

(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18日(18.08.2011)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2011/099448 A1

- (51) 国際特許分類:
A61N 5/10 (2006.01) G21K 5/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/052522
- (22) 国際出願日: 2011年2月7日(07.02.2011)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2010-028046 2010年2月10日(10.02.2010) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目1番1号 Tokyo (JP). 独立行政法人 放射線医学総合研究所 (National Institute of Radiological Sciences) [JP/JP]; 〒2638555 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 Chiba (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 塙 勝詞 (HANAWA, Katsushi). 井関 康 (ISEKI, Yasushi). 角谷 暢一 (KAKUTANI, Nobukazu). 古川 卓司

(FURUKAWA, Takuji). 稲庭 拓 (INANIWA, Taku). 佐藤 眞二 (SATO, Shinji). 野田 耕司 (NODA, Kouji).

- (74) 代理人: 波多野 久, 外 (HATANO, Hisashi et al.); 〒1050003 東京都港区西新橋一丁目17番16号 宮田ビル2階東京国際特許事務所 Tokyo (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, 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

[続葉有]

(54) Title: PARTICLE BEAM IRRADIATION DEVICE AND CONTROL METHOD THEREFOR

(54) 発明の名称: 粒子線ビーム照射装置及びその制御方法

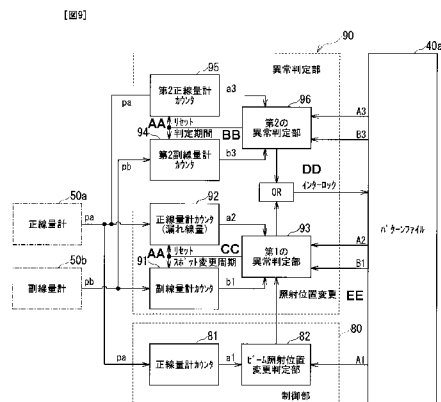


FIG. 9:
50a MAIN DOSIMETER
50b SUB DOSIMETER
95 SECOND MAIN DOSIMETER COUNTER
AA RESET
BB DETERMINATION PERIOD
94 SECOND SUB DOSIMETER COUNTER
92 MAIN DOSIMETER COUNTER (LEAKAGE DOSE)
CC SPOT CHANGE CYCLE
91 SUB DOSIMETER COUNTER
81 MAIN DOSIMETER COUNTER
90 ABNORMALITY DETERMINATION UNIT
96 SECOND ABNORMALITY DETERMINATION UNIT
93 FIRST ABNORMALITY DETERMINATION UNIT
82 BEAM IRRADIATION POSITION CHANGE DETERMINATION UNIT
80 CONTROL UNIT
DD INTERLOCK
EE CHANGE IRRADIATION POSITION
40a PATTERN FILE

(57) Abstract: Provided is a particle beam irradiation device capable of measuring the dose of each beam with high reliability and measuring the leakage dose caused by instantaneous beam emission with high sensitivity. The particle beam irradiation device is provided with: an emission control unit which controls the emission and stop of a particle beam; a control unit which sequentially changes the irradiation position of the particle beam with respect to an affected part; first and second dosimeters which each measure the dose rate of the particle beam with which the affected part is irradiated; and an abnormality determination unit which performs a second abnormality determination in which the dose rates outputted from the first and second dosimeters are accumulated at intervals of a predetermined determination period to find first and second interval dose measurement values, and when the first interval dose measurement value exceeds a predetermined first reference range and/or the second interval dose measurement value exceeds a predetermined second reference range, it is determined that an abnormality occurs, and outputs an interlock signal for stopping the emission of the particle beam.

(57) 要約: 高い信頼性でビーム毎の線量を計測すると共に、瞬間的なビーム出射による漏れ線量に対しても高い感度で計測することができる粒子線ビーム照射装置を提供する。本発明に係る粒子線ビーム照射装置は、粒子線ビームの出射と停止を制御する出射制御部と、患部に対する前記粒子線ビームの照射位置を順次変更する制御部と、患部に向けて照射される粒子線ビームの線量率を測定する第1、及び第2の線量計と、第1、及び第2の線量計から出力される線量率を所定の判定期間毎に累積して第1、及び第2の区間線量測定値を夫々求め、第1の区間線量測定値が予め定められた第1の基準範囲を超えた場合、及び、前記第2の区間線量測定値が予め定められた第2の基準範囲を超えた場合の少なくとも何れかの場合に、異常有りと判定する第2の異常判定を行い、粒子線ビームの出射を停止させるインターロック信号を出力する異常判定部と、を備える。



(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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI
(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR,
NE, SN, TD, TG).

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： 粒子線ビーム照射装置及びその制御方法

技術分野

[0001] 本発明は、粒子線ビーム照射装置及びその制御方法に係り、特に、炭素等の重粒子線ビームや陽子ビーム等を患部に照射してがん治療を行う粒子線ビーム照射装置及びその制御方法に関する。

背景技術

[0002] 今日の日本国において、がんは死因として最も多いものであり、毎年30万人以上の国民がなくなっている。このような状況の中、治療効果の高さや副作用の少なさなどの優れた特徴を有する、炭素ビームや陽子ビームを用いた粒子線治療法が注目されている。この治療法は、加速器から出射された粒子線ビームをがん細胞に照射することで、正常細胞に与える影響を小さくしながら、がん細胞を死滅させることができる。

[0003] この治療方法において、現在使用されている粒子線照射方法は、拡大ビーム法と呼ばれる方法である。この拡大ビーム法では、粒子線ビームをワブラ法あるいは二重散乱体法と呼ばれる方法によりビーム径を患部サイズ以上に拡大し、形状コリメータと呼ばれる真ちゅう製コリメータにより照射領域を制限することにより、患部形状に合致させて照射を行う。また、ビーム進行方向（ビーム軸方向）にはリッジフィルタと呼ばれるビーム飛程拡大装置によりビームを拡大し、ボラスと呼ばれるポリエチレン製のビーム飛程整形装置によってビーム停止位置を深い位置での患部形状（外郭）に合致させて照射する。

[0004] しかし、拡大ビーム法は厳密には3次元的に患部形状に合致させることができないので、患部周りの正常細胞への影響を小さくするには限界がある。さらには、形状コリメータやボラスは患部（さらには患部に対する照射方向）毎に製作されるので、治療照射後には放射線廃棄物が発生するという問題がある。

- [0005] そこで、粒子線治療のさらに進んだ照射法として、体内患部を3次元格子状に切り分けて照射を行うスキャンニング照射法の開発が進められている。このスキャンニング照射法では、形状コリメータやボーラスを用いることなく、ビーム軸方向についても精度よく患部に合わせることが可能になり、従来の2次元照射方法と比較して正常細胞への被曝を抑制することができる。
- [0006] 例えばスポットスキャンニング照射法と呼ばれる3次元照射法においては、次のように各点の照射を行っていく。
- [0007] ある点に対して予め決められた線量（この照射点毎の照射線量を定める作業は治療計画と呼ばれる）を照射すると、スキャンニング制御装置は線量計からの満了信号を受けてスポット切替指令を出力する。このスポット切替指令に基づき、ビーム出射制御装置はビーム出射を停止する。同時に、スキャンニング電磁石の電源は、次の照射点の座標に対応した電流値の設定を開始する。スキャンニング照射装置は、電磁石電源の電流値の設定の完了信号を受信すると、ビーム出射制御装置に対しビーム開始命令を出力し、次の点に対する照射が開始される。これを順次繰り返して、一つの照射スライス（面）に対する治療部位の照射を行う。そして、これが終了すると、ビーム出射を一旦停止し、加速器から出射するビームのエネルギーを変更するか、レンジシフタと呼ばれる飛程調整装置を制御することにより、ビーム進行方向のビーム停止位置（スライス）を変更する。このようにスキャンニング照射とスライス切替を順次行っていくことで治療部位全域にわたる照射を行う。
- [0008] 粒子線ビームはシンクロトロンと呼ばれる主リングに一定のビームエネルギー状態にて蓄積されている。そして、ビーム出射時には、主リング上のビーム取り出し口に配置されたビーム出射制御装置にてビームに高周波電界を与えることでビームを取り出し照射装置に導入する。スポット切替およびスライス切替におけるビーム出射停止はこの高周波電界の印加を停止することによって行われる。
- [0009] スポットスキャンニング照射法の弱点は、ビーム出射制御装置がビーム停止命令を出力しても、実際には直ちにビーム出射を停止できないことである。

このため、漏れ線量が電磁石の励磁電流変更時、すなわち、照射位置の移動中に患部に照射されることになる。各点に対する照射線量（設定線量）が小さいときは、漏れ線量の比率（漏れ線量／設定線量）が大きくなるため、特に問題になる。この問題を抑制するには、ビーム強度を低下させて、漏れ線量の比率を相対的に小さくさせる必要があるが、ビーム強度を低下させることは、一方では治療の長時間化を招き、患者の身体的負担が大きくなってしまふ。

[0010] スポットスキニング法でビーム強度が上げられない問題を解決するため、ラスタースキニング法と呼ばれる方法が研究されている（非特許文献 1 等参照）。この方法ではスポットスキニング法と異なって、照射点を移動するときもビームを停止させない。つまり、停止照射点（照射位置が移動中でなく、停止した状態で設定された線量を照射する点を停止照射点と呼ぶことにする）と停止照射点の間をビーム位置が移動するときもビームが照射されるが、この間の照射量も含めて、治療計画、すなわち各停止点における照射線量の最適化が行なわれる。

[0011] 粒子線治療の対象となる部位として、肺や肝臓など、呼吸とともに移動する部位がある。このような部位については、呼吸波形信号を取得し、一定の位置の範囲内に部位がある場合のみ照射を行うゲート内照射が行われる。しかし、スキニング照射法においては照射点を順次切り替えていくため、呼吸による部位の移動にともなって相対的に照射点のずれが生じて線量分布の不均一化をもたらす。これを解決する手段として非特許文献 1 では次のような呼吸同期照射法が提案されている。

[0012] この呼吸同期照射法では、1 スライスにおける 1 照射時間（対象のスライスにおいて照射領域全体を 1 回照射する時間）を 1 呼吸のゲート幅の $1/n$ になるようビーム強度を設定する。そして、1 呼吸中に n 回（たとえば $n = 8$ 回）の繰り返し照射を行う。対象のスライス内照射を終えると、照射スライスを変更し、次の照射スライスに対してビーム強度の再設定を行って、スライス内照射を行っていく。

- [0013] このように、１スライス内の照射時間制御（非特許文献１では位相制御と呼ばれている）と繰り返し照射（同じくリスキャンと呼ばれている）を行うことで、部位の移動に対して照射領域を分散化させることができ、線量均一性は統計誤差 $1/\sqrt{n}$ にしたがって改善することができる。

先行技術文献

非特許文献

- [0014] 非特許文献１：古川卓司、外８名、「３次元スキャンニング照射装置の設計検討」、放射線医学総合研究所HIMACレポート：HIMAC-124、独立行政法人放射線医学総合研究所発行、２００７年４月

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0015] 粒子線治療装置においては、照射装置の機器において異常が発生し、正常な照射を行うことができない恐れが生じたとき、直ちにこれを識別し、ビーム出射を停止するインターロック機構が必須である。
- [0016] 例えば、スキャンニング照射装置においては、通常、正線量計と副線量計の２つの線量計を備えている。スキャンニング照射装置では、あるビーム位置において正線量計で計測される線量が所定の基準線量に達すると、線量満了信号を出力してビーム位置を変更する処理を行う他、正副線量計によって計測されるスポット毎の線量と、予め定めてある正副線量計の基準値（プリセット値）との比較を行うことによって、装置の正常動作を常時確認している。そして、正副いずれかの線量計に異常が発生したときには、インターロック信号を発生させビーム出射を停止している。
- [0017] スキャンニング照射装置で生じる他の異常として、スライス切替時にビーム出射を停止状態にしているのにも関わらず、ビームが出射されてしまうという異常がある。これはビーム出射装置に電氣的ノイズが混入し、電氣的ノイズによって意図しないビーム出射が起こる等の原因による。このような意図しないビーム出射による線量付与は漏れ線量と呼ばれる。漏れ線量は、例え

ば、ビーム停止期間中に正線量計から出力されるパルス信号のパルス数を累積計測することにより監視している。

[0018] しかし、ラスタースキャン照射装置に対して発明者らが研究を行った結果、上述の監視方法だけでは十分でないことが明らかになった。

[0019] 例えば、正副線量計にはそれぞれ高電圧電源が接続されているが、これらの高電圧電源の出力が操作ミス等で共に切られている状態が実際の治療現場では起こりうる。正副線量計の高電圧電源をともに入れ忘れた状態で照射を開始した場合、正副線量計からともに出力がないため、正副線量計の計測値から線量満了を示す信号を出力することができず、過照射を発生させてしまう恐れがある。

