

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2012年2月23日(23.02.2012)

PCT

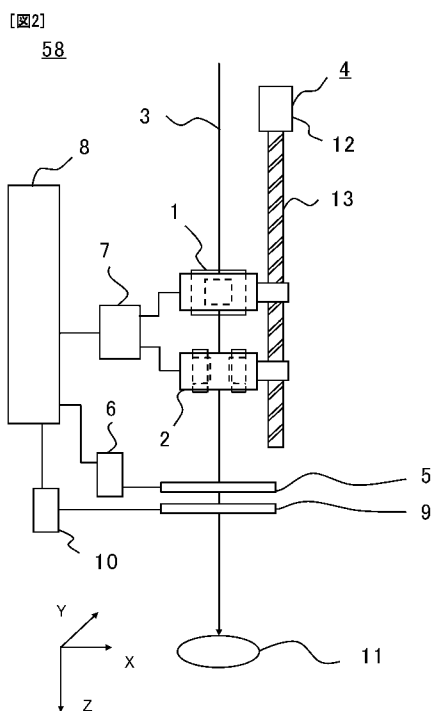
(10) 国際公開番号
WO 2012/023205 A1

- (51) 国際特許分類:
A61N 5/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/064073
- (22) 国際出願日: 2010年8月20日(20.08.2010)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 三菱電機株式会社(Mitsubishi Electric Corporation) [JP/JP]; 〒1008310 東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 片寄 雅(KATAYOSE Tadashi) [—/JP]; 〒1008310 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 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 大岩 増雄, 外(OIWA Masuo et al.); 〒6610033 兵庫県尼崎市南武庫之荘3丁目35番8号 Hyogo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: PARTICLE BEAM-IRRADIATING DEVICE AND PARTICLE BEAM THERAPY DEVICE

(54) 発明の名称: 粒子線照射装置及び粒子線治療装置



(57) Abstract: The purpose of the invention is to obtain a particle beam-irradiating device that allows variation of the combination of multiple parameters in particle beam irradiation, such as combinations of irradiation field with irradiation positional accuracy, and is capable of diverse irradiation variations. The particle beam-irradiating device (58) irradiates the target being irradiated (11) with a charged particle beam (3) that is accelerated by an accelerator (54), and is provided with scanning electromagnets (1,2) that scan the charged particle beam (3), and a scanning electromagnet-moving device (4) that moves the scanning electromagnets (1,2) to change the distance between the scanning electromagnets (1,2) and the target being irradiated (11) in the direction of the beam axis of the charged particle beam (3).

(57) 要約: 照射野及び照射位置精度の組み合わせ等の粒子線照射における複数のパラメータの組み合わせを可変にし、多様な照射バリエーションの照射を行うことができる粒子線照射装置を得ることを目的とする。加速器(54)により加速された荷電粒子ビーム(3)を照射対象(11)に照射する粒子線照射装置(58)であって、荷電粒子ビーム(3)を走査する走査電磁石(1,2)と、荷電粒子ビーム(3)のビーム軸方向における走査電磁石(1,2)と照射対象(11)との距離を変更するように走査電磁石(1,2)を移動する走査電磁石移動装置(4)とを備えた。

WO 2012/023205 A1

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称： 粒子線照射装置及び粒子線治療装置

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。

背景技術

[0002] 一般に粒子線治療装置は、荷電粒子ビームを発生するビーム発生装置と、ビーム発生装置につながれ、発生した荷電粒子ビームを加速する加速器と、加速器で設定されたエネルギーまで加速された後に出射される荷電粒子ビームを輸送するビーム輸送系と、ビーム輸送系の下流に設置され、荷電粒子ビームを照射対象に照射するための粒子線照射装置とを備える。粒子線照射装置には大きく、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あわせて照射野を形成するブロード照射方式と、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して照射野形成するスキャニング照射方式（スポットスキャニング、ラスタースキャニング等）とがある。

[0003] ブロード照射方式は、コリメータやボラスを用いて患部形状に合う照射野を形成する。患部形状に合う照射野を形成し、正常組織への不要な照射を防いでおり、最も汎用的に用いられている、優れた照射方式である。しかし、患者ごとにボラスを製作したり、患部に合わせてコリメータを変形させたりする必要がある。

[0004] 一方、スキャニング照射方式は、コリメータやボラスが不要といった自由度の高い照射方式である。しかし、患部以外の正常組織への照射を防ぐこれら部品を用いないため、ブロード照射方式以上に高いビーム照射位置精度が要求される。

[0005] 加速器から輸送されるビームの大きさは一般に数mm程度であり、それに対して荷電粒子ビームの照射範囲は、医療の場合には数十cm四方の大きさ

が必要である。細い荷電粒子ビームで広い照射野を得るために、上述したスキヤニング照射方式が用いられる。

- [0006] 特許文献1には、走査用電磁石の強度を従来そのまま偏向面に平行な方向の照射範囲を拡大する回転ガントリを提供することを目的とし、以下の発明が開示されている。特許文献1の発明は、走査用電磁石の上流の偏向電磁石と照射野移動電磁石により、下流側のビーム位置を変更し、そのビーム位置 a、b に走査用電磁石を移動して、照射可能な領域 A を照射し、領域 A の照射が終了したら、荷電粒子ビームが偏向電磁石の下流で他の位置 b を通過するようにして、ビーム位置 b に走査用電磁石を移動して、領域 B を照射することで、領域 A 及び領域 B の両方の領域に照射範囲を拡大していた。

先行技術文献

特許文献

- [0007] 特許文献1：特開平8-257148号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0008] 患部形状に応じて照射範囲（照射野）と照射位置精度は様々であるが、照射範囲が狭い場合は高い照射位置精度が要求され、照射範囲が広い場合は照射位置精度の要求が緩い場合がある。スポットスキヤニング照射方式においては、一般的に、照射範囲は狭く高い照射位置精度を要求される場合は、サイズの小さい荷電粒子ビームを小さな間隔（スポット間隔）で照射し、照射範囲は広く照射位置精度の要求が緩い場合は、サイズの大きい荷電粒子ビームを、大きな間隔（スポット間隔）で照射する。
- [0009] 荷電粒子ビームで形成する照射範囲の最大照射範囲は、走査用電磁石の励磁電源の最大電流による走査用電磁石の振り角で決まるので、特許文献1の回転ガントリを用いた照射方法では、領域 A、B のそれぞれにおける最大照射範囲は、走査用電磁石と照射位置との距離で決まる。また、荷電粒子ビームの照射範囲における最大位置精度は、励磁電源の制御可能な最小電流によ

る制御可能な最小の振り角で決まるので、特許文献1の回転ガントリを用いた照射方法では、領域A、Bのそれぞれにおける最大位置精度は、走査用電磁石と照射位置との距離により、照射位置での照射位置精度が決まる。

[0010] 特許文献1の回転ガントリを用いた照射方法では、走査用電磁石の上流の偏向電磁石と照射野移動電磁石と走査用電磁石を移動させることで、照射範囲（照射野）を拡大することはできた。しかしながら、走査用電磁石の上流の偏向電磁石と照射野移動電磁石を用いなければならなかった。また、特許文献1の回転ガントリを用いた照射方法では、走査用電磁石と照射位置との距離が一定なので、制御可能な最小の振り角が一定であり、照射位置精度を上げるのは不可能だった。したがって、照射野及び照射位置精度を組み合わせた多様な照射バリエーションの照射を行う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、照射野及び照射位置精度の組み合わせ等の粒子線照射における複数のパラメータの組み合わせを可変にし、多様な照射バリエーションの照射を行うこと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] 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、荷電粒子ビームを走査する走査電磁石と、荷電粒子ビームのビーム軸方向における走査電磁石と照射対象との距離を変更するように走査電磁石を移動する走査電磁石移動装置とを備えた。

発明の効果

[0013] 本発明に係る粒子線照射装置は、荷電粒子ビームのビーム軸方向における走査電磁石と照射対象との距離を変更するので、照射野及び照射位置精度の組み合わせ等の粒子線照射における複数のパラメータの組み合わせを可変にし、多様な照射バリエーションの照射を行うことができる。

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の走査電磁石の軸方向移動と照射野の広さの関係を示す図である。
- [図4] 図2の走査電磁石の軸方向移動と照射位置誤差の関係を示す図である。
- [図5] 実施の形態1による粒子線照射装置の照射を説明する図である。
- [図6] 実施の形態1による粒子線照射装置の制御方法を示すフローチャートである。
- [図7] 走査電磁石の磁極と荷電粒子ビームの関係を説明する図である。
- [図8] 本発明の実施の形態2による走査電磁石を示す構成図である。
- [図9] 図8の走査電磁石における磁極間隔が最大になった例である。
- [図10] 本発明の実施の形態3による粒子線照射装置を示す構成図である。

