

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-103974  
(P2014-103974A)

(43) 公開日 平成26年6月9日(2014.6.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 N 5/10 (2006.01)</b>	A 6 1 N 5/10 H	4 C 0 8 2
<b>A 6 1 B 6/00 (2006.01)</b>	A 6 1 N 5/10 M	4 C 0 9 3
	A 6 1 B 6/00 3 7 0	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2012-256524 (P2012-256524)  
(22) 出願日 平成24年11月22日 (2012.11.22)

(71) 出願人 000003078  
株式会社東芝  
東京都港区芝浦一丁目1番1号  
(71) 出願人 301032942  
独立行政法人放射線医学総合研究所  
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号  
(74) 代理人 110001380  
特許業務法人東京国際特許事務所  
(72) 発明者 嶋 勝詞  
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内  
(72) 発明者 角谷 暢一  
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

最終頁に続く

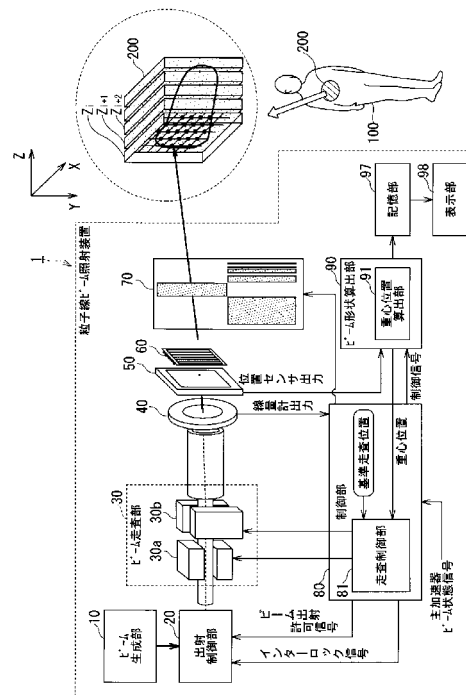
(54) 【発明の名称】 粒子線ビーム照射装置及びその制御方法

(57) 【要約】

【課題】ビーム位置が治療照射中にずれた場合にもビームを止めることなく、想定した照射位置に高精度でビームを照射することができる粒子線ビーム照射装置を提供する。

【解決手段】本発明に係る粒子線ビーム照射装置は、ビーム生成部と、粒子線ビームを走査指示値に従って走査するビーム走査部と、複数の第1の線状電極が第1の方向に並列配置され、複数の第2の線状電極が前記第1の方向と直交する第2の方向に並列配置されるセンサ部と、各第1の線状電極から出力される第1の信号と、各第2の線状電極から出力される第2の信号とから粒子線ビームの重心位置を算出する重心位置算出部と、算出された前記重心位置と予め設定された基準走査位置との誤差を求め、前記誤差を抑制するフィードバック制御によって走査指示値を補正し、補正後の走査指示値をビーム走査部へ出力する走査制御部と、を備えたことを特徴とする。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

粒子線ビームを生成するビーム生成部と、

生成された前記粒子線ビームを走査指示値に従って 2 次元走査するビーム走査部と、

前記粒子線ビームの走査位置を検出するセンサ部であって、複数の第 1 の線状電極が第 1 の方向に並列配置され、複数の第 2 の線状電極が前記第 1 の方向と直交する第 2 の方向に並列配置されるセンサ部と、

前記各第 1 の線状電極から出力される第 1 の信号と、前記各第 2 の線状電極から出力される第 2 の信号とから前記粒子線ビームの重心位置を算出する重心位置算出部と、

算出された前記重心位置と予め設定された基準走査位置との誤差を求め、前記誤差を抑制するフィードバック制御によって前記走査指示値を補正し、補正後の走査指示値を前記ビーム走査部へ出力する走査制御部と、

を備えたことを特徴とする粒子線ビーム照射装置。

**【請求項 2】**

前記 2 次元走査は、2 次元面内に規定された複数のスポット位置の各スポット位置に一時的に停止しつつ、各スポット位置を切替えていくように計画された走査であり、

前記走査制御部は、

前記フィードバック制御の演算を前記スポット位置が切り替わる毎に実施し、得られた前記補正後の走査指示値を前記スポット位置が切り替わる毎に前記ビーム走査部へ出力する、

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】**

前記フィードバック制御は、P I 制御である、

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 P I 制御に使用される比例ゲイン及び積分ゲインは、前記粒子線ビームのエネルギーの大きさに応じて異なる値に設定される、

ことを特徴とする請求項 3 に記載の粒子線ビーム照射装置。

**【請求項 5】**

前記 2 次元走査は、2 次元面内に規定された複数のスポット位置の各スポット位置に一時的に停止しつつ、各スポット位置を切替えていくように計画された走査であり、

前記走査制御部は、

前記フィードバック制御の演算を、前記スポット位置が切り替わる毎に実施することに加えて、一時的に停止するように計画された各スポット位置においても一定周期で繰り返し実施し、得られた前記補正後の走査指示値を、前記スポット位置が切り替わる毎及び前記一定周期毎に前記ビーム走査部へ出力する、

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】**

前記フィードバック制御は、P I D 制御である、

ことを特徴とする請求項 5 に記載の粒子線ビーム照射装置。

**【請求項 7】**

前記 P I D 制御に使用される比例ゲイン、積分ゲイン及び微分ゲインは、前記粒子線ビームのエネルギーの大きさに応じて異なる値に設定される、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の粒子線ビーム照射装置。

**【請求項 8】**

粒子線ビームを生成し、

生成した前記粒子線ビームを走査指示値に従って 2 次元走査し、

前記粒子線ビームの重心位置を算出し、

算出された前記重心位置と予め設定された基準走査位置との誤差を求め、前記誤差を抑制するフィードバック制御によって前記走査指示値を補正する、

10

20

30

40

50

こと特徴とする粒子線ビーム照射装置の制御方法。

【請求項 9】

前記 2 次元走査は、2 次元面内に規定された複数のスポット位置の各スポット位置に一時的に停止しつつ、各スポット位置を切替えていくように計画された走査であり、

前記フィードバック制御の演算を前記スポット位置が切り替わる毎に実施し、前記スポット位置が切り替わる毎に前記走査指示値を補正する、

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 2 次元走査は、2 次元面内に規定された複数のスポット位置の各スポット位置に一時的に停止しつつ、各スポット位置を切替えていくように計画された走査であり、

前記フィードバック制御の演算を、前記スポット位置が切り替わる毎に実施することに加えて、一時的に停止するように計画された各スポット位置においても一定周期で繰り返し実施し、前記走査指示値を、前記スポット位置が切り替わる毎及び前記一定周期毎に補正する、

