

(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2008-136523

(P2008-136523A)

(43) 公開日 平成20年6月19日(2008.6.19)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 N 5/10 (2006.01)** A 6 1 N 5/10 Q 4 C 0 8 2

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2006-322939 (P2006-322939)	(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
(22) 出願日	平成18年11月30日(2006.11.30)	(74) 代理人	100080458 弁理士 高矢 諭
		(74) 代理人	100076129 弁理士 松山 圭佑
		(74) 代理人	100089015 弁理士 牧野 剛博
		(72) 発明者	稲庭 拓 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
		(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 最終頁に続く

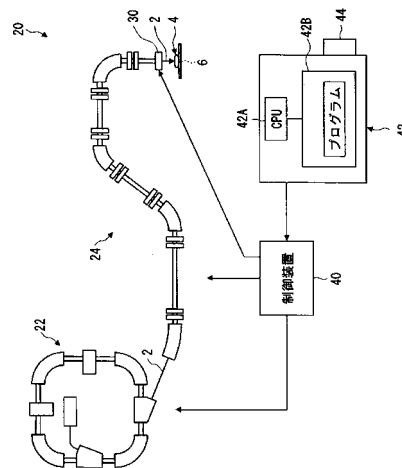
(54) 【発明の名称】 照射計画方法、装置、粒子線照射システム、及び、これらに用いるコンピュータプログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 ターゲットでの平坦で一様な線量分布を保障しつつ、照射時間を短縮し、照射対象の負担を軽減できるようにする。

【解決手段】 加速器 2 2 から出射した荷電粒子ビーム 2 を照射装置 3 0 により照射対象 6 に照射する粒子線照射システム 2 0 の照射パラメータを決定する照射計画方法において、前記粒子線照射システムに起因する照射誤差を推定し、該推定した照射誤差も加味して照射パラメータを決定する。

【選択図】 図 1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

加速器から出射した荷電粒子ビームを照射装置により照射対象に照射する粒子線照射システムの照射パラメータを決定する照射計画方法において、

前記粒子線照射システムに起因する照射誤差を推定し、

該推定した照射誤差も加味して照射パラメータを決定することを特徴とする照射計画方法。

**【請求項 2】**

前記粒子線照射システムが荷電粒子ビームの強度変調機能を具備する場合に、

前記照射パラメータの決定を、

照射パラメータの仮値を繰り返し演算により算出し、該算出した照射パラメータの仮値に基づき荷電粒子ビームの強度を算出し、該算出した荷電粒子ビームの強度の条件下で、前記推定した照射誤差も加味して行うことを特徴とする請求項 1 に記載の照射計画方法。

**【請求項 3】**

前記照射誤差を、前記荷電粒子ビームの強度により前記照射対象の所定位置に照射する荷電粒子ビームの計画粒子数からの誤差を求めて、推定することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の照射計画方法。

**【請求項 4】**

前記照射対象の各照射スポットを前記照射装置によりスキャンニング照射して行く場合に、前記計画粒子数からの誤差を、前記荷電粒子ビームの強度、前記照射スポット間の距離、及び、前記照射のスキャンニング速度により推定することを特徴とする請求項 3 に記載の照射計画方法。

**【請求項 5】**

加速器から出射された荷電粒子ビームを照射装置により照射対象に照射する粒子線照射システムの照射パラメータを決定する照射計画装置において、

前記粒子線照射システムに起因する照射誤差を推定する手段と、

該推定された照射誤差も加味して照射パラメータを決定する手段と、

を備えたことを特徴とする照射計画装置。

**【請求項 6】**

前記粒子線照射システムが荷電粒子ビームの強度変調機能を具備する場合に、

前記照射パラメータを決定する手段が、

照射パラメータの仮値を繰り返し演算により算出する手段と、

該算出された照射パラメータの仮値に基づき荷電粒子ビームの強度を算出する手段と、

該算出された荷電粒子ビームの強度の条件下で、前記推定された照射誤差も加味して照射パラメータを決定する手段と、

を含むことを特徴とする請求項 5 に記載の照射計画装置。

**【請求項 7】**

前記照射誤差が、前記荷電粒子ビームの強度により前記照射対象の所定位置に照射する荷電粒子ビームの計画粒子数からの誤差を求めて、推定されたものであることを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の照射計画装置。

