

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第4478753号
(P4478753)

(45) 発行日 平成22年6月9日(2010.6.9)

(24) 登録日 平成22年3月19日(2010.3.19)

(51) Int. Cl. F I
G 2 1 K 5/04 (2006.01) G 2 1 K 5/04 E
A 6 1 N 5/10 (2006.01) G 2 1 K 5/04 C
A 6 1 N 5/10 H

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2010-500593 (P2010-500593)	(73) 特許権者	000006013
(86) (22) 出願日	平成21年6月9日(2009.6.9)		三菱電機株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2009/060530		東京都千代田区丸の内二丁目7番3号
審査請求日	平成22年1月6日(2010.1.6)	(74) 代理人	100073759
早期審査対象出願			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 考生
		(74) 代理人	100094916
			弁理士 村上 啓吾
		(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 粒子線照射装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

制御器で加速器とスキャニング電磁石とを制御して前記加速器からの荷電粒子ビームを照射対象に照射する粒子線照射装置において、
前記スキャニング電磁石は、X方向スキャニング電磁石と、前記X方向スキャニング電磁石の走査方向と直交する方向に走査するY方向スキャニング電磁石とを有し、
前記制御器は、照射対象における荷電粒子ビームの目標照射位置座標から、その照射を実現する前記X方向スキャニング電磁石を励磁するためのX方向指令値、前記Y方向スキャニング電磁石を励磁するためのY方向指令値、及び荷電粒子ビームを加速する前記加速器への運動エネルギー指令値をそれぞれ生成するX方向、Y方向、及び運動エネルギー逆写像数式モデルを有し、
前記X方向、Y方向、及び運動エネルギー逆写像数式モデルは、それぞれ、前記目標照射位置座標を3変数で表示したときの前記3変数のいずれも含んでおり、
照射対象における荷電粒子ビームの前記目標照射位置座標から、前記X方向、Y方向、及び運動エネルギー逆写像数式モデルにより生成した前記X方向、Y方向、及び運動エネルギー指令値により、前記X方向とY方向スキャニング電磁石、及び前記加速器を制御して荷電粒子ビームを制御して照射対象に照射するようにしたことを特徴とする粒子線照射装置。

【請求項2】

前記X方向、Y方向、及び運動エネルギー逆写像数式モデルは、それぞれ、多項式であ

ることを特徴とする請求項 1 記載の粒子線照射装置。

【請求項 3】

多項式である前記 X 方向、Y 方向、及び運動エネルギー逆写像数式モデルにそれぞれ存在する未知の係数は、

前記 X 方向と Y 方向スキャニング電磁石に予め設定した複数組の X 方向と Y 方向指令値を入力すると共に、前記加速器に予め設定した複数の運動エネルギー指令値を入力して、荷電粒子ビームを制御し、実際に照射されたそれぞれの照射位置座標の実データから最小二乗法又は重み付け最小二乗法により求めるようにしたことを特徴とする請求項 2 記載の粒子線照射装置。

【請求項 4】

前記 X 方向、Y 方向、及び運動エネルギー逆写像数式モデルを複数組有し、前記複数組の中から使用する前記 X 方向、Y 方向、及び運動エネルギー逆写像数式モデルを選択できるようにしたことを特徴とする請求項 1 記載の粒子線照射装置。

【請求項 5】

ビーム輸送系に設けられた偏向電磁石に、前記 X 方向スキャニング電磁石の機能を持たせたことを特徴とする請求項 1 記載の粒子線照射装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、がん治療等の医療用や研究用に用いられる粒子線照射装置に関する。特にスポットスキャニングやラスタスキャニングなどの走査式照射を行う粒子線照射装置に関する。

【背景技術】

【0002】

がん治療等の医療用や研究用に用いられる粒子線照射装置において、もっとも広く用いられている照射方式はブロード照射方式である。ブロード照射方式は、散乱体やワブラー電磁石を使って荷電粒子ビームを広げ、コリメータやボラスを使って患部以外の場所への照射を減らす方法である。

【0003】

この一気に照射対象領域を照射するブロード照射方式に対して、スポットスキャニングやラスタスキャニングといった、荷電粒子ビームを走査して照射対象である患部を小領域ずつ照射する走査式照射方法が提案されている（例えば非特許文献 1）。非特許文献 1 に示された走査式照射を行う従来の粒子線照射装置を更に応用して、最終偏向電磁石よりも上流側に走査電磁石を置くことにより、ガントリの半径を著しく減少させたもの（特許文献 1）や、走査電磁石を省略できることを示したもの（特許文献 2）も提案されている。また、医療用や研究用の粒子線照射装置ではないが、試料上に照射する目的の荷電粒子ビーム走査式装置において、偏向走査位置ずれを補正する手段が提案されている（特許文献 3）。

【0004】

走査式照射方法は、ブロード照射方式で用いるコリメータやボラスといった患部以外の正常組織への照射を防ぐ部品がないのが一般的なため、ブロード照射方式以上にビーム位置精度が要求される。このように、走査式照射方法はブロード照射方式以上にビーム位置精度が要求されているにもかかわらず、そのビーム位置精度を補償する装置はあまり開示されていない。

