

(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2009-273632

(P2009-273632A)

(43) 公開日 平成21年11月26日(2009.11.26)

(51) Int.Cl.
A61N 5/10 (2006.01)

F I
A61N 5/10

テーマコード(参考)
4C082

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2008-127150 (P2008-127150)
(22) 出願日 平成20年5月14日 (2008.5.14)

(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 100077816
弁理士 春日 譲
(72) 発明者 梅澤 真澄
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
株式会社日立製作所
電力・電機開発研究所内
(72) 発明者 平本 和夫
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
株式会社日立製作所
電力・電機開発研究所内

最終頁に続く

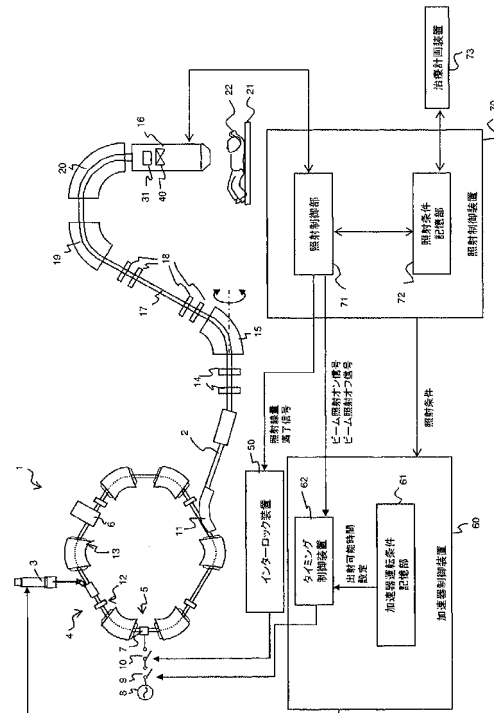
(54) 【発明の名称】 荷電粒子ビーム出射装置及び荷電粒子ビーム出射方法

(57) 【要約】

【課題】照射時間を短縮し、単位時間当りの治療患者数を増加する。

【解決手段】イオンビームの入射、加速、出射及び減速の4つの工程からなるパターン運転を周期的に行うシンクロトロン4と、高周波印加電極7とこの高周波印加電極7に高周波電力を印加する高周波電源8との接続を開閉する開閉スイッチ9と、シンクロトロン4の出射工程中にイオンビームの出射停止が少なくとも1回行われる場合に、1周期内にシンクロトロン4から出射されるイオンビームの量がほぼ一定となるように開閉スイッチ9の開閉タイミングを制御するタイミング制御装置62とを備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

荷電粒子ビームを照射装置から出射させる荷電粒子ビーム出射装置において、
前記荷電粒子ビームの入射、加速及び出射工程を含むパターン運転を周期的に行う加速器と、

前記加速器から出射される前記荷電粒子ビームの量を変更するビーム出射量調整装置と

、
前記加速器の出射工程中に前記荷電粒子ビームの出射停止が少なくとも 1 回行われる場合に、1 周期内に前記加速器から出射される前記荷電粒子ビームの量がほぼ設定量となるように前記ビーム出射量調整装置を制御する制御装置とを備えたことを特徴とする荷電粒子ビーム出射装置。

10

【請求項 2】

荷電粒子ビームを照射装置から出射させる荷電粒子ビーム出射装置において、
前記荷電粒子ビームの入射、加速及び出射工程を含むパターン運転を周期的に行う加速器と、

前記加速器の出射工程の時間を変更する出射時間調整装置と、

前記加速器の出射工程中に前記荷電粒子ビームの出射停止が少なくとも 1 回行われる場合に、1 周期内に前記加速器から出射される前記荷電粒子ビームの量がほぼ設定量となるように前記出射時間調整装置を制御する制御装置とを備えたことを特徴とする荷電粒子ビーム出射装置。

20

【請求項 3】

荷電粒子ビームを照射装置から出射させる荷電粒子ビーム出射装置において、
前記荷電粒子ビームの入射、加速及び出射工程を含むパターン運転を周期的に行う加速器と、

前記加速器から出射される前記荷電粒子ビームの強度を変更するビーム強度調整装置と

、
前記加速器の出射工程中に前記荷電粒子ビームの出射停止が少なくとも 1 回行われる場合に、1 周期内に前記加速器から出射される前記荷電粒子ビームの量がほぼ設定量となるように前記ビーム強度調整装置を制御する制御装置とを備えたことを特徴とする荷電粒子ビーム出射装置。

30

【請求項 4】

治療計画情報に基づき、前記ビーム出射量調整装置、前記出射時間調整装置、又は前記ビーム強度調整装置を制御する前記制御装置を備えたことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の荷電粒子ビーム出射装置。

【請求項 5】

前記加速器の出射工程における出射時間と出射停止時間との比率に基づき、前記ビーム出射量調整装置、前記出射時間調整装置、又は前記ビーム強度調整装置を制御する前記制御装置を備えたことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の荷電粒子ビーム出射装置。

【請求項 6】

前記加速器の出射工程における出射時間と出射停止時間との比率に基づき、前記加速器の前記荷電粒子ビームの出射可能時間を設定する出射可能時間設定装置、前記加速器から前記荷電粒子ビームが出射された時間を積算する積算装置、及び前記積算した出射時間が前記設定した出射可能時間に到達したかどうかを判定する判定装置を有する前記制御装置を備えたことを特徴とする請求項 2 記載の荷電粒子ビーム出射装置。

40

【請求項 7】

前記判定装置により前記積算した出射時間が前記設定した出射可能時間に到達したと判定された場合に、前記加速器からの前記荷電粒子ビームの出射を停止させる出射停止装置を備えたことを特徴とする請求項 6 記載の荷電粒子ビーム出射装置。

【請求項 8】

50

前記加速器の出射工程中における出射時間と出射停止時間との比率に基づき、前記加速器から出射される前記荷電粒子ビームの強度を設定するビーム強度設定装置、及び前記設定したビーム強度となるように前記加速器中を周回する前記荷電粒子ビームに印加する高周波出力を制御する高周波出力制御装置を有する前記制御装置を備えたことを特徴とする請求項 3 記載の荷電粒子ビーム出射装置。

【請求項 9】

荷電粒子ビームの入射、加速及び出射工程を含むパターン運転を周期的に行う加速器から出射された前記荷電粒子ビームを照射装置から出射させる荷電粒子ビーム出射方法において、

前記加速器の出射工程に出射停止が少なくとも 1 回行われる場合に、1 周期内に前記加速器から出射される前記荷電粒子ビームの量がほぼ設定量となるように制御することを特徴とする荷電粒子ビーム出射方法。

10

【請求項 10】

荷電粒子ビームの入射、加速及び出射工程を含むパターン運転を周期的に行う加速器から出射された前記荷電粒子ビームを照射装置から出射させる荷電粒子ビーム出射方法において、

前記加速器の出射工程に出射停止が少なくとも 1 回行われる場合に、1 周期内に前記加速器から出射される前記荷電粒子ビームの量がほぼ設定量となるように前記加速器の出射工程の時間を変更することを特徴とする荷電粒子ビーム出射方法。

20

【請求項 11】

荷電粒子ビームの入射、加速及び出射工程を含むパターン運転を周期的に行う加速器から出射された前記荷電粒子ビームを照射装置から出射させる荷電粒子ビーム出射方法において、

前記加速器の出射工程に出射停止が少なくとも 1 回行われる場合に、1 周期内に前記加速器から出射される前記荷電粒子ビームの量がほぼ設定量となるように前記加速器から出射される前記荷電粒子ビームの強度を変更することを特徴とする荷電粒子ビーム出射方法。

【請求項 12】

荷電粒子ビームを照射装置から出射させる荷電粒子ビーム出射装置において、前記荷電粒子ビームを周期的に出射・停止させる加速器と、前記加速器から出射される前記荷電粒子ビームの強度を変更するビーム強度調整装置と、

30

前記加速器から出射される荷電粒子ビームの出射停止がある周期内*に行われる場合に、その周期内に前記加速器から出射される前記荷電粒子ビームの量がほぼ設定量となるように前記ビーム強度調整装置を制御する制御装置とを備えたことを特徴とする荷電粒子ビーム出射装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、陽子及び炭素イオン等のイオンビームを照射装置から出射させる荷電粒子ビーム出射装置及び荷電粒子ビーム出射方法に関する。

40

【背景技術】

【0002】

癌などの患者の患部に陽子及び炭素イオン等のイオンビームを照射する治療方法が知られている。この治療に用いる粒子線治療装置は、イオンビーム発生装置、ビーム輸送系、及び例えば回転式の照射装置を備えている。イオンビーム発生装置で加速されたイオンビームは、第 1 ビーム輸送系を経て照射装置に達し、照射装置に備えられた第 2 ビーム輸送系を通して照射ノズルから患者の患部に照射される。イオンビーム発生装置としては、イオンビームを周回軌道に沿って周回させる手段、共鳴の安定限界の外側でイオンビームのベータatron振動を共鳴状態にする手段、及びイオンビームを周回軌道から取り出す出射用デフレクタを備えた円形加速器が知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。

50

【 0 0 0 3 】

一方、イオンビームを用いた治療において、例えば陽子ビームの照射では、陽子が停止するに至ったときに陽子エネルギーの大部分が放出される（＝ブラッグピーク）という特性を利用し、陽子ビームのエネルギーを選択することで陽子を患部近傍で停止させてエネルギー（吸収線量）の大部分を患部の細胞にのみ与えるよう図られる。

【 0 0 0 4 】

ここで、通常、患部は臓器に存在することから、患者体内奥行き方向（すなわちビームの進行方向）にある程度の厚みをもっている。このような患部の厚み方向寸法全域にわたってイオンビームを効果的に照射するには、厚み方向にある程度広いフラットな吸収線量範囲（拡大ブラッグピーク (spread-out Bragg peak)。以下、SOBPと記載する。）を備えるように、イオンビームを制御しなければならない。