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（又は60a、60b）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54とを有する。粒子線照射装置58b（60b）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（60a）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の役割はシンクロトロン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等の粒子線である荷電粒子ビーム3は、前段加速器53で加速され、シンクロトロン54に入射される。荷電粒子ビーム3は、所定のエネルギーまで加速される。シンクロトロン54から出射された荷電粒子ビーム3は、ビーム輸送系59を経て粒子線照射装置58a（60a）、58b（60b）に輸送される。粒子線照射装置58a（60a）、58b（60b）は荷電粒子ビーム3を照射対象11（図2参照）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3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、荷電粒子ビーム3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3を走査するX方向走査電磁石1及びY方向走査電磁石2と、位置モニタ9と、線量モニタ5と、走査電磁石電源7と、X方向走査電磁石1及びY方向走査電磁石2を移動する走査電磁石移動装置4と、線量データ変換器6と、位置データ変換器10と、粒子線照射装置58の照射系を制御する照射制御装置8とを備える。走査電磁石移動装置4は、モータ12と、ボールねじ13を有し、モータ12が回転させるボールねじ13によりX方向走査電磁石1及びY方向走査電磁石2に固定された雌ねじ機構を介して、X方向走査電磁石1及びY方向走査電磁石2は移動する。なお、X方向走査電磁石1、Y方向走査電磁石2、位置モニタ9、線量モニタ5は照射系を構成する。荷電粒子ビーム3の進行方向はZ方向である。
- [0018] X方向走査電磁石1は荷電粒子ビーム3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2は荷電粒子ビーム3をY方向に走査する走査電磁石である。位置モニタ9はX方向走査電磁石1及びY方向走査電磁石2で走査された荷電粒子ビーム3が通過するビームにおけるビームピーク位置（通過位置）を検出する。線量モニタ5は荷電粒子ビーム3の線量を検出する。照射制御装置8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11における荷電粒子ビーム3の照射位置を制御し、線量モニタ5で測定され、線量データ変換器6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3を停止する。走査電磁石電源7は照射制御装置8から出力されたX方向走査電磁石1及びY方向走査電磁石2への制御入力（指令電流）に基づいてX方向走査電磁石1及びY方向走査電磁石2の設定電流を変化させる。
- [0019] 次に、走査電磁石の軸方向移動と照射野の広さの関係と、走査電磁石の軸方向移動と照射位置誤差の関係を説明する。図3は走査電磁石の軸方向移動

と照射野の広さの関係を示す図である。スキャンング照射方式においては、照射対象 1 1 を複数層の分割されたその複数層の 1 つの層（スライス）に荷電粒子ビーム 3 を 2 次元的に走査し照射野を形成する。照射野は、照射位置である照射対象 1 1 の 1 つの層と走査電磁石との間のビーム軸方向の距離によって変化する。図 3（a）は 1 つのスライスと Y 方向走査電磁石 2 との距離が L_1 の場合を示し、図 3（b）は当該スライスと Y 方向走査電磁石 2 との距離が L_2 の場合を示している。図 3 では $L_1 < L_2$ の場合である。ここで、距離 L_1 、 L_2 は荷電粒子ビーム 3 を走査する走査電磁石 2 の磁極の中心からの距離とする。図 3（a）において、荷電粒子ビーム 3 を最大振り角 α で走査した場合は、Y 方向の走査範囲 2 1 の一端から他端までの長さである走査範囲長は D_1 となる。同様に、図 3（b）において、荷電粒子ビーム 3 を最大振り角 α で走査した場合は、Y 方向の走査範囲 2 1 の一端から他端までの長さである走査範囲長は D_2 となる。

[0020] 走査範囲長 D_1 及び走査範囲長 D_2 は、数式（1）及び数式（2）で表わされる。

$$D_1 = 2 \times L_1 \times \tan \alpha \quad \dots (1)$$

$$D_2 = 2 \times L_2 \times \tan \alpha \quad \dots (2)$$

距離 $L_1 < L_2$ なので、走査範囲長 $D_1 < D_2$ となる。したがって、照射位置（照射対象 1 1 の 1 つの層）と走査電磁石との間のビーム軸方向の距離を大きくする場合は、走査範囲 2 1 を広くでき、走査範囲長を長くすることができる。また、照射位置と走査電磁石との間のビーム軸方向の距離を小さくする場合は、走査範囲 2 1 を狭くでき、走査範囲長を短くすることができる。

[0021] 図 4 を用いて、走査電磁石の軸方向移動と照射位置誤差の関係を説明する。放射線や荷電粒子ビーム 3 に対してリスクの高い臓器が照射位置に隣接している場合には、照射位置精度が重要である。図 4 は走査電磁石の軸方向移動と照射位置誤差の関係を示す図である。照射位置誤差は、照射位置における荷電粒子ビーム 3 の位置精度で決まる移動幅であり、照射位置である照射

対象 1 1 の 1 つの層と走査電磁石との間のビーム軸方向の距離によって変化する。荷電粒子ビーム 3 の位置精度は、X 方向走査電磁石 1、Y 方向走査電磁石 2 の発生磁場精度により決まる。走査電磁石 1、2 の発生磁場精度により、荷電粒子ビーム 3 は、ある目標照射位置（目標振り角）に対して、振り角の精度 $\Delta \theta$ の範囲内で変化する。図 4（a）は 1 つのスライスと Y 方向走査電磁石 2 との距離が L_3 の場合を示し、図 3（b）は当該スライスと Y 方向走査電磁石 2 との距離が L_4 の場合を示している。図 4 では $L_4 < L_3$ の場合である。ここで、距離 L_3 、 L_4 は荷電粒子ビーム 3 を走査する走査電磁石 2 の磁極の中心からの距離とする。図 4（a）において、荷電粒子ビーム 3 の振り角の精度が $\Delta \theta$ である場合は、照射位置誤差は ΔX_3 となる。同様に、図 4（b）において、荷電粒子ビーム 3 の振り角の精度が $\Delta \theta$ である場合は、照射位置誤差は ΔX_4 となる。

[0022] 振り角の精度が $\Delta \theta$ で、例えば振り角 β と振り角 $\beta - \Delta \theta$ とにおける照射位置誤差 ΔX_3 及び照射位置誤差 ΔX_4 は、数式（3）及び数式（4）で表わされる。

$$\Delta X_3 = L_3 \times A \quad \dots (3)$$

$$\Delta X_4 = L_4 \times A \quad \dots (4)$$

ここで、 $A = \tan \beta - \tan (\beta - \Delta \theta)$ である。距離 $L_4 < L_3$ なので、照射位置誤差 $\Delta X_4 < \Delta X_3$ となる。したがって、照射位置（照射対象 1 1 の 1 つの層）と走査電磁石との間のビーム軸方向の距離を大きくする場合は、照射位置誤差が大きくなり、照射位置精度が悪くなる。一方、照射位置と走査電磁石との間のビーム軸方向の距離を小さくする場合は、照射位置誤差を小さくすることができ、照射位置精度を向上することができる。

[0023] 一般に、荷電粒子ビーム 3 の照射位置における照射スポット（以降、適宜、単にスポットと省略する）のサイズが小さいと、照射対象 1 1 を隙間なく、所定の線量で照射するために、小さな間隔（スポット間隔）で照射し、各スポットに対する照射位置誤差要求が厳しくなる。ここで、照射スポットは

照射線量を制御するために分割された照射単位である。例えば、スポットの直径が5 mmとき、照射位置誤差要求は0.5 mm（一割）以下であるとする。いま、照射位置と走査電磁石のビーム軸方向の距離が5 mのとき、照射位置誤差が1 mmであったとすれば、このままでは、スポット直径5 mmの場合の照射位置誤差要求0.5 mm以下を実現できないが、当距離を2.5 m以下とすることで照射位置誤差0.5 mm以下を実現できる。

[0024] また、一般に、照射位置精度の要求の緩い場合は、スポットのサイズの大きい荷電粒子ビーム3を、大きな間隔（スポット間隔）で照射する。この場合は、照射位置と走査電磁石のビーム軸方向の距離を長くする。上述したように、照射位置と走査電磁石のビーム軸方向の距離を長くすると、走査範囲21を広くでき、走査範囲長を長くすることができる。したがって、照射位置と走査電磁石のビーム軸方向の距離を長くすることで、スポットのサイズを大きくでき、広い照射野を形成できる。

[0025] 実施の形態1の粒子線照射装置58は、走査電磁石移動装置4によりX方向走査電磁石1及びY方向走査電磁石2と照射対象11との距離を変更することで、照射対象11に適した最大照射野及び照射位置精度を選択することができる。図5は実施の形態1による粒子線照射装置の照射を説明する図である。図5(a)～図5(c)は、X方向走査電磁石1及びY方向走査電磁石2と照射対象11との距離が異なる3つの場合を示しており、図5(a)は距離が中間であり、図5(b)は距離が図5(a)に比べて長い場合であり、図5(c)は距離が図5(a)に比べて短い場合である。図において21a、21b、21cはそれぞれの場合の最大走査範囲であり、22a、22b、22cはそれぞれの場合のビームスポットを示している。

[0026] 照射対象11が大きく、最大照射野を大きくしたい場合は、走査電磁石移動装置4により、X方向走査電磁石1及びY方向走査電磁石2を、荷電粒子ビーム3のビーム軸の方向に、図5(b)に示すように照射対象11から離れる向きへ移動する。照射対象11が小さい、または大きい場合であっても、照射位置誤差が小さくしたい場合は、走査電磁石移動装置4により、X方

向走査電磁石 1 及び Y 方向走査電磁石 2 を、荷電粒子ビーム 3 のビーム軸の方向に、図 5 (c) に示すように照射対象 11 に近づく向きへ、所定の照射位置精度を達成できる位置まで移動する。