【0005】

また、陽子、炭素イオンなどの荷電粒子ビームは、体内など物質に入射すると、荷電粒子ビームのエネルギーに応じた特定の深さ（飛程という）まで物質中を進み、飛程終端付近で物質に対するエネルギー付与が最大となるピークがあり（ブラッグピークと呼ぶ）、X 線など他の放射線に比べてブラッグピークがとてもしarpな深部線量分布を形成する特徴を有する。粒子線照射装置はこの性質を利用して、正常組織への影響を極力抑え、患

10

20

30

40

50

部に線量を集中照射させるものである。このことから、スポットスキヤニングやラストスキヤニングを行う走査型の粒子線照射装置や治療計画装置において従来は、目標照射位置の体内深さ方向（Z方向）は荷電粒子ビームのエネルギーを調整することで、Z方向と直交するX方向とY方向は走査電磁石等の走査手段を制御することで、というふうに分離して行えると仮定して、走査手段と加速器それぞれの制御量を計算していた。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特表2007-534391号公報（第4図）

【特許文献2】特開2006-166947号公報

【特許文献3】国際公開第W001/69643号パンフレット

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】Tatsuaki Kanai, et al., "Spot scanning system for proton radiotherapy", Medical Physics, Jul./Aug. 1980, Vol.7, No.4, pp365-369

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

たしかに、荷電粒子ビームが常に進行方向が一定な平行ビームであれば、ビーム照射位置のz座標は荷電粒子ビームのエネルギーのみによって一意に決めることができる。しかし、実際の走査電磁石等の走査手段によってビームの向きが制御される粒子線照射装置においては、荷電粒子ビームは扇状に広がるファンビーム（1次元走査）や円錐状に広がるコーンビーム（2次元走査）となるため、ビーム照射位置のz座標は荷電粒子ビームのエネルギーによって一意に決められない。このファンビームであることによる照射位置への影響はファンビーム効果と呼ばれ、コーンビームであることによる照射位置への影響はコーンビーム効果と呼ばれている。

【0009】

図8はファンビーム効果とコーンビーム効果を説明する図である。図中、1は荷電粒子ビーム、31は患者の体、32はその体表面を示す。図8(a)はファンビーム効果を説明しており、荷電粒子ビーム1が1次元走査されると照射位置の端部33のz座標と中心部34のz座標が一定にならない。図8(b)はコーンビーム効果を説明しており、荷電粒子ビーム1が2次元走査されると照射位置の端部33のz座標と中心部34のz座標が一定にならない。

【0010】

この発明は前述のような課題を解決するためになされたものであり、高精度なビーム照射位置を実現できる粒子線照射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】

【0011】

この発明の粒子線照射装置は、制御器で加速器とスキヤニング電磁石とを制御して前記加速器からの荷電粒子ビームを照射対象に照射する粒子線照射装置において、前記スキヤニング電磁石は、X方向スキヤニング電磁石と、前記X方向スキヤニング電磁石の走査方向と直交する方向に走査するY方向スキヤニング電磁石とを有し、前記制御器は、照射対象における荷電粒子ビームの目標照射位置座標から、その照射を実現する前記X方向スキヤニング電磁石を励磁するためのX方向指令値、前記Y方向スキヤニング電磁石を励磁するためのY方向指令値、及び荷電粒子ビームを加速する前記加速器への運動エネルギー指令値をそれぞれ生成するX方向、Y方向、及び運動エネルギー逆写像数式モデルを有し、前記X方向、Y方向、及び運動エネルギー逆写像数式モデルは、それぞれ、前記目標照射位置座標を3変数で表示したときの前記3変数のいずれも含んでおり、照射対象における荷電粒子ビームの前記目標照射位置座標から、前記X方向、Y方向、及び運動エネルギー逆写像数式モデルにより生成した前記X方向、Y方向、及び運動エネルギー指令値により

10

20

30

40

50

、前記 X 方向と Y 方向スキャニング電磁石、及び前記加速器を制御して荷電粒子ビームを制御して照射対象に照射するようにしたものである。

【 0 0 1 2 】

また、この発明の粒子線照射装置は、多項式である前記 X 方向、Y 方向、及び運動エネルギー逆写像数式モデルにそれぞれ存在する未知の係数は、前記 X 方向と Y 方向スキャニング電磁石に予め設定した複数組の X 方向と Y 方向指令値を入力すると共に、前記加速器に予め設定した複数の運動エネルギー指令値を入力して、荷電粒子ビームを制御し、実際に照射されたそれぞれの照射位置座標の実データから最小二乗法又は重み付け最小二乗法により求めるようにしたものである。

【発明の効果】

10

【 0 0 1 3 】

この発明に係る粒子線照射装置よれば、制御器は、照射対象における荷電粒子ビームの目標照射位置座標から、その照射を実現する X 方向スキャニング電磁石を励磁するための X 方向指令値、Y 方向スキャニング電磁石を励磁するための Y 方向指令値、及び荷電粒子ビームを加速する加速器への運動エネルギー指令値をそれぞれ生成する X 方向、Y 方向、及び運動エネルギー逆写像数式モデルを有し、前記 X 方向、Y 方向、及び運動エネルギー逆写像数式モデルは、それぞれ、前記目標照射位置座標を 3 変数で表示したときの前記 3 変数のいずれも含んでいるので、高精度なビーム照射位置を実現できる粒子線照射装置が得られる。また、ファンビーム効果やコーンビーム効果に依存する照射位置座標の変動も考慮された高精度なビーム照射位置を実現できる。