10

【 0 0 0 5 】

このような観点から、従来、段階的に厚みが増大又は減少する分布を備えた形状の構造物をビームの進行方向と垂直な方向に周期的に配置することで、ビームの入射位置に応じてビームが通過する厚さを変更するリッジフィルタが既に提唱されている（例えば、非特許文献1参照。）。このリッジフィルタをビームが通過すると、構造物と構造物の間をイオンビームが通過したときにビームエネルギーは減衰することなく通過するためブラッグピークが体内深くにて生じ、構造物のうち薄い段部を通過したときはビームエネルギーが若干減衰されてブラッグピークが体内中央部にて生じ、構造物のうち厚い段部を通過したときはビームエネルギーが大きく減衰されてブラッグピークが体表面近くの浅い部分で生じる。このように、異なる体内深さのブラッグピークが照射される結果、体表面近くから体内深くまでに至る比較的広いSOBPを得ることができる。

20

【 0 0 0 6 】

また、SOBPを得る別の手段として周回方向に段階的に厚みが増大又は減少する分布を備えた羽根を複数枚有するレンジモジュレーションホイール（以下、RMWという）が既に提唱されている（例えば、非特許文献2参照。）。このRMWをイオンビームの進路に設けてイオンビームの進行方向に垂直な面内で回転させると、羽根と羽根の間をイオンビームが通過したときはビームエネルギーは減衰することなく通過するためブラッグピークが体内深くにて生じ、羽根のうち薄い段部を通過したときはビームエネルギーが若干減衰されてブラッグピークが体内中央部にて生じ、羽根のうち厚い段部を通過したときはビームエネルギーが大きく減衰されてブラッグピークが体表面近くの浅い部分で生じる。RMWの回転によりこのようなブラッグピーク位置の変動が周期的に行われる結果、時間積分で見ると、体表面近くから体内深くまでに至る比較的広いSOBPを得ることができる。

30

【 0 0 0 7 】

一方、患部形状に対する線量分布の一致性を向上し周辺臓器への不要線量を極力低減する照射方式のひとつとして、ペンシル状の小径ビームを患部形状に合わせて走査するペンシルビームスキニング方式がある。この照射方式において、照射領域を微小なターゲット（以下、スポットという）に分割し、そのスポットに予め定められた線量を照射したらビームを停止し、次のスポットへの照射準備が整い次第照射を開始し、そのスポットでの規定線量に達したらビームを停止し、再び次のスポットへの照射準備を行うという照射方式が提案されている（例えば、特許文献2参照。）。この場合、深さ方向の制御は、円形加速器を用いる場合には目標エネルギーの設定を順次変更することにより行う。すなわち、患部を深さ方向に複数の層に分け、各層における全てのスポットの照射が終了したら円形加速器の目標エネルギー設定を変更し、層を移動する。同一層内においては、同一エネルギーでビームの照射・停止を繰り返して各スポットの照射を順次行う。

40

【 0 0 0 8 】

【特許文献1】米国特許第5363008号明細書

【特許文献2】特許第2833602号公報

【非特許文献1】レビュー オブ サイエントフィック インストルメンツ 6 4 巻 8 号

50

(1993年8月)のページ2078、図31 (REVIEW OF SCIENTIFIC INSTRUMENTS VOLUME 64 NUMBER 8 (AUGUST 1993) P2078 FIG.31)

【非特許文献2】レビュー オブ サイエンティフィック インストルメンツ 64巻8号 (1993年8月)のページ2077、図30 (REVIEW OF SCIENTIFIC INSTRUMENTS VOLUME 64 NUMBER 8 (AUGUST 1993) P2077 FIG.30)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本願発明者のうちの一部が関与してなされた発明、すなわち、RMWが回転しているときに、シンクロトロンからのイオンビームの出射をON/OFF制御する荷電粒子ビーム出射装置の発明が出願されている。その発明では、RMWを回転させつつ、例えば比較的長い時間、すなわちRMWの広い回転角度の範囲にわたってイオンビームを通過させるようにすればイオンビームの減衰度合いが大きく変動することからSOBPは広くなり、比較的短い時間すなわちRMWの狭い回転角度の範囲にイオンビームを通過させるようにすればイオンビームの減衰度合いがあまり変動しないためSOBPは狭くなる。このように、RMWの回転時にイオンビームの出射をON/OFF制御することで、1つのRMWで多様なSOBPを得られるので、RMWの交換頻度を低減でき、多数の患者に対し、円滑に治療を行うことができる。

10

【0010】

上記レンジモジュレーションホイールを用いて多様なSOBPを得る方法や、従来技術で述べたペンシルビームスキニング方式は、前者は円滑な治療をもたらすスルーブットの高い治療装置を実現可能で、後者は線量集中性をより高めるという意味で照射精度の高い治療装置を実現可能であるため、イオンビームを用いた治療方法の高度化のために期待されている。いずれの照射においてもイオンビームの照射・停止を繰り返す照射方法であり、例えば円形加速器においては安定境界内にある荷電粒子の振動振幅を増大させビームを出射させる高周波電磁界をオン/オフさせることで、オン期間はビーム照射、オフ期間は照射停止という制御が可能になることが知られている。

20

【0011】

ここで、円形加速器は、イオンを前段の加速器から入射する入射工程、入射したイオンを目標のエネルギーまで加速する加速工程、加速したイオンを照射装置に対して出射する出射工程、及び出射工程終了後にイオンを減速する減速工程からなる一定の運転パターンを周期的に繰り返すように運用される。したがって、イオンビームは上記パターン運転を繰り返す円形加速器から断続的に出射されることになる。イオンビームの出射から次の出射に至るまでの時間間隔を運転周期と呼ぶ。このとき、特許文献1記載の従来の円形加速器では、運転周期が固定されており、その結果、1周期中における出射工程の時間も固定されていた。したがって、上記のRMWを用いて多様なSOBPを得る方法やペンシルビームスキニング方式のように出射工程中にビームの出射・停止を繰り返す照射を行った場合、1運転周期内に円形加速器から照射装置に出射されるイオンビームの量が出射工程中におけるビーム出射時間が占める比率に応じて減少することになり、患者に対する照射時間が長くなる。その結果、単位時間当りの治療患者数が減少する。

30

40

【0012】

本発明の目的は、照射時間を短縮し、単位時間当りの治療患者数を増加することができる荷電粒子ビーム出射装置及び荷電粒子ビーム出射方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記した目的を達成する本発明の特徴は、荷電粒子ビームの入射、加速及び出射工程を含むパターン運転を周期的に行う加速器から出射された荷電粒子ビームを照射装置から出射させる際に、加速器の出射工程中に出射停止が少なくとも1回行われる場合に、1周期内に加速器から出射される荷電粒子ビームの量がほぼ設定量となるように制御することにある。これにより、レンジモジュレーションホイールを用いて多様なSOBPを得る方法

50

やペンシルビームスキヤニングのように出射工程中にビームの出射及び出射停止が繰り返される場合においても、1周期内に照射装置から出射されるビーム量が減少することがない。したがって、患者に対する照射時間を短縮でき、単位時間当りの治療患者数を増加することができる。

【0014】

好ましくは、加速器の出射工程の時間を変更することにより、1周期内に加速器から出射される荷電粒子ビームの量がほぼ設定量となるようにするとよい。

【0015】

また好ましくは、加速器から出射される荷電粒子ビームの強度を変更することにより、1周期内に加速器から出射される荷電粒子ビームの量がほぼ設定量となるようにするとよい。

10

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、照射時間を短縮し、単位時間当りの治療患者数を増加することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、本発明の荷電粒子ビーム出射装置及び荷電粒子ビーム出射方法の実施の形態を図面を参照しつつ説明する。

【0018】

20

(実施形態1)

本発明の好適な一実施形態である粒子線出射装置を、図1を用いて説明する。本実施形態の粒子線出射装置は、イオンビーム発生装置1と、イオンビーム発生装置1の下流側に接続されたビーム輸送系2とを有している。

【0019】

イオンビーム発生装置1は、イオン源(図示せず)、前段イオンビーム発生装置3及びシンクロトロン(加速器)4を有する。シンクロトロン4は、高周波印加装置5、及び加速装置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7と高周波電源8とを開閉スイッチ9, 10にて接続した構成となっている。加速装置6は、その周回軌道に配置された高周波加速空胴(図示せず)、及び高周波加速空胴に高周波電力を印加する高周波電源(図示せず)を備える。イオン源で発生したイオン(例えば、陽子イオン(または炭素イオン))は前段イオンビーム発生装置(例えば直線イオンビーム発生装置)3で加速される。前段イオンビーム発生装置3から出射されたイオンビームはシンクロトロン4に入射される。荷電粒子ビームであるそのイオンビームは、シンクロトロン4で、高周波電源から高周波加速空胴を経てイオンビームに印加される高周波電力によってエネルギーを与えられて加速される。シンクロトロン4内を周回するイオンビームのエネルギーが設定されたエネルギー(例えば60~250MeV)までに高められた後、高周波電源8からの出射用の高周波が、閉じられた開閉スイッチ9, 10を経て高周波印加電極7に達し、高周波印加電極7よりイオンビームに印加される。安定限界内で周回しているイオンビームは、この高周波の印加によって安定限界外に移行し、出射用デフレクタ11を通過してシンクロトロン4から出射される。イオンビームの出射の際には、シンクロトロン4に設けられた四極電磁石12及び偏向電磁石13に導かれる電流が電流設定値に保持され、安定限界もほぼ一定に保持されている。開閉スイッチ9又は10を開いて高周波印加電極7への高周波電力の印加を停止することによって、シンクロトロン4からのイオンビームの出射が停止されるようになっている。

30

40

【0020】

イオンビーム発生装置1の運転制御は加速器制御装置60によって行われる。この加速器制御装置60は、シンクロトロン4の運転条件を記憶する加速器運転条件記憶部61、及びシンクロトロン4の入射・加速・出射・減速の4つの工程からなるパターン運転のタイミングに関わる制御を行うタイミング制御装置62を有している。照射制御装置70か

50

ら与えられる照射条件に対応した加速器の運転条件は予め計算や実験によって定められており、加速器制御装置 60 はその運転条件を加速器運転条件記憶部 61 から呼び出して各機器の設定を行う。

