

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公開特許公報(A)

(11)公開番号  
特開2022-152591  
(P2022-152591A)

(43)公開日 令和4年10月12日(2022.10.12)

(51)国際特許分類 F I テーマコード(参考)  
A 6 1 N 5/10 (2006.01) A 6 1 N 5/10 H 4 C 0 8 2

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全14頁)

(21)出願番号	特願2021-55419(P2021-55419)	(71)出願人	000002107 住友重機械工業株式会社 東京都品川区大崎二丁目1番1号
(22)出願日	令和3年3月29日(2021.3.29)	(74)代理人	100088155 弁理士 長谷川 芳樹
		(74)代理人	100113435 弁理士 黒木 義樹
		(74)代理人	100162640 弁理士 柳 康樹
		(72)発明者	上口 長昭 神奈川県横須賀市夏島町19番地 住友 重機械工業株式会社 横須賀製造所内
		Fターム(参考)	4C082 AA01 AC04 AE01 AG02 AG12 AN01

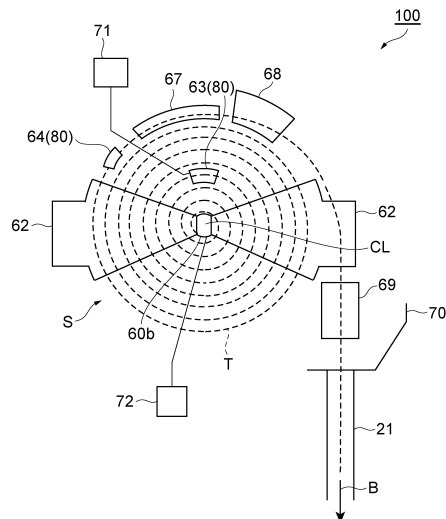
(54)【発明の名称】 粒子線治療装置、及び加速器

(57)【要約】

【課題】適切な調整態様にて粒子線の強度を調整しつつ、粒子線の走査速度を上げることができる粒子線治療装置、及び加速器を提供する。

【解決手段】加速器3は、腫瘍14の少なくとも一つのレイヤーに基づくイオン源装置60のパラメータを設定し、粒子線Bの強度を調整する。この場合、照射対象となるレイヤーにおいて必要な粒子線Bの最大強度が低い場合、イオン源装置60は、低い強度に対応できるパラメータに抑制した状態にて、粒子を生成することができる(例えば図7(a)のレイヤーL<sub>2</sub>やレイヤーL<sub>3</sub>参照)。これにより、イオン源装置60でのパラメータを適切な大きさに抑制することができる。以上より、適切な調整態様にて粒子線Bの強度を調整しつつ、粒子線Bの走査速度を上げることができる。

【選択図】図5



10

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被照射体に対して粒子線を照射する粒子線治療装置であって、  
前記加速空間において、前記粒子線を生成する加速器と、  
前記被照射体を仮想的に複数のレイヤーに分け、各レイヤーに対して走査電磁石で前記  
粒子線を走査しながら照射する照射部と、

前記加速器は、

前記加速空間で加速する前記粒子を生成する粒子生成部を備え、

前記加速器は、前記被照射体の少なくとも一つのレイヤーに基づく前記粒子生成部のパ  
ラメータを設定し、設定された前記パラメータに基づき前記粒子線の強度を調整する、粒  
子線治療装置。

10

## 【請求項 2】

前記加速器は、少なくとも一つのレイヤーに対する最大強度に基づいて前記粒子生成部  
のパラメータを設定する、請求項 1 に記載の粒子線治療装置。

## 【請求項 3】

前記加速器は、前記最大強度に対して所定の強度を増加させた出力を得られるように、  
前記粒子生成部のパラメータを設定する、請求項 2 に記載の粒子線治療装置。

## 【請求項 4】

前記加速器は、前記加速空間にて、デフレクタで前記粒子線を曲げて当該粒子線の一部  
をダンパで削ることで前記粒子線の強度を調整する調整部を備える、請求項 1 ~ 3 の何れ  
か一項に記載の粒子線治療装置。

20

## 【請求項 5】

前記加速器は、予め準備したデータテーブルに基づいて、前記粒子線の強度を調整する  
、請求項 1 ~ 4 の何れか一項に記載の粒子線治療装置。

## 【請求項 6】

前記照射部は、前記粒子線の強度を検出する検出部を有し、

前記加速器は、前記検出部の検出結果をフィードバックして、前記粒子線の強度を調整  
する、請求項 1 ~ 5 の何れか一項に記載の粒子線治療装置。

## 【請求項 7】

被照射体を仮想的に複数のレイヤーに分け、各レイヤーに対してスキヤニング法によっ  
て照射するための粒子線を生成する加速器であって、

30

加速空間において粒子を生成する粒子生成部を備え、

前記被照射体の少なくとも一つのレイヤーに基づく前記粒子生成部のパラメータを設定  
し、設定された前記パラメータに基づき前記粒子線の強度を調整する、加速器。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、粒子線治療装置、及び加速器に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

40

従来、患者の患部に粒子線を照射することによって治療を行う粒子線治療装置として、  
例えば、特許文献 1 に記載された装置が知られている。特許文献 1 に記載の粒子線治療装  
置では、粒子線を照射部からスキヤニング方式によって照射している。すなわち、照射部  
は、走査電磁石で走査することで患部に対する粒子線の照射位置を移動させながら、照射  
を行う。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0003】

【特許文献 1】特開 2017 - 209372 号公報

## 【発明の概要】

50

**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

ここで、照射部がスキャンング法によって粒子線の照射を行う場合、照射部は、各照射位置に対する線量を大きくするためには、当該位置に対する照射時間を長くすることで対応していた。これに対し、照射部が高速な走査速度にて照射を行って治療時間を短縮するために、イオン源のパラメータを最大に設定しておき、粒子線の一部をダンパで削ることで粒子線の強度を調整する場合がある。しかし、このような方法では、粒子生成部のパラメータが必要以上に高くなることで、粒子生成部の寿命が短くなるなどの各種問題が発生する場合がある。従って、粒子線の強度を適切な態様にて調整することが求められる。

