す図である。

【図5】本発明の一実施例であるデータベースに記憶される照射パラメータを示す概念図である。

【図6】本発明の一実施例である治療計画装置が出射許可範囲を決定する方法を示す図である。

【図7】本発明の一実施例である粒子線照射システムが粒子線を照射する手順を示したフローチャートである。

【図8】照射位置毎に定められた出射許可範囲に従いゲート照射を実施する場合の出射を許可するタイミングを示すタイムチャートである。

30

【図9】治療計画装置の構成を示す図である。

【図10】治療計画装置が行う処理手順を示したフローチャートである。

## 【 発 明 を 実 施 す る た め の 形 態 】

## 【 0 0 1 0 】

以下、本発明の一実施例である、照射位置毎に出射許可範囲を定める治療計画装置とその出射許可範囲に従いゲート照射を実施する粒子線照射システムとを備えた粒子線治療システムについて説明する。

## 【 0 0 1 1 】

本発明の一実施例である粒子線照射システムと治療計画装置を備えた粒子線治療システムの全体概略構成を示す図である。

40

## 【 0 0 1 2 】

本実施例の粒子線照射システムは、荷電粒子ビーム発生装置1，ビーム輸送系2，治療室17および制御システム7を備える。粒子線治療システムは、その粒子線照射システムと、治療計画装置41およびX線CT装置40を備えている。

## 【 0 0 1 3 】

粒子線照射システムにおいて、荷電粒子ビーム発生装置1は、イオン源，前段荷電粒子ビーム加速装置であるライナック3および加速器であるシンクロトロン4を有する。シンクロトロン4は、高周波印加装置5，加速装置6を有する。高周波印加装置5はシンクロトロン4の周回軌道に配置された高周波印加電極8および高周波印加電源9を備える。高

50

周波印加電極 8 と高周波印加電源 9 はスイッチにより接続される。加速装置 6 は粒子線（荷電粒子ビーム）の周回軌道に配置された高周波加速空洞および高周波加速空洞に高周波電力を印加する高周波電源を備える。出射用デフレクタ 11 がシンクロトロン 4 とビーム輸送系 2 を接続する。

【0014】

ビーム輸送系 2 は、ビーム経路 12, 四極電磁石, 偏向電磁石 13, 14, 15, 16 を有する。ビーム経路 12 は、治療室 17 内に設置された照射装置 21 に接続される。

【0015】

治療室 17 内に略筒状のガントリー 18 が設置されている。ガントリー 18 には、ビーム輸送系 2 の一部である偏向電磁石 15, 16、照射標的 26 に荷電粒子ビーム（イオンビーム）を照射する照射装置 21、X線発生装置 35, 36、X線検出器 37, 38 が設置されている。ガントリー 18 の内部には照射対象（患者）25 を設置するために、カウチ 24 と呼ばれる治療用ベッドが設置される。

10

【0016】

ガントリー 18 は、モーターにより回転可能な構造をしている。ガントリー 18 の回転と共に偏向電磁石 15, 16 と照射装置 21、X線発生装置 35, 36、およびX線検出器 37, 38 が回転する。このガントリー 18 の回転および各機器がこの動きに連動することにより、照射対象 25 に対してガントリー 18 の回転軸に垂直な平面内のいずれの方向からも粒子線を照射することができる。

【0017】

ガントリー 18 に備えられた照射装置 21 は、走査電磁石 31, 走査電磁石 32, 位置モニタ 34, 線量モニタ 33 を内部に有する。本実施例の粒子線照射システムは、照射装置 21 が二台の走査電磁石 31, 32 を備え、ビーム進行方向と垂直な面内の二つの方向（X方向, Y方向）にそれぞれ粒子線を偏向し、照射位置を変更する。位置モニタ 34 は、粒子線の位置と粒子線の広がりを計測する。線量モニタ 33 は、照射された粒子線の量を計測する。

20

【0018】

第一のX線発生装置 35 と第二のX線発生装置 36 は、ガントリー 18 に設置されており、透視用のX線を発生させる。照射装置 21 の照射口先端部には、フラットパネル型の第一のX線検出器 37 と第二のX線検出器 38 が設置されている。X線検出器 37 はX線発生装置 35 からのX線の信号を検出し、X線検出器 38 はX線発生装置 36 からのX線の信号を検出する。

30

【0019】

照射対象 25 内には照射標的 26 があり、粒子線を照射することで照射標的 26 を覆うような線量分布を照射対象 25 内に形成する。ここで癌などの治療の場合は、照射対象 25 は人であり照射標的 26 は腫瘍である。ここで照射標的 26 を腫瘍とすることは一例であって、潜在的に腫瘍細胞の存在が予測される領域を照射標的とすることがあってもよい。

【0020】

本実施例の粒子線照射システムが備えている制御システム 7 について、図 1 を用いて説明する。制御システム 7 は、記憶装置であるデータベース 42, 中央制御装置 46, 加速器制御装置 47、照射制御装置 48 および動体追跡装置 49 を備える。データベース 42 はX線CT装置 40 に接続された治療計画装置 41 に接続されている。治療計画装置 41 が作成する照射に必要なデータはデータベース 42 に記録される。中央制御装置 46 は、加速器制御装置 47、照射制御装置 48、および動体追跡装置 49 に接続される。また、中央制御装置 46 は、データベース 42 に接続される。中央制御装置 46 は、データベース 42 からデータを受け取り、加速器制御装置 47、照射制御装置 48、および動体追跡装置 49 に必要な情報を送信し制御する。加速器制御装置 47 は、荷電粒子ビーム発生装置 1、ビーム輸送系 2 およびガントリー 18 に接続され、これらを制御する。照射制御装置 48 は、走査電磁石 31, 32 を励磁する走査電磁石電源の制御と照射装置 21 内の各

40

50

モニタからの信号を処理する。動体追跡装置 4 9 は X 線発生装置 3 5 , 3 6、X 線検出器 3 7 , 3 8 に接続され、これらを制御する。X 線発生装置 3 5 , 3 6、X 線検出器 3 7 , 3 8、動体追跡装置 4 9 は照射標的 2 6 の位置を計測する標的監視装置を構成する。