【0021】

シンクロトロン 4 から出射されたイオンビームは、ビーム輸送系 2 を経て下流側に輸送される。ビーム輸送系 2 は、四極電磁石 14 及び偏向電磁石 15 と、治療室内に配置された照射装置 16 に連絡されるビーム経路 17 と、このビーム経路 17 にビーム進行方向上流側より配置された四極電磁石 18, 18、偏向電磁石 19, 20 とを備える。ビーム輸送系 2 へ導入されたイオンビームは、ビーム経路 17 を通って照射装置 16 へと輸送され、治療台 21 に乗っている患者 22 の患部に照射される。偏向電磁石 15 以降の機器は図中の回転軸を中心に患者の周りを回転し、様々な方向からイオンビームを照射可能とする回転ガントリー（図示せず）と呼ばれる装置上に設置されている。

10

【0022】

本実施形態の照射装置 16 では、散乱体（図示せず）による照射野拡大とレンジモジュレーションホイール（以下、RMW という）40 を用いた拡大ブラッグピーク形成により照射野を形成する。照射装置 16 の内部には、線量モニタ 31（ひとつとは限らない）、RMW 40 などがビーム軸上に配置されている。

【0023】

RMW 40 の詳細構造を図 2 に示す。この図 2 に示すように、RMW 40 は、回転軸 43、この回転軸 43 と同心円に配置された円筒部材 44、及び回転軸 43 に取り付けられ RMW 40 の半径方向に伸びた複数の翼（本実施例では 3 枚）45 を有している。これらの翼 45 はその周方向における幅が径方向外側に行くほど広くなるように（すなわち円筒部材 44 側が回転軸 43 側よりも広くなるように）形成されており、径方向外側の端部は円筒部材 44 の内周面に取り付けられている。また、RMW 40 の周方向における翼 45, 45 間には、それぞれ開口 46 が形成されている。すなわち、1 つの RMW 40 には 3 枚の翼 45 の相互間に形成された開口 46 が 3 つ存在する。これら開口 46 も周方向における幅が径方向外側に行くほど広くなるように形成されている。

20

【0024】

上記各翼 45 は、RMW 40 の周方向において階段状に配置された複数の平面領域 47（すなわち平面領域 47 は、例えば階段において足を乗せる平面に相当する。）を有しており、ビーム軸の方向における RMW 40 の底面から各平面領域 47 までの各厚みが異なっている（RMW 40 の底面から各平面領域 47 までのレベルが異なる）。ここでは、1 つの平面領域 47 の部分におけるその厚みを、平面領域部分の厚みという。すなわち、翼 45 は、周方向において翼 45 の両側に位置する開口 46 からビーム軸の方向における最も厚みの厚い翼頂部 45A に位置する平面領域 47 に向かって各平面領域部分の厚みが増加するように形成されている。各平面領域 47 は回転軸 43 から円筒部材 44 に向かって延びており、その周方向における幅も径方向外側に行くほど広がっている。

30

【0025】

このように構成される RMW 40 には回転角度（回転位相）を検出する角度計（図示せず）が設けられている。この角度計で検出された RMW 40 の回転角度は、照射制御装置 70 の照射制御部 71 に出力される。

40

【0026】

ここで、本実施形態の荷電粒子ビーム出射装置では、RMW 40 の回転角度に応じてイオンビーム発生装置 1 からのイオンビームの出射の ON/OFF を制御することにより、単一の RMW 40 で複数の SOB P を得られるように図っている。以下、この詳細について説明する。

【0027】

図 3 は RMW 40 の上面図であり、3 つのイオンビームの照射条件 D, E, F を例として示している。図 4 はこれらビーム照射条件 D, E, F を時系列で示した図であり、また図 5 はこれらビーム照射条件 D, E, F によって得られる線量分布を示す図である。

50

【 0 0 2 8 】

すなわち、開口部 4 6 をイオンビームが通過したときにはビームエネルギーは減衰することなく通過するためブラッグピークが体内深くにて生じ、翼 4 5 のうち平面領域部分の厚みが比較的薄い平面領域 4 7 を通過したときはビームエネルギーが若干減衰されてブラッグピークが体内略中央部にて生じ、翼 4 5 のうち平面領域部分の厚みが比較的厚い平面領域 4 7 を通過したときはビームエネルギーが大きく減衰されてブラッグピークが体表面近くの浅い部分で生じる。したがって、図 3 及び図 4 中照射条件 D に示すように R M W 4 0 の周方向全領域において常にイオンビームの照射が O N である場合には、R M W 4 0 の回転により上記のようなブラッグピーク位置の変動が周期的に行われる結果、時間積分で見ると、図 5 中線量分布 D のように体表面近くから体内深くまでに至る比較的広い S O B P が得られる。

10

【 0 0 2 9 】

一方、図 3 及び図 4 中照射条件 E に示すように、各翼 4 5 の厚みが比較的厚い平面領域 4 7 (翼頂部 4 5 A 付近) ではイオンビームの照射を O F F とし、その他の周方向領域ではビーム照射 O N とする場合には、ビームエネルギーが大きく減衰され体表面近くの浅い部分で生じるブラッグピーク分布がなくなるため、図 5 中線量分布 E のように線量分布 D よりも狭い S O B P が得られる。

【 0 0 3 0 】

他方、図 3 及び図 4 中照射条件 F に示すように、開口 4 6 及び各翼 4 5 の厚みが比較的薄い平面領域 4 7 にてイオンビームの照射を O N とし、その他の周方向領域ではビーム照射 O F F とする場合には、ビームエネルギーの減衰量が少なく体内深くにて生じるブラッグピーク分布のみとなるため、図 5 中線量分布 F に示すように線量分布 E よりもさらに狭い S O B P が得られる。本実施形態の粒子線治療装置では、以上のように R M W 4 0 の回転角度に応じてイオンビームの出射の O N ・ O F F 制御を行うことにより、単一の R M W 4 0 で複数の異なる S O B P を形成する。

20

【 0 0 3 1 】

図 1 に戻り、照射制御装置 7 0 は、照射制御部 7 1 及び照射条件記憶部 7 2 を有している。治療計画装置 7 3 では患者 2 2 の患部に対する照射条件を定め、照射条件記憶部 7 2 にその内容を記憶させる。照射条件情報の項目には、S O B P (R M W 4 0 の種類及びビーム照射領域情報 (すなわち R M W 4 0 のどの領域 (回転角度) でビームを O N / O F F するかという情報)) が含まれている。この S O B P と R M W 4 0 の種類及びビーム照射領域情報との関係については、予め計算及び実験等により求めておく。

30

【 0 0 3 2 】

照射制御部 7 1 は、S O B P を形成するためのイオンビーム発生装置 1 からのイオンビームの出射の O N / O F F 制御を行う。すなわち、まず照射条件記憶部 7 2 に記憶された照射条件情報中の S O B P (ビーム照射領域情報) を読み出す。そして、角度計から R M W 4 0 の回転角度を入力し、上記照射条件記憶部 7 2 から読み出したビーム照射領域情報に基づいて、R M W 4 0 の回転角度がビーム O N 領域の角度となったら加速器制御装置 6 0 のタイミング制御装置 6 2 へビーム照射オン信号を出力する。

【 0 0 3 3 】

一方、シンクロトロン 4 の運転は、図 6 に示すように入射、加速、出射、減速の 4 つの工程からなるパターン運転を周期的に繰り返す。図 6 は横軸に時間、縦軸にシンクロトロン 4 の運転パターンを代表する偏向電磁石 1 3 で発生する磁場強度を示す。なお、この図 6 は、上述したイオンビームの出射の O N / O F F 制御を行わずに出射工程中において常時ビームを出射する場合の偏向電磁石 1 3 の磁場強度を示している。ここで、磁場強度 B 1 は入射時のエネルギーのイオンを周回させる磁場に相当し、B 2 は加速後のエネルギーのイオンを周回させる磁場に相当する。また、T_{ex} は周期毎の出射可能時間 (出射工程時間)、T はビームの出射が終了してから次の周期のビーム出射が開始されるまでの時間であり、T_{ex} + T がシンクロトロン 4 の 1 運転周期となる。

40

【 0 0 3 4 】

50

出射工程においては、図示しない電磁石電源制御装置から加速器制御装置 60 のタイミング制御装置 62 に対して出射可能信号が出力される。この出射可能信号の ON / OFF のタイミングを上記偏向電磁石 13 の磁場強度の変化と合わせて図 6 に示す。タイミング制御装置 62 は、電磁石電源制御装置から入力される出射可能信号の ON と、照射制御装置 70 の照射制御部 71 から入力されるビーム照射オン信号とが重なったタイミングにおいて、開閉スイッチ（ビーム出射量調整装置、出射時間調整装置）9 を閉じてシンクロトロン 4 からのイオンビームの出射を行う。

【0035】

また、タイミング制御装置 62 はビーム照射オン/オフ信号用の積算タイマー（図示せず）を有しており、照射制御部 71 から出力されるビーム照射信号のオン時間の積算を行う。一方で、タイミング制御装置 62 は照射制御装置 70 から入力される照射条件に応じて加速器運転条件記憶部 61 から読み出した加速器運転条件情報に基づき、出射可能時間を設定する（詳細は後述）。そして、上記照射制御部 71 から出力されるビーム照射オン信号の積算時間が上記設定した出射可能時間に至った場合には、開閉スイッチ 9 を開いてシンクロトロン 4 からのイオンビームの出射を停止させる。

10

【0036】

以上のような構成である本実施形態の荷電粒子ビーム出射装置における治療照射の手順を図 7 を用いて説明する。本フローチャートに表される各手順は、加速器制御装置 60 及び照射制御装置 70 によって実行される。それらの手順の実行により、1 周期内にシンクロトロン 4 から出射されるイオンビームの量がほぼ設定量となる制御、すなわち、出射されるそのイオンビーム量がほぼ一定となる制御が行われる。

