(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5562133号
(P5562133)
(45)発行日　平成26年7月30日(2014.7.30)　(24)登録日　平成26年6月20日(2014.6.20)

(51)Int.Cl.　F I
A61N 5/10 (2006.01)　A61N 5/10 H

請求項の数 8　(全 22 頁)

(21)出願番号　特願2010-137243(P2010-137243)
(22)出願日　平成22年6月16日(2010.6.16)
(65)公開番号　特開2012-232(P2012-232A)
(43)公開日　平成24年1月5日(2012.1.5)
審査請求日　平成25年4月2日(2013.4.2)

(73)特許権者　000006013
三菱電機株式会社
東京都千代田区丸の内二丁目７番３号
(74)代理人　100073759
弁理士　大岩　増雄
(74)代理人　100093562
弁理士　児玉　俊英
(74)代理人　100088199
弁理士　竹中　岑生
(74)代理人　100094916
弁理士　村上　啓吾
(72)発明者　原田　久
東京都千代田区丸の内二丁目７番３号　三菱電機株式会社内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】粒子線治療装置および粒子線治療装置の調整方法

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
供給された荷電粒子ビームを治療計画に基づく３次元の照射形状に整形するよう前記荷電粒子ビームをそれぞれ異なる方向に走査制御する２つのスキャニング電磁石を備えた走査電磁石と、
前記走査電磁石の下流に設置され、前記走査電磁石により走査された荷電粒子ビームが、前記走査電磁石から複数のアイソセンタのそれぞれとの間に設定されたビーム軌道のうち、選択されたひとつのビーム軌道を通るように、前記荷電粒子ビームの軌道を切り替える偏向電磁石と、を備え、
前記偏向電磁石は、ビーム軸回りに回転駆動することを特徴とする粒子線治療装置。
【請求項２】
前記偏向電磁石の駆動とともに駆動するダクトと駆動しないダクトとがカップリングによって繋がって構成された輸送ダクトを備えたことを特徴とする請求項１に記載の粒子線治療装置。
【請求項３】
前記選択された一つのビーム軌道の照射方向に対応して、位置を変化させる患者台を備えることを特徴とする請求項１または２に記載の粒子線治療装置。
【請求項４】
供給された荷電粒子ビームを治療計画に基づく３次元の照射形状に整形するよう前記荷電粒子ビームをそれぞれ異なる方向に走査制御する２つのスキャニング電磁石を備えた走

査電磁石と、
前記走査電磁石の下流に設置され、前記走査電磁石により走査された荷電粒子ビームが、前記走査電磁石から複数のアイソセンタのそれぞれとの間に設定されたビーム軌道のうち、選択されたひとつのビーム軌道を通るように、前記荷電粒子ビームの軌道を切り替える偏向電磁石と、を備え、
前記偏向電磁石から前記複数のアイソセンタのそれぞれとの間には、前記設定されたビーム軌道のそれぞれに対応する輸送ダクトを設けたことを特徴とする粒子線治療装置。
【請求項５】
前記３次元の照射形状を形作る照射位置座標を、前記選択されたビーム軌道に応じて設定された関数を用いて変換し、変換して得られた制御値を用いて前記走査電磁石および前記荷電粒子ビームのエネルギーを制御する照射制御部、
を備えたことを特徴とする請求項１から４のいずれか１項に記載の粒子線治療装置。
【請求項６】
前記ビーム軌道に応じて設定された関数として、
前記走査電磁石への２次元の制御値および前記荷電粒子ビームのエネルギーの制御値からなる照射制御値と、前記照射制御値を用いて制御された前記荷電粒子ビームの前記選択されたアイソセンタ部における実照射位置座標の測定値とから得られた照射位置座標から照射制御値への逆写像数式モデルを使用することを特徴とする請求項５に記載の粒子線治療装置。
【請求項７】
請求項６に記載の粒子線治療装置の調整方法であって、
前記照射制御部が、
ビーム軌道を設定し、設定したビーム軌道に対応して前記粒子線治療装置から照射された荷電粒子ビームの照射位置座標を測定するビーム測定部を設置するステップと、
それぞれ異なる複数の照射制御値を読込むステップと、
読込んだ照射制御値にしたがって前記ビーム測定部に対して荷電粒子ビームを照射し、前記荷電粒子ビームの照射位置座標を測定するステップと、
測定した照射位置座標の複数の測定結果と前記複数の照射制御値との組合せから、前記逆写像数式モデルの未知パラメータを設定するステップと、
を含む粒子線治療装置の調整方法。
【請求項８】
それぞれ異なる複数の照射制御値を読込むステップと、
読込んだ照射制御値にしたがって実照射された荷電粒子ビームの選択されたアイソセンタ部における実照射位置座標を測定するステップと、
測定した実照射位置座標の複数の測定結果と前記複数の照射制御値との組合せから、前記逆写像数式モデルの未知パラメータを設定するステップと、
を実行する逆写像算出部を備えたことを特徴とする請求項６に記載の粒子線治療装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、がん等の治療を目的として陽子線や重イオン線を照射する粒子線治療装置、および粒子線治療装置の調整方法に関するものであり、特にスポットスキャニング、ラスタースキャニングなどの走査型照射を応用した粒子線治療装置に関するものである。
【背景技術】
【０００２】
Ｘ線やγ線を体外から照射すると、体の表面近くで線量が最大となり、それ以降は深さとともに次第に減少していく。そのため、深いところにあるがん病巣に十分な線量を与えようとすると、がん病巣より浅いところにある正常細胞により大きなダメージを与えることになる。一方、粒子線照射では、照射エネルギーによって人体内に入る深さが定まり、その深さ前後でエネルギーを急激に放出して止まるブラッグピークと呼ばれる現象がある

。そこで、この現象を利用し、粒子線のエネルギーを適切に調節すれば、体表面からがん病巣までの道筋にある正常な細胞への影響を抑え、腫瘍細胞だけを殺傷することができる。そのため、粒子線は、がん病巣に集中的に照射することができるので、患者にとって負担が少なく高齢者にも優しい治療方法として期待されている。

【０００３】

他方、粒子線照射では、加速器のように大がかりな線源を必要とするので、Ｘ線源のように線源自体を容易に移動することができず、患部に適切な角度で照射するために、様々な提案がなされている。例えば、脳や眼球にできた腫瘍を治療する場合、患者は椅子型の患者保持装置に座り、荷電粒子ビームが水平照射される水平照射室にて行うことが一般的である。荷電粒子ビームはアイソセンタとよばれる照射目標位置に照射されるように設計され、患部の位置決めはＸ線撮影画像を見ながら椅子型の患者保持装置を動かすような放射線治療用の椅子型患者保持装置が提案されている（例えば、特許文献１参照）。また、椅子型患者保持装置において回転中心に患部を移動できる調整装置を備えたものが提案されている（例えば、特許文献２参照）。

【０００４】

また、粒子線照射では、上述したようにブラッグピークを有するものの、体外から照射した粒子線ビームは、体表面側へもある程度は影響をおよぼす。そこで、粒子線治療装置では、重要な正常組織への照射を避けるため、照射角度を患部に合わせて適切に設定できることが求められている。また、がん病巣に複数の方向から照射する多門照射が提案されており、正常組織への照射を減らす効果が知られている。

【０００５】

しかし、従来の椅子型患者保持装置を用いる水平照射方法では、照射角度を変えるとき、患者を乗せて椅子型患者保持装置ごと姿勢を変える必要があり、患者にとって負担がかかるといった問題点があった。例えば椅子型患者保持装置を前方向や横方向に倒すとき、特に高齢の患者には大きな負担となる。

【０００６】

そのため、高自由度な照射角度を実現するため、固定ポート照射ではなく回転ガントリと呼ばれる回転照射型の粒子線治療装置を用い、ベッド型患者保持装置と組み合わせる方法もよく知られている。しかしこの方法では、装置が大掛かりとなり、イニシャルコスト（導入費用）やランニングコストがかかる、設置するために広い空間を占領してしまう、などの問題点があった。なお、回転ガントリを用いた粒子線治療装置は陽子線ではよく使われているが、荷電粒子として炭素イオン等の重イオンを用いる場合、ビーム軌道を曲げる曲率半径が大きく、巨大な電磁石を回転させる必要があるため装置化がさらに困難である。また、回転ガントリを用いて多門照射を行うことができるが、照射角度を変えるときには回転ガントリとともに照射装置が回転駆動するため、技師が照射室に入り照射装置と患者とが衝突しないよう、確認をしながらでないと照射角度を変えられないという問題点があった。

【０００７】

そこで、回転ガントリを用いずに照射角度に自由度をもたせるため、偏向電磁石によって規定される複数のビーム軌道毎に照射ノズルやスキャニング電磁石を移動させるようにしたビーム照射装置（例えば、特許文献３、４参照）が提案されている。

【０００８】

ここで、粒子線治療装置の照射系について説明すると、大きく以下の２つの機能が必要である。ひとつは荷電粒子ビームを所望の角度で所望の位置にむけて照射するための機能、もうひとつは腫瘍などの照射対象を選択的に照射するための照射形状を整形するための機能である。そして、照射形状を整形するための機能の実現方式によって、粒子線治療装置は２つに大別される。ワブラ電磁石、散乱体、レンジモジュレータ、患者コリメータ、患者ボーラス等により構成される照射ノズルを用いて照射領域を一気に照射するブロード照射型とよばれるものと、スキャニング電磁石等によって小さな照射領域を走査して段階的に照射領域を照射するスキャニング照射型とよばれるものとである。いずれの場合でも

、照射ノズルまたはスキャニング電磁石から照射対象に向かって、粒子線は発散方向に広がるように進むことになるので、照射ノズルやスキャニング電磁石と照射対象との距離が近いと、発散角が大きくなり、同じ照射対象に照射するのでも発散角が小さい場合に比べて荷電粒子が体表面を通過する面積が小さくなるので、体表面での照射密度が大きくなり、正常組織である体表面への被害が増えてしまう。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００９】

【特許文献１】特開２００７－８９９２８号公報（段落００１２、図１）

【特許文献２】特開平５－１１１５４０号公報（段落００１８、図３）

【特許文献３】特開２００２－１１３１１８号公報（段落００１３、図１）

【特許文献４】特表２００３－５２８６５９号公報（段落００５５、図６）

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【００１０】

上記のように、偏向電磁石により規定したビーム軌道に合わせて照射ノズルやスキャニング電磁石を移動させる場合、照射ノズルやスキャニング電磁石を偏向電磁石の下流に設置することになる。すると、照射ノズルまたはスキャニング電磁石から照射対象までの距離は短くせざるを得ない。そのため、粒子線の発散角が大きくなるので、体表面での照射密度が上がり、正常な組織への照射量が増大するという問題点があった。また、一つの加速器から供給された荷電粒子ビームを複数の治療室に分配して使用するような場合も、治療室毎に設置されたスキャニング電磁石で走査制御するので、スキャニング電磁石から照射対象までの距離を短くせざるを得ず、粒子線の発散角が大きくなって、体表面での照射密度が上がり、正常な組織への照射量が増大するという問題点があった。