**【0005】**

従って、本発明は、適切な調整態様にて粒子線の強度を調整しつつ、粒子線の走査速度を上げることができる粒子線治療装置、及び加速器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】****【0006】**

本発明の一側面に係る粒子線治療装置は、被照射体に対して粒子線を照射する粒子線治療装置であって、加速空間において、粒子線を生成する加速器と、被照射体を仮想的に複数のレイヤーに分け、各レイヤーに対して走査電磁石で粒子線を走査しながら照射する照射部と、加速器は、加速空間で加速する粒子を生成する粒子生成部を備え、加速器は、被照射体の少なくとも一つのレイヤーに基づく粒子生成部のパラメータを設定し、設定されたパラメータに基づき粒子線の強度を調整する。

**【0007】**

加速器は、被照射体の少なくとも一つのレイヤーに基づく粒子生成部のパラメータを設定し、設定されたパラメータに基づき粒子線の強度を調整する。この場合、照射対象となるレイヤーにおいて必要な粒子線の最大強度が低い場合、粒子生成部は、小さい強度に対応できるパラメータに抑制した状態にて、粒子を生成することができる。これにより、粒子線生成部でのパラメータを適切な大きさに抑制することができる。また、加速器は、粒子線の照射位置に応じたエネルギーが得られるように、粒子線の強度を調整することで、当該照射位置に対して長時間の照射を行わなくとも、短時間の照射で所望の線量を得ることが可能となる。以上より、適切な調整態様にて粒子線の強度を調整しつつ、粒子線の走査速度を上げることができる。

**【0008】**

加速器は、少なくとも一つのレイヤーに対する最大強度に基づいて粒子生成部のパラメータを設定してよい。調整部は、ダンパで粒子線の一部を削ることで強度を調整するため、強度を増加させる方向への調整を行うことはできない。従って、レイヤーに対する最大強度に基づいて粒子線生成部のパラメータを設定することで、出力される粒子線の強度が不足することを抑制できる。

**【0009】**

加速器は、最大強度に対して所定の強度を増加させた出力を得られるように、粒子生成部のパラメータを設定してよい。この場合、粒子生成部での経時変化による同じパラメータでも粒子線強度が予定よりも低くなった場合であっても、予め大きい強度を出力できるパラメータを設定しておくことで、強度が不足することを抑制できる。

**【0010】**

粒子線治療装置において、加速器は、加速空間にて、デフレクタで粒子線を曲げて当該粒子線の一部をダンパで削ることで粒子線の強度を調整する調整部を備えている。従って、調整部は、粒子線の照射位置に応じた強度が得られるように、削り量を調整することで、当該照射位置に対して長時間の照射を行わなくとも、短時間の照射で所望の線量を得ることが可能となる。

**【0011】**

加速器は、予め準備したデータテーブルに基づいて、粒子線の強度を調整してよい。この場合、加速器は、演算の負荷を低減した状態で、粒子線の強度を適切に調整することが

10

20

30

40

50

できる。

【0012】

照射部は、粒子線の強度を検出する検出部を有し、加速器は、検出部の検出結果をフィードバックして、粒子線の強度を調整してよい。この場合、粒子線の強度が、計画時と異なっていた場合でも、検出部での検出結果に基づいて、粒子線の強度を適切に制御することができる。

【0013】

本発明の一側面に係る加速器は、被照射体を仮想的に複数のレイヤーに分け、各レイヤーに対してスキャニング法によって照射するための粒子線を生成する加速器であって、加速空間において粒子を生成する粒子生成部を備え、被照射体の少なくとも一つのレイヤーに基づき粒子生成部のパラメータを設定し、設定されたパラメータに基づき粒子線の強度を調整する。

10

【0014】

この加速器によれば、上述の粒子線治療装置と同趣旨の作用・効果を得ることができる。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、適切な調整態様にて粒子線の強度を調整しつつ、粒子線の走査速度を上げることができる粒子線治療装置、及び加速器を提供できる。

【図面の簡単な説明】

20

【0016】

【図1】本発明の一実施形態に係る粒子線治療装置を示す概略構成図である。

【図2】図1の荷電粒子線照射システムの照射部付近の概略構成図である。

【図3】腫瘍に対して設定されたレイヤーを示す図である。

【図4】本発明の実施形態に係る加速器の概略断面図である。

【図5】本発明の実施形態に係る加速器の概略平面図である。

【図6】ダンパで粒子線の一部を削る様子を示す模式図である。

【図7】イオン源装置が生成する粒子によって出力できる粒子線の強度を示すグラフである。

【図8】データテーブルのイメージを示す図である。

30

【図9】粒子線治療装置における処理内容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】

【0017】

以下、添付図面を参照しながら本発明の一実施形態に係る粒子線治療装置について説明する。なお、図面の説明において同一の要素には同一の符号を付し、重複する説明を省略する。

【0018】

図1は、本発明の一実施形態に係る粒子線治療装置1を示す概略構成図である。粒子線治療装置1は、放射線療法によるがん治療等に利用されるシステムである。粒子線治療装置1は、イオン源装置で生成した荷電粒子を加速して粒子線として出射する加速器3と、粒子線を被照射体へ照射する照射部2と、加速器3から出射された粒子線を照射部2へ輸送するビーム輸送ライン21と、を備えている。照射部2は、治療台4を取り囲むように設けられた回転ガントリ5に取り付けられている。照射部2は、回転ガントリ5によって治療台4の周りに回転可能とされている。なお、加速器3、照射部2、及びビーム輸送ライン21の更に詳細な構成については、後述する。

40

【0019】

図2は、図1の粒子線治療装置1の照射部付近の概略構成図である。なお、以下の説明においては、「X軸方向」、「Y軸方向」、「Z軸方向」という語を用いて説明する。「Z軸方向」とは、粒子線Bの基軸AXが延びる方向であり、粒子線Bの照射の深さ方向である。なお、「基軸AX」とは、後述の走査電磁石50で偏向しなかった場合の粒子線B

50

の照射軸とする。図 2 では、基軸 A X に沿って粒子線 B が照射されている様子を示している。「X 軸方向」とは、Z 軸方向と直交する平面内における一方向である。「Y 軸方向」とは、Z 軸方向と直交する平面内において X 軸方向と直交する方向である。