**【請求項 8】**

前記照射対象の各照射スポットを前記照射装置によりスキャンニング照射して行く場合に、前記計画粒子数からの誤差が、前記荷電粒子ビームの強度、前記照射スポット間の距離、及び、前記照射のスキャンニング速度により推定されたものであることを特徴とする請求項 7 に記載の照射計画装置。

**【請求項 9】**

前記請求項 5 乃至 8 のいずれかに記載の照射計画装置を備えたことを特徴とする粒子線照射システム。

**【請求項 10】**

加速器から出射された荷電粒子ビームを照射装置により照射対象に照射する粒子線照射

10

20

30

40

50

システムの照射パラメータを決定するためのコンピュータプログラムであって、  
前記粒子線照射システムに起因する照射誤差を推定するステップと、  
該推定した照射誤差も加味して照射パラメータを決定するステップと、  
を含むことを特徴とするコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、照射計画方法、装置、粒子線照射システム、及び、これらに用いるコンピュータプログラムに関する。特に、放射線治療装置に用いるのに好適な、ターゲットでの平坦で様な線量分布を保障しつつ、照射時間を短縮し、照射対象の負担を軽減できる照射計画方法、装置、粒子線照射システム、及び、これらに用いるコンピュータプログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

近年、荷電粒子ビームを用いた放射線照射は、動植物の放射線感受性を利用した品種改良や、物質の物理的变化及びがん治療等、広く使用されている。この荷電粒子ビームの照射方法の一つとして、3次元的に局所集中した線量分布を持つ荷電粒子ビームによるスポットビームによりターゲット部を3次元的に塗りつぶすように照射するスキャニング法がある。

【0003】

20

このスキャニング法では、設定された目標照射線量（目的線量とも称する）をターゲット部（例えば腫瘍部）に対し様に照射できるように、照射計画装置（治療計画装置とも称する）により照射パラメータ（各スポットビームの照射位置・照射線量等）を最適化計算で決定し、この照射パラメータに基づき計画通りに照射することが求められている（非特許文献1）。

【0004】

【非特許文献1】M. Kramer et al, Treatment planning for heavy-ion radiotherapy: physical beam model and dose optimization, Phys. Med. Biol. 45, pp 3299 - 3317, 2000

【発明の開示】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、照射計画の計画通りに照射することは困難である。一般に計画値と実照射値との誤差はビーム強度に比例するため、従来はビーム強度を落とすことでこの誤差を無視できるレベルに低く抑えて計画通りに照射することが考えられてきた。

【0006】

しかし、ビーム強度を落とすことは、目標照射線量に達するのに要する時間、即ち照射時間が長引くことを意味する。この照射時間が長引くことによる照射対象への負担等を考慮すれば、照射時間をできるだけ短縮することが望ましい。特に、周期変動するターゲット部に、周期変動が少ない特定期間を利用して複数回スキャニング照射する際には、照射時間の短縮が更に必要となる。

40

【0007】

以上のように、照射誤差の低減と照射時間の短縮とはトレードオフの関係にあり、従来技術では、計画通りに平坦で様な線量分布を達成し、かつ照射時間を短縮することには限界があった。

【0008】

本発明は、前記従来の問題点を解消すべくなされたもので、ターゲットでの平坦で様な線量分布を保障しつつ、照射時間を短縮し、照射対象の負担を軽減できるようにすることを課題とする。

【課題を解決するための手段】

50

## 【0009】

本発明は、加速器から出射した荷電粒子ビームを照射装置により照射対象に照射する粒子線照射システムの照射パラメータを決定する照射計画方法において、前記粒子線照射システムに起因する照射誤差を推定し、該推定した照射誤差も加味して照射パラメータを決定することで、前記課題を解決したものである。

## 【0010】

本発明は、又、加速器から出射された荷電粒子ビームを照射装置により照射対象に照射する粒子線照射システムの照射パラメータを決定する照射計画装置において、前記粒子線照射システムに起因する照射誤差を推定する手段と、該推定された照射誤差も加味して照射パラメータを決定する手段と、を備えたことで、前記課題を解決したものである。

10

## 【0011】

本発明は、又、前記照射計画装置を備えた粒子線照射システムを提供するものである。

## 【0012】

本発明は、又、加速器から出射された荷電粒子ビームを照射装置により照射対象に照射する粒子線照射システムの照射パラメータを決定するためのコンピュータプログラムであって、前記粒子線照射システムに起因する照射誤差を推定するステップと、該推定した照射誤差も加味して照射パラメータを決定するステップと、を含むことで、前記課題を解決したものである。