【００１１】

この発明は上記のような課題を解決するためになされたものであり、正常組織への照射量を低減できる粒子線治療装置を得ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【００１２】

本発明にかかる粒子線治療装置は、供給された荷電粒子ビームを治療計画に基づく３次元の照射形状に整形するよう前記荷電粒子ビームをそれぞれ異なる方向に走査制御する２つのスキャニング電磁石を備えた走査電磁石と、前記走査電磁石の下流に設置され、前記走査電磁石により走査された荷電粒子ビームが、前記走査電磁石から複数のアイソセンタのそれぞれとの間に設定されたビーム軌道のうち、選択されたひとつのビーム軌道を通るように、前記荷電粒子ビームの軌道を切り替える偏向電磁石と、を備えるものである。

【００１３】

また、本発明にかかる粒子線治療装置の調整方法は、照射制御部が、ビーム軌道を設定し、設定したビーム軌道に対応して前記粒子線治療装置から照射された荷電粒子ビームの照射位置座標を測定するビーム測定部を設置するステップと、それぞれ異なる複数の照射制御値を読込むステップと、読込んだ照射制御値にしたがって前記ビーム測定部に対して荷電粒子ビームを照射し、前記荷電粒子ビームの照射位置座標を測定するステップと、測定した照射位置座標の複数の測定結果と前記複数の照射制御値との組合せから、前記逆写像数式モデルの未知パラメータを設定するステップと、ビーム軌道を設定し、設定したビーム軌道に対応して荷電粒子ビームの実照射位置座標を測定するビーム測定部を設置するステップと、それぞれ異なる複数の照射制御値を読込むステップと、読込んだ照射制御値にしたがって荷電粒子ビームを実照射し、前記アイソセンタ部における前記荷電粒子ビームの実照射位置座標を測定するステップと、測定した実照射位置座標の複数の測定結果と前記複数の照射制御値との組合せから、前記逆写像数式モデルの未知パラメータを設定するステップと、を含むものである。

【００１４】

また、本発明にかかる粒子線治療装置は、供給された荷電粒子ビームを治療計画に基づく３次元の照射形状に整形するよう前記荷電粒子ビームをそれぞれ異なる方向に走査制御する２つのスキャニング電磁石を備えた走査電磁石と、前記走査電磁石の下流に設置され、前記走査電磁石により走査された荷電粒子ビームが、前記走査電磁石から複数のアイソセンタのそれぞれとの間に設定されたビーム軌道のうち、選択されたひとつのビーム軌道を通るように、前記荷電粒子ビームの軌道を切り替える偏向電磁石と、を備え、前記偏向電磁石から前記複数のアイソセンタのそれぞれとの間には、前記設定されたビーム軌道のそれぞれに対応する輸送ダクトを設けたものである。

【発明の効果】

【００１５】

本発明の粒子線治療装置は、ビーム軌道を切替える偏向電磁石より上流側にスキャニング電磁石を設置したので、荷電粒子ビームが発散する距離を長くすることにより、正常組織への照射量を低減できる粒子線治療装置を得ることができる。

【００１６】

また、本発明にかかる粒子線治療装置の調整方法によれば、ビーム軌道毎に照射制御値のデータ列を読込んで荷電粒子ビームを実照射し、選択されたアイソセンタにおける荷電粒子ビームの実照射位置座標のデータ列と照射制御値のデータ列との組合せから照射位置座標から制御値への逆写像モデルの未知パラメータを設定するようにしたので、どのような軌道を選んでも正確な照射が可能な粒子線治療装置を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【００１７】

【図１】本発明の実施の形態１にかかる粒子線治療装置の構成を示す図である。
【図２】本発明の実施の形態１にかかる粒子線治療装置の機能を示すブロック図である。
【図３】本発明の実施の形態２にかかる粒子線治療装置の構成を示す図である。
【図４】本発明の実施の形態２にかかる粒子線治療装置の機能を示すブロック図である。
【図５】本発明の実施の形態２にかかる粒子線治療装置の調整方法を示すフローチャートである。
【図６】本発明の実施の形態２の変形例にかかる粒子線治療装置の調整方法を示すフローチャートである。
【図７】本発明の実施の形態３にかかる粒子線治療装置の構成を示す図である。
【図８】本発明の実施の形態３にかかる粒子線治療装置の機能を示すブロック図である。
【図９】本発明の実施の形態３の変形例にかかる粒子線治療装置の構成を示す図である。
【図１０】本発明の実施の形態４にかかる粒子線治療装置の構成を示す図である。
【図１１】本発明の実施の形態５にかかる粒子線治療装置の構成を示す図である。
【図１２】本発明の実施の形態５の変形例にかかる粒子線治療装置の構成を示す図である。
【図１３】本発明の実施の形態６にかかる粒子線治療装置の構成を示す図である。
【図１４】本発明の実施の形態６にかかる粒子線治療装置の構成を示す図である。
【図１５】本発明の実施の形態８にかかる粒子線治療装置の構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００１８】

実施の形態１．（参考形態）

以下、参考形態として本発明にかかる粒子線治療装置の実施の形態１について説明する。図１、２は本発明の実施の形態１にかかる粒子線治療装置を説明するためのもので、図１は粒子線治療装置の全体構成を示す図、図２は粒子線治療装置の機能を示すブロック図である。粒子線治療装置は、図１に示すように、加速された荷電粒子ビームＢｅｃを拡散させずに輸送するためのビーム輸送ダクト１、ビーム輸送ダクト１を挟むようにビーム輸送ダクト１の外側に配置され、輸送された荷電粒子ビームＢｅｃを走査するスキャニング電磁石２（２ａ，２ｂ）、走査された荷電粒子ビームＢｅｃを取り出すためのビーム取り出し窓３、スキャニング電磁石２の下流に配置され、ビーム取り出し窓３から取り出され

た荷電粒子ビームＢｅｃを、以降の複数のビーム軌道（７ａ，７ｂ，７ｃ）へと切り替えるための偏向電磁石４、複数のビーム軌道（７ａ，７ｂ，７ｃ）において最終的な照射目標位置であるアイソセンタＣへと荷電粒子ビームＢｅｃを偏向するための偏向電磁石５（５ａ、５ｂ（７ｃでは不要））、及び、座位で患者Ｋを保持するための椅子型患者保持装置６とを備えている。

【００１９】

そして、粒子線治療装置は、照射計画指示部９から指示された照射方法に従って、上記スキャニング電磁石２（２ａ，２ｂ）、偏向電磁石４、偏向電磁石５（５ａ、５ｂ）の動作、および荷電粒子ビームB_{ec}の運動エネルギーを調整するために図示しない上流の荷電粒子ビーム供給部の動作を制御するための照射制御部８を備えている。

【００２０】

つぎに、各部の制御について図２を用いて説明する。照射計画指示部９は、本実施の形態１においては、粒子線治療装置と独立した装置であり、患部への適切な治療計画を生成する治療計画装置９ａと、各種データを保持し、生成した治療計画に従って、具体的な照射角度や照射形状等のデータを出力するサーバ９ｂとを備えている。そして、本実施の形態１にかかる粒子線治療装置の照射制御部８では、照射計画指示部９から出力された照射角度（ビーム軌道）や照射形状に基づいて生成された目標照射座標（ｘ，ｙ，ｚ）の点列データ等のデータに従い、統括制御部８ａを中心に照射制御を行う。照射制御部８の制御値生成部８ｂは、アイソセンタＣにおいて指定された照射形状を形作る座標（ｘ，ｙ，ｚ）への照射を実現するために、目標照射座標（ｘ，ｙ，ｚ）から、走査電磁石２ａ，２ｂおよび荷電粒子ビームB_{ec}のエネルギー（荷電粒子の運動エネルギー）の制御値（I_a，I_b，E_b）を算出するための関数f_1（ｘ，ｙ，ｚ）を照射角度（ビーム軌道７ａ、７ｂ、７ｃ）に応じて選択する。そして、制御値生成部８ｂは、ビーム軌道（７ａ、７ｂ、７ｃ）に応じて選択した関数f_1（関数f_1はルックアップテーブルでもよい）を用いて、目標照射座標（ｘ，ｙ，ｚ）から制御値（I_a，I_b，E_b）を算出し、算出した制御値（I_a，I_b，E_b）を統括制御部８ａに出力し、最終的にスキャニング電磁石２（２ａ，２ｂ）と加速器を制御する。ここで、目標照射座標（ｘ，ｙ，ｚ）は、照射対象であるアイソセンタＣ近傍でのビーム軌道の中心軸に対して垂直な平面内の座標軸ｘ、ｙと、照射深さ方向の座標軸ｚからなる座標系での座標である。また、制御値は、照射形状を実現するためのスキャニング電磁石２（２ａ，２ｂ）への制御値（I_a，I_b）と、荷電粒子ビームB_{ec}のエネルギーを決定する加速器への制御値（E_b）であり、とくに３次元の制御値（I_a，I_b，E_b）を以降照射制御値と称する。

【００２１】

そして、統括制御部８ａは、ビーム軌道を設定（７ａ、７ｂ、７ｃ）するために、ビーム切替制御部８ｃに偏向電磁石４、５ａ，５ｂへの制御指示信号を出力する。また、制御値生成部８ｂで生成された照射制御値（I_a，I_b，E_b）は、それぞれ走査電磁石２ａ、２ｂ、荷電粒子ビーム供給部である加速器へとそれぞれ出力される。補足であるが、走査電磁石２ａ、２ｂへの制御値は、具体的には電流値、ヒステリシスを考慮して補正計算した電流値や設定磁場強度等であり、加速器への制御値は、具体的には荷電粒子の目標運動エネルギー等である。

【００２２】

なお、図示しないが、椅子型患者保持装置６は、アイソセンタＣを通る回転軸を中心に回転することができ、その回転角度や高さなどの位置や姿勢も統括制御部８ａによって制御することができる。

【００２３】

次に動作について説明する。図示しない加速器により加速された荷電粒子ビームB_{ec}は、図示しない輸送系を経由してビーム輸送ダクト１へと導かれる。ビーム輸送ダクト１に導かれた荷電粒子ビームB_{ec}は、腫瘍などの照射対象を選択的かつ所望の線量を照射する照射形状を実現するよう制御値（I_a，I_b）が入力されたスキャニング電磁石２により、走査（スキャン（例えば２ａによりｘ方向、２ｂによりｙ方向））制御される。走