20

【 0 0 1 4 】

また、この発明に係る粒子線照射装置よれば、多項式である X 方向、Y 方向、及び運動エネルギー逆写像数式モデルにそれぞれ存在する未知の係数は、前記 X 方向と Y 方向スキャニング電磁石に予め設定した複数組の X 方向と Y 方向指令値を入力すると共に、前記加速器に予め設定した複数の運動エネルギー指令値を入力して、荷電粒子ビームを制御し、実際に照射されたそれぞれの照射位置座標の実データから最小二乗法又は重み付け最小二乗法により求めるようにしたので、実データに基づいているため、高精度なビーム照射位置を実現できる粒子線照射装置が得られる。従って、ファンビーム効果やコーンビーム効果に依存する照射位置座標の変動も考慮された高精度なビーム照射位置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

30

【 0 0 1 5 】

【図 1】この発明の基礎となる技術における粒子線照射装置を示す構成図である。

【図 2】この発明において、キャリブレーション時の実データから、係数（未知パラメータ）を計算する手法を説明する図である。

【図 3】この発明において、係数（未知パラメータ）を計算する手法を説明するブロック図である。

【図 4】この発明において、係数（未知パラメータ）を計算する手法を説明するフローチャートである。

【図 5】この発明において、治療計画値よりスキャニング電磁石の指令値と荷電粒子ビームの運動エネルギーの指令値を求めるブロック図である。

40

【図 6】この発明の実施の形態 1 における粒子線照射装置を示す構成図である。

【図 7】この発明の実施の形態 2 における粒子線照射装置を示す構成図である。

【図 8】ファンビーム効果とコーンビーム効果を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 6 】

発明の基礎となる技術

図 1 はこの発明の基礎となる技術における走査式照射をする粒子線照射装置を示す構成図である。粒子線照射装置は、荷電粒子ビーム 1 を所望の運動エネルギーを有する荷電粒子ビーム 1 に加速する加速器 1 1、荷電粒子ビーム 1 を輸送するビーム輸送ダクト 2、荷電粒子ビーム 1 を走査するスキャニング電磁石（走査電磁石）3、ビームを取出すビーム

50

取出し窓 4、及び、スキャニング電磁石 3 へ指令値を送るスキャニング制御器 10 などから構成されている。ビーム輸送ダクト 2 を有するビーム輸送系には、偏向電磁石、ビームモニタ、遮蔽電磁石、ビームダンパ、照射路偏向電磁石などが設けられている。発明の基礎になる技術における粒子線照射装置は、スキャニング制御器 10 にビーム照射位置座標空間 7 からスキャニング電磁石指令値空間 6 への逆写像数式モデルを有するものである。換言すれば、スキャニング制御器 10 には目標ビーム照射位置座標に対して、それを実現するスキャニング電磁石 3 の指令値の推定値を生成する逆写像手段 9 を有している。

【0017】

次に粒子線照射装置の動作について説明する。加速器 11 により所望の運動エネルギーを有する荷電粒子ビーム 1 にまで加速された荷電粒子ビーム 1 は、ビーム輸送ダクト 2 の中をとり、照射部へと導かれる。荷電粒子ビーム 1 はさらにビーム取出し窓 4 から取出され、照射基準点であるアイソセンタ 5 に向けて照射されるように設計されている。一般的に、照射対象である患部を選択的に走査して照射するために、荷電粒子ビーム 1 は、ビーム輸送ダクト 2 の外側に設けられた X 方向スキャニング電磁石 (X 方向走査電磁石) 3a と Y 方向スキャニング電磁石 (Y 方向走査電磁石) 3b とによって、ビーム照射位置の X Y 方向が制御されると共に、加速器 11 で荷電粒子ビーム 1 の運動エネルギーを変えることによってビーム照射位置の Z 方向 (患部の深さ方向) が制御される。これらのビーム照射位置の制御を行うのは、粒子線照射装置全体を制御する照射制御装置 23 (図 5 参照) により集中制御する方法と、スキャニング電磁石と、加速器の荷電粒子ビーム 1 の運動エネルギーを制御するスキャニング制御器 10 によって分散制御する方法がある。

【0018】

発明の基礎になる技術において、荷電粒子ビーム 1 の照射位置制御を行うスキャニング制御器 10 には、ビーム照射位置座標空間 7 からスキャニング電磁石指令値空間 6 への逆写像数式モデルを有する逆写像手段 9 を設けた。逆写像数式モデルの好適な一例は多項式モデルである。以下の数式 1 に最高次数 = 2 の場合の多項式モデルを示す。なお、発明の基礎になる技術では、ビーム照射位置の Z 方向 (深さ方向) は、荷電粒子ビームの運動エネルギーにより一意に決まると仮定し、逆写像数式モデルは複数個、異なった運動エネルギーに対して作成する。