## 【0013】

本発明は、又、前記コンピュータプログラムを記憶したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体を提供するものである。

20

## 【0014】

前記粒子線照射システムが荷電粒子ビームの強度変調機能を具備する場合に、前記照射パラメータの決定を、照射パラメータの仮値を繰り返し演算により算出し、該算出した照射パラメータの仮値に基づき荷電粒子ビームの強度を算出し、該算出した荷電粒子ビームの強度の条件下で、前記推定した照射誤差も加味して行うことができる。

## 【0015】

又、前記荷電粒子ビームの強度を、前記粒子線照射システムが照射可能なビーム強度テーブルに従い算出することができる。

## 【0016】

又、前記荷電粒子ビームの強度を、前記照射対象の照射スポット毎に算出することができる。

30

## 【0017】

又、前記荷電粒子ビームの強度を、前記照射対象を所定ビーム軸方向に分割した、その軸方向と交差するスライス領域毎に算出することができる。

## 【0018】

又、前記照射誤差を、前記荷電粒子ビームの強度により前記照射対象の所定位置に照射する荷電粒子ビームの計画粒子数からの誤差を求めて、推定することができる。

## 【0019】

又、前記照射対象の各照射スポットを前記照射装置によりスキャニング照射して行く場合に、前記計画粒子数からの誤差を、前記荷電粒子ビームの強度、前記照射スポット間の距離、及び、前記照射のスキャニング速度により推定することができる。

40

## 【発明の効果】

## 【0020】

本発明によれば、加速器や照射装置等の粒子線照射システムに起因する照射誤差を推定し、これを加味して照射パラメータを決定するようにしたので、ターゲットでの平坦で一般的な線量分布を保障しつつ、照射時間の短縮を達成することができる。これにより、これまでの技術では照射時間を要し、照射対象の負担等があったため、実現が困難と考えられていた周期変動を伴うターゲット（例えば呼吸性変動を伴う臓器）へのスキャニング照射が可能となり、照射（例えば治療）を現実的な時間内に完了することが可能となる。

50

## 【 0 0 2 1 】

特に、粒子線照射システムが荷電粒子ビームの強度変調機能を具備し、照射パラメータの仮値に基づいた荷電粒子ビームの強度の条件下で照射パラメータが決定される場合は、平均的なビーム強度を上げることができ、更に照射時間を短縮することが可能となる。

## 【 0 0 2 2 】

又、荷電粒子ビームの強度を算出する際、ビーム強度テーブルを用いる場合は、計算時間の短縮を図ることができる。

## 【 0 0 2 3 】

又、荷電粒子ビームの強度を、照射スポット毎又はスライス領域毎に算出する場合は、ターゲットでの平坦で一様な線量分布の更なる保障を図ることができる。

10

## 【 0 0 2 4 】

又、前記照射誤差を、照射対象の所定位置に照射する荷電粒子ビームの計画粒子数からの粒子数誤差（以下、漏れ線量と称する）として推定する場合や、照射装置によりスキヤニング照射して行く際に漏れ線量として推定する場合は、粒子線照射システムにおける制御の遅延等による漏れ線量の影響を照射計画の最適化計算に反映させることが可能となる。

## 【 0 0 2 5 】

又、前記漏れ線量を、荷電粒子ビームの強度により推定する場合は、ラスタスキャンやスポットスキャンといったスキヤニング照射においても、簡便に照射誤差を推定することができる。

20

## 【 0 0 2 6 】

又、前記漏れ線量を、荷電粒子ビームの強度、照射スポット間の距離、及び、照射のスキヤニング速度により推定する場合は、簡便かつより正確に照射誤差を推定することができる。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 2 7 】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態について説明する。

## 【 0 0 2 8 】

図 1 は、本発明の第 1 実施形態に係る粒子線照射システムの全体構成を示す説明図である。

30

## 【 0 0 2 9 】

図 1 に示される如く、粒子線照射システム 20 は、荷電粒子ビーム 2 を加速して出射する加速器 22 と、該加速器 22 から出射された荷電粒子ビーム 2 を輸送するビーム輸送系 24 と、該ビーム輸送系 24 を経た荷電粒子ビーム 2 を患者 4 の照射対象であるターゲット部 6（例えば、腫瘍部）に照射する照射装置（スキヤニング照射装置）30 と、前記粒子線照射システム 20 を制御する制御装置 40 と、粒子線照射システム 20 の照射パラメータを決定する照射計画装置 42 とを備えている。