査制御された荷電粒子ビームＢｅｃはビーム取り出し窓３から取り出され、ここで、ビーム軌道切り替え用の偏向電磁石４へと導かれる。偏向電磁石４に導かれた荷電粒子ビームＢｅｃは、設定された軌道に応じて偏向電磁石４により偏向される。ここで、軌道７ａの場合は図中上向きに偏向され、軌道７ｂの場合は図中下向きに偏向され、軌道７ｃの場合は偏向されずに直進することになる。軌道７ａの場合は、偏向電磁石５ａが動作し、下向きに偏向されて上方からアイソセンタＣに向けて荷電粒子ビームＢｅｃが照射される。軌道７ｂの場合は、偏向電磁石５ｂが動作し、上向きに偏向されて下方からアイソセンタＣに向けて荷電粒子ビームＢｅｃが照射される。軌道７ｃの場合は水平方向からアイソセンタＣに向けて荷電粒子ビームＢｅｃが照射される。

【００２４】

つまり、荷電粒子ビームＢｅｃを３次元の照射形状に整形するためのスキャニング電磁石２ａ、２ｂを、ビーム軌道を規定する偏向電磁石４、５ａ、５ｂよりも上流側に配置したので、荷電粒子ビームＢｅｃは、最短でもビーム取り出し窓３からアイソセンタＣまでの長い距離の間で発散させることになる。例えば、アイソセンタＣにおける照射領域の大きさが１０ｃｍで、ビーム取り出し窓３からアイソセンタＣまでの距離が５ｍある場合、発散角は２．３度になり、１０ｍある場合は１．１度になる。一方、特許文献３，４のようにスキャニング手段を偏向電磁石の下流に配置する場合、発散が始まる位置からアイソセンタＣまでの距離を長く取ろうとすると装置が大掛かりになってしまうので、実質的に距離を取ることは困難である。そのため、例えば距離が１ｍになった場合、発散角は１１度まで、５０ｃｍにまで近くなった場合、２３度まで拡大してしまう。この場合、例えば体表面から１０ｃｍの深さの患部に粒子線を照射したときの、体表面部分での照射密度比（体表面での照射密度／患部における照射密度）は、本実施の形態のように距離１０ｍや５ｍの場合はそれぞれ１．０であるのに対し、距離が１ｍでは１．２に、距離が５０ｃｍでは１．６にまで増大して正常組織へのダメージが大きくなってしまう。

【００２５】

また、本実施の形態１にかかる粒子線治療装置では、スキャニング電磁石２ａ、２ｂでのビームを曲げる角度を大きくする必要がないので、スキャニング電磁石の大きさを低減でき、消費電力も低減できる。

【００２６】

以上のように、本実施の形態１にかかる粒子線治療装置によれば、供給された荷電粒子ビームＢｅｃを治療計画に基づく３次元の照射形状に整形するよう走査する走査（スキャニング）電磁石２ａ，２ｂと、走査電磁石２ａ，２ｂにより走査された荷電粒子ビームＢｅｃが走査電磁石２ａ，２ｂからアイソセンタＣまでに設定された複数のビーム軌道７ａ，７ｂ，７ｃのうち、選択されたひとつのビーム軌道を経てアイソセンタＣに到達するように荷電粒子ビームＢｅｃの軌道を切り替える偏向電磁石４、５ａ，５ｂと、を備えるように構成したので、照射対象であるアイソセンタから遠く離れた位置から荷電粒子ビームＢｅｃが発散し始めることになり、発散角を抑制することができる。そのため、照射自由度が高く、体表面での照射密度の増大を防止し、正常組織への照射量を低減することができる。

【００２７】

つまり、従来では最下流に配置されるスキャニング電磁石２の下流側に偏向電磁石４、５を配置したことにより、大掛かりな回転ガントリを用いることなく、照射角度の自由度の高い、コンパクトな粒子線治療装置を得ることができる。照射角度の自由度が高いため、患者の姿勢を変える必要がなく（変えてもよいが、従来の固定ポートからの水平照射に比べて大きく変える必要がなく）、高齢者の患者にとっても負担の少ない粒子線治療装置を得ることができる。また、大掛かりな回転ガントリを用いたりスキャニング電磁石を移動させたりすることなく、照射自由度の高いコンパクトな粒子線治療装置が得られる。

【００２８】

とくに、３次元の照射形状を形作る照射位置座標（ｘ，ｙ，ｚ）を、選択されたビーム軌道７ａ，７ｂ，７ｃに応じて設定された関数ｆ$_1$を用いて変換し、変換して得られた照

射制御値（I_a，I_b，E_b）を用いて走査電磁石２ａ，２ｂおよび荷電粒子ビームB_{ec}のエネルギーを制御する照射制御部８を備えるように構成した。

【００２９】

制御値を生成する具体的な方法は実施の形態２で詳しく述べるが、照射形状を形作る機能である走査電磁石が最下流にない複雑な系であって、ビーム軌道が複数ある場合においても、目標照射座標への高精度な照射を実現する制御値生成ができる。これにより、どのような軌道を選択しても正確な照射が可能となるので、照射精度を高く保ちつつ、照射系機器の配置に自由度を持たすことが可能となった。

【００３０】

さらに、走査電磁石２の下流に設けたビーム軌道を切り替えるための偏向電磁石は、走査電磁石２から走査出力された荷電粒子ビームB_{ec}を選択された軌道（７ａ，７ｂ，７ｃ）に応じて偏向させる第１の偏向電磁石であるビーム切替電磁石４と、ビーム切替電磁石４の下流であって、複数のビーム軌道毎に設けられ、ビーム切替電磁石４により偏向された荷電粒子ビームB_{ec}をアイソセンタＣに向けて偏向させる第２の偏向電磁石である偏向電磁石５ａ，５ｂ（軌道７ｃに対しては必要ないが、基本的にビーム軌道毎に設けられたと称する）とを備えるようにしたので、ビーム軌道を切り替える際に位置を移動するものがなく、容易に照射角度を切り替えることができる。

【００３１】

また、上記実施の形態によれば、スキャニング電磁石２を複数のビーム軌道に応じて複数用意したり、移動できるようにしたりする必要がない。更に、回転ガントリを用いた方式のように照射角度を変えるときに患者の近傍で駆動する照射部がないため、照射角度を変えるたびに技師が照射室に入ることなく、遠隔で多門照射を行う粒子線治療装置を得ることができる。

【００３２】

なお、本実施の形態１における粒子線治療装置では偏向電磁石５として紙面の上下方向に２つの偏向電磁石５ａ、５ｂを配し、偏向電磁石４では紙面での上下方向にのみ軌道を変化させる例を示しているが、これに限られることはない。例えば、紙面の上下方向の数を変化させてもよいし、軌道７ｃを中心とする周方向のどの位置に配置してもよい。その場合、ビーム切替偏向電磁石４を設定したビームの軌道に応じて、軌道７ｃを中心として適宜回転させるようにしてもよい。

【００３３】

また、本実施の形態１においては、関数f_1の導出方法について特に明示していないが、偏向電磁石４、５の性質に応じてビーム軌道毎にシミュレーションを行い設定することが可能である。また、後述する実施の形態２のように実測値に基づいて生成した逆写像数式モデルを使用するようにしてもよい。

【００３４】

実施の形態２．（参考形態）

以下、参考形態として本発明の実施の形態２にかかる粒子線治療装置および粒子線治療装置の調整方法について説明する。図３～５は本発明の実施の形態２にかかる粒子線治療装置および粒子線治療装置の調整方法を説明するためのもので、図３は粒子線治療装置の全体構成を示す図、図４は粒子線治療装置の機能を示すブロック図、図５は粒子線治療装置の調整方法を示すフローチャートである。実施の形態２における粒子線治療装置では、照射形状を形作る目標照射座標（ｘ，ｙ，ｚ）の点列データからビーム軌道に応じて３次元の照射制御値（Ｉａ，Ｉｂ，Ｅｂ）を算出するための関数として実測値に基づく逆写像数式モデルｆ２－１を使用すること、逆写像数式モデルの未知パラメータを設定するための機能について詳細に記載するが、他の部分については実施の形態１と同様である。また、図３においては、粒子線治療装置の調整の説明に用いない患者Ｋや椅子型患者保持装置６を省略している。

【００３５】

本実施の形態２においては、アイソセンタＣ近傍での荷電粒子ビームB_{ec}の照射位置

（ビーム軌道の中心に対して垂直な平面内の座標（ｘ，ｙ）、およびビーム軌道に平行な深さＺ）を測定するためのビーム測定部１０（ビームプロファイルモニタ１０ａ、１０ｂおよび水ファントム１０ｃ）と、照射制御値と実測値に基づいてビーム軌道毎の逆写像数式モデル$ｆ_{2}^{-1}$の未知パラメータを設定する逆写像算出部１２とを備えている。

【００３６】

ビーム測定部１０は、ビーム軌道毎に設置するものであり、図３においてはビーム軌道７ａでの照射形状を測定する場合について記載している。ビーム測定部１０は、基本的に１０ａ、１０ｂ、１０ｃそれぞれの中心を結ぶ線（ビーム測定部１０におけるｚ軸）をビーム軌道の中心に合わすように設置し、水ファントムは照射範囲全体をカバーできるようにアイソセンタＣを含むように配置する、ビームプロファイルモニタ１０ａと１０ｂは、ビーム軌道上の水ファントム１０ｃの上流側にビーム軌道方向に沿って深さ（ｚ方向）が異なる位置に配置し、ビーム軌道に垂直な平面内でのビームの位置（紙面におけるｚ方向に垂直な方向をｘ、紙面に垂直な方向をｙとする）を測定する。

【００３７】

なお、図３、４では、逆写像算出部１２を照射制御部８や照射計画指示部９と独立して配置し、逆写像算出部１２で算出した逆写像数式モデル$ｆ_{2}^{-1}$の未知パラメータをデータサーバ９ｂに保存し、実際の治療の際には、データサーバ９ｂに保存した逆写像数式モデル$ｆ_{2}^{-1}$の未知パラメータを制御値生成部８ｂが呼び出して使用する場合を示している。しかし、逆写像算出部１２を照射制御部８や照射計画指示部９内に内蔵してもよく、逆写像数式モデル$ｆ_{2}^{-1}$の未知パラメータの取得や使用ができるのであれば、保存場所やデータの受け渡し方法はどのような形態であっても構わない。そして、逆写像数式モデル$ｆ_{2}^{-1}$による照射形状（ｘ，ｙ，ｚ）から照射制御値（$Ｉ_{a}$，$Ｉ_{b}$，$Ｅ_{b}$）への変換は実施の形態１における関数$ｆ_{1}$を用いる場合と同様であるので、ここでは逆写像数式モデル$ｆ_{2}^{-1}$の未知パラメータの取得について説明を行う。