[0027] 照射制御装置 8 は、治療計画装置で作成された治療計画データの照射位置精度、目標位置座標に基づいて X 方向走査電磁石 1 及び Y 方向走査電磁石 2 への制御入力（指令電流）を生成する。照射制御装置 8 は、所定の照射位置精度に対応するために、複数の変換テーブルや指令値生成多項式を有する。変換テーブルや指令値生成多項式は、制御入力を生成する制御入力生成部である。ここでは、変換テーブルを用いる場合を変換テーブル方式と呼び、指令値生成多項式を用いる場合を多項式方式と呼ぶ。

[0028] 変換テーブル方式について説明する。変換テーブルは、実際に照射をして得られた制御入力及び測定された照射位置座標との実データに基づいて、制御入力と照射位置座標をテーブルにしたものである。X 方向走査電磁石 1 及び Y 方向走査電磁石 2 の設定電流値は、荷電粒子ビーム 3 の目標位置座標からこの変換テーブルを用いて演算する。走査電磁石電源 7 に送る制御入力は、演算して求めた設定電流値を出力させる制御入力（指令）である。変換テーブルは、照射位置精度が異なるものを複数用意する。すなわち変換テーブルは、代表位置精度毎に複数用意する。指定された照射位置精度に一致するものがある場合は、その変換テーブルを使用し、指定された照射位置精度に一致するものがない場合は、前後の変換テーブルのデータを補完（線形補完等）して、照射制御装置 8 は制御入力を生成する。

[0029] 多項式方式について説明する。指令値生成多項式は、実際に照射した際の X 方向走査電磁石 1 及び Y 方向走査電磁石 2 の磁場の測定値及び測定された照射位置座標の多項式を、励磁電流と磁場とが 1 対 1 の関係を用いて変形し、荷電粒子ビーム 3 の目標位置座標と制御入力との関係を多項式で表わしたものである。例えば、制御入力 $I_c (I_x, I_y)$ は目標照射位置座標 $P_t = (x_t, y_t)$ を入力として、数式 (5)、(6) のように表わされる。

$$I_x = m_0 + m_1 x_t + m_2 x_t^2 + m_3 y_t + m_4 x_t y_t + m_5 y_t^2$$

$$\dots (5)$$

$$I_y = n_0 + n_1 x t + n_2 x t^2 + n_3 y t + n_4 x t y t + n_5 y t^2$$

$$\dots (6)$$

ここで、 $m_0 \sim m_5$ 、 $n_0 \sim n_5$ は、最小二乗法などにより求めたパラメータ定数である。この多項式方式では、 $x t y t$ のような干渉項も考慮でき、変換テーブル方式よりも精度の高い制御入力 I_c を生成できる。したがって、多項式方式を適用することで、照射位置と走査電磁石との距離に依存する照射位置精度をさらに向上させることができる。

[0030] 多項式方式の場合も、照射位置と走査電磁石との距離に依存する照射位置精度毎に複数の指令値生成多項式を用意する。選ばれたそれぞれの照射位置精度は、代表位置精度である。指定された照射位置精度に一致するものがある場合は、その指令値生成多項式を使用し、指定された照射位置精度に一致するものがない場合は、前後の指令値生成多項式から生成したデータを補完（線形補完等）して、照射制御装置 8 は制御入力を生成する。

[0031] 次に粒子線照射装置 5 8 の動作を図 6 のフローチャートを用いて説明する。図 6 は、実施の形態 1 による粒子線照射装置の制御方法を示すフローチャートである。粒子線照射装置 5 8 は、治療計画装置で作成された治療計画データの照射位置精度に基づいて、使用する変換テーブルや指令値生成多項式などの制御入力生成部を選定する（ステップ S T 1、制御入力生成部選定手順）。次に治療計画データの目標位置座標に基づいて、選定した制御入力生成部により制御入力 I_c (I_x 、 I_y) を生成する（ステップ S T 2、制御入力生成手順）。

[0032] スポットスキヤニング方式では治療する部位におけるあるスポットに対し、治療計画で定められた線量を照射対象 1 1 に荷電粒子ビーム 3 により照射するので、まず、あるスポットに対する制御入力により走査電磁石 1、2 を励磁する（ステップ S T 3）。具体的には、照射制御装置 8 は、あるスポットの位置に対応する制御入力を走査電磁石電源 7 に送り、走査電磁石電源 7 は、X 方向走査電磁石 1 及び Y 方向走査電磁石 1 を制御入力にしたがって、

制御入力で指定された励磁電流により走査電磁石 1、2 を励磁する。

- [0033] 走査電磁石 1、2 の設定が完了したら、例えば X 方向走査電磁石 1 及び Y 方向走査電磁石 2 から設定完了の信号を受けて、荷電粒子ビーム 3 を粒子線照射装置 5 8 に入射し、当該スポットに対して照射を開始する（ステップ S T 4）。
- [0034] 照射制御装置 8 は、当該スポットに治療計画通りの照射が行われたことを、線量モニタ 5 で検出した照射線量が満了したか（照射線量が計画線量に達したか）を判定する（ステップ S T 5）。満了した場合は荷電粒子ビーム 3 を遮断する（ステップ S T 6）。
- [0035] 照射制御装置 8 は、次のスポットがあるかを判定し、次のスポットがある場合は、ステップ S T 8 に移り、次のスポットがない場合は照射を終了する（ステップ S T 7）。ステップ S T 8 にて、次のスポットに対する制御入力により走査電磁石走査電磁石 1、2 を励磁する。ステップ S T 3 と同様に動作する。
- [0036] 走査電磁石 1、2 の設定が完了したら、荷電粒子ビーム 3 の遮断を解除し、当該スポットに対して照射を開始する（ステップ S T 9）。ステップ S T 9 の動作を行った後にステップ S T 5 に戻る。以上のように照射対象 1 1 における複数層の 1 つの層（スライス）におけるスポットが終了するまで繰り返す。1 つのスライスに対する照射が終了したら、荷電粒子ビーム 3 のエネルギーを変更し、ステップ S T 3 ~ ステップ S T 9 を実行し、他のスライスに対する照射を行う。
- [0037] 実施の形態 1 の粒子線照射装置 5 8 は、走査電磁石移動装置 4 により X 方向走査電磁石 1 及び Y 方向走査電磁石 2 と照射対象 1 1 との距離を変更することで、照射対象 1 1 に適した最大照射野及び照射位置精度を選択することができる。実施の形態 1 の粒子線照射装置 5 8 は、走査用電磁石と照射位置との距離がほぼ一定に固定され、照射位置での照射位置精度を自由に変更できなかった従来とは異なり、照射対象 1 1 に応じて適切に照射位置精度を変更することができる。また、照射野及び照射位置精度の組み合わせを可変に

し、多様な照射バリエーションの設定を行うことができる。

[0038] 実施の形態 1 の粒子線照射装置 5 8 は、照射位置精度をあまり高める必要がなく、最大照射野を拡大したい場合に、許容可能な照射位置精度以内で走査電磁石移動装置 4 を動かし、X 方向走査電磁石 1 及び Y 方向走査電磁石 2 の励磁電流を設定する制御入力（指令電流） I_c を生成する。この場合は、図 5（b）に示したように、ビームスポット 2 2 b が大きくなるので、ビームスポットが小さい場合に比べて、照射対象 1 1 に照射するスポット数が少なくなるので、トータルの照射時間を短くすることができる。

[0039] 粒子線照射装置において、荷電粒子ビーム 3 が大気中で散乱してビームサイズが大きくならないようにするために、照射対象 1 1 の近くまで荷電粒子ビーム 3 が真空ダクト中を移動するようにする場合がある。この場合は、X 方向走査電磁石 1 と Y 方向走査電磁石 2 の間に、真空ダクトのフランジなどの金属が在る場合が多く、従来粒子線照射装置では、交番磁界による当該金属の発熱が懸念される。しかし、実施の形態 1 の粒子線照射装置 5 8 によれば、X 方向走査電磁石 1 と Y 方向走査電磁石 2 のビーム軸方向の間隔を自由に変えることができるので、発熱が懸念されるような磁場を発生する照射の際は、当該間隔を一時的に大きくし、発熱を防止することが可能である。

[0040] 一般に、粒子線照射装置を収める建屋は、鉄筋コンクリートで建てられ、経年的または地震などで、床や天井の高さが変わることがある。よって、変位の観測を定期的に行って、走査用電磁石と照射位置の距離を一定に保つよう、走査用電磁石のビーム軸方向の位置を補正する必要がある。実施の形態 1 の粒子線照射装置 5 8 は、走査電磁石移動装置 4 により、当該位置補正を容易に行うことが可能となる。

[0041] なお、走査電磁石移動装置 4 として、X 方向走査電磁石 1 及び Y 方向走査電磁石 2 に共通に使用する、すなわち同時に X 方向走査電磁石 1 及び Y 方向走査電磁石 2 を移動させる例で説明したが、それぞれが独立した走査電磁石移動装置 4 をもってもよい。走査電磁石移動装置 4 としては、図示例のモータ 1 2 及びボールねじ 1 3 の構成に限らず、適宜のものが採用可能である。

