

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5676741号
(P5676741)

(45) 発行日 平成27年2月25日 (2015. 2. 25)

(24) 登録日 平成27年1月9日 (2015. 1. 9)

(51) Int. Cl.	F I		
G 2 1 K 5/04 (2006. 01)	G 2 1 K	5/04	C
G 2 1 K 5/00 (2006. 01)	G 2 1 K	5/04	A
G O 1 T 1/29 (2006. 01)	G 2 1 K	5/00	R
A 6 1 N 5/10 (2006. 01)	G 2 1 K	5/00	A
	G O 1 T	1/29	C

請求項の数 6 (全 21 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2013-503257 (P2013-503257)	(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
(86) (22) 出願日	平成23年3月7日 (2011. 3. 7)	(74) 代理人	100073759 弁理士 大岩 増雄
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/055235	(74) 代理人	100088199 弁理士 竹中 岑生
(87) 国際公開番号	W02012/120615	(74) 代理人	100094916 弁理士 村上 啓吾
(87) 国際公開日	平成24年9月13日 (2012. 9. 13)	(74) 代理人	100127672 弁理士 吉澤 憲治
審査請求日	平成25年3月15日 (2013. 3. 15)	(72) 発明者	山田 由希子 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】 粒子線照射装置及び粒子線治療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

加速器により加速された荷電粒子ビームを照射対象に照射する粒子線照射装置であって、
前記荷電粒子ビームをビーム軸に垂直な方向に走査する走査電磁石と、
前記走査電磁石に対して前記ビーム軸方向における相対位置が所望の位置に変更可能に配置され、前記荷電粒子ビームの通過位置を検出する位置モニタと、
前記照射対象に照射する際に確定された前記位置モニタのビーム軸方向における位置情報から、前記照射対象の照射面から当該位置モニタのビーム軸方向における距離である位置モニタ距離情報を算出し、前記位置モニタの検出信号及び前記算出した位置モニタ距離情報に基づいて前記照射対象におけるビーム照射位置を計算し、前記荷電粒子ビームの照射を制御する照射制御装置と、を備え、
前記照射制御装置は、
前記位置モニタにより検出されたビーム位置と、
前記照射対象の照射面から、前記走査電磁石における前記荷電粒子ビームの走査起点までの走査起点距離情報と、
前記位置モニタ距離情報と、に基づいて、前記ビーム軸と前記照射面との交点からの距離に基づいて表現する前記照射面におけるビーム照射位置を計算する位置計算装置を有し、
前記位置計算装置は、
前記走査電磁石により走査された前記荷電粒子ビームの軌跡と前記ビーム軸との角度であ

る走査角度 θ_n と、前記走査電磁石における任意に定めた基準点から前記走査起点までの距離 d_n との特性である走査起点位置特性を保存するメモリを有し、
 前記位置モニタにより検出されたビーム位置及び前記照射対象の照射面から前記走査起点の候補である走査起点候補 S_n までの走査起点距離候補情報 h_{1n} に基づいて前記走査角度 θ_n の候補である走査角度候補 θ_{n+1} を計算する走査角度計算ステップを実行し、
 前記走査角度候補 θ_n 及び前記走査起点位置特性に基づいて計算された前記距離 d_n の候補である距離 d_{n+1} を含む更新された更新走査起点距離候補情報 h_{1n+1} を計算する走査起点距離計算ステップを実行し、
 前記更新走査起点距離候補情報 h_{1n+1} に基づいて前記走査角度計算ステップを実行して計算された走査角度候補 θ_{n+1} と前記走査角度候補 θ_n との走査角度差が所定の値以下になるまで、前記走査角度計算ステップ及び前記走査起点距離計算ステップを繰り返す。

10

前記走査角度差が前記所定の値以下になった場合の前記更新走査起点距離候補情報 h_{1n+1} を、前記照射対象の照射面から、前記走査電磁石における前記荷電粒子ビームの走査起点までの走査起点距離情報として、前記ビーム軸と前記照射面との交点からの距離に基づいて表現する前記照射面におけるビーム照射位置を計算することを特徴とする粒子線照射装置。

【請求項 2】

前記位置計算装置は、
 予め測定された前記走査電磁石の走査起点の位置座標と、前記位置モニタにより検出された前記ビーム位置の座標とを通過する直線を表す特性式を計算し、
 前記特性式に基づいて、前記照射面におけるビーム照射位置を計算することを特徴とする請求項 1 記載の粒子線照射装置。

20

【請求項 3】

前記走査電磁石の走査起点の位置座標は、
 前記荷電粒子ビームが前記走査電磁石に入射する入射軸と前記ビーム軸との角度である傾斜角度に基づいて計算される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】

前記走査電磁石と前記位置モニタとの前記ビーム軸方向における相対位置を変更する駆動装置を備え、
 前記位置モニタは、前記荷電粒子ビームが輸送される真空領域を確保する真空ダクトから前記荷電粒子ビームを前記照射対象に向けて取り出すビーム取出し窓の下流側に配置されたことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の粒子線照射装置。

30

【請求項 5】

前記ビーム軸方向の任意に定めた基準点から前記位置モニタの前記ビーム軸方向の距離を検出する距離センサを有し、
 前記位置計算装置は、前記距離センサにより検出された検出信号から計算される前記位置モニタのビーム軸方向における位置情報と、前記任意に定めた基準点から前記照射対象の照射面までの距離と、に基づいて、前記位置モニタ距離情報を計算することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の粒子線照射装置。

40

【請求項 6】

荷電粒子ビームを発生させ、この荷電粒子ビームを加速器で加速させるビーム発生装置と、前記加速器により加速された荷電粒子ビームを輸送するビーム輸送系と、前記ビーム輸送系で輸送された荷電粒子ビームを照射対象に照射する粒子線照射装置とを備え、
 前記粒子線照射装置は、請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の粒子線照射装置であることを特徴とする粒子線治療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、粒子線を用いて癌等を治療する粒子線照射装置及び粒子線治療装置に関する

50

【背景技術】

【0002】

粒子線治療装置における照射方法には、大きく分けて、荷電粒子ビームを散乱体で散乱拡大し、拡大した荷電粒子ビームを照射対象の形状に合わせて照射野を形成し、照射対象である患者の患部全体に対してビームを一斉に照射するブロード照射法と、照射対象の形状に合わせるように、細いペンシル状のビームを走査電磁石により走査して照射する走査式照射法（スポットスキヤニング法、ラスタースキヤニング法等）とがある。

【0003】

近年、複雑な形状の患部を治療するため、ビーム成形の自由度に対する要求が大きくなってきた。このような患部の例として脳腫瘍が挙げられる。脳腫瘍は、ビームを照射してはいけない重要部位に周囲を囲まれているため、患部形状が複雑である。ブロード照射法は、このような患部の治療に適さない。なぜなら、ブロード照射法はビームを3次元方向に広げてから不必要な部分を、コリメータやボラスを用いて患部形状に合わせて照射野を形成する。ブロード照射法は、複雑な形状の患部を治療する場合、一回の照射では複雑な形状の照射野を形成することは困難である。このため、様々な方向からの照射を重ね合わせる方法を用いなければならないからである。また、様々な方向からの照射を重ね合わせるので、正確に重ね合わせることが困難であり、ビーム照射量にムラが生じることがある。また、ビームは一定の広がりを持っているため、重ね合わせた場所に近い位置にある正常組織に余分なビームを投与してしまうという恐れもある。

【0004】

一方、走査式照射法は患部を3次元空間で小さなスポットに分割し、それぞれにビームを必要な量にて照射することで患部全体の形状に合わせて照射野を成形するため、原理的にはスポットの選択によりどのような患部形状にも対応可能であり、コリメータやボラスが不要といった自由度の高い照射法である。また、スポットごとに照射するビームの量を調節できるため、様々な方向からの照射を重ね合わせた場合でも、重ね合わせる部分のビーム量を少なくしたりできる。しかし、患部以外の正常組織への照射を防ぐコリメータやボラスを用いないため、照射位置に対して高い精度が求められる。すなわち、ブロード照射法以上に高いビーム照射位置精度が要求される。

【0005】

特許文献1には、高いビーム照射位置精度が要求される走査式照射法を用いた粒子線治療装置において、ビームの散乱を生じる障害物をできるだけビームの下流側に置くことにより、ビームサイズを小さくする発明が開示されている。特許文献1の発明は、荷電粒子ビームを走査するビーム走査装置とこのビーム走査装置よりも下流側にビーム取出し窓が設けられた第1のダクトを有し、この第1のダクト内部を通過させて荷電粒子ビームを照射対象に照射する照射装置と、第2のダクトを有し、加速器から出射された荷電粒子ビームを第2のダクトの内部を通過させて照射装置に輸送するビーム輸送装置とを備えており、荷電粒子ビームの位置を測定するビーム位置モニタ（以降、単に位置モニタとする。）が、保持部材を介してビーム取出し窓に取り付けられ、第1のダクト内部の真空領域と第2のダクト内部の真空領域が連通している。

【0006】

第1のダクトをビーム軸方向に伸縮させるダクト伸縮手段と駆動手段により、ビーム取出し窓の近傍で下流に設けられる位置モニタをダクトのビーム軸方向への移動と共に移動させることで、患者とビーム取出し窓とのエアギャップを不必要に大きくなることを抑え、ビームサイズを小さくするようにしていた。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特許4393581号公報（0014段、0027段～0029段、図2）

10

20

30

40

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

走査式照射法で、高い照射位置精度を得るためには、高精度な照射位置の制御に加え、高精度な照射位置の測定が必要である。なぜなら、照射位置が測定できなければ治療精度の保証ができないし、照射位置が測定できれば実際の照射位置の設定値からのずれを補正して再び照射したりするなど、照射位置を照射制御にフィードバックすることもできるからである。