【００３８】

Ｘ方向スキャニング電磁石２ａの制御値を$Ｉ_{a}$、Ｙ方向スキャニング電磁石２ｂの制御値を$Ｉ_{b}$、荷電粒子ビームのエネルギーに関する制御値を$Ｅ_{b}$とし、照射される荷電粒子ビームの照射位置を（ｘ，ｙ，ｚ）とする。スキャニング電磁石２ａへの荷電粒子ビーム$Ｂ_{ｅｃ}$の入射点が変動しないとすると、（$Ｉ_{a}$，$Ｉ_{b}$，$Ｅ_{b}$）が決まれば（ｘ，ｙ，ｚ）も一意に決まるので、この物理現象は（$Ｉ_{a}$，$Ｉ_{b}$，$Ｅ_{b}$）から（ｘ，ｙ，ｚ）への写像と考えることができる。照射形状を整形するための機能（例えばスキャニング電磁石）が最下流（アイソセンタＣの直近）にあれば、この写像が直感的に理解することができ、かつ、簡単な写像となる。このため、従来、照射形状を整形するための機能は最下流に配置されていた。しかし、本発明にかかる粒子線治療装置では、発散角を抑えるために、照射形状を整形するためのスキャニング電磁石とアイソセンタＣとの距離を離したり間に偏向電磁石があったりしたので、実施の形態１では、例えばシミュレーション等により写像として関数$ｆ_{1}$を求めるようにしていた。一方、本発明の実施の形態２では、図３、４に示すように実測値に基づき、所望の照射形状を形作る目標照射座標（ｘ，ｙ，ｚ）の点列データから想定した照射制御値（$Ｉ_{ａｅ}$，$Ｉ_{ｂｅ}$，$Ｅ_{ｂｅ}$）を生成する逆写像数式モデル$ｆ_{2}^{-1}$の未知パラメータを求めるようにした。

【００３９】

つぎに、具体的なキャリブレーション（粒子線治療装置の調整方法）について説明する。なお、本実施の形態２においては、逆写像数式モデル$ｆ_{2}^{-1}$の未知パラメータを取得するためのメイン制御は、逆写像算出部１２が行うものとして、一例を図５のフローチャートを用いて説明する。

【００４０】

逆写像算出部１２を起動させてキャリブレーションを開始する（ステップＳ１０）と、ビーム軌道を設定するとともに、設定したビーム軌道に対応して荷電粒子ビームの実照射位置を測定するビーム測定部１０を設置する（ステップＳ２０）。ビーム測定部１０の設置は手動でもよいが、アイソセンタＣを中心として回転でき、設定したビーム軌道に応じ

て中心軸（ビームプロファイルモニタ１０ａ，ビームプロファイルモニタ１０ｂ，および水ファントム１０ｃそれぞれの中心を通る直線）をビーム軌道の中心に合わせるような図示しない装置を設け、逆写像算出部１２の指令に応じて設定するようにしている。

【００４１】

つぎに、データサーバ９ｂからキャリブレーションに必要なそれぞれ異なる複数の照射制御値（I_a，I_b，E_b）の組合せ（データ列：式（１））を読込み（ステップＳ１００）、読み込んだデータ列に沿って順次（ｉ＝０～ｎ）実照射（ステップＳ１１０）および実照射位置座標の測定（ステップＳ１２０）を行う。具体的には、例えば、データ番号（ｉ）順に、統括制御部８ａは走査制御部８ｄに照射制御値を送り、走査制御部８ｄは、照射制御値（I_{ai}，I_{bi}，E_{bi}）（ｉ番目の場合）によって、走査電磁石２ａ，２ｂ及び荷電粒子ビームのエネルギーを制御し、実際に試し照射を行う。

【００４２】

【数１】

$$\begin{matrix}(I_{a0},I_{b0},E_{b0})\\(I_{a1},I_{b1},E_{b1})\\\vdots\\(I_{an},I_{bn},E_{bn})\end{matrix}\qquad\cdots\ (1)$$

ただし、下添え数字はデータ番号を示す（データ数＝ｎ＋１個の場合）。なお、照射制御値のデータ列は、照射制御部８のメモリに保存されていてもよい。

【００４３】

実照射位置座標の測定は例えば、以下のようにして行う。ビームプロファイルモニタ１０ａにより、水ファントム１０ｃのｚ方向基準点から、ｚ方向にz_a距離離れたビームのビーム軌道に垂直な面内での座標（x_a，y_a，z_a）が得られる。ビームプロファイルモニタ１０ｂにより、水ファントム１０ｃのｚ方向基準点から、ｚ方向にz_b距離離れたビームの座標（x_b，y_b，z_b）が得られる。水ファントム１０ｃにおいてブラッグピークが生ずる深さｚが得られれば、ブラッグピークが生ずる部分の座標（ｘ，ｙ，ｚ）が得られる。これにより、ｉ番目の照射制御値（I_{ai}，I_{bi}，E_{bi}）に対する実照射形状（x_i，y_i，z_i）が得られる。

【００４４】

こうした実測定（ステップＳ１１０、Ｓ１２０）を、所定回数（ｉ＝０～ｎ）繰り返し、最終的にそれぞれ異なるｎ＋１組の照射制御値（I_a，I_b，E_b）のデータ列に対応する実照射位置座標（ｘ，ｙ，ｚ）のデータ列が得られる（ステップＳ２００）。前述したように、照射制御値（I_a，I_b，E_b）から実照射座標位置（ｘ，ｙ，ｚ）へは正方向の写像ととらえることができるので、照射制御値（I_a，I_b，E_b）の値をふって、それぞれの対応する実照射座標位置（ｘ，ｙ，ｚ）を測定することにより、制御値のデータ列と測定値のデータ列の組合せから逆方向の写像を求める。

【００４５】

これら複数（ｎ＋１個）の試し照射の実データ列の組合せから、逆写像数式f_2^{-1}を生成する。逆写像数式モデルの好適な例として多項式モデルが挙げられる。式（２）に多項式の一例として、最高次数が２次の場合の多項式を示す。

【００４６】

【数２】

$$\begin{cases}I_{ae} &= a_{000}+a_{001}x+a_{002}x^2+a_{010}y+a_{011}xy+a_{020}y^2+a_{100}z+a_{101}xz+a_{110}yz+a_{200}z^2\\ I_{be} &= b_{000}+b_{001}x+b_{002}x^2+b_{010}y+b_{011}xy+b_{020}y^2+b_{100}z+b_{101}xz+b_{110}yz+b_{200}z^2\\ E_{be} &= c_{000}+c_{001}x+c_{002}x^2+c_{010}y+c_{011}xy+c_{020}y^2+c_{100}z+c_{101}xz+c_{110}yz+c_{200}z^2\end{cases}\qquad\cdots\ (2)$$

ただし、ｘ、ｙ、ｚは目標照射位置の座標であり、I_{ae}、I_{be}、E_{be}は、それぞれ走査電磁石への制御値の推定値および荷電粒子ビームのエネルギーの制御値の推定値である。また、a_{000}，a_{001}，a_{002}，・・・a_{200}，b_{000}，b_{001}，b

$_{002}$，・・・b_{200}，c_{000}，c_{001}，c_{002}，・・・c_{200}は逆写像数式モデルf_2^{-1}の特性を決定する係数（未知パラメータ）である。

【００４７】

未知パラメータである多項式の係数を求める好適な例は、最小二乗法である。最小二乗法により多項式の係数を求める式を式（３）、式（４）に示す。

【００４８】

【数３】

$$\overbrace{\begin{bmatrix} 1 & x_0 & x_0^2 & y_0 & x_0y_0 & y_0^2 & z_0 & x_0z_0 & y_0z_0 & z_0^2 \\ 1 & x_1 & x_1^2 & y_1 & x_1y_1 & y_1^2 & z_1 & x_1z_1 & y_1z_1 & z_1^2 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_n & x_n^2 & y_n & x_ny_n & y_n^2 & z_n & x_nz_n & y_nz_n & z_n^2 \end{bmatrix}}^{Acarib} \overbrace{\begin{bmatrix} a_{000} & b_{000} & c_{000} \\ a_{001} & b_{001} & c_{001} \\ a_{002} & b_{002} & c_{002} \\ a_{010} & b_{010} & c_{010} \\ a_{011} & b_{011} & c_{011} \\ a_{020} & b_{020} & c_{020} \\ a_{100} & b_{100} & c_{100} \\ a_{101} & b_{101} & c_{101} \\ a_{110} & b_{110} & c_{110} \\ a_{200} & b_{200} & c_{200} \end{bmatrix}}^{X} = \overbrace{\begin{bmatrix} I_{a0} & I_{b0} & E_{b0} \\ I_{a1} & I_{b1} & E_{b1} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ I_{an} & I_{bn} & E_{bn} \end{bmatrix}}^{Bcarib} \quad \cdots (3)$$

【００４９】

【数４】

$$\mathbf{X} = \left(\mathbf{A}_{carib}{}^{T}\mathbf{A}_{carib}\right)^{-1}\mathbf{A}_{carib}{}^{T}\mathbf{B}_{carib} \quad \cdots (4)$$

ただし、上添えのＴは、転置行列であることを示す。

【００５０】

上記のようにして、ビーム軌道毎の逆写像数式モデルf_2^{-1}の未知パラメータを設定することができる（ステップＳ２１０）。

【００５１】

これらの動作をステップＳ３００において、必要なビーム軌道のパラメータの設定が完了していなければ（Ｎｏ）、次のビーム軌道（７ｂ，７ｃ）を設定（ステップＳ２０）する。そして、必要なビーム軌道毎の逆写像数式モデルf_2^{-1}の未知パラメータが得られれば（Ｙｅｓ）、キャリブレーションを完了する（ステップＳ４００）。

【００５２】

以上のキャリブレーションにより逆写像数式モデルf_2^{-1}の未知パラメータ（多項式の各係数）を求めた後、本照射を実施する。まずスキャニング電磁石２ａへのビーム入射点がキャリブレーション時から変動していないことを、ビーム輸送ダクト１に設けられたビームモニタ（図示しない）により確認する。この時ビーム入射点が変動していることが認められた場合には、上記キャリブレーション手順を再度行い、各係数を再び求めればよい。次に、治療計画装置からビーム軌道毎の目標照射位置座標を読込む（ステップＳ５００）、目標照射位置座標も式（１）で示したような（x_0，y_0，z_0）・・・（x_m，y_m，z_m）のデータ列とすればよく、例えば、データ番号順に、目標照射位置座標を設定（ステップＳ５１０）し、ビーム軌道に対応して選択した逆写像数式モデルf_2^{-1}の未知パラメータを用いて照射制御値（I_{aj}，I_{bj}，E_{bj}）（ｊ番目の場合）を生成する。（ステップＳ５２０）。そして生成した制御値により照射を行う（ステップＳ５３０）。これを必要な点数（ｍ＋１個）順次実施することにより、ビーム軌道毎に設定された目標照射位置を正確に再現した照射が可能となる。

【００５３】

以上のように、本実施の形態２にかかる粒子線治療装置では、ビーム軌道（７ａ，７ｂ，７ｃ）に対応して、走査電磁石２ａ，２ｂへの制御値（I_a，I_b）および荷電粒子ビームB_{ec}のエネルギーの制御値E_bからなる（３次元の）照射制御値（I_a，I_b，E_b）と、３次元の照射制御値を用いて制御された荷電粒子ビームB_{ec}を試し照射した際

