

(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
2011年8月4日(04.08.2011)

PCT

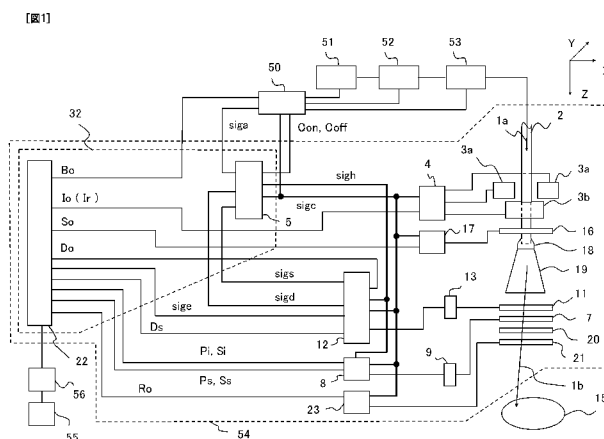
(10) 国際公開番号
WO 2011/092815 A1

- (51) 国際特許分類:
A61N 5/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/051121
- (22) 国際出願日: 2010年1月28日(28.01.2010)
- (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): 本田 泰三(HONDA Taizo) [—/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). 原田 久(HARADA Hisashi) [—/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). 蒲 越虎(PU Yuehu) [—/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). 山本 雄一(YAMAMOTO Yuichi) [—/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). 岩 田 高明(IWATA Takaaki) [—/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.); 〒6610012 兵庫県尼崎市南塚口町2丁目14-1 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, 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 (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,

[続葉有]

(54) Title: PARTICLE BEAM TREATMENT APPARATUS

(54) 発明の名称: 粒子線治療装置



(57) Abstract: A particle beam treatment apparatus can be obtained that reduces the effect of the hysteresis of a scanning electromagnet and obtain a highly accurate beam irradiation. The particle beam treatment apparatus comprises: an irradiation control device (32) for controlling a scanning electromagnet (3) on the basis of a target irradiation position coordinate (Pi) of a charged particle beam (1b); and a position monitor (7) for measuring a measurement position coordinate (Ps) of the charged particle beam (1b). The irradiation control device (32) has a command value generator (25) for outputting a control input (Io (Ir)) that is input to the scanning electromagnet (3), based on the target irradiation position coordinate (Pi) and correction data (Ia). The correction data (Ia) is generated based on the target irradiation position coordinate (Pi) and the measurement position coordinate (Ps) measured by the position monitor (7) in a pre-irradiation using the excitation pattern of the scanning electromagnet identical to that used in this irradiation plan.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2011/092815 A1



CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, 添付公開書類:
TD, TG).

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

走査電磁石のヒステリシスの影響を低減し、高精度なビーム照射を実現する粒子線治療装置を得ることを目的とする。荷電粒子ビーム(1b)の目標照射位置座標(Pi)に基づいて走査電磁石(3)を制御する照射管理装置(32)と、荷電粒子ビーム(1b)の測定位置座標(Ps)を測定する位置モニタ(7)とを備え、照射管理装置(32)は、走査電磁石の励磁パターンが本照射の計画と同一である事前照射において位置モニタ(7)により測定された測定位置座標(Ps)及び目標照射位置座標(Pi)に基づいて生成された補正データ(Ia)と目標照射位置座標(Pi)とに基づいて走査電磁石(3)への制御入力(Io(Ir))を出力する指令値生成器(25)を有する。

明 細 書

発明の名称： 粒子線治療装置

技術分野

[0001] この発明は、医療用や研究用に用いられる粒子線治療装置に関し、特にスポットスキニングやラスタースキニングといった走査型の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ニング照射方式（スポットスキニング、ラスタースキニング等）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] 特許文献1には、正確に患部を照射することができる粒子線治療装置を提

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、走査装置による荷電粒子ビームの走査量とその際にビーム位置検出器により検出する荷電粒子ビームのビーム位置とを記憶装置に記憶し、この記憶された走査量及びビーム位置を用い、制御装置により治療計画情報に基づくビーム位置に応じて走査装置の走査量を設定する。実際に照射して得られた走査量とビーム位置との関係が記憶装置に記憶されているため、正確に患部を照射することが期待できるものである。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特開2005-296162号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 特許文献1に開示された発明においては、実際に照射をして得られた荷電粒子ビームの走査量とビーム位置との実データに基づいて変換テーブルを作成し、この変換テーブルを用いて走査電磁石の設定電流値を演算している。

[0008] しかしながら、実際には走査電磁石の電流と磁場との間にはヒステリシス特性が存在し、電流値が増加しているときと、電流値が減少しているときとは、異なった磁場となる。実際に患部に照射する本照射における走査電磁石の電流値の増減パターンである励磁パターンは、変換テーブルを作成した際の照射における走査電磁石の励磁パターンとは異なるので、電磁石のヒステリシスの影響により正確に患部を照射することができない問題点があった。

[0009] 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、走査電磁石のヒステリシスの影響を低減し、高精度なビーム照射を実現す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

[0010] 荷電粒子ビームの目標照射位置座標に基づいて走査電磁石を制御する照射

管理装置と、荷電粒子ビームの測定位置座標を測定する位置モニタとを備え、照射管理装置は、走査電磁石の励磁パターンが本照射の計画と同一である事前照射において位置モニタにより測定された測定位置座標及び目標照射位置座標に基づいて生成された補正データと目標照射位置座標とに基づいて走査電磁石への制御入力を出力する指令値生成器を有する。

発明の効果

- [0011] この発明に係る粒子線治療装置は、走査電磁石の励磁パターンが事前照射と本照射の計画とで同一にして、事前照射で得られた結果に基づいて走査電磁石への制御入力を補正するので、走査電磁石のヒステリシスの影響を排除し、高精度なビーム照射を実現することができる。

図面の簡単な説明

- [0012] [図1]この発明の実施の形態1における粒子線治療装置の概略構成図である。
[図2]実施の形態1における照射手順を示すフローチャートである。
[図3]図1の照射制御計算機の概略構成図である。
[図4]図1の照射制御装置における信号生成のタイミング図である。
[図5]指令電流の補正方法を説明する図である。
[図6]この発明の実施の形態2における照射手順を示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

- [0013] 実施の形態1.

図1はこの発明の実施の形態1における粒子線治療装置の概略構成図である。粒子線治療装置は、ビーム発生装置51と、加速器52と、ビーム輸送装置53と、ビーム加速輸送制御装置50と、粒子線照射装置54と、治療計画装置55と、患者ファイルサーバ56とを備える。ビーム発生装置51は、イオン源で発生させた荷電粒子を加速して荷電粒子ビーム1を発生させる。加速器52は、ビーム発生装置51に接続され、発生した荷電粒子ビーム1を所定のエネルギーまで加速する。ビーム輸送装置53は、加速器52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1を

輸送する。ビーム加速輸送制御装置 50 は、ビーム発生装置 51、加速器 52、ビーム輸送装置 53 のそれぞれを制御する。粒子線照射装置 54 は、ビーム輸送系 53 の下流に設置され、荷電粒子ビーム 1 を照射対象 15 に照射する。治療計画装置 55 は、X線 CT 等で撮影した画像情報から患者の照射対象 15 を決定し、照射対象 15 に対する治療計画データ F0 である目標照射位置座標 P_{i0} 、目標線量 D_{i0} 、目標ビームサイズ S_{i0} 、目標加速器設定 B_{i0} 、レンジシフト挿入量 R_{i0} 等を生成する。目標加速器設定 B_{i0} には、加速器 52 のビームエネルギー及びビーム電流の設定値を含んでいる。患者ファイルサーバ 56 は、治療計画装置 55 で患者毎に生成した治療計画データ F0 を記憶する。