20

【0037】

まず、照射制御装置 70 は、治療計画装置 73 で定められた患者 22 の患部に対する照射条件（ビームエネルギー、SOBP 等）を照射条件記憶部 72 に入力し、記憶させる（ステップ 81）。そして、照射制御装置 70 の照射制御部 71 は、記憶した照射条件に基づいて照射装置 16 の各機器の運転条件を設定する。また、加速器制御装置 60 は、照射制御装置 70 から照射条件を入力し、イオンビーム発生装置 1 の各機器の運転条件を設定する（ステップ 82）。

【0038】

照射制御装置 70 の照射制御部 71 は、照射条件記憶部 72 から照射条件の SOBP に含まれるビーム照射領域情報（RMW40 の照射開始角度及び照射停止角度）を読み出す（ステップ 83）。そして、照射装置 16 に設けた RMW40 の駆動装置（図示せず）に駆動信号を出力し、RMW40 を回転駆動させる（ステップ 84）。照射制御部 71 は、RMW40 の回転駆動中は常に角度計から RMW40 の回転角度を入力し、この入力した回転角度が RMW40 の照射開始角度と一致するかどうかを判定する（ステップ 85）。一致した場合、照射制御部 71 はビーム照射オン信号を加速器制御装置 60 のタイミング制御装置 62 に出力する（ステップ 86）。一方、角度計から入力した RMW40 の回転角度が照射停止角度に一致した場合には、照射制御部 71 はビーム照射オフ信号を加速器制御装置 60 のタイミング制御装置 62 に出力する（ステップ 87）。上記ステップ 85 ~ 87 を繰り返すことにより、RMW40 の回転角度に応じたビーム ON / OFF 制御が行われる。

30

40

【0039】

一方、上記ステップ 83 ~ 87 と並行して、加速器制御装置 60 のタイミング制御装置 62 は、先のステップ 82 で入力した照射条件及び設定された運転条件から出射可能時間を設定する（ステップ 88）。この出射可能時間の具体的な設定方法について、図 8 を用いて説明する。

【0040】

この図 8 に示すように、照射制御部 71 からタイミング制御装置 62 に出力されるビーム照射信号の 1 周期中の ON 時間の割合（以下、デューティと記載）を $a (= A / B)$ とする。ここでは説明を簡易とするため、ビーム照射信号は ON 時間を A、1 周期の時間を B

50

とする波形を繰り返すものとする。したがって、デューティ a はシンクロトロン 4 の出射工程中におけるビーム出射 ON 時間の割合とも言える。例えば、前述した図 3, 図 5 の照射条件 D のように R M W 4 0 の回転に合わせてビームを ON / OFF しない場合にはデューティ $a = 1$ となり、図 3, 図 5 の線量分布 E, F のように S O B P を小さくする場合にはデューティ a は 1 よりも小さくなる。すなわちデューティは $0 < a < 1$ の範囲になる。タイミング制御装置 6 2 は、照射条件の S O B P 情報に含まれる R M W 4 0 の照射開始角度及び照射停止角度を入力し、これらの情報からデューティ a を算出する。そして、実際にビームを出射する時間の積算が出射可能時間 T_{ex} (図 6 参照) となるようにするため、1 周期中の出射工程の時間 (すなわち出射開始から出射終了までの時間) を T_{ex} / a に設定する。これにより、出射可能信号の ON と照射制御部 7 1 から入力されるビーム照射オン信号とが重なったタイミングにおいてタイミング制御装置 6 2 から開閉スイッチ 9 へ出力されるビーム照射オン信号 (図 8 に実際の出射 ON 信号として示す) の積算時間が出射可能時間 T_{ex} となるようになっている。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 1 】

図 7 に戻り、例えば図示しないコンソールの治療開始ボタンがオペレータにより押されることによって、治療照射が開始される (ステップ 8 9)。まず加速器制御装置 6 0 は前段イオンビーム発生装置 3 に出射開始信号を出力する。これにより、前段イオンビーム発生装置 3 から出射されたイオンビームがシンクロトロン 4 に入射される (ステップ 9 0)。このとき、シンクロトロン 4 の各電磁石の励磁電流は図示しない電磁石電源装置によりイオンビームの入射エネルギーに対応した値に制御されている。そして、シンクロトロン 4 の各電磁石の励磁電流が高められつつ、シンクロトロン 4 内を周回するイオンビームは高周波電源から高周波加速空洞を経てイオンビームに印加される高周波電力によって加速され (ステップ 9 1)、設定されたエネルギーまで高められると、各電磁石に導かれる励磁電流が一定の設定値に保持される (ステップ 9 2)。このとき、図示しない電磁石電源制御装置からタイミング制御装置 6 2 に対して出射可能信号が出力される。

【 0 0 4 2 】

次に、加速器制御装置 6 0 のタイミング制御装置 6 2 は、照射制御装置 7 0 の照射制御部 7 1 からビーム照射オン信号が入力されたかどうかを判定する (ステップ 9 3)。先に説明したステップ 8 6 でビーム照射オン信号がタイミング制御装置 6 2 に対して出力されていれば、開閉スイッチ 9 に対してビーム照射オン信号を出力し、開閉スイッチ 9 を閉成させる。これにより、高周波電源 8 からの出射用の高周波が閉じられた開閉スイッチ 9, 1 0 (ここでは開閉スイッチ 1 0 が閉成されているものとする) を経て高周波印加電極 7 に達し、高周波印加電極 7 よりイオンビームに印加される。安定限界内で周回しているイオンビームは、この高周波の印加によって安定限界外に移行し、出射用デフレクタ 1 1 を通ってシンクロトロン 4 から出射される。シンクロトロン 4 から出射されたイオンビームは、ビーム輸送系 2 を経て下流側の照射装置 1 6 へと輸送され、治療台 2 1 に乗っている患者 2 2 の患部に照射される (ステップ 9 4)。

【 0 0 4 3 】

照射中、照射制御装置 7 0 の照射制御部 7 1 は常時線量モニタ 3 1 から照射中のイオンビームの線量検出値を入力し、その線量値を積算する。そして、この積算した線量値が治療計画装置 7 3 で定められた患者 2 2 の治療照射に必要な線量満了値に到達したかどうかを判定する (ステップ 9 5)。

【 0 0 4 4 】

一方、加速器制御装置 6 0 のタイミング制御装置 6 2 は、照射制御装置 7 0 の照射制御部 7 1 から入力されるビーム照射信号のオン時間を積算し、この積算した時間が先のステップ 8 8 で設定した出射可能時間に到達したかどうかを判定する (ステップ 9 6)。ビーム照射オン信号の積算時間が出射可能時間に到達していない場合には、ステップ 9 2 ~ ステップ 9 6 を繰り返す。この際に、先のステップ 8 7 で照射制御装置 7 0 の照射制御部 7 1 からタイミング制御装置 6 2 にビーム照射オフ信号が入力された場合には、開閉スイッチ 9 に対してビーム照射オフ信号を出力して開閉スイッチ 9 を閉成させる。これにより、

シンクロトロン 4 からのビーム出射が停止される (ステップ 97)。また、照射制御部 71 からタイミング制御装置 62 にビーム照射オン信号が再び入力された場合には、開閉スイッチ 9 に対してビーム照射オン信号を出力して開閉スイッチ 9 を閉成させ、シンクロトロン 4 からのビーム出射を再び開始させる。

【0045】

ステップ 92 ~ ステップ 97 を繰り返すうちに、照射制御部 71 から入力されるビーム照射オン信号の積算時間が出射可能時間に到達した場合には、直ちに開閉スイッチ 9 に対してビーム照射オフ信号を出力し、開閉スイッチ 9 を開成させてシンクロトロン 4 からのビーム出射を停止させる。そして、図示しない電磁石電源装置によりシンクロトロン 4 の各電磁石の励磁電流が徐々に下げられつつ、高周波電源から高周波加速空洞を経てイオンビームに印加される高周波電力が低下され、イオンビームの減速が行われる (ステップ 98)。減速が終了すると (ステップ 99)、シンクロトロン 4 の各電磁石の励磁電流は図示しない電磁石電源装置によりイオンビームの入射エネルギーに対応した値に再び設定され、前段イオンビーム発生装置 3 から出射されたイオンビームがシンクロトロン 4 に再び入射される。このようにして次の周期の運転パターンに進み、ステップ 90 ~ ステップ 99 を再び繰り返す。

10

【0046】

このようにしてステップ 90 ~ ステップ 99 を繰り返す間に線量満了となった場合には、照射制御部 71 はインターロック装置 50 に照射線量満了信号を出力する。これにより、インターロック装置 50 は開閉スイッチ 10 に対してビーム照射オフ信号を出力し、開閉スイッチ 10 を開成させる。これにより、シンクロトロン 4 からのビーム出射が停止され、治療照射を終了する (ステップ 100)。

20

【0047】

なお、本実施形態においては、上記したようにタイミング制御装置 62 によるビーム ON/OFF 制御と線量が満了した場合のインターロック装置 50 によるビーム OFF 制御とを、開閉スイッチ及びその動作のための信号の経路について安全性の観点から別系統としているが、これら開閉スイッチ及び信号経路を一つにまとめてもよい。

【0048】

タイミング制御装置 62 は、荷電粒子ビームの出射可能時間を設定する出射可能時間設定装置、荷電粒子ビームが出射された時間を積算する積算装置、出射時間が出射可能時間に到達したかどうかを判定する判定装置、及び荷電粒子ビームの出射を停止させる出射停止装置として機能する。

30

【0049】

以上説明した本実施形態の荷電粒子ビーム出射装置によれば、以下の効果を奏する。

【0050】

本実施形態の荷電粒子ビーム出射装置においては、1 周期中の出射工程の時間 (すなわち出射開始から出射終了までの時間) を $T_{ex/a}$ に設定する。このようにしてデューティ a に応じて出射工程の時間を延長することにより、出射工程中にビームの出射及び出射停止が繰り返し行われる場合であっても、実際のビーム出射の積算時間を出射工程中にビーム OFF の制御が行われない場合の出射可能時間 T_{ex} とほぼ同等にすることができる。その結果、本実施形態のように RMW 40 を用いて多様な SOB P を得るためにビームの出射及び出射停止を繰り返す運転を行う場合であっても、1 周期内でのシンクロトロン 4 から出射されるビーム量を減少させることなくほぼ設定量に保つことができる。すなわち、その 1 周期内に射出されるビーム量はほぼ一定に保たれる。したがって、患者 22 に対する治療照射に必要な線量のトータルは治療前に定められていることから、1 治療照射内におけるシンクロトロン 4 の運転周期数を低減することができ、照射時間を短縮できる。その結果、単位時間当りの治療患者数を増加することができる。