のアイソセンタＣ部における実照射位置座標の測定値（ｘ，ｙ，ｚ）、すなわち実データとに基づいて照射制御値推定値（$Ｉ_{ａｅ}$，$Ｉ_{ｂｅ}$，$Ｅ_{ｂｅ}$）を生成する逆写像数式モデル$ｆ_{2}^{-1}$を使用するように構成したので、スキャニング電磁石が最下流になく、スキャニング電磁石２ａ，２ｂとアイソセンタＣ間の軌道が変化する複雑な系の場合でも、患部に対して正確な照射が可能となる。

【００５４】

また、本実施の形態２にかかる粒子線治療装置の調整方法では、ビーム軌道を設定し、設定したビーム軌道（７ａ，７ｂ，７ｃ）に対応して荷電粒子ビーム$Ｂ_{ｅｃ}$の実照射位置座標（ｘ，ｙ，ｚ）を測定するビーム測定部１０を設置するステップ（ステップＳ２０）と、走査電磁石２ａ，２ｂへの２次元の制御値（$Ｉ_{ａ}$，$Ｉ_{ｂ}$）と荷電粒子ビーム$Ｂ_{ｅｃ}$のエネルギーの制御値E_bからなる照射制御値（$Ｉ_{ａ}$，$Ｉ_{ｂ}$，$Ｅ_{ｂ}$）であって、それぞれ異なる複数の照射制御値（データ列）を読込むステップ（ステップＳ１００）と、読込んだ照射制御値にしたがって荷電粒子ビーム$Ｂ_{ｅｃ}$を実照射し、アイソセンタＣ部における荷電粒子ビーム$Ｂ_{ｅｃ}$の実照射位置座標（ｘ，ｙ，ｚ）を測定するステップ（ステップＳ１１０、Ｓ１２０）と、測定した実照射位置座標の複数の測定結果(データ列)と対応する複数の照射制御値（データ列）との組合せから、逆写像数式モデル$ｆ_{2}^{-1}$の未知パラメータを設定するステップ（ステップＳ２１０）と、を含むようにしたので、ビーム軌道毎に正確な照射が可能な粒子線治療装置が得られる。

【００５５】

さらに、本実施の形態２にかかる粒子線治療装置は、走査電磁石２ａ，２ｂへの２次元の制御値（$Ｉ_{ａ}$，$Ｉ_{ｂ}$）と荷電粒子ビーム$Ｂ_{ｅｃ}$のエネルギーの制御値$Ｅ_{ｂ}$からなる照射制御値（$Ｉ_{ａ}$，$Ｉ_{ｂ}$，$Ｅ_{ｂ}$）であって、それぞれ異なる複数の照射制御値（データ列）を読込むステップ（ステップＳ１００）と、読込んだ照射制御値にしたがって実照射された荷電粒子ビーム$Ｂ_{ｅｃ}$のアイソセンタＣ部における実照射位置座標（ｘ，ｙ，ｚ）を測定するステップ（ステップＳ１２０）と、測定した実照射位置座標の複数の測定結果（データ列）と対応する複数の照射制御値との組合せから、逆写像数式モデル$ｆ_{2}^{-1}$の未知パラメータを設定するステップ（ステップＳ２１０）と、を実行する逆写像算出部１２を備えるように構成したので、自由度が高く正確な照射を継続的に行うことが可能となる。

【００５６】

なお、本発明の実施の形態２では、逆写像算出部１２にキャリブレーション時の実データを与えると最小二乗法により多項式の係数（未知パラメータ）を計算する機能を設けたが、照射制御部８や照射計画指示部９のように他の部分に計算機能を設けてもよい。

【００５７】

また、多項式モデルの次数は、扱う粒子線照射装置の特性によって、非線形性が強いものは適宜次数を上げていけばよく、式（２）に示した最高次数＝２のものである必要はない。本発明の実施の形態２では、いくつかの多項式モデルをあらかじめ用意し、オペレータが多項式モデルを選択できるようにした。例えば、上記式（２）では、ｘ、ｙ、ｚをそれぞれ同等に扱っているが、ｘ、ｙに対するｚの寄与が小さいので、演算処理を軽くするために、ｘ、ｙに対してはｚの次数を下げるような多項式モデルも設けておき、必要に応じて選択するようにしてもよい。

【００５８】

また、本実施の形態２では、ひとつのビーム軌道に対して照射領域を網羅するｎ＋１個のデータ列について説明したが、一度キャリブレーションを行った軌道に対し、校正をかける場合、測定する点数を適宜減らしてもよい。

【００５９】

また、照射エリアをいくつかの小エリアに分割し、小エリアごとに写像を求めるようにするのも、特に非線形性が強い場合に効果的である。この場合、照射制御部８は、読み込んだ照射位置座標によって使用する未知パラメータを切替える、さらには逆写像数式モデル自体（例えば多項式の次数）を切替えるようにしてもよい。

【００６０】

実施の形態２の変形例.

なお、本実施の形態２においては、キャリブレーションを実施する際の照射制御値をデータ列として読み込み、読み込んだデータ列毎に実照射をする例（図５におけるステップＳ１００～ステップＳ２００）を示したが、制御値の各変数を一定間隔ごとに変化させる場合、図６に示すようなフローで実施してもよい。図６に示すフローは、図５におけるステップＳ１００～ステップＳ２００に相当する部分を変形させた例を示すものであり、ステップＳ２０以前、およびステップＳ２１０以降は図５と同様であるので記載を省略している。

【００６１】

はじめに、主としてｚ方向（深さ）に影響する荷電粒子ビームＢ$_{ec}$のエネルギーの制御値Ｅ$_{b}$を初期値（例えばＥ$_{b1}$，Ｅ$_{b2}$，・・・，Ｅ$_{br}$において、Ｅ$_{b1}$）に設定する（ステップＳ１０１０）。つぎに、スキャニング電磁石２ｂの制御値Ｉ$_{b}$を初期値（例えばＩ$_{b1}$，Ｉ$_{b2}$，・・・，Ｉ$_{bq}$において、Ｉ$_{b1}$）に設定する（ステップＳ１０２０）。つぎに、スキャニング電磁石２ａの制御値Ｉ$_{a}$を初期値（例えばＩ$_{a1}$，Ｉ$_{a2}$，・・・，Ｉ$_{ap}$において、Ｉ$_{a1}$）に設定する（ステップＳ１０３０）。そして設定した照射制御値で実照射（ステップＳ１１００）し、アイソセンタＣ近傍での実照射位置座標（ｘ，ｙ，ｚ）を測定する。

【００６２】

これを、ステップＳ１２００～Ｓ１２２０において制御値ごとに必要な設定数が完了していなければ次の値（Ｉ$_{a2}$，・・・，Ｉ$_{ap}$、Ｉ$_{b2}$，・・・，Ｉ$_{bq}$、Ｅ$_{b2}$，・・・，Ｅ$_{br}$）に設定（ステップＳ１０３０、Ｓ１０２０，Ｓ１０１０）していき、順次増分（例えば、Ｉ$_{a1}$，・・・，Ｉ$_{ap}$、Ｉ$_{b1}$，・・・，Ｉ$_{bq}$、Ｅ$_{b1}$，・・・，Ｅ$_{br}$のそれぞれが等間隔で変化しているとする）していくと、ｐ×ｑ×ｒ個の３次元格子状の照射制御値（Ｉ$_{a}$，Ｉ$_{b}$，Ｅ$_{b}$）のデータ列と照射形状（ｘ，ｙ，ｚ）のデータ列との組み合わせが得られる（ステップＳ１２２０）。そして、上記データの組み合わせから最小二乗法により、逆写像数式モデルｆ$_{2}^{-1}$の未知パラメータを設定することが出来る（ステップＳ２１０）。

【００６３】

本実施の形態２にかかる変形例によれば、一連の測定において２つの変数が一定で、１つの変数（本例ではＩ$_{a}$）を変えていくように測定するため、水ファントムにより照射深さを測定する際に線量センサーをブラッグピークが生ずる位置に容易に追随させることができ、効率的に実照射位置座標を測定することができる。

【００６４】

上記変形例では、ひとつのビーム軌道に対して照射領域を網羅する細かなほぼ格子状のデータ（ｐ×ｑ×ｒ点）を取得する場合について説明したが、一度キャリブレーションを行った軌道に対し、校正をかける場合、測定する点数を適宜減らしてもよい。例えば、各制御値の増分量を大きくして網を粗くしてもよい。あるいは、照射エリアをいくつかのエリアに分割するようにしてもよい。この場合、各変数の増分や始点、終点を定めることになるので、視覚的にどのように測定点数を減少させたか（精度を粗くしたのか、エリアを小さくしたのかなど）が把握しやすくなる。

【００６５】

実施の形態３．（参考形態）

上記実施の形態１、２では、スキャニング電磁石２の下流に複数のビーム軌道を設け、ビーム軌道切り替え用の偏向電磁石４により荷電粒子ビームを切り替えられるようにし、ビーム軌道ごとに必要な偏向電磁石５ａ，５ｂを設ける場合について述べた。本実施の形態３においては、参考形態として偏向電磁石をビーム軌道に合わせて移動可能とし、ひとつの偏向電磁石で複数のビーム軌道に対応するようにした。図７、８は本発明の実施の形態３にかかる粒子線治療装置を説明するためのもので、図７は粒子線治療装置の構成を示す図、図８は機能を示すブロック図であり、偏向電磁石１５ｖがビーム軌道７ｖに応じて移動できるようになっている。他の部分については、実施の形態１や２と同様である。