[0014] 粒子線照射装置 54 は、ビーム輸送装置 53 から入射された入射荷電粒子ビーム 1a を輸送するビーム輸送ダクト 2 と、入射荷電粒子ビーム 1a に垂直な方向である X 方向及び Y 方向に入射荷電粒子ビーム 1a を走査する走査電磁石 3a、3b と、位置モニタ 7 と、位置モニタ 7 の信号を増幅するプレアンプ 9 と、位置モニタユニット 8 と、線量モニタ 11 と、線量モニタ 11 の信号を増幅するプレアンプ 13 と、線量モニタユニット 12 と、照射管理装置 32 と、走査電磁石電源 4 と、ビーム拡大装置 16 と、ビーム拡大制御装置 17 と、ベローズ 18 と、真空ダクト 19 と、リップルフィルタ 20 と、レンジシフト 21 と、レンジシフトユニット 23 とを備える。なお、図 1 に示したように入射荷電粒子ビーム 1a の進行方向は Z 方向である。

[0015] 走査電磁石 3a は入射荷電粒子ビーム 1a を X 方向に走査する X 方向走査電磁石であり、走査電磁石 3b は入射荷電粒子ビーム 1a を Y 方向に走査する Y 方向走査電磁石である。位置モニタ 7 は走査電磁石 3a、3b で偏向された出射荷電粒子ビーム 1b が通過する通過位置（重心位置）及びビームサイズを検出する。プレアンプ 9 は位置モニタ 7 で検出した通過位置及びビームサイズのアナログデータを増幅する。ここで、ビームサイズは出射荷電粒子ビーム 1b の Z 方向に垂直な XY 面を通過する面積である。位置モニタユニット 8 は、位置モニタ 7 で検出した通過位置及びビームサイズをプレアン

プ9を介して受け取り、その通過位置及びビームサイズをデジタルデータに変換し、測定位置座標 P_s 及び測定ビームサイズ S_s を生成する。

[0016] 線量モニタ11は出射荷電粒子ビーム1bの線量を検出する。プリアンプ13は線量モニタ11で検出した線量のアナログデータを増幅する。線量モニタユニット12は、線量モニタ11で検出した線量をプリアンプ13を介して受け取り、その線量をデジタルデータに変換し、測定線量 D_s を生成する。

[0017] ビーム拡大装置16は出射荷電粒子ビーム1bのビームサイズを拡大する。真空ダクト19は出射荷電粒子ビーム1bを通過する真空領域を確保する。ベローズ18はビーム輸送ダクト2と真空ダクト19を伸縮自在に接続し、真空領域を照射対象15へ延長する。リップルフィルタ20はリッジフィルタとも呼ばれ、凸形の形状をしている。リップルフィルタ20は、加速器52から送られてくるほぼ単一のエネルギーを有する単色ビームである荷電粒子ビーム1にエネルギーロスさせ、エネルギーに幅を持たせる。

[0018] 照射対象15における深さ方向（Z方向）の位置座標の制御は、加速器52の加速エネルギーを変更して入射荷電粒子ビーム1aのエネルギーを変更すること及びレンジシフタ21により出射荷電粒子ビーム1bのエネルギーを変更することにより行う。レンジシフタ21は荷電粒子ビーム1の飛程を小刻みに調整する。大幅な荷電粒子ビーム1の飛程変更は加速器52の加速エネルギーの変更で行い、小幅な荷電粒子ビーム1の飛程変更はレンジシフタ21の設定変更で行う。

[0019] 照射管理装置32は、照射制御装置5と照射制御計算機22を備える。照射制御計算機22は、患者ファイルサーバ56から治療計画データF0を読み出し、照射線量を制御するために分割された照射単位である照射スポットの照射順番に並べ変えた設定データFiを生成する。すなわち設定データFiはシーケンス化された治療計画データである。設定データFiに基づいて各機器への指令である設定データFoに出力する。

[0020] 設定データFiの要素は目標照射位置座標Pi、目標線量Di、目標ビー

ムサイズ S_i 、目標加速器設定 B_i 、レンジシフト挿入量 R_i であり、設定データ F_i の各要素はそれぞれ治療計画データ F_0 の要素である目標照射位置座標 P_{i0} 、目標線量 D_{i0} 、目標ビームサイズ S_{i0} 、目標加速器設定 B_{i0} 、レンジシフト挿入量 R_{i0} がシーケンス化されたデータである。設定データ F_0 は、加速器設定指令 B_0 、レンジシフト指令 R_0 、指令電流 I_0 、指令電流 I_r 、ビームサイズ指令 S_0 、目標線量 D_0 である。

[0021] 照射制御計算機22は、患者がいない状態で行う事前照射における測定位置座標 P_s 、測定線量 D_s 、測定ビームサイズ S_s 等の照射記録を受信し、照射記録の評価を行う。照射制御計算機22は、測定位置座標 P_s に基づいて、指令電流 I_0 を補正した指令電流 I_r を生成し、走査電磁石電源4に指令電流 I_0 または指令電流 I_r を送信する。また、照射制御計算機22は、患者に実際に照射した本照射における測定位置座標 P_s 、測定線量 D_s 、測定ビームサイズ S_s 等の照射記録を受信し、本照射における照射記録を患者ファイルサーバ56に記憶する。

[0022] 照射制御装置5は、トリガ信号 $sigc$ 、カウント開始信号 $sig h$ 、ビーム供給指令 Con 、ビーム停止指令 $Co f f$ を出力し、照射対象15における照射スポット及び照射線量を制御する。照射制御装置5は、トリガ信号 $sigc$ により各照射スポットに対する各機器の設定を変更し、カウント開始信号 $sig h$ により照射スポットの照射線量の測定を開始し、測定線量 D_s が目標線量 D_0 に達すると次の照射スポットに対する制御を行い、照射対象を複数に分割された照射区分（後述するスライス）のそれぞれに対する照射が終了すると、ビーム加速輸送制御装置50に対してビーム停止指令 $Co f f$ を出力し、荷電粒子ビームを停止させる。

[0023] 走査電磁石電源4は照射制御装置5から出力された走査電磁石3への制御入力である指令電流 I_0 (I_r)に基づいて走査電磁石3a、3bの設定電流を変化させる。ビーム拡大制御装置17はビーム拡大装置16に位置モニター7におけるビームサイズを設定するビームサイズ指令 S_0 を出力する。レンジシフトユニット23はレンジシフト21に出射荷電粒子ビーム1bのエ

エネルギーを変更するレンジシフト指令R_oを出力する。

[0024] 図2は実施の形態1における照射手順を示すフローチャートである。照射制御計算機22は患者ファイルサーバ56から治療計画データF_oを読み出し、設定データF_oを生成する。設定データF_oは、ビーム加速輸送制御装置50、走査電磁石電源4、ビーム拡大制御装置17、レンジシフトユニット23、位置モニタユニット8、線量モニタユニット12に出力され、それぞれのメモリに記憶される。ビーム加速輸送制御装置50には加速器設定指令B_oが記憶される。走査電磁石電源4には指令電流I_oが記憶される。ビーム拡大制御装置17にはビームサイズ指令S_oが記憶される。レンジシフトユニット23にはレンジシフト指令R_oが記憶される。位置モニタユニット8には目標照射位置座標P_i及び目標ビームサイズS_iが記憶される。線量モニタユニット12には目標線量D_oが記憶される（ステップS001）。

[0025] 照射制御装置5はスポット毎にトリガ信号s i g cを出力し、設定データF_oに基づいた指令電流I_o、ビームサイズ指令S_o、加速器設定指令B_o、レンジシフト指令R_oを順次変更し、事前照射を行う（ステップS002）。照射制御計算機22は、事前照射における測定位置座標P_s、測定線量D_s、測定ビームサイズS_s等の照射記録を収集する（ステップS003）。