[0020] また、現状の異常判定ロジックは、正副線量計から出力される計測線量値が、スポット毎に割り付けられているプリセット値に達したとき、正副線量計の異常の有無を判定するロジックとなっている。つまり、該当スポットの照射が終了するまでは異常の判断ができない異常判定ロジックとなっている。

[0021] 一方、漏れ線量については、十分な測定感度を有することができない。ビーム出射装置がノイズ等で誤動作する時間は0.1 msec程度であるのに対し、呼吸同期照射でビーム出射を停止しなければいけない時間は1～2秒（呼吸の吸期の間）である。つまり、ビーム出射中の線量計出力をS（シグナル）、停止中の線量計出力をN（ノイズ）とすると、線量計のS/Nとして4桁なければならない。実際には、線量計にこのような感度を有することは難しく、したがって、呼吸同期のビームオフ時間中に漏れ線量が発生しても、ノイズの累積測定値にうずもれてしまい、漏れ線量を識別できない。

[0022] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、高い信頼性でビーム毎の線量を計測すると共に、瞬間的なビーム出射による漏れ線量に対しても高い感度で計測することができる粒子線ビーム照射装置及びその制御方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0023] 本発明に係る粒子線ビーム照射装置は、上記課題を解決するため、患者の患部に粒子線ビームを照射する粒子線ビーム照射装置において、前記粒子線ビームの出射と停止を制御する出射制御部と、前記患部に対する前記粒子線ビームの照射位置を順次変更する制御部と、前記患部に向けて照射される前記粒子線ビームの線量率を測定する第 1、及び第 2 の線量計と、前記第 1、及び第 2 の線量計から出力される前記線量率を累積して得られる線量測定値を用いて本装置の異常判定を行い、異常有りと判定したときは、前記粒子線ビームの出射を停止させるインターロック信号を前記出射制御部に出力する異常判定部と、を備え、前記制御部は、前記第 1 の線量計から出力される線量率を前記粒子線ビームの照射位置毎に累積して第 1 のビーム線量測定値を求め、前記第 1 のビーム線量測定値が、前記照射位置毎に予め定められている第 1 の計画線量値に達したとき、前記粒子線ビームの照射位置を変更し、前記異常判定部は、前記第 2 の線量計から出力される線量率を前記粒子線ビームの照射位置毎に累積して第 2 のビーム線量測定値を求め、求めた前記第 2 のビーム線量測定値が、前記第 1 の計画線量値よりも高い値に設定されている第 2 の計画線量値を越えた場合、又は、前記第 1 のビーム線量測定値が前記第 1 の計画線量値に達したときの前記第 2 の計画線量値に対する前記第 2 のビーム線量測定値の比率が所定の比率よりも小さい場合に前記異常有りと判定する第 1 の異常判定と、前記第 1、及び第 2 の線量計から出力される線量率を所定の判定期間毎に累積して第 1、及び第 2 の区間線量測定値を夫々求め、前記第 1 の区間線量測定値が予め定められた第 1 の基準範囲を超えた場合、及び、前記第 2 の区間線量測定値が予め定められた第 2 の基準範囲を超えた場合の少なくとも何れかの場合に、前記異常有りと判定する第 2 の異常判定と、を行うことを特徴とする。

[0024] また、本発明に係る粒子線ビーム照射装置の制御方法は、患者の患部に粒子線ビームを照射する粒子線ビーム照射装置の制御方法において、前記粒子線ビームの出射と停止を制御し、前記患部に対する前記粒子線ビームの照射位置を順次変更し、前記患部に向けて照射される前記粒子線ビームの線量率

を第 1、及び第 2 の線量計によって測定し、前記第 1、及び第 2 の線量計から出力される前記線量率を累積して得られる線量測定値を用いて本装置の異常判定を行い、異常有りと判定したときは、インターロック信号を用いて前記粒子線ビームの出射を停止させる、ステップを備え、前記粒子線ビームの照射位置を変更するステップでは、前記第 1 の線量計から出力される線量率を前記粒子線ビームの照射位置毎に累積して第 1 のビーム線量測定値を求め、前記第 1 のビーム線量測定値が、前記照射位置毎に予め定められている第 1 の計画線量値に達したとき、前記粒子線ビームの照射位置を変更し、前記異常判定を行うステップでは、前記第 2 の線量計から出力される線量率を前記粒子線ビームの照射位置毎に累積して第 2 のビーム線量測定値を求め、求めた前記第 2 のビーム線量測定値が、前記第 1 の計画線量値よりも高い値に設定されている第 2 の計画線量値を越えた場合、又は、前記第 1 のビーム線量測定値が前記第 1 の計画線量値に達したときの前記第 2 の計画線量値に対する前記第 2 のビーム線量測定値の比率が所定の比率よりも小さい場合に前記異常有りと判定する第 1 の異常判定と、前記第 1、及び第 2 の線量計から出力される線量率を所定の判定期間毎に累積して第 1、及び第 2 の区間線量測定値を夫々求め、前記第 1 の区間線量測定値が予め定められた第 1 の基準範囲を超えた場合、及び、前記第 2 の区間線量測定値が予め定められた第 2 の基準範囲を超えた場合の少なくとも何れかの場合に、前記異常有りと判定する第 2 の異常判定と、を行うことを特徴とする。

発明の効果

- [0025] 本発明に係る粒子線ビーム照射装置及びその制御方法によれば、高い信頼性でビーム毎の線量を計測すると共に、瞬間的なビーム出射による漏れ線量に対しても高い感度で計測することができる。

図面の簡単な説明

- [0026] [図1] 粒子線ビーム照射装置の構成例を示す図。
[図2] 3次元スキャンニング照射の基本的な処理例を示すフローチャート。
[図3] スライス上の走査パターンの一例を示す図。

[図4]従来の異常判定部の構成例を示す図。

[図5]従来の異常判定で使用する照射パターンファイルの一例を示す図。

[図6]従来の照射線量の制御・管理の様子を示す第1のタイミングチャート。

[図7]従来の照射線量の制御・管理の様子を示す第2のタイミングチャート。

[図8]従来の照射線量の制御・管理の様子を示す第3のタイミングチャート。

[図9]第1の実施形態における異常判定部の構成例を示す図。

[図10]第1の実施形態で使用する照射パターンファイルの一例を示す図。

[図11]第1の実施形態における照射線量の制御・管理の様子を示すタイミングチャート。

[図12]第2の実施形態における照射線量の制御・管理の様子を示すタイミングチャート。

[図13]第3の実施形態における異常判定部の構成例を示す図。

[図14]第3の実施形態で使用する照射パターンファイルの一例を示す図。

[図15]第3の実施形態における照射線量の制御・管理の様子を示すタイミングチャート。

発明を実施するための形態

[0027] 本発明に係る粒子線ビーム照射装置及びその制御方法の実施形態について、添付図面を参照して説明する。

[0028] (1) 構成と基本動作

図1は、第1の実施形態に係る粒子線ビーム照射装置1の構成例を示した図である。粒子線ビーム照射装置1は、ビーム生成部10、出射制御部20、ビーム走査部30、X用電磁石30a、Y用電磁石30b、真空ダクト31、正線量計(第1の線量計)50a、副線量計(第2の線量計)50b、位置モニタ部51、リッジフィルタ60、レンジシフタ70、制御部80、異常判定部90等を備えて構成されている。

[0029] 粒子線ビーム照射装置1は、炭素等の粒子や陽子等を高速に加速して得られる粒子線ビームをがん患者100の患部200に向けて照射し、がん治療を行う装置である。粒子線ビーム照射装置1では、患部200を3次元の格

子点に離散化し、各格子点に対して細い径の粒子線ビームを順次走査する３次元スキニング照射法を実施することが可能である。具体的には、患部２００を粒子線ビームの軸方向（図１右上に示す座標系におけるＺ軸方向）にスライスと呼ばれる平板状の単位で分割し、分割したスライス Z_i 、スライス Z_{i+1} 、スライス Z_{i+2} 等の各スライスの２次元格子点（図１右上に示す座標系におけるＸ軸及びＹ軸方向の格子点）を順次走査することによって３次元スキニングを行っている。

[0030] ビーム生成部１０は、炭素イオンや陽子等の粒子を生成すると共に、シンクロトロン等の加速器（主加速器）によってこれらの粒子を患部２００の奥深くまで到達できるエネルギーまで加速して粒子線ビームを生成している。

[0031] 出射制御部２０は、制御部８０から出力される制御信号に基づいて、生成された粒子線ビームの出射のオン、オフ制御を行っている。

[0032] ビーム走査部３０は、粒子線ビームをＸ方向及びＹ方向に偏向させ、スライス面上を２次元で走査するものであり、Ｘ方向に走査するＸ用電磁石３０ａとＹ方向に走査するＹ用電磁石３０ｂの励磁電流を制御している。

[0033] レンジシフタ７０は、患部２００のＺ軸方向の位置を制御する。レンジシフタ７０は、例えば複数の厚さの亚克力板から構成されており、これらの亚克力板を組み合わせることによってレンジシフタ７０を通過する粒子線ビームのエネルギー、即ち体内飛程を患部２００スライスのＺ軸方向の位置に応じて段階的に変化させることができる。レンジシフタ７０による体内飛程の大きさは通常等間隔で変化するように制御され、この間隔がＺ軸方向の格子点の間隔に相当する。なお、体内飛程の切り替え方法としては、レンジシフタ７０のように粒子線ビームの径路上に減衰用の物体を挿入する方法のほか、上流機器の制御によって粒子線ビームのエネルギー自体を変更する方法でもよい。

[0034] リッジフィルタ６０は、ブラッグピークと呼ばれる体内深さ方向における線量のシャープなピークを拡散させるために設けられている。ここで、リッジフィルタ６０によるブラッグピークの拡散幅は、スライスの厚み、即ちＺ

軸方向の格子点の間隔と等しくなるように設定される。３次元スキニング照射用のリッジフィルタ 60 は、断面が略 2 等辺三角形のアルミニウム棒状部材を複数並べて構成している。粒子線ビームが 2 等辺三角形を通過する際に生じる径路長の差異によってブラッグピークのピークを拡散させることが可能であり、2 等辺三角形の形状によって拡散幅を所望の値に設定することができる。

[0035] 正線量計 50 a、及び副線量計 50 b は、照射する線量をモニタするためのものであり、夫々その筐体内に、粒子線の電離作用によって生じた電荷を平行電極で収集する電離箱や、筐体内に配置された二次電子放出膜から放出される二次電子を計測する SEM (Secondary Electron Monitor) 装置等を備えて構成されている。

[0036] 位置モニタ部 51 は、ビーム走査部 30 によって走査された粒子線ビームが正しい位置にあるかどうかを識別するためのものである。正線量計 50 a、副線量計 50 b と類似した電荷収集用の平行電極を有している。位置モニタ部 51 の電荷収集用電極は、線状電極（例えば複数の短冊状の電極や、複数のワイヤからなる電極）が X 方向及び Y 方向に夫々並列に配列されている。複数の短冊状電極が配列されたものはストリップ型と呼ばれ、複数のワイヤ電極が配列されたものはマルチワイヤ型と呼ばれる。

[0037] 制御部 80 は、粒子線ビーム照射装置 1 全体の制御をおこなうためのものであり、出射制御部 20 に対するビーム出射のオン、オフ制御、ビーム走査部 30 に対するビーム走査に関する指示、レンジシフタ 70 に対するスライス変更に伴うレンジシフト量の制御等を行っている。

[0038] 呼吸同期ゲート生成部 85 は、患部 200 の近傍に設置した変位センサから出力される患部変位信号から呼吸同期ゲートを生成している。呼吸同期ゲートは、肺や肝臓など、呼吸によって変位する患部に粒子線ビームを照射する際に使用される。患部の変位が所定の値よりも大きくなったとき呼吸同期ゲートをオフにして粒子線ビームの出射を停止し、患部の変位が所定の値よりも小さくなったとき呼吸同期ゲートをオンにして粒子線ビームを出射する。