#### 【0020】

まず、図 2 を参照して、本実施形態に係る粒子線治療装置 1 の概略構成について説明する。粒子線治療装置 1 はスキニング法に係る照射装置である。なお、スキニング方式は特に限定されず、ラインスキニング、ラスタースキニング、スポットスキニング等を採用してよい。図 2 に示されるように、粒子線治療装置 1 は、加速器 3 と、照射部 2 と、ビーム輸送ライン 2 1 と、制御部 7 と、治療計画装置 9 0 と、記憶部 9 5 と、を備えている。

10

#### 【0021】

加速器 3 は、荷電粒子を加速して予め設定された強度の粒子線 B を出射する装置である。加速器 3 として、例えば、サイクロトロン、シンクロサイクロトロン等が挙げられる。なお、加速器 3 として予め定めた強度の粒子線 B を出射するサイクロトロンを採用する場合、エネルギー調整部 2 0 (図 1 参照) を採用することで、照射部 2 へ送られる粒子線のエネルギーを調整(低下)させることが可能となる。この加速器 3 は、制御部 7 に接続されており、供給される電流が制御される。加速器 3 で発生した粒子線 B は、ビーム輸送ライン 2 1 によって照射部 2 へ輸送される。ビーム輸送ライン 2 1 は、加速器 3 と、エネルギー調整部 2 0 と、照射部 2 と、を接続し、加速器 3 から出射された粒子線を照射部 2 へ輸送する。

20

#### 【0022】

照射部 2 は、患者 1 5 の体内の腫瘍(被照射体) 1 4 に対し、粒子線 B を照射するものである。粒子線 B とは、電荷をもった粒子を高速に加速したものであり、例えば陽子線、重粒子(重イオン)線、電子線等が挙げられる。具体的に、照射部 2 は、イオン源(不図示)で生成した荷電粒子を加速する加速器 3 から出射されてビーム輸送ライン 2 1 で輸送された粒子線 B を腫瘍 1 4 へ照射する装置である。照射部 2 は、走査電磁石 5 0、四極電磁石 8、プロファイルモニタ 1 1、ドーズモニタ 1 2、ポジションモニタ 1 3 a, 1 3 b、コリメータ 4 0、及びディグレーダ 3 0 を備えている。走査電磁石 5 0、各モニタ 1 1, 1 2, 1 3 a, 1 3 b、四極電磁石 8、及びディグレーダ 3 0 は、収容体としての照射ノズル 9 に収容されている。このように、照射ノズル 9 に各主構成要素を収容することによって照射部 2 が構成されている。なお、四極電磁石 8、プロファイルモニタ 1 1、ドーズモニタ 1 2、ポジションモニタ 1 3 a, 1 3 b、及びディグレーダ 3 0 は省略してもよい。

30

#### 【0023】

走査電磁石 5 0 として、X 軸方向走査電磁石 5 0 A 及び Y 軸方向走査電磁石 5 0 B が用いられる。X 軸方向走査電磁石 5 0 A 及び Y 軸方向走査電磁石 5 0 B は、それぞれ一对の電磁石から構成され(図 5 参照)、制御部 7 から供給される電流に応じて一对の電磁石間の磁場を変化させ、当該電磁石間を通過する粒子線 B を走査する。X 軸方向走査電磁石 5 0 A は、X 軸方向に粒子線 B を走査し、Y 軸方向走査電磁石 5 0 B は、Y 軸方向に粒子線 B を走査する。これらの走査電磁石 5 0 は、基軸 A X 上であって、加速器 3 よりも粒子線 B の下流側にこの順で配置されている。なお、走査電磁石 5 0 は、治療計画装置 9 0 で予め計画されたスキャンパターンで粒子線 B が照射されるように、粒子線 B を走査する。走査電磁石 5 0 をどのように制御するかについては、後述する。

40

#### 【0024】

四極電磁石 8 は、X 軸方向四極電磁石 8 a 及び Y 軸方向四極電磁石 8 b を含む。X 軸方向四極電磁石 8 a 及び Y 軸方向四極電磁石 8 b は、制御部 7 から供給される電流に応じて粒子線 B を絞って収束させる。X 軸方向四極電磁石 8 a は、X 軸方向において粒子線 B を収束させ、Y 軸方向四極電磁石 8 b は、Y 軸方向において粒子線 B を収束させる。四極電磁石 8 に供給する電流を変化させて絞り量(収束量)を変化させることにより、粒子線 B のビームサイズを変化させることができる。四極電磁石 8 は、基軸 A X 上であって加速器

50

3と走査電磁石50との間にこの順で配置されている。なお、ビームサイズとは、XY平面における粒子線Bの大きさである。また、ビーム形状とは、XY平面における粒子線Bの形状である。

#### 【0025】

プロファイルモニタ11は、初期設定の際の位置合わせのために、粒子線Bのビーム形状及び位置を検出する。プロファイルモニタ11は、基軸AX上であって四極電磁石8と走査電磁石50との間に配置されている。ドーズモニタ12は、粒子線Bの線量を検出する。ドーズモニタ12は、基軸AX上であって走査電磁石50に対して下流側に配置されている。ポジションモニタ13a, 13bは、粒子線Bのビーム形状及び位置を検出監視する。ポジションモニタ13a, 13bは、基軸AX上であって、ドーズモニタ12よりも粒子線Bの下流側に配置されている。各モニタ11, 12, 13a, 13bは、検出した検出結果を制御部7に出力する。

10

#### 【0026】

ディグレーダ30は、通過する粒子線Bの強度を低下させて当該粒子線Bの強度の微調整を行う。本実施形態では、ディグレーダ30は、照射ノズル9の先端部9aに設けられている。なお、照射ノズル9の先端部9aとは、粒子線Bの下流側の端部である。

#### 【0027】

コリメータ40は、少なくとも走査電磁石50よりも粒子線Bの下流側に設けられ、粒子線Bの一部を遮蔽し、一部を通過させる部材である。ここでは、コリメータ40は、ポジションモニタ13a, 13bの下流側に設けられている。コリメータ40は、当該コリメータ40を移動させるコリメータ駆動部51と接続されている。