【 0 0 2 1 】

図 2 を用いて照射制御装置 4 8 の詳細を説明する。照射制御装置 4 8 は照射装置 2 1 内の位置モニタ 3 4、線量モニタ 3 3 および走査電磁石 3 1 , 3 2 を励磁する走査電磁石電源 5 1 に接続しており、これらを制御する。また、動体追跡装置 4 9 および加速器制御装置 4 7 と接続しており、これらの機器と通信する。照射制御装置 4 8 は位置メモリ 4 8 a、線量メモリ 4 8 b、照射制御回路 4 8 c および位置監視回路 4 8 d を備えている。走査電磁石電源 5 1 は励磁電流メモリ 5 1 a および電磁石制御回路 5 1 b を備えている。動体追跡装置 4 9 は出射許可範囲メモリ 4 9 a および画像処理回路 4 9 b を備えている。

10

【 0 0 2 2 】

図 3 を用いて本実施例による粒子線照射システムにおける照射対象 2 5 の表面を基準とした場合の照射標的 2 6 の深さと粒子線のエネルギーとの関係について説明する。図 3 は、横軸が照射標的 2 6 の深さ、縦軸が粒子線のエネルギーを示す図である。

【 0 0 2 3 】

図 3 ( a ) は、単一エネルギーの粒子線が照射対象内に形成する線量分布を深さの関数として示している。図 3 ( a ) におけるピークをブラッグピークと称する。ブラッグピーク的位置は粒子線のエネルギーに依存する。そのため、粒子線のエネルギーを調整することでブラッグピーク的位置を調整でき、照射標的 2 6 の所望の深さに適切な線量の粒子線を照射することができる。照射標的 2 6 は深さ方向に厚みを持っているが、ブラッグピークは鋭いピークであるので、図 3 ( b ) に表すようにいくつかのエネルギーの粒子線を適切な強度の割合で照射し、ブラッグピークを重ね合わせることで深さ方向に照射標的 2 6 と同じ厚みを持った一様な高線量領域 ( S O B P ) を形成する。

20

【 0 0 2 4 】

図 4 を用いて、ビーム軸に垂直な方向 ( X Y 平面の方向 ) の照射標的 2 6 の横方向の広がりや粒子線との関係について説明する。図 4 は、横軸に照射標的 2 6 の横方向の広がりを、縦軸は照射スポットにおける線量を示す。ビーム軸に垂直な方向を横方向と呼ぶ。粒子線は照射装置 2 1 に達した後、互いに垂直に設置された二台の走査電磁石 3 1 , 3 2 を通過することで横方向の所望の位置へと到達する。粒子線の横方向の広がりやガウス分布形状で近似することができる。ガウス分布を等間隔で配置し、その間の距離をガウス分布の標準偏差程度にすることで、足し合わされた分布は一様な領域を有する。このように配置されるガウス分布状の線量分布をスポットと呼ぶ。粒子線を走査し複数のスポットを等間隔に配置することで横方向に一様な線量分布を形成することができる。ここで、粒子線の横方向の広がりをガウス分布形状で近似することは、一例であり、粒子線の横方向の広がりがガウス分布形状以外の形状で近似されてもよい。

30

【 0 0 2 5 】

以上により、走査電磁石 3 1 , 3 2 による横方向へのビーム走査と、ビームエネルギー変更による深さ方向へのブラッグピークの移動により均一な照射野を形成することができる。なお、同一のエネルギーで照射され、走査電磁石 3 1 , 3 2 による粒子線の走査により横方向へ広がりを持つ照射野の単位をスライスと呼ぶ。

40

【 0 0 2 6 】

以下に、照射位置毎に出射許可範囲を決定し、照射位置毎に定められた出射許可範囲に従いゲート照射を行う本発明のスキャニング照射法を実施するシステム構成の一実施例を詳しく説明する。

【 0 0 2 7 】

< 治療計画 >

まず、治療計画装置 4 1 の構成を、図 9 を用いて説明する。

【 0 0 2 8 】

治療計画装置 4 1 は、治療計画演算装置 1 0 1、X 線 C T 画像や M R 画像および線量分

50

布を表示するモニタ102、キーボードやマウス等の入力装置103から構成される。治療計画演算装置101は、治療計画を立案するための画像データおよび線量分布データの蓄積、線量計算演算の実施を司る部分であり、通信装置108、記憶装置110、主記憶装置111、治療計画演算処理装置109から構成される。通信装置108はネットワークを通してデータベース42、中央制御装置46、X線CT装置40等の他の装置とのデータ交換等に使用する。また、記憶装置110はたとえば磁気記憶装置であり一般に大容量の記憶装置である。長期的なデータおよびプログラムの保存に用いる。主記憶装置111は、たとえばランダムアクセスメモリであり、高速なアクセスが可能であるため、主に一時的なデータの保持および、実行中プログラムの保持に使用する。治療計画演算処理装置109は、治療計画演算装置101の記憶装置110や主記憶装置111に保管されているプログラムを実行し、数値的演算やデータ処理、通信等のプログラムに記述されている手続を実行する装置である。

10

#### 【0029】

治療計画装置41は、医師等のオペレータの指示に基づき、主記憶装置111に記憶装置110からロードされたプログラムモジュールを治療計画演算処理装置109が実行することにより、事前に取得済みの照射計画用CT画像データを用いて照射標的に線量分布を形成するためのパラメータを決定する。さらにそのパラメータを用いた場合の照射標的への線量分布を計算し、モニタ102上にその結果である線量分布を表示する。

#### 【0030】

以下の説明では、説明の簡略化のため治療計画装置41が処理を行うものとして説明するが、具体的には、オペレータが入力装置103を用いて必要なデータを入力し、治療計画演算装置101の演算処理装置109がその入力データに基づいて所定の演算処理を行い、その演算結果をモニタ102上に表示し、その表示内容に基づいて更にデータを入力するなどの手順を経て、処理手順が進行するものである。