【0019】

【数 1】

$$\begin{cases} I_{ae} = a_{00} + a_{01}x + a_{02}x^2 + a_{10}y + a_{11}xy + a_{20}y^2 \\ I_{be} = b_{00} + b_{01}x + b_{02}x^2 + b_{10}y + b_{11}xy + b_{20}y^2 \end{cases}$$

………… (数式 1)

【0020】

ただし、 a_{00} , a_{01} , a_{02} , ..., b_{00} , b_{01} , b_{02} , ... は逆写像数式モデルの特性を決定する係数 (未知パラメータ) である。 I_{ae} , I_{be} は荷電粒子ビームの照射位置座標が (x, y) となる X, Y 方向スキャニング電磁石指令値の推定値である。逆写像数式モデルの特性を決定する係数 (未知パラメータ) は、あらかじめキャリブレーション (calibration) 用に試し照射を行い、その試し照射の実データから最小二乗法などにより求めればよい。

【0021】

図 2 はキャリブレーション時の実データから、係数 (未知パラメータ) を計算する手法を説明する図である。なお、図 1 の 8 は正写像 (実物理現象) の方向を示している。図 3 は係数 (未知パラメータ) を計算する手法を説明するブロック図である。図 4 は係数 (未知パラメータ) を計算する手法を説明するフローチャートである。なお、各図において、同一符号は同一又は相当部分を示す。図において、12 は第 1 ビームプロファイルモニタで、荷電粒子ビームの基準照射軸 15 に垂直に設置され、照射される荷電粒子ビームの 2 次元の通過位置座標 (x_a , y_a) を出力する。13 は第 2 ビームプロファイルモニタで、

第1ビームプロファイルモニタ12との間に所定の間隔を空けて荷電粒子ビームの基準照射軸15に垂直に設置され、照射される荷電粒子ビームの2次元の通過位置座標 (x_b, y_b) を出力する。14は水ファントムで、その表面を患者の体表面16に合わせ荷電粒子ビームの基準照射軸15に垂直に配置され、照射される荷電粒子ビームの到達する位置座標の深さ方向の座標 z_p を出力する。なお、第1,第2ビームプロファイルモニタ12,13及び水ファントム14は、未知パラメータを計算するときや、荷電粒子ビームの校正,確認のときに配置し、患者への荷電粒子ビーム照射時は移動させるものである。

【0022】

キャリブレーションの試し照射は、スキャン制御器10により、以下の値をふって行う。

10

X方向スキャン電磁石への指令値 I_a (=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)。

Y方向スキャン電磁石への指令値 I_b (=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)。

加速器への運動エネルギー指令値 E_b 。

【0023】

前記指令値を受けて、照射された荷電粒子ビーム1は、第1,第2ビームプロファイルモニタ12,13を通過し、第1,第2ビームプロファイルモニタ12,13よりそれぞれ測定された通過位置座標 (x_a, y_a) , (x_b, y_b) を出力する。また、照射された荷電粒子ビーム1は、荷電粒子の運動エネルギーから到達する位置の深さ方向座標 z が一意に決まると仮定する。これらの値 (x_a, y_a) , (x_b, y_b) 及び z から、データ処理手段17(図3)は、照射位置座標 (x, y, z) を算出する。

20

【0024】

前述したように、キャリブレーションの試し照射は、各指令値の値をふって行う。例えば、X方向スキャン電磁石への指令値 I_a を $I_a + \Delta I_a, \dots$ に、Y方向スキャン電磁石への指令値 I_b を $I_b + \Delta I_b, \dots$ にふる。ここで、試し照射の実データから、逆写像の係数(未知パラメータ)を求める方法の一例を示す。数式1で示した多項式モデルは、行列とベクトルを用いると以下のように表現できる。

【0025】

【数2】

30

$$\begin{matrix}
 \overbrace{[1 \quad x \quad x^2 \quad y \quad xy \quad y^2]}^{Ac} & \begin{matrix} \overbrace{\begin{bmatrix} a_{00} & b_{00} \\ a_{01} & b_{01} \\ a_{02} & b_{02} \\ a_{10} & b_{10} \\ a_{11} & b_{11} \\ a_{20} & b_{20} \end{bmatrix}}^{Xc} & = & \overbrace{\begin{bmatrix} I_{ae} & I_{be} \end{bmatrix}}^{Be}
 \end{matrix}$$

40

..... (数式2)

ここで、行列Acは照射位置座標からなる逆写像の入力行列、行列Xcは逆写像の未知パラメータ行列、行列Beは指令値の推定値からなる逆写像の出力行列である。ただし、未知パラメータ行列Xcは、まだこの段階では値が求まっていない。キャリブレーションの試し照射のときの指令値Bcaribおよび得られた照射位置Acaribの実データは、数式2の形にしたがって、縦長行列をつくるように縦にならべていく。