【0009】

一般に、治療に必要な線量を複数回に分けて粒子線ビームの照射を行うので、照射の度に、粒子線治療装置の機器である走査電磁石及び位置モニタと、患者の患部との位置は精度よく合わせる必要がある。通常の粒子線治療装置では、走査電磁石と位置モニタとの位置は固定されている。しかし、特許文献1の粒子線治療装置では、照射の度に患者の患部と位置モニタとの位置を動かす、すなわち走査電磁石と位置モニタとの位置を動かすので、照射の度に患者の患部と位置モニタとの位置が変化し、かつ走査電磁石と位置モニタとの位置も変化する。このように、照射の度に走査電磁石、位置モニタ、患者の患部それぞれの相対位置が変わってしまうと、照射位置を高精度で計算するために特別な計算方法が必要になる。

【0010】

特許文献1の発明は、小さなビームサイズで患者の患部に照射するために、粒子線照射装置の先端部分であるスノート部に位置モニタが設置され、位置モニタを含むスノート部をダクト伸縮手段と駆動手段により、患者にできるだけ接近させ、患者とビーム取出し窓とのエアギャップを不必要に大きくなることを抑えていた。しかしながら、特許文献1の発明には、患部におけるビームの照射位置を高精度に計算する計算方法は開示されていない。患部と位置モニタとの位置関係が変わる、すなわち走査電磁石と位置モニタの位置が相対的に変化するにも関わらず、患部におけるビームの照射位置を高精度に計算しない場合は、高い照射位置精度で照射することができない問題があった。

【0011】

本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、走査電磁石と位置モニタの位置が相対的に変化する場合であっても、ビーム照射位置を正確に計算することにより、高精度にビーム照射が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】

【0012】

荷電粒子ビームをビーム軸に垂直な方向に走査する走査電磁石と、走査電磁石に対してビーム軸方向における相対位置が所望の位置に変更可能に配置され、荷電粒子ビームの通過位置を検出する位置モニタと、照射対象に照射する際に確定された位置モニタのビーム軸方向における位置情報から、照射対象の照射面から当該位置モニタのビーム軸方向における距離である位置モニタ距離情報を算出し、位置モニタの検出信号及び前記算出した位置モニタ距離情報に基づいて照射対象におけるビーム照射位置を計算し、荷電粒子ビームの照射を制御する照射制御装置と、を備える。照射制御装置は、位置モニタにより検出されたビーム位置と、照射対象の照射面から、走査電磁石における荷電粒子ビームの走査起点までの走査起点距離情報と、位置モニタ距離情報と、に基づいて、ビーム軸と照射面との交点からの距離に基づいて表現する照射面におけるビーム照射位置を計算する位置計算装置を有する。位置計算装置は、走査電磁石により走査された荷電粒子ビームの軌跡とビーム軸との角度である走査角度と、走査電磁石における任意に定めた基準点から走査起点までの距離 d_h との特性である走査起点位置特性を保存するメモリを有し、位置モニタにより検出されたビーム位置及び照射対象の照射面から走査起点の候補である走査起点候補 S_n までの走査起点距離候補情報 h_{1n} に基づいて走査角度の候補である走査角度候補 θ_n を計算する走査角度計算ステップを実行し、走査角度候補 θ_n 及び走査起点位置特性に基づいて計算された距離 d_h の候補である距離 d_{hn} を含む更新された更新走査起点

10

20

30

40

50

距離候補情報 $h1_{n+1}$ を計算する走査起点距離計算ステップを実行し、更新走査起点距離候補情報 $h1_{n+1}$ に基づいて走査角度計算ステップを実行して計算された走査角度候補 θ_{n+1} と走査角度候補 θ_n との走査角度差が所定の値以下になるまで、走査角度計算ステップ及び走査起点距離計算ステップを繰り返し、走査角度差が所定の値以下になった場合の更新走査起点距離候補情報 $h1_{n+1}$ を、照射対象の照射面から、走査電磁石における荷電粒子ビームの走査起点までの走査起点距離情報として、ビーム軸と照射面との交点からの距離に基づいて表現する照射面におけるビーム照射位置を計算する。

【発明の効果】

【0013】

本発明に係る粒子線照射装置によれば、位置モニタにより検出されたビーム位置と、位置モニタ距離情報と、走査起点距離候補情報から走査角度候補を計算する走査角度計算ステップ及び、計算した走査角度候補及び走査電磁石の基準基準点から走査起点候補までの距離候補を含む更新走査起点距離候補情報を計算する走査起点距離計算ステップを繰り返して収束した走査起点距離情報と、に基づいてビーム照射位置を計算するので、走査電磁石と位置モニタの位置が相対的に変化する場合であっても、ビーム照射位置を正確に計算することにより、高精度にビーム照射ができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の粒子線治療装置の概略構成図である。

【図2】本発明の実施の形態1による粒子線照射装置を示す構成図である。

【図3】図2の位置計算装置の構成を示すブロック図である。

【図4】本発明の実施の形態1による位置計算方法を説明する図である。

【図5】図4の走査起点を示す図である。

【図6】本発明の実施の形態1による位置計算方法の効果を説明する図である。

【図7】本発明の実施の形態2による位置計算方法を説明する図である。

【図8】本発明の実施の形態3による位置計算方法に用いる走査起点位置特性を示す図である。

【図9】本発明の実施の形態3による位置計算方法を説明する図である。

【図10】本発明の実施の形態4による位置計算方法の走査起点を説明する図である。

【図11】本発明の実施の形態4による位置計算方法を説明する図である。

【図12】本発明の実施の形態4による位置計算方法の特性線を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

実施の形態1

図1は、本発明の粒子線治療装置の概略構成図である。粒子線治療装置51は、ビーム発生装置52と、ビーム輸送系59と、粒子線照射装置58a、58bとを備える。ビーム発生装置52は、イオン源(図示せず)と、前段加速器53と、シンクロトロンである円形加速器(以降、単に加速器と称する)54とを有する。粒子線照射装置58bは回転ガントリ(図示せず)に設置される。粒子線照射装置58aは回転ガントリを有しない治療室に設置される。ビーム輸送系59の役割は加速器54と粒子線照射装置58a、58bの連絡にある。ビーム輸送系59の一部は回転ガントリ(図示せず)に設置され、その部分には複数の偏向電磁石55a、55b、55cを有する。

【0016】

イオン源で発生した陽子線、炭素線(重粒子線)等の粒子線である荷電粒子ビーム2は、前段加速器53で加速され、加速器54に入射される。荷電粒子ビーム2は、所定のエネルギーまで加速される。加速器54で高周波数の電界で加速し磁石で曲げながら、光速の約70~80%まで加速される。加速器54から出射された荷電粒子ビーム2は、ビーム輸送系59を経て粒子線照射装置58a、58bに輸送される。ビーム輸送系59は、十分にエネルギーが与えられた荷電粒子ビーム2を、真空ダクトにより作られた通路を、電磁石で必要に応じて軌道を変え、指定された治療室の粒子線照射装置58a、58bへ

10

20

30

40

50

と導く。粒子線照射装置 58 a、58 b は、照射対象 25 (図 2 参照) である患者 24 の患部の大きさや深さに応じて照射野を成形し、荷電粒子ビーム 2 を照射対象 25 に照射する。

【0017】

図 2 は、本発明の実施の形態 1 による粒子線照射装置を示す構成図である。ビーム発生装置 52 で発生され、所定のエネルギーまで加速された荷電粒子ビーム 2 は、ビーム輸送系 59 を経由し、粒子線照射装置 58 へと導かれる。粒子線照射装置 58 は、ビーム輸送系 59 から真空領域を確保する連通した真空ダクト 4 及び真空ダクト 6 と、荷電粒子ビーム 2 に垂直な方向である X 方向及び Y 方向に荷電粒子ビーム 2 を走査する X 方向走査電磁石 5x 及び Y 方向走査電磁石 5y と、上流側の位置モニタ 3 と、荷電粒子ビーム 2 を取出すビーム取出し窓 7 と、線量モニタ 8 と、下流側の位置モニタ 9 と、走査電磁石電源 21 と、真空ダクト 6 をビーム軸方向に移動するダクト駆動装置 12 と、真空ダクト 4 及び真空ダクト 6 を伸縮させるダクト伸縮器 11 と、位置モニタ 9 の Z 方向の位置 (基準点からの距離) を検出する距離センサ 22 と、線量データ変換器 19 と、位置データ変換器 20 と、粒子線照射装置 58 の照射系機器を制御する照射制御装置 23 と、を備える。荷電粒子ビーム 2 は、図に記載した中心軸 27 に沿うように照射され、X 方向走査電磁石 5x 及び Y 方向走査電磁石 5y で何も制御しなければ、最終的にはアイソセンタ (照射基準点) 26 に向かうように調整される。なお、荷電粒子ビーム 2 の進行方向は Z 方向である。

10

【0018】

X 方向走査電磁石 5x は荷電粒子ビーム 2 を X 方向に走査する走査電磁石であり、Y 方向走査電磁石 5y は荷電粒子ビーム 2 を Y 方向に走査する走査電磁石である。位置モニタ 3、9 は、X 方向走査電磁石 5x 及び Y 方向走査電磁石 5y で走査された荷電粒子ビーム 2 が通過するビームにおける重心やビームピーク位置 (通過位置) を検出する。線量モニタ 8 は荷電粒子ビーム 2 の線量を検出する。走査電磁石電源 21 は照射制御装置 23 から出力された X 方向走査電磁石 5x 及び Y 方向走査電磁石 5y への制御入力 (指令電流) に基づいて X 方向走査電磁石 5x 及び Y 方向走査電磁石 5y の設定電流を変化させる。

20

【0019】

照射制御装置 23 は、図示しない治療計画装置で作成された治療計画データに基づいて、照射対象 25 における荷電粒子ビーム 2 の照射位置を制御し、線量モニタ 8 で測定され、線量データ変換器 19 でデジタルデータに変換された線量が目標線量に達すると荷電粒子ビーム 2 を停止する。すなわち、照射制御装置 23 は、照射対象 25 における照射スポット及び照射線量を制御する。照射スポットは、Z 方向に分割した層であり、荷電粒子ビーム 2 の運動エネルギーに応じた層であるスライスと、各スライスにおける X Y 方向の小領域に分割される。照射制御装置 23 は、照射対象 25 に対して運動エネルギーに応じた層であるスライス毎に荷電粒子ビーム 2 を走査する。