[0026] 照射制御計算機22は、測定位置座標P_sに基づいて、指令電流I_oを補正する電流補正データI_aを生成する（ステップS004）。照射制御計算機22は、電流補正データI_aに基づいて指令電流I_oを補正し、補正された指令電流I_rを生成する。指令電流I_rは走査電磁石電源4に出力され、メモリに上書き保存される（ステップS005）。照射制御装置5はトリガ信号s i g cを出力し、補正された指令電流I_r、ビームサイズ指令S_o、加速器設定指令B_o、レンジシフト指令R_oを順次変更し、事前照射、補正の確認を行う（ステップS006）。補正の結果に問題がなければ、照射制御装置5はトリガ信号s i g cを出力し、補正された指令電流I_r、ビーム

サイズ指令 S_0 、加速器設定指令 B_0 、レンジシフト指令 R_0 を順次変更し、本照射を行う（ステップ $S007$ ）。

[0027] 図3は照射制御計算機22における設定データ F_0 を生成する設定データ生成部の概略構成図である。照射制御計算機22は、設定データ生成器29、走査電磁石指令値生成器6と、指令値生成器25と、補正データ生成器30とを有する。図4は照射制御装置5における信号生成のタイミング図である。

[0028] 照射制御計算機22及び照射制御装置5の動作について説明する。ここでは、照射スポットはZ方向に分割した層であるスライスと各スライスにおけるXY方向に分割され、スライスを変更する際に荷電粒子ビーム1を停止し、同スライス内を照射する際には荷電粒子ビーム1を照射し続ける照射方法で説明する。まず事前照射の動作について説明する。照射前の準備として走査電磁石3を飽和磁束密度まで励磁する。設定データ生成器29は、患者ファイルサーバ56から治療計画データ F_0 を読み出す。補正データ生成器30は事前照射用の電流補正データ I_a を指令値生成器25に出力する（ステップ $S101$ ）。事前照射の際には指令電流 I_0 を補正しないので、事前照射用の電流補正データ I_a は0である。設定データ生成器29は、分割された照射単位である照射スポットの照射順番に並べ変えた目標照射位置座標 $P_i(x_i, y_i)$ を走査電磁石指令値生成器6に出力する。設定データ生成器29は、分割された照射単位である照射スポットの照射順番に並べ変えた加速器設定指令 B_0 、レンジシフト指令 R_0 、ビームサイズ指令 S_0 、目標線量 D_0 、目標照射位置座標 P_i 、目標ビームサイズ S_i を、ビーム加速輸送制御装置50、レンジシフトユニット23、ビーム拡大制御装置17、線量モニタユニット12、位置モニタユニット8のそれぞれに出力する（ステップ $S102$ ）。

[0029] 走査電磁石指令値生成器6は目標照射位置座標 $P_i(x_i, y_i)$ から基礎となる指令電流 $I_g(I_{xg}, I_{yg})$ を生成する（ステップ $S103$ ）。指令値生成器25は、基礎となる指令電流 I_g を指令電流 $I_0(I_{x0},$

Iyo)として走査電磁石電源4に出力する(ステップS104)。照射制御装置5はトリガ信号sigcを、ビーム加速輸送制御装置50、走査電磁石電源4、ビーム拡大制御装置17、レンジシフトユニット23、線量モニタユニット12、位置モニタユニット8に出力し、照射順番が1番目の照射スポットに対する設定が開始される(ステップS105)。ここで照射スポットはZ方向に分割した層であるスライスと各スライスにおけるXY方向に分割されるので、各照射スポットはスライス番号と各スライスにおける分割番号で表わすことにする。図4に示すように、スライス1(最初のスライス)における最初の照射スポットに対するトリガ信号sigcのパルスc1(1)が出力される。ビーム加速輸送制御装置50は加速器設定指令Boの設定が完了すると完了信号sigaのパルスを照射制御装置5に出力する。走査電磁石電源4、ビーム拡大制御装置17、レンジシフトユニット23、線量モニタユニット12、位置モニタユニット8は、それぞれの設定が完了すると機器完了信号sigbのパルスを照射制御装置5に出力する。なお、図4では複雑化を避けるために、機器完了信号sigbを1つだけ記載し、図1では機器完了信号sigbを省略した。

[0030] 照射制御装置5は完了信号sigaのパルス及び機器完了信号sigbのパルスb1(1)を受けて、線量測定の開始を指示するカウント開始信号sighのパルスを線量モニタユニット12及び位置モニタユニット8に出力し、ビーム加速輸送制御装置50にビームの発生を指示するビーム供給指令Conのパルスを出力する。ビーム加速輸送制御装置50は、ビーム発生装置51、加速器52、ビーム輸送装置53を制御し、荷電粒子ビームの照射を開始する(ステップS106)。

[0031] 位置モニタユニット8はカウント開始信号sighのパルスを受けて、そのときの測定位置座標Ps及び測定ビームサイズSsを目標照射位置座標Pi及び目標ビームサイズSiと比較し、また測定位置座標Ps及び測定ビームサイズSsをメモリに記憶する。測定位置座標Ps及び測定ビームサイズSsが許容値を超えた時はインターロックを作動させ照射を停止する。線量

モニタ 1 1 により測定された出射荷電粒子ビーム 1 b の測定線量 D_s は、線量モニタユニット 1 2 にて目標線量 D_o と測定線量 D_s を比較し、測定線量 D_s が目標線量 D_o を超えた場合に、線量満了信号 $s_{ig d}$ のパルス d_1 (1) を照射制御装置 5 及び位置モニタユニット 8 に出力する。線量モニタ 1 1 は線量満了信号 $s_{ig d}$ のパルスを出力した際の測定線量 D_s をメモリに記憶する (ステップ S 1 0 7)。

[0032] 次に照射順番が 2 番目の照射スポットに対する設定が開始される (ステップ S 1 0 8)。スライス 1 における 2 番目の照射スポットに対するトリガ信号 $s_{ig c}$ のパルス c_1 (2) が出力される。同一スライスにおける照射スポットなので、加速器設定指令 B_o 、レンジシフタ指令 R_o は変更されない。走査電磁石電源 4、ビーム拡大制御装置 1 7、線量モニタユニット 1 2、位置モニタユニット 8 は、それぞれの設定が完了すると機器完了信号 $s_{ig b}$ のパルス b_1 (2) を照射制御装置 5 に出力する。

[0033] 照射制御装置 5 は機器完了信号 $s_{ig b}$ のパルス b_1 (2) を受けて、線量測定の開始を指示するカウント開始信号 $s_{ig h}$ のパルスを線量モニタユニット 1 2 及び位置モニタユニット 8 に出力する。線量モニタユニット 1 2 は 2 番目の照射スポットの照射線量を測定する (ステップ S 1 0 9)。なお、線量モニタユニット 1 2 は各照射スポットの照射線量を測定するスポットカウンタとスポットを移動中の照射線量を測定するスポット間カウンタを有している。線量満了信号 $s_{ig d}$ のパルスを出力してから、カウント開始信号 $s_{ig h}$ のパルスを受けるまでの測定線量は、荷電粒子ビーム 1 が次のスポットへ移動中の照射線量 (スポット間照射線量) に相当する。このスポット間照射線量は、カウント開始信号 $s_{ig h}$ のパルスを受けて、メモリに記録される。

[0034] 位置モニタユニット 8 はカウント開始信号 $s_{ig h}$ のパルスを受けて、そのときの測定位置座標 P_s 及び測定ビームサイズ S_s を目標照射位置座標 P_i 及び目標ビームサイズ S_i と比較し、また測定位置座標 P_s 及び測定ビームサイズ S_s をメモリに記憶する。測定位置座標 P_s 及び測定ビームサイズ