40

【0051】

また本実施形態によれば、荷電粒子ビーム出射装置の線量率を向上することができる。この線量率向上効果は、出射工程中におけるビーム出射 ON 時間の割合であるデューティ

50

a が小さくなるほど大きくなる。このことについて、以下に説明する。

【 0 0 5 2 】

1 治療照射における患者の患部に対する線量率は、周期一定の場合には、シンクロトロン 4 から得られる 1 周期当りのイオン（荷電粒子）の量と 1 周期の時間によって次式（1）のように記述できる。

【 0 0 5 3 】

【 数 1 】

$$(\text{線量率}) \propto \frac{(\text{1 周期当りの荷電粒子の量})}{(\text{1 周期の時間})} \dots (1)$$

10

【 0 0 5 4 】

本実施形態において、1 周期当りのイオンの量を Q [粒子数/周期]、出射可能時間 T_{ex} 、出射以外の減速・入射・加速に要する時間を T とすると、線量率 D_1 は比例係数 K を用いて次式（2）のように表すことができる。この比例係数 K は照射野の拡大サイズやイオンビームのエネルギー等に依存する数値で、SOBP 以外の照射条件が同一の場合には同一の値になる。

【 0 0 5 5 】

【 数 2 】

$$D_1 = K \frac{Q}{T + \frac{T_{ex}}{a}} \dots (2)$$

20

【 0 0 5 6 】

一方、比較のために、本実施形態のようにビーム照射信号の ON 時間の割合であるデューティ a に応じた出射可能時間を設定し、その設定時間となるまでビーム出射を行う運転方法を適用しない場合には、1 周期当りに出射されるビームの量はデューティ a に応じて減少し a Q となる。したがって、その場合の線量率 D_0 は次式（3）のように表される。

【 0 0 5 7 】

【 数 3 】

$$D_0 = K \frac{aQ}{T + T_{ex}} \dots (3)$$

30

【 0 0 5 8 】

本実施形態の運転方法による線量率向上は D_1 / D_0 で表され、次式（4）のようになる。

【 0 0 5 9 】

【 数 4 】

$$\frac{D_1}{D_0} = \frac{Q}{T + \frac{T_{ex}}{a}} \frac{T + T_{ex}}{aQ} = \frac{T + T_{ex}}{aT + T_{ex}} \dots (4)$$

40

【 0 0 6 0 】

一例として、出射可能時間を 0.5 秒、出射以外の減速・入射・加速に要する時間を 1.5 秒とした場合の D_1 / D_0 のデューティ a に対する依存性を図 9 に示す。図 9 よりわかる通り、デューティ a が小さいほど線量率比が増大し、本実施形態の運転方法の効果が高いことがわかる。

【 0 0 6 1 】

さらに本実施形態によれば、先の図 8 に示すように、シンクロトロン 4 の運転周期を延長する分、1 運転周期当りの RMW 40 の角度に応じたビーム ON / OFF の回数を増加できる。かつ、1 周期毎に発生する可能性のある出射工程中的出射開始部・出射終了部に

50

おける実際に必要なオン時間よりも短い照射を減少することができる。これにより、図 5 に示したような深部方向分布を時間的に平均化した形で得る場合において、平均化に要する時間をより短縮できるという効果をも得ることができる。

【0062】

なお、デューティ a が非常に小さい場合には出射工程時間（出射開始から終了までの時間）が大きく伸びてしまい、加速された荷電粒子のシンクロトロン周回数が増加することによって荷電粒子ビームの質が変化してしまうおそれがある。このような可能性を考慮し、出射開始から終了までの時間の上限値を設け、それを超えた場合には出射を停止し減速に移行するように制御してもよい。本上限値は加速器の運転条件毎、もしくはいずれの運転条件においても適用されるものとして予め計算及び実験で求めておく。

10

【0063】

また、1周期中にシンクロトロン 4 から得られるイオンビーム量の時間的変動が大きな場合には、高周波出力制御装置 63（図 11 等参照）により、ビーム出射中に高周波印加電極 7 に印加する高周波の出力が例えば図 10 の G に示すような時間的変化をするように高周波電源 8 を制御してもよい。これは、シンクロトロン 4 からイオンビームの単位時間当たりの強度が高周波出力の強度に依存して強弱の変化をさせることが可能な性質を利用したものである。さらに、このように高周波出力を変化させるパターンにおいて、上記実施形態 1 のように R M W 40 の回転角度に応じてビームの ON / OFF 制御を行う場合には、そのビーム OFF 時間については高周波出力パターンの更新を停止し（すなわち高周波出力を一定とし）、ビーム ON 時間についてのみ高周波出力パターンを更新し（すなわち高周波出力を変化させ）、例えば図 10 の H に示すような出力パターンとするのが好ましい。このようにすることで、デューティ a が変化した場合でも高周波出力の波形（ビーム OFF 時間を除く）を一定に保つことができ、その上で 1 周期当りのビームの出射量をほぼ設定量に保つことができる。

20

【0064】

さらに、上記実施形態 1 においては 1 周期毎に出射されるイオンビーム量を一定に保つために照射制御装置 70 の照射制御部 71 からビーム照射オン信号の出力時間を積算し、出射可能時間以内であれば照射を続け、出射可能時間を越えた場合には照射を停止してシンクロトロン 4 を減速に移行するという手段を採っているが、これに限らず、例えば図 1 に示す線量モニタ 31 から得られる 1 周期あたりに出射されるべきイオンビーム量に相当する線量出力値を予め照射制御部 71 において設定しておき、1 周期毎に検出される線量の積算値がその設定された線量値以内であれば照射を続け、その線量値を超えた場合には照射を停止して減速に移行するという手段を採用してもよい。

30

【0065】

また、上記実施形態 1 においてはビーム照射オン信号の出力時間の積算を加速器制御装置 60 内で実施しているが、これに限らず、加速器制御装置 60 で設定した出射可能時間を照射制御装置 70 に対して出力し、照射制御装置 70 内で周期毎の照射オン時間の積算及び減速への移行判定を実施するようにしてもよい。

【0066】

（実施形態 2）

本発明の他の実施形態である実施形態 2 の荷電粒子ビーム出射装置を、図 11 を参照して以下に説明する。

40

【0067】

本実施形態の荷電粒子ビーム出射装置は、高周波電源（ビーム出射量調整装置、ビーム強度調整装置）8 の高周波電力の出力を制御する高周波出力制御装置 63 を有する加速器制御装置 60' を備える。すなわち、シンクロトロン 4 では 1 周期あたりに加速・出射可能なイオンビーム量は周期毎にほぼ一定とすることが可能で、周期毎の出射可能時間（出射工程時間） T_{ex} は高周波印加用電極 7 に印加する出射用高周波電磁界の、シンクロトロン 4 を周回するイオンに対する寄与によって決まる。この寄与は周回するイオンビームのエネルギーと高周波電磁界のパワーを決める高周波電源 8 の出力によって決まり、出射可

50

能時間と本出力の関係は予め計算及び実験について決めておくことが可能である。したがって、周期毎の出射可能時間（出射工程時間） T_{ex} を一定とした場合には、高周波出力制御装置 63 により高周波電源 8 の出力を制御することで、シンクロトロン 4 の周期毎のビーム出射量を制御することが可能である。本実施形態では、このような運転制御を行う。

【0068】

前述したように、照射制御装置 70 の照射条件記憶部 72 に記憶された照射条件中の SOB P には、RMW 40 の種類及びビーム照射領域情報（すなわち RMW 40 のどの領域（回転角度）でビームを ON/OFF するかという情報）が含まれており、この SOB P と RMW 40 の種類及びビーム照射領域情報との関係については、予め計算及び実験等により求められている。本実施形態では、高周波出力制御装置 63 が照射条件中の RMW 40 の照射開始角度情報及び照射停止角度情報に基づき、これらの情報からビーム照射信号の ON 時間の割合であるデューティ a を算出する（なお、実施形態 1 と同様にタイミング制御装置 62 がデューティ a を算出し、それを入力するようにしてもよい）。高周波出力制御装置 63 は、この算出したデューティ a を元に、1 周期中に射出されるイオンビームの量がほぼ一定になるように射出用高周波電極 7 に印加する高周波電源 8 の出力を増加させるように制御する。なおこのとき、シンクロトロン 4 の運転周期はビーム ON/OFF によらず一定となるように、タイミング制御装置 62 により制御される。

【0069】

以上において、高周波出力制御装置 63 は、特許請求の範囲各項記載の制御装置を構成するとともに、荷電粒子ビームの強度を設定するビーム強度設定装置を構成するとともに、荷電粒子ビームに印加する高周波出力を制御する高周波出力制御装置を構成する。

【0070】

以上説明した本実施形態の荷電粒子ビーム射出装置によれば、デューティ a に応じて射出用高周波電極 7 に印加する高周波電源 8 の出力を増加させるように制御することにより、射出工程中にビームの射出及び射出停止が繰り返し行われる場合であっても、1 周期内でのシンクロトロン 4 から射出されるビーム量を減少させることなく、ほぼ設定量に保つことができる。したがって、実施形態 1 と同様に照射時間を短縮できる。その結果、単位時間当りの治療患者数を増加することができる。

【0071】

また本実施形態においても、荷電粒子ビーム射出装置の線量率を向上することができる。すなわち、本実施形態の照射においてはシンクロトロン 4 の運転周期は $T + T_{ex}$ 、射出されるイオンビームの量は Q となるため、線量率 D_2 は次式（5）のように表される。

