

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3702885号
(P3702885)

(45) 発行日 平成17年10月5日(2005.10.5)

(24) 登録日 平成17年7月29日(2005.7.29)

(51) Int.CI.⁷

F 1

G 2 1 K	5/04	G 2 1 K	5/04	A
A 6 1 N	5/10	A 6 1 N	5/10	H
G 2 1 K	1/10	A 6 1 N	5/10	J
G 2 1 K	3/00	G 2 1 K	1/10	S

G 2 1 K 3/00 S

請求項の数 31 (全 27 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号

特願2003-167243 (P2003-167243)

(22) 出願日

平成15年6月12日 (2003.6.12)

(65) 公開番号

特開2004-69683 (P2004-69683A)

(43) 公開日

平成16年3月4日 (2004.3.4)

審査請求日 平成16年6月28日 (2004.6.28)

(31) 優先権主張番号

特願2002-170778 (P2002-170778)

(32) 優先日

平成14年6月12日 (2002.6.12)

(33) 優先権主張国

日本国 (JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000005108

株式会社日立製作所

東京都千代田区丸の内一丁目6番6号

(74) 代理人 100075096

弁理士 作田 康夫

(72) 発明者 ▲柳▼澤 正樹

茨城県日立市幸町三丁目1番1号

株式会社 日立製作所 原子

力事業部内

(72) 発明者 秋山 浩

茨城県日立市幸町三丁目1番1号

株式会社 日立製作所 原子

力事業部内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】粒子線照射装置及び照射野形成装置の調整方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

荷電粒子ビーム発生装置と、前記荷電粒子ビーム発生装置から出射された荷電粒子ビームを照射対象に照射する照射野形成装置とを備え、

前記照射野形成装置は、前記荷電粒子ビームの進行方向と直交する平面内で円を描くよう前記荷電粒子ビームを走査するビーム走査装置と、前記荷電粒子ビームのサイズを拡大する散乱体装置と、前記荷電粒子ビームが通過するブラックピーク拡大装置と、荷電粒子ビームの進行方向において、前記ビーム走査装置、前記散乱体装置及び前記ブラックピーク拡大装置よりも下流に配置され、通過する以外の前記荷電粒子ビームを除外するコリメータと、前記散乱体装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第1駆動装置及び前記ブラックピーク拡大装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第2駆動装置のうちの少なくとも一方の駆動装置とを有していることを特徴とする粒子線照射装置。

【請求項 2】

前記第1駆動装置及び前記第2駆動装置の少なくとも一方を制御し、前記散乱体装置及び前記ブラックピーク拡大装置のうちの少なくとも一方の、前記荷電粒子ビームの進行方向における移動量を、治療計画情報に基づいて制御する制御装置を備えた請求項1記載の粒子線照射装置。

【請求項 3】

荷電粒子ビーム発生装置と、荷電粒子ビーム発生装置から出射された荷電粒子ビームを

10

20

照射対象に照射する照射野形成装置とを備え、

前記照射野形成装置は、前記荷電粒子ビームの進行方向と直交する平面内で円を描くように前記荷電粒子ビームを走査するビーム走査装置と、前記荷電粒子ビームのサイズを拡大する散乱体装置、前記荷電粒子ビームの飛程を変える飛程調整装置と、前記荷電粒子ビームが通過するプラッグピーク拡大装置と、及び荷電粒子ビームの進行方向において、前記ビーム走査装置、前記散乱体装置、前記飛程調整装置及び前記プラッグピーク拡大装置よりも下流に配置され、通過する以外の前記荷電粒子ビームを除外するコリメータと、前記散乱体装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第1駆動装置、前記飛程調整装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第2駆動装置及び前記ブラックピーク拡大装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第3駆動装置のうちの少なくとも一つの駆動装置とを有していることを特徴とする粒子線照射装置。10

【請求項4】

前記ビーム走査装置を制御し、前記照射対象に照射される前記荷電粒子ビームの走査を制御するビーム走査制御装置を備えた請求項3記載の粒子線照射装置。

【請求項5】

前記第1駆動装置、前記第2駆動装置及び前記第3駆動装置の少なくとも一つを制御する制御装置を備えた請求項3記載の粒子線照射装置。

【請求項6】

結合された状態で、前記第1駆動装置及び前記第2駆動装置である駆動装置によって前記進行方向に移動される前記散乱体装置及び前記飛程調整装置は、前記進行方向において前記ビーム走査装置よりも上流に配置されている請求項3記載の粒子線照射装置。20

【請求項7】

結合された状態で、前記第1駆動装置及び前記第2駆動装置である駆動装置によって前記進行方向に移動される前記散乱体装置及び前記飛程調整装置は、前記進行方向において前記ビーム走査装置よりも下流に配置されている請求項3記載の粒子線照射装置。

【請求項8】

前記プラッグピーク拡大装置は、前記進行方向において前記ビーム走査装置よりも上流に配置されている請求項3記載の粒子線治療装置。

【請求項9】

前記ビーム走査装置、前記散乱体装置、前記飛程調整装置及び前記ブラックピーク拡大装置のうちで、前記ブラックピーク拡大装置が最も下流に位置している請求項3記載の粒子線治療装置。30

【請求項10】

前記ビーム走査装置、前記散乱体装置、前記飛程調整装置及び前記ブラックピーク拡大装置のうちで、前記飛程調整装置が最も下流に位置している請求項3記載の粒子線照射装置。

【請求項11】

荷電粒子ビーム発生装置と、荷電粒子ビーム発生装置から出射された荷電粒子ビームを照射対象に照射する照射野形成装置とを備え、

前記照射野形成装置は、前記荷電粒子ビームのサイズを拡大する第1散乱体装置と、前記第1散乱体装置を通過した前記荷電粒子ビームが通過する第2散乱体装置と、前記荷電粒子ビームが通過するブラックピーク拡大装置と、荷電粒子ビームの進行方向において、前記第1及び第2散乱体装置及び前記ブラックピーク拡大装置よりも下流に配置され、通過する以外の前記荷電粒子ビームを除外するコリメータと、前記第1散乱体装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第1駆動装置及び前記ブラックピーク拡大装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第2駆動装置のうちの少なくとも一方の駆動装置とを有していることを特徴とする粒子線照射装置。40

【請求項12】

前記第1駆動装置及び前記第2駆動装置の少なくとも一方を制御し、前記第1散乱体装置及び前記ブラックピーク拡大装置のうちの少なくとも一方の、前記荷電粒子ビームの進50

行方向における移動量を、治療計画情報に基づいて制御する制御装置を備えた請求項 11 記載の粒子線照射装置。

【請求項 13】

荷電粒子ビーム発生装置と、荷電粒子ビーム発生装置から出射された荷電粒子ビームを照射対象に照射する照射野形成装置とを備え、

前記照射野形成装置は、前記荷電粒子ビームのサイズを拡大する第1散乱体装置と、前記第1散乱体装置を通過した前記荷電粒子ビームが通過する第2散乱体装置と、前記荷電粒子ビームの飛程を変える飛程調整装置と、前記荷電粒子ビームが通過するブラックピーク拡大装置と、及び荷電粒子ビームの進行方向において、前記第1及び第2散乱体装置、前記飛程調整装置及び前記ブラックピーク拡大装置よりも下流に配置され、通過する以外の前記荷電粒子ビームを除外するコリメータと、前記散乱体装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第1駆動装置、前記飛程調整装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第2駆動装置及び前記ブラックピーク拡大装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第3駆動装置のうちの少なくとも一つの駆動装置とを有していることを特徴とする粒子線照射装置。10

【請求項 14】

前記第1駆動装置、前記第2駆動装置及び前記第3駆動装置の少なくとも一つを制御する制御装置を備えた請求項 13 記載の粒子線照射装置。

【請求項 15】

前記第1散乱体装置及び前記飛程調整装置は、結合された状態で前記進行方向において移動可能に前記照射装置に設置されており、結合された前記第1散乱体装置及び前記飛程調整装置は、前記進行方向において前記第2散乱体装置よりも上流に配置されている請求項 13 記載の粒子線照射装置。20

【請求項 16】

荷電粒子ビーム発生装置から出射された荷電粒子ビーム発生装置を照射対象に照射する照射野形成装置において、

前記荷電粒子ビームの進行方向と直交する平面内で円を描くように前記荷電粒子ビームを走査するビーム走査装置と、前記荷電粒子ビームのサイズを拡大する散乱体装置と、前記荷電粒子ビームが通過するブラックピーク拡大装置と、荷電粒子ビームの進行方向において、前記ビーム走査装置、前記散乱体装置及び前記ブラックピーク拡大装置よりも下流に配置され、通過する以外の前記荷電粒子ビームを除外するコリメータと、前記散乱体装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第1駆動装置及び前記ブラックピーク拡大装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第2駆動装置のうちの少なくとも一方の駆動装置とを有していることを特徴とする照射野形成装置。30

【請求項 17】

荷電粒子ビーム発生装置から出射された荷電粒子ビーム発生装置を照射対象に照射する照射野形成装置において、

前記荷電粒子ビームの進行方向と直交する平面内で円を描くように前記荷電粒子ビームを走査するビーム走査装置と、前記荷電粒子ビームのサイズを拡大する散乱体装置と、前記荷電粒子ビームの飛程を変える飛程調整装置と、前記荷電粒子ビームが通過するブラックピーク拡大装置と、及び荷電粒子ビームの進行方向において、前記ビーム走査装置、前記散乱体装置、前記飛程調整装置及び前記ブラックピーク拡大装置よりも下流に配置され、通過する以外の前記荷電粒子ビームを除外するコリメータと、前記散乱体装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第1駆動装置、前記飛程調整装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第2駆動装置及び前記ブラックピーク拡大装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第3駆動装置のうちの少なくとも一つの駆動装置とを有していることを特徴とする照射野形成装置。40

【請求項 18】

荷電粒子ビーム発生装置から出射された荷電粒子ビームを照射対象に照射する照射野形成装置において、50

前記荷電粒子ビームのサイズを拡大する第1散乱体装置と、前記第1散乱体装置を通過した前記荷電粒子ビームが通過する第2散乱体装置と、前記荷電粒子ビームが通過するプラッグピーク拡大装置と、荷電粒子ビームの進行方向において、前記第1及び第2散乱体装置及び前記プラッグピーク拡大装置よりも下流に配置され、通過する以外の前記荷電粒子ビームを除外するコリメータと、前記第1散乱体装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第1駆動装置及び前記ブラックピーク拡大装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第2駆動装置のうちの少なくとも一方の駆動装置を有していることを特徴とする照射野形成装置。