【0026】

50

【数 3】

$$\begin{matrix}
 \text{Acarib} & & \text{Xc} & & \text{Bcarib} \\
 \left[\begin{array}{cccccc}
 1 & x_0 & x_0^2 & y_0 & x_0 y_0 & y_0^2 \\
 1 & x_1 & x_1^2 & y_1 & x_1 y_1 & y_1^2 \\
 \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\
 1 & x_n & x_n^2 & y_n & x_n y_n & y_n^2
 \end{array} \right] & = & \begin{bmatrix} a_{00} & b_{00} \\ a_{01} & b_{01} \\ a_{02} & b_{02} \\ a_{10} & b_{10} \\ a_{11} & b_{11} \\ a_{20} & b_{20} \end{bmatrix} & = & \begin{bmatrix} I_{a0} & I_{b0} \\ I_{a1} & I_{b1} \\ \vdots & \vdots \\ I_{an} & I_{bn} \end{bmatrix}
 \end{matrix}$$

10

..... (数式 3)

ここで、下添えの数字は、キャリブレーションの試し照射番号を意味する（上の例では、n箇所試し照射を行ったことを意味する）。逆写像の未知パラメータ行列 X c は、以下の最小二乗法の式により求まる。

【 0 0 2 7 】

【数 4】

20

$$\mathbf{Xc} = \left(\mathbf{A}_{carib}^T \mathbf{A}_{carib} \right)^{-1} \mathbf{A}_{carib}^T \mathbf{B}_{carib}$$

..... (数式 4)

ただし、上添え字の T は、転置行列であることを表す。

以上のキャリブレーションにより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 3 a 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、前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。

30

【 0 0 2 8 】

数式 1 等の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、数式 1 に示した次数 = 2 のものである必要はない。いくつかの多項式モデル（逆写像数式モデル）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するとよい。なお、特許文献 3 等に関示されている方法は、補正量を計算するものであるが、この発明における逆写像数式モデルは指令値そのものを求めるものである点異なる。

【 0 0 2 9 】

40

粒子線照射装置は、3 次元的に荷電粒子ビームを照射することが求められ、図 1 に示すように、一般的に、目標ビーム照射位置座標の (x , y , z) は (x 0 , y 0 , z 0) (x 1 , y 1 , z 1) (x 2 , y 2 , z 2) という形でスキャニング制御器 1 0 に送られる。

【 0 0 3 0 】

図 5 は治療計画値よりスキャニング電磁石の指令値と荷電粒子ビームの運動エネルギーの指令値を求めるブロック図である。患者に対する治療計画装置 2 1 より目標ビーム照射位置座標 (x 0 , y 0 , z 0) (x 1 , y 1 , z 1) (x 2 , y 2 , z 2) が、データサーバ 2 2 , 照射制御装置 2 3 を経由して、スキャニング制御器 1 0 に送られる。なお、図 5 の、逆写像数式モデルと運動エネルギー指令値 E b e については実施の形態 1 で説明する。発明の基礎になる技術では、前述したように、加速器の荷電粒子ビームの運動エネルギーを

50

設定値としてビーム照射位置のZ方向の制御を含めていないため、スキャニング電磁石3 aへのビーム入射点の変動しないようにすると、送られた目標ビーム照射位置座標 (x_0, y_0) (x_1, y_1) (x_2, y_2) ……が、それぞれスキャニング制御器10の逆写像数式モデル(数式1)に代入され、それぞれ各目標ビーム照射位置座標について、スキャニング電磁石指令値の推定値 (I_{ae}, I_{be}) (……)が算出される。

【0031】

発明の基礎となる技術においては、異なる複数の荷電粒子ビーム運動エネルギーごとに逆写像を求めた。具体的には、例えば、照射基準であるアイソセンタ5を含む平面 $A_0 - A_0$ への逆写像数式モデルだけではなく、荷電粒子ビームの運動エネルギーを $-E_b$ ずつ変更して(等間隔である必要はない)固定したアイソセンタ5よりも手前の平面 $A_{-1} - A_{-1}$, $A_{-2} - A_{-2}$, …、逆に、荷電粒子ビームの運動エネルギーを $+E_b$ ずつ変更して固定したアイソセンタ5よりも奥の平面 $A_1 - A_1$, $A_2 - A_2$, …、からの逆写像数式モデルも準備し、照射対象におけるビーム照射位置座標が平面と平面との間にある場合は線形補間するようにした。

10

【0032】

このように、発明の基礎となる技術では、照射基準平面上の目標照射位置座標 (x, y) に対して、それを実現するスキャニング電磁石への指令値の推定値 (I_{ae}, I_{be}) を計算する計算手段(逆写像手段)を設けている。具体的には、その逆写像手段は2入力2出力の多項式モデルを有している。そのため、対象とする粒子線照射装置の個体差、使用環境や経年変化に応じてビーム位置精度を補償し、高精度、高信頼度の粒子線照射装置が得られる。

20

【0033】

実施の形態1.