ようにしている。

- [0039] 異常判定部 90 は、正線量計 50 a、及び副線量計 50 b の出力信号や、ビーム出射状況を示す信号を入力し、これらの信号に基づいて患者に照射される粒子線ビームの線量の異常判定を行っている。線量が異常と判定された場合は直ちにインターロック信号が出射制御部 20 に出力され、粒子線ビームの出射が停止される。
- [0040] 本実施形態に係る粒子線ビーム照射装置 1 は、異常判定部 90 の構成、処理に特徴があり、従来よりも信頼性の高い異常判定を行っている。具体的な異常判定処理については後述する。
- [0041] 図 2 は、粒子線ビーム照射装置 1 で行っている 3 次元スキャンニング照射の基本的な処理例を示すフローチャートである。
- [0042] まず、患部をビーム軸に対して複数のスライスに仮想的に分割し、分割されたスライスの 1 つが選択される。最初は例えば患部の最も深い位置にあるスライス Z_i が選択される。また選択されたスライスの位置に応じて粒子線ビームの入射エネルギーとレンジシフタ 70 におけるアクリル板の組み合わせが選択、設定される（ステップ S T 1）。
- [0043] 次に、最深スライスにおける患部形状に応じて粒子線ビームを照射する格子点の数 M と格子点の位置 (X_i, Y_i) [$i = 1 \sim M$]、即ち照射対象のスポットが選択され、ビーム走査部 30 によりスライス上の格子点位置 (X_i, Y_i) に粒子線ビームの向きが設定される（ステップ S T 2）。その後、粒子線ビームの出射が開始される（ステップ S T 3）。粒子線ビームは、リッジフィルタ 60 によって、体内飛程分布幅がスライス幅に対応するようエネルギー分布が Z 軸方向に拡大される。
- [0044] 格子点 (X_i, Y_i) に対する照射線量は正線量計 50 a と副線量計 50 b によって監視される。正線量計 50 a と副線量計 50 b からは、通過する粒子線ビームの線量率に比例したパルス繰り返し周波数をもつパルス信号が出力される。所定の期間のパルス数をカウンタで計数することによって、その所定の期間における線量を測定することができる。

- [0045] 正線量計 50a、及び副線量計 50b は通常同じ構成となっているが、必ずしも同一構成に限定されるものではない。正線量計 50a と副線量計 50b が異なる構成の場合、同じ粒子線ビームに対して、同じ物理量（線量率）の測定値が得られるよう、出力パルス数等の測定値を予め校正しておけばよい。
- [0046] スライス内の各格子点に対する照射線量は予め計画されている。正線量計 50a から出力されるパルスのパルス数をカウントして線量を測定し、対象格子点に対する照射線量が計画した線量に達すると線量満了信号が生成され、制御部 80 はこの信号を検出する（ステップ S T 4）とビーム位置を変更する処理を行う。線量満了信号は制御部 80 で生成するが、正線量計 50a で生成する構成としてもよい。
- [0047] 3次元スキニング照射法はスポットスキニング法とラスタースキニング法に大別される。スポットスキニング法は、粒子線ビームの位置をある格子点から次の格子点に移動させている間はビーム出射を停止させ、移動完了後にビーム出射を再開させる方法である。従って、同スライスを走査する間はビーム出射が断続することになる。
- [0048] これに対して、ラスタースキニング法は、粒子線ビームの位置をある格子点から次の格子点に移動させている間もビーム出射は停止することなく継続される。つまり、同スライスを走査する間は、ビーム出射は途切れることなく連続する。
- [0049] なお、スポットスキニング法及びラスタースキニング法のいずれの方法であっても、粒子線ビームの位置は各格子点において計画された線量に達するまで停止し、計画線量に達した後次の格子点に移動する。
- [0050] ステップ S T 5 では、スポットスキニング法及びラスタースキニング法のいずれの方法であるかを判定し、スポットスキニング法の場合には、一旦ビーム出射を停止し（ステップ S T 6）、次のスポットへビーム位置を移動させる。この処理を対象とするスライスの最終スポットまで繰り返す（ステップ S T 7）。

- [0051] 一方、スポットスキニング法ではない場合、即ちラスタースキニング法の場合にはビーム出射を停止することなく最終スポットまでビーム出射を継続する。
- [0052] 1つのスライスに対する照射が終了すると（ステップS T 7のYES）、スポットスキニング法及びラスタースキニング法のいずれの場合も一旦ビーム出射を停止し（ステップS T 8）、ステップS T 1に戻って次のスライスを選択すると共にレンジシフタ 7 0の設定を変更する。以上の処理を最終スライスに達するまで繰り返す（ステップS T 9）。
- [0053] 上記の照射手順に必要な各諸元は、例えば照射パターンファイルと呼ばれるデータファイル（以下、単にパターンファイルと言う場合がある）に記述され、治療照射の開始前に制御部 8 0に転送される。照射パターンファイルには、格子点毎に、スライス位置を与えるレンジシフタ厚、格子点（X、Y）に対応するビーム位置を与えるX用電磁石 3 0 aやY用電磁石 3 0 bの駆動電流値、各格子点に対する照射線量等が照射順に記述されている。
- [0054] 図 3 は、スライス上の走査パターンの一例を示す図である。左上の開始格子点から右下の最終格子点に到る軌跡パターンが治療計画で予め定められ、この軌跡パターンにそって一方向に順次粒子線ビームが走査されていく。
- [0055] （２）従来の粒子線ビーム照射方法及び異常判定方法（比較例）
本実施形態に係る粒子線ビーム照射装置 1 の異常判定方法の比較例として、従来から行われている及び異常判定方法について説明する。
- [0056] 図 4 は、粒子線ビーム位置の変更処理に関わる制御部 8 0の機能ブロックと、従来から行われている異常判定（第 1 の異常判定）処理に関わる機能ブロックを示すブロック図である。
- [0057] 照射手順は照射パターンファイル 4 0に記述され、このファイル 4 0に記述されたパターンデータにしたがって照射が行われる。パターンデータは治療照射開始前に粒子線ビーム照射装置 1 に設定される。
- [0058] 図 5 は、照射パターンファイル 4 0の一例を示す図である。照射パターンファイル 4 0には、照射点（スポット）毎に、照射スライス位置を与えるレ

ンジシフト厚の設定値、照射位置（X、Y）を与えるスキニング電磁石励磁電流値（X用およびY用の2つ）、正線量計50aにおいてビーム出射中の線量管理するための設定値（正線量計プリセットカウント値A1：第1の計画線量値）、正線量計50aにおいてビーム停止中の線量（漏れ線量）を監視するための設定値（正線量計プリセットカウント値A2）、副線量計50bにおいてビーム出射中の線量を監視するための設定値（副線量計プリセットカウント値B1：第2のビーム線量計画値）、副線量計50bにおいてビーム停止中の線量（漏れ線量）を監視するための設定値（副線量計プリセットカウント値B2）などが記述されている。

[0059] 図6は、ラスタースキニング照射における照射線量の制御・管理の様子を示すタイミングチャートである。正線量計50aから出力されるパルスのパルス数を制御部80の正線量計カウンタ81がカウントしている。この積算カウント値a1（第1のビーム線量測定値）が設定値（正線量計プリセットカウント値A1）に達すると制御部80のビーム照射位置変更判定部82からスポット切替指令（ビーム照射位置を変更する指令）が出力される。このスポット切替指令に基づいてスキニング磁石電源は電流を変更する。ビーム照射点は電源の電流、すなわちスキニング磁石の磁場の変化にしたがい移動する。ラスタースキニング照射では電源の電流変更中もビームの出射を停止しないので、正線量計カウンタ81はカウント値a1が正線量計プリセットカウント値A1に達するとただちにカウント値をリセットし、次のカウントを開始する。

[0060] 一方、副線量計50bから出力されるパルス信号は、異常判定部900の副線量計カウンタ91に入力されている。副線量計カウンタ91は、副線量計50bから出力されるパルスをカウントし、カウント値b1（第2のビーム線量測定値）を第1の異常判定部93へ送っている。照射パターンファイル40の副線量計プリセットカウント値B1は、図5に例示するように、正線量計50aの設定値（正線量計プリセットカウント値A1）よりも5～10%高い値が通常設定されている。従って、正線量計50a、及び正線量計

用の正線量計カウンタ 8 1 が正常動作を行っている限りは、正線量計カウンタ 8 1 のカウント値 a 1 が正線量計プリセットカウント値 A 1 に達したときに、副線量計カウンタ 9 1 のカウント値 b 1 が副線量計プリセットカウント B 1 に到達することはない。しかしながら、正線量計 5 0 a に異常があり正常出力をしない場合や、正線量計カウンタ 8 1 に異常がある場合は、副線量計カウンタ 9 1 のカウント値 b 1 が副線量計プリセットカウント B 1 に到達する。このとき、第 1 の異常判定部 9 3 は異常が発生したと判定し、インターロック信号を出力し、ビーム出射を停止する。

[0061] また、第 1 の異常判定部 9 3 において、スポット切り替えの直前に、副線量計カウンタ 9 1 のカウント値 b 1 と副線量計プリセットカウント B 1 の値とを比較し、両者の比率がある一定の比率（1 以下の比率）に達していない場合は、副線量計 5 0 b、又は副線量計カウンタ 9 1 に異常が発生したと判断し、この場合にもインターロックを出力してビーム出射を停止することもできる。

[0062] しかしながら、第 1 の異常判定部 9 3 が行っている従来の異常判定だけでは、正線量計 5 0 a と副線量計 5 0 b がともに異常状態になったとき、例えば正線量計 5 0 a と副線量計 5 0 b の高電圧電源がともに電圧出力状態にならない場合は、正副線量計 5 0 a、5 0 b のいずれからも信号出力はない。このため、ビーム出射を開始しても、正線量計カウンタ 8 1 のカウント値 a 1 と、副線量計カウンタ 9 1 のカウント値 b 1 は共にそれぞれプリセットカウント値 A 1、B 1 に到達せず、線量満了信号やインターロック信号が出力されず、過照射を生じてしまう。

[0063] 図 7 は、スライス切り替え時における従来の照射線量の制御・管理の様子を記述するタイミングチャートである。スライス切り替え直前のスポットで正線量計カウンタ 8 1 カウント値 a 1 がプリセットカウント A 1 に到達すると、制御部 8 0 はレンジシフタ 7 0 に対してスライス切替指令を出力すると共に、出射制御部 2 0 に対してビーム出射を停止させる制御信号を出力する。ビーム出射が停止すると、制御部 8 0 の正線量計カウンタ 8 1 は、積算を

停止（リセット）する。

[0064] 一方、ビーム出射が停止すると、異常判定部 900 の正線量計カウンタ（漏れ線量用）92 は積算を開始する。そして、正線量計カウンタ（漏れ線量用）92 は、スライス切替完了信号を受信するまでカウントアップ動作を継続する。スライス切替完了信号を受信すると異常判定部 900 は、正線量計カウンタ（漏れ線量用）92 をリセットする。

[0065] また、スライス切替完了信号によって、制御部 80 の正線量計カウンタ 81 は積算を開始し、出射制御部 20 に対してビーム出射開始指令を出力する。

[0066] 第 1 の異常判定部 93 は、スライス切り替えによるビーム出射停止期間中に、正線量計カウンタ（漏れ線量用）92 のカウント値 a_2 がプリセットカウンタ A_2 を上回ると、漏れ線量が発生したと判定し、インターロックを出力してビーム出射を禁止する。副線量計側でも同様の仕組みで監視を行っており、ビーム出射停止中に、副線量計カウンタ（漏れ線量用）（図示せず）のカウント値 b_2 がプリセットカウンタ B_2 を上回ると、漏れ線量が発生したと判定し、インターロックを出力してビーム出射を禁止している。

[0067] 図 8 は、呼吸同期ゲートによりビーム出射が停止されるとき照射線量の制御・管理の様子を記述するタイミングチャートである。呼吸同期ゲートがオフになると、スポット照射中であっても、ビーム出射が停止される。このとき、正線量計カウンタ 81 と副線量計カウンタ 91 は、カウント値 a_1 、 b_1 を夫々保持したままカウントアップ動作を中断する。一方、正線量計（漏れ線量用）カウンタ 92 は、呼吸同期ゲートがオフになると積算を開始し、カウント値 a_2 を出力する。そして、呼吸同期ゲートが再びオンになるまでこの状態を継続する。呼吸同期ゲートがオンになると、正線量計（漏れ線量用）カウンタ 92 の積算を停止し、正線量計カウンタ 81 と副線量計カウンタ 91 の積算を再開する。

[0068] 第 1 の異常判定部 93 は、呼吸同期ゲートがオフになっている期間に、正線量計（漏れ線量用）カウンタ 92 のカウント値 a_2 がプリセットカウンタ

A 2 を上回ると漏れ線量が発生したと判定し、インターロック信号を発生し、ビーム出射を禁止する。副線量計側でも同様の仕組みで監視を行っており、ビーム出射停止中に、副線量計カウンタ（漏れ線量用）（図示せず）のカウント値 b_2 がプリセットカウント B_2 を上回ると、漏れ線量が発生したと判定し、インターロックを出力してビーム出射を禁止している。