[0042] X方向走査電磁石1及びY方向走査電磁石2を独立に移動させる構成にすると、次のようになる。照射対象11が大きく、最大照射野を大きくしたい場合は、走査電磁石移動装置4により、少なくともX方向走査電磁石1及びY方向走査電磁石2の一方を、荷電粒子ビーム3のビーム軸の方向に、図5(b)に示すように照射対象11から離れる向きへ移動する。照射対象11から離れる向きへ移動した走査電磁石の走査方向において、最大照射野が拡大する。また、照射対象11が小さい、または大きい場合であっても、照射位置誤差が小さくしたい場合は、走査電磁石移動装置4により、少なくともX方向走査電磁石1及びY方向走査電磁石2の一方を、荷電粒子ビーム3のビーム軸の方向に、図5(c)に示すように照射対象11に近づく向きへ、所定の照射位置精度を達成できる位置まで移動する。照射対象11に近づく向きへ移動した走査電磁石の走査方向において、照射位置精度を高めることができる。

[0043] 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3を走査する走査電磁石1、2と、荷電粒子ビーム3のビーム軸方向における走査電磁石1、2と照射対象11との距離を変更するように走査電磁石1、2を移動する走査電磁石移動装置4とを備えたので、荷電粒子ビームのビーム軸方向における走査電磁石と照射対象との距離を変更でき、照射野及び照射位置精度の組み合わせ等の粒子線照射における複数のパラメータの組み合わせを可変にし、多様な照射バリエーションの設定を行うことができる。

[0044] 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3を発生させ、この荷電粒子ビーム3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3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3を照射対象11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3を走査する走査電磁石1、2と、荷電粒子ビーム3のビーム軸方向における走査電磁石1、2と照射対象11との距離を変更するように走査電磁石

1、2を移動する走査電磁石移動装置4とを備えたので、荷電粒子ビームのビーム軸方向における走査電磁石と照射対象との距離を変更でき、照射野及び照射位置精度の組み合わせ等の粒子線照射における複数のパラメータの組み合わせを可変にし、多様な照射バリエーションから選択でき、適切な粒子線治療を行うことができる。

[0045] 実施の形態2.

実施の形態1では、X方向走査電磁石1及びY方向走査電磁石2の少なくとも一方を移動させる場合に、上流側の走査用電磁石1の最大振り角によって振られた荷電粒子ビーム3が、下流側の走査用電磁石2の磁極と干渉することが考えられる。実施の形態2では、X方向走査電磁石1及びY方向走査電磁石2の少なくとも一方を移動させる場合でも、上流側の走査用電磁石1の最大振り角によって振られた荷電粒子ビーム3が、下流側の走査用電磁石2の磁極と干渉しないように磁極移動装置29を備える。実施の形態1の照射装置とは、少なくとも下流側のY方向走査電磁石2に磁極移動装置29が設置される点で異なる。

[0046] 図7は、走査電磁石の磁極と荷電粒子ビームの関係を説明する図である。荷電粒子ビーム3は、上流側のX方向走査電磁石1により振り角 γ でX方向に走査される。下流側のY方向走査電磁石2では、Y方向走査電磁石2の磁極間隔 g を通過する。荷電粒子ビーム3は、方向走査電磁石2の上端において、上端移動範囲 $db1$ を通過し、方向走査電磁石2の下端において、下端移動範囲 $db2$ を通過する。下端移動範囲 $db2$ は上端移動範囲 $db1$ より広くなるので、荷電粒子ビーム3がY方向走査電磁石2の磁極と干渉しないようにするためには、磁極間隔 g は下端移動範囲 $db2$ よりも広いことが必要である。磁極間隔 g が下端移動範囲 $db2$ よりも狭い場合は、荷電粒子ビーム3がY方向走査電磁石2の磁極と干渉する。

[0047] 図8は、本発明の実施の形態2による走査電磁石を示す構成図である。図8はY方向走査電磁石2と磁極移動装置29の例である。Y方向走査電磁石2は2つの固定ヨーク28a、28bと2つの可動鉄心23a、23bを有

する。固定ヨーク 28 a、28 bには移動ガイド 25 a、25 b、25 c、25 dが設けられ、磁極移動装置 29により可動鉄心 23 a、23 bは、移動ガイド 25 a、25 b、25 c、25 dに支持されながら移動する。磁極移動装置 29は、2つの可動鉄心 23 a、23 bをそれぞれ移動させる2つの移動部からなる。その移動部は、それぞれピニオン 27 a (27 b)と、モータ 26 a (26 b)と、ラック 24 a (24 b)を有する。ラック 24 aは可動鉄心 23 aに取り付けられ、ラック 24 bは可動鉄心 23 bに取り付けられる。モータ 26 aに取り付けられたピニオン 27 aが回転することで、ラック 24 aが移動し、同様にモータ 26 bに取り付けられたピニオン 27 bが回転することで、ラック 24 bが移動する。

[0048] 図8では可動鉄心 23 aと、可動鉄心 23 bとの磁極間隔が g_1 である場合である。なお、Y方向走査電磁石 2のコイルは可動鉄心 23 a、23 bのそれぞれの凸部 35 a、35 bの周りに設置される。可動鉄心 23 aに設置されたコイルは可動鉄心 23 aと共に移動し、可動鉄心 23 bに設置されたコイルは可動鉄心 23 bと共に移動する。図9は走査電磁石における磁極間隔が最大になった例である。図9では、可動鉄心 23 a、23 bがそれぞれ最大限度まで移動し、可動鉄心 23 aと、可動鉄心 23 bとの磁極間隔が g_2 になっている。なお、 $g_1 < g_2$ である。

[0049] 実施の形態2の粒子線照射装置 58は、少なくとも下流側のY方向走査電磁石 2に磁極移動装置 29が設置され、下流側のY方向走査電磁石 2の磁極間隔 g を変更できるので、X方向走査電磁石 1及びY方向走査電磁石 2の少なくとも一方を移動させる場合にも、荷電粒子ビーム 3が、下流側の走査用電磁石 2の磁極と干渉しないようにできる。したがって、実施の形態2の粒子線照射装置 58は、X方向及びY方向の一方において、照射対象 11に適した最大照射野及び照射位置精度を選択することができる。X方向及びY方向のそれぞれにおいて最大照射野及び照射位置精度を選択することができるので、実施の形態1に比べて、多様な照射バリエーションの設定を行うことができる。

[0050] 実施の形態 3.

図 10 は本発明の実施の形態 3 による粒子線照射装置を示す構成図である。実施の形態 3 の粒子線照射装置 60 は、照射対象 11 と X 方向走査電磁石 1 及び Y 方向走査電磁石 2 との距離を離散的に変更させる例である。図 10 では、X 方向走査電磁石及び Y 方向走査電磁石の走査電磁石対が 2 つある例を示している。粒子線照射装置 60 は、実施の形態 1 の粒子線照射装置 58 とは、X 方向走査電磁石 1 a 及び Y 方向走査電磁石 2 a と、X 方向走査電磁石 1 b 及び Y 方向走査電磁石 2 b と、2 つの走査電磁石 7 a、7 b と、2 つの走査電磁石移動装置 30 a、30 b を有する点で異なる。

[0051] 走査電磁石移動装置 30 a は、X 方向走査電磁石 1 a 及び Y 方向走査電磁石 2 a を固定する固定板 31 a と、固定板 31 a に接続されたラック 33 a と、モータ 32 a とピニオン 34 a を有する。走査電磁石移動装置 30 b は、X 方向走査電磁石 1 b 及び Y 方向走査電磁石 2 b を固定する固定板 31 b と、固定板 31 b に接続されたラック 33 b と、モータ 32 b とピニオン 34 b を有する。モータ 32 a に取り付けられたピニオン 34 a が回転することで、ラック 33 a が移動し、同様にモータ 32 b に取り付けられたピニオン 34 b が回転することで、ラック 33 b が移動する。走査電磁石移動装置 30 a、30 b は、荷電粒子ビーム 3 を走査する位置から荷電粒子ビーム 3 を走査しない位置までの間を移動させる装置である。

[0052] 実施の形態 3 では、走査電磁石移動装置 30 a、30 b により照射対象 11 と X 方向走査電磁石 1 及び Y 方向走査電磁石 2 との距離を離散的に変更するので、この離散的な変更数に応じた制御入力生成部を用意すればよい。実施の形態 3 の粒子線照射装置 60 は、実施の形態 1 の粒子線照射装置 58 にくらべて、少ない数の制御入力生成部を用いるので、制御入力生成部を準備する作業量が少なくでき、粒子線照射装置の実運用を開始するまでの期間を短くすることができる。実施の形態 3 の粒子線照射装置 60 は、実施の形態 1 の粒子線照射装置 58 にくらべて多様性は少なくなるが、従来とは異なり、照射野及び照射位置精度の組み合わせ等の粒子線照射における複数のパラ

メータの組み合わせを可変にし、多様な照射バリエーションの設定を行うことができる。

[0053] なお、スポットスキニング方式を例に説明したが、ラスタースキニングに適用できる。

[0054] また、ブロード照射方式のワブラー電磁石にも適用することができる。ブロード照射方式に走査電磁石移動装置 4 や走査電磁石移動装置 30 を適用することで、照射対象 11 とワブラー電磁石との距離を変更して、照射野を大きくすることができる。スキニング照射方式では、粒子線照射における複数のパラメータの組み合わせとして、照射野及び照射位置精度の組み合わせを可変にし、多様な照射バリエーションを行うことができるが、ブロード照射方式では、粒子線照射における複数のパラメータの組み合わせとして、照射野及びビームの平坦度の組み合わせを可変にし、多様な照射バリエーションを行うことができる。