30

【0020】

ダクト駆動装置 12 は、モータ 15 と、ボールねじ 16 を有し、モータ 15 が回転させるボールねじ 16 により真空ダクト 6 に固定された雌ねじ機構を介して、真空ダクト 6 を移動させる。ダクト伸縮器 11 は、真空ダクト 4 及び真空ダクト 6 を接続し、一体となった真空ダクト 4 及び真空ダクト 6 を伸縮させる。ダクト伸縮器 11 は、例えばペローズである。17 a、17 b はガイド棒であり、ガイド棒の一端は真空ダクト 6 に固定され、他端は真空ダクト 4 に固定された支持板 13 を貫通している。ガイド棒 17 a、17 b は、支持板 13 に設置されたベアリング 14 a、14 b により保持される。ダクト駆動装置 12 が真空ダクト 6 を移動させる際に、ベアリング 14 a、14 b によりダクト伸縮器 11 の Z 方向の移動が滑らかに行われ、真空ダクト 6 は滑らかに移動する。線量モニタ 8 及び位置モニタ 9 は、保持部材 10 により真空ダクト 6 の先端部に保持される。真空ダクト 6 は、2 つのダクトをフランジ 18 a、18 b により接続された例である。ダクト駆動装置 12 は、走査電磁石 5x、5y と位置モニタ 9 とのビーム軸方向 (中心軸 27 の方向) における相対位置を変更する駆動装置である。

40

【0021】

50

照射制御装置 23 は、照射対象 25 における荷電粒子ビーム 2 の照射位置を計算する位置計算装置 30 を有する。図 3 は、実施の形態 1 による位置計算装置 30 の構成を示すブロック図である。位置計算装置 30 は、電流電圧変換器 (I/V 変換器) 107 と、アナログデジタル変換器 (AD 変換器) 108 と、信号処理装置 105 と、を有する。図 2 に示した距離センサ 22 は、ダクト駆動装置 12 のモータ 15 の回転を検出するエンコーダである。距離センサ 22 からの電流信号 $sig1$ は、I/V 変換器 107 を通過して電圧に変換され、AD 変換器 108 でアナログ信号からデジタル信号に変換される。デジタル信号に変換された $sigHz$ 信号は信号処理装置 105 に入力される。

【0022】

位置モニター 3、9 は、例えば粒子線を電離するガスの中に垂直のワイヤー群を張った多線式比例計数管で構成される。位置モニター 9 上でのビームの位置情報である電流信号 $sig2$ は、I/V 変換器 102 を通過して電圧に変換され、増幅器 103 で増幅され、AD 変換器 104 でアナログ信号からデジタル信号に変換される。デジタル信号に変換された $sigPm$ 信号は信号処理装置 105 に入力される。I/V 変換器 102、増幅器 103、AD 変換器 104 は、位置データ変換器 20 を構成する。位置モニター 3 で検出する電流信号は、図示しない他の位置データ変換器を通してデジタル信号に変換される。

【0023】

信号処理装置 105 は、位置モニター上でのビーム位置 $Pm (Xpm, Ypm)$ を、例えば荷電粒子ビーム 2 の重心やビームピーク位置などを計算して導出する。位置モニター 9 の Z 軸方向の情報、例えば X 方向走査電磁石 5x からの距離 $hz1$ や Y 方向走査電磁石 5y からの距離 $hz2$ (図 5 参照) は、距離センサ 22 により検出した信号により計算する。信号処理装置 105 は、位置モニター 9 の Z 軸方向の情報、ビーム位置 $Pm (Xpm, Ypm)$ 、後述する基準点 (例えば、皮膚表面 34) から位置モニター 9b までの距離 D や荷電粒子ビーム 2 のエネルギー等から演算することにより、患者 24 の患部へのビーム照射位置 $P (Xp, Yp, Zp)$ に変換される。

【0024】

次に、患者 24 の患部へのビーム照射位置 $P (Xp, Yp, Zp)$ を計算する方法を説明する。図 4 は本発明の実施の形態 1 による位置計算方法を説明する図であり、図 5 は走査起点を示す図である。前述したように、荷電粒子ビーム 2 は X 方向走査電磁石 5x 及び Y 方向走査電磁石 5y により走査される。荷電粒子ビーム 2 は、走査電磁石 5x (5y) を通過する際に走査電磁石 5x (5y) が発生する磁場により徐々に偏向される。走査電磁石 5x (5y) から出る際の出射方向は、走査電磁石 5x (5y) に入る際の入射方向とは異なる方向になる。患者 24 の患部へのビーム照射位置 $P (Xp, Yp, Zp)$ を計算するために、荷電粒子ビーム 2 は走査電磁石 5x (5y) の一点で方向を変え、走査されると考えることにする。X 方向走査電磁石 5x において、荷電粒子ビーム 2 が方向を変える前記一点を走査起点 $1x$ とする。同様に、Y 方向走査電磁石 5y において、荷電粒子ビーム 2 が方向を変える前記一点を走査起点 $1y$ とする。例えば、走査起点 $1x$ は、X 方向走査電磁石 5x における Z 方向の中心点とする。同様に、走査起点 $1y$ は、Y 方向走査電磁石 5y における Z 方向の中心点とする。

【0025】

図 2 に示した粒子線照射装置 58 は、X 方向走査電磁石 5x が上流側に配置され、Y 方向走査電磁石 5y が X 方向走査電磁石 5x の下流側に配置した例である。図 5 に示すように走査起点 $1x$ は走査起点 $1y$ の上流側に位置する。図 5 (a) は、走査電磁石 5x、5y を Y 方向から見た模式図である。図 5 (b) は、走査電磁石 5x、5y を X 方向から見た模式図である。荷電粒子ビーム 2 は、走査起点 $1x$ で走査され荷電粒子ビーム 2a や荷電粒子ビーム 2b のように X 方向に走査される。また、荷電粒子ビーム 2 は、走査起点 $1y$ で走査され荷電粒子ビーム 2c や荷電粒子ビーム 2d のように Y 方向に走査される。

【0026】

図 4 を用いて、実施の形態 1 による位置計算方法を詳しく説明する。図 4 は、X 方向走査電磁石 5x により荷電粒子ビーム 2 を走査する例である。走査起点 1x で走査された荷

10

20

30

40

50

電粒子ビーム 2 は、軌跡 3 2 のように位置モニター 9 b を通過し、患者 2 4 の患部（照射対象 2 5 ）に照射される。3 4 は患者 2 4 の皮膚表面であり、3 1 はあるスライスを通り抜ける照射面である。皮膚表面 3 4 から照射面 3 1 までの長さ L は、患者 2 4 の照射される荷電粒子ビーム 2 のエネルギーに応じて侵入する荷電粒子ビーム 2 の飛程 L に相当する。飛程 L は、皮膚表面 3 4 から荷電粒子ビーム 2 のブラッグピーク B P (Bragg Peak) までの長さに相当する。皮膚表面 3 4 から位置モニター 9 b までの距離 D は、患者を位置決め作業の際に測定する。例えば、X 線撮像装置によって患部の位置と位置モニター 9 b を観察し、その画像から測長する。位置決め作業は、X 線撮像装置によって患部の位置を観察しながら、治療計画の段階で定めた方向から粒子線が患部に照射されるように患者 2 4 を固定した治療台の姿勢調整（角度調整）を行い、照射中心であるアイソセンタを基準位置として、患部の位置や姿勢を計画値に合わせる作業である。

10

【0027】

ここで、位置モニター 9 は、破線で示した位置モニター 9 a の位置から実線で示した位置モニター 9 b に変化したものとする。このとき、患部の照射面 3 1 から位置モニター 9 の距離（位置モニター距離情報）は h_{2a} から h_{2b} に変化する。荷電粒子ビーム 2 は、位置モニター 9 b 上の測定点であるビーム位置 P_m を通過し、患部の照射面 3 1 におけるビーム照射位置 P に到達する。X 方向の位置座標を計算するので、図 4 における点、すなわち走査起点 $1x$ 、ビーム位置 P_m 、ビーム照射位置 P は、Y 座標を省略し、X 座標及び Z 座標で表すことにする。走査起点 $1x$ を XZ 座標系の原点 $(0, 0)$ とする。XZ 座標系において、ビーム位置 P_m 、ビーム照射位置 P は、それぞれ (X_{pm}, Z_{pm}) 、 (X_p, Z_p) と

20

$$x_3 = h_1 \cdot \tan \theta \quad \dots (1)$$

$$x_b = (h_1 - h_{2b}) \cdot \tan \theta \quad \dots (2)$$

【0028】

式 (1) から求まる $\tan \theta$ を式 (2) に代入して、式 (3) を得る。

$$x_3 = h_1 \cdot x_b / (h_1 - h_{2b}) \quad \dots (3)$$

30

なお、中心軸 2 7 とビーム照射位置 P までの Y 方向の長さも、式 (3) と同様な式により計算することができる。

【0029】

前述したように、患部の照射面 3 1 から位置モニター 9 の距離は h_{2a} から h_{2b} に変化したにも関わらず、位置モニター 9 の照射される距離情報が使えない場合は、初期状態の位置モニター 9 の距離、すなわち位置モニター 9 a の距離 h_{2a} を用いて計算することになる。図 6 を用いて、本発明の実施の形態 1 による位置計算方法の効果を説明する。位置モニター 9 が位置モニター 9 a の距離 h_{2a} にあるとして上記と同様に計算する。この場合、荷電粒子ビーム 2 の軌跡 3 2 は、仮想軌跡 3 3 であると誤認識されることになる。位置モニター 9 a の仮想ビーム位置を P_{mf} (X_{pmf}, Z_{pmf}) とし、仮想計算ビーム照射位置を P_f (X_{pf}, Z_{pf}) とする。中心軸 2 7 と仮想軌跡 3 3 との角度を θ_f とすると、中心軸 2 7 と仮想ビーム照射位置 P_f までの X 方向の長さ x_f は、式 (3) を求めた方法と同様に、式 (4) のように表現できる。