【請求項19】

荷電粒子ビーム発生装置から出射された荷電粒子ビームを照射対象に照射する照射野形成装置において、10

前記荷電粒子ビームのサイズを拡大する第1散乱体装置と、前記第1散乱体装置を通過した前記荷電粒子ビームが通過する第2散乱体装置と、前記荷電粒子ビームの飛程を変える飛程調整装置と、前記荷電粒子ビームが通過するプラッグピーク拡大装置と、荷電粒子ビームの進行方向において、前記第1及び第2散乱体装置、前記飛程調整装置及び前記プラッグピーク拡大装置よりも下流に配置され、通過する以外の前記荷電粒子ビームを除外するコリメータと、前記第1散乱体装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第1駆動装置、前記飛程調整装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第2駆動装置及び前記ブラックピーク拡大装置を前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させる第3駆動装置のうちの少なくとも一つの駆動装置とを有していることを特徴とする照射野形成装置。20

【請求項20】

荷電粒子ビーム発生装置から出射された荷電粒子ビームを前記荷電粒子ビームの進行方向と直交する平面内で円を描くように走査するビーム走査装置、前記荷電粒子ビームのサイズを拡大する散乱体装置、前記荷電粒子ビームが通過するプラッグピーク拡大装置、荷電粒子ビームの進行方向において、前記ビーム走査装置、前記散乱体装置及び前記ブラックピーク拡大装置よりも下流に配置され、通過する以外の前記荷電粒子ビームを除外するコリメータを有し、前記荷電粒子ビームを照射対象に照射する照射野形成装置の調整方法において、20

前記荷電粒子ビームを出射する前に、前記散乱体装置及び前記ブラックピーク拡大装置のうちの少なくとも一方を、前記荷電粒子ビームの進行方向に移動させて所定の位置に位置させることを特徴とする照射野形成装置の調整方法。30

【請求項21】

荷電粒子ビーム発生装置から出射された荷電粒子ビームを前記荷電粒子ビームの進行方向と直交する平面内で円を描くように走査するビーム走査装置、前記荷電粒子ビームのサイズを拡大する散乱体装置、前記荷電粒子ビームの飛程を変える飛程調整装置、前記荷電粒子ビームが通過するブラックピーク拡大装置、及び荷電粒子ビームの進行方向において、前記ビーム走査装置、前記散乱体装置、前記飛程調整装置及び前記ブラックピーク拡大装置よりも下流に配置され、通過する以外の前記荷電粒子ビームを除外するコリメータを有し、前記荷電粒子ビームを照射対象に照射する照射野形成装置の調整方法において、40

前記荷電粒子ビームを出射する前に、前記散乱体装置、前記飛程調整装置及び前記ブラックピーク拡大装置のうちの少なくとも一つを、前記荷電粒子ビームの進行方向に移動させて所定の位置に位置させることを特徴とする照射野形成装置の調整方法。

【請求項22】

荷電粒子ビーム発生装置から出射された荷電粒子ビームのサイズを拡大する第1散乱体装置、前記第1散乱体装置を通過した前記荷電粒子ビームが通過する第2散乱体装置、前記荷電粒子ビームが通過するブラックピーク拡大装置、及び荷電粒子ビームの進行方向において、前記第1及び第2散乱体装置及び前記ブラックピーク拡大装置よりも下流に配置され、通過する以外の前記荷電粒子ビームを除外するコリメータを有し、前記荷電粒子ビームを照射対象に照射する照射野形成装置の調整方法において、50

前記荷電粒子ビームを出射する前に、前記第1散乱体装置及び前記プラッグピーク拡大装置のうちの少なくとも一方を、前記荷電粒子ビームの進行方向に移動させて所定の位置に位置させることを特徴とする照射野形成装置の調整方法。

【請求項23】

荷電粒子ビーム発生装置から出射された荷電粒子ビームのサイズを拡大する第1散乱体装置、前記第1散乱体装置を通過した前記荷電粒子ビームが通過する第2散乱体装置、前記荷電粒子ビームの飛程を変える飛程調整装置、前記荷電粒子ビームが通過するプラッグピーク拡大装置、及び荷電粒子ビームの進行方向において、前記第1及び第2散乱体装置、前記飛程調整装置及び前記プラッグピーク拡大装置よりも下流に配置され、通過する以外の前記荷電粒子ビームを除外するコリメータを有し、前記荷電粒子ビームを照射対象に照射する照射野形成装置の調整方法において。10

前記荷電粒子ビームを出射する前に、前記第1散乱体装置、前記飛程調整装置及び前記プラッグピーク拡大装置のうちの少なくとも一つを、前記荷電粒子ビームの進行方向に移動させて所定の位置に位置させることを特徴とする照射野形成装置の調整方法。

【請求項24】

前記散乱体装置を、前記進行方向に直交する方向における照射対象のサイズに基づいて、前記進行方向に移動させる請求項20または請求項21記載の照射野形成装置の調整方法。

【請求項25】

前記第1散乱体装置を、前記進行方向に直交する方向における照射対象のサイズに基づいて、前記進行方向に移動させる請求項22または請求項23記載の照射野形成装置の調整方法。20

【請求項26】

荷電粒子ビーム発生装置から出射された荷電粒子ビームを照射対象に照射する照射野形成装置であって、前記荷電粒子ビームの進行方向と直交する平面内で円を描くように前記荷電粒子ビームを走査するビーム走査装置、前記荷電粒子ビームのサイズを拡大する散乱体装置、前記荷電粒子ビームが通過するプラッグピーク拡大装置、及び荷電粒子ビームの進行方向において、前記ビーム走査装置、前記散乱体装置及び前記プラッグピーク拡大装置よりも下流に配置され、通過する以外の前記荷電粒子ビームを除外するコリメータを有する前記照射野形成装置を用いた荷電粒子ビームの出射方法において。30

前記散乱体装置及び前記プラッグピーク拡大装置のうちの少なくとも一方を、前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させて所定の位置に位置させ、その後、前記散乱体装置、前記プラッグピーク拡大装置及び前記コリメータを通過した前記荷電粒子ビームを前記照射野形成装置から出射することを特徴とする荷電粒子ビームの出射方法。

【請求項27】

荷電粒子ビーム発生装置から出射された荷電粒子ビームの進行方向と直交する平面内で円を描くように前記荷電粒子ビームを走査するビーム走査装置、前記荷電粒子ビームのサイズを拡大する散乱体装置、前記荷電粒子ビームが通過するプラッグピーク拡大装置、及び荷電粒子ビームの進行方向において、前記ビーム走査装置、前記散乱体装置及び前記プラッグピーク拡大装置よりも下流に配置され、通過する以外の前記荷電粒子ビームを除外するコリメータを有する前記照射野形成装置を用いた荷電粒子ビームの出射方法であって、前記散乱体装置を通過させて前記荷電粒子ビームのサイズを拡大し、サイズが拡大した前記荷電粒子ビームを、前記プラッグピーク拡大装置及び前記コリメータを通過させて前記照射野形成装置から出射する荷電粒子ビームの出射方法において。40

前記荷電粒子ビームの出射前に前記散乱体装置及び前記プラッグピーク拡大装置の少なくとも一方を、前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させて所定の位置に位置させ、その後に、前記荷電粒子ビームを、前記散乱体装置、前記プラッグピーク拡大装置及び前記コリメータを経て前記照射野形成装置から出射することを特徴とする荷電粒子ビームの出射方法。

【請求項28】

10

20

30

40

50

荷電粒子ビーム発生装置から出射された荷電粒子ビームの進行方向と直交する平面内で円を描くように前記荷電粒子ビームを走査するビーム走査装置、前記荷電粒子ビームのサイズを拡大する散乱体装置、前記荷電粒子ビームが通過するプラッグピーク拡大装置、及び荷電粒子ビームの進行方向において、前記ビーム走査装置、前記散乱体装置及び前記プラッグピーク拡大装置よりも下流に配置され、通過する以外の前記荷電粒子ビームを除外するコリメータを有する前記照射野形成装置を用いた荷電粒子ビームの出射方法であって、前記プラッグピーク拡大装置を通過させ、前記プラッグピーク拡大装置を通過した前記荷電粒子ビームを、前記散乱体装置を通過させて前記荷電粒子ビームのサイズを拡大し、サイズが拡大した前記荷電粒子ビームを、前記コリメータを通して前記照射野形成装置から出射する荷電粒子ビームの出射方法において、

10

前記荷電粒子ビームの出射前に前記散乱体装置及び前記プラッグピーク拡大装置の少なくとも一方を、前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させて所定の位置に位置させ、その後に、前記荷電粒子ビームを、前記散乱体装置、前記プラッグピーク拡大装置及び前記コリメータを経て前記照射野形成装置から出射することを特徴とする荷電粒子ビームの出射方法。

【請求項 29】

荷電粒子ビーム発生装置から出射された荷電粒子ビームを照射対象に照射する照射野形成装置であって、前記荷電粒子ビームの進行方向と直交する平面内で円を描くように前記荷電粒子ビームを走査するビーム走査装置、前記荷電粒子ビームのサイズを拡大する散乱体装置、前記荷電粒子ビームの飛程を変える飛程調整装置、前記荷電粒子ビームが通過するプラッグピーク拡大装置、及び荷電粒子ビームの進行方向において、前記ビーム走査装置、前記散乱体装置、前記飛程調整装置及び前記プラッグピーク拡大装置よりも下流に配置され、通過する以外の前記荷電粒子ビームを除外するコリメータを有する前記照射野形成装置を用いた荷電粒子ビームの出射方法において、

20

前記散乱体装置、前記飛程調整装置及び前記プラッグピーク拡大装置のうちの少なくとも一つを、前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させて所定の位置に位置させ、その後、前記散乱体装置、前記飛程調整装置、前記プラッグピーク拡大装置及び前記コリメータを通過した前記荷電粒子ビームを前記照射野形成装置から出射することを特徴とする荷電粒子ビームの出射方法。

【請求項 30】

30

荷電粒子ビーム発生装置から出射された荷電粒子ビームを照射対象に照射する照射野形成装置であって、前記荷電粒子ビームのサイズを拡大する第1散乱体装置、前記第1散乱体装置を通過した前記荷電粒子ビームが通過する第2散乱体装置、前記荷電粒子ビームが通過するプラッグピーク拡大装置、及び荷電粒子ビームの進行方向において、前記第1及び第2散乱体装置及び前記プラッグピーク拡大装置よりも下流側に配置され、通過する以外の前記荷電粒子ビームを除外するコリメータを有する前記照射野形成装置を用いた荷電粒子ビームの出射方法において、

前記第1散乱体装置及び前記プラッグピーク拡大装置のうちの少なくとも一方を、前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させて所定の位置に位置させ、その後、前記第1及び第2散乱体装置、前記プラッグピーク拡大装置及び前記コリメータを通過した前記荷電粒子ビームを前記照射野形成装置から出射することを特徴とする荷電粒子ビームの出射方法。