符号の説明

[0055] 1、1 a、1 b…X方向走査電磁石、2、2 a、2 b…Y方向走査電磁石、3…荷電粒子ビーム、4…走査電磁石移動装置、8…照射制御装置、11…照射対象、23 a、23 b…可動鉄心、29…磁極移動装置、30 a、30 b…走査電磁石移動装置、51…粒子線治療装置、52…ビーム発生装置、54…シンクロトロン、58、58 a、58 b…粒子線照射装置、59…ビーム輸送系、60、60 a、60 b…粒子線照射装置。

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X方向及びY方向に走査する走査電磁石と、
前記荷電粒子ビームのビーム軸方向における前記走査電磁石と前記照射対象との距離を変更するように前記走査電磁石を移動する走査電磁石移動装置と、を備えた粒子線照射装置。
- [請求項2] 前記荷電粒子ビームの目標照射位置座標に基づいて前記走査電磁石を制御する照射制御装置を備え、
前記照射制御装置は、前記走査電磁石と前記照射対象との距離に基づいて、前記走査電磁石を制御する制御入力を生成す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] 前記照射制御装置は、前記走査電磁石と前記照射対象との距離に基づく制御入力を生成する制御入力生成部を有す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] 前記照射制御装置は、前記走査電磁石と前記照射対象との距離に基づく照射位置精度が異なる複数の前記制御入力生成部を有することを特徴とする請求項3記載の粒子線照射装置。
- [請求項5] 前記制御入力生成部は、前記制御入力と前記制御入力に対応する前記目標照射位置座標とが関係付けられた変換テーブルであることを特徴とする請求項3または4に記載の粒子線照射装置。
- [請求項6] 前記制御入力生成部は、前記制御入力と前記目標照射位置座標とが関係付けられた多項式であることを特徴とする請求項3または4に記載の粒子線照射装置。
- [請求項7] 前記走査電磁石は、前記荷電粒子ビームをX方向及びY方向に走査する第1の走査電磁石と、
前記第1の走査電磁石の下流に配置され、前記荷電粒子ビームをX方

向及びY方向に走査する第2の走査電磁石とを含み、
前記走査電磁石移動装置は、前記第1の走査電磁石を、前記荷電粒子ビームを走査する位置から前記荷電粒子ビームを走査しない位置までの間を移動させる走査電磁石移動装置と、
前記第2の走査電磁石を、前記荷電粒子ビームを走査する位置から前記荷電粒子ビームを走査しない位置までの間を移動させる走査電磁石移動装置とを含み、
前記第1の走査電磁石または前記第2の走査電磁石のいずれか一方により前記荷電粒子ビームは走査されることを特徴とする請求項1乃至6のいずれか1項に記載の粒子線照射装置。

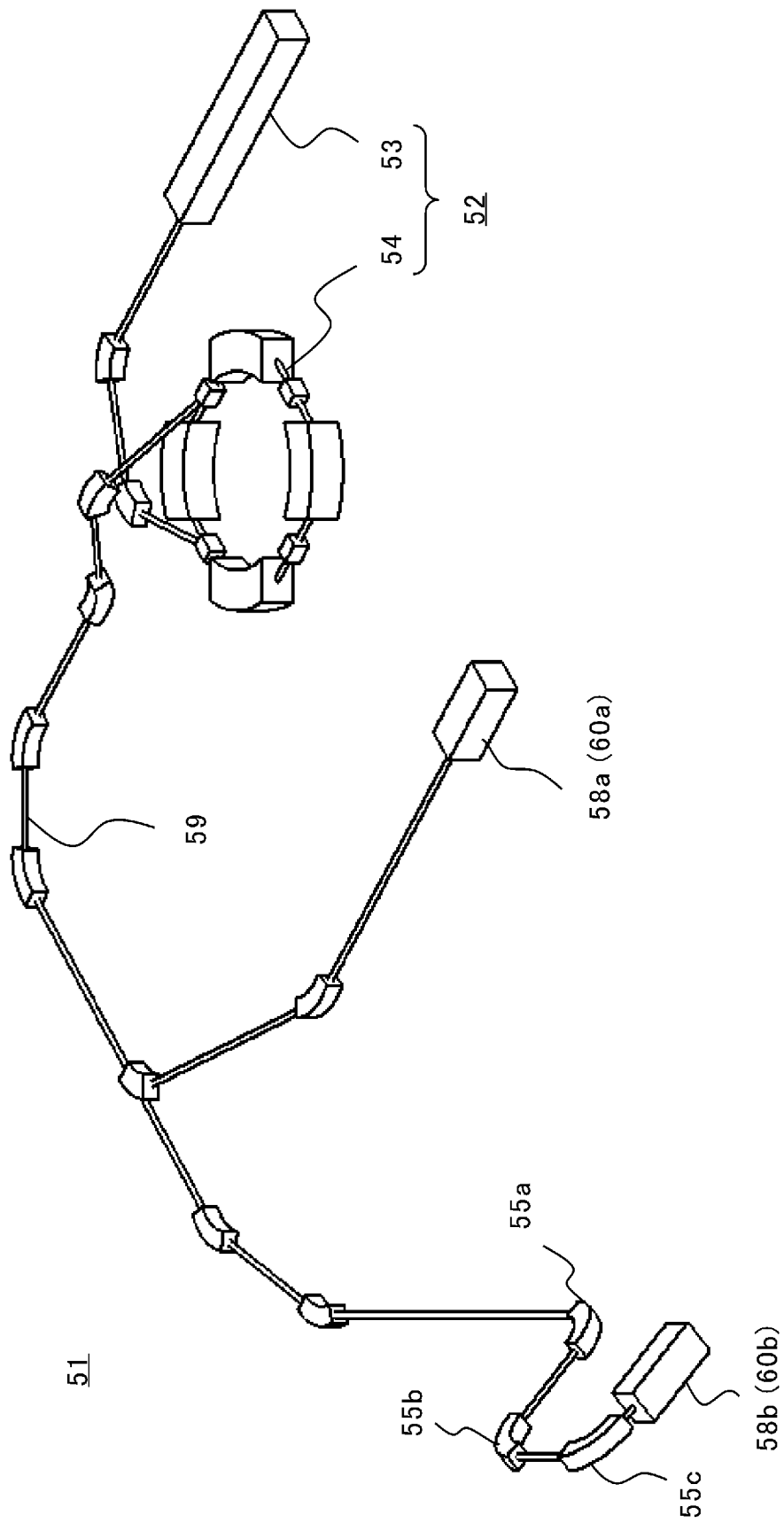
[請求項8] 前記走査電磁石は、前記荷電粒子ビームをX方向に走査するX方向走査電磁石と、前記X方向走査電磁石の下流側に配置され、前記荷電粒子ビームをY方向に走査するY方向走査電磁石とを含み、
前記Y方向走査電磁石は、磁極間隔が変更可能な可動鉄心を有し、
前記Y方向走査電磁石の前記可動鉄心を移動する磁極移動装置を備えたことを特徴とする請求項1乃至6のいずれか1項に記載の粒子線照射装置。

[請求項9] 前記第1の走査電磁石または前記第2の走査電磁石は、前記荷電粒子ビームをX方向に走査するX方向走査電磁石と、前記X方向走査電磁石の下流側に配置され、前記荷電粒子ビームをY方向に走査するY方向走査電磁石とを含み、
前記Y方向走査電磁石は、磁極間隔が変更可能な可動鉄心を有し、
前記Y方向走査電磁石の前記可動鉄心を移動する磁極移動装置を備えたことを特徴とする請求項7に記載の粒子線照射装置。