[0069] ところで、通常レンジ切替によってビーム出射が停止する時間は 0.5 秒程度であり、呼吸同期ゲートによってビーム出射が停止する時間は 1 ～ 2 秒程度である。一方、出射制御部 20 等がノイズ等によって誤動作するとスパイク状の誤出射が起こる。この誤出射により漏れ線量が発生する時間幅は 0.1 msec 程度である。

[0070] これに対して、正線量計 50a の内部では定常的に小さなレベルのノイズが発生している（副線量計 50b についても同様）。このため、スパイク状の漏れ線量のピーク強度が、正線量計 50a の内部ノイズのレベルの 10000 倍程度（1 秒 / 0.1 msec）あったとしても、ビーム出射の停止期間中に積算される内部ノイズ量（時間積分値）が漏れ線量と同等になってしまう。このことは、漏れ線量の強度が正線量計 50a で発生する内部ノイズレベルの 10000 倍以下である場合、正線量計（漏れ線量用）カウンタ 92 では、漏れ線量を正しく検知できなくなることを意味している。

[0071] 上述した従来の異常判定方法の問題点を改善するため、本実施形態に係る粒子線ビーム照射装置 1 では、上記の第 1 の異常判定だけではなく、これとは異なる種類の第 2 の異常判定を、第 1 の異常判定に加えて実施している。

[0072] （3）第 1 の実施形態（第 2 の異常判定（その 1））

図 9 は、第 1 の実施形態に係る異常判定部 90 の構成例を主に示すブロック図である。第 1 の実施形態に係る異常判定部 90 は、従来の異常判定部 900（図 4）の構成に加えて、第 2 正線量計カウンタ 95、第 2 副線量計カウンタ 94、及び第 2 の異常判定部 96 を備えた構成となっている。

[0073] 第 2 正線量計カウンタ 95 は、正線量計カウンタ 81 と同様にビーム出射時に正線量計 50a から出力されるパルスのパルス数をカウントするが、カ

ウンタの積算期間が正線量計カウンタ 8 1 よりも小さくなっている。

[0074] また、第 2 副線量計カウンタ 9 4 は、副線量計カウンタ 9 1 と同様にビーム出射時に副線量計 5 0 b から出力されるパルス数のパルス数をカウントするが、カウンタの積算期間が副線量計カウンタ 9 1 よりも小さくなっている。

[0075] 第 2 正線量計カウンタ 9 5 から出力されるカウント値 a 3（第 1 の区間線量測定値）と、第 2 副線量計カウンタ 9 4 から出力されるカウント値 b 3（第 2 の区間線量測定値）は、第 2 の異常判定部 9 6 に入力される。

[0076] 一方、第 1 の実施形態で使用するパターンファイル 4 0 a は、従来のパターンファイル 4 0 のデータ（図 5）に対して、図 1 0 に示すように、第 2 の異常判定用プリセットカウント値 A 3、B 3 が付加されている。第 2 の異常判定用プリセットカウント値 A 3、B 3 は、ビーム出射時に正線量計 5 0 a と副線量計 5 0 b から出力されるパルス数のカウント値 a 3、b 3 の正常／異常を判定するものである。第 2 の異常判定部 9 6 は、パルス数のカウント値 a 3、b 3 が、プリセットカウント値 A 3、B 3 を基準にして求められる上限と下限から定まる所定の判定範囲（第 1、第 2 の基準範囲）内にあれば正常と判定し、判定範囲外の場合には異常と判定する。なお、プリセットカウント値 A 3、B 3 に替えて、判定範囲を定めるための上限と下限とを別途夫々規定してもよい。

[0077] 第 2 の異常判定部 9 6 と第 1 の異常判定部 9 3 の少なくとも何れか一方が異常と判定した場合には、インターロック信号が出射制御部 2 0 に出力され、ビーム出射が停止する。

[0078] 図 1 1 は、第 1 の実施形態における照射線量の制御・管理の様子を示すタイミングチャートである。

[0079] 制御部 8 0 では、正線量計 5 0 a から出力されるパルス数のパルス数を正線量計カウンタ 8 1 でカウントし、従来と同様にカウント値 a 1 がプリセットカウント A 1 に達すると、スポット切替指令を出力する。

[0080] 一方、異常判定部 9 0 では、従来と同様の副線量計カウンタ 9 1 のカウント値 b 1 と正線量計（漏れ線量用）カウンタ 9 2 のカウント値 a 2 を用いた

第 1 の異常判定に加えて、第 2 正線量カウンタ 9 5 のカウント値 a 3 と第 2 副線量計カウンタ 9 4 のカウント値 b 3 を用いた第 2 の異常判定（その 1）を行っている。

[0081] 第 1 の異常判定は、前述したように、スポット切り替えの直前に、副線量計カウンタ 9 1 のカウント値 b 1 と副線量計プリセットカウント B 1 の値とを比較し、カウント値 b 1 がプリセットカウント B 1 を超えていた場合や、カウント値 b 1 とプリセットカウント B 1 の比率がある一定の比率に達していない場合は異常と判定している。また、ビーム出射停止中において、正線量計カウンタ（漏れ線量用）9 2 のカウント値 a 2 がプリセットカウント A 2 を上回った場合にも異常と判定している。

[0082] これに対して、第 2 の異常判定（その 1）は、上記の第 1 の異常判定とは独立に、正線量計 5 0 a のパルス数をカウントする第 2 正線量カウンタ 9 5 のカウント値 a 3 と、パターンファイル 9 0 a に規定する第 2 の異常判定用プリセットカウント値 A 3 とを比較し、カウント値 a 3 がプリセットカウント値 A 3 を基準とする所定の基準範囲外となった場合は異常と判定する。同様に、副線量計 5 0 b のパルス数をカウントする第 2 副線量カウンタ 9 4 のカウント値 b 3 と、パターンファイル 9 0 a に規定する第 2 の異常判定用プリセットカウント値 B 3 とを比較し（通常、B 3 は A 3 と同じ値に設定される）、カウント値 b 3 がプリセットカウント値 B 3 を基準とする所定の基準範囲外となった場合にも異常と判定する。

[0083] 第 2 の異常判定（その 1）を付加したことにより、正線量計 5 0 a、副線量計 5 0 b がともに異常状態となった時、例えば正線量計 5 0 a、副線量計 5 0 b の高電圧電源がともに電圧出力状態に無い場合等でも、異常を検出することが可能となり、過照射を生じることが無くなり、安全な粒子線照射装置を提供することができる。

[0084] また、第 2 の異常判定（その 1）は、判定期間を第 1 の異常判定の判定期間よりも通常短い期間としている。第 1 の異常判定が、ビームスポット位置が変更される周期（治療計画等によって異なった周期となるが、例えば、1

00 μ s ~ 100 ms の周期) で判定するのに対して、第2の異常判定の判定周期は、ビームスポットの平均的な変更周期よりも十分短い周期、例えばビームスポットの平均変更周期の $1/10$ 以下の一定の周期 (例えば、100 μ s ~ 1 ms) としている。つまり、この判定周期毎に第2正/副線量計カウンタ95、94をリセットしている。判定周期を短くしたことにより、照射線量に異常が発生した場合、ビームスポットの更新タイミングを待つことなく、短時間でインターロック信号を出力してビーム出射を停止することが可能となり、過照射が生じる可能性をさらに低減することができる。

[0085] (4) 第2の実施形態 (第2の異常判定 (その2))

第2の実施形態に係る異常判定は、第1の実施形態での異常判定 (第1の異常判定及び第2の異常判定 (その1)) と並行して行われる。具体的には、第2正線量計カウンタ95のカウント値 a_3 と、第2副線量計カウンタ94のカウント値 b_3 の差分の絶対値が所定の閾値を超えたとき、異常であると判定する。正線量計50aと副線量計50bは通常同じ構成を持つため、正線量計50aと副線量計50bが共に正常な場合は、同じパルス数が計測されるはずである。そこで、カウント値 a_3 とカウント値 b_3 の差分の絶対値が、予め決められた閾値を上回った場合、正副線量計50a、50bの何れか、もしくは第2正/副線量計カウンタ95、94の何れかに異常が発生したと判定し、インターロック信号を発生しビーム出射を停止するようにしている。第2の実施形態により、異常判定の信頼性はさらに向上する。

[0086] 図12は、照射線量の制御・管理の様子を記述するタイミングチャートである。前述したように、ラスタースキャン照射では、電磁石電源の電流変更中もビームの出射を停止しないが、スライス切り替えや呼吸同期ゲートがオフの場合は、ビームの出射を停止する。ビーム出射の停止時に異常監視が有効になっていると、カウント値 a_3 と b_3 が共に小さいため、差分 (絶対値) が閾値を超えてしまい、インターロック信号を誤って出力する可能性が高い。そこで、ビーム出射状態の時のみ異常判定を実施するようにしている。この結果、スライス切り替えや呼吸同期ゲートがオフの時によるビーム

出射停止の時ににおいても、不要なインターロック信号を発生させることなく異常判定の信頼性を高めることができる。なお、図 12 では、呼吸同期ゲートによるビームオフ時の判定状況を図示しているが、スライス切り替えによるビームオフ時についても、同様の判定状況となる。

[0087] (5) 第 3 の実施形態 (第 2 の異常判定 (その 3))

図 13 は、第 3 の実施形態に係る異常判定部 90b の構成例を示す図である。この異常判定部 90b は、第 1、第 2 の実施形態の異常判定部 90 に、第 3 正／副線量計カウンタ 98、97 と、漏れ線量判定を行う第 3 の異常判定部 99 を付加した構成である。

[0088] 第 3 の異常判定部 99 では、ビーム出射の停止時に第 3 正／副線量計カウンタ 98、97 から出力されるパルス (漏れ線量によるパルス) のカウント値 a4 (第 3 の区間線量測定値)、b4 (第 4 の区間線量測定値) と、パターンファイル 40b に規定される第 3 の異常判定用プリセットカウント値 A4 (第 3 の基準値)、B4 (第 4 の基準値) を夫々比較判定し、少なくとも一方の比較判定でカウント値がプリセットカウント値を超えた場合に、漏れ線量に異常が有る (想定異常の漏れ線量が発生している) と判定し、出射制御部 20 に対してインターロック信号を出力するようにしている。漏れ線量に対する上記の異常判定が、第 2 の異常判定 (その 3) である。

[0089] 図 14 は、第 3 の実施形態で使用する照射パターンファイル 40b の一例を示す図であり、右端に第 3 の異常判定用プリセットカウント値 A4、B4 が追加されている。第 3 の異常判定用プリセットカウント値 A4、B4 は、ビーム出射の停止時における漏れ線量を判定する閾値であるため、他のプリセットカウント値と比べると小さな値が設定されている。

[0090] 図 15 は、第 3 の実施形態に係る照射線量の制御・管理の様子を記述するタイミングチャートである。

[0091] 第 3 正／副線量計カウンタ 98、97 の特徴は、ビーム出射停止時間よりも十分短い間隔 (第 2 の判定期間)、例えば $100\mu\text{s} \sim 1\text{ms}$ 程度、で正／副線量計 50a、50b からのパルス信号のパルス数を積算する点にある

。積算したカウント値 a 4、及び b 4 が、照射パターンファイル 4 0 b で設定されたプリセットカウント A 4、B 4 を上回った場合、規定以上の漏れ線量が発生したと判定し、インターロック信号を出力してビーム出射を停止する。

[0092] 従来の漏れ線量判定では、図 7、図 8 等に示すように、ビーム出射の停止期間中はリセットすることなく継続的にパルス数を積算している。このため、前述したように、正線量計 5 0 a の内部ノイズに起因するパルスがビーム出射の停止期間中もずっと積算され、スパイク状に発生する漏れ線量が内部ノイズに埋もれてしまい、瞬間的な漏れ線量に対して検出感度を十分高めることができなかった。

[0093] これに対して、第 3 の実施形態における第 2 の異常判定（その 3）では、第 3 正／副線量計カウンタ 9 8、9 7 の積算期間（即ち、第 2 の判定期間）を、ビーム出射の停止期間よりも十分短くしているため、正／副線量計 5 0 a、5 0 b の内部ノイズによるパルス数の積算量は大幅に低減され、スパイク状に発生する漏れ線量を高感度で検出することが可能となる。この結果、レンジ切り替えや呼吸同期ゲートのオフ状態によるビーム出射停止時においても、累積的なビーム出射だけでなく、瞬間的なビーム出射に対しても感度よく漏れ線量を監視することが可能となり、安全な粒子線ビーム照射装置 1 を提供することができる。