40

【請求項 31】

荷電粒子ビーム発生装置から出射された荷電粒子ビームを照射対象に照射する照射野形成装置であって、前記荷電粒子ビームのサイズを拡大する第1散乱体装置、前記第1散乱体装置を通過した前記荷電粒子ビームが通過する第2散乱体装置、前記荷電粒子ビームの飛程を変える飛程調整装置と、前記荷電粒子ビームが通過するプラッグピーク拡大装置、及び荷電粒子ビームの進行方向において、前記第1及び第2散乱体装置、前記飛程調整装置及び前記プラッグピーク拡大装置よりも下流側に配置され、通過する以外の前記荷電粒子ビームを除外するコリメータを有する前記照射野形成装置を用いた荷電粒子ビームの出

50

射方法において、

前記第1散乱体装置、前記飛程調整装置及び前記プラッグピーク拡大装置のうちの少なくとも一つを、前記荷電粒子ビームの進行方向に沿って移動させて所定の位置に位置させ、その後、前記第1及び第2散乱体装置、前記飛程調整装置、前記プラッグピーク拡大装置及び前記コリメータを通過した前記荷電粒子ビームを前記照射野形成装置から出射することを特徴とする荷電粒子ビームの出射方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、粒子線照射装置に係り、特に、陽子及び炭素イオン等の荷電粒子ビームを患部に照射して治療する粒子線治療装置、荷電粒子ビームを材料に照射する材料照射装置、食品に荷電粒子ビームを照射する食品照射装置、及び荷電粒子ビームを利用したラジオアイソトープ製造装置に適用するのに好適な粒子線照射装置に関する。 10

【0002】

【従来の技術】

従来の粒子線治療装置は、荷電粒子ビーム発生装置、ビーム輸送系及び回転式の照射装置を備える。荷電粒子ビーム発生装置は、加速器としてシンクロトロン（またはサイクロトロン）を含んでいる。シンクロトロンで設定エネルギーまで加速された荷電粒子ビーム（以下、イオンビームという）は、ビーム輸送系（以下、第1ビーム輸送系という）を経て照射装置に達する。回転式の照射装置は、照射装置ビーム輸送系（以下、第2ビーム輸送系という）、照射野形成装置、及び第2ビーム輸送系及び照射野形成装置を一体で回転させる回転装置（回転ガントリー）を有する。イオンビームは第2ビーム輸送系を通って照射野形成装置から患者の癌の患部に照射される。 20

【0003】

照射野形成装置は、荷電粒子ビーム発生装置からのイオンビームを、照射目標である患部の形状に合わせて整形して照射する装置である。照射野形成装置は、大別して3種類存在する。第1は散乱体方式を適用した照射野形成装置、第2はウォブラ方式を適用した照射野形成装置（特開平10-211292号公報及び特開平2000-202047号公報）、及び第3はスキャニング方式を適用した照射野形成装置（特開平10-199700号公報）である。 30

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

照射野形成装置から患者の体内にイオンビームを照射する際、イオンビームの進行方向（体内の深さ方向）及びその進行方向に直交する方向における放射線量分布が一様になることが望まれる。特に、癌の患部内においてはそのような放射線量分布の一様性が望まれる。これは、3種類の各照射野形成装置からのイオンビームの照射の際にそれぞれ望まれることである。しかしながら、上記した従来の照射野形成装置を有する粒子線治療装置では、特に、体積の大きな患部（照射対象領域）に対して、照射線量を高く保ちつつ深さ方向における放射線量分布の一様性を高く保つことは困難であった。

【0005】

本発明の目的は、照射対象の、荷電粒子ビームの進行方向及びこれと直交する方向における放射線量分布をより均一化することができる粒子線照射装置を提供することにある。 40

【0006】

【課題を解決するための手段】

上記した目的を達成する本発明の特徴は、通過する以外の荷電粒子ビーム除外するコリメータよりも上流側に配置された散乱体装置及びプラッグピーク拡大装置の少なくとも1つが、荷電粒子ビームの進行方向において移動可能に照射野形成装置に設置されていることにある。散乱体装置及びプラッグピーク拡大装置の少なくとも1つがその進行方向において移動できるため、荷電粒子ビームが照射された照射対象の、荷電粒子ビームの進行方向及びこれと直交する方向における放射線量分布をより均一化することができる。 50

好ましくは、通過する以外の荷電粒子ビーム除外するコリメータよりも上流側に配置された散乱体装置、飛程調整装置及びプラッグピーク拡大装置の少なくとも1つが、荷電粒子ビームの進行方向において移動可能に照射野形成装置に設置されていることがある。散乱体装置、飛程調整装置及びプラッグピーク拡大装置の少なくとも1つがその進行方向において移動できるため、荷電粒子ビームが照射された照射対象の、荷電粒子ビームの進行方向及びこれと直交する方向における放射線量分布をより均一化することができる。

【0007】

【発明の実施の形態】

(実施例1)

本発明の好適な一実施例である粒子線治療装置を、図1を用いて説明する。本実施例の粒子線治療装置1は、荷電粒子ビーム発生装置2及び照射野形成装置15を備える。荷電粒子ビーム発生装置2は、イオン源(図示せず)、前段加速器3及びシンクロトロン4を有する。イオン源で発生したイオン(例えば、陽子イオン(または炭素イオン))は前段加速器(例えば直線加速器)3で加速される。前段加速器3から出射されたイオンビームはシンクロトロン4に入射される。このイオンビームは、シンクロトロン4で、高周波加速空腔5から印加される高周波電力によってエネルギーを与えられて加速される。シンクロトロン4内を周回するイオンビームのエネルギーが設定されたエネルギーまでに高められた後、出射用の高周波印加装置6から高周波がイオンビームに印加される。安定限界内で周回しているイオンビームは、この高周波の印加によって安定限界外に移行し、出射用デフレクタ13を通ってシンクロトロン4から出射される。イオンビームの出射の際には、シンクロトロン4に設けられた四極電磁石7及び偏向電磁石8等の電磁石に導かれる電流が設定値に保持され、安定限界もほぼ一定に保持されている。高周波印加装置6への高周波電力の印加を停止することによって、シンクロトロン4からのイオンビームの出射が停止される。

【0008】

シンクロトロン4から出射されたイオンビームは、ビーム輸送系9を経て照射装置である照射野形成装置15に達する。ビーム輸送系9の一部である逆U字部10及び照射野形成装置15は、回転可能なガントリー(図示せず)に設置される。逆U字部10は偏向電磁石11, 12を有する。イオンビームは、照射野形成装置15から治療台(ベッド)59に乗っている患者61の患部(図2)62に照射される。

【0009】

本実施例に用いられる照射野形成装置15の詳細構成を図2に基づいて説明する。照射野形成装置15は、ウォープラ方式の照射野形成装置である。照射野形成装置15は、逆U字部10に取り付けられるケーシング16を有し、ケーシング16内に、イオンビーム進行方向の上流側より順次、第1走査電磁石17、第2走査電磁石18、散乱体装置19、飛程調整装置20、及びプラッグピーク拡大装置(以下、SOBP装置という)21を配置する。第1走査電磁石17及び第2走査電磁石18は散乱体装置19の上流側でケーシング16に取り付けられる。散乱体装置19及び飛程調整装置20は一体化されて貫通孔37を有する支持部材24に取り付けられる。支持部材24は2つのネジ孔を通るボルネジ27, 28とそれぞれ噛合っている。ボルネジ27, 28の上端部はそれぞれ回転可能にケーシング16に取り付けられる。ボルネジ27, 28の下端部は、ケーシング16に取り付けられる交流サーボモータ25, 26の回転軸に連結される。エンコーダ29は交流サーボモータ25の回転軸に連結される。交流サーボモータ25, 26は一方のみでもよい。交流サーボモータの替りにステップモータを用いてもよい。SOBP装置21は、飛程調整装置20に向って伸びる複数の楔形部材を配置している。楔形部材の両側面は厳密には階段状の形状となっている。SOBP装置として、回転ホイール型SOBPフィルタを用いてもよい。SOBP装置21は、ボルネジ32と噛合うネジ孔、及び貫通孔38を有する支持部材30に取り付けられる。ボルネジ32の上端部はケーシング16に回転可能に取り付けられる。ボルネジ32の下端部は、ケーシング16に取り付けられる交流サーボモータ31に連結される。エンコーダ33は交流サーボモータ31の回

10

20

30

40

50

転軸に連結される。支持部材 30 は、ケーシング 16 に設置されるリニアガイド 34 に移動可能に取り付けられる。ケーシング 16 はボーラス保持部 35 を有する。交流サーボモータ 25 及びボールネジ 27, 交流サーボモータ 26 及びボールネジ 28、及び交流サーボモータ 31 及びボールネジ 32 は、それぞれリニアアクチュエータを構成する。

【0010】

散乱体装置 19 の詳細構成を図 3 を用いて説明する。散乱体装置 19 は、圧縮空気シリンダ 41、及び圧縮空気シリンダ 41 内に設置されたピストン（図示せず）に連結されるピストンロッド 42 を有する複数の散乱体操作装置 40 を有する。これらの散乱体操作装置 40 は支持枠 39 に設置される。散乱体装置 19 は、イオンビームの進行方向（ビーム軸 14 という）における厚みが異なる散乱体 43A ~ 43F を有する。これらの散乱体は、個々の散乱体操作装置 40 に一個ずつ取り付けられる。散乱体 43A ~ 43F は、イオンビームの散乱量に対するイオンビームのエネルギー損失の量が少ないタングステンで構成される。散乱体は、タングステン以外に鉛等の原子番号の大きな物質で構成される材料を用いてもよい。電磁弁 50 を有する圧縮空気配管 49 が、各散乱体操作装置 40 の圧縮空気シリンダ 41 にそれぞれ接続される。各圧縮空気配管 49 は圧縮空気供給装置（図示せず）に接続される。支持枠 39 は飛程調整装置 20 の支持枠 44 上に設置される。

10

【0011】

飛程調整装置 20 は、図 4 に示すように、圧縮空気シリンダ 46、及び圧縮空気シリンダ 46 内に設置されたピストン（図示せず）に連結されるピストンロッド 47 を有する複数の吸収体操作装置 45 を有する。これらの吸収体操作装置 45 は支持枠 44 に設置される。飛程調整装置 20 は、ビーム軸 14 の方向における厚みが異なる吸収体 48A ~ 48F を有する。これらの吸収体は、個々の吸収体操作装置 45 に一個ずつ取り付けられる。各吸収体は、炭化水素等の原子番号の小さい物質を含む樹脂で構成される。電磁弁 52 を有する圧縮空気配管 51 が、各吸収体操作装置 45 の圧縮空気シリンダ 46 にそれぞれ接続される。各圧縮空気配管 51 は圧縮空気供給装置（図示せず）に接続される。支持枠 44 は支持部材 24 上に設置される。

20

【0012】

なお、散乱体装置 19 の各散乱体操作装置 40 及び飛程調整装置 20 の各吸収体操作装置 45 は、それぞれリミットスイッチを備える。散乱体操作装置 40 の