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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、炭素などの重粒子線ビームや陽子線ビームなどを患部に照射し、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】

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ニング照射法の開発が進められている。このスキニング照射法では、形状コリメータやボ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 of 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。

【0003】

現状では、照射ポイントを変更する時にビーム出射を停止させるスポットスキニング照射法と、照射ポイントを変更する時にビーム出射を停止させないラスタースキニング法が検討されている。

【0004】

スキニング照射法において正しい位置にビームが照射されていることを保証するため、照射ポートには位置モニタが配備されている。

【0005】

スキニング照射用の位置モニタは、例えば、多数のストリップに区切られた収集電極が電離箱に収納された構成を持つ。これらのストリップには各々、計測回路が接続されている。計測回路の内部には積分部が設けられ、照射スポット毎に、各ストリップに収集された電荷に相当する電気量が貯えられる。積分部から出力される電圧は、A/D 変換器（以下「ADC 回路」と記す）によりデジタル信号として取り出される。そして、これらデジタル信号に対して重心計算などの演算を施すことによって、スポット位置を算出する。

【0006】

万が一、スキニング電磁石電源の電流設定異常や、上流の加速器からスキニング装置までのビーム輸送部分でのビーム位置ずれなどにより、予め決められた照射予定位置と、位置モニタで測定された位置に相違が発生した場合は、スキニング制御装置内の位置監視機構（ここでは位置モニタコントローラと呼ぶことにする）によりインターロック信号が出力され、治療照射は一時中断される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

10

20

30

40

50

【特許文献1】特開2011-161056号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

スキャンング照射法では、スキャンング装置に入射されるビームが、中心軸を通過するものと想定して照射用のパラメータを予め設定しているため、上流の加速器からスキャンング装置までの間でビーム軌道がずれてしまった場合、想定した照射予定位置にビームを照射することが出来ない。このような場合、前述した位置モニタにより、位置のずれが許容範囲を超えた場合にインターロック信号が出力され、治療照射を中断する。しかしながら、異常で照射を停止（中断）した場合は、再照射をする際に、再度、経過観察を経て計画からやり直す必要があり、かなりの労力と時間が必要となり、できる限りビーム照射を止めたくないという要望がある。

10

【0009】

また、位置のずれが許容範囲を超えていなくても、スポット毎の照射位置がずれることにより、患部内の照射線量にムラが出来てしまうため、極力位置ずれを少なくしたいという要望がある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するため、本発明に係る粒子線ビーム照射装置は、粒子線ビームを生成するビーム生成部と、生成された前記粒子線ビームを走査指示値に従って2次元走査するビーム走査部と、前記粒子線ビームの走査位置を検出するセンサ部であって、複数の第1の線状電極が第1の方向に並列配置され、複数の第2の線状電極が前記第1の方向と直交する第2の方向に並列配置されるセンサ部と、前記各第1の線状電極から出力される第1の信号と、前記各第2の線状電極から出力される第2の信号とから前記粒子線ビームの重心位置を算出する重心位置算出部と、算出された前記重心位置と予め設定された基準走査位置との誤差を求め、前記誤差を抑制するフィードバック制御によって前記走査指示値を補正し、補正後の走査指示値を前記ビーム走査部に出力する走査制御部と、を備えたことを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0011】

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、スキャンング装置に入射されるビームの位置が治療照射中にずれていった場合にもビームを止めることなく、想定した照射位置に精度良くビームを照射することが可能となる。

30

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明に係る粒子線ビーム照射装置の構成例を示す図。

【図2】ストリップ型の位置モニタ部の構成例を示す図。

【図3】スライス内のビーム走査経路の一例を示す図。

【図4】第1の実施形態に係る粒子線ビーム照射装置の動作例（スポットスキャンング照射法）を示すフローチャート。

40

【図5】第1の実施形態に係る粒子線ビーム照射装置の動作タイミング（スポットスキャンング照射法）の一例を示すタイミングチャート。

【図6】重心位置算出の概念を模式的に示す図。

【図7】重心位置算出部を含むビーム形状算出部の細部構成例を示すブロック図。

【図8】第1の実施形態に係る粒子線ビーム照射装置のフィードバック制御のタイミングを示す図。

【図9】第1の実施形態に係る粒子線ビーム照射装置の動作例（ラスタスキャンング照射法）を示すフローチャート。

【図10】第2の実施形態に係る粒子線ビーム照射装置の動作例（スポットスキャンング照射法）を示すフローチャート。

50

【図 1 1】第 2 の実施形態に係る粒子線ビーム照射装置の動作タイミング（スポットスキヤニング照射法）の一例を示すタイミングチャート。

【図 1 2】第 2 の実施形態に係る粒子線ビーム照射装置の動作例（ラスタスキヤニング照射法）を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0013】

本発明の実施形態について添付図面を参照して説明する。

【0014】

(1) 構成

図 1 は、本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 30 a、Y 用電磁石 30 b、線量モニタ部 40、位置モニタ部（センサ部）50、リッジフィルタ 60、レンジシフタ 70、制御部 80、ビーム形状算出部 90、記憶部 97、表示部 98 等を備えて構成されている。制御部 80 はその内部構成として走査制御部 81 を有しており、またビーム形状算出部 90 はその内部構成として重心位置算出部 91 を有している。

10

【0015】

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かい径の粒子線ビームを順次走査する 3 次元スキヤ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 次元スキヤニングを行っている。

20

【0016】

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。

30

【0017】

出射制御部 20 では、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。

【0018】

ビーム走査部 30 は、粒子線ビームを第 1 の方向（X 方向）及び第 1 の方向と直交する第 2 の方向（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 30 a と Y 方向に走査する Y 用電磁石 30 b の励磁電流を制御している。

【0019】

線量モニタ部 40 は、照射する線量をモニタするためのものであり、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) 装置等によって構成されている。

40

【0020】

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。

【0021】

レンジシフタ 70 は、患部 200 の Z 軸方向の照射位置を制御する。レンジシフタ 70

50

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、ビーム生成部10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。

#### 【0022】

位置モニタ部50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。線量モニタ部40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50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。

10

#### 【0023】

図2は、ストリップ型の位置モニタ部50の構成例を示す図である。図2に示すように、位置モニタ部50は、複数の短冊状電極（複数の第1の線状電極50a）がX軸方向（第1の方向）に並列配置され、複数の短冊状電極（複数の第2の線状電極50b）がY軸方向（第1の方向と直交する第2の方向）に並列配置されている。

20

#### 【0024】

制御部80は、粒子線ビーム照射装置1全体の制御を行う他、格子点毎（スポット毎）の照射線量測定、スポット毎の照射位置の健全性確認、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タ厚の制御等を行っている。