20

#### 【0031】

図10は、治療計画装置41が行う処理手順を示すフローチャートである。

#### 【0032】

治療計画装置41の処理は下記の順序に従い実施される。

#### 【0033】

1. CT画像の読み込みと領域の指定(ステップS301)
2. 照射に必要なパラメータの決定(ステップS302)
3. スポットの照射順序決定(ステップS303)。

30

#### 【0034】

以下、順番に説明する。

#### 【0035】

1. CT画像の読み込みと領域の指定(ステップS301)

予め照射対象25をX線CT装置40にて撮影する。X線CT装置40は照射標的(患部)26が周期的に動くときその動きの位相毎にCT画像を作成する機能を備える。特に照射対象25である患者を撮影する場合、呼吸位相毎のCT画像を取得できる。X線CT装置40は照射対象を撮影し、n個の位相に対する照射対象25のCT画像を作成する。X線CT装置40は作成したCT画像を治療計画装置41に送信する。治療計画装置41は、受け取った画像データを表示装置の画面上に表示する。オペレータは位相毎のCT画像から基準となる位相のCT画像を選択する。例えば呼吸による患部の移動を考えると、通常呼吸位相を選択する。なお、位相毎のCT画像を全て作成するX線CT装置の代わりに特定の位相のCT画像のみを作成する同期型X線CT装置を用いてもよい。また、通常のX線CT装置を使用して息止めした状態で撮像したCT画像を使用してもよい。オペレータが選択したCT画像上でオペレータは照射標的26を覆うように、照射標的26にマージンを付与して照射したい標的領域(ROI-T)を指定する。また、線量を低く抑えたい低線量領域(例えば放射線感受性が高い臓器)(ROI-R)が存在する場合は、ROI-Rを必要に応じて指定する。次いで、ROI-Tに付与する線量と、ROI-Rに付与可能な線量値の上限を指定

40

50

する。治療計画装置 4 1 はオペレータが指定したROI-TとROI-R、ROI-Tに付与する線量とROI-Rに付与可能な線量値の上限を例えば主記憶装置 1 1 1 に記憶することで、領域の設定を完了する。図 6 は、治療計画装置 4 1 がROI-TとROI-Rを用いて出射許可範囲を決定する方法を示す図であり、ROI-TとROI-Rがそれぞれ符号 8 2 , 8 3 で示されている。図 6 は、上側から陽子線 8 1 を照射する様子を示している。また、図 6 において、符号 8 4 , 8 5 , 8 6 はそれぞれ標的領域辺縁部、飛程終端部、低線量領域周辺部であり、出射許可範囲の設定時に必要となる(後述)。

#### 【 0 0 3 6 】

##### 2 . 照射に必要なパラメータの決定 (ステップ S 3 0 2 )

次に治療計画装置 4 1 は、照射に必要なパラメータの決定を実施する。照射に必要なパラメータは、照射パラメータ、ガントリー角度および照射対象位置情報である。図 5 に照射パラメータの構造を示す。照射パラメータはスライス数NとN個のスライスデータにより構成される。スライスは、同一のエネルギーで照射するスポットの集合を表す。スライスデータはスライス番号i、エネルギーE<sub>i</sub>、スポット数N<sub>i</sub>およびN<sub>i</sub>個のスポットデータを含む。スポットデータはスポット番号j、照射位置(X<sub>ij</sub>, Y<sub>ij</sub>)、目標照射量D<sub>ij</sub>、出射許可範囲P<sub>ij</sub>を含む。

#### 【 0 0 3 7 】

治療計画装置 4 1 は、ROI-Rの線量値を上限以下の出来るだけ小さな値にすると同時にROI-Tに線量分布を形成できるような照射対象(患者) 2 5 の設置位置、ガントリー角度、照射パラメータを求めて決定する。すなわち、治療計画装置 4 1 は、オペレータが入力したROI-TとROI-Rの情報に基づいて照射対象設置位置とガントリー照射角度を決定後、照射対象設置位置に照射対象を設置したとき、X線検出器 3 6、3 7 に投影される画像を計算し、その画像を照射対象位置情報とする。この照射対象位置情報は照射対象(患者)の治療のための粒子線照射時に、照射対象の位置決め用いられる。また、治療計画装置は、照射標的(患部) 2 6 を深さ方向の複数のスライスに分割し、必要となるスライス数Nを決定する。治療計画装置 4 1 はそれぞれのスライス(スライス番号i)の深さに応じた照射に適したイオンビームのエネルギーE<sub>i</sub>を求める。治療計画装置 4 1 は、さらに、各スライスの形状に応じてイオンビームを照射する照射スポットの数N<sub>i</sub>、スポット番号j、各スポットの照射位置(X<sub>ij</sub>, Y<sub>ij</sub>)、各スポットの目標照射量D<sub>ij</sub>を決定する。

#### 【 0 0 3 8 】

出射許可範囲P<sub>ij</sub>は下記の通り決定する。

#### 【 0 0 3 9 】

まず、治療計画装置 4 1 は、指定されたROI-T 8 2 およびROI-R 8 3 と決定されたガントリー角度を用いて標的領域辺縁部 8 4、飛程終端部 8 5、低線量領域周辺部 8 6 を設定する。標的領域辺縁部 8 4 はROI-T 8 2 の境界部分であって、ROI-T 8 2 の境界面から内側と外側に一定の距離以下の領域とする。この領域をROI-Aと呼ぶ。飛程終端部 8 5 はROI-T 8 2 の境界面から内側と外側に一定の距離以下かつ陽子線 8 1 が入射する方向の反対側の領域とする。この領域をROI-Bと呼ぶ。低線量領域周辺部 8 6 はROI-R 8 3 の境界面から外側に一定の距離以下の領域とする。この領域をROI-Cと呼ぶ。なお、ROI-A、ROI-B、ROI-Cを決定した境界面からの距離は同一でもよいし、それぞれ異なる距離でもよい。ROI-Tのうち、ROI-A、ROI-B、ROI-Cのどれにも属さない領域をROI-Dとする。本願明細書で「照射標的に粒子線(荷電粒子ビーム)を照射標的に照射する」とは、照射標的 2 6 の内側だけでなく、その辺縁部の領域であるROI-A、ROI-Bを含めて照射することを意味する。