## 【 0 0 3 0 】

前記加速器 22 は荷電粒子ビーム 2 の強度を調整するようになっている。

## 【 0 0 3 1 】

前記照射装置 30 は、図 2 に詳細に示される如く、荷電粒子ビーム 2 をビーム進行方向（Z 方向）に垂直な平面を形成する X - Y 方向に偏向させるスキヤニングマグネット 32、34 と、荷電粒子ビーム 2 の位置を監視する線量モニタ 36 と、Z 方向の荷電粒子ビーム 2 の停止位置を調整するレンジシフタ 38 とを備え、ターゲット部 6 に対しスキヤニング軌道 8 に沿って荷電粒子ビーム 2 をスキヤニングするようになっている。

40

## 【 0 0 3 2 】

前記制御装置 40 は、加速器 22 からの荷電粒子ビーム 2 の強度や、ビーム輸送系 24 内の荷電粒子ビーム 2 の位置修正や、照射装置 30 のスキヤニングマグネット 32、34 によるスキヤニングや、レンジシフタ 38 によるビーム停止位置等を制御するようになっている。

50

## 【 0 0 3 3 】

前記照射計画装置 4 2 は、図 1 に示される如く、照射パラメータを決定するためのコンピュータの CPU 4 2 A と、照射誤差も加味して照射パラメータを決定するようにコンピュータを機能させるためのプログラムと必要なデータとを記憶するメモリ部 4 2 B と、前記メモリ部 4 2 B のインターフェース 4 4 とを備えている。

## 【 0 0 3 4 】

そして、照射計画装置 4 2 は、照射対象における各スポットビームの照射位置、照射線量（重み）等の最適な照射パラメータを算出するようになっていて、この照射パラメータに基づき、計画通りに粒子線照射システム 2 0 がスポットビームを照射するようになっている。

10

## 【 0 0 3 5 】

照射方法として、図 3 に示される如く、計画位置に最適化された重みに従って、前記照射装置 3 0 によりスポットビームを照射することで、図 4 に示される如く、ターゲット領域 T に対し様な線量分布の照射を与えるスキニング照射法がよく用いられる。図 3 は、照射計画装置 4 2 の最適化計算により決定された各スポットビームの照射位置・重み分布を示す分布図である。図 4 は、照射装置 3 0 のスキニング照射により得られる線量分布、即ち、各スポットビームの総和による線量分布である。

## 【 0 0 3 6 】

次に、従来法を示す図 5 ( A ) を参照しながら、図 5 ( B ) に基づき、一例として患者の腫瘍に照射する場合を想定した第 1 実施形態の照射手順を説明する。

20

## 【 0 0 3 7 】

まず、ステップ S 1 で、X 線等の CT 撮影により腫瘍であるターゲット部 6 を特定する。

## 【 0 0 3 8 】

この CT 撮影に基づき、ステップ S 2 で、医者が照射計画装置 4 2 にターゲット部 6 のターゲット領域 T を入力する。ターゲット領域 T が入力されたら、本発明による図 5 ( B ) のステップ S 1 3 で照射計画装置 4 2 の照射計画部 4 6 により、最適化計算を行う。

## 【 0 0 3 9 】

この最適化計算のステップ S 1 3 では、加速器 2 2 や照射装置 3 0 等の粒子線照射システム 2 0 の性能に起因する、照射の計画値と実照射値との照射誤差を推定し、この推定した照射誤差も加味して、目的となる線量分布を達成するための照射パラメータを決定する。一方、図 5 ( A ) に示される如く、従来法の照射計画装置 1 0 の照射計画部 1 2 におけるステップ S 3 では、前記照射誤差を加味していない。

30

## 【 0 0 4 0 】

線量分布が算出されたら、ステップ S 4 で、ターゲット領域 T での平坦度を判定する。ここで、平坦度は、例えば、ターゲット領域 T における設定された目標照射線量からの標準偏差の逆数とすることができる。

## 【 0 0 4 1 】

平坦度が計画値より低いなら、ステップ S 1 3 に戻り、照射パラメータを変えて、再度、線量分布を算出する。平坦度が計画値より高くなったら、ステップ S 5 で、このときの照射パラメータを計画データとして制御装置 4 0 に入力する。この計画データに基づいて、ステップ S 6 で、照射装置 3 0 によりターゲット部 6 に照射して腫瘍細胞を死滅させて治療を行う。