40

$$x_f = h_1 \cdot x_b / (h_1 - h_{2a}) \quad \dots (4)$$

【0030】

ここで、実施の形態 1 の位置計算方法の効果を x_3 と x_f との比により考える。 x_f と x_3 の比 x_3 / x_f を式 (3) 及び式 (4) を用いて計算すると式 (5) のようになる。

$$x_3 / x_f = (h_1 - h_{2a}) / (h_1 - h_{2b}) \quad \dots (5)$$

【0031】

典型的な粒子線治療装置における距離 h_1 、 h_{2a} は 3000 mm、600 mm である

50

。距離 h_{2b} が 300 mm の場合、すなわちダクト駆動装置 12 により真空ダクト 6 を患者 24 に対して 300 mm 近づけた場合は、式 (5) を計算すると 0.89 となる。実施の形態 1 の位置計算方法は、走査電磁石と位置モニタの位置が相対的に変化した情報を反映できるので、走査電磁石と位置モニタの位置が相対的に変化した情報を反映できない方法に比べて、患者 24 の患部へのビーム照射位置 P の計算精度が 10% 以上改善できる。

【0032】

実施の形態 1 の位置計算方法は、走査電磁石と位置モニタの位置が相対的に変化した情報を反映できるので、ビーム照射位置を正確に計算することができる。したがって、この位置計算方法を適用した粒子線照射装置及び粒子線治療装置は、照射対象 25 である患者 24 の患部に荷電粒子ビーム 2 を高精度にビーム照射ができる。脳腫瘍などの高い照射位置精度を要求される患部の治療が可能になる。

10

【0033】

走査式照射法において、ブロード照射法以上に高いビーム照射位置精度が要求されることは、前述した。ここで、高いビーム照射位置精度が要求される理由を詳しく述べる。荷電粒子ビームを 3 次元空間に平坦に広げるブロード照射法では照射位置が多少ずれても 3 次元空間に広がったビームの縁以外は適切に照射することができる。しかし、走査式方法では照射位置がずれると目的のスポットにビームを照射できないばかりでなく目的以外のスポットに誤ってビームを照射してしまうからである。目的のスポットに位置する癌細胞にビームを照射できなければ、治療の効果が落ちる。また、誤ってビームを照射してしまうスポットが、粒子線を当ててはいけない重要部位である場合もある。走査式照射法では、ブロード式照射法と比べて単位時間当たり照射体積当たりの粒子線の照射量が多いため、ブロード式照射法よりも大きな問題になる。また照射位置がずれると、スポットごとに照射ビーム量を調節するという走査式照射法の利点が活かされない。このような理由のため、繰り返すが照射位置に対して高い精度が求められる。

20

【0034】

位置計算装置 30 の信号処理装置 105 は、CPU やメモリを備え、上記の位置計算方法をソフトウェアにより実行する。信号処理装置 105 は、距離センサ 22 からの電流信号 sig_1 をデジタル信号に変換した sig_{hz} 信号に基づいて、X 方向走査電磁石 5x の基準（例えば、図 5 に示すような電磁石の鉄心下部）から位置モニタ 9 までの距離 h_{z1} や Y 方向走査電磁石 5y の基準（例えば、図 5 に示すような電磁石の鉄心下部）から位置モニタ 9 までの距離 h_{z2} を計算する。信号処理装置 105 は、メモリに保存されている X 方向走査電磁石 5x の基準から走査起点 1x までの距離 d_{h1} や Y 方向走査電磁石 5y の基準から走査起点 1y までの距離 d_{h2} を用いて以下の計算を行う。

30

【0035】

信号処理装置 105 は、照射する荷電粒子ビーム 2 のエネルギー情報と照射対象 25 のスライス情報に基づいて飛程 L を計算する。信号処理装置 105 は、距離 h_{z1} 、距離 d_{h1} 、飛程 L、位置モニタ 9 から皮膚表面 34 までの距離 D から、走査起点 1x から照射面 31 までの距離 h_1 及び位置モニタ 9 から照射面 31 までの距離 h_{2b} を、式 (6) 及び (7) により計算する。また、信号処理装置 105 は、走査起点 1y から照射面 31 までの距離 h_{1y} も同様に、距離 h_{z2} 、距離 d_{h2} 、飛程 L、距離 D から式 (8) により計算する。なお、ここでは、走査起点 1y は、X 方向走査電磁石 5x による影響は考えず、中心軸 27 上にあるとする。

40

$$h_1 = h_{z1} + d_{h1} + D + L \quad \dots (6)$$

$$h_{2b} = D + L \quad \dots (7)$$

$$h_{1y} = h_{z2} + d_{h2} + D + L \quad \dots (8)$$

【0036】

信号処理装置 105 は、位置モニタ 9 からの電流信号 sig_2 (sig_{2x} 、 sig_{2y}) をデジタル信号に変換した sig_{Pm} 信号 (sig_{Pmx} 、 sig_{Pmy}) に基づいて、ビーム位置 P_m (X_{pm} 、 Y_{pm}) を計算する。中心軸 27 からビーム位置 P_m までの長さを計算し、 x_b と y_b を得る。長さ x_b は図 4 に示したものであり、中心軸 27 が

50

らビーム位置 P_m までの X 方向の長さである。長さ y_b は中心軸 27 からビーム位置 P_m までの Y 方向の長さである。信号処理装置 105 は、式 (3) を用いて中心軸 27 とビーム照射位置 P までの X 方向の長さ x_3 を計算する。同様に Y 方向の長さ y_3 を、式 (9) を用いて計算する。

$$y_3 = h_1 y \cdot y_b / (h_1 y - h_2 b) \quad \dots (9)$$

【0037】

位置モニタ 3 は、図 2 に図示しない移動装置により荷電粒子ビーム 2 が通過しない位置にすることができるようになっている。実施の形態 1 の粒子線照射装置 58 は、荷電粒子ビーム 2 を照射する際に、1 つの位置モニタ 9 のみで荷電粒子ビーム 2 の通過位置であるビーム位置 $P_m (X_{pm}, Y_{pm})$ を測定するので、荷電粒子ビーム 2 の散乱を生じる障害物を最小限にし、かつ荷電粒子ビーム 2 の散乱を生じる障害物となるビーム取出し窓 7、線量モニタ 8、位置モニタ 9 を下流に置くことができる。したがって、荷電粒子ビーム 2 のビームサイズを小さくすることができる。さらに、実施の形態 1 の位置計算方法を適用することで、小さなビームサイズの荷電粒子ビーム 2 を、照射対象 25 である患者 24 の患部に高精度にビーム照射ができる。

【0038】

ビーム照射位置を正確に計算できる利点は、他にもある。例えば、ある順番の照射スポットの位置を上記計算方法により計算した結果、治療計画における目標照射スポットの位置からずれていた場合であっても、計算によって求めた位置の照射スポットの線量値を読みだし、その位置に対する線量値に達したら元々計画されていた照射スポットに走査することができる。この際、照射制御装置 23 は、照射予定位置と実際の照射位置の差を計算し、 X 方向走査電磁石 5x 及び Y 方向走査電磁石 5y への制御入力 (指令電流) を補正して走査電磁石電源 21 に送ることで、荷電粒子ビーム 2 のエネルギーが同一であるスライスにおいて、計画された目標位置に対して荷電粒子ビーム 2 を計画された目標線量にて照射することができる。このようにすることで、ずれた場所のスポットにおいて目標線量で管理し、荷電粒子ビーム 2 の照射を中止することなく、患部への照射を継続することができる。

【0039】

以上のように、実施の形態 1 の粒子線照射装置 58 によれば、荷電粒子ビーム 2 をビーム軸 27 に垂直な方向に走査する走査電磁石 5x、5y と、走査電磁石 5x、5y に対してビーム軸方向における相対位置が所望の位置に変更可能に配置され、荷電粒子ビーム 2 の通過位置を検出する位置モニタ 9 と、位置モニタ 9 のビーム軸方向における位置情報から、所定の基準点から当該位置モニタ 9 のビーム軸方向における距離 D を算出し、位置モニタ 9 の検出信号及び前記算出した距離 D に基づいて照射対象 25 におけるビーム照射位置を計算し、荷電粒子ビーム 2 の照射を制御する照射制御装置 23 と、を備え、照射制御装置 23 は、位置モニタ 9 により検出されたビーム位置 P_m と、照射対象 25 の照射面 31 から、走査電磁石 5x、5y における荷電粒子ビーム 2 の走査起点 $1x$ 、 $1y$ までの走査起点距離情報と、前記算出した距離 D に基づいて計算された照射面 31 から位置モニタ 9 までの位置モニタ距離情報と、に基づいて、照射面 31 におけるビーム照射位置 P を計算する位置計算装置 30 を有するので、走査電磁石 5x、5y と位置モニタ 9 の位置が相対的に変化する場合であっても、ビーム照射位置 P を正確に計算することにより、高精度にビーム照射ができる。

【0040】

また、実施の形態 1 の粒子線治療装置 51 によれば、荷電粒子ビーム 2 を発生させ、この荷電粒子ビーム 2 を加速器 54 で加速させるビーム発生装置 52 と、加速器 54 により加速された荷電粒子ビーム 2 を輸送するビーム輸送系 59 と、ビーム輸送系 59 で輸送された荷電粒子ビーム 2 を照射対象 25 に照射する粒子線照射装置 58 とを備え、粒子線照射装置 58 は、荷電粒子ビーム 2 をビーム軸 27 に垂直な方向に走査する走査電磁石 5x、5y と、走査電磁石 5x、5y に対してビーム軸方向における相対位置が所望の位置に変更可能に配置され、荷電粒子ビーム 2 の通過位置を検出する位置モニタ 9 と、位置モニ

10

20

30

40

50

タ 9 のビーム軸方向における位置情報から、所定の基準点から当該位置モニタ 9 のビーム軸方向における距離 D を算出し、位置モニタ 9 の検出信号及び前記算出した距離 D に基づいて照射対象 2 5 におけるビーム照射位置を計算し、荷電粒子ビーム 2 の照射を制御する照射制御装置 2 3 と、を備え、照射制御装置 2 3 は、位置モニタ 9 により検出されたビーム位置 P_m と、照射対象 2 5 の照射面 3 1 から、走査電磁石 5 x、5 y における荷電粒子ビーム 2 の走査起点 1 x、1 y までの走査起点距離情報と、前記算出した距離 D に基づいて計算された照射面 3 1 から位置モニタ 9 までの位置モニタ距離情報と、に基づいて、照射面 3 1 におけるビーム照射位置 P を計算する位置計算装置 3 0 を有するので、走査電磁石 5 x、5 y と位置モニタ 9 の位置が相対的に変化する場合であっても、ビーム照射位置 P を正確に計算することにより、高精度にビーム照射ができる。

10

【 0 0 4 1 】

実施の形態 2 .