#### 【 0 0 4 0 】

次に治療計画装置 4 1 は、ROI-A、ROI-B、ROI-C、ROI-Dに許容される出射許可範囲の大きさを指定する。例えばROI-Aに対する出射許可範囲の大きさをx<sub>Amax</sub>、x<sub>Amin</sub>、y<sub>Amax</sub>、y<sub>Amin</sub>、z<sub>Amax</sub>、z<sub>Amin</sub>とする。これらの値はオペレータが予め入力して設定する値である。ROI-B、ROI-C、ROI-Dに対しても同様に定める。

#### 【 0 0 4 1 】

最後に、それぞれのスポットに対しP<sub>ij</sub>を定める。P<sub>ij</sub>は、深さ方向(ビーム軸方向)に

10

20

30

40

50



関し、スポットのブラッグピークの位置が属する領域に従う。例えば、オペレータが選んだ基準となる位相のCT画像上において照射標的(患部)26が $(x_0, y_0, z_0)$ の座標にあり、スポットのブラッグピークの位置がROI-Aにあるとき、 $P_{ij}$ は $x_{\min}=x_0-x_{A\min}$ ,  $x_{\max}=x_0+x_{A\max}$ とする。 $y$ と $z$ についても同様である。複数の領域が重なる場所にブラッグピークが位置するスポットでは、許容値が小さい方を選択する。なお、ROI-A、ROI-B、ROI-Cの許容値はROI-Dに対する許容値より小さい。照射標的(患部)26の座標 $(x_0, y_0, z_0)$ は照射標的26の重心位置の座標である。

【0042】

なお、ここでは $(x_0, y_0, z_0)$ を照射標的(患部)26の座標としたが、これはX線透視により直接標的の位置を計測する場合についてである。照射標的26の移動を別の方法で計測する場合、例えば金属マーカを刺入する場合、 $(x_0, y_0, z_0)$ はマーカの座標である。また、体表の位置を用いてゲート照射する場合、体表の一次元の運動に従うため $x$ 、 $y$ 、 $z$ の3次元ではなく1次元で定義される。

【0043】

このようにROI-A、ROI-B、ROI-C、ROI-Dのそれぞれに対して許容される出射許可範囲の大きさ(許容値)を指定し、これら値を用いて出射許可範囲 $P_{ij}$ を定めることにより得られる効果は下記の通りである。

【0044】

ROI-Aの許容値を小さくすることにより線量分布辺縁部にて標的の移動により線量分布がぼやける効果を抑止できるため、線量分布のペナンプラを急峻にすることができる。また、ROI-Bの許容値を小さくすることにより、深部のスポットは線量分布への寄与が大きいため、線量一様度を向上させることができる。また、ROI-Cの許容値を小さくすることにより、低線量領域の周辺で線量がぼやけず照射したくない領域への線量を最小化することができる。以上により計画通りの線量分布を形成することができる。

【0045】

ここで、出射許可範囲 $P_{ij}$ を定義する座標系について説明する。

【0046】

例えば、 $P_{ij}$ はガントリー18と共に回転する座標系を用いて、X方向、Y方向、およびビーム軸方向(Z方向)の最大値と最小値で定義される直方体とすると、ブラッグカーブを形成する方向(Z方向)、概ガウス分布状の線量分布を形成する方向(X方向、Y方向)各々に分けて $P_{ij}$ を設定できる。ひとつのスポットが形成する線量分布形状はビーム軸方向とビーム軸に垂直な方向とで異なり、その形状が急峻なほどスポットの位置が線量分布形状に与える影響が大きい。通常、ブラッグカーブを形成する方向のほうが、概ガウス分布状の線量分布を形成する方向より急峻な線量分布形状である。ガントリー18と共に回転する座標系を用いることにより、線量分布形状に与える影響の大きさを考慮して $P_{ij}$ を決定することができる。また、治療室に固定された座標系を用いると、ガントリー18の回転角によらず、標的内での位置を固定できる。

【0047】

なお、出射許可範囲 $P_{ij}$ は直方体として説明したが出射許可範囲は回転楕円体であってもよい。回転楕円体の場合、照射標的26の座標 $(x, y, z)$ が

$$\left(\frac{x-x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c}\right)^2 < r^2$$

を満たすとき出射を許可する。 $a, b, c, r$ はオペレータが指定するパラメータである。直方体で定義された $P_{ij}$ は、 $(x_0, y_0, z_0)$ から直方体の頂点へ向かう方向は緩く、 $(x_0, y_0, z_0)$ から直方体の面の中心へ向かう方向は厳しい出射許可範囲である。面の中心へ向かう方向は必要以上に厳しい条件を課されていることになるが、回転楕円体を出射許可範囲とすることで解消され、一様な線量分布を確保しつつ照射時間をより短縮することができる。

【0048】

3. スポットの照射順序決定(ステップS303)

最後にスポットの照射順序を決定する。粒子線照射システムはここで作成された照射パラメータの順序に従って照射を実施する。通常、スポットの照射順序は、照射位置の近い

10

20

30

40

50

ものから順番に並べられる。図5はそのように照射順序を決定した場合を示している。

【0049】

出射許可範囲の大きさ毎にスポットを分類してグループ化し、グループ毎に出射許可範囲を設定し、かつスポットのグループ毎にまとめて照射するよう照射順序を決定することで、出射許可範囲の大きさの変更を最小化させることもできる。照射順序は出射許可範囲の大きさを優先して決めた順番であってもよいし、エネルギー変更を優先して決めた順番であってもよい。また、ひとつの加速器の周期に対しひとつのグループの照射を割り当ててもよい。