【００６６】
なお、図７では図示していないが、偏向電磁石１５ｖは可動支持部に移動可能に設置され、図８に示すように、ビーム軌道を切り替える際は、ビーム切替制御部８ｃｖの指示により、選択したビーム軌道７ｖに応じて偏向電磁石１５ｖを最適な位置に移動させる。
【００６７】
つまり、本実施の形態３においては、偏向電磁石１５ｖを移動できるようにしたことで、ひとつの偏向電磁石１５ｖを複数のビーム軌道７ｖで共用できるようにした。この場合、照射角度を変えるときに物自体の位置が移動する部分は偏向電磁石１５ｖのみであり、患者から十分遠い位置にあるので、この実施の形態３に示す方法でも、容易に遠隔多門照射は行える。
【００６８】
なお、実施の形態２で示した逆写像数式モデルf_2^{-1}を用いて調整する手法は、本実施の形態３にも適用することができる。
【００６９】
以上のように、本実施の形態３にかかる粒子線治療装置によれば、ビーム軌道を切り替えるための偏向電磁石は、走査電磁石２の下流に設けられ、走査電磁石２から走査出力された荷電粒子ビームB_{ec}を選択されたビーム軌道７ｖに応じて偏向させる第１の偏向電磁石であるビーム切替偏向電磁石４と、ビーム切替偏向電磁石４の下流であって、選択されたビーム軌道７ｖに対応して移動し、ビーム切替偏向電磁石４により偏向された荷電粒子ビームB_{ec}をアイソセンタＣに向けて偏向させる第３の偏向電磁石である偏向電磁石１５ｖと、を備えるように構成したので、ビーム軌道偏向用の偏向電磁石１５ｖを駆動してひとつの偏向電磁石を複数のビーム軌道で共用でき、偏向電磁石及びその駆動電源の個数が少なくても、実施の形態１、実施の形態２で記載した効果を奏することができる。
【００７０】
なお、図７では偏向電磁石１５ｖが紙面の上下方向に移動する状態しか示していないが、紙面の奥行方向に移動させるようにしてもよい。このとき、偏向電磁石４も必要に応じて偏向方向を傾けるようにしてもよい。
【００７１】
また、図９の変形例に示すように、偏向電磁石１５ｖを例えば、ビーム軌道７ｖｃを中心に回転移動させるようにしてもよい。この場合、偏向電磁石４は、偏向電磁石１５ｖの移動に連動して、ビーム軌道７ｖｃを中心に回転させるようにすればよい。
【００７２】
実施の形態４．（参考形態）
実施の形態１では、スキャニング電磁石２の下流に複数のビーム軌道を設け、ビーム軌道切り替え用の偏向電磁石４によりビーム軌道を切り替えられるようにし、ビーム軌道ごとに必要な偏向電磁石５を設ける場合について述べたが、本実施の形態４にかかる粒子線治療装置では、参考形態として図１０に示すように、各ビーム軌道にビーム輸送ダクト２０を設けた。他の機能や構成は実施の形態１と同様であり、説明を省略する。
【００７３】
ビーム輸送ダクト２０を設ける目的は、荷電粒子ビームB_{ec}が空気中を通過することにより拡散し、ビームスポットサイズが大きくなることを抑えることである。スキャニング照射型の粒子線治療装置は、照射対象であるがん病巣を小領域ずつ照射するため、ビームスポットサイズは数ｍｍ程度に抑える必要がある。ビーム輸送ダクト２０により、ビーム軌道を真空やヘリウムガスの状態に保つことができるので、荷電粒子ビームの拡散（走査による発散とは異なる）を抑制することができる。
【００７４】
また、ダクトを外気と通気可能とした場合でも、荷電粒子線ビームの軌道上に異物や人等が入らないようにする防護機能を有することができる。
【００７５】
なお、実施の形態２で示した逆写像数式モデルf_2^{-1}を用いる手法は、本実施の形態

４にも適用することができ、外気の影響が抑えられるので、より正確な調整が可能となる。

【００７６】

以上のように、第１の偏向電磁石４からアイソセンタＣにかけて、複数のビーム軌道に対応する輸送ダクト２０を設けたことにより、荷電粒子ビームの軌道を真空やヘリウムガスの雰囲気に保つことができ、スポットスキャニングに適した数ｍｍ程度の十分に小さいビームスポットサイズを照射できる粒子線治療装置を得ることができる。

【００７７】

実施の形態５．（参考形態）

実施の形態３では、スキャニング電磁石２の下流に複数のビーム軌道を設け、ビーム軌道切り替え用の偏向電磁石４によりビーム軌道を切り替えられるようにし、切り替えたビーム軌道に対応して偏向電磁石１５ｖを移動させる場合について述べたが、本実施の形態５にかかる粒子線治療装置では、参考形態として図１１に示すように、設定したビーム軌道に応じて移動または移動変形可能なビーム輸送ダクト３０を設けた。他の機能や構成は実施の形態３と同様であり、説明を省略する。

【００７８】

輸送ダクト３０は、ビーム取り出し窓３に接続するビーム導入口３０ｉと、アイソセンタＣの直近に設置され、アイソセンタＣに向けて荷電粒子ビームを出力するビーム出射口３０ｅと、偏向電磁石４に対応して設置されたジョイント部３０ｊ１と、偏向電磁石１５ｖに対応して移動する移動ジョイント部３０ｊ２と、ジョイント部３０ｊ１とジョイント部３０ｊ２間を結ぶ直管部３０ｔ１と、ジョイント部３０ｊ２とビーム出射口３０ｅとを結ぶ直管部３０ｔ２からなり、直管部３０ｔ１，３０ｔ２は、それぞれジョイントに対して接続角を変更できるとともに、それぞれ直線性を保ったまま長さを変更（変形）できる。そして、輸送ダクト３０内は、ジョイント部と直管部とを気密に接合することで真空やヘリウムガスの状態に保つことができる。

【００７９】

また、本実施の形態５にかかる偏向電磁石１５ｖに連動して移動または移動変形可能なビーム輸送ダクト３０は、実施の形態３の変形例のように偏向電磁石１５ｖが回転移動する場合にも対応可能である。図１２は偏向電磁石１５ｖの回転移動に連動して移動または移動変形可能なビーム輸送ダクト３０を設けた場合の粒子線治療装置の構成を示すものである、動作については図１１に示す場合と同様なので説明を省略する。

【００８０】

なお、実施の形態２で示した逆写像数式モデルf_2^{-1}を用いる手法は、本実施の形態５にも適用することができ、外気の影響が抑えられるので、より正確な調整が可能となる。

【００８１】

以上のように、第１の偏向電磁石４からアイソセンタＣにかけて、選択されたビーム軌道に対応して移動または移動変形する輸送ダクト３０を設けたことにより、ビーム軌道を真空やヘリウムガスの状態に保つことができ、スポットスキャニングに適した数ｍｍ程度の十分に小さいビームスポットサイズを照射できる粒子線治療装置を得ることができる。

【００８２】

実施の形態６．

上記実施の形態１～５においては、ひとつの固定されたアイソセンタＣに対して様々な角度から照射する（多門照射の）ための、複数の軌道を設けた例について述べてきた。しかし、所望の照射角度を実現するには、他の方法も考えられる。本実施の形態６では、所望の照射角度を実現する他の方法を示す。

【００８３】

図１３は、本発明の実施の形態６にかかる粒子線治療装置の構成を示す図である。また、図１４は、本実施の形態６にかかる粒子線治療装置において、照射方向を変える原理を示した鳥瞰図である。

図１３と図１４に基づいて、荷電粒子ビームの照射方向を治療計画に基づいた所望の方向に設定できることを説明する。実施の形態１～５と同様に、荷電粒子ビームＢｅｃは、図示しない加速器で加速され、輸送ダクト１内を輸送され、走査電磁石２へと導かれる。走査電磁石２は、例えばＸ方向スキャニング電磁石２ａとＹ方向スキャニング電磁石２ｂの組合せのように、それぞれ異なる方向に走査される。さらに荷電粒子ビームＢｅｃは輸送ダクト１を経由しビーム軌道を偏向する偏向電磁石６４へと導かれる。偏向電磁石６４は、基本的には実施の形態１～５における偏向電磁石４と同様のものであるが、偏向電磁石６４はビーム軸回りに回転駆動できるように構成したものであり、区別するために違う番号を用いている。輸送ダクト１は、荷電粒子ビームの散乱を防ぐため、内部を真空若しくは不活性ガスに状態を保ち、大気と区別している。したがって、このようなダクトは、できるだけ照射対象まで伸ばすことが求められているが、偏向電磁石６４が回転駆動するため、偏向電磁石６４とともに真空ダクトも駆動させる必要が生じる。そこで、偏向電磁石６４よりも上流の部分にカップリングを設け、駆動しない輸送ダクト１と駆動する輸送ダクト６１とを接続する。荷電粒子ビームは偏向電磁石６４によりビーム軌道が偏向され、駆動するビームダクト６１を経由し、照射基準点であるアイソセンタＣに向けて照射される。

【００８４】

例えば、患者の真下から鉛直方向に荷電粒子ビームを照射したい場合、図１３に示したように偏向電磁石６４の姿勢を回転駆動すればよい。この場合、照射対象である患部を照射基準点であるアイソセンタに配置しなければならないが、その方法を以下に説明する。ひとつの方法は、患者台をロボットアームにより支え、６自由度（Ｘ並進、Ｙ並進、Ｚ並進、Ｘ回転、Ｙ回転、Ｚ回転）の位置姿勢制御をする方法である。この方法は、図１４に示したように、荷電粒子ビームの照射方向に応じて患者台の位置を変えることができるため、３６０度任意の角度での照射が可能となる。もうひとつの方法は、観覧車のように患者台を支持する方法である。この方法も、荷電粒子ビームの照射方向に応じて患者台の位置を変えることができるため、３６０度任意の角度で照射が可能となる。施設をコンパクトにしたい場合は、あらかじめ決められた照射角度（例えば水平、垂直、４５度など）に、それぞれ患者台を設置すればよい。

【００８５】

なお、実施の形態２で示した逆写像モデルf_2^{-1}を用いたり、逆写像モデルf_2^{-1}の未知パラメータを算出したりする手法は、本実施の形態６にも適用することができる。例えば選択された照射方向における照射制御値と荷電粒子ビームの実照射位置座標の測定値とから得られた目標照射位置座標から照射制御値への逆写像数式モデルを使用すれば、治療計画に基づく所望の照射形状に荷電粒子ビームを照射することができる。そして、走査電磁石２からいずれのアイソセンタＣまでの距離を大きくとることができるので、荷電粒子ビームＢｅｃの発散角を抑制することができる。また、通常は輸送ダクト６１に走査電磁石が設置されているため、偏向電磁石６４の回転駆動とともに走査電磁石２も駆動する必要が生じるが、本実施の形態１によれば、走査電磁石２を駆動させる必要がないので、コンパクトな設計が可能となる。

【００８６】

以上のように、本実施の形態６にかかる粒子線治療装置によれば、供給された荷電粒子ビームＢｅｃを治療計画に基づく３次元の照射形状に整形するよう、それぞれ異なる方向に走査制御する２つのスキャニング電磁石２ａ、２ｂを備えた走査電磁石２と、走査電磁石２の下流に設置され、ビーム軸回りに回転駆動することによって走査電磁石２により走査された荷電粒子ビームＢｅｃが、治療計画に基づいた照射方向となるように、荷電粒子ビームの軌道を決定する偏向電磁石６４と、を備えるように構成したので、異なる照射方向を実現するそれぞれのビーム軌道のアイソセンタＣから遠く離れた位置から荷電粒子ビームＢｅｃが走査されるので、発散角を抑制して、正常細胞への照射量を低減できる粒子線治療装置を得ることができる。

【００８７】

また、ビーム軌道に対応する輸送ダクトは、偏向電磁石６４の駆動（回転、直線）とともに駆動するダクト６１と駆動しないダクト１とが、カップリングによって繋がっているように構成したので、輸送ダクト内を大気と遮断し、ビームの散乱を防止して正確な照射ができる。