実施の形態 1 では、一つの位置モニタ 9 での測定結果のみ用いて患者 2 4 の患部へのビーム照射位置 $P (X_p, Y_p, Z_p)$ を計算する場合について述べたが、位置モニタ 3 の測定結果と位置モニタ 9 の測定結果から走査角度 (偏向角度) の情報を得ることで、位置計算結果を補正することができるようになり、患者 2 4 の患部でのビーム照射位置計算精度をさらに上げることができる。走査角度 は、走査電磁石 5 x (5 y) により走査された荷電粒子ビーム 2 の軌跡 3 2 とビーム軸 (中心軸 2 7) との角度である。

【 0 0 4 2 】

図 7 は、本発明の実施の形態 2 による位置計算方法を説明する図である。図 7 は、X 方向走査電磁石 5 x により荷電粒子ビーム 2 を走査する例である。荷電粒子ビーム 2 は、走査起点 4 2 x で走査され、位置モニタ 3 上のビーム位置 P_{m1} と位置モニタ 9 上のビーム位置 P_{m2} を通過し、患部の照射面 3 1 におけるビーム照射位置 P に到達する。図 7 は、実施の形態 1 の位置計算方法を説明した図 4 に比べて、患部の照射面 3 1 から位置モニタ 3 の距離 h_3 と、走査起点 1 x (0, 0) を通る中心軸 2 7 とビーム位置 $P_{m1} (X_{pm1}, Y_{pm1})$ までの X 方向の長さの x_1 とが追加されている。中心軸 2 7 とビーム位置 $P_{m2} (X_{pm2}, Y_{pm2})$ までの X 方向の長さを x_2 とする。 \tan は式 (1 0) ように表すことができる。

20

$$\tan = (x_2 - x_1) / (h_3 - h_2) \quad \dots (1 0)$$

【 0 0 4 3 】

また、中心軸 2 7 とビーム照射位置 $P (X_p, Z_p)$ までの X 方向の長さの x_3 は、式 (1 1) ように表すことができる。式 (1 1) に式 (1 0) を代入して、式 (1 2) を得る。

30

$$x_3 = x_1 + h_3 \cdot \tan \quad \dots (1 1)$$

$$x_3 = x_1 + h_3 \cdot (x_2 - x_1) / (h_3 - h_2) \quad \dots (1 2)$$

【 0 0 4 4 】

h_2 は式 (7) における h_{2b} と同じなので、飛程 L 、位置モニタ 9 から皮膚表面 3 4 までの距離 D から h_2 を計算することができる。位置モニタ 3 は真空ダクト 6 (位置モニタ 9) が移動しても、粒子線照射装置 5 8 における位置は変化しない。距離 h_3 は、装置固有の情報である位置モニタ 3 の Z 軸方向の情報、例えば X 方向走査電磁石 5 x から位置モニタ 3 までの距離 h_{z3} や Y 方向走査電磁石 5 y から位置モニタ 3 までの距離 h_{z4} を利用して、式 (1 3) 又は式 (1 4) により計算する。

40

$$h_3 = (h_{z1} - h_{z3}) + D + L \quad \dots (1 3)$$

$$h_3 = (h_{z2} - h_{z4}) + D + L \quad \dots (1 4)$$

【 0 0 4 5 】

位置計算装置 3 0 の信号処理装置 1 0 5 は、実施の形態 1 と同様に、距離センサ 2 2 からの電流信号 sig_1 をデジタル信号に変換した sig_hz 信号に基づいて、X 方向走査電磁石 5 x の基準から位置モニタ 9 までの距離 h_{z1} や Y 方向走査電磁石 5 y の基準から位置モニタ 9 までの距離 h_{z2} を計算する。信号処理装置 1 0 5 は、式 (7) 及び式 (1 3)、または式 (7) 及び式 (1 4) により、距離 h_2 、 h_3 を計算する。

50

【0046】

信号処理装置105は、位置モニタ9からの電流信号 $sig2$ ($sig2x$, $sig2y$)をデジタル信号に変換した $sigPm$ 信号 ($sigPmx$, $sigPmy$)に基づいて、ビーム位置 $Pm2$ ($Xpm2$, $Ypm2$)を計算する。同様に位置モニタ3からの電流信号 $sig3$ ($sig3x$, $sig3y$)をデジタル信号に変換した $sigPm3$ 信号 ($sigPm3x$, $sigPm3y$)に基づいて、ビーム位置 $Pm1$ ($Xpm1$, $Ypm1$)を計算する。信号処理装置105は、中心軸27からビーム位置 $Pm1$ までの長さを計算し、 $x1$ と $y1$ を得る。また、中心軸27からビーム位置 $Pm2$ までの長さを計算し、 $x2$ と $y2$ を得る。なお、 $y1$ 、 $y2$ は、それぞれ中心軸27からビーム位置 $Pm1$ までのY方向の長さであり、中心軸27からビーム位置 $Pm2$ までのY方向の長さである。

10

【0047】

実施の形態2の位置計算方法は、走査角度 の情報を得ることができ、これを利用して患者24の患部へのビーム照射位置 P (Xp , Yp , Zp)を計算するので、実施の形態1の位置計算方法に比べて高精度にビーム照射位置 P を計算できる。実施の形態1では、X方向走査電磁石5xの走査起点 $1x$ 及びY方向走査電磁石5yの走査起点 $1y$ は常に一定であるとして計算していた。このため走査角度 は、ビーム位置 $Pm2$ ($Xpm2$, $Ypm2$)と走査起点 $1x$ や走査起点 $1y$ とを結ぶ線と、走査起点 $1x$ 及び走査起点 $1y$ を通る中心軸27との角度を用いた。これに対して、実施の形態2では、二つの位置モニタ3、9を用いて走査角度 を正確に得ることができる。したがって、仮に図7に示した走査起点 $42x$ や走査起点 $42y$ (Y方向走査電磁石5yの走査起点)が想定した点とは異なっていたとしても、患者24の患部へのビーム照射位置 P (Xp , Yp , Zp)を高精度に計算することができる。実施の形態2の位置計算方法は、実施形態1よりも高精度に患者24の患部へのビーム照射位置 P (Xp , Yp , Zp)を計算できるので、実施の形態2の位置計算方法を適用した粒子線照射装置58及び粒子線治療装置51は、実施の形態1よりも高精度にビーム照射ができる。

20

【0048】

なお、実施の形態2の位置計算方法は、後述する実施の形態3に示す走査角度によって走査起点が変化する場合や、実施の形態4に示す走査電磁石5x、5yに対して荷電粒子ビーム2が入射する角度によって走査起点が変化する場合や、他の理由により走査起点が変化する場合にも適用することができる。

30

【0049】

実施の形態3。

実施の形態1では、X方向走査電磁石5xの走査起点 $1x$ 及びY方向走査電磁石5yの走査起点 $1y$ は常に一定であるとして計算する場合について述べたが、厳密には走査起点は走査起点での走査角度によって変化する。実施の形態3では、各走査角度での走査起点の位置や走査されたビームの軌跡のデータに基づいて、患者24の患部へのビーム照射位置 P (Xp , Yp , Zp)を計算する。これにより、さらに計算精度をさらに上げることができる。

【0050】

実施の形態3の位置計算方法は、治療において荷電粒子ビーム2を照射する際に、一つの位置モニタ9のみを用いて患者24の患部へのビーム照射位置 P (Xp , Yp , Zp)を計算する。そこで、二つの位置モニタ3、9を用いて、実験により各走査角度での走査起点の位置や走査されたビームの軌跡のデータを取得し、図8に示すような走査電磁石5 (適宜、5x、5yを区別せず、単に5を使用する)の基準から走査起点 1 ($1x$ 、 $1y$)までの距離 dh と走査角度 との特性を求める。

40

【0051】

図7を参照して、ある走査角度 にて荷電粒子ビーム2を照射する場合を説明する。二つの位置モニタ3、9を用いることで、式(10)に示したように、走査角度 を計算することができる。 $h1$ は $x3 / \tan$ であるから、この $h1$ を式(6)に代入して、変

50

形すると、 dh_1 は式(15)のように表すことができる。

$$dh_1 = x_3 / \tan \theta - D - L - h_{z1} \quad \dots (15)$$

【0052】

実験により各走査角度 θ とX方向走査電磁石5xの基準から走査起点1xまでの距離 dh_1 との関係を多項式で表す。同様に、実験により各走査角度 θ とY方向走査電磁石5yの基準から走査起点1yまでの距離 dh_2 との関係を多項式で表す。距離 dh と走査角度 θ との特性は、例えば図8のようになる。図8は、本発明の実施の形態3による位置計算方法に用いる走査起点位置特性を示す図である。横軸は走査角度 θ であり、縦軸は走査電磁石5の基準から走査起点1までの距離 dh である。特性線35は、上記の多項式で得られる数値をプロットしたものである。