【0013】

30

【表 1】

表 1

照射野サイズ	飛程	入射Eg	散乱体厚	吸収体厚	SC+RS位置	Wb1	Wb2
$\phi 260[\text{mm}]$	40[mm]	100 [MeV]	2.05 [mm]	50[mm]	-74[mm]	171.5 [A]	203.3 [A]
	:			:	:		
	:			:	:		
	:			:	:		
	90[mm]			0[mm]	-1[mm]		
	91[mm]		3.25 [mm]	59[mm]	-72[mm]	252.2 [A]	301.9 [A]
	:			:	:		
	:			:	:		
	150[mm]			0[mm]	-2[mm]		
	151[mm]			69[mm]	-76[mm]		
$\phi 220[\text{mm}]$:	200 [MeV]	5.10 [mm]	:	:	335.5 [A]	403.9 [A]
	:			:	:		
	:			:	:		
	220[mm]			0[mm]	0[mm]		
	221[mm]			79[mm]	-80[mm]		
	:		7.20 [mm]	:	:	411.0 [A]	503.9 [A]
	:			:	:		
	300[mm]			0[mm]	0[mm]		
	40[mm]	100 [MeV]	1.50 [mm]	55[mm]	-80[mm]	124.1 [A]	146.8 [A]
	:			:	:		
$\phi 180[\text{mm}]$	95[mm]			0[mm]	-1[mm]		
	96[mm]		2.65 [mm]	59[mm]	-79[mm]	182.5 [A]	218.8 [A]
	:			:	:		
	155[mm]			0[mm]	0[mm]		
	156[mm]			74[mm]	-85[mm]		
	:	200 [MeV]	3.80 [mm]	:	:	242.5 [A]	291.5 [A]
	:			:	:		
	230[mm]			0[mm]	0[mm]		
	231[mm]			89[mm]	-89[mm]		
	:			:	:		
$\phi 200[\text{mm}]$	320[mm]	250 [MeV]	5.20 [mm]	0[mm]	0[mm]	296.0 [A]	363.9 [A]

【 0 0 1 4 】

リミットスイッチは、該当する散乱体が、イオンビームが通過する設定位置に達したことを検出する。吸収体操作装置45のリミットスイッチは、該当する吸収体が、その設定位置に達したことを検出する。上記した散乱体装置及び飛程調整装置として、対向して配置された2枚の楔板を有し、各楔板を移動させて重なり部の厚みを連続的に変化させる装置を用いてもよい。

【 0 0 1 5 】

本実施例の粒子線治療装置は、照射制御装置54、駆動制御装置56～58、及び走査電磁石制御装置36を含む制御システム70を備える。照射制御装置54のメモリ55は、表1に示す照射条件情報を記憶する。照射条件情報の項目は、患部62の、ビーム軸14に直角な方向における長さ(照射野サイズ)、患部62の深さ方向の位置(飛程)、照射野形成装置15への入射エネルギー(入射Eg)、散乱体の厚み(散乱体厚)、吸収体の厚み(吸収体厚)、散乱体装置19及び飛程調整装置20の位置(SC+RS位置)、第1走査電磁石17の励磁電流(Wb11)及び第2走査電磁石18の励磁電流(Wb12)である。治療計画情報である照射野サイズ、飛程及び入射エネルギーの各情報と、散乱体厚み、吸収体厚み、SC+RS位置、Wb11及びWb12との関係は、予め、計算および

10

20

30

40

50

実験により求めておく。S C + R S 位置は、散乱体装置 1 9 及び飛程調整装置 2 0 に対する第 1 基準位置を起点とした位置である。治療計画装置 5 3 は、治療する患者 6 1 に対する治療計画情報（照射野サイズ、イオンビームの入射方向、その入射方向における飛程、入射エネルギー等）を記憶している。メモリ 5 5 は、表 2 に示すプラッグ

【0016】

【表 2】

表 2

SOBP幅	入射エネルギー							
	100[MeV]		150[MeV]		200[MeV]		250[MeV]	
	SOBPNo.	SOBP位置	SOBPNo.	SOBP位置	SOBPNo.	SOBP位置	SOBPNo.	SOBP位置
10[mm]	E100S010	0[mm]	E150S010	0[mm]	E200S010	0[mm]	E250S010	0[mm]
20[mm]	E100S020	-100[mm]	E150S020	-80[mm]	E200S020	-80[mm]	E250S020	-80[mm]
30[mm]	E100S030	-150[mm]	E150S030	-140[mm]	E200S030	-130[mm]	E250S030	-130[mm]
40[mm]	E100S040	-200[mm]	E150S040	-180[mm]	E200S040	-170[mm]	E250S040	-170[mm]
50[mm]	E100S050	-230[mm]	E150S050	-220[mm]	E200S050	-210[mm]	E250S050	-210[mm]
60[mm]	E100S060	-260[mm]	E150S060	-240[mm]	E200S060	-230[mm]	E250S060	-230[mm]
70[mm]	—	—	E150S070	-260[mm]	E200S070	-240[mm]	E250S070	-240[mm]
80[mm]	—	—	E150S080	-270[mm]	E200S080	-250[mm]	E250S080	-250[mm]
90[mm]	—	—	—	—	E200S090	-250[mm]	E250S090	-250[mm]
100[mm]	—	—	—	—	E200S100	-260[mm]	E250S100	-260[mm]
110[mm]	—	—	—	—	—	—	E250S110	-260[mm]
120[mm]	—	—	—	—	—	—	E250S120	-260[mm]

10

【0017】

ピーク拡大幅（SOBP幅）と治療計画情報の 1 つである、体内への入射エネルギーとの関係で、各 SOBP 装置 2 1 の位置（SOBP 位置）を、照射条件情報として記憶する。各 SOBP 装置 2 1 の位置は、SOBP 装置 2 1 に対する第 2 基準位置を起点とした位置である。照射制御装置 5 4 、駆動制御装置 5 6 ~ 5 8 、及び走査電磁石制御装置 3 6 を個々に設けずに、制御システム 7 0 が照射制御装置 5 4 、駆動制御装置 5 6 ~ 5 8 及び走査電磁石制御装置 3 6 の各機能を発揮するように構成してもよい。

【0018】

S O B P 装置 2 1 は、表 2 に示す E 1 5 0 S 0 1 0 及び E 1 5 0 S 0 2 0 等のように複数準備されている。E 1 5 0 S 0 1 0 及び E 1 5 0 S 0 2 0 等は SOBP 装置 2 1 の No. (SOBP No.) である。それらの SOBP 装置 2 1 は、例えば、楔形部材の高さ、階段部の幅及び高さが異なっている。SOBP 装置 2 1 は、照射野形成装置 1 5 への入射エネルギー及び SOBP 幅に応じて選択して支持部材 3 0 に予め取り付けられる。SOBP 幅はイオンビームの進行方向における患部 6 2 の長さに応じて定まる。

30

【0019】

照射野形成装置 1 5 に対する患者 6 1 の位置決め前に、照射制御装置 5 4 は、治療計画装置 5 3 から患者 6 1 に対する治療計画情報（照射野サイズ（照射野情報）、飛程（飛程情報）、入射エネルギー（ビームエネルギー情報）等）を入力し、メモリ 5 5 に記憶させる。これらの治療計画情報は、イオンビームの照射条件を現している。照射制御装置 5 4 は、治療計画情報に基づいて照射条件情報より必要な散乱体の厚み及び吸収体の厚みを選定する。イオンビームの入射エネルギーが大きくなる程、厚みの厚い散乱体が選定され、要求される飛程が短い程、厚みの厚い吸収体が選定される。また、照射制御装置 5 4 は、選定した散乱体及び吸収体の各厚み情報を（飛程の情報）を基に（S C + R S 位置）も選定する。照射制御装置 5 4 は、駆動制御装置 5 6 に対して、駆動指令信号と共に散乱体及び吸収体の各選定した厚みの情報を出力する。駆動制御装置 5 6 は、その散乱体の厚み情報に基づいて、散乱体（一枚または複数枚）を散乱体装置 1 9 の散乱体の中から選定する。例えば、散乱体 4 3 B 及び 4 3 C のそれぞれの厚みの合計が散乱体厚み情報と一致した場合には散乱体 4 3 B 及び 4 3 C が選定される。駆動制御装置 5 6 は、散乱体 4 3 B 及び 4 3 C を操作するそれぞれの散乱体操作装置 4 0 に接続された各圧縮空気配管 4 9 の電磁弁 5 0 を開く。該当する散乱体操作装置 4 0 のシリンダ 4 1 内に圧縮空気が供給され、散乱体

40

50

43B 及び 43C はピストンロッド 42 の移動により上記設定位置まで押し出される。残りの散乱体はイオンビームの通過位置から離れた場所に位置している。また、駆動制御装置 56 は、選定された吸収体の厚み情報に基づいて、その厚みになる吸収体（一枚または複数枚）を飛程調整装置 20 内の吸収体の中から選定する。例えば、吸収体 48E の厚みが吸収体厚み情報と一致した場合には吸収体 48E が選定される。駆動制御装置 56 は、吸収体 48E を操作するそれぞれの吸収体操作装置 45 に接続された各圧縮空気配管 51 の電磁弁 52 を開く。該当する吸収体操作装置 45 のシリンドラ 46 内に圧縮空気が供給され、吸収体 48E はピストンロッド 47 の移動により上記設定位置まで押し出される。残りの吸収体はイオンビームの通過位置から離れた場所に位置している。該当する散乱体及び吸収体が設定位置に達したとき、該当する各リミットスイッチの作動によって発生する各位置信号が駆動制御装置 56 に伝えられる。駆動制御装置 56 は、照射制御装置 54 に対して散乱体及び吸収体の移動完了情報を出力する。

【0020】

照射制御装置 54 は、駆動制御装置 57 に対して、駆動指令信号と共に、（SC + RS 位置）情報、すなわち第 1 位置情報を出力する。駆動制御装置 57 は、第 1 位置情報に基づいて交流サーボモータ 25, 26 を回転させて、支持部材 24 を所定の位置まで移動させる。これに伴って、散乱体装置 19 及び飛程調整装置 20 は第 1 位置情報に対応した位置まで移動される。駆動制御装置 57 は、支持部材 24 がその位置に達したことを、エンコーダ 29 の検出信号で確認する。照射制御装置 54 は、必要な SOBP 幅が 10mm であるため、駆動制御装置 58 に対して、駆動指令信号を出力しない。SOBP 幅を 30mm にしなければならない患者 61 を治療する場合には、照射制御装置 54 は、駆動制御装置 58 に対して、駆動指令信号と共に、SOBP 装置 21 の位置情報、すなわち第 2 位置情報を出力する。駆動制御装置 58 は、第 2 位置情報に基づいて交流サーボモータ 31 を回転させて、支持部材 30 を所定の位置まで移動させる。SOBP 装置 21 は第 2 位置情報に対応した所定の位置まで移動する。駆動制御装置 58 は、支持部材 30 がその位置に達したことを、エンコーダ 33 の検出信号で確認する。