[0094] 上述した第 2 の異常判定（その 3）では、第 2 の異常判定（その 1）（或は、第 2 の異常判定（その 2））で用いる第 2 正／副線量計カウンタ 9 5、9 4 とは異なる第 3 正／副線量計カウンタ 9 8、9 7 を別途設ける構成としているが、第 2 正／副線量計カウンタ 9 5、9 4 と第 3 正／副線量計カウンタ 9 8、9 7 とを共通化し、第 2 正／副線量計カウンタ 9 5、9 4 を第 2 の異常判定（その 3）用として使用することも可能である。この場合、粒子線ビームの出射停止中に第 2 正／副線量計カウンタ 9 5、9 4 から出力されるカウント値が、上述した夫々のカウント値 a 4、b 4 となる。

[0095] また、第 2 の異常判定（その 3）と第 2 の異常判定（その 1）とは夫々単

独で第１の異常判定と組み合わせてもよいし、双方を同時に第１の異常判定と組み合わせてもよい。

[0096] 以上説明してきたように、本実施形態に係る粒子線ビーム照射装置及びその制御方法によれば、高い信頼性でビーム毎の線量を計測すると共に、瞬間的なビーム出射による漏れ線量に対しても高い感度で計測することができる。

[0097] なお、本発明は上記の実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせても良い。

符号の説明

[0098] 1 粒子線ビーム照射装置

- 10 ビーム生成部
- 20 出射制御部
- 30 ビーム走査部
- 50a 正線量計
- 50b 副線量計
- 80 制御部
- 90、90a、90b 異常判定部

請求の範囲

- [請求項1] 患者の患部に粒子線ビームを照射する粒子線ビーム照射装置において、
- 、
 - 前記粒子線ビームの出射と停止を制御する出射制御部と、
 - 前記患部に対する前記粒子線ビームの照射位置を順次変更する制御部と、
 - 前記患部に向けて照射される前記粒子線ビームの線量率を測定する第1、及び第2の線量計と、
 - 前記第1、及び第2の線量計から出力される前記線量率を累積して得られる線量測定値を用いて本装置の異常判定を行い、異常有りと判定したときは、前記粒子線ビームの出射を停止させるインターロック信号を前記出射制御部に出力する異常判定部と、
 - を備え、
 - 前記制御部は、
 - 前記第1の線量計から出力される線量率を前記粒子線ビームの照射位置毎に累積して第1のビーム線量測定値を求め、前記第1のビーム線量測定値が、前記照射位置毎に予め定められている第1の計画線量値に達したとき、前記粒子線ビームの照射位置を変更し、
 - 前記異常判定部は、
 - 前記第2の線量計から出力される線量率を前記粒子線ビームの照射位置毎に累積して第2のビーム線量測定値を求め、前記第1のビーム線量測定値が前記第1の計画線量値に達したとき、前記第2のビーム線量測定値が、前記第1の計画線量値よりも高い値に設定されている第2の計画線量値を越えた場合に前記異常有りと判定する第1の異常判定と、
 - 前記第1、及び第2の線量計から出力される線量率を所定の判定期間毎に累積して区間線量測定値を夫々求め、前記夫々の区間線量測定値に基づいて前記異常ありと判定する第2の異常判定と、

を行うことを特徴とする粒子線ビーム照射装置。

[請求項2]

前記第2の異常判定は、

前記粒子線ビームの出射期間中に前記第1、及び第2の線量計から出力される線量率を前記所定の判定期間毎に累積して第1、及び第2の区間線量測定値を夫々求め、前記第1の区間線量測定値が予め定められた第1の基準範囲外となった場合、及び、前記第2の区間線量測定値が予め定められた第2の基準範囲外となった場合の少なくとも何れかの場合に、前記異常ありと判定する、

ことを特徴とする請求項1に記載の粒子線ビーム照射装置。

[請求項3]

前記第2の異常判定は、

前記第1の区間線量測定値と、前記第2の区間線量測定値との差の絶対値が、所定の判定範囲外となった場合、前記異常ありとさらに判定する、

ことを特徴とする請求項2に記載の粒子線ビーム照射装置。

[請求項4]

前記所定の判定期間は、前記粒子線ビーム照射位置の平均的な変更間隔よりも短く設定される、

ことを特徴とする請求項2又は3に記載の粒子線ビーム照射装置。

[請求項5]

前記第2の異常判定は、

前記粒子線ビームの出射停止期間に前記第1、及び第2の線量計から出力される線量率を前記所定の判定期間毎に累積して第3、及び第4の区間線量測定値を夫々求め、前記第3の区間線量測定値が予め定められた第3の基準値を超えた場合、及び、前記第4の区間線量測定値が予め定められた第4の基準値を超えた場合の少なくとも何れかの場合に、前記異常ありと判定する、

ことを特徴とする請求項1に記載の粒子線ビーム照射装置。

[請求項6]

前記所定の判定期間は、前記粒子線ビームの出射停止期間よりも短く設定される、

ことを特徴とする請求項5に記載の粒子線ビーム装置。

[請求項7] 患者の患部に粒子線ビームを照射する粒子線ビーム照射装置の制御方法において、

前記粒子線ビームの出射と停止を制御し、

前記患部に対する前記粒子線ビームの照射位置を順次変更し、

前記患部に向けて照射される前記粒子線ビームの線量率を第 1、及び第 2 の線量計によって測定し、

前記第 1、及び第 2 の線量計から出力される前記線量率を累積して得られる線量測定値を用いて本装置の異常判定を行い、

異常有りと判定したときは、インターロック信号を用いて前記粒子線ビームの出射を停止させる、

ステップを備え、

前記粒子線ビームの照射位置を変更するステップでは、

前記第 1 の線量計から出力される線量率を前記粒子線ビームの照射位置毎に累積して第 1 のビーム線量測定値を求め、前記第 1 のビーム線量測定値が、前記照射位置毎に予め定められている第 1 の計画線量値に達したとき、前記粒子線ビームの照射位置を変更し、

前記異常判定を行うステップでは、

前記第 2 の線量計から出力される線量率を前記粒子線ビームの照射位置毎に累積して第 2 のビーム線量測定値を求め、前記第 1 のビーム線量測定値が前記第 1 の計画線量値に達したとき、前記第 2 のビーム線量測定値が、前記第 1 の計画線量値よりも高い値に設定されている第 2 の計画線量値を越えた場合に前記異常有りと判定する第 1 の異常判定と、

前記第 1、及び第 2 の線量計から出力される線量率を所定の判定期間毎に累積して区間線量測定値を夫々求め、前記夫々の区間線量測定値に基づいて前記異常ありと判定する第 2 の異常判定と、

を行うことを特徴とする粒子線ビーム照射装置の制御方法。

[請求項8] 前記第 2 の異常判定は、

前記粒子線ビームの出射期間中に前記第 1、及び第 2 の線量計から出力される線量率を前記所定の判定期間毎に累積して第 1、及び第 2 の区間線量測定値を夫々求め、前記第 1 の区間線量測定値が予め定められた第 1 の基準範囲外となった場合、及び、前記第 2 の区間線量測定値が予め定められた第 2 の基準範囲外となった場合の少なくとも何れかの場合に、前記異常ありと判定する、

ことを特徴とする請求項 7 に記載の粒子線ビーム照射装置の制御方法。

[請求項 9] 前記第 2 の異常判定は、

前記第 1 の区間線量測定値と、前記第 2 の区間線量測定値との差の絶対値が、所定の判定範囲外となった場合、前記異常ありとさらに判定する、

ことを特徴とする請求項 8 に記載の粒子線ビーム照射装置の制御方法。

[請求項 10] 前記所定の判定期間は、前記粒子線ビーム照射位置の平均的な変更間隔よりも短く設定される、

ことを特徴とする請求項 8 又は 9 に記載の粒子線ビーム照射装置の制御方法。

[請求項 11] 前記第 2 の異常判定は、

前記粒子線ビームの出射停止期間に前記第 1、及び第 2 の線量計から出力される線量率を前記所定の判定期間毎に累積して第 3、及び第 4 の区間線量測定値を夫々求め、前記第 3 の区間線量測定値が予め定められた第 3 の基準値を超えた場合、及び、前記第 4 の区間線量測定値が予め定められた第 4 の基準値を超えた場合の少なくとも何れかの場合に、前記異常ありと判定する、