#### 【0025】

ビーム形状算出部90は、後述するように、位置モニタ部50から出力される信号に基づいて粒子線ビームの形状を走査プロファイルとして算出する他、粒子線ビームの重心位置を重心位置算出部91にて算出している。

#### 【0026】

本実施形態の粒子線ビーム照射装置1では、ビーム形状算出部90内の重心位置算出部91から出力される重心位置と、予め定められた基準走査位置とを用いたフィードバック制御によってビーム走査を行っている。このフィードバック制御は、制御部80内のビーム走査制御部81で主に行っており、この動作については後述する。

30

#### 【0027】

制御部80とビーム形状算出部90の各種の機能は、本装置1が具備するプロセッサ（図示せず）に所定のプログラムを実行させて実現することができる。或いは、ASIC等のハードウェアで構成してもよいし、ハードウェアとソフトウェアとを組み合わせてもよい。

#### 【0028】

(2) ビーム走査制御（第1の実施形態）

40

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。

#### 【0029】

前述したように、スキャンニング照射法には、スポットスキャンニング照射法とラスタースキャンニング照射法がある。本実施形態では、どちらの照射法も実施可能に構成されている。スポットスキャンニング照射法の際には、スポット位置（図3に丸印で示す照射格子点の位置）を変更する時にビーム出射を一時的に停止させ、次のスポット位置への移動が完了したのちにビーム照射を再開する。一方、ラスタースキャンニング照射法の場合には、スポット位置を変更する時にもビーム出射を一時停止させず、スポット位置変更中もビーム

50

出射を継続する。なお、スポットスキニング照射法とラスタースキニング照射法のいずれにおいても、スライスを変更するときにはビーム出射を停止する。

【 0 0 3 0 】

図 4 は、第 1 の実施形態に係る粒子線ビーム照射装置 1 の動作例を示すフローチャートである。また、図 5 は、第 1 の実施形態に係る粒子線ビーム照射装置 1 の動作タイミングの一例を示すタイミングチャートである。図 4 及び図 5 はいずれもスポットスキニング照射法に対応する動作となっている。

【 0 0 3 1 】

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ト厚、格子点 (X、Y) に対応するビーム位置 (基準走査位置) 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。

【 0 0 3 2 】

制御部 8 0 は、転送された照射パターンファイルを読み出して、ステップ S T 1 以下の処理を開始する。

【 0 0 3 3 】

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ト 7 0 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)。

【 0 0 3 4 】

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 (走査指示値) が選択される。そして、選択されたスライス上のスポット (  $X_i$ 、  $Y_i$  ) へ粒子線ビームが指向するように走査指示値が設定される。より具体的には、スライス上のスポット (  $X_i$ 、  $Y_i$  ) へ粒子線ビームが指向するように、スポット (  $X_i$ 、  $Y_i$  ) に対応する励磁電流  $I_x$  及び  $I_y$  が、X 用電磁石 3 0 a 及び Y 用電磁石 3 0 b に夫々印加される (ステップ S T 2)。

【 0 0 3 5 】

図 5 の ( a ) 及び ( b ) は、あるスポット (  $X_{i-1}$ 、  $Y_{i-1}$  ) 等から次のスポット (  $X_i$ 、  $Y_i$  ) 等へスポット位置を切り替えるときの励磁電流  $I_x$  及び  $I_y$  の変化の様子を例示している。図 5 に示す例では、スポット  $i-1$  とスポット  $i$  とでは、Y 方向の位置は同じで X 方向の位置が異なっている。このため、スポット  $i-1$  からスポット  $i$  への切り替え期間中は励磁電流  $I_x$  だけが変化し、励磁電流  $I_y$  は変化しない。スポット  $i$  への切り替えが完了すると、励磁電流  $I_x$  及び  $I_y$  はいずれも一定の値となる。このとき印加される励磁電流  $I_x$  及び  $I_y$  は、予め計画された基準走査位置に対応する電流であり、後述するフィードバック制御が施されていない、補正前の走査位置に対応する電流である。

【 0 0 3 6 】

励磁電流  $I_x$  及び  $I_y$  が予め計画された基準走査位置に対応する電流値に達すると、励磁電流の駆動電源 (図示せず) から、図 5 ( g ) に示すようなスポット切替完了信号が出力される。このスポット切替完了信号を受信すると (ステップ S T 3 の YES)、制御部 8 0 は出射制御部 2 0 に対して粒子線ビームの出射を指示し、粒子線ビームの出射が開始される (ステップ S T 4)。粒子線ビームは、X 用電磁石 3 0 a、Y 用電磁石 3 0 b によって設定されたスポット (  $X_i$ 、  $Y_i$  ) に向かうべく、X 用電磁石 3 0 a、Y 用電磁石 3 0 b によって偏向される。

【 0 0 3 7 】

X 用電磁石 3 0 a、Y 用電磁石 3 0 b で偏向された粒子線ビームは、線量モニタ部 4 0 と位置モニタ部 5 0 を通過する。その後、リッジフィルタ 6 0 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、さらにレンジシフト 7 0 を通過して患部 2 0 0 に到る。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 8 】

前述したように、本実施形態に係る粒子線ビーム照射装置 1 では、粒子線ビームの通過に伴って位置モニタ部 5 0 から出力される信号を用いて、粒子線ビームの実際の重心位置を推定（算出）している（ステップ S T 5 ）。

## 【 0 0 3 9 】

図 6 は、重心位置算出の概念を模式的に示した図である。図 6（或は図 2）に示すように、位置モニタ部 5 0 では、ストリップ状の電極が X 方向と Y 方向に多数並べて配置されており、通過する粒子線ビームの線量に対応するレベルの信号が各ストリップから出力される。粒子線ビームのビームは複数のストリップに跨っているため複数のストリップから信号が出力されるが、各信号は、各ストリップの位置における粒子線ビームの形状に対応する強度をもつ。

10

## 【 0 0 4 0 】

ビーム形状算出部 9 0 の重心位置算出部 9 1 は、各ストリップから出力される信号を用いて、重心位置、即ち、粒子線ビームのピークの位置を算出する。

## 【 0 0 4 1 】

図 7 は、ビーム形状算出部 9 0 の細部構成を示すブロック図である。位置モニタ部 5 0 の X 電極 5 0 a、Y 電極 5 0 b の数（チャンネル数）は、特に限定するものではないが、以下では、X 方向、Y 方向のチャンネル数が共に 1 2 0 チャンネルである場合を例として説明する。

## 【 0 0 4 2 】

X 電極 5 0 a の出力電流は、電流電圧変換（I V 変換）回路 9 1 1 a で電圧に変換され、増幅器 9 1 2 a で適宜の電圧に増幅された後、A D 変換器（A D C）9 2 a でデジタル信号に変換される。次段のデータ補正処理部 9 3 a は、このデジタル信号に対してオフセット補正処理や平均化処理を施して、重心位置算出部 9 1 a に入力される。