【0050】

例えば、同一エネルギーで照射するスポットを出射許可範囲の大きさ毎にグループ化する方法がある。エネルギーE1でROI-Aに照射されるスポットの集合を(E1,A)と表すと、(E1,A)、(E1,B)、(E1,C)、・・・、(E2,A)、(E2,B)、(E2,C)、・・・という順番で照射することができる。また、全エネルギーで照射するスポットを出射許可範囲毎に照射する方法がある。例えば、(E1,A)、(E2,A)、(E3,A)、・・・、(E1,B)、(E2,B)、(E2,B)、・・・という順番で照射することができる。このように出射許可範囲を変更する回数を少なくすることで容易な制御が可能になる。また、このようにすることで出射許可範囲メモリ49aに記録するデータをスポット毎からグループ毎にでき、制御を簡略化することができる。

【0051】

なお、ここで示した制御は、一例であり、本実施例に係る粒子線治療システムでは、照射パラメータ以外のパラメータによって決定される順序に従って照射が実施されてもよい。

【0052】

また、本実施例では、治療計画装置41で照射位置(スポット)のグループ化と照射順序の決定を行ったが、治療計画装置41から照射パラメータを送信した後、照射順序の決定のみ或いは照射位置(スポット)のグループ化と照射順序の決定の両方を照射制御装置48で行ってもよい。

【0053】

ステップS302およびS303で作成される照射パラメータおよびスポットの照射順序のデータはガントリー角度の数だけ作成される。作成された照射パラメータおよび照射順序のデータと、ガントリー角度および照射対象位置情報はデータベース42へ送信されデータベース42に記録される。ここで、照射対象位置情報が記録されるデータベースは、本実施例のデータベース42のように粒子線治療システムに含まれていてもよいし、粒子線治療システムの外部に接続されたコンピュータに保存されていてもよい。

【0054】

治療計画装置41は、決定した各値により照射対象を照射したときの線量分布を求め、求めた線量分布をモニタ102に表示する。

【0055】

<照射手順>

以上の手順により作成した照射パラメータ、照射対象設置情報およびガントリー角度を使用して照射対象25に線量分布を形成する手順を説明する。

【0056】

オペレータが中央制御装置46に接続されたコンソール上の照射準備開始ボタンを押すと、中央制御装置46はデータベース42から照射対象25の設置位置、ガントリー角度および照射パラメータを受信する。中央制御装置46は、照射パラメータに記載されたエネルギーの情報とガントリー角度を加速器制御装置47に送信し、照射パラメータを照射制御装置48に送信する。加速器制御装置47では中央制御装置46から指定されたエネルギーの荷電粒子ビームを出射するための各電磁石の励磁パターンを準備する。照射制御装置48は中央制御装置46から受信した照射パラメータを各メモリに設定する。照射位置を位置メモリ48aに、目標照射量を線量メモリ48bに、出射許可範囲を動体追跡装置の出射許可範囲メモリ49aに記録する。また、照射位置とエネルギーから求めた励磁

10

20

30

40

50

電流値を走査電磁石電源 5 1 の励磁電流メモリ 5 1 a に記録する。

【 0 0 5 7 】

照射対象 2 5 をカウチ 2 4 の上に乗せ、カウチ 2 4 上に固定する。固定後、計画した位置に設置されていることを確認するため、X線管 3 5 , 3 6 とX線検出器 3 7 , 3 8 を用いて透視する。透視した画像と照射対象位置情報の画像とを比較し、計画位置からのずれ量を算出する。そのずれ量に従い、カウチ 2 4 を移動して照射対象 2 5 の位置を調整する。

【 0 0 5 8 】

照射対象 2 5 をカウチ 2 4 に設置した後、ガントリー 1 8 の角度を設定する。オペレータが中央制御装置 4 6 に接続されたコンソール上のガントリー回転ボタンを押すと、加速器制御装置 4 7 はガントリー 1 8 を照射パラメータに記載されたガントリー角度までガントリー 1 8 を回転させる。

【 0 0 5 9 】

ガントリー 1 8 の回転完了後、オペレータはコンソール上の照射開始ボタンを押す。照射開始ボタンが押されると図 7 に示す手順に従って照射が開始される。以下の例は、照射位置の近いものから順番にスポットの照射順序を決定した場合のものである。

【 0 0 6 0 】

<ステップ S 2 0 1 >

ステップ S 2 0 1 においてエネルギー番号  $i=1$ 、スポット番号  $j=1$  のスポットから照射を開始する。動体追跡装置 4 9 はX線発生装置 3 5 , 3 6 とX線検出器 3 7 , 3 8 を制御して照射標的 2 6 の位置の計測を開始する。加速器制御装置 4 7 はシンクロトロン 4 を制御してエネルギー番号  $i=1$  のエネルギー  $E1$  に粒子線を加速する。動体追跡装置 4 9 はX線発生装置 3 5 , 3 6 を制御して一定の間隔(例えば30Hz)でX線を発生させる。画像処理回路 4 9 b はX線検出器 3 7 , 3 8 から取得した画像を用いて照射標的 2 6 の位置(標的座標)を算出する。なお、照射標的 2 6 の位置を特定し易くするため、予め照射標的 2 6 の付近に金属製の球などのマーカーを刺入しておき、照射標的 2 6 の位置を計測する代わりにマーカーの位置を計測してもよい。ここで、照射標的 2 6 の付近に刺入されるマーカーは、金属以外でつくられたものでもよい。また、照射標的 2 6 の付近に刺入されるマーカーは、球以外の形状をしていてもよく、照射標的 2 6 の内部に刺入されていてもよい。また、複数のマーカーの位置を計測して照射標的 2 6 の位置を算出してもよい。

【 0 0 6 1 】

<ステップ S 2 0 2 >

ステップ S 2 0 2 において中央制御装置 4 6 から加速器制御装置 4 7 へ加速信号が送信される。加速器制御装置 4 7 はイオン源、ライナック 3、シンクロトロン 4 を制御して粒子線を加速する。イオン源において発生した粒子線はライナック 3 により加速されシンクロトロン 4 へ入射される。入射された粒子線は加速装置 6 から高周波を印加され第一のスライス番号を照射するためのエネルギー  $E1$  まで加速される。粒子線の加速が完了すると加速器制御装置 4 7 から照射制御装置 4 8 へ加速完了信号が送信される。