【0021】

照射制御装置 54 は、メモリ 55 から患者 61 に対する照射野サイズ及び入射エネルギーの各情報を取り込み、これらの情報を用いて上記の照射条件情報をより第 1 走査電磁石 17 及び第 2 走査電磁石 18 のそれぞれの励磁電流を選択する。選択された各励磁電流の情報（例えば、図 13 (B) に示す各走査電磁石に対する励磁電流の情報）は、走査電磁石制御装置 36 に伝えられる。走査電磁石制御装置 36 は、それらの励磁電流情報を基づいて第 1 走査電磁石 17 及び第 2 走査電磁石 18 にそれぞれ供給する励磁電流を制御し、イオンビームを、ビーム軸 14 に直交する平面内で円を描くように回転させる。この円をウォブラ円という。具体的には、第 1 走査電磁石 17 の走査によりイオンビームを上記円内で X 方向に移動させ、第 2 走査電磁石 18 の走査によりイオンビームを上記円内で X 軸と直交する Y 軸方向に移動させる。そのような第 1 走査電磁石 17 及び第 2 走査電磁石 18 の協調したイオンビーム走査によって、イオンビームは上記平面内で円を描くように移動する。このようなイオンビームの走査は、照射野形成装置 15 からイオンビームを出射するときに行われる。ウォブラ円の大きさはイオンビームの進行方向に垂直な方向における患部 62 の大きさに対して定まる。

【0022】

選定された散乱体及び吸収体がイオンビーム通過位置に設定され、散乱体装置 19, 飛程調整装置 20 及び SOBP 装置 21 が所定の位置まで移動された後に、イオンビームの調整等の治療前の準備が行われる。更に、患者 61 用のボーラス 22 がボーラス保持部 35 に設置され、コリメータ 23 がボーラス保持部 35 の下方でケーシング 16 に設置される。これらの準備が完了した後、治療台 59 を移動して患者 61 の患部 62 を照射野形成装置 15 のビーム軸 14 と一致させ、治療開始となる。オペレータは、操作盤（図示せず）から治療開始信号を入力する。その治療開始信号を取り込んだ加速器制御装置（図示せず）の作用によって、イオンビームがシンクロトロン 4 から出射される。このイオンビーム

10

20

30

40

50

は、前述したように、照射野形成装置 15 に達する。照射制御装置 54 は、入力した上記の治療開始信号に基づいて、イオンビーム走査開始信号、上記した各励磁電流情報を走査電磁石制御装置 36 に出力する。走査電磁石制御装置 36 は、励磁電流を制御して前述したようにイオンビームを走査する。

【0023】

走査されたイオンビームは散乱体 43B, 43C を通過する。イオンビームは、各散乱体によって散乱され、イオンビームの進行方向に対して円錐状に拡大される。そして、イオンビームは、吸収体 48E を通過する。吸収体は、イオンビームのエネルギーを減少させることによって、イオンビームの体内における飛程を調整する。更に、イオンビームは、SOP 装置 21 を通過する。SOP 装置 21 は、楔形部材においてイオンビーム進行方向における厚みが異なっている。このように厚みの異なった部分が存在するため、散乱体で拡大されて各走査電磁石によって走査されたイオンビームのエネルギーの減衰度合いは SOP 装置 21 の通過する部分で異なる。SOP 装置 21 を通過してエネルギーが異なった各イオンビームは、体内の異なる位置でそれぞれプラッギピークを形成する。このため、ビーム軸 14 の方向における放射線量の分布がより平坦化される。

【0024】

SOP 装置 21 を通過したイオンビームは、ボーラス 22 を通過する。イオンビームの飛程は、ボーラス 22 によって、イオンビームの進行方向における患部 62 の形状に合わせて調整される。ボーラス 22 を通過し、患部 62 をビーム軸 14 方向に投影した形状の外側に位置するイオンビームは、コリメータ 23 によって除外される。すなわち、コリメータ 23 はその形状の内側に位置するイオンビームを通過させる。コリメータ 23 を通過したイオンビームが患部 62 に照射される。

【0025】

本実施例では、イオンビーム進行方向における、患部 62 の下流側端の位置でのウォブラ円（照射目標下流側ウォブラ円）、及びイオンビーム進行方向における、患部 62 の上流側端の位置でのウォブラ円（照射目標上流側ウォブラ円）のそれぞれの大きさ（図 5）は、単純に同じ走査電磁石 17, 18 の走査焦点位置からの距離によって定義される。これに対して、その下流側端でのイオンビームのサイズ及び量は SOP 装置 21 の厚みの薄い部分を通過したイオンビームのサイズ及び量であり、その上流側端でのそのサイズは SOP 装置 21 の厚みの薄い部分及び厚い部分を通過したイオンビームを重ね合わせたイオンビームのサイズ及び量となる。その上流側端でのウォブラ円とイオンビームサイズとの比、及びその下流側端でのウォブラ円とイオンビームサイズとの比を、それぞれ適切な比となるように、散乱体、吸収体、及び SOP 装置 21 を、それぞれ該当する位置に移動、設定することにより、患部に対する放射線量分布の一様性の高い照射を、照射線量率が高い状態のまま行うことができる。照射目標は、患部 62 の形状によって定まり、多少マージンをとり患部よりも大きくする場合もある。

【0026】

本実施例は、イオンビームの通過位置に位置する散乱体（例えば散乱体 43B, 43C）をイオンビームの進行方向に移動させるため、患部 62 の位置におけるイオンビームの散乱サイズ（イオンビームの進行方向に直交する方向においてイオンビームの拡大されたサイズ）を変化させることができる。すなわち、散乱体を患部 62 に近づけることによって散乱サイズが小さくなり、逆に遠ざけることによって散乱サイズが大きくなる。イオンビームの進行方向における散乱体の移動は、体内におけるイオンビームの飛程を変えないでイオンビームの散乱サイズを、イオンビームの進行方向における放射線量分布が平坦化された最適な散乱サイズに調整することができ、患部 62 における照射された放射線量の分布を調整できる。具体的には、イオンビームの散乱サイズが最適散乱サイズより小さい場合には散乱体を患部 62 から遠ざけ、逆に最適散乱サイズよりも大きい場合には散乱体を患部 62 に近づける。

【0027】

また、イオンビーム通過領域内での吸収体の厚みが増す程、イオンビームの散乱サイズが

10

20

30

40

50

最適散乱サイズよりも大きくなり、患部 6 2 の放射線量分布が悪くなる。しかしながら、本実施例は、選定された吸収体をイオンビームの進行方向に移動させるため、吸収体を選定してイオンビームの飛程を調整した際ににおけるイオンビームの散乱サイズの変化によって生じる、患部 6 2 の放射線量分布の悪化を抑制でき、最適散乱サイズの放射線量分布が得られる。吸収体のその移動は、イオンビームの飛程を変えないで、吸収体に起因した患部 6 2 の放射線量分布の変化を調整できる。選定された吸収体の厚みが増す程、吸収体はイオンビームの進行方向で下流側に更に移動される。

【 0 0 2 8 】

S O B P 幅の異なる複数の S O B P 装置 2 1 が用意されており、前述のように 1 つの S O B P 装置 2 1 が選択して設置される。各 S O B P 装置 2 1 は達成できる S O B P 幅に応じてイオンビームの散乱サイズが異なる。散乱サイズの大きな S O B P 装置 2 1 程、上記下流側に移動される。この移動によって、イオンビームの散乱サイズは最適散乱サイズに調整され、イオンビームの進行方向と直交する方向での患部 6 2 の放射線量分布は平坦化される。

【 0 0 2 9 】

本実施例は、前述したように、散乱体装置 1 9 , 飛程調整装置 2 0 及び S O B P 装置 2 1 をイオンビーム進行方向に移動できるため、患部 6 2 内の放射線量分布（イオンビームの進行方向、及びこれと直交する方向における放射線量分布）を一様ににすることができる。また、イオンビームの利用効率が高まるので、照射線量率も増大する。

【 0 0 3 0 】

本実施例では、散乱体装置 1 9 が飛程調整装置 2 0 に設置されているため、これらの装置を一緒に同じ駆動装置である交流サーボモータ 2 5 , 2 6 によって移動できる。このため、本実施例は、散乱体装置 1 9 と飛程調整装置 2 0 を別々の駆動装置で移動させる場合に比べて構成が簡単になる。本実施例では、散乱体装置 1 9 と飛程調整装置 2 0 が一体化されて吸収体が散乱体に近接しているため、吸収体に入射されるイオンビームのサイズが小さくなり、ビーム軸 1 4 に直交する面内の各吸収体の長さ及び幅を小さくできる。これは、飛程調整装置 2 0 が小型化される。吸収体の挿入量に応じて吸収体による散乱の影響ができるが、本実施例は、吸収体及び散乱体を一緒にイオンビームの進行方向に移動させるため、その進行方向における吸収体の移動量を少なくでき、患部 6 2 から吸収体までの距離をより長くすることができる。この距離の増大、及び散乱体と吸収体とが近接しているため、患部 6 2 外への放射線量分布のにじみ（半影）が小さくなる。なお、本実施例では吸収体と散乱体のビーム軸 1 4 に沿っての移動量は同じである。一体化された散乱体装置 1 9 及び飛程調整装置 2 0 がビーム軸 1 4 に沿って移動されるので、吸収体の選定によって定まるイオンビームの飛程に拘らず、患部 6 2 の放射線量分布の変化が小さくできる。更に、本実施例は、飛程調整装置 2 0 と散乱体装置 1 9 とが一体化されているので、選定された吸収体が散乱体の近くに位置し、その吸収体に入射するイオンビームのサイズが小さくなる。従って、各吸収体を小さくでき照射野形成装置 1 5 を小型化できる。

【 0 0 3 1 】

本実施例は、制御システム 7 0 、特に、照射制御装置 5 4 及び駆動制御装置 5 6 の機能により、第 1 散乱体装置 1 9 の散乱体をイオンビームの進行方向に移動させて設定された位置に容易に位置させることができる。特に、照射制御装置 7 0 が、患者 6 1 の治療計画情報、具体的には飛程（飛程情報）を用いて、第 1 散乱体装置 1 9 の散乱体を上記設定位置に位置させることができる。

【 0 0 3 2 】

本実施例は、体内の深さ方向において、イオンビームの照射に基づいた照射目標内の放射線量分布が、図 6 (B) に示すように、一様になる。図 6 (B) の放射線量分布は本実施例のように飛程調整装置 2 0 を移動させることによって得られる。散乱体装置 1 9 , 飛程調整装置 2 0 及び S O B P 装置 2 1 を移動しない従来例では、その照射目標内での放射線量分布は、図 6 (A) に示すように、体内の深さ方向において変化する。本実施例では、そのような放射線量分布の変化を著しく抑制できる。なお、図 6 (A) , (B) は同じエ