10

【0053】

図9を用いて、実施の形態3の位置計算方法を説明する。図9は、本発明の実施の形態3による位置計算方法を説明する図である。図9において走査起点41xは真の走査起点である。走査電磁石5xの基準から走査起点41xまでの距離 dh は、走査電磁石5xの鉄心36の下部から距離である。荷電粒子ビーム2は、走査角度 θ で走査起点41xから位置モニタ9のビーム位置 $P_m(X_{pm}, Z_{pm})$ を通過し、患者24の患部へのビーム照射位置 $P(X_p, Z_p)$ に到達する。同様に、走査電磁石5yの基準から走査起点41y(Y方向走査電磁石5yにおける真の走査起点)までの距離 dh は、走査電磁石5yの鉄心36の下部から距離とする。荷電粒子ビーム2は、走査角度 θ で走査起点41yから位置モニタ9のビーム位置 $P_m(Y_{pm}, Z_{pm})$ を通過し、患者24の患部へのビーム照射位置 $P(Y_p, Z_p)$ に到達する。

20

【0054】

実施の形態3では、荷電粒子ビーム2は、走査起点の候補である走査起点候補 $S_n(X_s, Z_{s_n})$ からビーム位置 $P_m(X_{pm}, Z_{pm})$ を通過し、ビーム照射位置の候補であるビーム照射位置候補 $P_n(X_{pn}, Z_p)$ に到達するとして、特性線35を用いて走査角度の候補である走査角度候補 θ_n を更新しながら、走査角度候補 θ_n が収束するまで計算をする。ここで、 n は整数であり、 n 番目のデータであることを示す。走査電磁石5の基準から走査起点候補 S_n までの距離を dh_n とし、走査起点候補 S_n から照射面31までの距離(走査起点距離候補情報)を h_{1n} とする。Y方向についても同様に考える。荷電粒子ビーム2は、走査起点候補 $S_n(Y_s, Z_{s_n})$ からビーム位置 $P_m(Y_{pm}, Z_{pm})$ を通過し、ビーム照射位置候補 $P_n(Y_{pn}, Z_p)$ に到達するとして、特性線35を用いて走査角度候補 θ_n を更新しながら、走査角度候補 θ_n が収束するまで計算をする。

30

【0055】

走査起点候補 S_n は、例えば、実施の形態1で示した走査起点1xや、走査電磁石5の基準($dh_n = 0$)を用いることができる。まず、第1のステップ(ステップS1、走査角度計算ステップ)として、中心軸27からビーム位置 P_m までの長さ x_2 と h_{1n} から、走査角度候補 θ_n を計算する。走査角度候補 θ_n は式(16)で表すことができる。

$$\theta_n = \tan^{-1}(x_2 / (h_{1n} - h_2)) \quad \dots (16)$$

【0056】

次に第2のステップ(ステップS2)として、走査角度候補 θ_n の候補で特性線35を用いて、距離 dh_n を計算する。第3ステップ(ステップS3、走査起点距離計算ステップ)として、 h_{1n} を更新することで、式(17)を得る。 h_{1n+1} は、更新走査起点距離候補情報である。

40

$$h_{1n+1} = dh_n + h_{z1} + D + L \quad \dots (17)$$

なお、図9に示した d_1 は、 h_{z1} 、 D 、及び L の合計($h_{z1} + D + L$)である。

【0057】

第4ステップ(ステップS4)として、 h_{1n+1} を式(16)の h_{1n} に代入し、走査角度候補 θ_n を更新し、走査角度 θ_{n+1} を得る。第5ステップ(ステップS5)として、 $\theta_{n+1} - \theta_n$ の絶対値 E を計算し、絶対値 E が所定の値 E_{th} 以下になったかどうかを

50

判定する。絶対値Eが所定の値以下になった場合は、 $n + 1$ を計算した際の h_{1n+1} を走査起点 $41x$ から患者24の患部へのビーム照射位置Pまでの距離 h_1 とする。絶対値Eが所定の値以下になっていない場合は、第2ステップから第5ステップまで繰り返す。

【0058】

実施の形態3の位置計算方法は、位置計算装置30の信号処理装置105により実行する。中心軸27からビーム照射位置PのX方向の長さ x_3 について説明したが、Y方向の長さ y_3 も同様に計算することができる。信号処理装置105のメモリに、各走査角度とX方向走査電磁石5xの基準から走査起点1xまでの距離 dh_1 との走査起点位置特性を表す多項式、及び各走査角度とY方向走査電磁石5yの基準から走査起点1yまでの距離 dh_2 との走査起点位置特性を表す多項式を保存する。信号処理装置105は、実施の形態3の位置計算方法を実行する際に、メモリに保存された多項式を用いて距離 dh_n を計算する。

10

【0059】

実施の形態3の位置計算方法は、各走査角度とX方向走査電磁石5xの基準から走査起点1xまでの距離 dh_1 との関係（走査起点位置特性）及び各走査角度とY方向走査電磁石5yの基準から走査起点1yまでの距離 dh_2 との関係（走査起点位置特性）を予め求めておき、走査起点位置特性を用いて走査角度が収束するまで距離 dh と走査角度の計算を繰り返すので、走査角度によって走査起点が変化することを反映することができる。実施の形態1よりも患者24の患部へのビーム照射位置P（ X_p, Y_p ）を高精度に計算することができる。実施の形態3の位置計算方法は、実施形態1よりも高精度に患者24の患部へのビーム照射位置P（ X_p, Y_p, Z_p ）を計算できるので、実施の形態3の位置計算方法を適用した粒子線照射装置58及び粒子線治療装置51は、実施の形態1よりも高精度にビーム照射ができる。

20

【0060】

実施の形態3の位置計算方法は、一つの位置モニタ9を用いて患者24の患部へのビーム照射位置P（ X_p, Y_p, Z_p ）を高精度に計算することができるので、実施の形態3の位置計算方法を適用した粒子線照射装置58及び粒子線治療装置51は、荷電粒子ビーム2の散乱を生じる障害物を最小限にし、かつ荷電粒子ビーム2の散乱を生じる障害物となるビーム取出し窓7、線量モニタ8、位置モニタ9を下流に置くことができる。したがって、荷電粒子ビーム2のビームサイズを小さくすることができる。

30

【0061】

なお、実施の形態3の位置計算方法は、実施の形態2の位置計算方法における位置モニタ3の情報の代わりに、信号処理装置105内の情報を用いたものということもできる。実施の形態2の位置計算方法を用いることでも、走査角度によって走査起点が変化することを反映することができ、実施の形態1よりも患者24の患部へのビーム照射位置P（ X_p, Y_p ）を高精度に計算することができる。

【0062】

実施の形態4.

実施の形態1では、荷電粒子ビーム2が走査電磁石5の上流から走査電磁石5に対して垂直にビームが入射する場合について述べたが、厳密にはある程度の傾きを持って入射する場合もある。実施の形態4では、走査電磁石5に対する荷電粒子ビーム2の入射する角度の傾きを考慮して患者24の患部へのビーム照射位置P（ X_p, Y_p, Z_p ）を計算する。これにより、さらに計算精度をさらに上げることができる。

40

【0063】

図10乃至図12を用いて、実施の形態4の位置計算方法を説明する。図10は、本発明の実施の形態4による位置計算方法の走査起点を説明する図である。図11は本発明の実施の形態4による位置計算方法を説明する図であり、図12は本発明の実施の形態4による位置計算方法の特性線を説明する図である。図10に示すように、荷電粒子ビーム2は偏向電磁石55cから角度 θ だけ傾いて走査電磁石5の鉄心36に入射する場合がある

50

。例えば、粒子線治療装置の設置場所の建屋形状や建屋構造によっては、角度 だけ傾けて荷電粒子ビーム 2 を走査電磁石 5 に入射させざるを得ない場合もあるからである。X 方向走査電磁石 5 x における鉄心 3 6 に入射する角度 を x とし、Y 方向走査電磁石 5 y における鉄心 3 6 に入射する角度 を y とする。荷電粒子ビーム 2 が中心軸 2 7 を通る場合の走査起点 S a ($X_{s a}$, $Y_{s a}$, $Z_{s a}$) から、ずれた位置に実際の走査起点 S b がある例である。この場合、荷電粒子ビーム 2 は、入射ビーム 3 7 のように走査電磁石 5 に入射し、走査起点 S b ($X_{s b}$, $Y_{s b}$, $Z_{s b}$) から偏向ビーム 3 8 のように走査され、患者 2 4 の患部へ照射される。

【 0 0 6 4 】

実施の形態 4 の位置計算方法は、治療において荷電粒子ビーム 2 を照射する際に、一つの位置モニター 9 のみを用いて患者 2 4 の患部へのビーム照射位置 P (X_p , Y_p , Z_p) を計算する。そこで、位置モニター 3 を用いて、走査起点 S b の座標を実験により求めておく。図 1 0 に示すように、位置モニター 3 と偏向電磁石 5 5 c までの長さ $h g 1$ は装置特有の値であり既知である。粒子線照射装置 5 8 の中心軸 2 7 が位置モニター 3 を通過する点を P m 4 とする。走査電磁石 5 を制御せずに荷電粒子ビーム 2 を照射し、位置モニター 3 を通過する点を P m 3 ($X_{p m 3}$, $Y_{p m 3}$, $Z_{p m 3}$) とする。X 方向走査電磁石 5 x における角度 x は、 $|X_{p m 3}|$ ($X_{p m 3}$ の絶対値) を用いて、式 (1 8) のように表すことができる。

$$x = \tan^{-1} (|X_{p m 3}| / h g 1) \quad \dots (1 8)$$

同様に、Y 方向走査電磁石 5 y における中心軸 2 7 と入射ビーム 3 7 との角度 y も、 $|Y_{p m 3}|$ ($Y_{p m 3}$ の絶対値) を用いて、式 (1 9) のように表すことができる。

$$y = \tan^{-1} (|Y_{p m 3}| / h g 1) \quad \dots (1 9)$$

【 0 0 6 5 】

説明を簡単にするために、走査起点 S a を走査電磁石における Z 方向の中心点とする。走査起点 S a から偏向電磁石 5 5 c までの長さ $h g 2$ は装置特有の値であり既知である。なお、X 方向走査電磁石 5 x における走査起点 S a と、Y 方向走査電磁石 5 y における走査起点 S a は、実際には異なるので、X 方向走査電磁石 5 x における長さ $h g 2$ と Y 方向走査電磁石 5 y における長さ $h g 2$ も異なるが、以下の説明では同じ符号を用いて説明する。 $X_{s b}$ は $h g 2 \cdot \tan x$ として計算でき、 $Y_{s b}$ は $h g 2 \cdot \tan y$ として計算できる。