図6は実施の形態1における粒子線照射装置を示す構成図である。発明の基礎となる技術では、逆写像数式モデルを2入力2出力として捉えたが、実施の形態1では、図6, 数式5(後述)に示すように、逆写像数式モデルを目標照射位置座標からなる3入力3出力とした。以下の数式5に3入力3出力、最高次数=2の場合の多項式モデルを示す。

【0034】

【数5】

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

30

……………(数式5)

【0035】

ただし、 $a_{000}, a_{001}, a_{002}, \dots, b_{000}, b_{001}, b_{002}, \dots, c_{000}, c_{001}, c_{002}, \dots$ は逆写像数式モデルの特性を決定する係数(未知パラメータ)である。 I_{ae}, I_{be}, E_{be} は荷電粒子ビームの照射位置座標が (x, y, z) となるX, Y方向スキャニング電磁石へのX方向とY方向指令値の推定値、加速器への荷電粒子ビームの運動エネルギーの指令値の推定値である。つまり、X方向指令値 I_{ae} , Y方向指令値 I_{be} , 及び運動エネルギー指令値 E_{be} を生成するX方向, Y方向, 運動エネルギー逆写像数式モデル(数式5)は、目標照射位置座標を3変数 (x, y, z) で表示したときの前記3変数のいずれも含んでいる。逆写像数式モデルの特性を決定する係数(未知パラメータ)は、発明の基礎となる技術と同様に、あらかじめキャリブレーション(calibration)用に試し照射を行い、その試し照射の実データから最小二乗法などにより求める。

40

【0036】

キャリブレーションの試し照射は、スキャニング制御器10により、以下の値をふって

50

力3出力の逆写像数式モデルは、このX YとZとの干渉項の影響も考慮して指令値を生成することができる。

【0044】

従来の偏向補正による方法（例えば特許文献3）においては、Z方向を考慮しているものをみないが、実施の形態1ではこのように複数の逆写像数式モデルを用意することにより、Z方向をも考慮することができる。

このように、スキヤニング制御器10における逆写像数式モデルを目標照射位置座標からなる3入力3出力としたので、スキヤニング電磁石3への指令値と荷電粒子ビーム1の運動エネルギー指令値を一度に求めることができ、X YとZとの干渉項の影響をも考慮して指令値を生成するので、より高精度なビーム位置制御を実現できる。また、ファンビーム効果やコーンビーム効果に依存する照射位置座標の変動も考慮された高精度なビーム照射位置を実現できる。また、照射対象における荷電粒子ビームの目標照射位置座標から、その照射を実現するスキヤニング電磁石の指令値及び荷電粒子ビームの運動エネルギーの指令値を生成する逆写像モデルとして、変換テーブルを用意して、照射対象における荷電粒子ビームの目標照射位置座標から、前記変換テーブルを使用して生成した前記指令値により前記スキヤニング電磁石及び荷電粒子ビームの運動エネルギーを制御して荷電粒子ビームを走査し照射対象に照射するようにしてもよい。

【0045】

実施の形態2.

図7は実施の形態2における粒子線照射装置を示す構成図である。31はビーム輸送系に設けられた最終偏向電磁石で、Y方向スキヤニング電磁石3bより上流に配置され、荷電粒子ビームをA、B、C経路に偏向する。発明の基礎となる技術の図1では、スキヤニング電磁石3が最下流にある単純な場合を示したが、特許文献1の粒子線照射装置のように、スキヤニング電磁石（スキヤニング電磁石、ワブラー電磁石）の下流に偏向電磁石があるような場合や、特許文献2の粒子線照射装置のように、偏向電磁石をうまく利用してスキヤニング電磁石を省略したものがある。かような構成例にもこの発明を適用することができ、むしろ、これらの場合は、指令値座標空間6からビーム照射位置座標空間7への正写像がより複雑になるため、この発明の効果は大きい。

【0046】

図7では、Y方向スキヤニング電磁石3bは使用し、最終偏向電磁石31にX方向スキヤニング電磁石の機能を持たせたものである。最終偏向電磁石31からX方向スキヤニング電磁石への指令値 I_a 、を発生させ、荷電粒子ビームを走査し、最終偏向電磁石31にX方向スキヤニング電磁石の指令値の推定値 I_{ae} を入力する。このように、最終偏向電磁石31にX方向スキヤニング電磁石と同様な機能をも持たせるものである。

【0047】

実施の形態3.

実施の形態1において、多項式の係数（未知パラメータ）の求め方として、最小二乗法について説明した。この多項式の係数（未知パラメータ）の求め方において、重み付け最小二乗法を用いてもよい。この重み付け最小二乗法とは、多項式の係数（未知パラメータ）を求めるもとのデータ（キャリブレーション時の実データ）において、各データに重みをつけて計算するものである。例えば、キャリブレーションの試し照射を行う際、何らかの理由により（例えば電氣的ノイズ等）、信頼性の低いデータが得られる場合がある。この場合、信頼性の低いデータには0に近い重みをかけることによって、このデータの影響を抑えることができる。

また、照射対象をいくつかのエリアに分割して、それぞれのエリアごとに多項式の未知パラメータを求めても良い。この場合、あるエリアAの多項式を計算する場合、キャリブレーションの試し照射の実データにおいてエリアAに属するデータは重み1を、エリアAに属さないデータは0に近い重みをかけて計算することによって、より実現に近い、すなわち高精度な照射を実現することができる。