20

## 【 0 0 4 3 】

上記の I V 変換回路 9 1 1 a、増幅器 9 1 2 a、A D C 9 2 a、及びデータ補正処理部 9 3 a は、X 電極 5 0 a の夫々に対して設けられており、本例では、1 2 0 チャンネル分としている。

## 【 0 0 4 4 】

Y 電極 5 0 b の夫々に対しても、同様に、1 2 0 チャンネル分の I V 変換回路 9 1 1 b、増幅器 9 1 2 b、A D C 9 2 b、及びデータ補正処理部 9 3 b が設けられており、データ補正処理部 9 3 b の各出力は重心位置算出部 9 1 b に入力される。

30

## 【 0 0 4 5 】

重心位置算出部 9 1 a、9 1 b では、オフセット補正処理や平均化処理が施された X 方向、Y 方向の各チャンネル信号の振幅値から、粒子線ビームの X 方向の重心位置と、Y 方向の重心位置を夫々算出している。算出された重心位置は、制御部 8 0 の走査制御部 8 1 に出力される。

## 【 0 0 4 6 】

一方、1次元ビーム形状（X）抽出部 9 5 a は、算出された X 方向重心位置の周辺の複数の X チャンネル信号の振幅値から X 方向の 1次元ビーム形状を求めている。1次元ビーム形状（Y）抽出部 9 5 b も同様に Y 方向の 1次元ビーム形状を求めている。

40

## 【 0 0 4 7 】

2次元ビーム形状算出部 9 6 は、上記のようにして得られた X 方向及び Y 方向の夫々の 1次元ビーム形状  $F(X_i)$  と  $F(Y_j)$  の積から 2次元ビーム形状  $G(X_i, Y_j)$  を求めている。

## 【 0 0 4 8 】

算出された 2次元ビーム形状  $G(X_i, Y_j)$  は記憶部 9 7 に転送される。記憶部 9 7 に累積記憶された線量プロファイルは、例えばスライス単位で表示部 9 8 に送られ、記憶部 9 7 の記憶領域に対応する表示部 9 8 の画面 W にスライス単位の線量プロファイルが視認容易に表示される。

50



## 【0049】

次に、第1の実施形態に係る粒子線ビーム照射装置1のフィードバック制御（図4のステップST5乃至ステップST8）について説明する。

## 【0050】

スキャニング照射法では、スキャニング装置（出射制御部20よりも下流にある各ユニットで構成される装置）に入射されるビームが中心軸を通過するものと想定して照射用のパラメータ（パターン）を予め設定している。このため、治療照射を行う前にビーム軌道の調整を行い、ビームが中心軸を通過するように設定してから照射を行っているが、照射中に上流の加速器や輸送ラインの要因により入射ビーム軌道がずれてしまった場合、想定した照射予定位置からずれた位置に照射することになってしまう。

10

## 【0051】

そこで、従来手法では、重心計算結果が想定した照射位置とずれた場合には制御部80でビーム位置の異常を判定することにより、照射を中断することとしている。ビーム位置異常判定処理は、許容誤差の範囲内であれば照射を継続させるが、許容誤差を大きく取ると、実際に照射位置がずれた場合に患部内の照射線量にムラが出来てしまうため、好ましくない。一方、異常により照射を停止（中断）した場合は、再照射をする際に、再度、経過観察を経て計画からやり直す必要があり、かなりの労力と時間が必要となる。

## 【0052】

これに対して、本実施形態に係る粒子線ビーム照射装置1では、照射中に上流の加速器や輸送ラインの要因により入射ビーム軌道ずれてしまっても、ビーム照射の停止をできる限り抑えながら、精度良く設定位置にビームを照射することが可能となるよう、フィードバック制御を用いてビーム位置を補正する手段を設けている。

20

## 【0053】

ここでのフィードバック制御は、ステップST5で算出された重心位置と、治療計画として予め設定されている基準走査位置との差（即ち、誤差  $X$ 、 $Y$ ）が小さくなるようにビーム位置を補正するものである。

## 【0054】

図8は、第1の実施形態に係る粒子線ビーム照射装置1のフィードバック制御のタイミングを示す図である。図8(a)乃至図8(d)に示すように、第1の実施形態のフィードバック制御では、ビームのスポット位置が切り替わる毎に1回の補正処理を行ってビーム位置の更新を行っている。具体的には、以下に説明する各ステップの処理によってビーム位置を更新している。

30

## 【0055】

ステップ5では、図8(c)（或は図5(h)）に示すように、スポットの切り替えタイミングに因らず、一定周期、例えば5  $\mu$ s周期、で重心位置を算出している。重心位置の算出は重心位置算出部91（91a、91b）で行われる。

## 【0056】

ステップST6では、走査指示値（基準走査位置）と重心位置との誤差  $X$ 、 $Y$ を算出するが、誤差算出には、図8(d)に示すように、ビーム切り替え直後、即ち、ビーム切替完了信号の直後の1つの重心位置が抽出されて用いられる。

40

## 【0057】

ステップST7では、補正後の走査指示値を算出している。より具体的には、補正後の走査指示値に対応する補正後の励磁電流  $I_x$  及び  $I_y$  を算出している。そして、ステップST8において、補正後の励磁電流  $I_x$  及び  $I_y$  をX用電磁石30a及びY用電磁石30bに夫々印加することで、走査指示値の更新を行っている。

## 【0058】

第1の実施形態では、各照射スポットの照射時間（おおむね数十  $\mu$ s ~ 数十msの範囲である）に比べてビーム位置のずれ量の変化スピードが遅い、例えば、数s ~ 数十s程度の場合を想定している。このように、ビーム位置のずれ量の変化スピードが遅い場合は、スポット位置が切り替わる毎に1回の補正処理を行うフィードバック制御でも、ビーム位

50

置を基準走査位置に合致させることが十分可能であり、演算負荷を必要最小限に抑えることができる。また、上記のようにビーム位置のずれ量の変化スピードが遅い場合は、フィードバック制御として、比例制御と積分制御からなるPI制御のみで補正が可能である。以下に示す式(1)は、ステップST7で行うPI制御の演算式の一例を示すものである。なお、式(1)はX方向についての計算になっているが、Y方向についても、同様の補正処理を行う。

【数1】

$$I_i = I_{ref,i} + \alpha_n \cdot \Delta X_i + \beta_n \cdot \sum_{k=i-(M-1)}^i (\Delta X_k) \quad \text{式(1)}$$

10

ここで、

$I_i$  : スポット*i*における補正後の電流値

$I_{ref,i}$  : 電流基準値 (照射パターンで設定された基準走査位置*i*に対応する電流値)