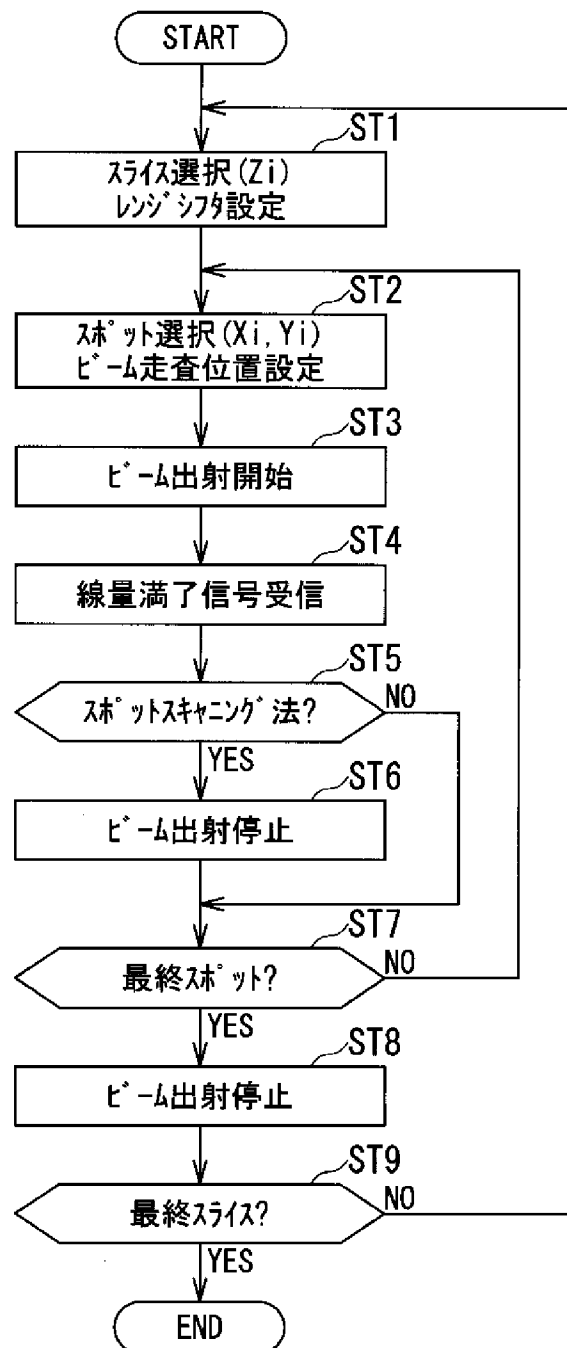
ことを特徴とする請求項 7 に記載の粒子線ビーム照射装置の制御方法。

[請求項 12] 前記所定の判定期間は、前記粒子線ビームの出射停止期間よりも短く

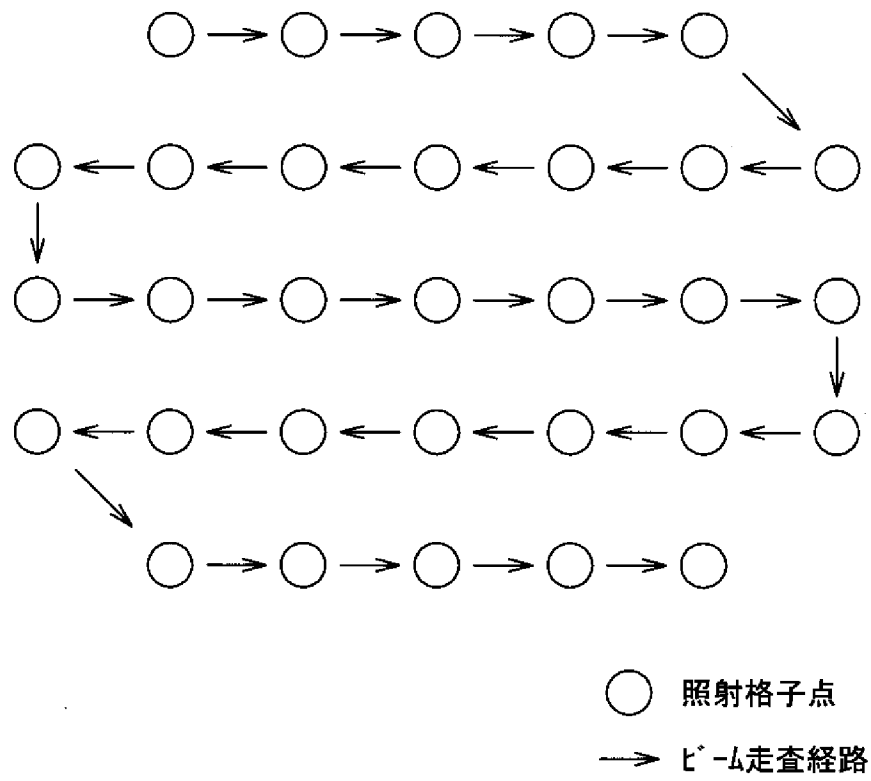
設定される、

ことを特徴とする請求項 1 1 に記載の粒子線ビーム装置の制御方法。

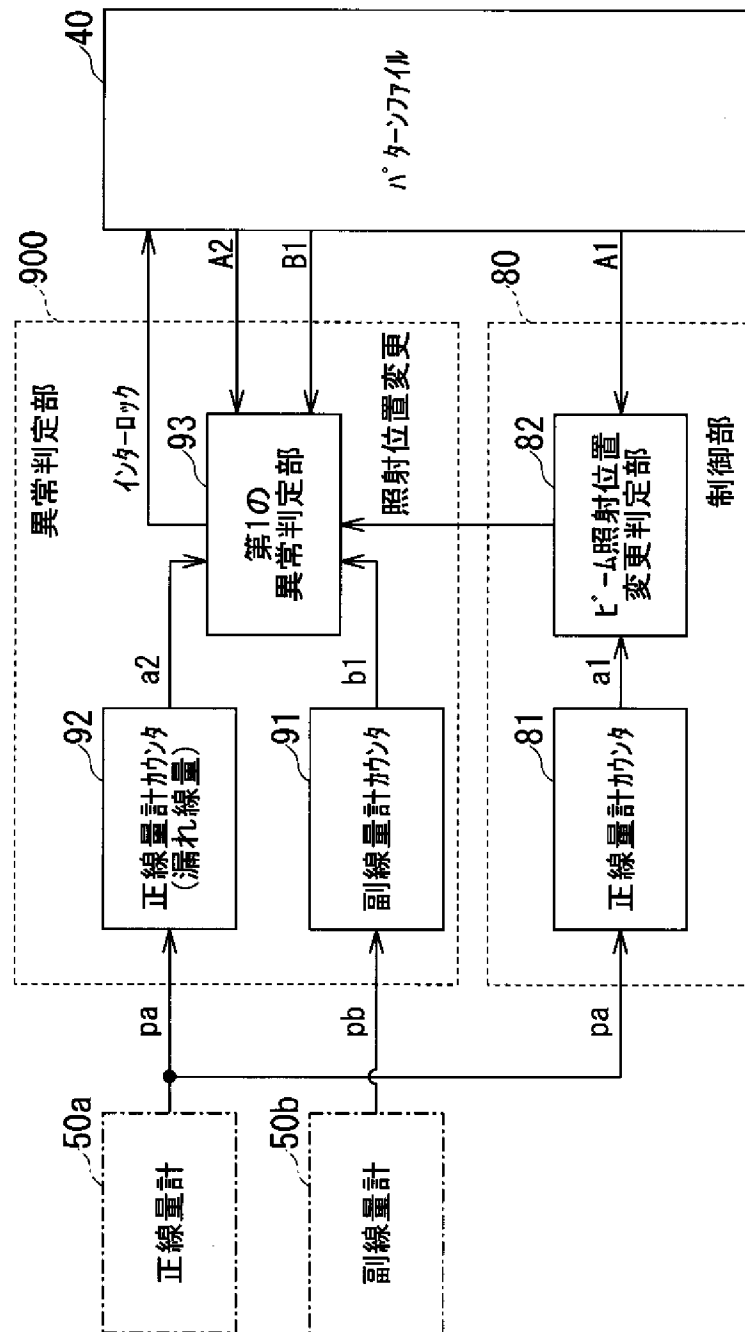
[図2]



[図3]



[図4]



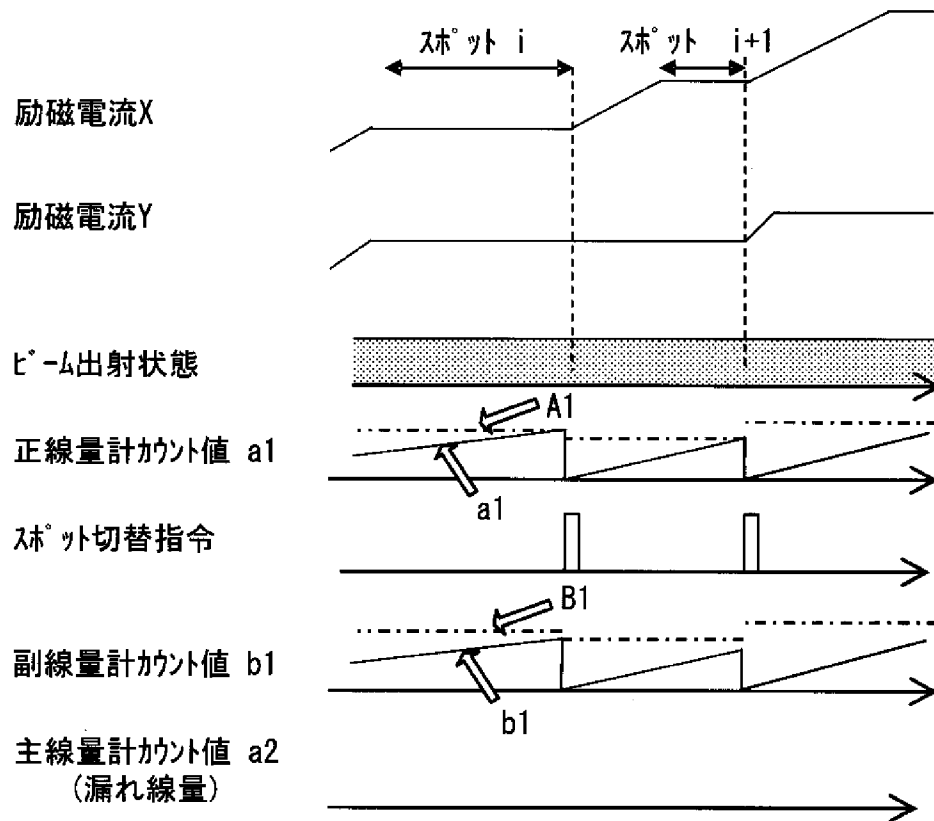
[図5]

パターンファイル

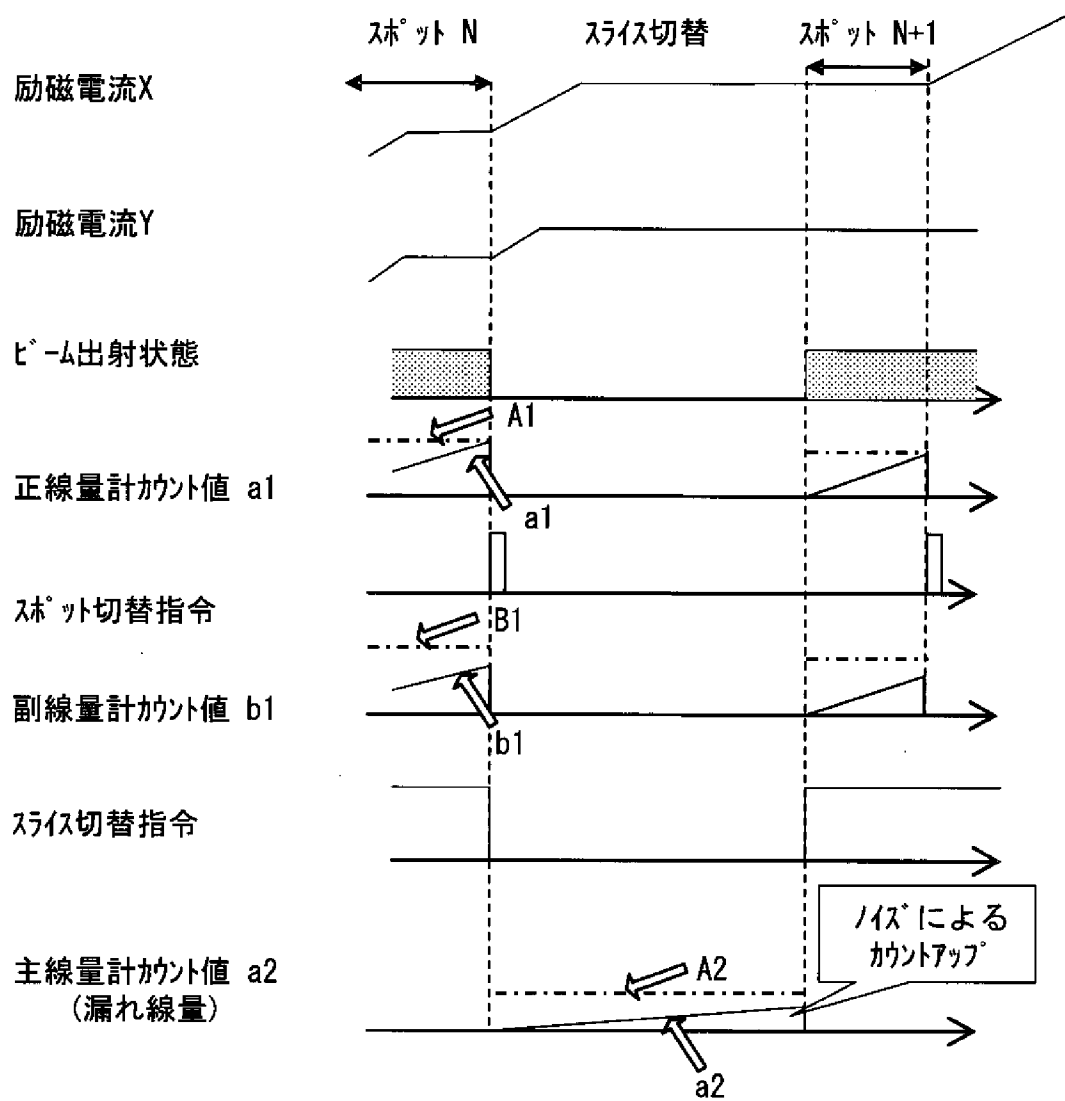
40

レジスタ厚の 設定値	スキャン電磁 石励磁電流値 (X)	スキャン電磁 石励磁電流値 (Y)	正線量軽 プロセッサカウント値 A1	正線量計 プロセッサカウント値 A2	副線量計 プロセッサカウント値 B1	副線量計 プロセッサカウント値 B2
10	5	5	300000	3000	330000	3100
10	10	5	280000	3000	308000	3100
10	15	10	250000	3000	275000	3100
10	25	10	280000	3000	308000	3100
12	5	5	50000	3000	55000	3100
12	15	10	51000	3000	56100	3100
12	20	10	52000	3000	57200	3100
15	5	15	19000	3000	20900	3100
15	15	15	20000	3000	22000	3100
.						
20	25	25	15000	300	16500	310

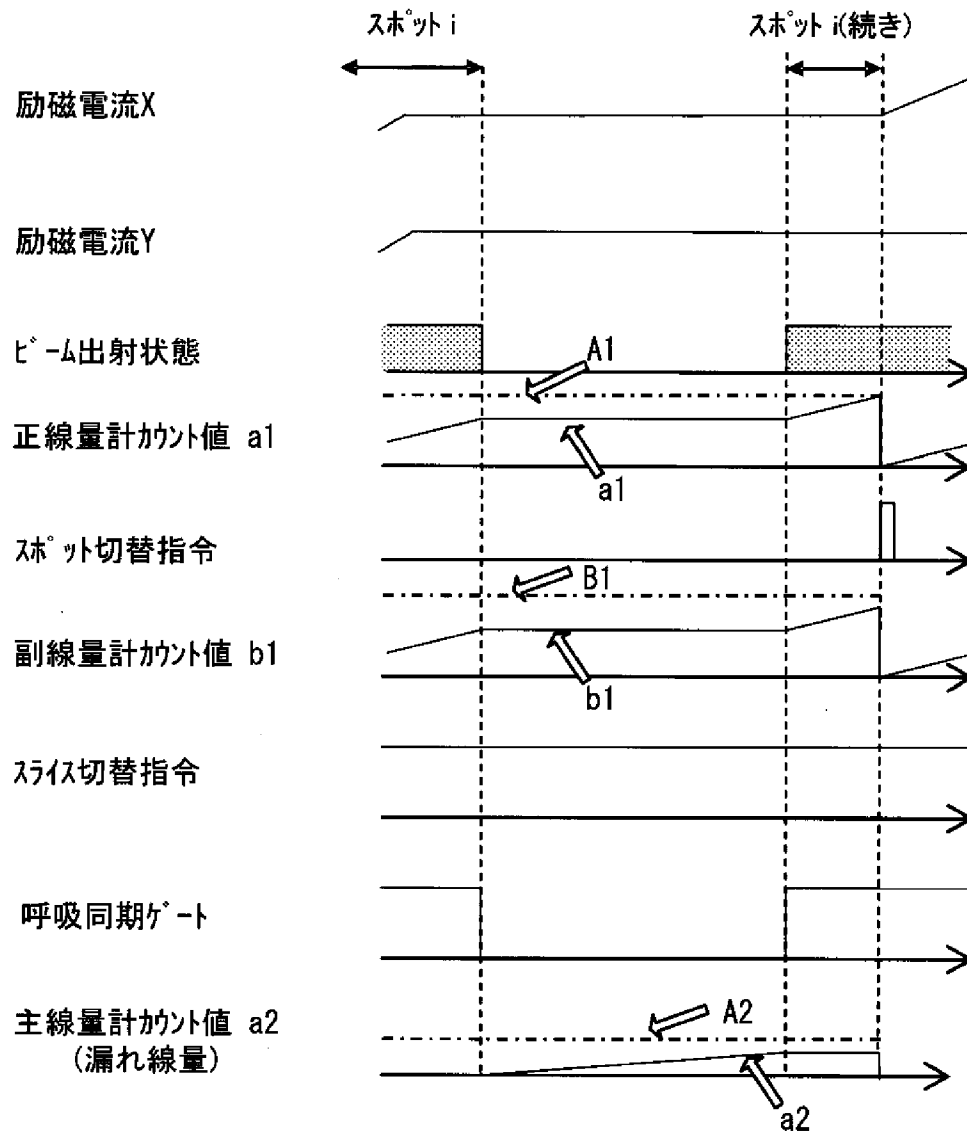
[図6]