10

20

30

40

50

エネルギーのイオンビームを照射した場合の例である。

【0033】

図7(A)は、従来例での照射目標における放射線量分布の一様性を示している。従来例では、照射目標の深さ方向の長さが変わっても放射線量分布は一様である。本実施例では、図7(B)に示すように、照射目標の深さ方向における長さが短い場合にはその長さが長い場合よりも放射線量の一様性がより向上する。図7(B)の特性は本実施例のようにSOBP装置21を移動させることによって得られる。

【0034】

本実施例では、一体化された散乱体装置19及び飛程調整装置20と、SOBP装置21との両方をビーム軸14方向に沿って移動させているが、散乱体装置19、飛程調整装置20、及びSOBP装置21のうちの1つを移動できる構成にしてもよい。この場合には、散乱体装置19及び飛程調整装置20が分離され、それぞれの装置に対して該当する装置をイオンビームの進行方向に移動させる駆動装置(ボールネジ及び交流サーボモータ)が設けられる。また、SOBP装置21が移動でき散乱体装置19及び飛程調整装置20を移動できない構造とした場合には、吸収体に対応して生じる患部62における放射線量分布の変化の調整ができなくなるが、患部62の放射線量分布は従来例に比べてより均一化される。更には、散乱体装置19、飛程調整装置20及びSOBP装置21のうちのいずれか2つの装置を、イオンビームの進行方向に移動させてよい。

【0035】

また、実施例1において、一体化された散乱体装置19及び飛程調整装置20を第1走査電磁石17の上流側に位置させてもよい。散乱体装置19が第1走査電磁石17の上流側に位置するため、散乱体装置19によってイオンビームを散乱させる度合いを小さくできる。このため、散乱体装置19の散乱体の厚みを薄くでき、散乱体装置19をコンパクト化できる。本実施例は、飛程調整装置20が第1走査電磁石17の上流側に位置するため、それがその下流側に位置する場合に比べて有効線源距離を更に長くでき、有効線源サイズを更に小さくできる。このため、半影が更に小さくなる。また、飛程調整装置20を上流側に位置させることによって、吸収体量が多く(吸収体の厚みが厚く)なればイオンビームの散乱が大きくなり、また、イオンビームのエネルギーが減少するので、大きなウォーブラ円を得ることができる。これによって、患部62におけるイオンビームの散乱サイズとウォーブラ円の大きさの比の選択の自由度が増大する。

【0036】

本実施例は飛程調整装置20を備えているが、飛程調整装置20を設けないでシンクロトロン4において加速時にイオンビームに与えるエネルギーを調節し、患者61の体内でのイオンビームの飛程を調節することも可能である。更には、ボーラス22の底部の厚みを所定の厚みに事前に設定することによっても、希望する飛程を得ることができる。

【0037】

(実施例2)

本発明の他の実施例である実施例2の粒子線治療装置を、以下に説明する。本実施例の粒子線治療装置は、図1に示す粒子線治療装置1において照射野形成装置15を図8に示す照射野形成装置15Aに替えた構成を有する。照射野形成装置15Aは、SOBP装置21及びこれに付随する構成の位置が照射野形成装置15と異なっているだけである。照射野形成装置15Aは、図8に示すように、SOBP装置21を第1走査電磁石17の上流側に配置した構成を有する。支持部材30、交流サーボモータ31、ボールネジ32、エンコーダ33及びリニアガイド34も、第1走査電磁石17よりも上流側に位置しており、ケーシング16内に設置されている。SOBP装置としては、回転ホイール型のSOBPフィルタを用いてよい。

【0038】

SOBP装置21の、イオンビーム進行方向における厚みの薄い部分を通過したイオンビームは、エネルギーが高いため、第1及び第2走査電磁石による走査量が小さくなる。しかしながら、SOBP装置21の、イオンビーム進行方向における厚みの厚い部分を通

10

20

30

40

50

過したイオンビームについては、エネルギーが低いため、第1及び第2走査電磁石によって走査された場合の走査量が前述の厚みの薄い部分を通過したイオンビームのそれよりも大きくなる。このため、第1及び第2走査電磁石による走査後における、上記の厚みの薄い部分を通過したイオンビームの広がり角度は、図9に示すように、それらによる走査後における、上記の厚みの薄い部分を通過したイオンビームのその角度よりも大きくなる。
 照射目標上流側ウォブラ円は上記の厚みの厚い部分を通過したイオンビームによって形成され、照射目標下流側ウォブラ円は上記の厚みの薄い部分を通過したイオンビームによって形成される。従って、第1及び第2走査電磁石によって走査されたイオンビームが体内において飛程の浅い領域に描く各エネルギー成分によって重ね合される円と各エネルギー成分のイオンビームによって重ね合されたイオンビームサイズとの比、及び飛程の深い領域に描かれるイオンビームが描く円と各エネルギー成分のイオンビームによって重ね合されたイオンビームサイズとの比が、それぞれ最適な値となるような位置に、S O B P 装置 21 が移動されて設定される。これによって、図10(B)に示すように、照射目標のビーム軸14(中心軸)上での相対放射線量分布が体内の深さ方向で一様になると共に、照射目標の外周部での相対放射線量分布がその深さ方向でより一様化される。また、図10(B)に示される本実施例における照射目標の外周部での相対放射線量分布は、S O B P 装置 21 が第2走査電磁石18の下流側に配置された実施例1におけるその外周部での相対放射線量分布(図10(A))よりも一様化される。すなわち、実施例1は、照射目標の深い位置と浅い位置におけるビーム軸14の直交する方向での放射線量分布のバランスを取ることにより、放射線量分布をより平坦にしようとしている。これに対して、本実施例は、深い位置と浅い位置におけるそれらの放射線量分布の格差自体を取り除いている。
 10
 20

【0039】

本実施例は、実施例1で生じる効果を得ることができる。更に、本実施例は、S O B P 装置 21 を第1走査電磁石17よりも上流側に配置しているため、イオンビームのサイズは小さく、S O B P 装置 21 のサイズを小さくできる。

【0040】

実施例2において、散乱体装置19、飛程調整装置20及びS O B P 装置 21 のうちの1つ、またはそれらの装置のうちのいずれか2つをイオンビームの進行方向に移動できる構成にしてもよい。

【0041】

実施例2において、一体化された散乱体装置19及び飛程調整装置20を、それらをビーム軸14に沿って移動させる駆動装置と共に、S O B P 装置 21 よりも上流側に配置することも可能である。これによって、前述したように飛程調整装置20をコンパクト化できる。

【0042】

(実施例3)

以上述べた各実施例はウォブラ方式の照射野形成装置を適用した粒子線治療装置であるが、散乱体方式の照射野形成装置を適用した粒子線治療装置の実施例を以下に説明する。本発明の他の実施例である実施例3の粒子線治療装置は、図1に示す粒子線治療装置1において照射野形成装置15を図11に示す散乱体方式の第1照射野形成装置である照射野形成装置15Bに替えた構成を有する。本実施例の粒子線治療装置は、駆動制御装置58を備えていない。照射野形成装置15Bは、回転照射装置13に取り付けられるケーシング16内に、イオンビーム進行方向の上流側より順次、散乱体装置19(第1散乱体)，散乱体装置63(第2散乱体)，S O B P 装置 21 及び飛程調整装置20を配置する。ケーシング16は飛程調整装置20の下流側にボーラス保持部を有する。

【0043】

散乱体装置19は支持部材67に取り付けられる。支持部材67はネジ孔を通るボルネジ66と噛合っている。ボルネジ66の上端部は回転可能にケーシング16に取り付けられる。ボルネジ66の下端部は、ケーシング16に取り付けられる交流サーボモータ65の回転軸に連結される。エンコーダ29Aは交流サーボモータ65の回転軸に連結さ
 40
 50

れる。散乱体装置 6 3 は支持部材 6 4 によってケーシング 1 6 に取り付けられる。S O B P 装置 2 1 は支持部材によってケーシング 1 6 に取り付けられる。更に、飛程調整装置 2 0 は支持部材 6 8 によってケーシング 1 6 に取り付けられる。本実施例では、散乱体装置 6 3 , S O B P 装置 2 1 及び飛程調整装置 2 0 はビーム軸 1 4 に沿って移動できない。

【 0 0 4 4 】

散乱体装置 6 3 は、イオンビームの散乱度合いがイオンビームの入射する部分によって異なるように構成されている。散乱体装置 6 3 は、例えば、散乱度合いが異なる複数の材料で構成された二重リングの散乱体を有する。散乱体装置 6 3 は、イオンビームの線量分布を調整する装置である。すなわち、散乱体装置 6 3 は、内側と外側の構造が異なっており、主として、内側と外側で散乱強度を変えることにより、内側を通過したイオンビームと外側を通過したイオンビームが重ね合わされた部分での放射線量分布が均一になるように調整する装置である。散乱体装置 6 3 に用いる散乱体の他の例としては、段階的に材料の割合を変えるコンタード照射用の構造等がある。

【 0 0 4 5 】

実施例 1 と同様に、照射制御装置 5 4 は、メモリ 5 5 に記憶されている被検者の治療計画情報を基に、メモリ 5 5 に記憶されている照射条件情報より散乱体及び吸収体の各厚みを選定する。メモリ 5 5 は表 1 に示す照射条件情報であって (S C + R S 位置) の情報を S C 位置の情報、すなわち散乱体装置 1 9 の位置情報に替えた照射条件情報を記憶している。S C 位置は散乱体装置 1 9 に対する第 1 基準位置を基準とした位置である。駆動制御装置 5 6 は、選定された散乱体の厚み情報に基づいて、散乱体装置 1 9 内で必要とする散乱体を選定し、選定された散乱体をイオンビームの通過位置まで移動させる制御を行う。また、駆動制御装置 5 6 は、選定された吸収体の厚み情報に基づいて、飛程調整装置 2 0 内で必要とする吸収体を選定し、選定された吸収体をイオンビームの通過位置まで移動させる制御を行う。ボーラス 2 2 がボーラス保持部 3 5 に設置され、コリメータ 2 3 もケーシング 1 6 の下端部に設置される。

【 0 0 4 6 】

照射制御装置 5 4 は、駆動制御装置 5 7 に対し、駆動指令と共に、第 1 位置情報を S C 位置情報を出力する。駆動制御装置 5 7 はその S C 位置情報を基に交流サーボモータ 6 5 を回転させて支持部材 6 7 をビーム軸 1 4 に沿って所定の位置まで移動させる。駆動制御装置 5 7 は、ビーム軸 1 4 と直交する方向での患部 6 2 のサイズに応じて散乱体装置 1 9 をビーム軸 1 4 の方向に移動させるために交流サーボモータ 6 5 の駆動を制御する。

【 0 0 4 7 】

回転照射装置 1 0 から照射野形成装置 1 5 C に入射されたイオンビームは、散乱体装置 1 9 の選定された散乱体によって散乱されてイオンビーム進行方向に円錐状に拡大され、散乱体装置 6 3 に入射される。イオンビームは、散乱体装置 6 3 の二重リング構造の散乱体によって散乱され、ビーム軸 1 4 に垂直な平面内の放射線量分布が調整される。その後、イオンビームは、ブラックピーク拡大装置 2 1 , 飛程調整装置 2 0 , ボーラス 2 2 及びコリメータ 2 3 を順次通過して患部 6 2 に照射される。ブラックピーク拡大装置 2 1 及び飛程調整装置 2 0 は、実施例 1 と同様に機能する。