20

#### 【0028】

制御部7は、例えばCPU、ROM、及びRAM等により構成されている。この制御部7は、各モニタ11, 12, 13a, 13bから出力された検出結果に基づいて、加速器3、走査電磁石50、四極電磁石8、及びコリメータ駆動部51を制御する。

#### 【0029】

また、粒子線治療装置1の制御部7は、粒子線治療の治療計画を行う治療計画装置90、及び各種データを記憶する記憶部95と接続されている。治療計画装置90は、治療前に患者15の腫瘍14をCT等で測定し、腫瘍14の各位置における線量分布(照射すべき粒子線の線量分布)を計画する。具体的には、治療計画装置90は、腫瘍14に対してスキャンパターンを作成する。治療計画装置90は、作成したスキャンパターンを制御部7へ送信する。治療計画装置90が作成したスキャンパターンでは、粒子線Bがどのような走査経路をどのような走査速度で描くかが計画されている。

30

#### 【0030】

スキャンニング法による粒子線の照射を行う場合、腫瘍14をZ軸方向に複数のレイヤーに仮想的に分割し、一のレイヤーにおいて粒子線を治療計画において定めた走査経路に従うように走査して照射する。そして、当該一のレイヤーにおける粒子線の照射が完了した後に、隣接する次のレイヤーにおける粒子線Bの照射を行う。

#### 【0031】

図2に示す粒子線治療装置1により、スキャンニング法によって粒子線Bの照射を行う場合、通過する粒子線Bが収束するように四極電磁石8を作動状態(ON)とする。

40

#### 【0032】

続いて、加速器3から粒子線Bを出射する。出射された粒子線Bは、走査電磁石50の制御によって治療計画において定めたスキャンパターンに従うように走査される。これにより、粒子線Bは、腫瘍14に対してZ軸方向に設定された一のレイヤーにおける照射範囲内を走査されつつ照射されることとなる。一のレイヤーに対する照射が完了したら、次のレイヤーへ粒子線Bを照射する。

#### 【0033】

制御部7の制御に応じた走査電磁石50の粒子線照射イメージについて、図3(a)及び(b)を参照して説明する。図3(a)は、深さ方向において複数のレイヤーに仮想的

50

にスライスされた被照射体を、図 3 ( b ) は、深さ方向から見た一のレイヤーにおける粒子線の走査イメージを、それぞれ示している。

【 0 0 3 4 】

図 3 ( a ) に示すように、被照射体は照射の深さ方向において複数のレイヤーに仮想的にスライスされており、本例では、深い ( 粒子線 B の飛程が長い ) レイヤーから順に、レイヤー  $L_1$ 、レイヤー  $L_2$ 、... レイヤー  $L_{n-1}$ 、レイヤー  $L_n$ 、レイヤー  $L_{n+1}$ 、... レイヤー  $L_{N-1}$ 、レイヤー  $L_N$  と  $N$  レイヤーに仮想的にスライスされている。また、図 3 ( b ) に示すように、粒子線 B は、走査経路  $TL$  に沿ったビーム軌道を描きながら、連続照射 ( ラインスキヤニング又はラスタースキヤニング ) の場合はレイヤー  $L_n$  の走査経路  $TL$  に沿って連続的に照射され、スポットスキヤニングの場合はレイヤー  $L_n$  の複数の照射スポットに対して照射される。粒子線 B は、 $X$  軸方向に伸びる走査経路  $TL_1$  に沿って照射され、走査経路  $TL_2$  に沿って  $Y$  軸方向に僅かにシフトし、隣の走査経路  $TL_1$  に沿って照射される。このように、制御部 7 に制御された照射部 2 から出射した粒子線 B は、走査経路  $TL$  上を移動する。

【 0 0 3 5 】

図 4 及び図 5 を参照して、加速器 3 について更に詳細に説明する。図 4 は、加速器 3 の概略断面図である。図 5 は、加速器 3 の概略平面図である。加速器 3 は、中心軸  $CL$  周りに荷電粒子を旋回させて粒子線 B を生成する装置である。

【 0 0 3 6 】

図 4 及び図 5 に示すように、加速器 3 は、コア 10 と、イオン源装置 60 ( 粒子生成部 ) と、コイル 61 と、ディー電極 62 と、デフレクタ 63 と、ダンパ 64 と、を備える。コア 10 は、中心軸  $CL$  が伸びる方向に互いに対向して主磁場を形成する上側の磁極 10a 及び下側の磁極 10b と、磁極 10a, 10b を磁氣的に接続するヨーク部 10c と、を有する。磁極 10a, 10b は、内部が真空にされた真空箱 ( 図示せず ) 内に位置している。

【 0 0 3 7 】

イオン源装置 60 は、イオン等の荷電粒子を生成する装置である。イオン源装置 60 で生成された荷電粒子が導管 60a を通じて加速器 3 の中心部に到達すると、導管 60a の先端部に位置するインフレクタ 60b によってその向きが上下方向から水平方向に屈曲される。なお、粒子線 B のオンオフは、一对の電極 66 ( 図 4 参照 ) によって切り替えられる。次に、コア 10 及びコイル 61 が形成する磁場により、粒子は、所定の軌道面  $MH$  ( 図 6 参照 ) に沿って円軌道  $T$  ( 加速器 3 の中心軸  $CL$  から外側に向かう渦巻き状の軌道 ) を描きながら旋回しつつ加速される ( 図 5 参照 ) 。これにより、粒子線 B が生成される。すなわち、真空箱内で、且つ、磁極 10a, 10b 間の領域は、荷電粒子の加速空間  $S$  ( 図 4 参照 ) として機能する。その後、粒子線の円軌道  $T$  がデフレクタ 67 や磁気チャンネル 68 によって微調整され、四極磁石 69 で収束されて、ビーム出口 70 を介して出射された粒子線 B がビーム輸送ライン 21 に導入される ( 図 5 参照 ) 。なお、イオン源装置 60 が加速器 3 の内部に配置されていてもよい。この場合、インフレクタ 60b 等は不要である。イオン源装置 60 は、イオン源制御部 72 で設定されたパラメータに基づいて運転を行う。