【 0 0 6 2 】

<ステップ S 2 0 3 >

ステップ S 2 0 2 において加速完了信号を受信した照射制御装置 4 8 は、ステップ S 2 0 3 においてスポットの照射準備を実施する。照射制御装置 4 8 内の照射制御回路 4 8 c が加速完了信号を受信する。照射制御回路 4 8 c は画像処理回路 4 9 b と電磁石制御回路 5 1 b へスポット設定信号を送信する。

画像処理回路 4 9 b は、スポット設定信号を受信し、出射許可範囲メモリ 4 9 a から  $i=1$ ,  $j=1$  のスポットの出射許可範囲 P11 を読み出す。画像処理回路 4 9 b は、X線検出器 3 7 , 3 8 から取得した画像を用いて算出した照射標的 2 6 の位置と出射許可範囲 P11 を比較する。標的座標が出射許可範囲 P11 の中にあれば、標的座標が出射許可範囲の外に出るまで出射許可信号を照射制御回路 4 8 c に送信し続ける。

【 0 0 6 3 】

10

20

30

40

50

電磁石制御回路 5 1 b は、励磁電流メモリ 5 1 a に記録された  $i=1, j=1$  のスポットに対応する励磁電流値を読み出し、走査電磁石電源 5 1 を制御して走査電磁石 3 1, 3 2 を読み出した励磁電流値で励磁する。電磁石制御回路 5 1 b は、走査電磁石電源 5 1 の電流値の設定が完了すると照射制御装置 4 8 の照射制御回路 4 8 c に電磁石設定完了信号を送信する。なお、これらの電流値の設定は X 軸に対応する走査電磁石 3 2 と Y 軸に対応する走査電磁石 3 1 の両方に対して実施される。

【 0 0 6 4 】

照射制御回路 4 8 c は、電磁石設定完了信号を受信したとき出射許可信号を受信していれば加速器制御装置 4 7 に対し出射開始信号を送信する。照射制御回路 4 8 c は、電磁石設定完了信号を受信したとき、出射許可信号を受信していない場合、出射許可信号を受信するのを待ち、出射許可信号を受信すると加速器制御装置 4 7 に対し出射開始信号を送信する。

10

【 0 0 6 5 】

< ステップ S 2 0 4 >

ステップ S 2 0 4 において出射開始信号を受信した加速器制御装置 4 7 は高周波印加装置 5 を制御して粒子線に高周波を印加する。高周波を印加された粒子線は出射用デフレクタ 1 を通過し、ビーム経路 1 2 を通過して治療室 1 7 内の照射装置 2 1 に達する。粒子線は照射装置 2 1 内の走査電磁石 3 1, 3 2 により走査され、位置モニタ 3 4 および線量モニタ 3 3 を通過して照射対象 2 5 内に到達し照射標的 2 6 に線量を付与する。照射標的 2 6 に到達した粒子線の量は線量モニタ 3 3 で検出され、照射制御回路 4 8 c でカウントされる。照射制御回路 4 8 c は線量モニタ 3 3 からの信号のカウントと線量メモリ 4 8 b の値を比較し、カウントが線量メモリ 4 8 b に記録されている目標照射量に達すると加速器制御装置 4 7 に対し出射停止信号を出力する。出射停止信号を受信した加速器制御装置 4 7 は高周波印加装置 5 を制御して高周波の印加を停止し、出射を停止する。また、照射制御回路 4 8 c は位置監視回路 4 8 d へスポット完了信号を送信する。位置監視回路 4 8 d は位置メモリ 4 8 a に記録されている照射位置と位置モニタ 3 4 により検出した位置との差を算出し、差が閾値以下になっていることを確認する。

20

【 0 0 6 6 】

< ステップ S 2 0 5 >

ステップ S 2 0 5 において、同一スライスのスポットに照射が完了していないスポットがある場合、すなわちスポット番号  $j$  が  $j < N_i$  の場合、 $j+1$  番目のスポットを照射するためステップ S 2 0 3 に戻る。同一スライスのスポットを全て照射した場合、すなわち  $j=N_i$  の場合、ステップ S 2 0 6 に進む。

30

【 0 0 6 7 】

< ステップ S 2 0 6 >

ステップ S 2 0 6 において、中央制御装置 4 6 から加速器制御装置 4 7 に減速信号を送信する。減速信号を受信した加速器制御装置 4 7 は粒子線を減速させ、ライナック 3 から新たな粒子線を入射できる状態になる。

【 0 0 6 8 】

< ステップ S 2 0 7 >

ステップ S 2 0 7 において照射が完了していないレイヤーがある場合、すなわち  $i < N$  のとき、 $i+1$  番目のレイヤーを照射するためステップ S 2 0 2 に進む。全てのレイヤーの照射が完了した場合、すなわち  $i=N$  の場合、ステップ S 2 0 8 に進み、照射完了となる。

40

【 0 0 6 9 】

なお、同一エネルギーで照射するスポットを出射許可範囲の大きさ毎にグループ化した場合は、ステップ S 2 0 5 で、同一グループ内のスポットに照射が完了していないスポットがあるかどうかを判定し、照射が完了していないスポットがある場合は、ステップ S 2 0 3 で同一グループ内の次のスポットの照射準備をすればよい。また、同一グループ内のスポットを全て照射した場合は、照射が完了していないグループがあるかどうかを判定し、照射が完了していないグループがある場合は、そのグループ内のスポットの照射準備を

50

し、全てのグループのスポットを照射した場合に、ステップS206に進めばよい。全エネルギーで照射するスポットを出射許可範囲毎に照射する場合も同様である。ただし、この場合は、ステップS207が不要となる。

【0070】

以上の手順により実施される制御について図8を用いて説明する。図8(a)は従来の出射許可範囲が一定の場合を表す。図8(b)が本発明の出射許可範囲が可変である場合を表す。照射標的26の位置を表す移動信号が出射許可範囲の中にある場合、出射許可信号を出力する出射許可状態となる。図8(a)において出射許可範囲は一定であるが、図8(b)において出射許可範囲はスポット毎に変更されるためS1～S6に示すように一定ではない。また、図8(a)より図8(b)のほうが出射許可範囲が大きく、出射許可状態が長いこ