$\alpha_n$  : 補正演算用定数 (比例ゲイン)

$\beta_n$  : 補正演算用定数 (積分ゲイン)

$\Delta X_i$  : スポット*i*における重心位置と基準走査位置との誤差

$M$  : 積分数

$n$  : ビームエネルギーに対応した識別符号

20

である。

【0059】

式(1)では、スポット切り替え完了の直後に得られた重心位置と基準走査位置との誤差( $X$ 、 $Y$ )から、ビーム走査部30に出力する補正後の電磁石電源設定電流値を算出している。比例ゲインと積分ゲインは、入射するビームのエネルギーによって変わるため、粒子線ビームのエネルギーを変えた場合には、比例ゲインと積分ゲインもこれに応じて切り替えた方が好ましい。具体的には、粒子線ビームのエネルギーと比例ゲイン、積分ゲインとが予め関連付けられた参照テーブルを使用することによって、粒子線ビームのエネルギーに対応付けられ比例ゲインと積分ゲインを得ることができる。

30

【0060】

式(1)によって算出された補正後の励磁電流 $I_x$ 及び $I_y$ をX用電磁石30a及びY用電磁石30bに夫々印加することで、ビーム切替完了の直後に、粒子線ビームの中心と基準走査位置とが合致するように粒子線ビームの位置を補正することができる。位置の補正された粒子線ビームは、線量モニタ部40を通して患部200に照射される。

【0061】

線量モニタ部40は、通過する粒子線ビームの単位時間あたりの線量を測定し、制御部80に出力する。制御部80は、図5(d)に示すように、線量モニタ部40の出力を積算して当該スポットに対する線量を逐次求め、この線量が治療計画で規定された線量に達すると線量満了信号(図5(e))を発生する。

40

【0062】

図4に戻り、線量満了信号が発生されると(ステップST9のYES)、制御部80は、ビーム出射停止の指令を出射制御部20に出力する。この指令によってビーム出射が停止される(ステップST10)。

【0063】

ステップST2乃至ステップST10の処理は、選択されたスライス内の各スポットに対して繰り返し行われ、スライス内の最終スポットに対する処理が終了すると(ステップST11のYES)、当該スライスが最終スライスか否かの判定が行われる。最終スライスでない場合は(ステップST12のNO)、ステップST1に戻って次のスライスが選択され、スライスの切り替えが行われる。その後、ステップST2乃至ステップST11

50

の各処理が選択されたスライスの各スポットに対して繰り返し行われる。最終スライスに対する照射が完了すると（ステップST12のYES）、総ての処理を終了する。

【0064】

上述したように、第1の実施形態に係る粒子線ビーム照射装置1は、スキャニング装置に入射されるビームの位置が治療照射中にずれていっても、ビーム走査部30の励磁電流値をフィードバック制御によって補正する構成となっている。この結果、計画した照射位置（基準走査位置）に正確にビームを照射することが可能となり、スキャニング装置に入射されるビーム位置がずれたことによる治療照射の中断を抑えることができる。また、照射位置精度も向上する為、患部内の照射線量のムラを軽減することが可能となる。

【0065】

前述したように、図4はスポットスキャニング照射法に対応するフローチャートである。これに対して、図9は第1の実施形態をラスタースキャニング照射法に適応したフローチャートである。図9と図4のフローの相違点は、ビーム出射開始（ステップST4）とビーム出射停止（ステップST10）の処理順序だけであり、その他は全く同じものであるため説明を省略する。ラスタースキャニング照射法においても、上述したスポットスキャニング照射法と同様の技術的効果が得られる。

【0066】

（3）ビーム走査制御（第2の実施形態）

図10は、第2の実施形態に係る粒子線ビーム照射装置1の動作例を示すフローチャートである。また、図11は、第2の実施形態に係る粒子線ビーム照射装置1の動作タイミングの一例を示すタイミングチャートである。図10及び図11はいずれもスポットスキャニング照射法に対応する動作となっている。

【0067】

第2の実施形態と第1の実施形態との第1の相違点は、フィードバック制御の実施タイミングである。前述したように、第1の実施形態ではビームのスポット位置が切り替わる毎に1回の補正処理を行ってビーム位置の更新を行っている。つまり、同一スポットに対して一回のフィードバック制御を実施している。これに対して、第2の実施形態では、図11に示すように、同一スポットに対して、複数回のフィードバック制御を一定周期で繰り返し実施するものとしている。

【0068】

第2の相違点は、第1の実施形態におけるフィードバック制御がPI制御であるのに対して、第2の実施形態におけるフィードバック制御は、比例制御と積分制御に加えて微分制御も行うPID制御である点にある。

【0069】

前述したように、第1の実施形態では、各照射スポットの照射時間（おおむね数十 $\mu$ s～数十msの範囲である）に比べてビーム位置のずれ量の変化スピードが遅い、例えば、数s～数十s程度の場合を想定している。これに対して、第2の実施形態では、各照射スポットの照射時間（おおむね数十 $\mu$ s～数十ms）に比べてビーム位置のずれ量の変化スピードが同程度、もしくは早い、例えば、十数 $\mu$ s～数十ms程度、の場合を想定している。このように、1つのスポットを照射している間においても大きく変化しうるビーム位置を補正するには、制御が多少複雑になったとしても、PI制御よりもPID制御の方が有効であり、また、1つのスポットに対する照射時間よりも短い繰り返し周期で実施するフィードバック制御が有効である。

【0070】

図10のフローチャート（第2の実施形態）は、図4のフローチャート（第1の実施形態）に対して、ステップST25乃至ステップST29の処理が異なり、その他のステップは同じである。そこで、以下は、ステップST25乃至ステップST29について説明する。

【0071】

ステップST25における重心位置算出処理は、実質的に第1の実施形態のステップS

10

20

30

40

50

T 5と同じであり、スポットの切り替えタイミングに因らず、一定周期、例えば5 μs周期、で行われる。

【0072】

一方、ステップS T 2 6では、走査指示値（基準走査位置）と重心位置との誤差 X、Yを算出するが、誤差算出には、図11(d)に示すように、ビーム切り替え直後、即ち、ビーム切替完了信号の直後から線量満了信号が受信されるまでの間、算出された複数の重心位置が抽出されて用いられる。例えば、ビーム切替完了信号の直後から線量満了信号が受信されるまでの間に5 μs周期で算出された総ての重心位置が誤差算出に用いられる。

【0073】

次のステップS T 2 7では、補正後の走査指示値を算出している。より具体的には、補正後の走査指示値に対応する補正後の励磁電流  $I_x$  及び  $I_y$  を、以下に示す式(2)を用いて算出している。式(2)は、ステップS T 2 7で行うPID制御の演算式の一例を示すものである。式(2)はX方向についての計算になっているが、Y方向についても、同様の補正処理を行う。