40

## 【 0 0 4 2 】

このとき、加速器 2 2 や照射装置 3 0 等に起因する照射誤差があっても、計画通りの一様で平坦な線量分布を得ることができる。一方、従来法では、照射誤差を加味していないため、一様で平坦な線量分布を得ることができない。

## 【 0 0 4 3 】

次に、本実施形態の照射計画について詳細に説明する。

## 【 0 0 4 4 】

50

実際の治療では、照射計画に基づいて、この計画通りに照射することが必要であるが、従来の技術では、計画通りに照射することは難しかった。そこで、本発明者らは、鋭意研究の結果、加速器 22 や照射装置 30 等の性能が照射誤差の一要因であることを見出した。

【0045】

この研究結果に基づき、本実施形態の照射計画は、それらの性能に起因する照射誤差を推定し、この照射誤差を照射計画での各スポットビームの照射位置・照射線量の最適化計算に組み込むことで、照射誤差を積極的に利用している。

【0046】

例えば、図 6 に示される如く、照射範囲に計画された多数の照射位置（照射スポット）S の一点ごとにスポットビーム軸を一旦停止させて照射していく、スポットスキャン照射では、所定位置へ照射される荷電粒子ビーム 2 の計画粒子数からの粒子数のオーバーによる線量誤差 R 1 が照射誤差の原因となり、加速器 22 や照射装置 30 などの応答の遅れなどにより生じる。照射された荷電粒子ビーム 2 の粒子数は、 $(\text{ビーム電流}) \times (\text{照射時間}) / (1 \text{ 粒子の電荷量})$  の関係から見積もることができることから、加速器 22 からの荷電粒子ビームの強度により推定される。

10

【0047】

一方、図 7 に示される如く、照射スポット S でビーム軸の動きを停止させないラスタスキャン照射では、照射スポット S 間に照射されてしまう漏れ線量 R 2 も照射誤差の原因となる。ここで、図 8 はスキャンの軌道を表す。

20

【0048】

この漏れ線量 R 2、即ち、照射対象の所定位置に向けて照射されたが、その所定位置内に計画通りに照射されなかった粒子数、即ち、漏れ粒子数による粒子数誤差は、加速器 22 や照射装置 30 等の応答の遅れ等により生じ、加速器 22 からの荷電粒子ビーム 2 の強度、照射スポット S 間の距離、及び、照射装置 30 の照射のスキャン速度により推定される。

【0049】

そして、推定された線量誤差 R 1 及び漏れ線量 R 2 を線量分布の算出に付加していくことで、照射誤差の影響を照射計画の最適化計算に反映させることが可能となっている。

【0050】

具体的には、各スポットビームの正確な線量、即ち、漏れ線量 R 2 を加味して補正された線量の下、スキャン照射した場合の線量分布を算出して平坦度を求める。平坦度が計画値より低いなら、照射パラメータを変え、漏れ線量 R 2 も推定し直し、線量分布を算出して平坦度を求める。上記の手順を平坦度が計画値以下になるまで繰り返し、最適なパラメータを求めることで、漏れ線量 R 2 の影響を照射計画の最適化計算に反映させることができる。

30

【0051】

次に、図 8 に、従来の照射計画法、及び、本実施形態の照射計画法に従う高強度のビーム照射により達成される線量分布計算の一例を示す。

【0052】

図 8 に示される如く、A - A 断面のターゲット領域 T での線量分布は、従来法 (A) では傾いているが、本実施形態の照射計画法 (B) では、平坦になっている。又、B - B 断面のターゲット領域 T での線量分布は、従来法 (A) では山なりにカーブしているが、本実施形態の照射計画法 (B) では、平坦になっている。

40

【0053】

この計算例のように高強度のビームにより照射時間を短縮することが求められる場合に、漏れ線量がビーム強度に比例する量であるので、漏れ線量に基づかない従来法の照射によって実際に得られる線量分布は、平坦ではなくなってしまう。このため、従来法では、平坦な線量分布によって治療効果を高めるのにビーム強度を弱くしていたため、照射時間が長引いていた。

50

## 【 0 0 5 4 】

一方、本実施形態の照射計画法では、最適化計算において照射誤差を加味しているため、高強度のビームでもターゲット領域 T において平坦な線量分布が得られるので、照射時間の短縮が可能となり、患者の負担を軽減させることが可能となる。