S_sが許容値を超えた時はインターロックを作動させ照射を停止する。線量モニタ11により測定された出射荷電粒子ビーム1bの測定線量D_sは、線量モニタユニット12にて目標線量D_oと測定線量D_sを比較し、測定線量D_sが目標線量D_oを超えた場合に、線量満了信号s_{i g d}のパルスd₁(2)を照射制御装置5及び位置モニタユニット8に出力する。線量モニタ11は線量満了信号s_{i g d}のパルスを出力した際の測定線量D_sをメモリに記憶する(ステップS110)。

[0035] 照射順番を順次変更し、スライスの最後の照射スポット(番号nとする)まで、ステップS108からステップS110を繰り返す(ステップS111)。なお、スライスの最後の照射スポットにおいて、線量モニタ11は、トリガ信号s_{i g c}のパルスc₁(n)を受けて、スライス最終信号s_{i g s}のパルスを照射制御装置5に出力する。線量モニタ11は、スライス番号毎のスポット数の情報を基にしてスライスの最後の照射スポットに設定されたことを検出することができる。

[0036] 照射制御装置5は、スライス最終信号s_{i g s}のパルス及び線量満了信号s_{i g d}のパルスd₁(n)を受けると、ビーム加速輸送制御装置50にビームの停止を指示するビービーム停止指令C_{o f f}を出力する。また2番目のスライスにおける最初の照射スポットに対するトリガ信号s_{i g c}のパルスc₂(1)を出力する(ステップS112)。

[0037] ステップS006からステップS112を繰り返し、各スライスの照射を行う(ステップS113)。なお、最後のスライス(番号qとする)における最後の照射スポット(番号mとする)では、線量モニタ11は、線量満了信号s_{i g d}のパルスd_q(m)を出力する際に照射終了信号s_{i g e}のパルスを照射制御計算機22に出力する。また最後のスライス(番号qとする)における最後の照射スポットでは、トリガ信号s_{i g c}のパルスは出力されない。

[0038] 照射制御計算機22は照射終了信号s_{i g e}のパルスを受けると、線量モニタユニット12から測定線量D_sを収集する。また、照射制御計算機22

は、出射荷電粒子ビーム1bの測定位置座標 $P_s(x_s, y_s)$ 及び測定ビームサイズ S_s を、位置モニタユニット8から収集する(ステップS114)。

[0039] 次に補正後の指令電流 I_r を用いた事前照射や本照射の動作について説明する。なお、補正後の指令電流 I_r を用いた事前照射と本照射は同様の動作なので、本照射として説明する。照射前の準備として走査電磁石3を飽和磁束密度まで励磁する。設定データ生成器29は、患者ファイルサーバ56から治療計画データF0を読み出す。なお、照射制御計算機22に治療計画データF0が保存されている場合には、保存データを使用してもよい。補正データ生成器30は本照射用の電流補正データ I_a を生成する(ステップS115)。指令電流 I_o を補正する電流補正データ I_a を生成する方法は後述する。設定データ生成器29は、分割された照射単位である照射スポットの照射順番に並べ変えた目標照射位置座標 $P_i(x_i, y_i)$ を走査電磁石指令値生成器6に出力する。設定データ生成器29は、分割された照射単位である照射スポットの照射順番に並べ変えた加速器設定指令 B_o 、レンジシフト指令 R_o 、ビームサイズ指令 S_o 、目標線量 D_o 、目標照射位置座標 P_i 、目標ビームサイズ S_i を、ビーム加速輸送制御装置50、レンジシフトユニット23、ビーム拡大制御装置17、線量モニタユニット12、位置モニタユニット8のそれぞれに出力する(ステップS116)。

[0040] 走査電磁石指令値生成器6は目標照射位置座標 $P_i(x_i, y_i)$ から基礎となる指令電流 $I_g(I_{xg}, I_{yg})$ を生成する(ステップS117)。指令値生成器25は、基礎となる指令電流 I_g を電流補正データ I_a で補正された指令電流 $I_g - I_a$ を指令電流 $I_r(I_{xr}, I_{yr})$ として走査電磁石電源4に出力する(ステップS118)。以降の動作は指令電流 I_o を指令電流 I_r と読み替えて、ステップS105からステップS114までと同様である。

[0041] 電流補正データ I_a を生成する方法を説明する。図5は指令電流の補正方法を説明する図である。走査電磁石電源4への指令電流 I_o により走査電磁

石 3 に出力される電流 I に対する BL 積を測定する。 BL 積は磁場の強さ B と走査電磁石 3 の磁極の有効長 L との積である。飽和磁束密度を通る最大ヒステリシス曲線 α を描かせる。最大ヒステリシス曲線 α の電流増加方向と電流減少方向の平均を取り、ヒステリシスループの中心線 β を求める。

[0042] 指令電流 I_0 により設定される電流値 $I(i_d)$ は、照射予定位置である目標照射位置座標 P_i 、ヒステリシスループの中心線 β 、出射荷電粒子ビーム 1 b のエネルギー、走査電磁石 3 の設置位置から照射位置までの距離により求まる。荷電粒子ビーム 1 に働くローレンツ力（フレミングの左手の法則）を考慮して、荷電粒子ビーム 1 の位置座標から BL 積の値を求めることができる。指令電流 I_0 は、目標照射位置座標 P_i から算出される理想の BL 積の値 $BL(i_d)$ とヒステリシスループの中心線 β との交点 P' （図示せず）における電流 $I(i_d)$ に対応する指令値である。この $BL(i_d)$ は測定する BL 積の値の期待値 $BL(e_x)$ となる。

[0043] 測定された測定位置座標 P_s から BL 積の値 $BL(m_e)$ を算出する。図 5 の P 点を実測値である。測定された BL 積の値 $BL(m_e)$ は期待値 $BL(e_x)$ から ΔBL だけずれが生じている場合を考える。指令電流 I_0 を求めた交点 P' における接線の傾き K を持つ直線を用いて ΔBL だけずらして電流を補正する。補正は BL 積が $BL(e_x)$ となる電流値 I_1 を求めればよい。電流値 I_1 が求めれば、 $BL(i_d)$ となる電流値 I_1 に設定する指令電流 I_r を生成できる。このような方法によって、走査電磁石のヒステリシスの影響による荷電粒子ビーム 1 の位置ずれを許容範囲内にすることができる。

[0044] 一点鎖線の直線 γ は電流値 $I(i_d)$ における中心線 β の接線と同じ傾き K の直線である。傾き K は (1) 式のように表わせ、補正後の電流値 I_1 は (2) 式のように表わせる。

$$K = \frac{dBL}{dl}(id) \quad \dots(1)$$

$$I_1 = I(i_d) - \Delta BL / K \quad \dots(2)$$

ここで $\Delta B L$ は $B L (m e) - B L (e x)$ である。電流補正データ $I a$ により設定される補正電流値 ΔI は $\Delta B L / K$ である。

[0045] 実施の形態1の粒子線治療装置は、事前照射を治療計画データ $F 0$ に基づいた設定データ $F o$ による本照射の計画における走査電磁石の励磁パターンと同一の励磁パターンにて実施するので、すなわち、事前照射を、照射線量を制御するための照射スポットの照射順番が本照射と同一の照射順番にて実施するので、走査電磁石3のヒステリシスの影響が反映された荷電粒子ビーム1bの測定位置座標 $P s$ を取得することができる。走査電磁石3のヒステリシスの影響が反映された荷電粒子ビーム1bの測定位置座標 $P s$ に基づいて生成した電流補正データ $I a$ 及び設定データ $F o$ に基づいて指令電流 $I o$ を補正するので、走査電磁石3のヒステリシスによる荷電粒子ビーム1bの位置ずれを修正することができる。したがって、走査電磁石3のヒステリシスの影響を低減し、高精度なビーム照射を実現することができる。