【0072】

【数 5】

$$D_2 = K \frac{Q}{T + T_{ex}} \dots (5)$$

【0073】

この線量率について本運転方法を適用しない場合の線量率 D_0 との比率 D_2 / D_0 を求めると式（6）のようになる。

【0074】

【数 6】

$$\frac{D_2}{D_0} = \frac{Q}{T + T_{ex}} \frac{T + T_{ex}}{aQ} = \frac{1}{a} \dots (6)$$

【0075】

上式よりわかるように、射出可能時間及びそれ以外の時間によらず線量率向上はデューティ a に反比例し、デューティが小さくなるほど線量率が向上することになる。

【0076】

なお、上記実施形態 2 においては 1 周期毎に射出されるイオンビーム量を一定に保つた

めに出射用高周波電極 7 に印加する高周波出力を大きくするという手段を採っているが、例えば 1 周期毎のシンクロトロン 4 の状態が不安定な場合などには短時間の内にビームが出射されてしまうことや、出射しきれずに終わってしまう可能性もある。このため、例えば図 1 に示す線量モニタ 3 1 から得られる 1 周期あたりに出射されるべきイオンビーム量に相当する線量出力値を予め照射制御部 7 1 において設定しておき、1 周期毎に検出される線量の積算値がその設定された線量値以内であれば照射を続け、その線量値を超えた場合には照射を停止して減速に移行するという手段を採用してもよい。

【0077】

また、シンクロトロン 4 のビームエネルギー設定値が大きい場合には、本実施形態のような出射を実現するために大きな高周波出力が必要となるため、高周波電源出力が不足する場合も考えられる。このような事態を回避するために、例えば上記実施形態 1 と実施形態 2 とを組み合わせた運転、すなわち高周波出力の増加に応じて出射時間を長くするような制御を行い、その上で 1 周期あたりに出射されるイオンビームの量をほぼ設定量に、すなわち、ほぼ一定に保つように制御してもよい。

10

【0078】

(実施形態 3)

本発明の他の実施形態である実施形態 3 の荷電粒子ビーム出射装置を、図 1 2 を用いて以下に説明する。本実施形態は、スキャニング照射方式の荷電粒子ビーム出射装置に本発明を適用した例である。

【0079】

本実施形態の荷電粒子ビーム出射装置は、ペンシル状の小径ビームを患部形状に合わせて走査するペンシルビームスキャニング方式で照射を実施する照射装置 1 6 ' を有しており、この照射装置 1 6 ' はビーム走査用電磁石 6 7 , 6 8 を用いてビーム進行方向と垂直な面内方向にイオンビームを走査する。この照射方式においては、照射領域を微小なターゲット(以下、スポットという)に分割し、そのスポットに予め定められた線量を照射したら照射を停止し、次のスポットへの照射準備が整い次第照射を開始し、そのスポットでの規定線量に達したら照射を停止して再び次のスポットへの照射準備を行うという動作を繰り返し行う。体内深さ方向、すなわちビームの進行方向の移動はシンクロトロン 4 から出射されるイオンビームのエネルギーを変更することによって行われる。エネルギーを変更する際には、シンクロトロン 4 の運転を入射から始めて所望のエネルギーまで加速して出射する。スポットごとの線量は線量モニタ 3 2 で測定され、スポット毎に線量満了になると照射を停止し、その後ビーム走査用電磁石 6 7 , 6 8 の準備が整った状態で再び照射を開始する。

20

30

【0080】

患部の深さ方向の制御は、加速装置 6 の高周波電力を設定変更してシンクロトロン 4 の目標エネルギーの設定を順次変更することにより行う。すなわち、患部を深さ方向に複数の層に分け、各層における全てのスポットの照射が終了したらシンクロトロン 4 の目標エネルギー設定を変更し、層を移動する。同一層内においては、同一エネルギーでビームの照射・停止を繰り返して各スポットの照射を順次行う。同一エネルギーで照射するスポットに関してはシンクロトロン 4 の 1 周期内で照射する。したがって、本実施形態のようにスキャニング方式の照射を行う場合、1 周期内での出射工程中にビームの ON/OFF 制御が行われることになる。

40

【0081】

本実施形態においては、照射制御部 7 1 から上記のスポット毎の線量満了に伴うビーム照射オフ信号と、次スポット照射のためのビーム照射オン信号が生成され、加速器制御装置 6 0 " のタイミング制御装置 6 2 に出力される。タイミング制御装置 6 2 はビーム照射オン・オフ信号用の積算タイマー(図示せず)を有しており、ビーム照射オン信号が入力された時間を積算する。一方で、加速器運転条件の一部である出射可能時間を設定する。この出射可能時間の設定は、前述の実施形態 1 及び 2 では周期的な R M W 4 0 の回転角度情報から算出したデューティ a に基づいて設定するようにしたのに対し、本実施形態では

50

スポット毎の設定線量やビームの短期的な強度変化、スポット間の設定時間が必ずしも一定にならないことから、治療計画装置 73 で定められる照射条件（治療計画情報）に基づいて設定する。

【0082】

そして、上記積算したビーム信号オン時間と上記設定した出射可能時間とを比較し、積算時間が出射可能時間内であるような場合に、オン信号に合わせてビーム照射を行う。すなわち、開閉スイッチ 9 にビーム照射オン信号を出力して開閉スイッチ 9 を閉成させることにより、高周波電源 8 からの出射用の高周波が閉じられた開閉スイッチ 9, 10（ここでは開閉スイッチ 10 が閉成されているものとする）を経て高周波印加電極 7 に達し、高周波印加電極 7 よりイオンビームに印加される。安定限界内で周回しているイオンビームは、この高周波の印加によって安定限界外に移行し、出射用デフレクタ 11 を通ってシンクロトロン 4 から出射される。出射されたイオンビームは、ビーム輸送系 2 を通って照射装置 16' に運ばれ、走査用電磁石 67, 68 により走査されて所定の位置のスポットに照射される。

10

【0083】

スポット線量が満了になると、照射制御部 71 から入力されるビーム照射オフ信号に合わせて開閉スイッチ 9 へビーム照射オフ信号を出力する。これにより開閉スイッチ 9 が開成し、高周波印加電極 7 への高周波電力の印加が停止されて、シンクロトロン 4 からのイオンビームの出射が停止される。そして、照射制御部 71 により走査用電磁石 67, 68 の設定が次のスポットに対応した設定に変更され、再びビーム照射オン信号がタイミング制御装置 62 に出力される。

20

【0084】

タイミング制御装置 62 で積算したビーム照射信号オン時間が出射可能時間に到達した場合には、開閉スイッチ 9 を開いてシンクロトロン 4 からのビーム出射を停止すると共に、直ちに減速に移行する。

【0085】

一方、体内深度方向について同一のエネルギーで照射可能なスポット（すなわち同一層内の全スポット）を照射し終えた場合にも直ちに減速に移行する。また、患者 22 に対して 1 治療照射に必要な線量のトータルは治療前に定められているため、線量モニタ 32 などで測定されている線量の積算値がその値に達した場合には安全上の観点からの線量満了となり、インターロック装置 50 を介して開閉スイッチ 10 を開成して高周波印加電極 7 への高周波出力が停止され、出射が停止される。

30

【0086】

以上説明した本実施形態においても 1 周期内における出射工程の時間を延長するように制御するので、ペンシルビームスキャニング方式によって出射工程中にビームの出射及び出射停止が繰り返し行われても、1 周期内でのシンクロトロン 4 から出射されるビーム量を減少させることなく、ほぼ設定量に保つことができる。したがって、実施形態 1 及び実施形態 2 と同様に照射時間を短縮でき、単位時間当りの治療患者数を増加することができる。

【0087】

（実施形態 4）

以上述べた実施形態 1 乃至 3 では加速器としてシンクロトロンを用いるようにしたが、本発明は加速器としてサイクロトロンを用いた荷電粒子ビーム出射装置にも適用することができる。このサイクロトロンを用いた荷電粒子ビーム出射装置を図 13 を用いて説明する。

40

【0088】

本実施形態の荷電粒子ビーム出射装置は、実施形態 2 の荷電粒子ビーム出射装置においてイオンビーム発生装置 1 をイオンビーム発生装置 1A に、高周波出力制御装置 63 をイオン源出力制御装置 63A にそれぞれ替え、エネルギー変更装置 101 を新たに設けた構成を有する。本実施形態の荷電粒子ビーム出射装置の他の構成は実施形態 2 の荷電粒子ビ

50

ーム出射装置の構成と同じである。本実施形態でも R M W を用いて照射野を形成し、照射を実施する照射装置 1 6 を設けている。

【 0 0 8 9 】

イオンビーム発生装置 1 A は、サイクロトロン（加速器）4 A、イオン源 1 0 2、イオン源出力調整装置 8 A、スイッチ 9 A 及びスイッチ 1 0 A を有する。サイクロトロン 4 A は加速装置（図示せず）を有する。また、エネルギー変更装置 1 0 1 は、サイクロトロン 4 A 付近でビーム輸送系 2 に設置される。エネルギー変更装置 1 0 1 は、イオンビームを通過させてエネルギーを損失させる板状の複数のディグレーダ（図示せず）、エネルギーの低くなったイオンビームを偏向する偏向電磁石（図示せず）、偏向電磁石通過後のイオンビームの一部分を切り出すアパーチャ（図示せず）等を備える。エネルギー変更装置 1 0 1 が有する複数のディグレーダは、複数のエネルギーを得るために、それぞれ厚みが異なっている。イオンビームはディグレーダを通過することによってエネルギーが変更される。サイクロトロン 4 A は、イオン源 1 0 2 で生成されたイオンビームを加速装置（図示せず）によって加速して出射し続けるため、シンクロトロン 4 のように入射・加速・出射といった工程を持たない。サイクロトロン 4 A から出射されるイオンビームの強度の調整及びイオンビームの出射の ON 及び OFF は、イオン源 1 0 2 の出力調整、及び ON 及び OFF によって実施される。