【 0 0 4 8 】

本実施例は、散乱体をイオンビーム進行方向に移動させるため、従来例に比べて、患部 6 2 内の放射線量分布をより均一化できる。また、イオンビームの利用効率が向上し、照射線量率を増大できる。散乱体装置 6 3 をビーム軸 1 4 に沿って移動させる場合は、
1 散乱体装置 6 3 の中心とビーム軸 1 4 の同心度は、放射線量分布に大きな影響を及ぼすため、ビーム軸 1 4 の方向への移動の直進性に対して高精度が要求される、及び
2 散乱体装置 6 3 は散乱体装置 1 9 に比べて大型であり重いため、駆動用の交流サーボモータの容量が大きくなる、という問題を生じる。散乱体装置 6 3 を固定し散乱体装置 1 9 をその軸に沿って移動させる本実施例はそれらの問題を解消できる。

【 0 0 4 9 】

本実施例は、散乱体装置 1 9 を治療計画情報に基づいて定まる所定の位置に位置させる

10

20

30

40

50

ことができるため、実施例 1 と同様に患者の照射目標内におけるイオンビームの進行方向、及びこれと直交する方向における線量分布をより均一化できる。具体的には、本実施例は、図 14 (C) に示すように、イオンビームの進行方向と直交する方向における線量分布をより均一化できる。このため、患者の照射目標内におけるイオンビームの進行方向、及びこれと直交する方向における線量分布をより均一化できる。ちなみに、図 14 (A) は、散乱体装置 19, 散乱体装置 63, S O B P 装置 21 及び飛程調整装置 20 がイオンビームの軸方向に移動できない照射野形成装置（従来の照射野形成装置）を用いた場合における線量分布である。イオンビームの進行方向と直交する方向における線量分布が不均一になっている。このため、従来の照射野形成装置を用いた場合は、高照射線量率（2 G y / min）でのイオンビームの照射はできず、図 14 (B) に示すように照射線量率を低くして（1.5 G y / minにして）、イオンビームの照射を行う。本実施例は、2 G y / min という高照射線量率でイオンビームの照射ができるため、患者 1 人当りの治療時間を短縮することができる。これは、年間ににおける治療人数の増加につながる。また、本実施例は、前述したように高照射線量率でイオンビームの照射ができるため、照射線量率を低くした図 14 (B) の場合に比べて、半影を低減できる。半影の低減は、正常な細胞へのイオンビームの照射を低減することにつながり、正常な細胞への副作用が低減できる。これらの効果は、前述した各実施例及び後述の各実施例においても、得ることができる。

【0050】

本実施例における照射目標内の線量分布の均一化について、具体的に説明する。散乱体装置 19 をイオンビームの進行方向に移動させることによってイオンビームにおける線量分布が平坦になっている部分（例えば、イオンビームの中心部）をコリメータ 23 の開口部（イオンビームが通過する部分）の全体にわたって入射させることができ。コリメータ 23 の開口部を通過したイオンビームが患者の照射目標に照射されるため、照射目標のイオンビームの進行方向及びこれと直交する方向における線量分布がより平坦化される。散乱体装置 19 をイオンビームの進行方向に移動させることによって、イオンビームのエネルギーを変えずに線量分布を偏向することが可能であり、しかも線量分布を連続的に調節することができる。更に、散乱体装置 19 のイオンビームの進行方向への移動は、S O B P 装置及び飛程調整装置がイオンビームの進行方向に移動できない状態であっても、S O B P 装置 21 をイオンビーム通過部の厚みの違う別の S O B P 装置に変更した場合、または飛程調整装置 20 において厚みの違う吸収体に変更した場合におけるそれらの変更によるイオンビームの散乱の影響を、ほぼ完全に補償することができ、照射目標の線量分布をより均一化できる。後述の実施例 4 のように飛程調整装置 20 をイオンビームの進行方向に移動させる場合、及び後述の実施例 5 のように S O B P 装置 21 を移動させる場合は、吸収体の厚みの変更及びイオンビーム通過部の厚みの違う S O B P 装置への変更によるイオンビームの散乱の影響を、散乱体装置 19 の移動ほど補償することはできない。

【0051】

散乱体装置 19 は、元々、イオンビームを、ビーム軸 14 と直交する方向に広げる機能を有しており、飛程調整装置 20 及び S O B P 装置 21 に比べて線量分布の変更に大きく影響する。このため、散乱体装置 19 をビーム軸 14 に沿って移動させた場合における照射目標の線量分布への影響の度合いも、飛程調整装置 20 及び S O B P 装置 21 のいずれかをビーム軸 14 に沿って移動させた場合におけるその影響の度合いよりも大きくなる。照射目標の線量分布を同じ程度に調整する場合、散乱体装置 19 のビーム軸 14 に沿った移動距離が飛程調整装置 20 または S O B P 装置 21 のその移動距離短くなる。このため、散乱体装置 19 を移動させると、照射野形成装置のビーム軸 14 の方向の長さを短くでき、照射野形成装置を小型化できる。

【0052】

以上述べた散乱体装置 19 をイオンビームの進行方向で移動させることによって得る効果は、本出願の他の実施例において散乱体装置 19 をイオンビームの進行方向に移動させる場合にも生じる。

【0053】

10

20

30

40

50

本実施例において、散乱体装置 19、S O B P 装置 21 及び飛程調整装置 20 のうちのいずれか 2 つ、またはそれらの装置の全てをイオンビームの進行方向に沿って移動させてよい。

【 0 0 5 4 】

(実施例 4)

本発明の他の実施例である実施例 4 の粒子線治療装置は、実施例 3 において照射野形成装置 15B を散乱体方式の第 2 照射野形成装置に替えた構成を有する。本実施例の粒子線治療装置は、駆動制御装置 58 を備えていない。第 2 照射野形成装置は、照射野形成装置 15B とは、散乱体装置 19 を支持部材 67 によってケーシング 16 に移動しないように設置し、飛程調整装置 20 をビーム軸 14 の方向に移動できるようにケーシング 16 に設置した点で異なっている。10 飛程調整装置 20 をビーム軸 14 の方向に移動させる駆動装置は、照射野形成装置 15B において散乱体装置 19 をその方向に移動させる駆動装置（交流サーボモータ 65 及びボールネジ 66 ）と同じ構成を有し、ケーシング 16 に取り付けられる。

【 0 0 5 5 】

実施例 3 と同様に、照射制御装置 54 は、散乱体及び吸収体の各厚みを選定する。また、メモリ 55 は、表 1 に示す照射条件情報であって（ S C + R S 位置）の情報を R S 位置の情報、すなわち飛程調整装置 20 の位置情報に替えた照射条件情報を記憶する。R S 位置は飛程調整装置 20 に対する第 1 基準位置を基準とした位置である。駆動制御装置 56 は、実施例 3 と同様に、必要とする散乱体及び吸収体を選定し、選定された散乱体及び吸収体をイオンビームの通過位置まで移動させる制御を行う。ボーラス 22 及びコリメータ 23 もケーシング 16 に設置される。20

【 0 0 5 6 】

照射制御装置 54 は、駆動制御装置 57 に対し、駆動指令と共に、第 1 位置情報を R S 位置情報を出力する。駆動制御装置 57 はその R S 位置情報を基に交流サーボモータを回転させて支持部材 68 をビーム軸 14 に沿って所定の位置まで移動させる。回転照射装置 10 から第 2 照射野形成装置に入射されたイオンビームは、散乱体装置 19 の選定された散乱体、散乱体装置 63、ブラックピーク拡大装置 21、飛程調整装置 20、ボーラス 22 及びコリメータ 23 を順次通過して患部 62 に照射される。30

【 0 0 5 7 】

本実施例は、吸収体をイオンビーム進行方向に移動させるため、実施例 1 で述べたように、選定した吸収体に起因するイオンビームの散乱の変化によって生じる、患部 62 内の放射線量分布を従来例よりも均一化できる。また、イオンビームの利用効率が向上し、照射線量率を増大できる。30

【 0 0 5 8 】

(実施例 5)

本発明の他の実施例である実施例 5 の粒子線治療装置は、実施例 3 において照射野形成装置 15B を散乱体方式の第 3 照射野形成装置に替えた構成を有する。本実施例の粒子線治療装置は、駆動制御装置 57 を備えていない。第 3 照射野形成装置は、照射野形成装置 15B とは、散乱体装置 19 を支持部材 67 によってケーシング 16 に移動しないように設置し、S O B P 装置 21 をビーム軸 14 の方向に移動できるようにケーシング 16 に設置した点で異なっている。40 S O B P 装置 21 をビーム軸 14 の方向に移動可能にした構成は、実施例 1 と同じである。

【 0 0 5 9 】

実施例 3 と同様に、照射制御装置 54 は、散乱体及び吸収体の各厚みを選定する。また、メモリ 55 は、表 1 に示す照射条件情報であって（ S C + R S 位置）以外の情報を照射条件情報を記憶し、更に表 2 に示す照射条件情報を記憶する。駆動制御装置 56 は、実施例 3 と同様に、必要とする散乱体及び吸収体を選定し、選定された散乱体及び吸収体をイオンビームの通過位置まで移動させる制御を行う。ボーラス 22 及びコリメータ 23 もケーシング 16 に設置される。50

【0060】

照射制御装置 54 は、駆動制御装置 58 に対し、駆動指令と共に、第 2 位置情報である S O B P 装置 21 の位置情報を出力する。駆動制御装置 58 は第 2 位置情報を基に交流サーボモータを回転させて支持部材 30 をビーム軸 14 に沿って所定の位置まで移動させる。回転照射装置 10 から第 3 照射野形成装置に入射されたイオンビームは、実施例 4 と同様に患部 62 に照射される。

【0061】

本実施例は、S O B P 装置 21 をイオンビーム進行方向に移動させるため、実施例 1 で述べたように、設置された S O B P 装置 21 に対応して生じる患部 62 の放射線量分布の変化を調整でき、患部 62 内の放射線量分布を従来例よりも均一化できる。また、イオンビームの利用効率が向上し、照射線量率を増大できる。S O B P 装置はイオンビームの進行方向における厚み（イオンビーム通過部の厚み）が厚いほど、ビーム軸 14 と直交する方向におけるイオンビームの広がりが大きくなる。この S O B P 装置によるイオンビームの散乱の影響を補償するため、S O B P 装置をイオンビームの進行方向に移動させ、照射目標の線量分布を従来よりも均一化することができる。