## 【 0 0 5 5 】

又、呼吸により周期変動するターゲット部 6 に、呼吸性変動が少ない特定期間（呼吸ゲート）を利用して複数回スキャン照射する治療の際にも有効である。

## 【 0 0 5 6 】

次に、本発明に係る第 2 実施形態の照射手順について図 9 に基づいて説明する。

## 【 0 0 5 7 】

本実施形態は、図 1 に示した加速器 2 2 及び照射装置 3 0 がビーム強度変調の機能を有する場合において、照射パラメータを決定する手順である。具体的には、図 5 ( B ) に示した照射計画部 4 6 に対応する、図 9 に示される照射計画部 5 6 における手順である。

## 【 0 0 5 8 】

まず、ターゲット領域を入力（ステップ S 2 ）したら、ステップ S 2 1 で、小数回の繰り返し演算による第 1 の最適化計算を行い、照射パラメータの仮値を算出する。

## 【 0 0 5 9 】

ここで、小数回の繰り返し演算とは、例えば、線量分布の平坦度が計画値より高くなるまで、演算を繰り返すのではなく、予め設定した回数で繰り返し演算を、打ち切ることである。

## 【 0 0 6 0 】

次に、ステップ S 2 2 で、この照射パラメータの仮値から、加速器 2 2 が照射可能なビーム強度テーブル 5 8 に従い、治療でのビーム強度を照射スポット毎に算出する。ここで、加速器 2 2 のビーム強度テーブル 5 8 は、照射パラメータとビーム強度との対応表であり、例えば予め実験等で求めておくことができる。又、照射スポット毎の代わりに、照射対象を所定ビーム軸方向に分割した、その軸方向と交差するスライス領域毎に、ビーム強度を算出することも可能である。

## 【 0 0 6 1 】

ビーム強度が算出されたら、ステップ S 2 3 で、そのビーム強度での照射を行うという条件の下で、加速器 2 2 や照射装置 3 0 等の性能を加味した本発明に係る第 2 の最適化計算を行う。

## 【 0 0 6 2 】

このような手順をとることにより、照射スポット毎又はスライス領域毎に最適化されたビーム強度での治療が可能となり、更に照射時間を短縮することが可能となる。

## 【 0 0 6 3 】

なお、平坦度の判定において、例えば、図 7 中の本来照射すべきでない場所（例えば、眼や生殖器）や照射スポット間での漏れ線量 R 2 をできる限り少なくするという判定基準を加えてもよい。

## 【 0 0 6 4 】

又、照射誤差は、線量誤差 R 1 や漏れ線量 R 2 の他に、ビーム位置のずれや、ビーム焦点のぼやけ等でもよい。

## 【 0 0 6 5 】

又、スポットスキャン照射は、照射野全体を覆うスポットでビーム軸を動かすことなく照射する場合であってもよい。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 6 6 】