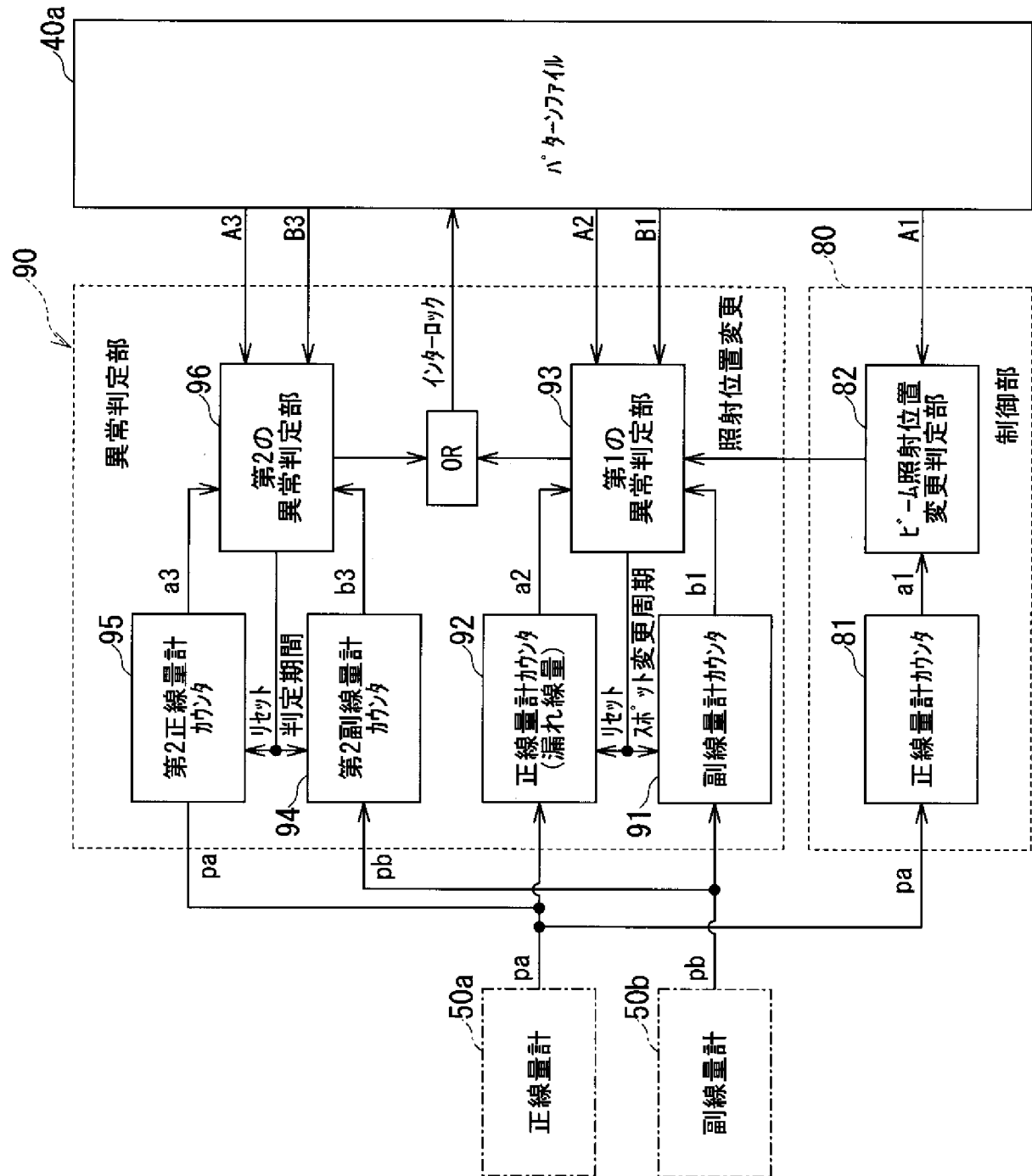
[図7]



[図8]



[図9]



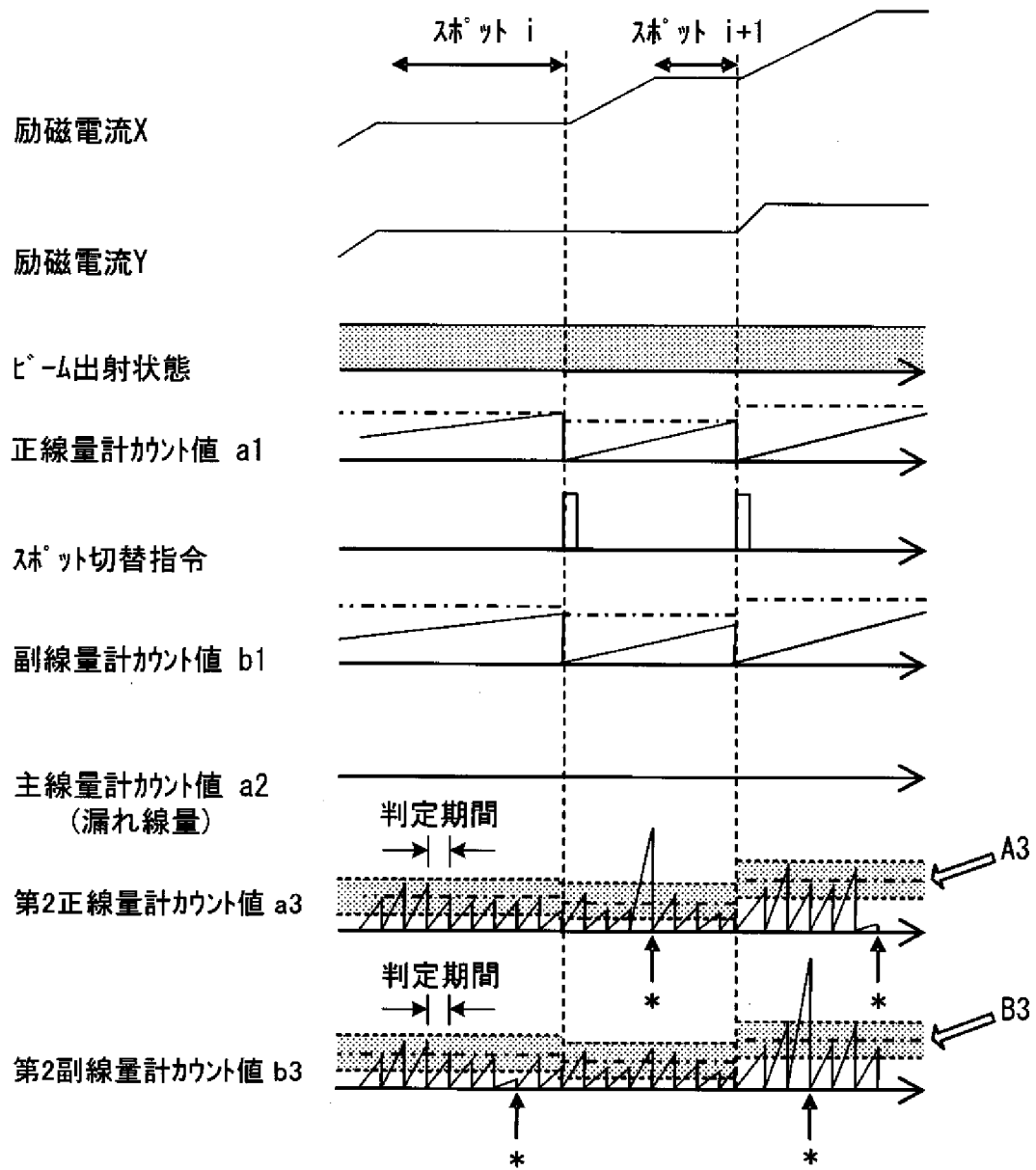
[図10]

パターンファイル

40a

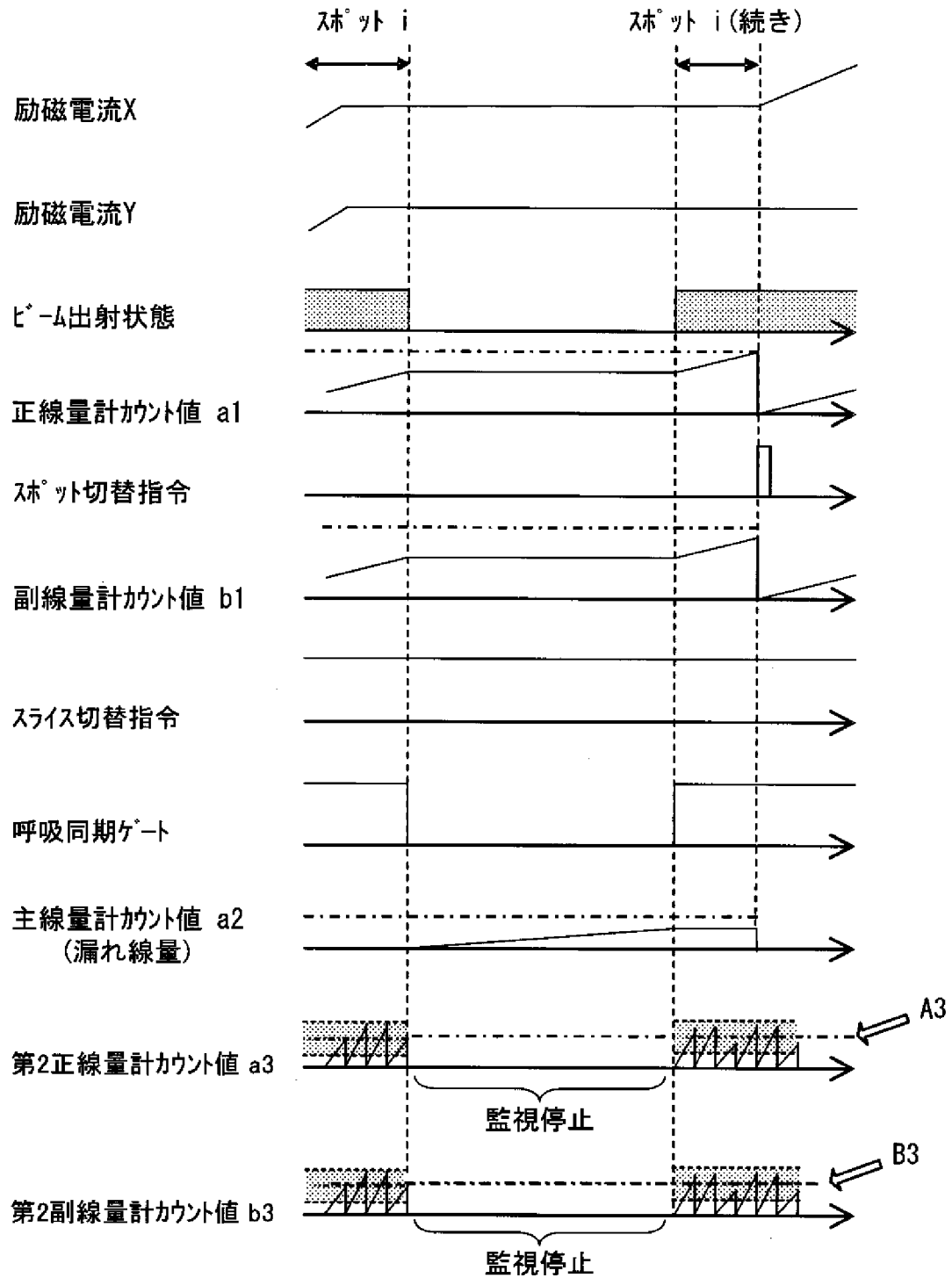
レジスタ厚の 設定値	スキャン電磁 石励磁電流値 (X)	スキャン電磁 石励磁電流値 (Y)	正線量計 プリセットカウント値 A1	正線量計 プリセットカウント値 A2	副線量計 プリセットカウント値 B1	副線量計 プリセットカウント値 B2	第2の異常判定用 プリセットカウント値 A3、B3
10	5	5	300000	3000	330000	3100	1000
10	10	5	280000	3000	308000	3100	1000
10	15	10	250000	3000	275000	3100	1000
10	25	10	280000	3000	308000	3100	1000
12	5	5	50000	3000	55000	3100	500
12	15	10	51000	3000	56100	3100	500
12	20	10	52000	3000	57200	3100	500
15	5	15	19000	3000	20900	3100	100
15	15	15	20000	3000	22000	3100	100
.							
20	25	25	15000	300	16500	310	100