【 0 0 9 0 】

加速器制御装置 6 0 は、イオン源出力調整装置 8 A の出力を制御するイオン源出力制御装置 6 3 A を有する。スイッチ 9 A は、R M W 4 0 の回転に伴うビーム照射の ON / OFF 信号を受け取りタイミングを制御するタイミング制御装置 6 2 によって、ON / OFF される。スイッチ 1 0 A は、照射線量の満了や各種インターロック条件によりビームを停止させるインターロック装置 5 0 によって ON / OFF される。スイッチ 9 A 及びスイッチ 1 0 A は、イオン源出力調整装置 8 A からイオン源 1 0 2 に入力される出力を ON / OFF してイオン源出力を ON / OFF する機能を有する。

【 0 0 9 1 】

前述したように、照射制御装置 7 0 の照射条件記憶部 7 2 に記憶された照射条件中の S O B P には、R M W 4 0 の種類及びビーム照射領域情報（すなわち R M W 4 0 のどの領域（回転角度）でビームを ON / OFF するかという情報）が含まれている。この S O B P と R M W 4 0 の種類及びビーム照射領域情報との関係については、予め計算及び実験等により求められている。本実施形態 4 では実施形態 2 と同様に、イオン源出力制御装置 6 3 A が照射条件中の R M W 4 0 の照射開始角度情報及び照射停止角度情報に基づき、これらの情報からビーム照射信号の ON 時間の割合であるデューティ a を算出する。なお、実施形態 1 と同様にタイミング制御装置 6 2 がデューティ a を算出し、それを入力するようにしてもよい。イオン源出力制御装置 6 3 A は、この算出したデューティ a を元に、ある一定の期間内、例えば R W M の回転 1 周期内に照射されるイオンビームの量が設定量になるようにイオン源出力調整装置 8 A の出力を増加させるように制御する。

【 0 0 9 2 】

以上説明した本実施形態の荷電粒子ビーム出射装置によれば、デューティ a に応じてイオン源 1 0 2 からの出力を増加させるように制御させることにより、R W M 4 0 の 1 回転周期内にビームの出射及び出射停止が繰り返し行われる場合であっても、1 回転周期内のサイクロトロン 4 A から出射されるビーム量を減少させることなく、ほぼ設定量に保つことができる。したがって、本実施形態は、実施形態 1 及び 2 と同様に照射時間を短縮できる。その結果、単位時間当りの治療患者数を増加することができる。

【 0 0 9 3 】

また本実施形態においても、荷電粒子ビーム出射装置の線量率を向上することができることを図 1 4 を用いて説明する。本実施形態の照射においては、サイクロトロン 4 A から出射される出射ビームは周期的ではなくほぼ一定で、その出射電流値を I_0 とすると R W M の回転に応じてビーム照射を ON / OFF しない場合の線量率 D_0 は電流値に比例し以下のように表すことができる（図 1 4 (a) 参照）。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 4 】

【 数 7 】

$$D_0 = K'I_0 \dots (7)$$

【 0 0 9 5 】

R M W の回転に応じたビームの O N / O F F が行われてそのデューティが a であった場合に、本実施例を適用せずイオン源出力を変更しないまま照射を実施した場合には、線量率 D_3 はデューティ a の比率のまま減少し下式のようなになる（図 1 4 (b) 参照）。

【 0 0 9 6 】

【 数 8 】

$$D_3 = K' \times a I_0$$

10

【 0 0 9 7 】

本実施例では、デューティ a に応じてイオン源出力を増加させ出射ビーム電流値を増加させる、すなわち電流を I_0/a とするため、線量率 D_3' は R M W の回転に応じたビームの O N / O F F が実施された場合と変わらず下式のように表され、

【 0 0 9 8 】

【 数 9 】

$$D_3' = K' \times a \times \frac{I_0}{a} = K' I_0$$

20

【 0 0 9 9 】

本実施例の運転方法を適用しない場合の線量率 D_3 と適用した場合の線量率 D_3' の比率を求めると、下式のようなになる。

【 0 1 0 0 】

【 数 1 0 】

$$\frac{D_3'}{D_3} = \frac{K' I_0}{K' \times a I_0} = \frac{1}{a}$$

【 0 1 0 1 】

上式よりわかるように、出線量率向上はデューティ a に反比例し、デューティが小さくなるほど線量率が向上することになる。

30

【 0 1 0 2 】

なお、本実施例においてイオン源出力の増加、すなわち電流値の増加は $1/a$ としたが、増加後の電流値 I_0/a がイオン源出力の上限値、出射電流値の上限値となる可能性もあるため、その場合には上限値での照射となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 0 3 】

【 図 1 】 本発明の第 1 実施形態の荷電粒子ビーム出射装置の全体概略構成を表す図である。

40

【 図 2 】 図 1 に示す R M W の全体構造を表す斜視図である。

【 図 3 】 図 2 に示す R M W の上面図であり、3 種類のイオンビームの照射条件を示した図である。

【 図 4 】 図 3 に示す 3 種類のビーム照射条件を時系列で示した図である。

【 図 5 】 図 3 に示す 3 種類のビーム照射条件により得られる線量分布を示す図である。

【 図 6 】 図 1 に示すシンクロトロンの基本運転パターンを示す図である。

【 図 7 】 本発明の第 1 実施形態の荷電粒子ビーム出射装置におけるビーム照射手順を示すフローチャートである。

【 図 8 】 図 1 に示すシンクロトロンにおいて、出射工程中におけるビーム O N 時間の割合に基づき出射工程時間を延長した運転パターンを示す図である。

50

【図9】本発明の第1実施形態による線量率向上効果を説明するための図である。

【図10】シンクロトロンから得られるイオンビームの時間的変動がある場合に、出射用高周波電極に印加する高周波出力の時間変化の一例を示す図である。

【図11】本発明の第2実施形態の荷電粒子ビーム出射装置の全体概略構成を表す図である。

【図12】本発明の第3実施形態の荷電粒子ビーム出射装置の全体概略構成を表す図である。

【図13】本発明の第4実施形態の荷電粒子ビーム出射装置の全体概略構成を表す図である。

【図14】第3の実施の形態の効果を説明するためのタイムチャートである。

10

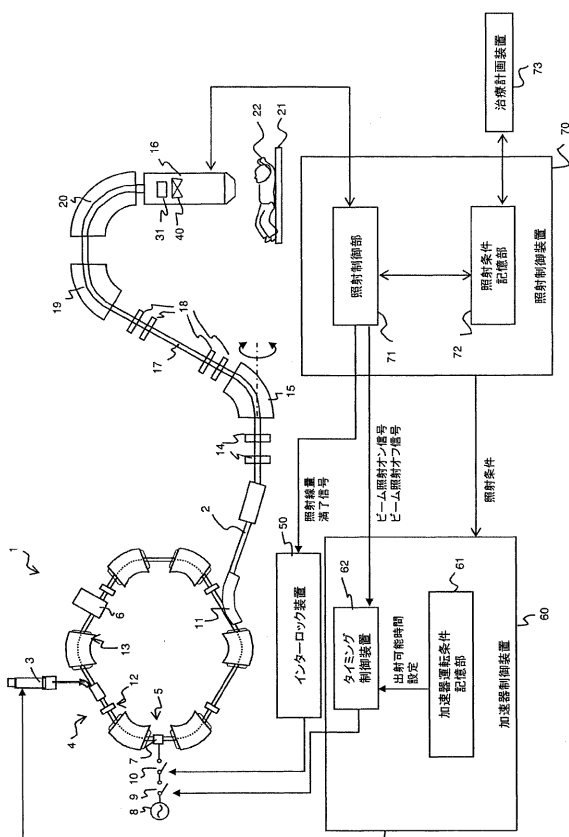
【符号の説明】

【0104】

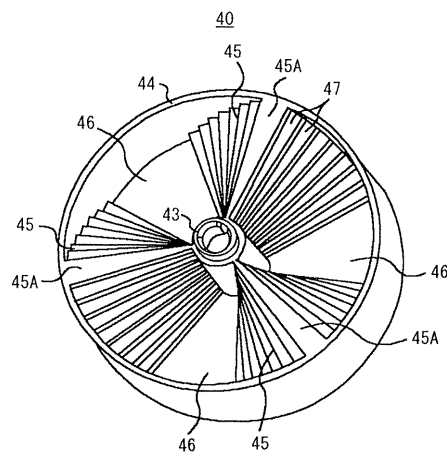
- 4 シンクロトロン(加速器)
- 4 A サイクロトロン(加速器)
- 8 高周波電源(ビーム出射量調整装置、ビーム強度調整装置)
- 9 開閉スイッチ(ビーム出射量調整装置、出射時間調整装置)
- 16 照射装置
- 16' 照射装置
- 62 タイミング制御装置(制御装置、出射可能時間設定装置、積算装置、判定装置、出射停止装置)
- 62 A タイミング制御装置(制御装置、出射可能時間設定装置、積算装置、判定装置、出射停止装置)
- 63 高周波出力制御装置(制御装置、ビーム強度設定装置)
- 63 A 高周波出力制御装置(制御装置、ビーム強度設定装置)