10

【0071】

<他の実施例>

(1)本実施例ではスポット毎に粒子線の出射を停止するスポットスキニングを例に説明したが、粒子線の出射を停止しないラスタースキニングおよびラインスキニングにも適用することができる。

【0072】

(2)本実施例では、画像処理回路49bがX線検出器37,38から取得した画像を用いて標的座標を算出し、その標的座標と出射許可範囲を比較して出射許可信号を生成している。画像処理回路49bはデータ処理時間による遅延を考慮して標的の位置を予測し、予測した標的座標と出射許可範囲を比較して出射許可信号を生成してもよい。このようにして標的の位置を予測することにより、制御システムの処理時間による出射許可タイミングの遅れを回避することができる。また、上記のように標的の位置を予測することでX線撮影周期より短い周期で出射許可タイミングを制御することができる。また、データ処理時間による遅延以外の遅延を考慮して、画像処理回路49bにより標的の位置の予測が実行されてもよい。

20

【0073】

(3)本実施例では照射標的26の位置を照射中に計測する方法について説明したが、照射対象表面の信号に基づいてゲート制御を実施してもよい。

【0074】

(4)上記照射標的26の位置を特定する方法として患部の内部または周辺に金属製のマーカーを刺入する方法がある。マーカーは体表面に置いてよい。マーカーはX線透視画像に写り易いため精度よく照射標的26の位置を計測することができる。また、マーカーなしで直接照射標的26の位置を計測してもよいし、照射標的の位置確認のために、ポジトロン断層(PET)画像を用いてもよい。このことにより、マーカーを刺入する手間を省くことができる。また、患部の位置を特定する方法は電磁波を生成するコイルであってもよい。また、照射対象表面の信号から照射標的26の位置を特定してもよい。

30

【0075】

(5)本実施例では、加速器はシンクロトロン4を例に説明したがサイクロトロンでもよい。サイクロトロンの場合、出射はサイクロトロンから輸送系へ向けてビームが出ること

40

【0076】

(6)本実施例では360度回転するガントリー18を例に説明したが、本発明は180度回転するガントリー18、或いはガントリー18がない粒子線照射装置に対しても同様に実施することができる。

【0077】

<効果>

最後に、本実施例により得られる効果について整理する。本実施例によれば次の効果が得られる。

【0078】

50

標的の辺縁部に対し出射許可範囲を小さくすることによりペナンプラを急峻にすることができる。また、標的の飛程終端部に対し出射許可範囲を小さくすることにより線量一様度を向上させることができる。また、低線量領域の周辺に対し出射許可範囲を小さくすることにより低線量領域への線量を小さくすることができる。以上により計画通りの線量分布を形成することができる。また、上記以外の領域に対し出射許可範囲を大きくすることにより、照射時間（治療時間）を短くすることができる。

【0079】

体内の標的位置、又は標的近傍に刺入されたマーカー位置を計測する方法は、間接的に標的位置を計測する体表位置の計測より高精度にゲート照射ができる。従って体内を計測する方法では出射許可範囲の設定をより小さくすることが可能である。出射許可範囲が小さいほど出射許可範囲の大きさが照射時間に影響するため、本発明は出射許可範囲がより小さい体内を計測する場合において特に有効である。

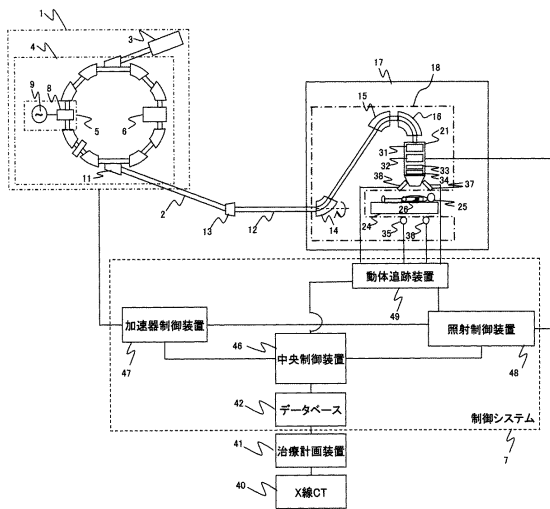
【符号の説明】

【0080】

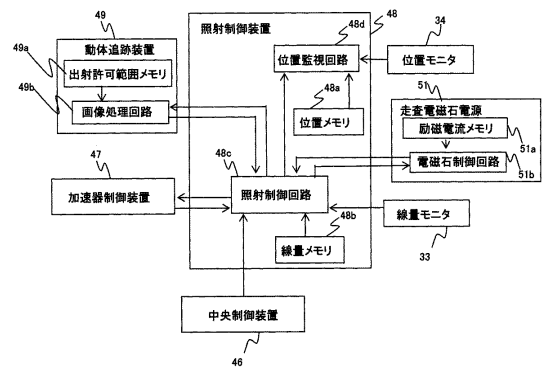
- |                |                |    |
|----------------|----------------|----|
| 1              | 荷電粒子ビーム発生装置    |    |
| 2              | ビーム輸送系         |    |
| 3              | ライナック          |    |
| 4              | シンクロトロン        |    |
| 5              | 高周波印加装置        |    |
| 6              | 加速装置           | 20 |
| 7              | 制御システム（制御装置）   |    |
| 11             | 出射用デフレクタ       |    |
| 12             | ビーム経路          |    |
| 13, 14, 15, 16 | 偏向電磁石          |    |
| 17             | 治療室            |    |
| 21             | 照射装置           |    |
| 24             | カウチ            |    |
| 25             | 照射対象           |    |
| 26             | 照射標的           |    |
| 31, 32         | 走査電磁石          | 30 |
| 33             | 線量モニタ          |    |
| 34             | 位置モニタ          |    |
| 35, 36         | X線発生装置（標的監視装置） |    |
| 37, 38         | X線検出器（標的監視装置）  |    |
| 40             | X線CT装置         |    |
| 41             | 治療計画装置         |    |
| 42             | データベース         |    |
| 46             | 中央制御装置         |    |
| 47             | 加速器制御装置        |    |
| 48             | 照射制御装置         | 40 |
| 49             | 動体追跡装置（標的監視装置） |    |
| 51             | 電磁石電源          |    |
| 81             | 陽子線            |    |
| 82             | 標的領域           |    |
| 83             | 低線量領域          |    |
| 84             | 標的領域辺縁部        |    |
| 85             | 飛程終端部          |    |
| 86             | 低線量領域周辺部       |    |
| 101            | 治療計画演算装置       |    |
| 102            | モニタ            | 50 |