【要約】

10

20

30

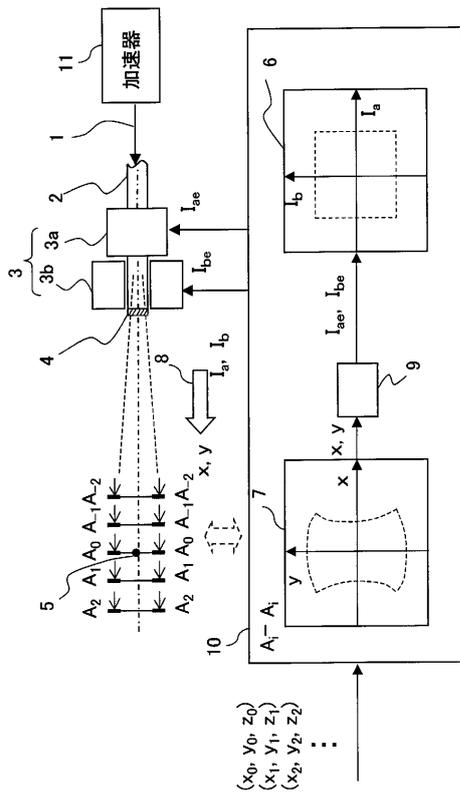
40

50

高精度なビーム照射位置を実現できる粒子線照射装置を得る。照射対象における荷電粒子ビームの目標照射位置座標から、その照射を実現するスキャニング電磁石の指令値及び荷電粒子ビームの運動エネルギーの指令値を生成する逆写像数式モデルを有する逆写像手段を備え、照射対象における荷電粒子ビームの目標照射位置座標から、前記逆写像数式モデルを使用して生成した前記指令値により前記スキャニング電磁石及び荷電粒子ビームの運動エネルギーを制御して荷電粒子ビームを走査し照射対象に照射するようにしたものである

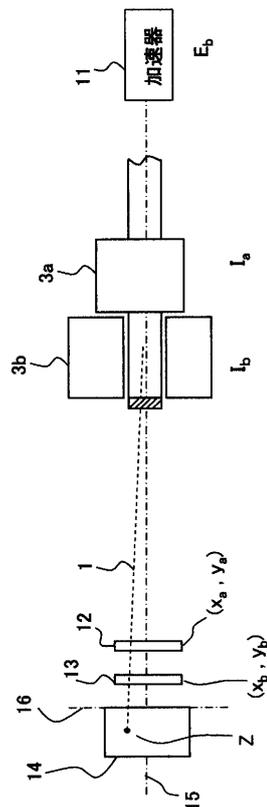
【選択図】図6

【図1】



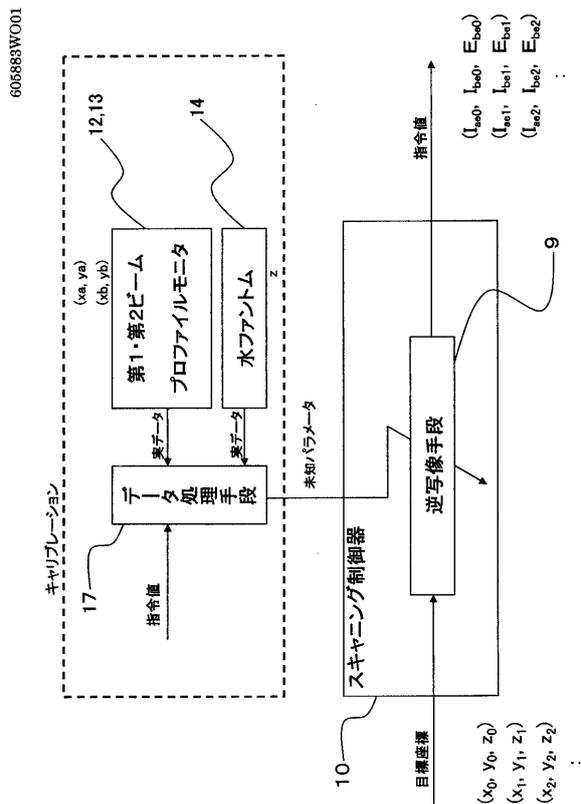
3: スキャニング電磁石
 6: スキャニング電磁石指令値座標空間
 7: ビーム照射位置座標空間
 9: 逆写像手段
 10: スキャニング制御器

【図2】

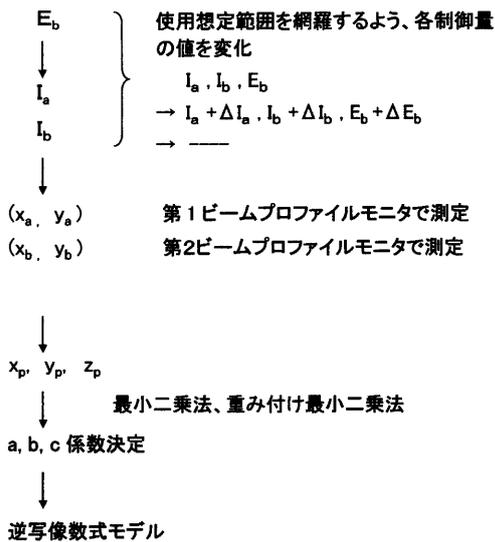


3a: X方向スキャニング電磁石
 3b: Y方向スキャニング電磁石
 12: 第1ビームプロファイルモニタ
 13: 第2ビームプロファイルモニタ
 14: 水アーム