【００８８】

さらに、ビーム軌道毎に移動する照射基準点であるアイソセンタＣに対応して位置を変化させる患者台を備えるようにしたので、重い電磁石を移動させたり、複数備えたりすることなく、任意の角度からの照射が可能になる。

【００８９】

実施の形態７．

実施の形態６においては、ひとつの治療室内の一人の患者に対して照射される例について述べてきた。しかし、図１４に示したそれぞれのビーム軌道に対するアイソセンタＣは、別々の治療室にあってもよい。

【００９０】

例えば、照射方向が水平、垂直、４５度に該当するアイソセンタＣを、別の照射室と対応すれば、従来は水平照射室、垂直照射室、４５度照射室、それぞれに照射系を用意しなければならなかった。すなわち、それぞれの照射室において、走査電磁石を備える必要があった。

【００９１】

以上のように、本実施の形態７にかかる粒子線治療装置によれば、供給された荷電粒子ビームＢ$_{ec}$を治療計画に基づく３次元の照射形状に照射するよう、それぞれ異なる方向に走査制御する２つのスキャニング電磁石２ａ、２ｂを備えた走査電磁石２と、複数の治療室ごとに設けられたアイソセンタまたは複数設定されたアイソセンタと、走査電磁石２の下流に設置され、走査電磁石により走査された荷電粒子ビームＢ$_{ec}$が、走査電磁石２からの複数の治療室または複数のアイソセンタのそれぞれとの間に設定されたビーム軌道のうち、選択されたひとつのビーム軌道を通るように、ビーム軸回りに回転駆動する偏向電磁石６４と、を備えるように構成したので、異なる照射方向を実現するそれぞれのアイソセンタに向けて照射しても、アイソセンタＣから遠く離れた位置から荷電粒子ビームＢ$_{ec}$が走査されるので、発散角を抑制して、正常細胞への照射量を低減できる粒子線治療装置を得ることができる。また、複数のアイソセンタあるいは治療室に対する粒子線の走査制御機構を共有させることができる。

【００９２】

実施の形態８．

本実施の形態８においては、複数のアイソセンタを有する例として、とくに、複数の治療室のそれぞれに導くための軌道、つまり、走査制御後に偏向電磁石で軌道が切り替えられたビームが、複数の治療室のうち選択された治療室へと導かれる例を示す。

【００９３】

図１５は、本発明の実施の形態８にかかる粒子線治療装置の構成を示す図である。図１５に基づいて、走査された荷電粒子ビームが複数の治療室のうち選択された治療室へ導かれることを説明する。本粒子線治療装置では、粒子線治療を行うための治療室として、治療室５０ａ、治療室５０ｂ、治療室５０ｃのように複数備えている。そして、図示しない加速器で加速され、輸送ダクト１内を輸送された荷電粒子ビームＢ$_{ec}$が、例えば、ｘ方向スキャニング電磁石２ａとｙ方向スキャニング電磁石２ｂの組合せのようにそれぞれ異なる方向に走査制御する２つのスキャニング電磁石からなる走査電磁石２により走査され、その後にビーム軌道を変化させる偏向電磁石５４へと導かれることは、実施の形態１～５と同様である。なお、偏向電磁石５４は、実施の形態１～５における偏向電磁石４と同様のものであるが、偏向電磁石４がひとつの治療室に対応するものであるのに対し、偏向電磁石５４が複数の治療室に対応するという違いがあるので、番号を区別している。ここで、ビームは偏向電磁石５４により、複数の治療室のそれぞれ５０ａ、５０ｂ、５０ｃとの間に設定されたビーム軌道５７ａ、５７ｂ、５７ｃのうち、選択されたひとつの治療室

に対するビーム軌道を通って選択された治療室へと導かれるよう、ビーム軌道が選択される。なお、走査電磁石５４から複数の治療室５０ａ～５０ｃのそれぞれとの間には、設定されたビーム軌道５７ａ～５７ｃのそれぞれに対応する輸送ダクト５１ａ～５１ｃを設けている。

【００９４】

例えば、治療室５０ａで治療を行いたい場合、照射制御部８は、荷電粒子ビームＢ$_{ec}$がビーム軌道５１ａを通るように偏向電磁石５４の動作を制御する。さらに、走査電磁石２の制御値を選択したビーム軌道５１ａに応じて設定された関数を用いて修正して走査電磁石２（駆動部）に出力する。すると、輸送ダクト１を通ってきた荷電粒子ビームＢ$_{ec}$は、走査電磁石２により走査制御された後、偏向電磁石５４によってビーム軌道５７ａを通るように偏向され、ビーム輸送ダクト５１ａを通過して治療室５０ａに向かう。そして、治療室５０ａにおいて、治療計画に基づく所望の照射形状に整形された荷電粒子ビームが患者に対して照射される。他の治療室５０ｂ、５０ｃを使用する場合にも、それぞれの治療室５０ｂ、５０ｃに応じて走査電磁石２や偏向電磁石５４を制御し、治療計画に基づく所望の照射形状に整形された荷電粒子ビームを照射することができる。

【００９５】

一般的に粒子線治療施設においては、ひとつの加速器（荷電粒子ビーム供給源）に対して、複数の治療室が存在し、多くの場合、治療室は同じ階に建設されている。本発明の実施の形態８において、治療室は同じ階に建設されていても、違う階に建設されていてもよい。また、図１５には図示していないが、各ビーム軌道５１ａ～５１ｃについては、偏向電磁石５４から治療室までの間に、ビームを収束させるための電磁石（４極電磁石、６極電磁石など）や、ビームを偏向するための手段（偏向電磁石）があってもよく、その構成や軌道の長さもビーム軌道毎に異なっていてよい。また、治療室それぞれのアイソセンタＣａ～Ｃｃ毎に、最終的にビームを照射する方向を、水平、垂直、４５度など、自由に設定してよい。さらに、治療室毎に、例えば実施の形態１～５に示したように多門照射のための複数のビーム軌道が設定されていてもよい。また、治療室の数も３に限定されることはなく、それ以上でもよく、２つでもよい。

【００９６】

なお、実施の形態２で示した逆写像数式モデルｆ$_2^{-1}$を用いたり、逆写像数式モデルｆ$_2^{-1}$の未知パラメータを算出したりする手法は、本実施の形態８にも適用することができる。例えば、選択された治療室（のアイソセンタ）における照射制御値と荷電粒子ビームの実照射位置座標の測定値とから得られた照射位置座標から照射制御値への逆写像数式モデルを使用すれば、とくに、治療室によって軌道が大きく異なる場合にも、治療計画に基づく所望の照射形状に整形された荷電粒子ビームを照射することができる。そして、走査電磁石２から各アイソセンタＣａ～Ｃｃまでの距離を大きくとることができるので、荷電粒子ビームＢ$_{ec}$の発散角を抑制することができる。また、通常は治療室毎に走査電磁石が必要であるが、本実施の形態によれば、一つの走査電磁石で複数の治療室における照射形状を形成する事ができ、部品点数を減少させることができる。

【００９７】

以上のように、本実施の形態８にかかる粒子線治療装置によれば、供給された荷電粒子ビームＢ$_{ec}$を治療計画に基づく３次元の照射形状に整形するよう荷電粒子ビームＢ$_{ec}$をそれぞれ異なる方向に走査制御する２つのスキャニング電磁石２ａ、２ｂを備えた走査電磁石２と、複数の治療室５０ａ～５０ｃを有する、つまり複数のアイソセンタＣａ～Ｃｃが設定され、走査電磁石２の下流に設置され、走査電磁石２により走査された荷電粒子ビームＢ$_{ec}$が、走査電磁石２から複数の治療室５０ａ～５０ｃのそれぞれのアイソセンタＣａ～Ｃｃに向かうように設定されたビーム軌道５７ａ～５７ｃのうち、選択されたひとつの治療室に向かうビーム軌道を通るように、荷電粒子ビームＢ$_{ec}$の軌道を切り替える偏向電磁石５４と、を備えるように構成したので、治療室５０ａ～５０ｃごとに設定されたそれぞれの照射対象であるアイソセンタＣａ～Ｃｃから遠く離れた位置から荷電粒子ビームＢ$_{ec}$が発散し始めることになり、発散角を抑制して、正常細胞への照射量を低減

できる粒子線治療装置を得ることができる。

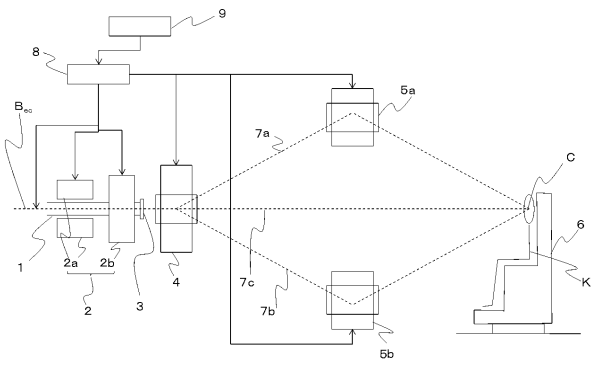
【符号の説明】

【００９８】

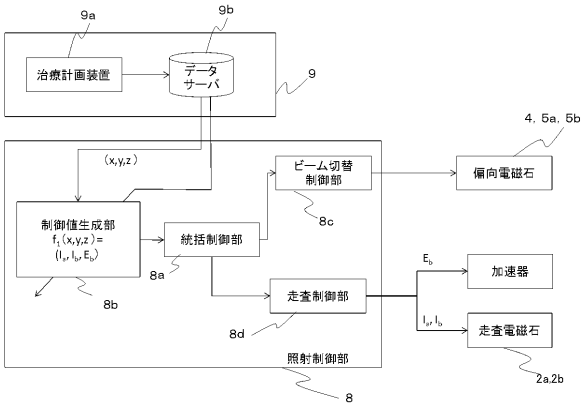
１，６１　ビーム輸送ダクト、　２　スキャニング電磁石（走査電磁石）（２ａ　Ｘ方向スキャニング電磁石、２ｂ　Ｙ方向スキャニング電磁石）、　３　ビーム取り出し窓、　４　ビーム切替偏向電磁石（第１の偏向電磁石）、　５　偏向電磁石　（第２の偏向電磁石）（５ａ　偏向電磁石（ビーム軌道７ａ用）、５ｂ　偏向電磁石（ビーム軌道７ｂ用））、１５ｖ　偏向電磁石（移動式）、　６　椅子型患者保持装置、　７　ビーム軌道（照射角度ごとに設定：７ａ，７ｖａ，７ｂ，７ｖｂ，７ｃ，７ｖｃ）、　８　照射制御部、　９　照射計画指示部、　１０　ビーム測定部：１０ａ，１０ｂ　ビームプロファイルモニタ、　１０ｃ　水ファントム、　２０，３０、５１（５１ａ、５１ｂ、５１ｃ）　ビーム輸送ダクト、　５０　照射室（５０ａ、５０ｂ、５０ｃ）、　５４，６４　偏向電磁石、　５７　ビーム軌道（治療室ごとに設定：５７ａ，５７ｂ，５７ｃ）。