[0046] 実施の形態1の粒子線治療装置は、照射前の準備として走査電磁石3を飽和磁束密度まで励磁するので、荷電粒子ビーム1の最初の照射スポットにおける走査電磁石3のヒステリシスの影響をほぼ同じにすることができる。これにより照射する全照射スポットにおいて、本照射の計画における走査電磁石の励磁パターンと同一の励磁パターンにて実施する事前照射の走査電磁石3のヒステリシスの影響をほぼ同一にすることができる。したがって、同一の励磁パターンで複数回、本照射を行う場合でも、そのつど事前照射にて補正をしなくても高精度なビーム照射を実現することができる。

[0047] 実施の形態1の粒子線治療装置は、加速器52の加速エネルギーを変更して入射荷電粒子ビーム1aのエネルギーを変更すること及びレンジシフタ21により出射荷電粒子ビーム1bのエネルギーを変更して、照射対象15における深さ方向（Z方向）の位置座標の制御を行うので、加速器52の加速エネルギーの変更を最小限にできるので、照射時間を短くでき、本照射をするまでの工程の時間を短くすることができる。

[0048] 以上のように実施の形態1の粒子線治療装置によれば、荷電粒子ビーム1

bの目標照射位置座標 P_i に基づいて走査電磁石3を制御する照射管理装置32と、荷電粒子ビーム1bの測定位置座標 P_s を測定する位置モニタ11とを備え、照射管理装置32は、走査電磁石の励磁パターンが本照射の計画と同一である事前照射において位置モニタ11により測定された測定位置座標 P_s 及び目標照射位置座標 P_i に基づいて生成された補正データ I_a と目標照射位置座標 P_i とに基づいて走査電磁石3への制御入力 I_o (I_r)を出力する指令値生成器25を有するので、走査電磁石3のヒステリシスの影響を低減し、高精度なビーム照射を実現することができる。

[0049] なお、図2の補正の確認を行うステップS006の後に、電流補正データ I_a を照射制御計算機22のメモリや患者ファイルサーバ56に保存し、保存した電流補正データ I_a を読み出して指令値生成器25に供給するようにしても構わない。このようにすることで、本照射前に中断と再開を行うことができ、効率的な粒子線治療装置の運用を行うことができる。

[0050] 実施の形態2.

図6は、この発明の実施の形態2における照射手順を示すフローチャートである。実施の形態1の照射手順とは指令電流 I_o による事前照射の確認で照射位置差を評価し、照射位置差が所定の許容範囲内に入るまで、電流補正データ I_a に基づく補正を繰り返す点で異なる。

[0051] 図6においてステップS001からS007は実施の形態1と同様であり、ステップS008からステップS012が追加されている。ステップS008では、ステップS003で収集した照査記録に基づき、各照射スポットにおける測定位置座標 P_s と目標照射位置座標 P_i との位置差が許容範囲内にあるかどうかを判定する。位置差が許容範囲内にある場合にはステップS007に移り、補正を行わずに本照射を行う。

[0052] 位置差が許容範囲内でない場合には、ステップS004に移り、測定位置座標 P_s に基づいて、指令電流 I_o を補正する電流補正データ I_a を生成する。ステップS005で補正された指令電流 I_r を生成し、ステップS009にて補正された指令電流 I_r 、ビームサイズ指令 S_o 、加速器設定指令 B

○、レンジシフト指令 R_0 を順次変更し、事前照射を行う。ステップ S_{010} にて、照射制御計算機 22 は、事前照射における測定位置座標 P_s 、測定線量 D_s 、測定ビームサイズ S_s 等の照射記録を収集する。ステップ S_{011} にて、ステップ S_{010} で収集した照査記録に基づき、各照射スポットにおける測定位置座標 P_s と目標照射位置座標 P_i との位置差が許容範囲内にあるかどうかを判定する。位置差が許容範囲内にある場合にはステップ S_{007} に移り、再度の補正を行わずに本照射を行う。

[0053] 位置差が許容範囲内でない場合には、ステップ S_{012} に移り、ステップ S_{010} の照射記録に基づいて、ステップ S_{004} からステップ S_{011} を繰り返す。

[0054] ステップ S_{008} 及びステップ S_{011} における判定を行う判定器 40 は、照射制御計算機 22 のCPU 41 及びメモリ 42 により実現する。

[0055] 実施の形態 2 の粒子線治療装置は、指令電流 I_0 に基づく事前照射における位置差を評価して所定の範囲内になるまで、電流補正データ I_a に基づく補正を繰り返すので、走査電磁石 3 のヒステリシスによる荷電粒子ビーム $1b$ の位置ずれを実施の形態 1 よりも高精度に修正することができる。したがって、走査電磁石 3 のヒステリシスの影響を低減し、さらに高精度なビーム照射を実現することができる。また、指令電流 I_0 による事前照射において位置差が許容範囲内にある場合には補正を行わないので、本照射に適用する設定データ F_0 を確定する時間を短くすることができる。

[0056] なお、実施の形態 1 では本照射を行う前に、再度事前照射を行う例で説明したが、粒子線治療装置の確認を行う照射にて電流補正データ I_a に基づく確認照射を実施して、ステップ S_{006} の手順を省略しても構わない。

[0057] また、スライスを変更する際に荷電粒子ビーム 1 の停止し、同一スライス内を照射する際には荷電粒子ビーム 1 を照射し続ける照射方法で説明したが、これに限定されることなく、照射スポット毎に荷電粒子ビーム 1 の停止するスポットスキッピングや、ラスタースキッピング等の他の照射方法にも適用できる。なお、ラスタースキッピングにおいては、ビームが停止する離散

的な位置としての照射スポットは存在しなくても、照射線量を制御する照射対象 1 5 の位置は照射線量を制御するための照射スポットと言える。また、ラスタースキャンニングにおいては、荷電粒子ビーム 1 の折り返し点等が走査電磁石 3 の電流値の増減パターンの変化点であり、走査電磁石 3 の電流値の増減パターンの変化点に対応する測定位置座標及び目標照射位置座標に基づいて電流補正データ I a を生成しても構わない。