【 0 0 3 8 】

図 4 に示すように、コイル 61 は、主磁場を形成するために用いられる。コイル 61 は、上側の磁極 10a の外周を囲むように配置された第 1 の部分と、下側の磁極 10b の外周を囲むように配置された第 2 の部分とを含む。第 1 及び第 2 の部分は、電氣的に直列に接続されている。

【 0 0 3 9 】

ディー電極 62 は、扇形状の形状を有する電極である。ディー電極 62 は、磁極 10a と磁極 10b との間、すなわち加速空間  $S$  内に配置されている。ディー電極 62 は、軌道面を間において位置するように中心軸  $CL$  が伸びる方向に対向している。ディー電極 62 は、高周波電源 ( 図示せず ) に接続されている。高周波電源は、ディー電極 62 に高周波

10

20

30

40

50

の電力を供給して、ディー電極 6 2 の間に一定の周期で電場の周期が入れ替わる交流電場（高周波電場）を発生させる。荷電粒子がディー電極 6 2 間を通過するタイミングと高周波電場の周期とを同期させることにより、ディー電極 6 2 を通過するごとに荷電粒子が加速される。

【 0 0 4 0 】

デフレクタ 6 3 は、ディー電極 6 2 とは周方向における異なる位置に設けられる。ダンパ 6 4 は、粒子線 B の進行方向において、デフレクタ 6 3 の下流側に配置される。デフレクタ 6 3 は、軌道面を挟むように中心軸 C L が延びる方向に対向する一对の電極によって構成されるデフレクタ 6 3 には、一对の電極に電圧を印加する電源 7 1 が接続されている。

10

【 0 0 4 1 】

加速器 3 では、図 6 に示すように、デフレクタ 6 3（図 5 参照）で粒子線 B を周回位置 R 1 から周回位置 R 2 , R 3 へと上方向に曲げて、ダンパ 6 4 で削る。このように、デフレクタ 6 3 及びダンパ 6 4 は、粒子線 B の強度を調整する調整部 8 0 として機能する。調整部 8 0 は、加速空間 S にて、デフレクタ 6 3 で粒子線 B を曲げて当該粒子線 B の一部をダンパ 6 4 で削ることで粒子線 B の強度を調整する。

【 0 0 4 2 】

ここで、加速器 3 は、腫瘍 1 4 の少なくとも一つのレイヤー  $L_n$  に基づくイオン源装置 6 0 のパラメータを設定し、設定されたパラメータに基づき粒子線 B の強度を調整する。すなわち、加速器 3 は、腫瘍 1 4 の少なくとも一つのレイヤー  $L_n$  に基づくイオン源装置 6 0 のパラメータを設定し、調整部 8 0 による粒子線 B の削り量を制御することで、粒子線 B の強度を調整する。本実施形態では、加速器 3 は、一つのレイヤー  $L_n$  に基づくイオン源装置 6 0 のパラメータを設定する。すなわち、加速器 3 は、一つのレイヤー  $L_n$  毎にイオン源装置 6 0 のパラメータを設定する。

20

【 0 0 4 3 】

イオン源制御部 7 2 は、レイヤー  $L_n$  毎にプラズマパラメータを設定する。プラズマパラメータとは、イオン源装置 6 0 が粒子を生成するためにプラズマを発生する際に、プラズマの強度を定めるパラメータである。プラズマパラメータとして、例えば、バイアス電流、バイアス電圧、陰極温度が挙げられる。これにより、例えば図 7（a）に示すように、イオン源装置 6 0 が生成する粒子によって出力できる粒子線 B の強度は、レイヤー  $L_n$  毎に異なっている。

30

【 0 0 4 4 】

イオン源制御部 7 2 は、一つのレイヤー  $L_n$  に対する最大強度に基づいてイオン源装置 6 0 のパラメータを設定する。例えば、図 7（a）のレイヤー  $L_3$  では、レイヤー内の粒子線 B の最大電流値（最大強度）が「IG1」で表される。この最大電流値 IG1 は一つのレイヤー  $L_3$  の中での最大値であるため、加速器 3 としての最大電流値 IG2 よりも低くなる。

【 0 0 4 5 】

イオン源制御部 7 2 は、一つのレイヤー  $L_n$  に対する最大電流値（最大強度）に対して所定の電流値を増加させた出力を得られるように、イオン源装置 6 0 のパラメータを設定する。例えば、図 7（a）の例では、イオン源制御部 7 2 は、一つのレイヤー  $L_3$  に対する最大電流値 IG1 に増加電流値 M の分だけ追加した出力が得られるように、プラズマパラメータを設定する。具体的には、イオン源制御部 7 2 は、最大電流値 IG1 に対して、10% 高い出力が出せるようなプラズマパラメータを設定する。なお、増加電流値 M は、10% に限定されず、例えば 5 ~ 100% の範囲で設定してもよい。

40

【 0 0 4 6 】

加速器 3 は、一つのレイヤー  $L_n$  に対して上述のように定められたプラズマパラメータにて出力された粒子線 B を調整部 8 0 を制御して、粒子線 B の強度を調整する。電源 7 1 は、対象となるレイヤー  $L_n$  におけるデフレクタの電圧（チョッパ電圧）の初期値は、レイヤー  $L_n$  内の最初のスポットへの電流値に対応する値に設定する。そして、以降のスボ

50



ットに対する電流値が得られるように、電源 71 は、レイヤー  $L_n$  内での各スポットの重みに電流値が対応するように、チョッパ電圧を調整する。なお、照射部 2 がレイヤー  $L_n$  に対して粒子線 B の照射を行っている間は、イオン源制御部 72 は、プラズマパラメータを一定とする。一方、電源 71 は、レイヤー  $L_n$  内の照射位置に応じて、チョッパ電圧を変更して調整部 80 による粒子線 B の削り量を調整し、所望の強度の粒子線 B を得る。例えば、図 3 (b) において照射位置 P1 に対する粒子線 B の強度よりも、照射位置 P2 に対する粒子線 B の強度が高い場合、電源 71 は、照射位置 P1 における粒子線 B の削り量が、照射位置 P2 における粒子線 B の削り量よりも多くなるように、チョッパ電圧を大きくする。