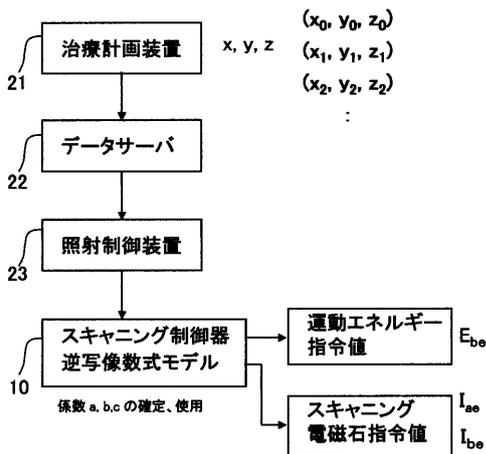
【図3】



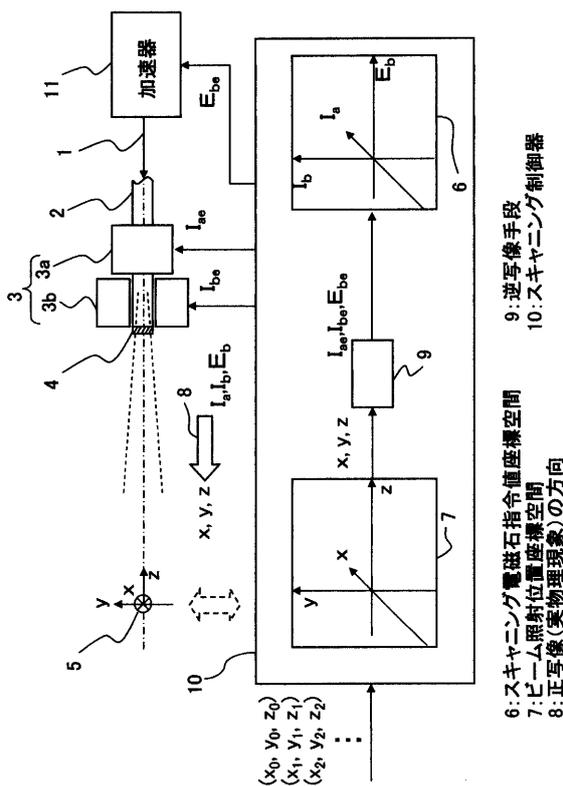
【図4】



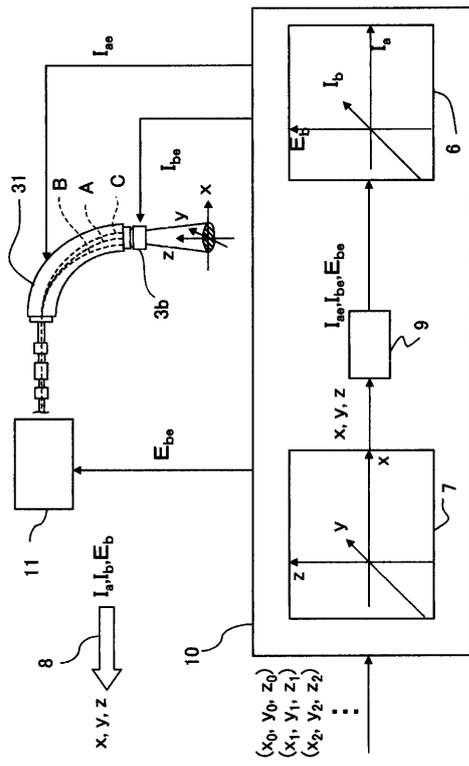
【図5】



【図6】

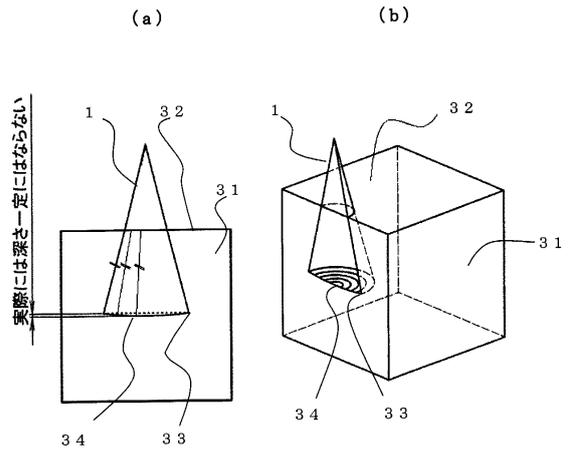


【 図 7 】



3b: Y 方向スキャンング電磁石
31: 最終偏向電磁石 (X 方向スキャンング電磁石)

【 図 8 】



フロントページの続き

審査官 村川 雄一

- (56)参考文献 特開2007-132902(JP,A)
特開2002-141199(JP,A)
特開2005-296162(JP,A)
特開2009-000347(JP,A)
特開平11-142600(JP,A)
特開2005-329252(JP,A)
特開2010-032419(JP,A)
小川憲一 外3名,「電子線治療計画における吸収線量等価厚(AET)法とペンシルビーム法」,日本放射線技術学会雑誌,日本,日本放射線技術学会,1986年 9月 9日,第42巻第5号,第628-634頁

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G21K 1/00 - 3/00
G21K 5/00 - 7/00
A61N 5/00 - 5/12