【 0 0 6 6 】

図 1 1 に示すように、荷電粒子ビーム 2 は、走査起点 S b から位置モニター 9 上の点 Q を通過し、患者 2 4 の患部へのビーム照射位置 P b に到達する。図 1 1 は X 方向走査電磁石 5 x における中心軸 2 7 から X 方向の長さ $x 3$ を計算する例であり、各点の座標は、Y 座標を省略し、X 座標及び Z 座標を表示した。中心軸 2 7 を通過する走査起点 S a を原点 ($X_{s a}$, $Z_{s a}$) = (0 , 0) とし、S a から S b 方向は X の正方向であり、S a から位置モニター 9 方向は Z の正方向である。荷電粒子ビーム 2 が通過する軌跡 3 2 e は直線であり、この軌跡 3 2 e 上に 3 つの点、すなわち走査起点 S b ($X_{s b}$, $Z_{s b}$)、位置モニター 9 におけるビーム位置 Q (X_q , Z_q) 及びビーム照射位置 P b ($X_{p b}$, $Z_{p b}$) は存在する。

【 0 0 6 7 】

まず、第 1 のステップ (ステップ S 1 1) として、走査起点 S b ($X_{s b}$, $Z_{s b}$) 及びビーム位置 Q (X_q , Z_q) から S b 及び Q を通過する直線である特性線 3 9 を求める。図 1 2 は特性線 3 9 を示した図である。この特性線 3 9 は式 (2 0) のように表すことができる。

$$a x + b z + 1 = 0 \quad \dots (2 0)$$

なお、a、b は定数である。この定数 a、b は式 (2 0) に S b、Q の X 座標、Z 座標ごとに代入し、式 (2 1) の行列式から計算することができる。定数 a、b は、式 (2 2) のように逆行列を用いて表すことができる。

【 0 0 6 8 】

【数 1】

$$\begin{pmatrix} X_{sb} & Z_{sb} \\ X_q & Z_q \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a \\ b \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -1 \\ -1 \end{pmatrix} \quad \dots(21)$$

$$\begin{pmatrix} a \\ b \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} X_{sb} & Z_{sb} \\ X_q & Z_q \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} -1 \\ -1 \end{pmatrix} \quad \dots(22)$$

【0069】

第2のステップ(ステップS12)として、式(20)に走査起点S_bから照射面31までの距離h₁に相当する|Z_{p_b}| (座標Z_{p_b}の絶対値)の座標Z_{p_b}を代入し、座標X_{p_b}を計算する。実施の形態4の位置計算方法では、中心軸27からビーム照射位置P_bのX方向の長さx₃を計算することなく、ビーム照射位置P_bのX座標(-x₃)を直接計算できる。なお、ビーム照射位置P_bのX方向の長さx₃を用いてX_{p_b}を表現すると、図12の例では、X_{p_b}は負なので、X_{p_b} = -x₃となる。

【0070】

実施の形態4の位置計算方法は、位置計算装置30の信号処理装置105により実行する。X方向走査電磁石5xにおける中心軸27からビーム照射位置P(X_p, Y_p, Z_p)のX座標、すなわちP_bのX座標であるX_{p_b}について説明したが、Y方向走査電磁石5yにおける中心軸27からビーム照射位置P(X_p, Y_p, Z_p)のY座標も同様に計算することができる。信号処理装置105のメモリに、荷電粒子ビーム2のエネルギーE_b、実験により求めたエネルギーE_b毎の走査起点S_bの座標及び特性線39を表す多項式を保存する。信号処理装置105は、実施の形態4の位置計算方法を実行する際に、メモリに保存された多項式を用いてビーム照射位置P(X_p, Y_p, Z_p)を計算する。なお、荷電粒子ビーム2のエネルギーE_bによって偏向電磁石55cの出口での角度は異なるので、エネルギーE_bに応じて多項式の定数a、bも変わる。照射する荷電粒子ビーム2のエネルギーE_bに応じて、そのエネルギーE_bに対応する多項式の定数a、bが選択された多項式を用いてビーム照射位置P(X_p, Y_p, Z_p)を計算する。

【0071】

実施の形態4の位置計算方法は、X方向走査電磁石5x及びY方向走査電磁石5yのそれぞれにおける走査起点S_b(X_{s_b}, Y_{s_b}, Z_{s_b})と位置モニタ9のビーム位置Q(X_q, Y_q, Z_q)とから求めた特性線39を表す多項式からビーム照射位置P(X_p, Y_p, Z_p)を計算するので、走査電磁石5x、5yに対して荷電粒子ビーム2が傾斜して入射する場合であっても、実施の形態1よりも患者24の患部へのビーム照射位置P(X_p, Y_p, Z_p)を高精度に計算することができる。実施の形態4の位置計算方法は、実施形態1よりも高精度に患者24の患部へのビーム照射位置P(X_p, Y_p, Z_p)を計算できるので、実施の形態4の位置計算方法を適用した粒子線照射装置58及び粒子線治療装置51は、実施の形態1よりも高精度にビーム照射ができる。

【0072】

実施の形態4の位置計算方法は、一つの位置モニタ9を用いて患者24の患部へのビーム照射位置P(X_p, Y_p, Z_p)を高精度に計算することができるので、実施の形態4の位置計算方法を適用した粒子線照射装置58及び粒子線治療装置51は、荷電粒子ビーム2の散乱を生じる障害物を最小限にし、かつ荷電粒子ビーム2の散乱を生じる障害物となるビーム取出し窓7、線量モニタ8、位置モニタ9を下流に置くことができる。したがって、荷電粒子ビーム2のビームサイズを小さくすることができる。

【0073】

なお、実施の形態4の位置計算方法は、X方向走査電磁石5xの走査起点1x及びY方向走査電磁石5yの走査起点1yはZ座標が一定であるとして計算する例で説明したが、実施の形態3の位置計算方法と組み合わせることができる。実施の形態3の位置計算方法

10

20

30

40

50

と組み合わせることにより、走査電磁石 5 x、5 y に対する荷電粒子ビーム 2 の入射する角度の傾きと、走査角度に伴う走査起点の移動を考慮することができ、さらに高精度に患者 2 4 の患部へのビーム照射位置 $P(X_p, Y_p, Z_p)$ を計算できる。したがって、この 2 つを考慮した位置計算方法を適用した粒子線照射装置 5 8 及び粒子線治療装置 5 1 は、さらに高精度にビーム照射ができる。

【0074】

また、実施の形態 4 の位置計算方法は、実施の形態 2 の位置計算方法における位置モニタ 3 の情報の代わりに、位置計算装置 3 0 内の情報を用いたものということもできる。実施の形態 2 の位置計算方法を用いることでも、走査電磁石 5 x、5 y に対して荷電粒子ビーム 2 が入射する角度によって走査起点が変化することを反映することができ、実施の形態 1 よりも患者 2 4 の患部へのビーム照射位置 $P(X_p, Y_p)$ を高精度に計算することができる。

10

【0075】

なお、実施の形態 1 において、距離センサ 2 2 を、ダクト駆動装置 1 2 のモータ 1 5 の回転を検出するエンコーダとして説明したが、真空ダクト 6 の位置に合わせて抵抗値が変わるように接続された可変抵抗に流れる電流計であってもよい。この距離センサ 2 2 は、実施の形態 2 乃至 4 にも適用できる。

【0076】

なお、実施の形態 1 乃至 4 では、位置モニタ 9 が移動することにより、走査電磁石と位置モニタの位置が相対的に変化する例で説明したが、これに限らず走査電磁石が移動することにより、走査電磁石と位置モニタの位置が相対的に変化する場合にも適用できる。また、実施の形態 1 乃至 4 では、照射スポット毎に荷電粒子ビーム 2 の停止するスポットスキッピングの例で説明したが、これに限定されることなく、スライスを変更する際に荷電粒子ビーム 2 を停止し、同一スライス内を照射する際には荷電粒子ビーム 2 を照射し続ける照射方法や、ラスタースキッピング等の他の走査式照射法にも適用できる。