【数2】

$$I_{i,p} = I_{ref,i} + \alpha_n \cdot \Delta X_{i,1} + \beta_n \cdot \sum_{k=i-(M-1)}^i (\Delta X_{k,1}) + \gamma_n \cdot d(\Delta X_{i,p}) \quad \text{式(2)}$$

ここで、

$I_{i,p}$  : スポット*i*における*p*番目の補正後の電流値

$I_{ref,i}$  : 電流基準値（照射パターンで設定された基準走査位置*i*に対応する電流値）

$\alpha_n$  : 補正演算用定数（比例ゲイン）

$\beta_n$  : 補正演算用定数（積分ゲイン）

$\gamma_n$  : 補正演算用定数（微分ゲイン）

$\Delta X_{i,p}$  : スポット*i*における*p*番目の重心位置と基準走査位置との誤差

$d(\Delta X_{i,p})$  : 誤差 $\Delta X_{i,p}$ と誤差 $\Delta X_{i,p+1}$ との微分（差分）値

*p* : 同一スポットにおける補正演算の繰り返し番号

*M* : 積分数

*n* : ビームエネルギーに対応した識別符号

である。

【0074】

式(2)に示すPID制御の演算は、スポットが切り替わる都度行われることに加えて、同一スポットにおいても、一定周期、例えば、重心位置の算出周期と同じ5 μs周期で繰り返し行われる（ステップS T 2 8、ステップS T 2 9）。式(2)によって算出された補正後の励磁電流  $I_x$  及び  $I_y$  をX用電磁石30a及びY用電磁石30bに夫々印加することで、同一スポット期間中に変化するビーム位置に対しても、粒子線ビームの中心と基準走査位置とが常に合致するように粒子線ビームの位置を補正することができる。

【0075】

なお、比例ゲイン、積分ゲイン及び微分ゲインは、入射するビームのエネルギーによって変わるため、粒子線ビームのエネルギーを変えた場合には、比例ゲイン、積分ゲイン及び微分ゲインもこれに応じて切り替えた方が好ましく、具体的には、第1の実施形態と同様に、参照テーブルを使用することによって、粒子線ビームのエネルギーに対応付けられ比例ゲイン、積分ゲイン及び微分ゲインを得ることができる。

【0076】

上述したように、第2の実施形態に係る粒子線ビーム照射装置1は、スキャン装置

10

20

30

40

50

に入射されるビームの位置が治療照射中にずれていっても、また、同一スポット照射期間中に早い変化でずれた場合においても、ビーム走査部 30 の励磁電流値をフィードバック制御によって補正する構成となっている。この結果、計画した照射位置（基準走査位置）に正確にビームを照射することが可能となり、照射ビーム位置がずれたことによる治療照射の中断を抑えることができる。また、照射位置精度も向上する為、患部内の照射線量のムラを軽減することが可能となる。

【 0 0 7 7 】

図 10 はスポットスキヤニング照射法に対応するフローチャートであるが、図 12 は第 2 の実施形態をラスタースキヤニング照射法に適応したフローチャートである。図 12 と図 10 のフローの相違点は、ビーム出射開始（ステップ S T 2 4）とビーム出射停止（ステップ S T 3 0）の処理順序だけであり、その他は全く同じものであるため説明を省略する。ラスタースキヤニング照射法においても、上述したスポットスキヤニング照射法と同様の技術的効果が得られる。

10

【 0 0 7 8 】

なお、上記の各実施形態において、算出した重心位置と基準走査位置との差が極端に大きい場合は、何らかの深刻な異常が装置内に発生したものと考えられるため、ビーム出射を停止させる処理を各実施形態に付加してもよい。

【 符号の説明 】

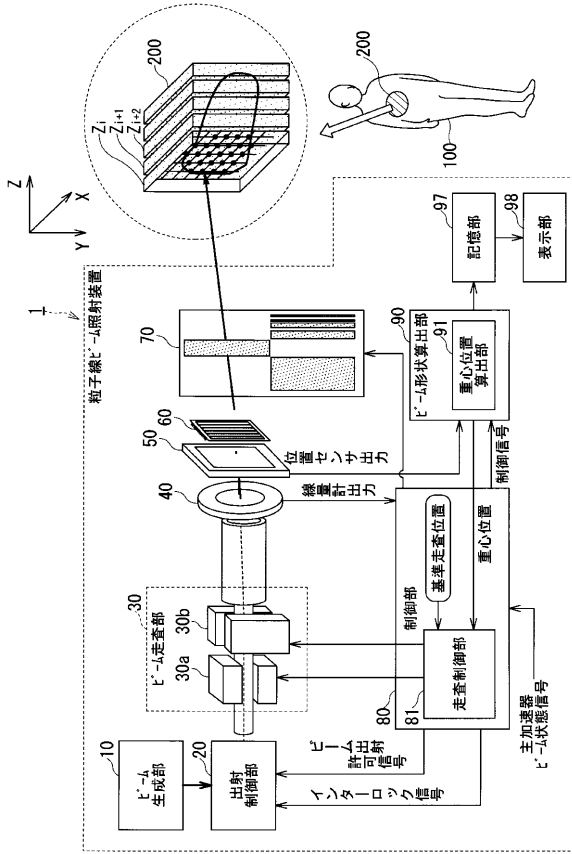
【 0 0 7 9 】

- 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
- 30 a X 用電磁石
- 30 b Y 用電磁石
- 40 線量モニタ部
- 50 位置モニタ部
- 50 a 位置モニタ部の X 電極
- 50 b 位置モニタ部の Y 電極
- 60 リッジフィルタ
- 70 レンジシフタ
- 80 制御部
- 81 走査制御部
- 90 ビーム形状算出部
- 91 重心位置算出部
- 100 がん患者
- 200 患部