Ｃ　アイソセンタ（治療室ごとに設定：Ｃａ、Ｃｂ、Ｃｃ）、　f_1　関数、　f_2^{-1}　逆写像数式モデル、　I_a、I_b、E_b　制御値：（I_a，I_b，E_b）照射制御値、　（ｘ，ｙ，ｚ）　照射位置座標。

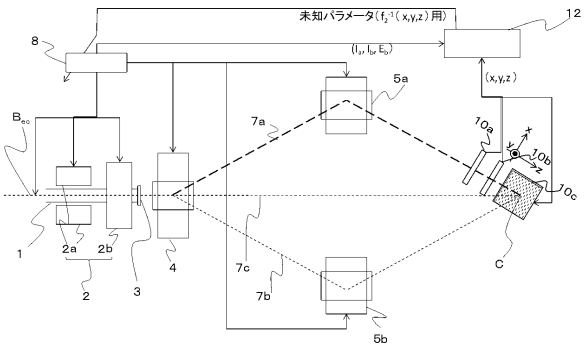
【図１】



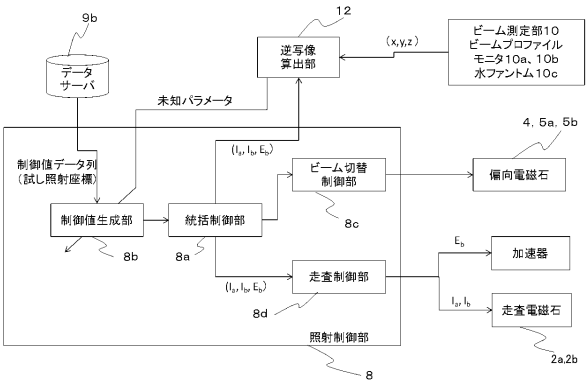
【図２】



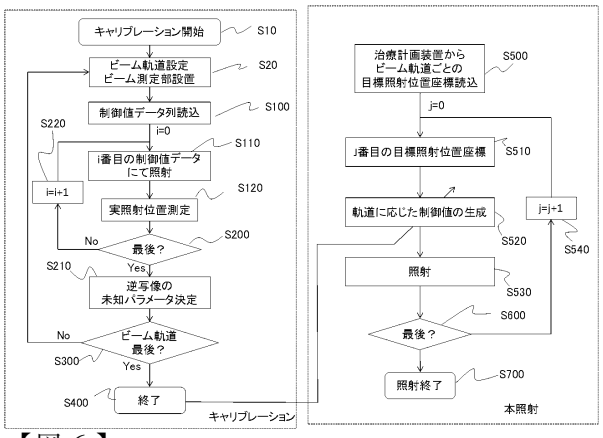
【図３】



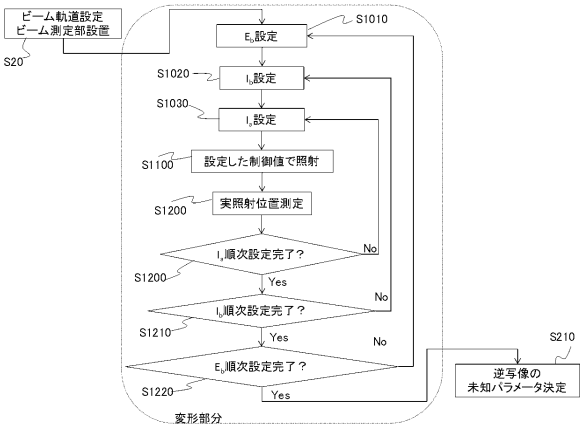
【図４】



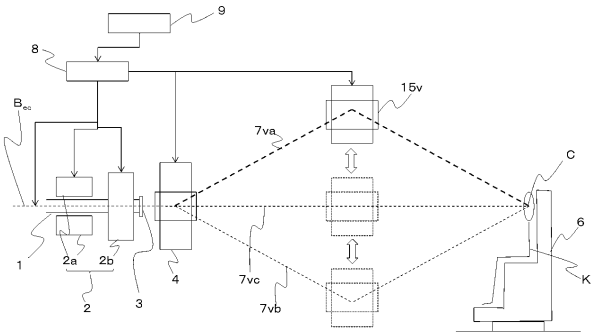
【図５】



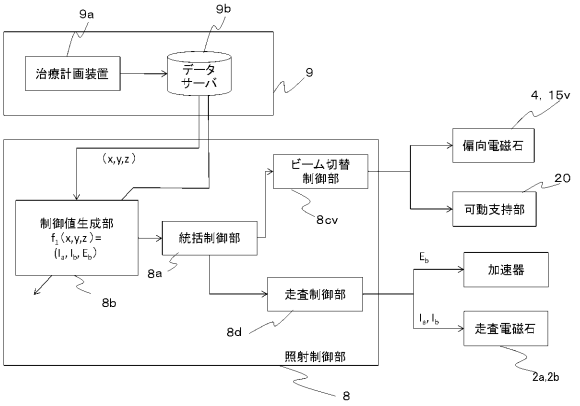
【図６】



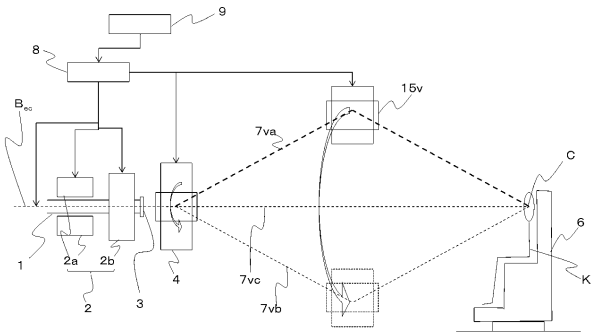
【図７】



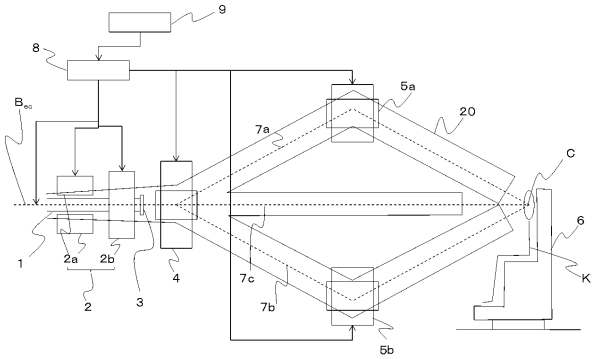
【図８】



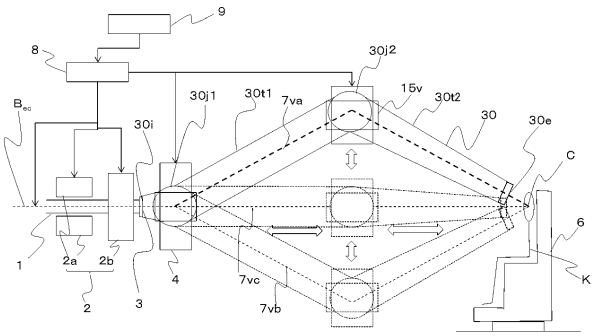
【図９】



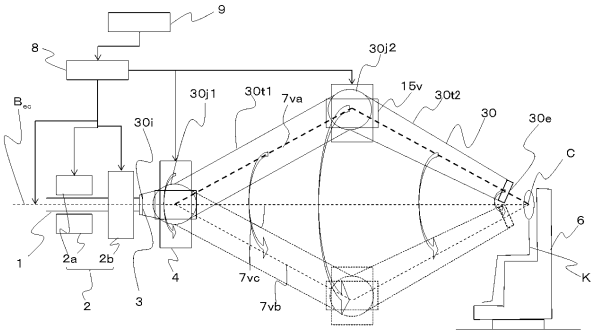
【図１０】



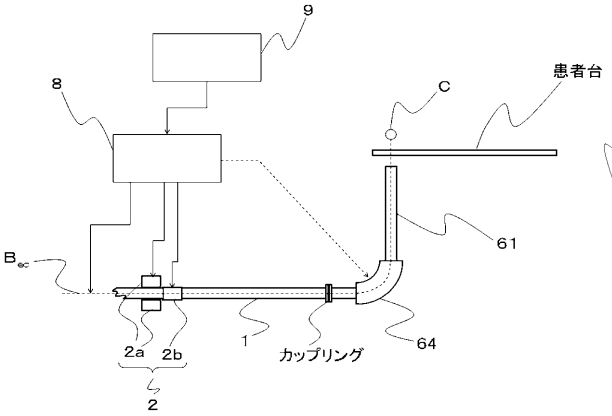
【図１１】



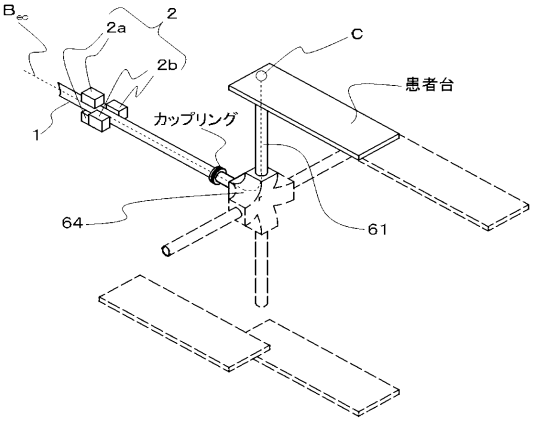
【図１２】



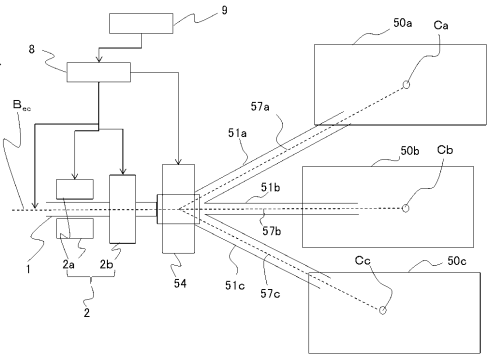
【図１３】


9
8
C
患者台
61
B_{ec}
2a
2b
2
1
カップリング
64

【図１４】


B_{ec}
2a
2
2b
C
患者台
カップリング
1
64
61

【図１５】


9
8
B_{ec}
50a
Ca
57a
51a
50b
Cb
51b
57b
1
2a
2b
54
51c
57c
Cc
50c
2

フロントページの続き

(72)発明者　岩田　高明
東京都千代田区丸の内二丁目７番３号　三菱電機株式会社内

審査官　五閑　統一郎

(56)参考文献　特開平０８－２５７１４８（ＪＰ，Ａ）
特開平０９－１５９８００（ＪＰ，Ａ）
特許第４４７８７５３（ＪＰ，Ｂ２）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｎ　　５／００
Ｇ２１Ｋ　　１／００