産業上の利用可能性

[0058] この発明に係る粒子線治療装置は、医療用や研究用に用いられる粒子線治療装置に好適に適用できる。

符号の説明

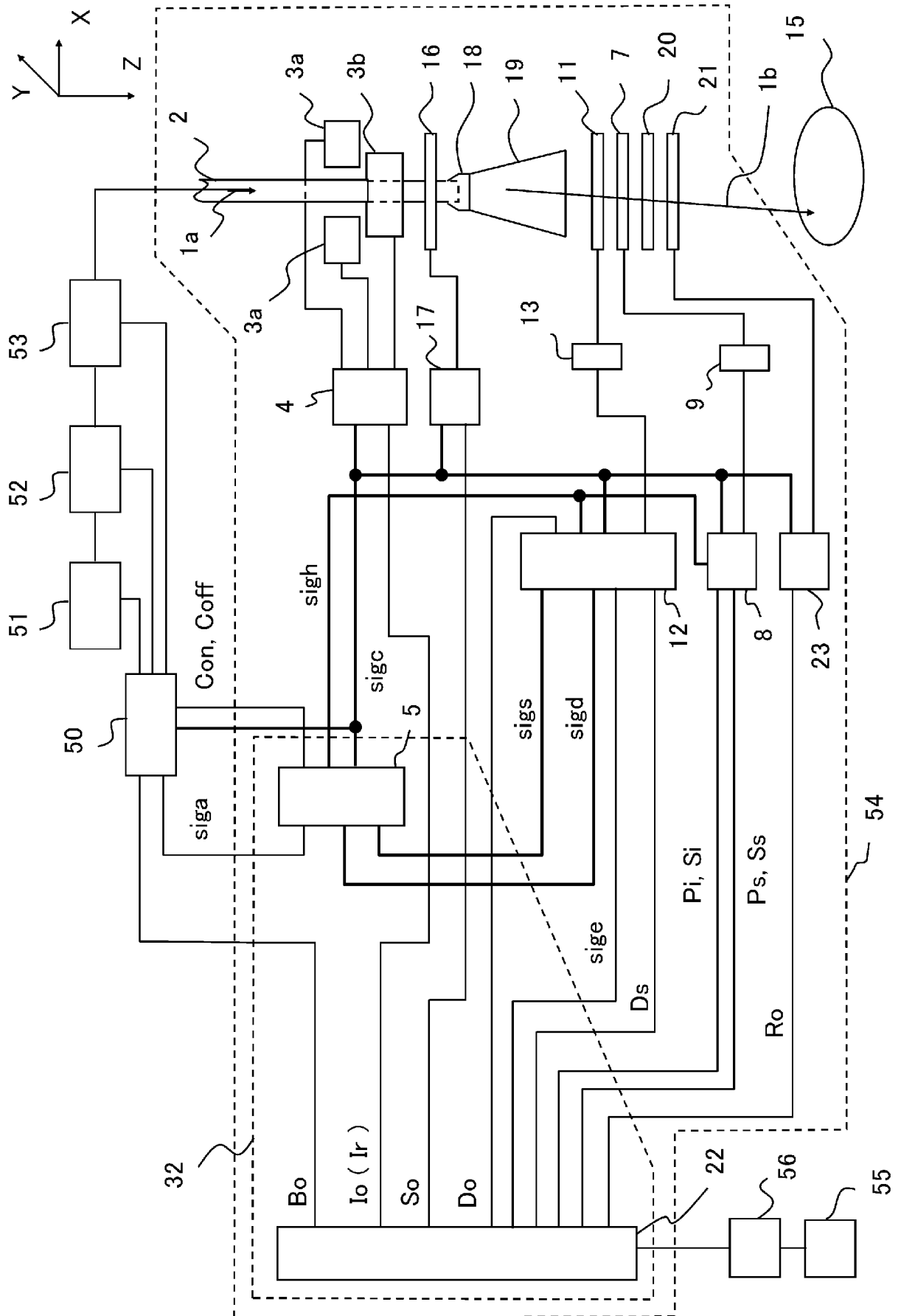
[0059]	1	電粒子ビーム	1 a	入射荷電粒子ビーム
	1 b	出射荷電粒子ビーム	3	走査電磁石
	3 a	X方向走査電磁石	3 b	Y方向走査電磁石
	6	走査電磁石指令値生成器	7	位置モニタ
	1 5	照射対象	2 5	指令値生成器
	3 0	補正データ生成器	3 2	照射管理装置
	4 0	判定器	5 2	加速器
	I o	指令電流	I r	指令電流
	I g	指令電流	I a	電流補正データ
	P i	目標照射位置座標	P s	測定位置座標

請求の範囲

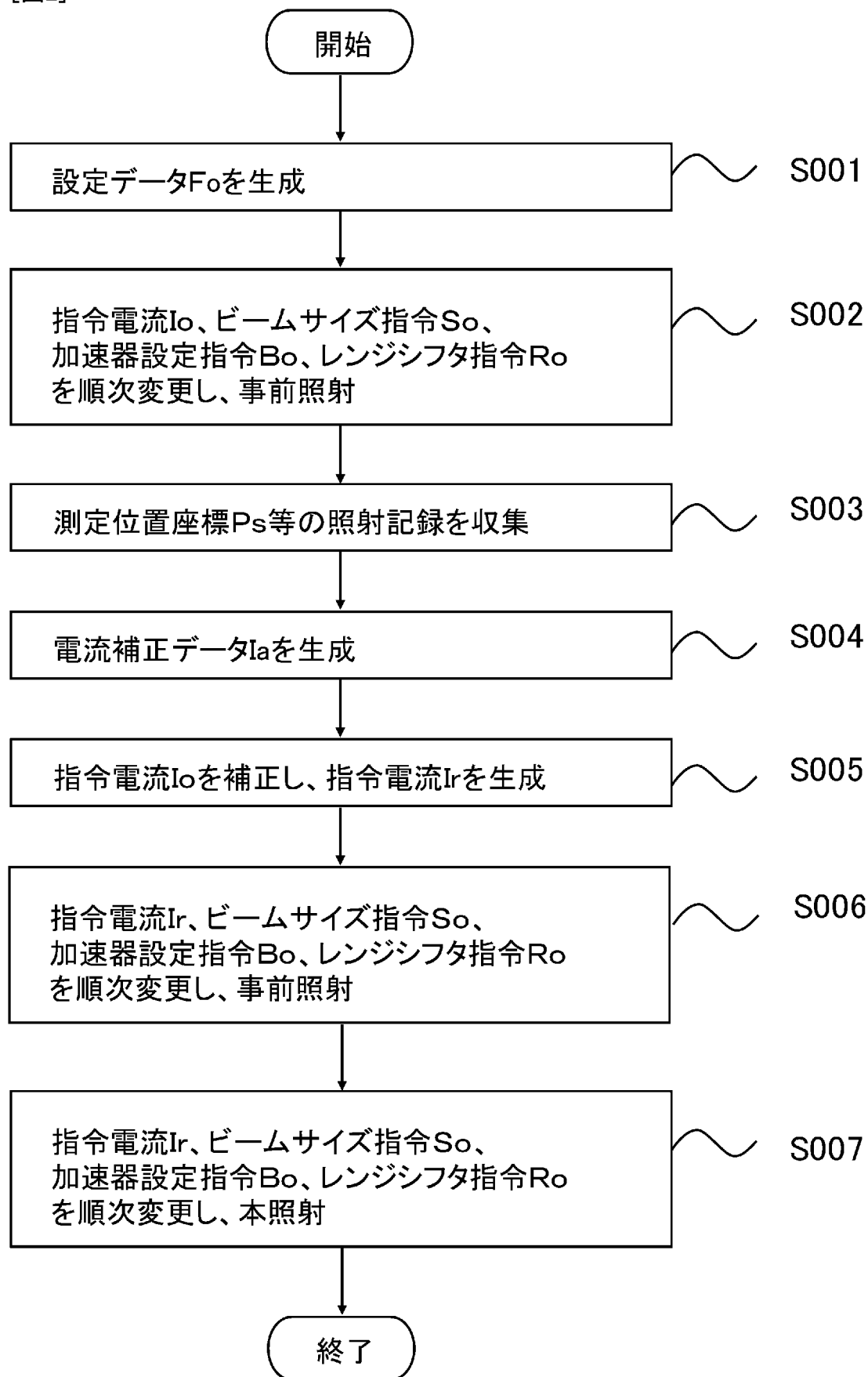
- [請求項1] 加速器により加速され、走査電磁石で走査された荷電粒子ビームを照射対象に照射する粒子線治療装置であって、
前記荷電粒子ビームの目標照射位置座標に基づいて前記走査電磁石を制御する照射管理装置と、前記荷電粒子ビームの測定位置座標を測定する位置モニタとを備え、
前記照射管理装置は、前記走査電磁石の励磁パターンが本照射の計画と同一である事前照射において前記位置モニタにより測定された前記測定位置座標及び前記目標照射位置座標に基づいて生成された補正データと前記目標照射位置座標とに基づいて前記走査電磁石への制御入力を出力する指令値生成器を有することを特徴とする粒子線治療装置。
- [請求項2] 前記照射管理装置は、前記測定位置座標及び前記目標照射位置座標に基づいて前記補正データを生成する補正データ生成器と、前記測定位置座標から基礎となる制御入力を生成する走査電磁石指令値生成器とを有し、
前記指令値生成器は、前記走査電磁石指令値生成器が生成した前記基礎となる制御入力を前記補正データ生成器が生成した前記補正データにより補正した補正制御入力を前記制御入力として出力することを特徴とした請求項1記載の粒子線治療装置。
- [請求項3] 前記補正データは、前記事前照射にて測定された前記測定位置座標より算出された前記走査電磁石のBL積の値 $BL(m_e)$ と前記目標照射位置座標より算出された前記走査電磁石のBL積の値 $BL(e_x)$ との差 ΔBL を係数 K で除した値に基づき生成し、
前記係数 K は、前記走査電磁石のBL積と電流値とのヒステリシスループの中心線における前記BL積の値 $BL(e_x)$ となる点における接線の傾きであることを特徴とした請求項1または2に記載の粒子線治療装置。