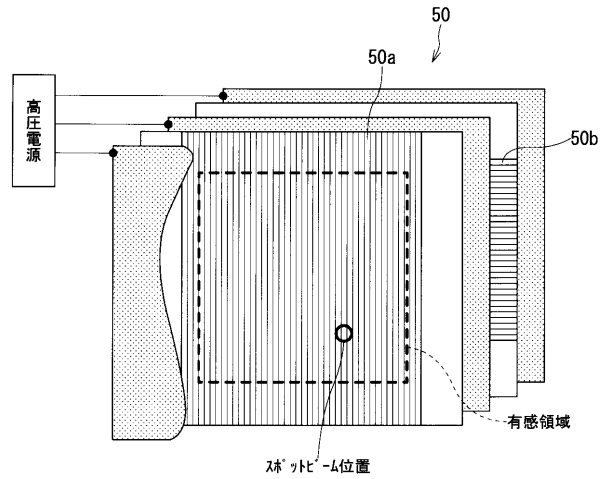
20

30

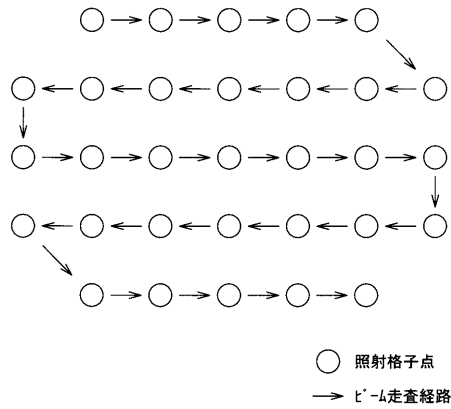
【図1】



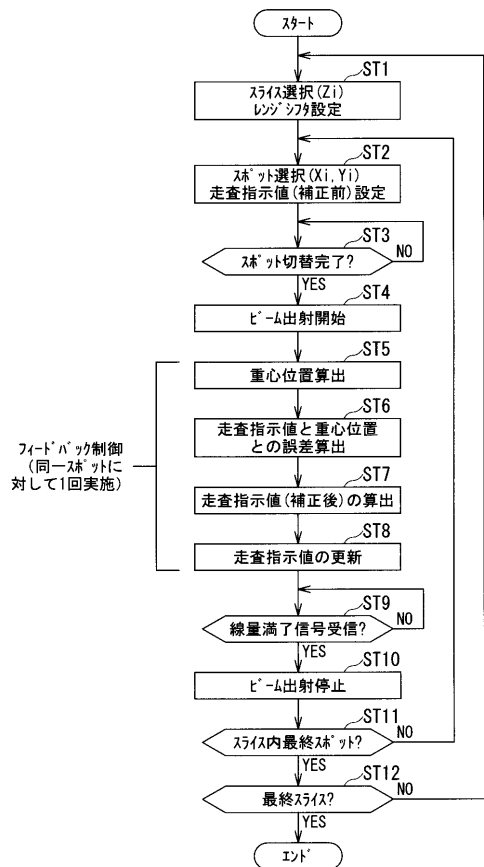
【図2】



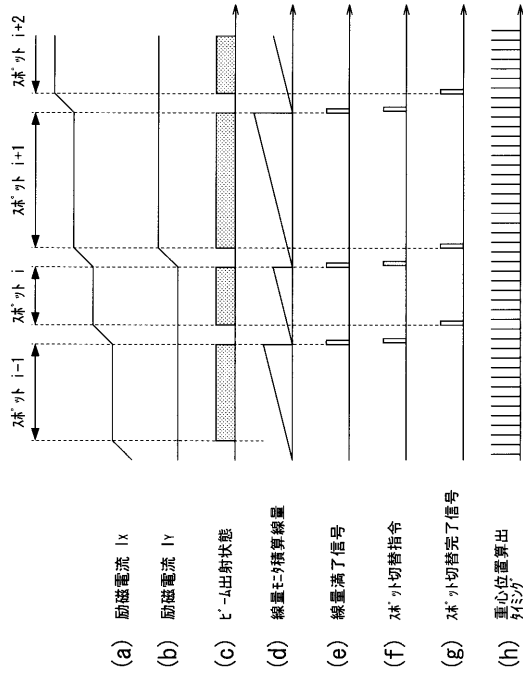
【図3】



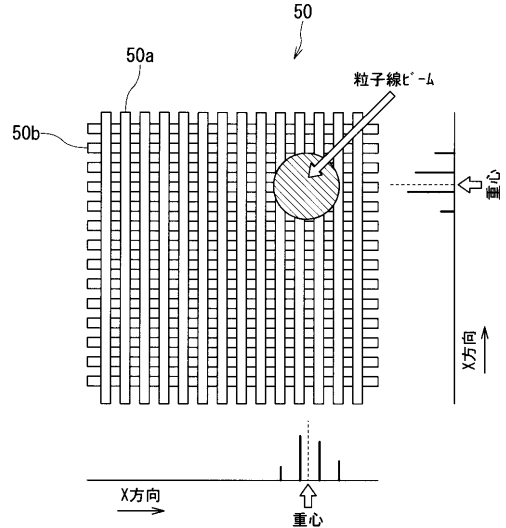
【図4】



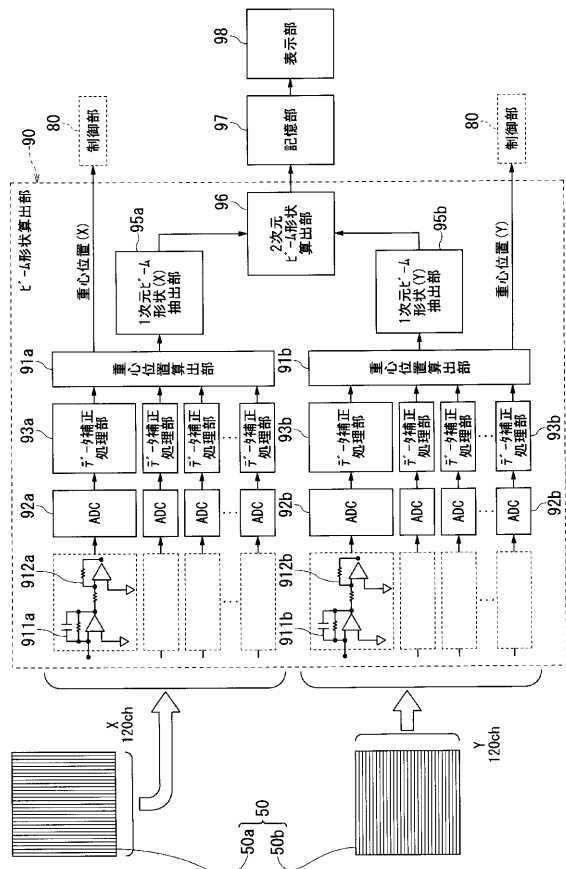
【図5】



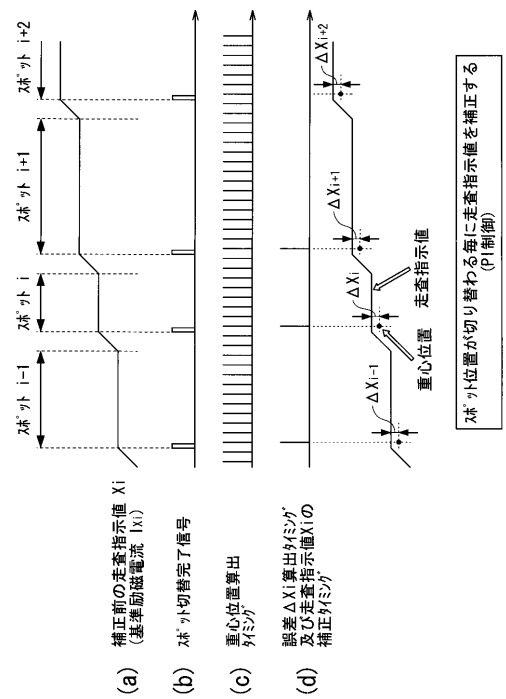
【図6】



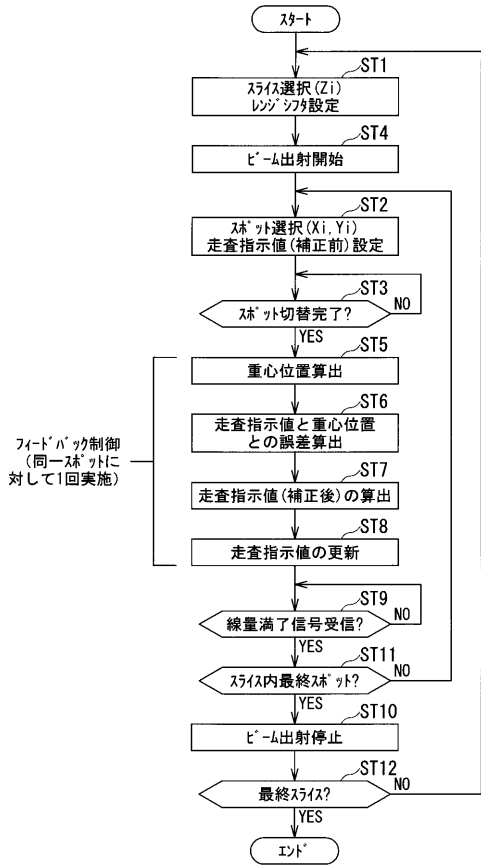