20

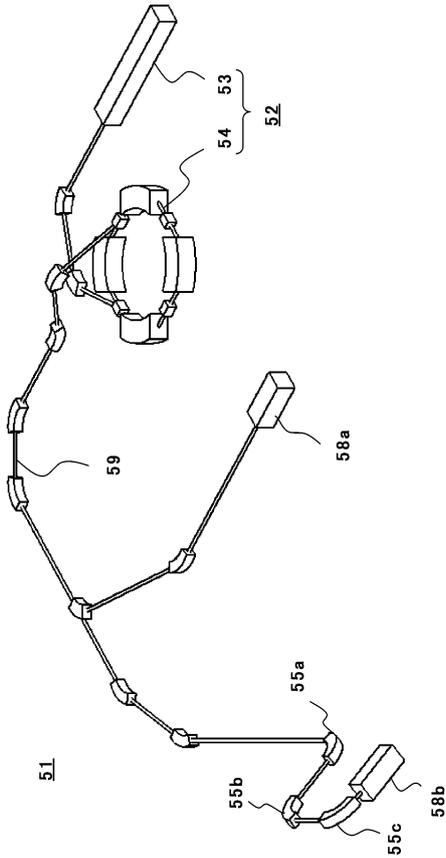
【符号の説明】

【0077】

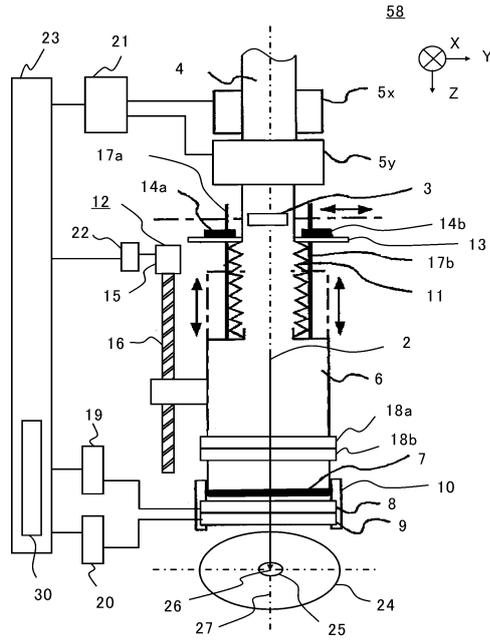
1 x、1 y ... 走査起点、2 ... 荷電粒子ビーム、3 ... 位置モニタ、5、5 x、5 y ... 走査電磁石、6 ... 真空ダクト、7 ... ビーム取出し窓、9 ... 位置モニタ、2 3 ... 照射制御装置、2 5 ... 照射対象、2 7 ... 中心軸（ビーム軸）、3 0 ... 位置計算装置、3 1 ... 照射面、4 1 x ... 走査起点、3 5 ... 特性線（走査起点位置特性）、5 1 ... 粒子線治療装置、5 4 ... 加速器、5 8、5 8 a、5 8 b ... 粒子線照射装置、5 9 ... ビーム輸送系、D ... 基準点（皮膚表面）から位置モニタまでの距離、S a、S b ... 走査起点、P m、P m 1、P m 2 ... ビーム位置、P ... ビーム照射位置、 θ ... 走査角度、 θ_n 、 θ_{n+1} ... 走査角度候補、S_n ... 走査起点候補、h_{1 n} ... 走査起点距離候補情報、h_{1 n+1} ... 更新走査起点距離候補情報。

30

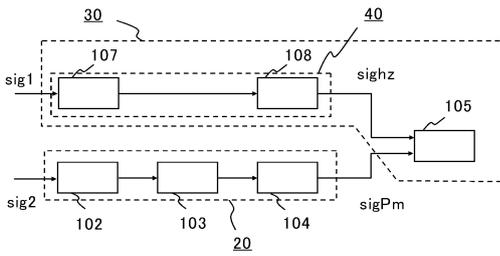
【図1】



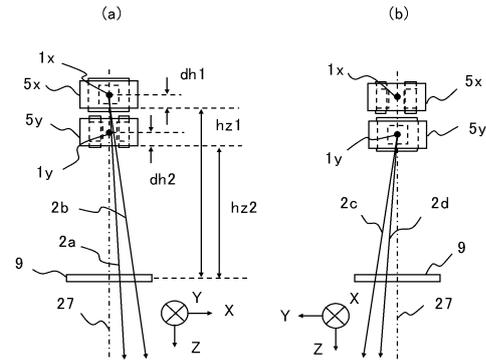
【図2】



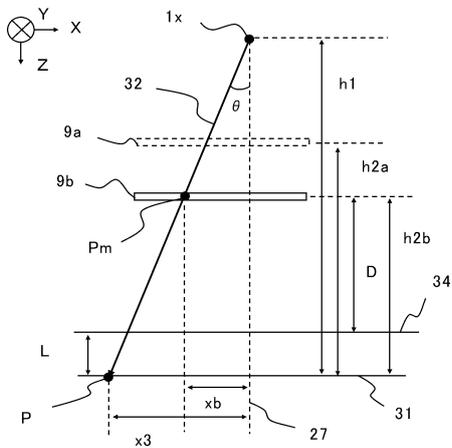
【図3】



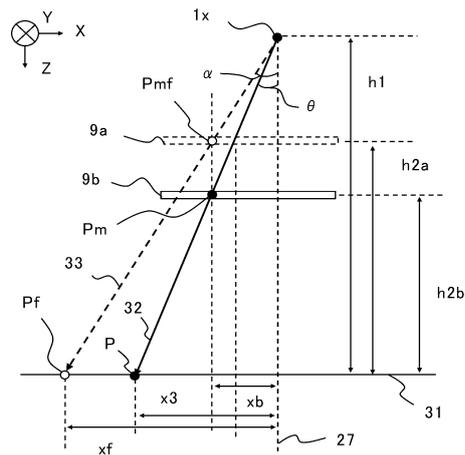
【図5】



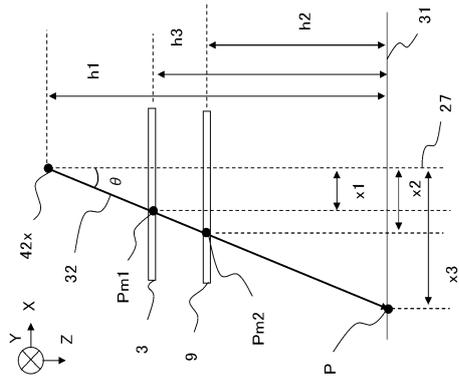
【図4】



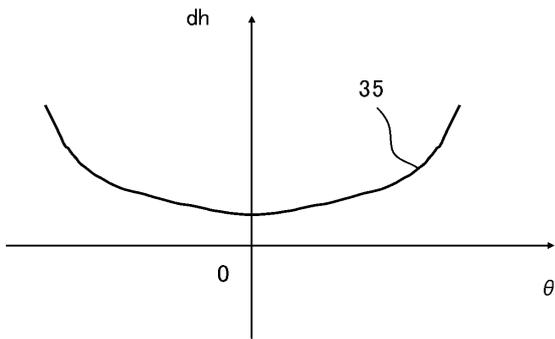
【図6】



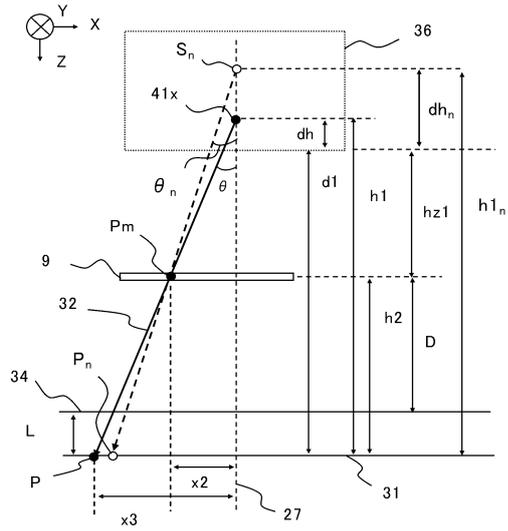
【 図 7 】



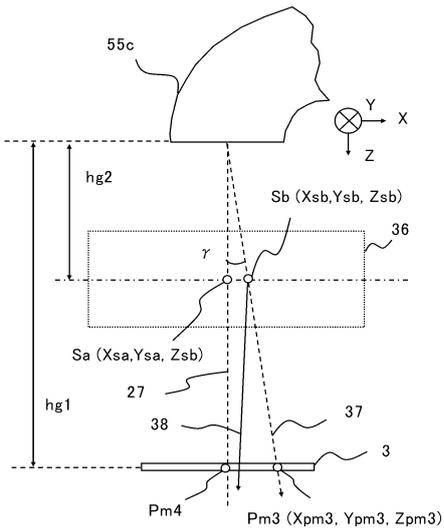
【 図 8 】



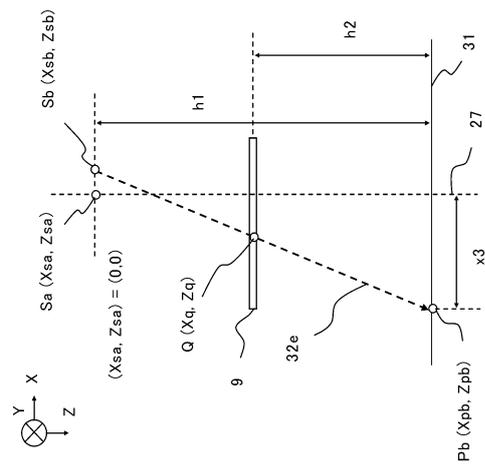
【 図 9 】



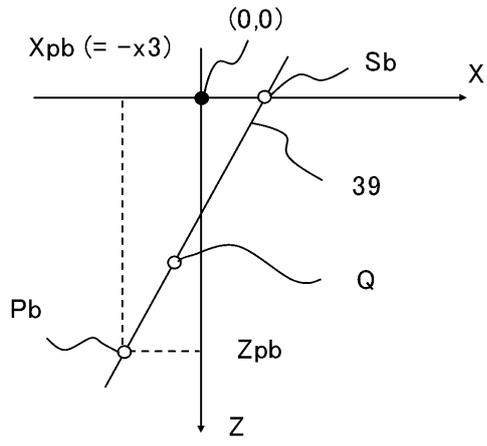
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 1 2 】



フロントページの続き

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

- (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
- (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
- (72)発明者 大谷 利宏
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
- (72)発明者 池田 昌広
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
- (72)発明者 花川 和之
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
- (72)発明者 本田 泰三
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 山口 敦司

- (56)参考文献 特許第4393581(JP, B2)
特開2009-000347(JP, A)
特開2005-296162(JP, A)
特開2010-284507(JP, A)
特開2003-282300(JP, A)
特開平05-031653(JP, A)
国際公開第2010/122662(WO, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|---------|---------|
| G 2 1 K | 5 / 0 4 |
| A 6 1 N | 5 / 1 0 |
| G 0 1 T | 1 / 2 9 |
| G 2 1 K | 5 / 0 0 |