【 図 1 】 本発明に係る第 1 実施形態の粒子線照射システムの全体構成を示す説明図

【 図 2 】 前記粒子線照射システムの照射装置の構成を示す説明図

【 図 3 】 前記粒子線照射システムの照射計画装置の最適化計算により決定された各スポットビームの照射位置・重み分布を示す分布図

10

20

30

40

50



【図4】前記照射装置のスキャニング照射により得られる線量分布を示す分布図

【図5】(A)従来の照射手順と(B)前記実施形態の照射計画装置を用いた照射手順との比較を示す説明図

【図6】スポットスキャニング照射における最適化計算への線量誤差を示す説明図

【図7】ラスタスキャニング照射における最適化計算への漏れ線量を示す説明図

【図8】(A)従来の照射計画法及び(B)前記実施形態の照射計画法による線量分布の比較を示す分布図

【図9】本発明に係る第2実施形態の照射手順を示す説明図

【符号の説明】

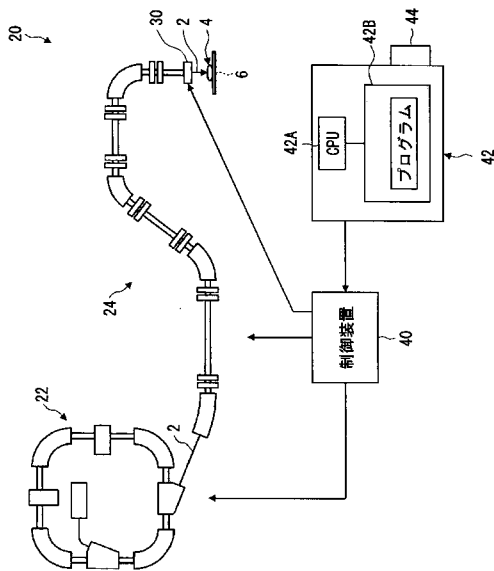
【0067】

- 2 ... 荷電粒子ビーム
- 6 ... ターゲット部 (照射対象)
- 20 ... 粒子線照射システム
- 22 ... 加速器
- 30 ... 照射装置
- 42 ... 照射計画装置
- 42A ... CPU (コンピュータ)
- 42B ... メモリ部 (プログラム)
- 58 ... ビーム強度テーブル
- R1 ... 線量誤差 (照射誤差)
- R2 ... 漏れ線量 (照射誤差)