#### 【0047】

ここで、加速器 3 は、予め準備したデータテーブルに基づいて、粒子線 B の強度の調整、すなわち調整部 80 の削り量を制御する。例えば、図 8 に示すようなデータテーブルを予め準備しておく。当該データテーブルを作成するときは、イオン源装置 60 の陰極温度は、最大電流を出力できるような陰極温度に設定しておく。次に、陰極温度を変えずに、バイアス電流を所定の値に設定して、照射部 2 は、粒子線 B の照射を行う。このとき、電源 71 のチョッパ電圧を変えながら粒子線 B を照射すると共に、各パラメータを測定する。測定するパラメータとしては、加速器 3 から出力される粒子線 B の「ビーム電流」「ビーム位置（またはステアラー補正量）」「ビームサイズ」が挙げられる。ビーム電流は、出力される粒子線 B の強度である。ビーム位置とは、加速器出口における粒子線 B の位置（ずれの大きさ）である。加速器出口に設けられたビームモニタにて粒子線 B の位置を測定可能である。ステアラー補正量とは、当該ビーム位置から位置を調整したときのずれの補正量の大きさである。ビームサイズとは、出力される粒子線 B の直径である。

#### 【0048】

上述のような測定での測定結果に基づいて、所定のバイアス電流と、所定のチョッパ電圧に設定したときに、どのようなパラメータの粒子線 B が得られるかについてのデータテーブルを作成できる。なお、データテーブルのうち、あるバイアス電流の設定値と、隣のバイアス電流の設定値との間の中間のバイアス電流に対する粒子線 B のパラメータについては、演算を行って内挿することで補完する。同様に、あるチョッパ電圧と隣のチョッパ電圧の設定値の間の中間のチョッパ電圧に対する粒子線 B のパラメータについても、演算で内挿することで補完する。このようなデータテーブルは、図 2 に示す記憶部 95 に格納される。治療計画装置 90 がスキニングパターンを作成するときには、各レイヤーにおける最大電流値を参照して、イオン源装置 60 でのバイアス電流を設定する。また、治療計画装置 90 は、各レイヤーの各照射位置において、どのようなパラメータの粒子線 B を照射すべきかを把握すると共に、データテーブルに照らし合わせて、各照射位置でのチョッパ電圧を決定する。例えば、あるレイヤーのバイアス電流が「A1」である場合、治療計画装置 90 は、データテーブルの「A1」の行に含まれる粒子線 B のパラメータに対して、各照射位置でのパラメータを照らし合わせ、合致するチョッパ電圧を決定する（図 8 参照）。これにより、治療計画装置 90 は、スキニングパターンと、当該スキニングパターンに対応するバイアス電流及びチョッパ電圧を決定することができる。粒子線 B の照射を行うとき、制御部 7 は、電源 71 及びイオン源制御部 72 に指令値を送り、作成したスキニングパターンに従ったタイミングで、バイアス電流及びチョッパ電圧を設定する。

#### 【0049】

なお、上述のようなデータテーブルに従ってスキニングパターンを作成した場合でも、実際の照射における粒子線 B のパラメータが、計画したものからずれる可能性はある。例えば、照射部 2 は、ドーズモニタ 12（検出部）で粒子線 B の電流値（強度）を監視することで、計画値からのずれを把握することができる。当該ずれが検出された場合、制御部 7 は、再びデータテーブルを参照し直してチョッパ電圧を補正するのではなく、検出したずれの検出結果を電源 71 にフィードバックして、粒子線 B の強度の調整、すなわち調整部 80 の粒子線 B の削り量を制御する。ただし、検出されたずれが所定量を超えた場合

10

20

30

40

50

は、メンテナンスなどのタイミングで、前述の測定を行うことで、データテーブルの作り直しをおこなう。

【0050】

次に、図9を参照して、照射部2が腫瘍14に粒子線Bを照射して治療を行うときの処理内容について説明する。当該処理は、制御部7によって実行される。制御部7は、図9の処理を行う前に、予め治療計画装置90が作成した治療計画のデータを取得する。まず、制御部7は、照射対象となるレイヤーに対するイオン源装置60のパラメータを設定する(ステップS10)。次に、制御部7は、対象となるレイヤーの最初のスポットへの電流値(強度)に基づいて、デフレクタ63のチョッパ電圧の初期値を設定する(ステップS20)。そして、制御部7は、対象のレイヤーに対して粒子線Bを照射しながらスキャニングを行うと共に、調整部80での粒子線Bの削り量を調整して、各照射位置での強度調整を行う(ステップS30)。次に、制御部7は、対象のレイヤーに対するスキャニングが完了したか否かを判定する(ステップS40)。完了していないと判定した場合は、制御部7は、ステップS30を繰り返す。完了したと判定した場合、制御部7は、全レイヤーに対するスキャニングが完了したか否かを判定する(ステップS50)。完了していないと判定した場合、制御部7は、レイヤーを切り替えて(ステップS60)、ステップS10から処理を繰り返す。一方、全レイヤーのスキャニングが完了したと判定した場合、図9に示す処理が終了する。

10

【0051】

次に、本実施形態に係る粒子線治療装置1、及び加速器3の作用・効果について説明する。

20

【0052】

粒子線治療装置1において、加速器3は、加速空間Sにて、デフレクタ63で粒子線Bを曲げて当該粒子線Bの一部をダンパ64で削ることで粒子線Bの強度を調整する調整部80を備えている。従って、調整部80は、粒子線Bの照射位置に応じた強度が得られるように、削り量を調整することで、当該照射位置に対して長時間の照射を行わなくとも、短時間の照射で所望の線量を得ることが可能となる。

【0053】

ここで、図7(b)を参照して、比較例に係る加速器のイオン源装置のパラメータについて説明する。比較例では、加速器の出力としての最大電流値IG2を出力できるように、イオン源装置のパラメータが設定される。これにより、全レイヤーに対して、粒子線Bの出力が最大電流値IG2となる。しかし、比較例では、常に最大電流値IG2が得られるようにイオン源装置を運転することになるため、メンテナンスの周期が短くなる(例えば二週間程度)という問題がある。また、粒子線Bの強度が低いところをダンパ64で削っているといえども、常に高電流値の粒子線Bを削ることになるため、周囲の構造物へのスパッタの影響が出るという問題が生じる。また、デフレクタ63は、常に高強度の粒子線Bを曲げなくてはならないので、出力する強度によっては、デフレクタ63の電源の設定電圧の分解能が良くなくては、精度良く強度を調整できない可能性がある。また、イオン源装置が安定しなくなる可能性も出る。