[請求項10] 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、

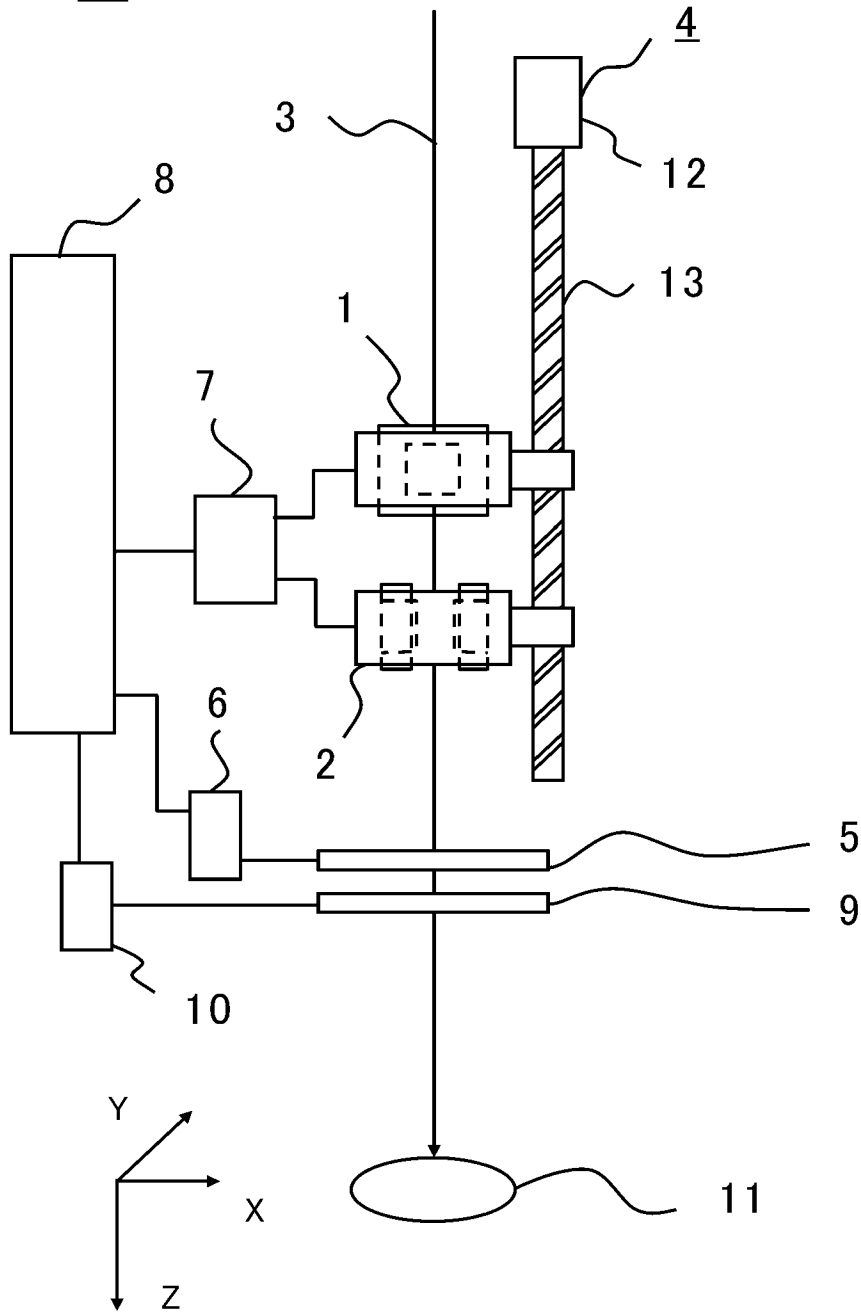
前記粒子線照射装置は、請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の粒子線照射装置であることを特徴とする粒子線治療装置。

[図1]

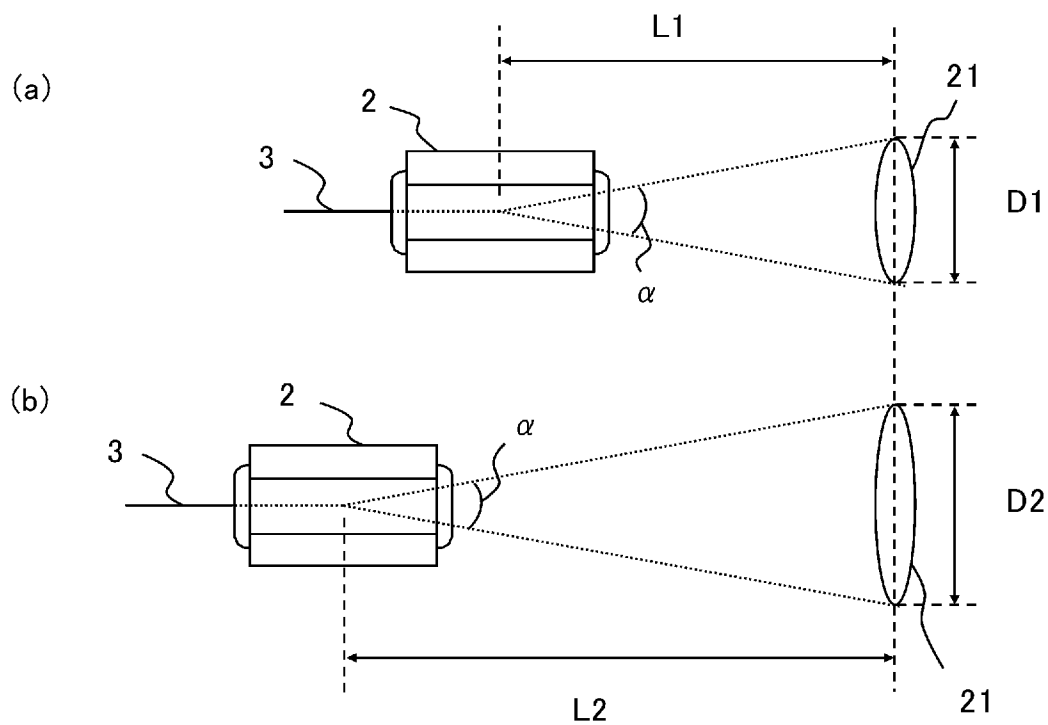


[図2]

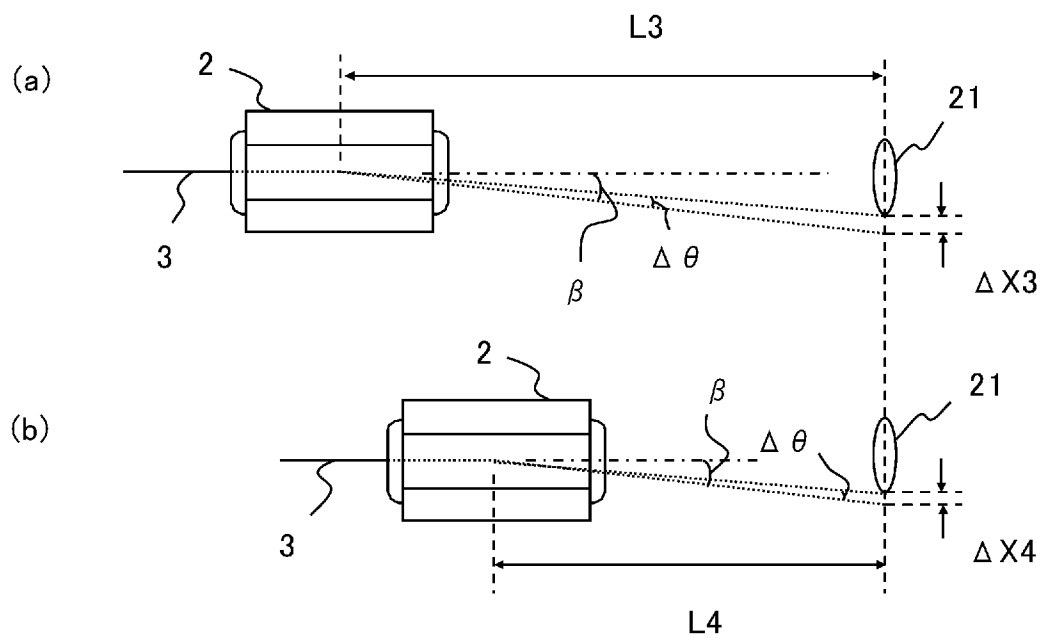
58



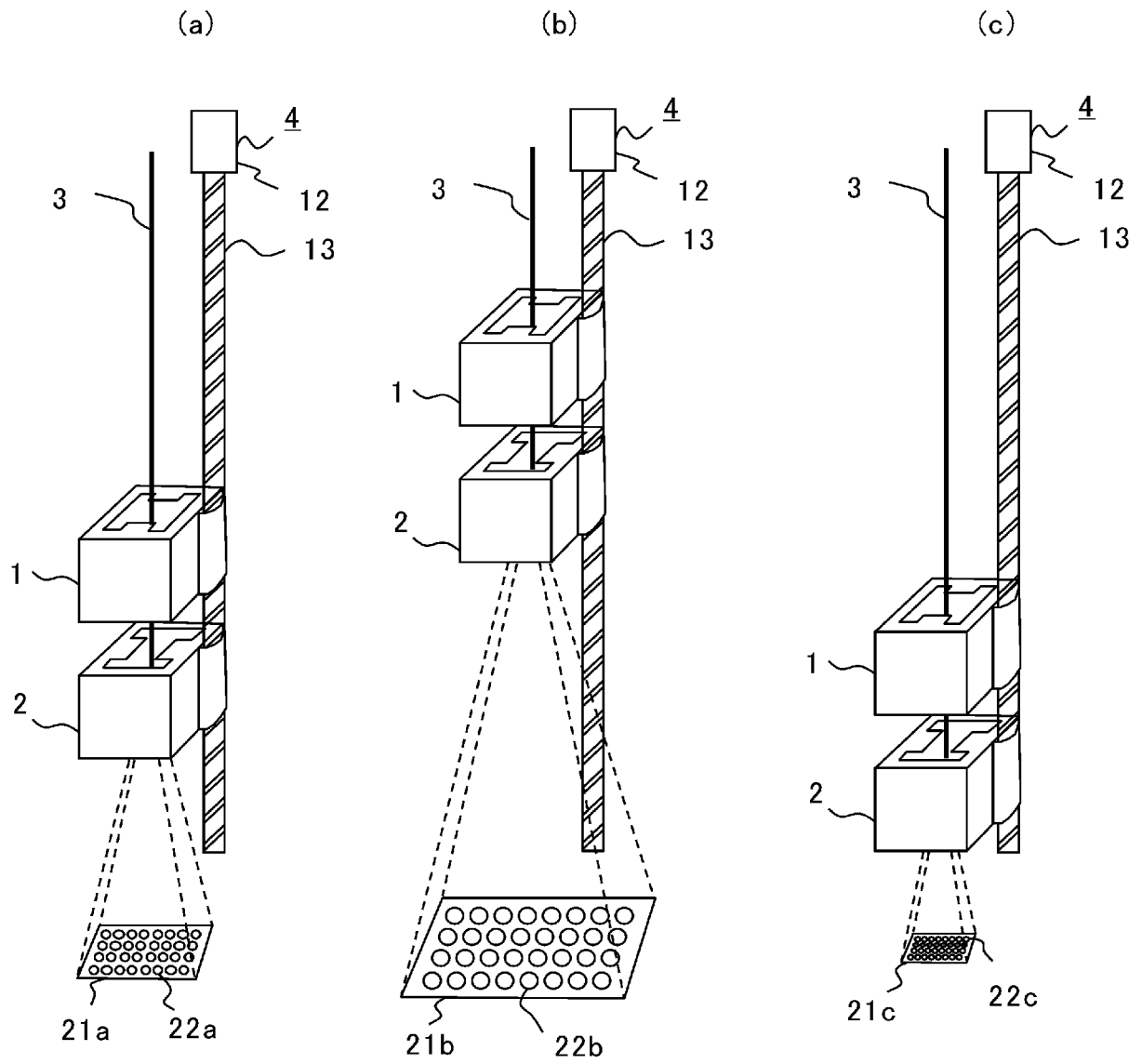
[図3]