【図7】



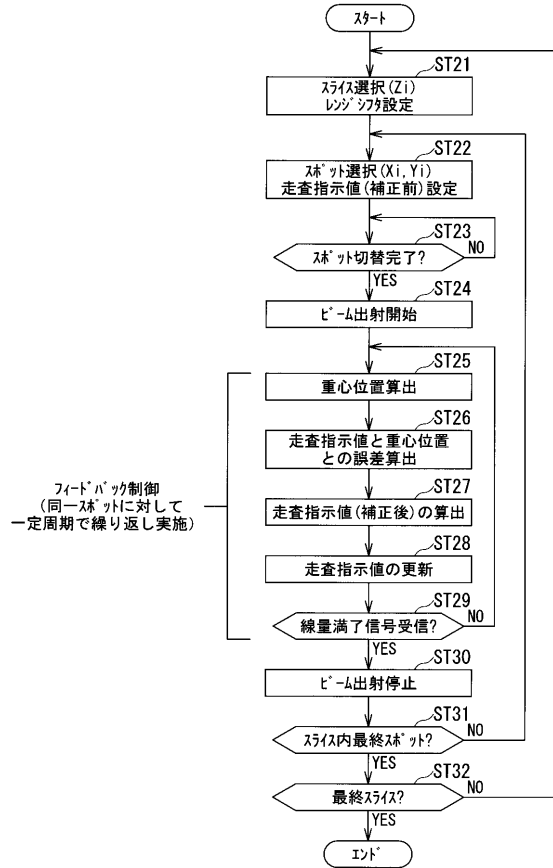
【図8】



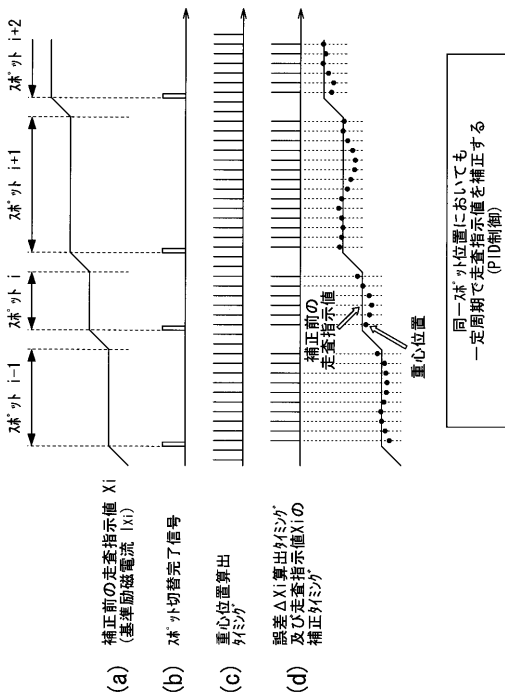
【図9】



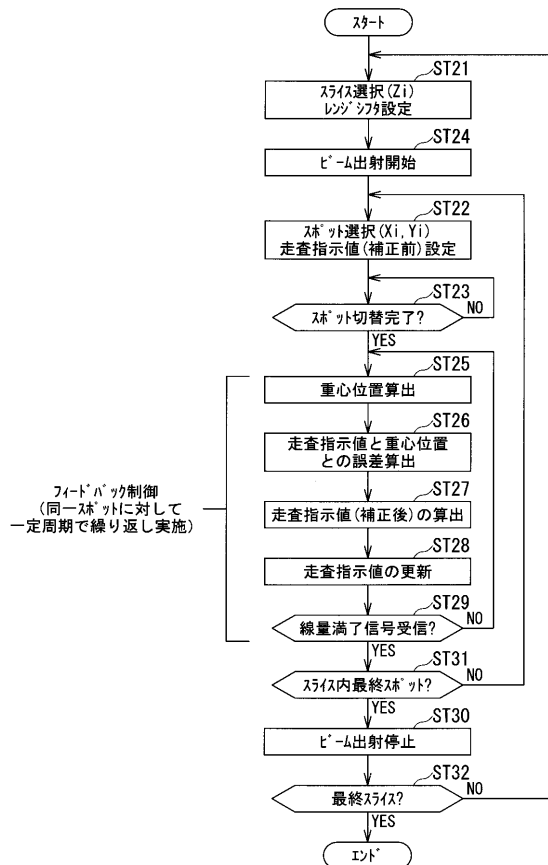
【図10】



【図11】



【図12】





---

フロントページの続き

(72)発明者 古川 卓司

千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人 放射線医学総合研究所内

Fターム(参考) 4C082 AA01 AC04 AC05 AE01 AG09 AG12 AJ06 AN05 AP01 AP12

4C093 AA25 EB12 EB13 EB17 FA16 FA45 FA53 FA54