- 1 0 3 入力装置
- 1 0 9 治療計画演算処理装置

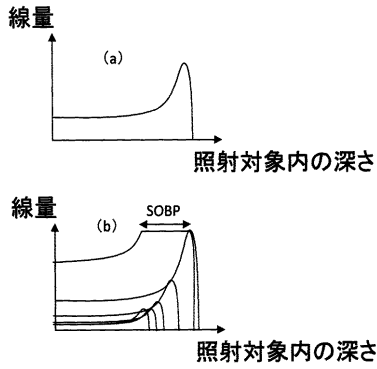
【図1】



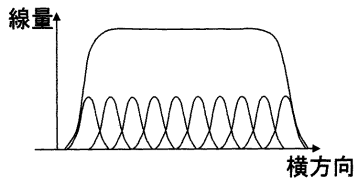
【図2】



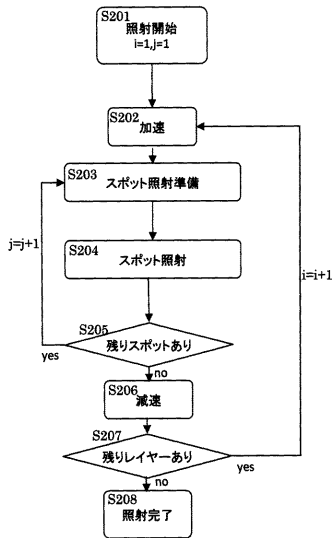
【図3】



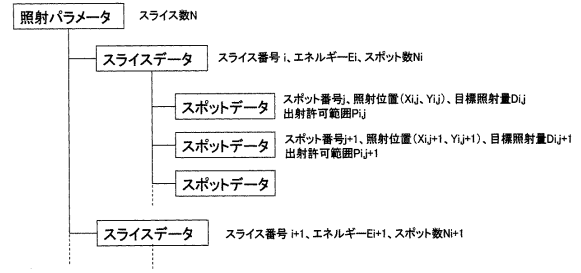
【図4】



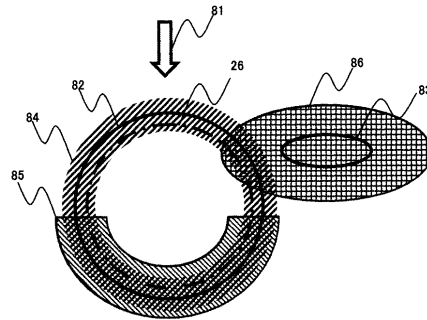
【図7】



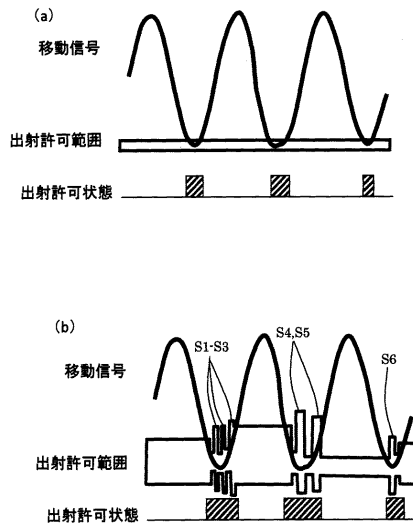
【図5】



【図6】

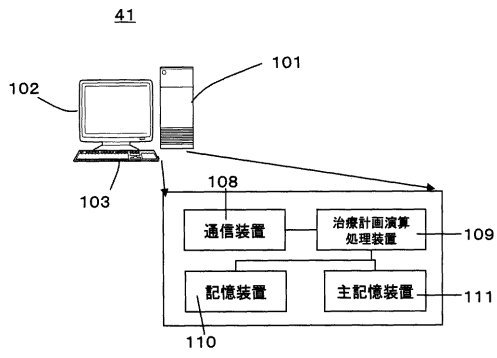


【図8】

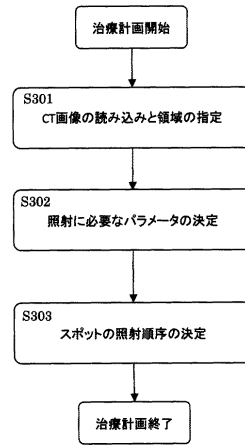




【図9】



【図10】



## フロントページの続き

- (72)発明者 藤本 林太郎  
茨城県日立市大みか町七丁目1番1号  
内 株式会社日立製作所 日立研究所
- (72)発明者 梅澤 真澄  
茨城県日立市大みか町七丁目1番1号  
内 株式会社日立製作所 日立研究所
- (72)発明者 松浦 妙子  
北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大学法人北海道大学内
- (72)発明者 宮本 直樹  
北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大学法人北海道大学内
- (72)発明者 清水 伸一  
北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大学法人北海道大学内
- (72)発明者 寅松 千枝  
北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大学法人北海道大学内
- (72)発明者 高尾 聖心  
北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大学法人北海道大学内
- (72)発明者 二本木 英明  
北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大学法人北海道大学内
- (72)発明者 平田 雄一  
北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大学法人北海道大学内
- (72)発明者 梅垣 菊男  
北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大学法人北海道大学内

審査官 松浦 陽

- (56)参考文献 特開2013-198579(JP,A)  
特開2008-154627(JP,A)  
特表2010-521256(JP,A)  
国際公開第2009/072618(WO,A1)  
特開2001-259059(JP,A)  
特開2009-178323(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61N 5/10