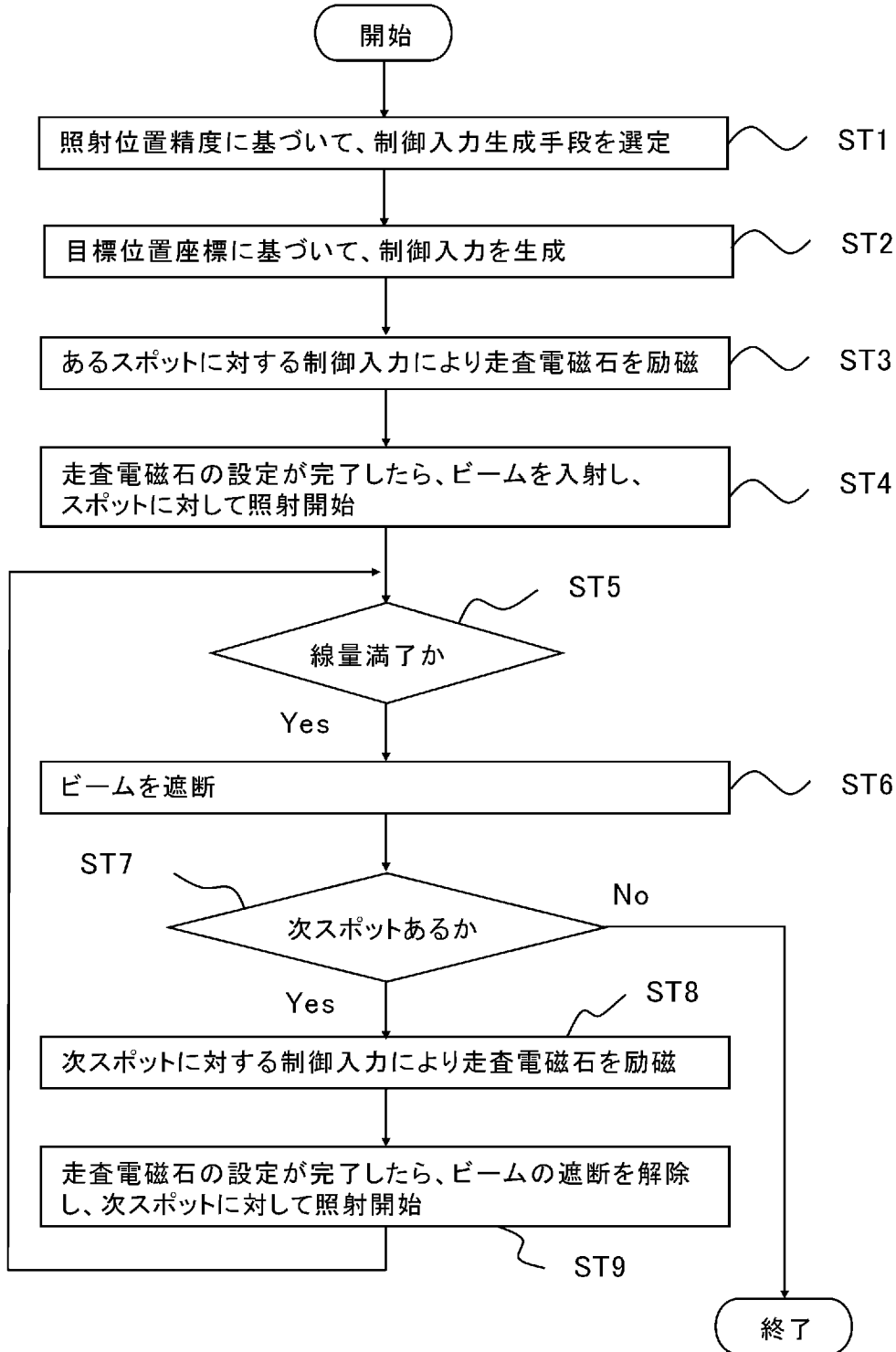
[図4]



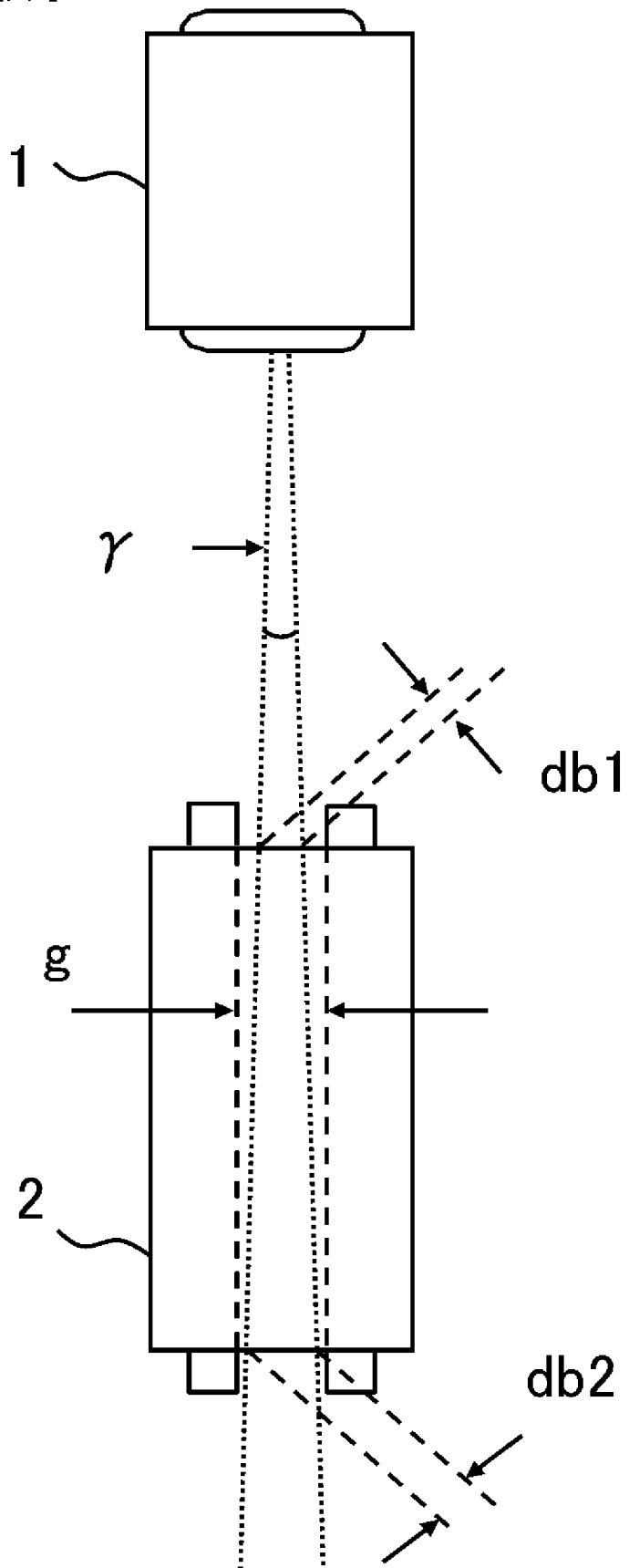
[図5]