30

【0054】

これに対し、本実施形態においては、加速器3は、腫瘍14の少なくとも一つのレイヤーに基づくイオン源装置60のパラメータを設定し、調整部80による粒子線Bの削り量を制御することで、粒子線Bの強度を調整する。この場合、照射対象となるレイヤーにおいて必要な粒子線Bの最大強度が低い場合、イオン源装置60は、低い強度に対応できるパラメータに抑制した状態にて、粒子を生成することができる(例えば図7(a)のレイヤーL<sub>2</sub>やレイヤーL<sub>3</sub>参照)。これにより、イオン源装置60でのパラメータを適切な大きさに抑制することができる。また、加速器3は、粒子線Bの照射位置に応じた線量が得られるように、粒子線Bの強度を調整することで、当該照射位置に対して長時間の照射を行わなくとも、短時間の照射で所望の線量を得ることが可能となる。以上より、適切な調整態様にて粒子線Bの強度を調整しつつ、粒子線Bの走査速度を上げることができる。

40

50

## 【0055】

加速器3は、少なくとも一つのレイヤーに対する最大強度に基づいてイオン源装置60のパラメータを設定してよい。調整部80は、ダンパ64で粒子線Bの一部を削ることで強度を調整するため、強度を増加させることで調整を行うことはできない。従って、レイヤーに対する最大強度に基づいてイオン源装置60のパラメータを設定することで、出力される粒子線の強度が不足することを抑制できる。

## 【0056】

加速器3は、最大強度に対して所定の強度を増加させた出力を得られるように、イオン源装置60のパラメータを設定してよい。この場合、粒子線Bの出力が不安定になることで、ダンパで削るときの粒子線Bの強度が予定よりも低くなった場合であっても、予め強度を増加させておくことで、強度が不足することを抑制できる。

10

## 【0057】

加速器3は、予め準備したデータテーブルに基づいて、粒子線Bの強度を調整してよい。この場合、加速器3は、演算の負荷を低減した状態で、調整部80の削り量を適切に調整することができる。

## 【0058】

照射部2は、粒子線Bの強度を検出するドーズモニタ12（検出部）を有し、加速器3は、ドーズモニタ12の検出結果をフィードバックして、粒子線Bの強度を調整してよい。この場合、粒子線Bの強度が、計画時と異なっていた場合でも、ドーズモニタ12での検出結果に基づいて、調整部80の削り量を適切に制御することができる。

20

## 【0059】

本実施形態の一側面に係る加速器3は、被照射体を仮想的に複数のレイヤーに分け、各レイヤーに対してスキニング法によって照射するための粒子線Bを生成する加速器3であって、加速空間において粒子を生成するイオン源装置60を備え、被照射体の少なくとも一つのレイヤーに基づくイオン源装置60のパラメータを設定し、設定されたパラメータに基づき粒子線Bの強度を調整する。

## 【0060】

この加速器3によれば、上述の粒子線治療装置1と同趣旨の作用・効果を得ることができる。

## 【0061】

本発明は、上述の実施形態に限定されるものではない。

30

## 【0062】

例えば、イオン源装置のパラメータは、一層一層のレイヤーに対して設定されなくとも、複数のレイヤーに対して、まとめて一つのパラメータが設定されてよい。

## 【0063】

図4及び図5では、加速器としてサイクロトロンが例示されていたが、例えば、シンクロサイクロトロン、直線加速器（ライナック）等、種々の加速器に対しても本発明の構成が採用されてよい。

## 【符号の説明】

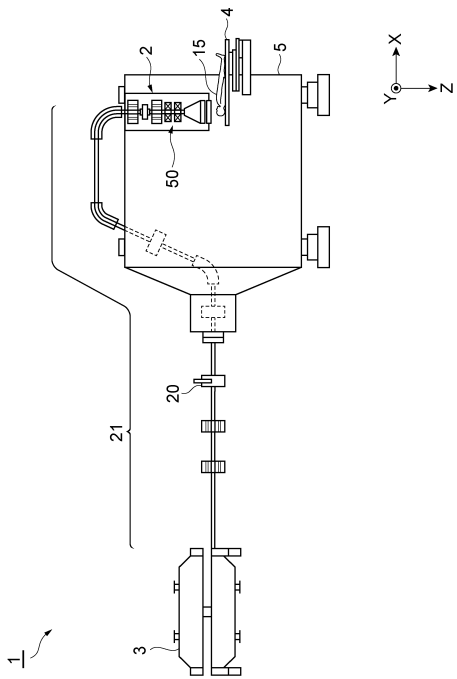
## 【0064】

1...粒子線治療装置、2...照射部、3...加速器、12...ドーズモニタ（検出部）、60...イオン源装置（粒子生成部）、63...デフレクタ、64...ダンパ、80...調整部。