[請求項4] 前記照射管理装置は、前記測定位置座標と前記目標照射位置座標との位置差が所定の許容範囲内にあるかを判定する判定器を有し、前記位置差が前記所定の許容範囲内でない場合に前記補正データを生成し、前記位置差が前記所定の許容範囲内にある場合に、前記走査電磁石への制御入力を前記事前照射と同じ値にすることを特徴とした請求項1乃至3のいずれか1項に記載の粒子線治療装置。

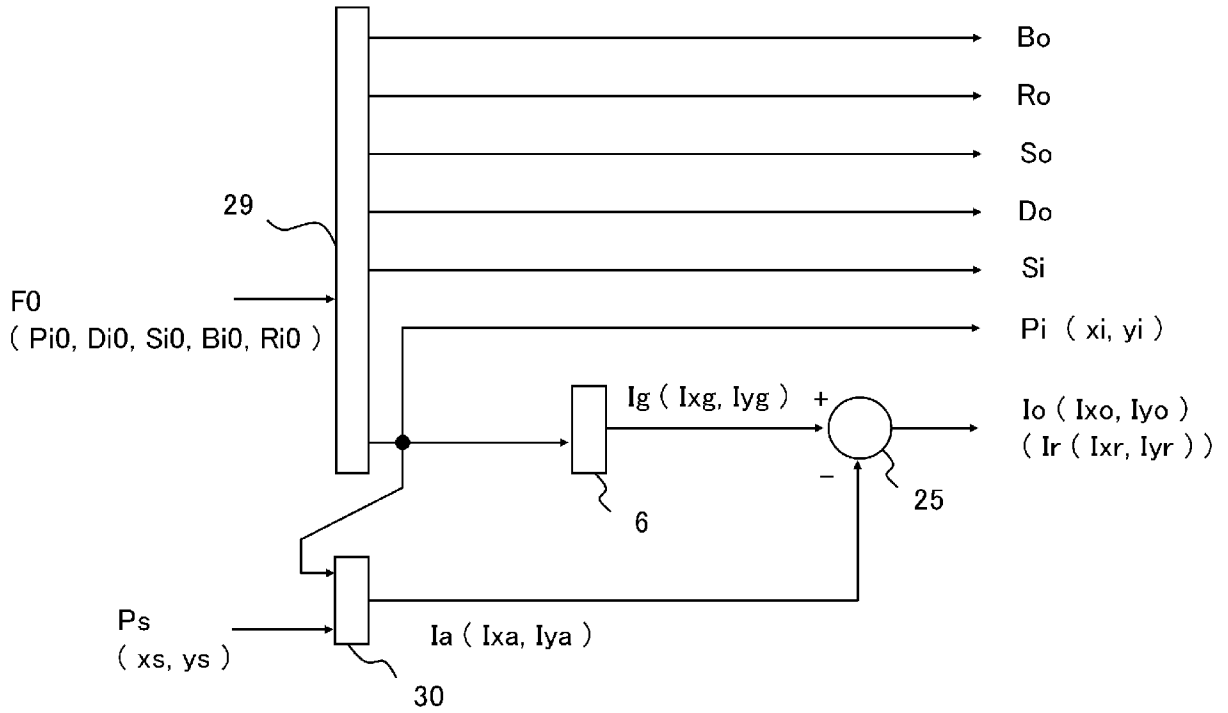
[図1]



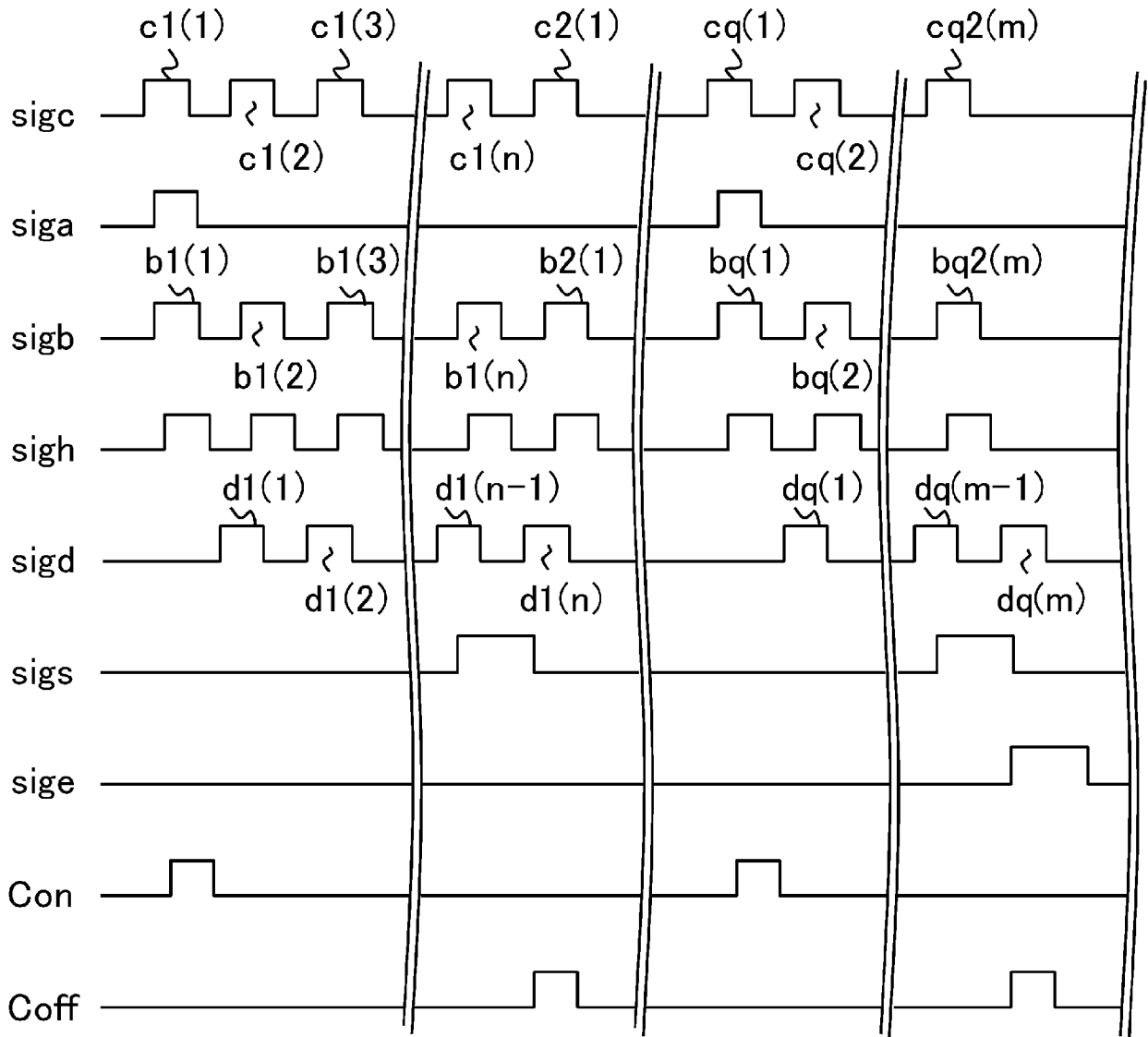
[図2]