[図11]

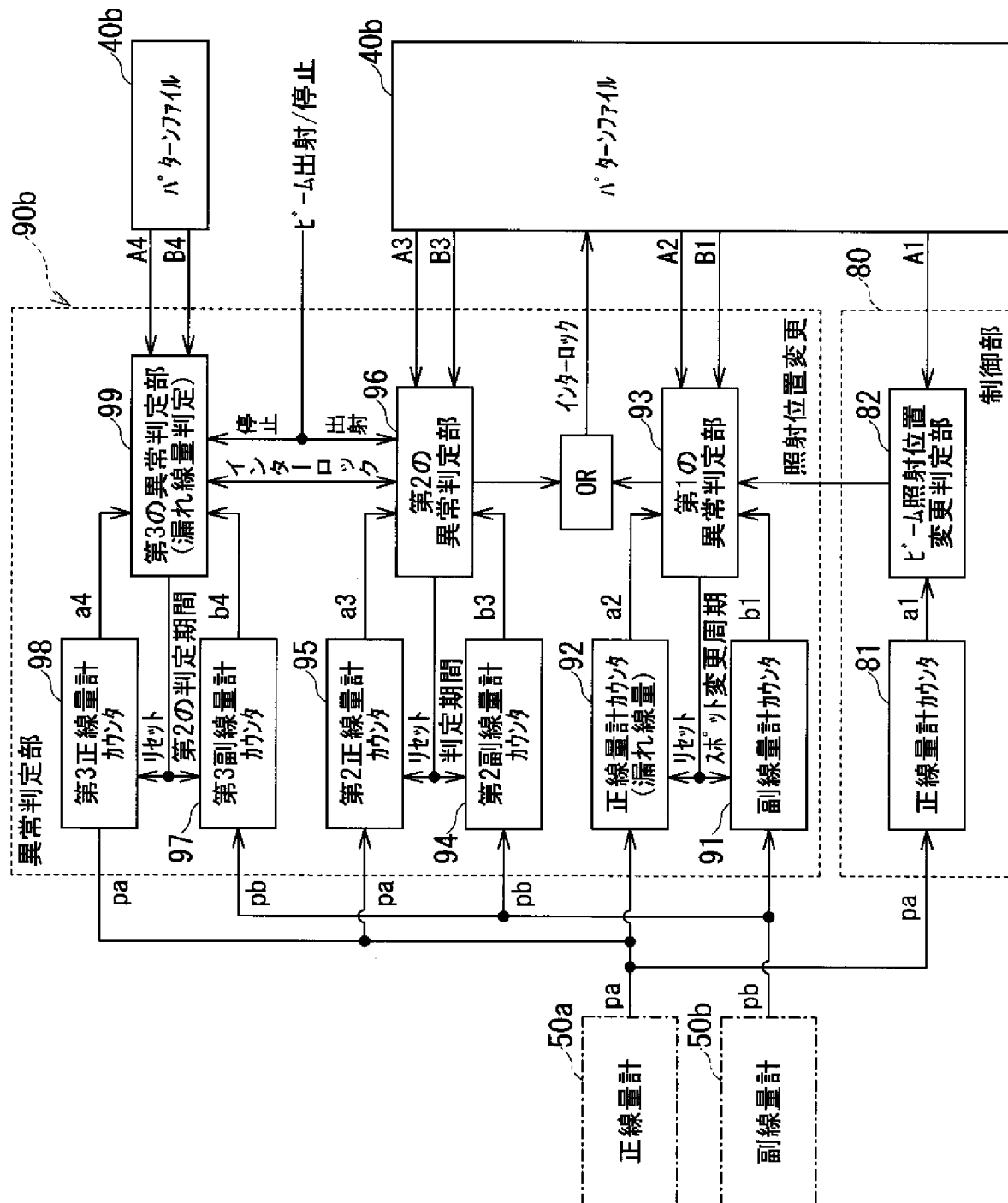


※実際には、上記*の部分で異常を検出して、
ビーム出射を停止する

[図12]



[図13]



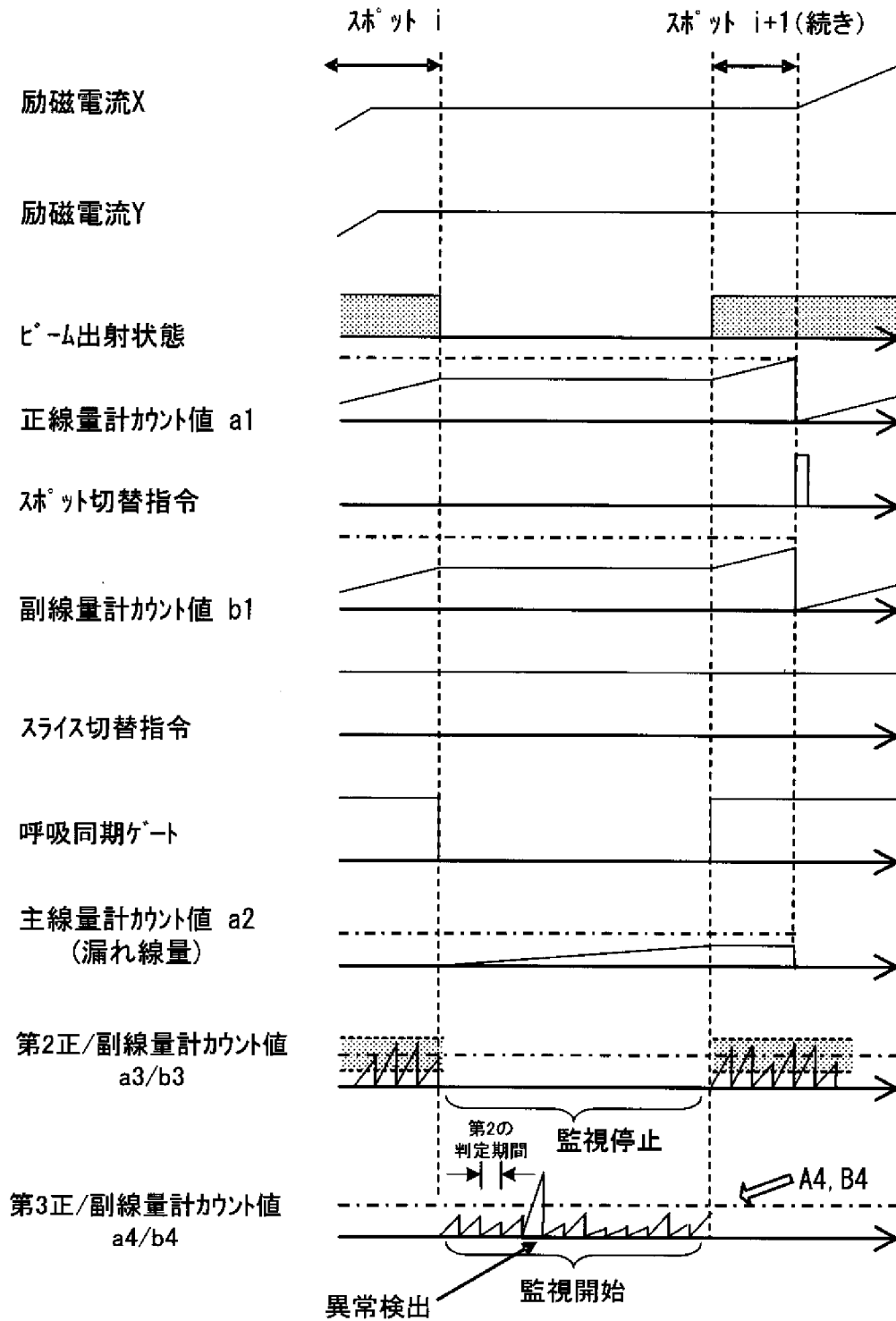
[図14]

パターンファイル

40b

レジスタ厚の 設定値	スキャング電磁石 励磁電流値 (X)	スキャング電磁石 励磁電流値 (Y)	正線量計 プリアセットカウント値 A1	正線量計 プリアセットカウント値 A2	副線量計 プリアセットカウント値 B1	副線量計 プリアセットカウント値 B2	第2の異常判定用 プリアセットカウント値 A3、B3	第3の異常判定用 プリアセットカウント値 A4、B4
10	5	5	300000	3000	330000	3100	1000	5
10	10	5	280000	3000	308000	3100	1000	5
10	15	10	250000	3000	275000	3100	1000	5
10	25	10	280000	3000	308000	3100	1000	5
12	5	5	50000	3000	55000	3100	500	5
12	15	10	51000	3000	56100	3100	500	5
12	20	10	52000	3000	57200	3100	500	5
15	5	15	19000	3000	20900	3100	100	5
15	15	15	20000	3000	22000	3100	100	5
.								
20	25	25	15000	300	16500	310	100	5

[図15]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/052522

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61N5/10(2006.01) i, G21K5/04(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, G21K5/04

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 1996-2011

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011

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 2009-039219 A (Hitachi, Ltd.), 26 February 2009 (26.02.2009), entire text; fig. 1 to 12 (Family: none)	1-6
A	JP 2007-296321 A (Hitachi, Ltd.), 15 November 2007 (15.11.2007), entire text; fig. 1 to 18 & US 2007/0252093 A1	1-6
A	JP 2009-279046 A (Hitachi, Ltd.), 03 December 2009 (03.12.2009), entire text; fig. 1 to 15 (Family: none)	1-6

☒ 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
28 February, 2011 (28.02.11)Date of mailing of the international search report
08 March, 2011 (08.03.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/052522

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 11-233300 A (Toshiba Corp.), 27 August 1999 (27.08.1999), entire text; fig. 1 to 3 (Family: none)	1-6
A	JP 2009-045229 A (National Institute of Radiological Sciences), 05 March 2009 (05.03.2009), entire text; fig. 1 to 11 (Family: none)	1-6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/052522

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 7-12
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claims 7 to 12 pertain to methods for treatment of the human body by therapy and thus relate to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of PCT Rule 39.1(iv), to search.
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61N5/10(2006.01)i, G21K5/04(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 (I P C))

Int.Cl. A61N5/10, G21K5/04

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 1 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 1 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 1 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 2009-039219 A (株式会社日立製作所) 2009.02.26, 全文, 第 1-12 図 (ファミリーなし)	1-6
A	JP 2007-296321 A (株式会社日立製作所) 2007.11.15, 全文, 第 1-18 図 & US 2007/0252093 A1	1-6
A	JP 2009-279046 A (株式会社日立製作所) 2009.12.03, 全文, 第 1-15 図 (ファミリーなし)	1-6

☒ 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

2 8 . 0 2 . 2 0 1 1

国際調査報告の発送日

0 8 . 0 3 . 2 0 1 1

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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)

沖田 孝裕

3 I

3 2 1 8

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 3 4 6

C (続き) . 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 11-233300 A (株式会社東芝) 1999.08.27, 全文, 第 1-3 図 (ファミリーなし)	1-6
A	JP 2009-045229 A (独立行政法人放射線医学総合研究所) 2009.03.05, 全文, 第 1-11 図 (ファミリーなし)	1-6

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT 17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求項 7-12 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求項7-12は治療による人体の処置方法に関するものであって、PCT規則39.1(iv)の規定により、国際調査をすることを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。