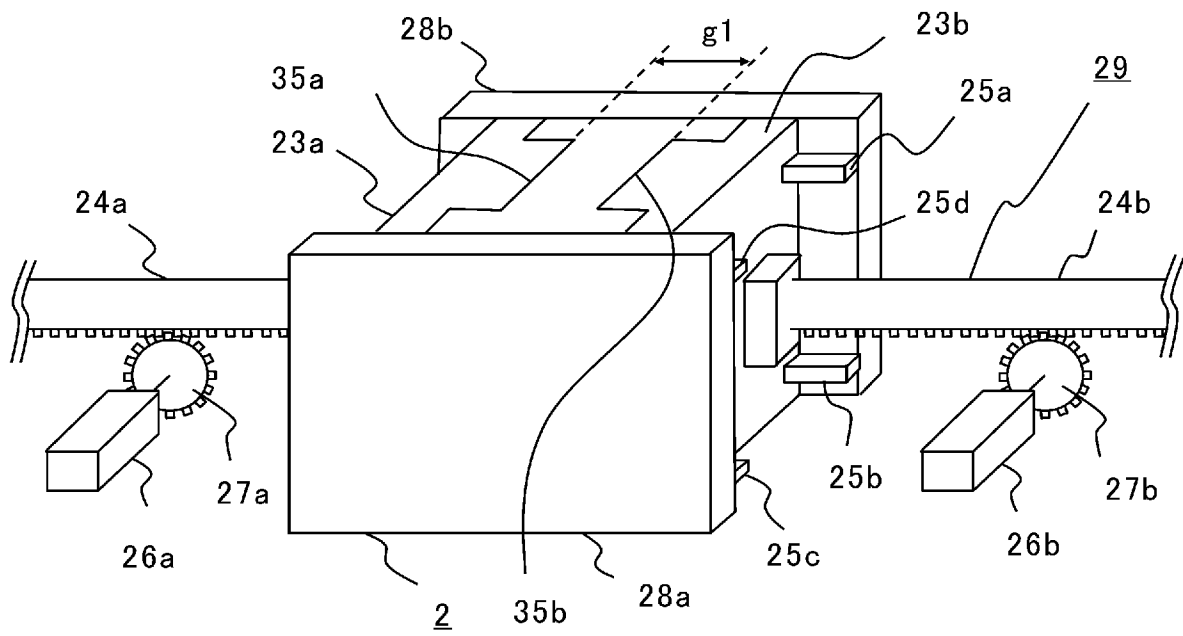
[図6]



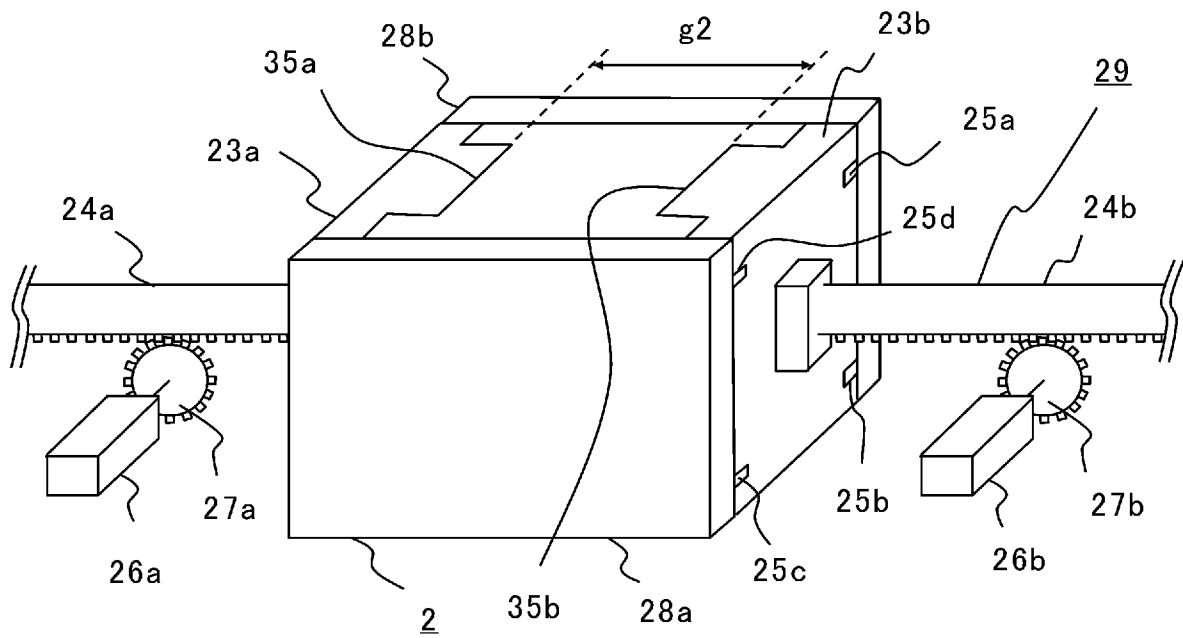
[図7]



[図8]

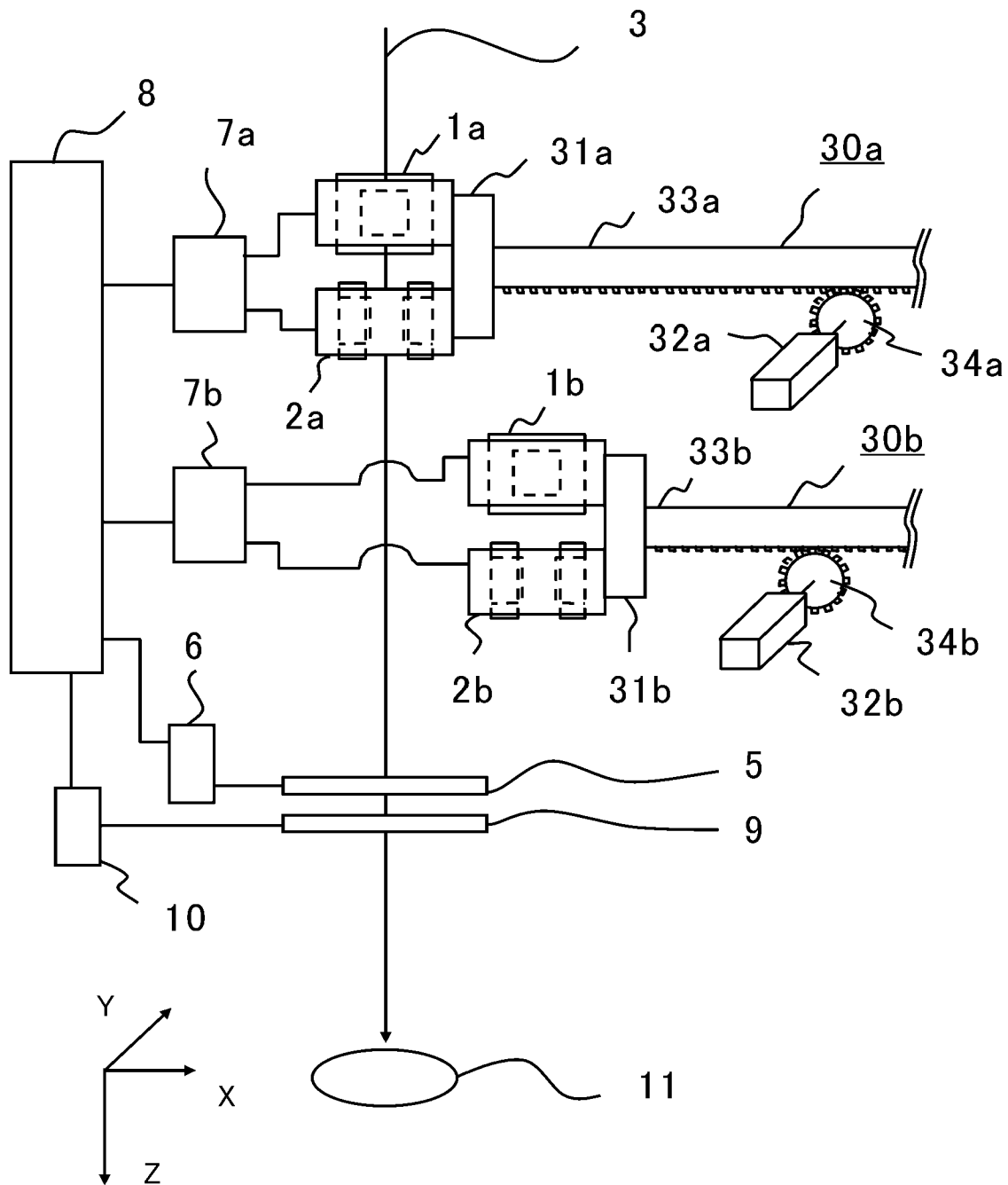


[図9]



[図10]

60



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/064073

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61N5/10(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61N5/10

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2004-321830 A (Hitachi, Ltd.), 18 November 2004 (18.11.2004), entire text; all drawings & US 2004/0000650 A1	1-10
A	JP 4393581 B1 (Mitsubishi Electric Corp.), 06 January 2010 (06.01.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2010-29594 A (National Institute of Radiological Sciences), 12 February 2010 (12.02.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-10

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
27 September, 2010 (27.09.10)

Date of mailing of the international search report
05 October, 2010 (05.10.10)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61N5/10(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61N5/10

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2010年
日本国実用新案登録公報	1996-2010年
日本国登録実用新案公報	1994-2010年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2004-321830 A (株式会社日立製作所) 2004. 11. 18, 全文、全図 & US 2004/0000650 A1	1-10
A	JP 4393581 B1 (三菱電機株式会社) 2010. 01. 06, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2010-29594 A (独立行政法人放射線医学総合研究所) 2010. 02. 12, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

27. 09. 2010

国際調査報告の発送日

05. 10. 2010

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
 郵便番号100-8915
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

大和田 秀明

電話番号 03-3581-1101 内線 3346

31

3421