20

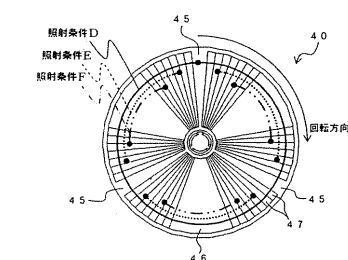
【図1】



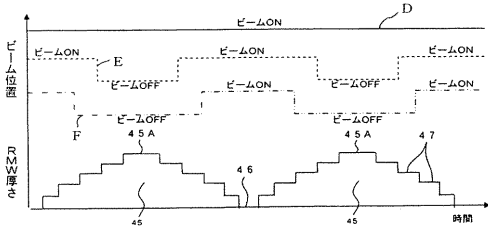
【図2】



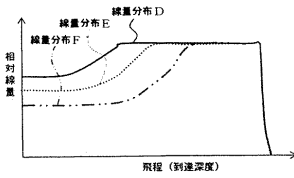
【図3】



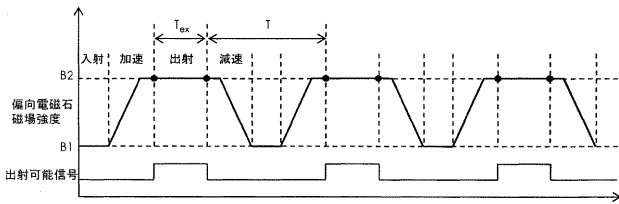
【図4】



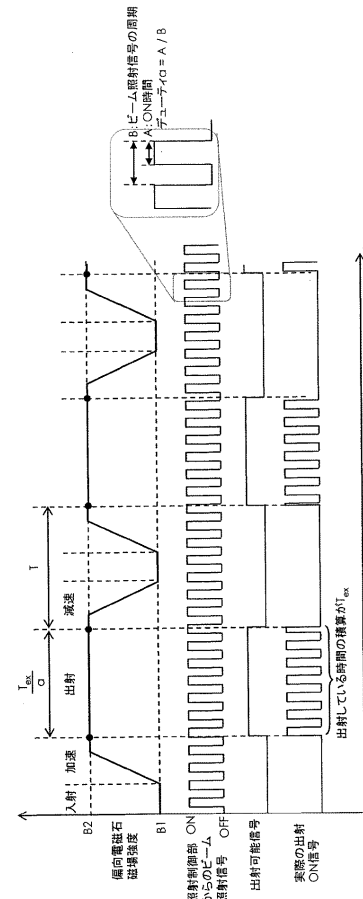
【図5】



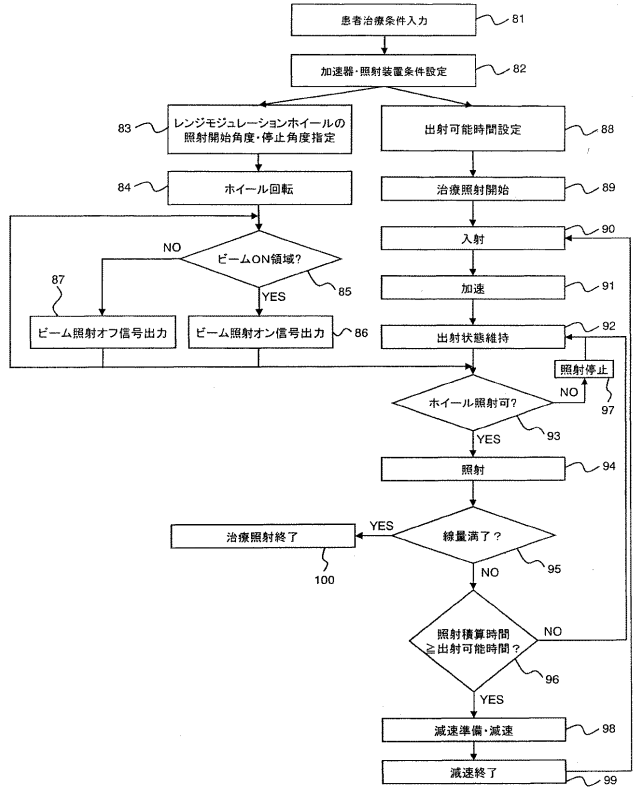
【図6】



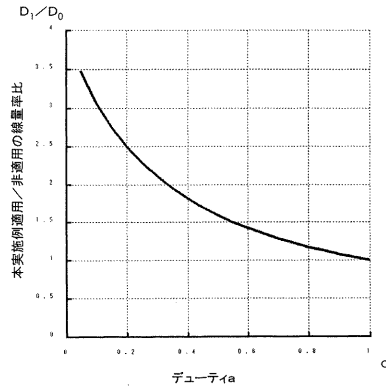
【図8】



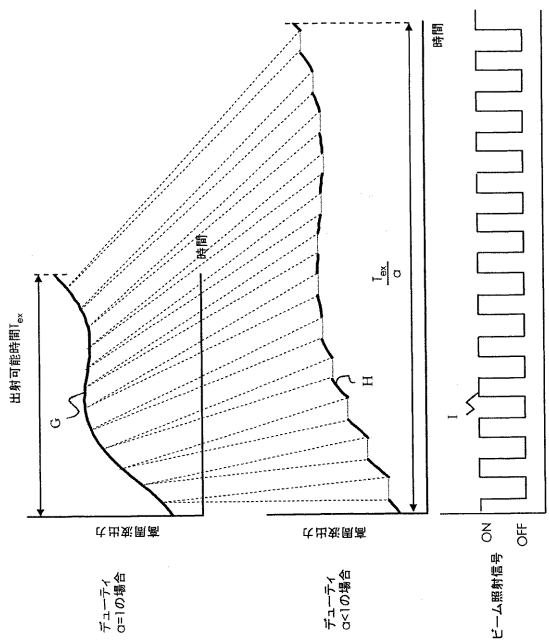
【図7】



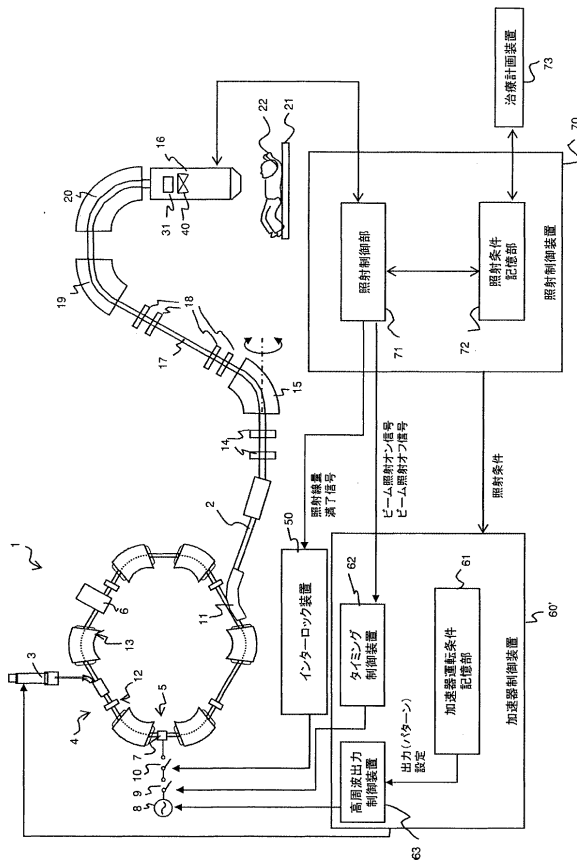
【図9】



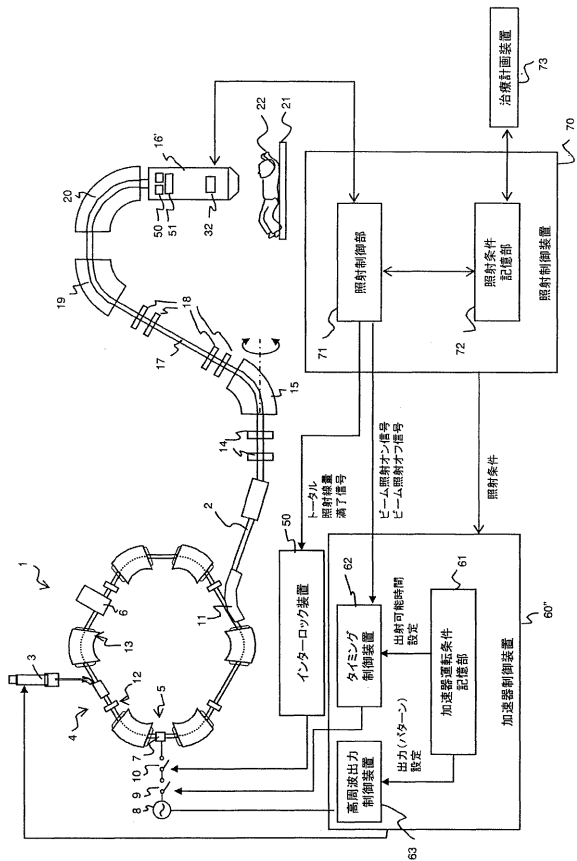
【図10】



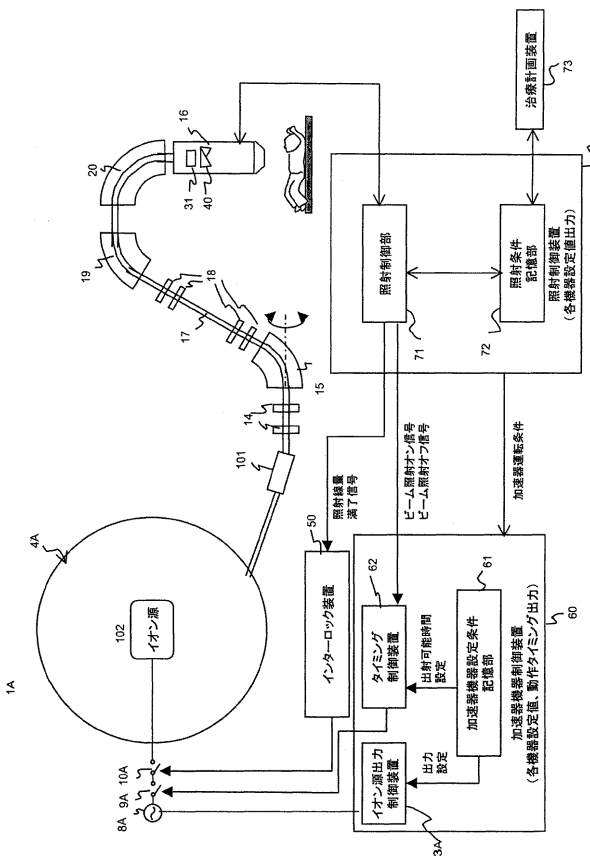
【図11】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

(72)発明者 松田 浩二

茨城県日立市幸町三丁目1番1号

株式会社日立製作所日立事業所内

Fターム(参考) 4C082 AA01 AC05 AE03 AG07 AG12 AG33 AG52 AN01 AP02