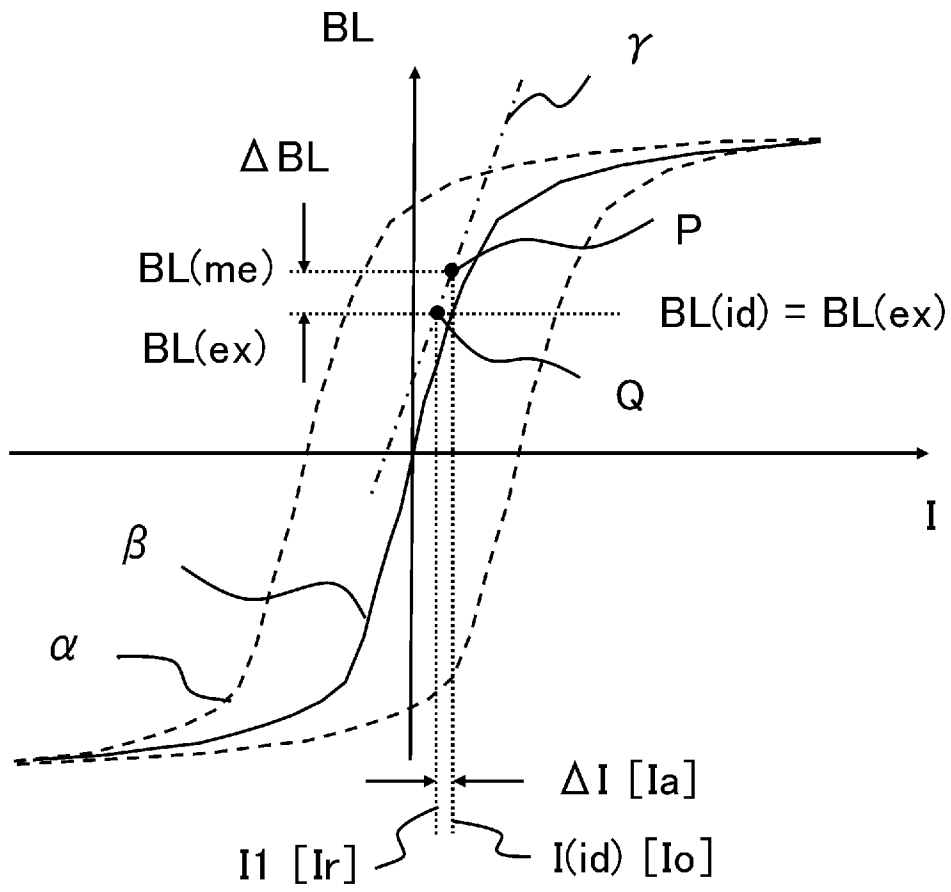
[図3]



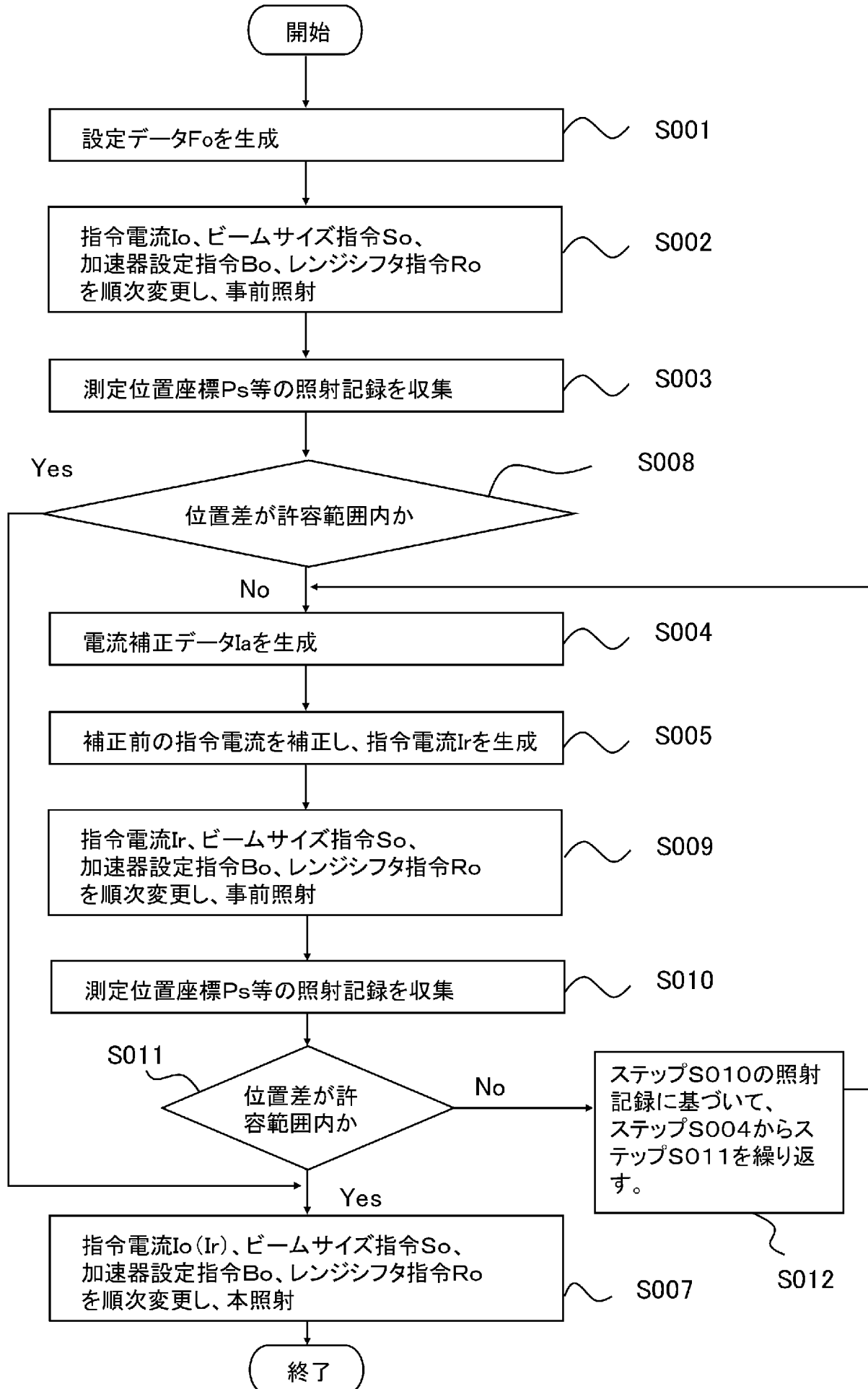
[図4]



[図5]



[図6]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/051121

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 2005-296162 A (Hitachi, Ltd.), 27 October 2005 (27.10.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1-4
A	JP 2007-132902 A (Hitachi, Ltd.), 31 May 2007 (31.05.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-4
A	JP 2001-257100 A (Hitachi, Ltd.), 21 September 2001 (21.09.2001), entire text; all drawings (Family: none)	3, 4
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 10 February, 2010 (10.02.10)		Date of mailing of the international search report 02 March, 2010 (02.03.10)
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 2005-296162 A (株式会社日立製作所) 2005.10.27, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-4
A	JP 2007-132902 A (株式会社日立製作所) 2007.05.31, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-4
A	JP 2001-257100 A (株式会社日立製作所) 2001.09.21, 全文、全図 (ファミリーなし)	3,4
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 10.02.2010	国際調査報告の発送日 02.03.2010	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 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	3 I 3 4 2 1