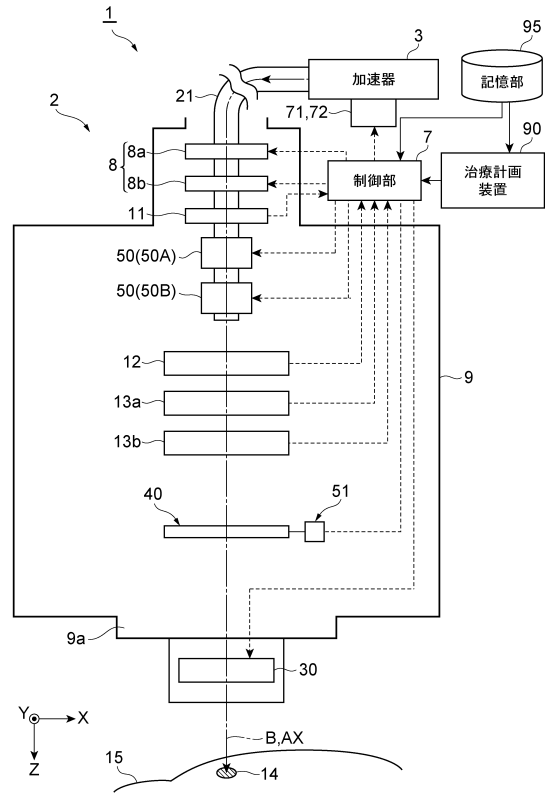
40

【 図面 】

【 図 1 】



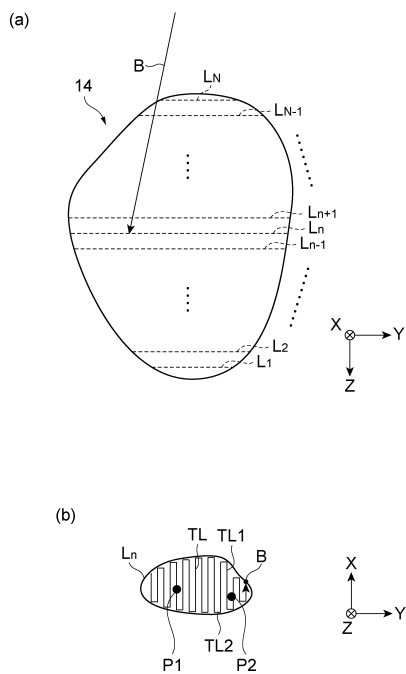
【 図 2 】



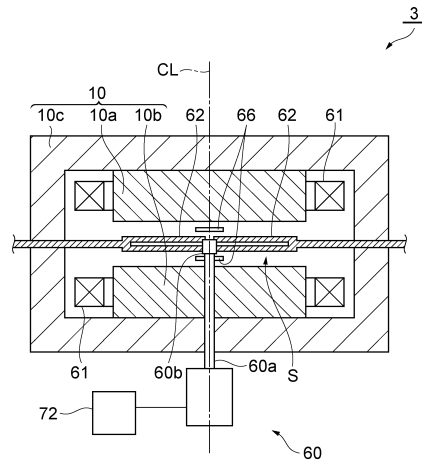
10

20

【 図 3 】



【 図 4 】

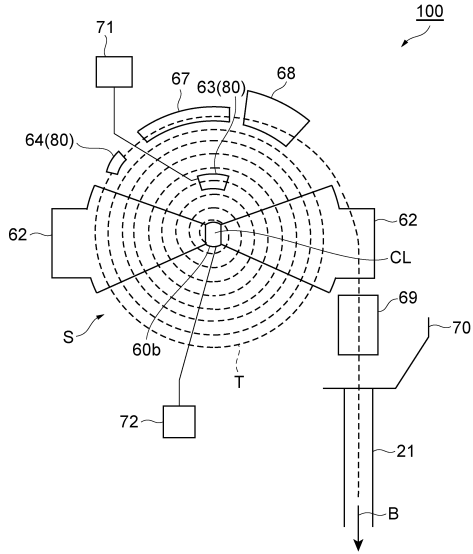


30

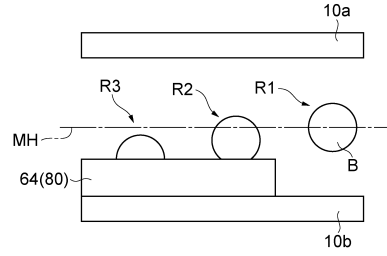
40

50

【 図 5 】



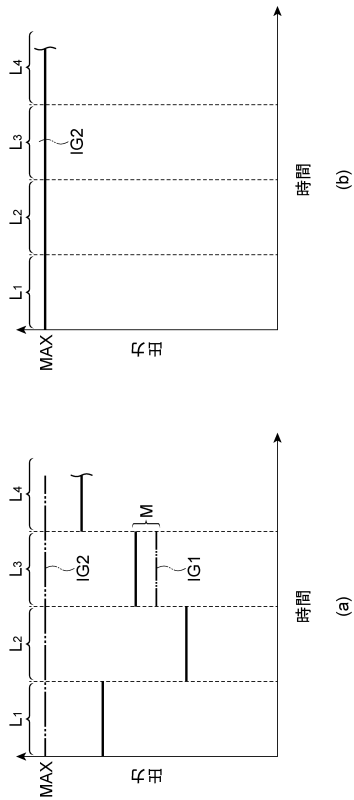
【 図 6 】



10

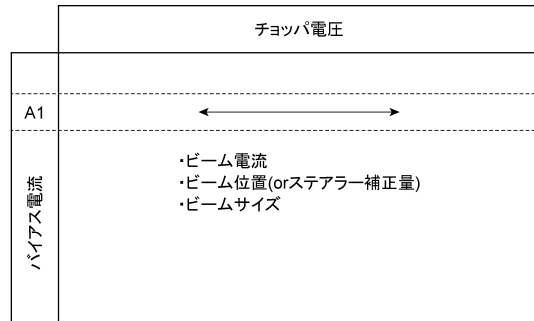
20

【 図 7 】



30

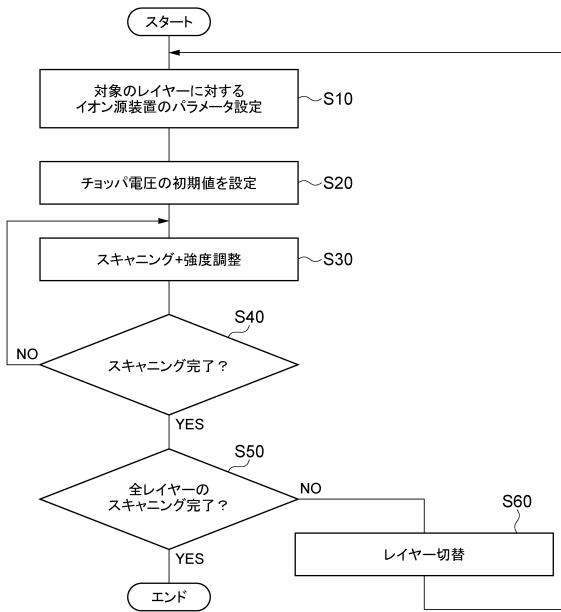
【 図 8 】



40

50

【 図 9 】



10

20

30

40

50