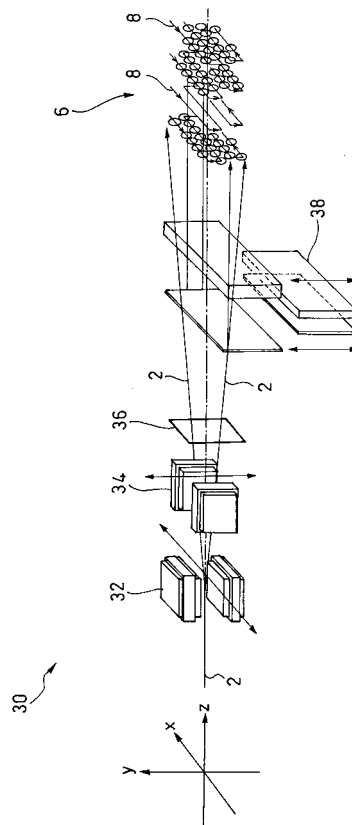
10

20

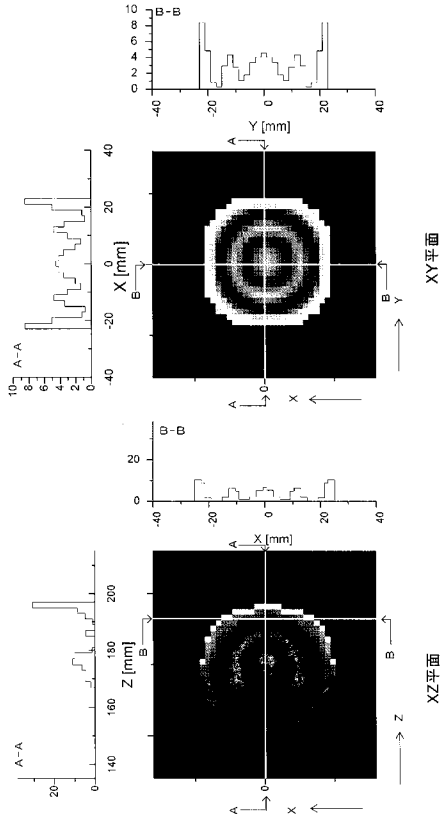
【図1】



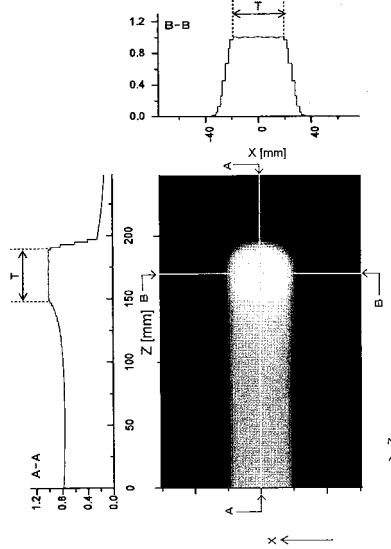
【図2】



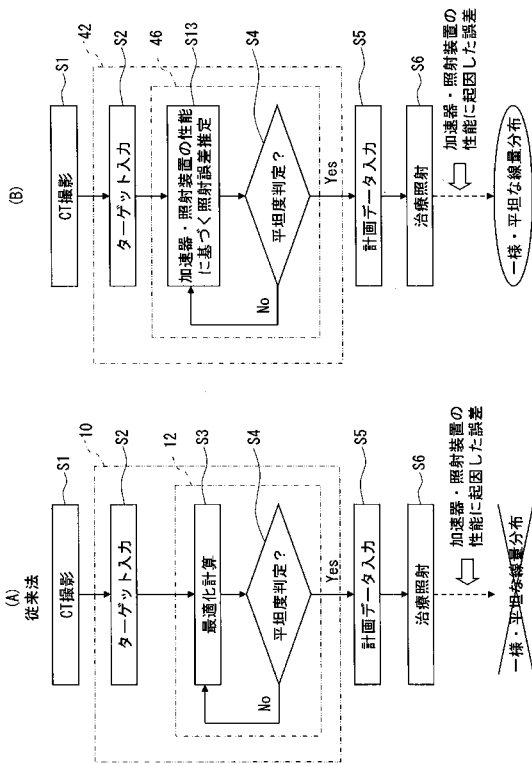
【 図 3 】



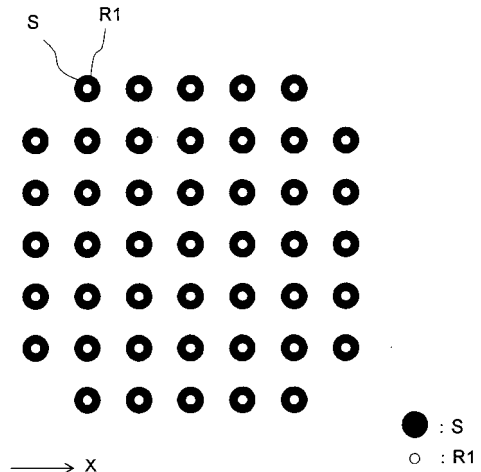
【 図 4 】



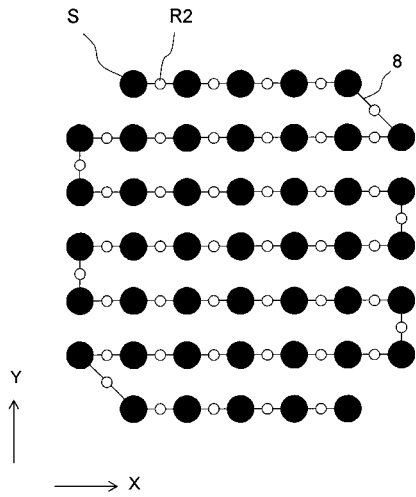
【 図 5 】



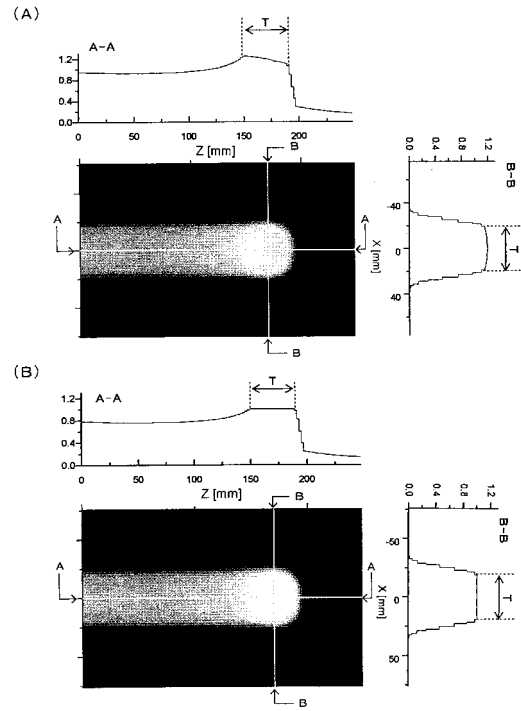
【 図 6 】



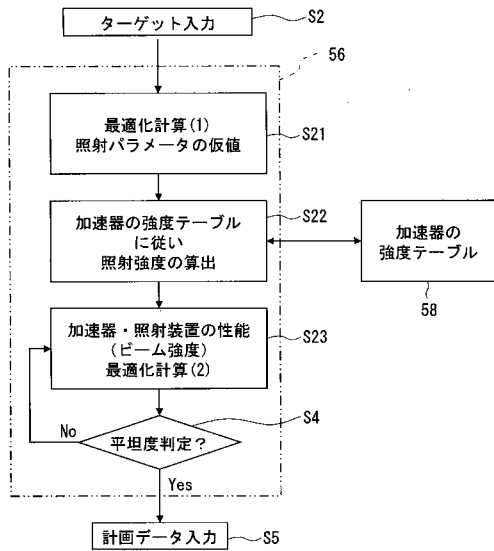
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 眞二

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

(72)発明者 野田 耕司

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 AC05 AE01 AG02 AG09 AN02 AN04 AN05 AP03 AR02