10

【0062】

実施例 3～5 は、実施例 1 で移動する散乱体装置 19，飛程調整装置 20 及び S O B P 装置 21 のうちの 1 つを移動しているため、実施例 1 に比べて患部 62 内の放射線量分布の均一化の調整能力は劣るが、従来例に比べてその放射線量分布がより均一化される。

【0063】

20

実施例 3 において、移動可能に構成された散乱体装置 19 以外で、飛程調整装置 20 及び S O B P 装置 21 の少なくとも 1 つを移動可能に構成することも可能である。すなわち、飛程調整装置 20 をビーム軸 14 に沿って移動可能にするためには、飛程調整装置 20 の駆動装置をケーシング 16 に設置すればよい。また、S O B P 装置 21 をビーム軸 14 に沿って移動可能にするためには、S O B P 装置 21 の駆動装置を図 2 に示すようにケーシング 16 に設置すればよい。例えば、散乱体装置 19 と共に、飛程調整装置 20 及び S O B P 装置 21 を移動可能にすることによって、患部 62 内の放射線量分布の一様化は実施例 3 よりも向上して実施例 1 と同等になる。また、実施例 4 において、移動可能に構成された飛程調整装置 20 と共に、S O B P 装置 21 を移動可能に構成することも可能である。この場合は、上記した S O B P 装置 21 の駆動装置をケーシング 16 に設置すればよい。

30

【0064】**(実施例 6)**

本発明の他の実施例である実施例 6 の粒子線治療装置は、実施例 1 において照射野形成装置 15 を図 12 に示す照射野形成装置 15E に替えた構成を有する。照射野形成装置 15E は、照射野形成装置 15B とは、実施例 1 と同様に一体化した散乱体装置 19 及び飛程調整装置 20 を第 2 散乱体である散乱体装置 63 よりも上流側に配置し、更に散乱体装置 19，飛程調整装置 20 及び S O B P 装置 21 をビーム軸 14 に沿って移動可能に構成した点で異なっている。一体化された散乱体装置 19 と飛程調整装置 20 をビーム軸 14 に沿って移動させる駆動装置は、図 1 に示すその駆動装置と同じ構成である。S O B P 装置 21 ビーム軸 14 に沿って移動させる駆動装置は、図 1 に示すその駆動装置と同じ構成である。

40

【0065】

本実施例における照射制御装置 54、及び駆動制御装置 56, 57, 58 は実施例 1 と同様に機能する。照射野形成装置 15E に入射されたイオンビームは内部の各装置を通過して患部 62 に照射される。

【0066】

本実施例は、散乱体装置 19，飛程調整装置 20 及び S O B P 装置 21 をビーム軸 14 に沿って移動させるため、実施例 1 と同様に患部 62 の放射線量分布を一様にできる。本実施例は、一体化された散乱体装置 19 と飛程調整装置 20 を散乱体装置 63 の上流側に配

50

置しているため、選定される吸収体によって飛程の調整量が大きくなつた場合でも、有効線源距離を長くできかつ有効線源サイズを小さくできる。このため、患部外への放射線量分布のにじみ(半影)を小さく抑えることができる。加えて、飛程調整装置20に入射するイオンビームのビームサイズが小さくなるので飛程調整装置20を小型化できる。

【0067】

飛程調整装置20を第2散乱体である散乱体装置63の上流に配置することは、飛程調整に伴う放射線量分布の変化量が大きくなることにつながる。しかし、本実施例は、散乱体装置19及び飛程調整装置20をビーム軸14の方向に移動できるため、その放射線量分布の変化量を補正する調整が可能である。なお、散乱体装置19と飛程調整装置20が一体化されているため、それらのビーム軸14の方向への移動量を小さくできる。また、飛程調整装置20でのイオンビームのエネルギー損失量が大きくなる場合(厚みの厚い吸収体が選定された場合)には散乱体装置63でのイオンビームの散乱量も大きくなる。このため、散乱体装置19及び飛程調整装置20の移動によって、吸収体によるイオンビームの飛程の調整量に拘わらず、患部62内の放射線量分布の変化を小さくできる。

10

【0068】

本実施例において、一体化された散乱体装置19及び飛程調整装置20と、SOMP装置21とのいずれかをビーム軸14に沿って移動しない構造にすることも可能である。一体化された散乱体装置19及び飛程調整装置20が移動しない構造では、イオンビームの通過領域に吸収体を挿入することにより、散乱体装置63の外側領域へのイオンビームの入射量が多くなる。しかしながら、吸収体挿入によりエネルギーが減少している分、散乱体装置63の位置でのイオンビームの散乱が、吸収体を挿入しない場合よりも大きくなる。

20

【0069】

ウォブラ方式の照射野形成装置の他の実施例を説明する。本実施例における照射野形成装置(A型照射野形成装置という)は、照射野形成装置15B(図11)において散乱体装置63を図2に示す第1走査電磁石17及び第2走査電磁石18に替えた構成を有する。第1走査電磁石17の上流側に位置する散乱体装置19はビーム軸14の方向に移動可能である。飛程調整装置20及びSOMP装置21はビーム軸14の方向に移動しない。本実施例の照射野形成装置において、飛程調整装置20及びSOMP装置21の少なくとも1つを更にビーム軸14の方向に移動させてもよい。これらの照射野形成装置を用いても、患部62の放射線量分布が従来に比べて均一化される。

30

【0070】

ウォブラ方式の照射野形成装置の更に他の実施例を説明する。本実施例における照射野形成装置(B型照射野形成装置という)は、A型照射野形成装置において、散乱体装置19を第2走査電磁石18の下流側でSOMP装置21の上流側に配置した構成を有する。本実施例では、散乱体装置19、飛程調整装置20及びSOMP装置21のうち散乱体装置19がビーム軸14の方向に移動できる。B型照射野形成装置において、飛程調整装置20及びSOMP装置21の少なくとも1つを更にビーム軸14の方向に移動させてもよい。これらの照射野形成装置を用いても、患部62の放射線量分布が従来に比べて均一化される。

40

【0080】

実施例1以外の第1及び第2走査電磁石を有する前述の実施例においても、走査電磁石制御装置36により第1及び第2走査電磁石に供給する各励磁電流を実施例7及び8で述べた各励磁電流パターンに基づいて制御することができる。

【0081】

上記した各実施例はシンクロトロンを含む粒子線治療装置を対象としているが、各実施例における照射野形成装置は、サイクロトロンを含む粒子線治療装置に対しても適用可能である。サイクロトロンを含む粒子線治療装置は、飛程調整装置の替りに、ボーラス22の底部の厚みを所定の厚みに事前に設定することによっても希望する飛程を得ることができる。

50

【0082】

以上に述べた各実施例は、荷電粒子ビーム発生装置及び照射野形成装置を有する荷電粒子ビームを材料に照射する材料照射装置、食品に荷電粒子ビームを照射する食品照射装置、及び荷電粒子ビームを利用したラジオアイソトープ製造装置に適用することができる。

【0083】**【発明の効果】**

本発明によれば、荷電粒子ビームが照射された照射対象の、荷電粒子ビームの進行方向及びこれと直交する方向における放射線量分布をより均一化することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の好適な一実施例である実施例1の粒子線治療装置の構成図である。 10

【図2】図1の照射野形成装置の縦断面図である。

【図3】図2における散乱体装置の縦断面図である。

【図4】図2における飛程調整装置の縦断面図である。

【図5】図2の照射野形成装置、すなわちS O B P装置が走査電磁石の下流側に位置する場合において、走査電磁石で走査されたイオンビームの状態を示す説明図である。

【図6】照射目標のビーム軸方向の深さと放射線量分布の一様性との関係を示しており、(A)は従来の照射野形成装置に対するそれらの関係を示す特性図であり、(B)は図2の照射野形成装置に対するそれらの関係を示す特性図である。

【図7】照射目標のビーム軸方向の長さと線量分布の一様性との関係を示して、(A)は従来の照射野形成装置に対するそれらの関係を示す特性図であり、(B)は図2の照射野形成装置に対するそれらの関係を示す特性図である。 20

【図8】本発明の他の実施例である実施例2の粒子線治療装置に用いられる照射野形成装置の構成図である。

【図9】図8の照射野形成装置、すなわちS O B P装置が走査電磁石の上流側に位置する場合において、走査電磁石で走査されたイオンビームの状態を示す説明図である。

【図10】照射目標の中心軸及び照射目標の外周部におけるイオンビームの飛程と相対線量分布との関係を示しており、(A)は従来の照射野形成装置に対するそれらの関係を示す特性図であり、(B)は図2の照射野形成装置に対するそれらの関係を示す特性図である。

【図11】本発明の他の実施例である実施例3の粒子線治療装置に用いられる照射野形成装置の構成図である。 30

【図12】本発明の他の実施例である実施例6の粒子線治療装置に用いられる照射野形成装置の構成図である。

【図13】照射野形成装置の走査電磁石に対する励磁電流パターンを示しており、(A)は実施例7のスキャニングに適用される励磁電流パターンの説明図であり、(B)は実施例1に適用される励磁電流パターンの説明図であり、(C)は実施例8のスキャニングに適用される励磁電流パターンの説明図である。

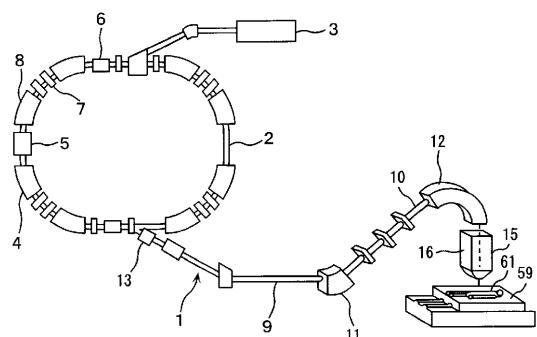
【図14】照射目標内の線量分布、及び半影を示す説明図であり、(A)は従来の照射野形成装置を用いた場合における高照射線量率での照射目標内の線量分布を示す説明図、(B)は従来の照射野形成装置を用いた場合における低照射線量率での照射目標内の線量分布、及び半影を示す説明図、(C)は図11の実施例3における照射野形成装置を用いた場合における低照射線量率での照射目標内の線量分布、及び半影を示す説明図である。 40

【符号の説明】

1 … 粒子線治療装置、 2 … 荷電粒子ビーム発生装置、 4 … シンクロトロン、 6 … 高周波印加装置、 15 , 15 A , 15 B , 15 E … 照射野形成装置、 16 … ケーシング、 17 … 第1走査電磁石、 18 … 第2走査電磁石、 19 , 63 … 散乱体装置、 20 … 飛程調整装置、 21 … ブラッグピーク拡大装置、 25 , 26 , 31 … 交流サーボモータ、 27 , 28 , 32 … ボールネジ、 40 … 散乱体操作装置、 43 A ~ 43 F … 散乱体、 45 … 吸收体操作装置、 48 A ~ 48 F … 吸收体、 54 … 照射制御装置、 56 , 57 , 58 … 駆動制御装置、 59 … 治療台。

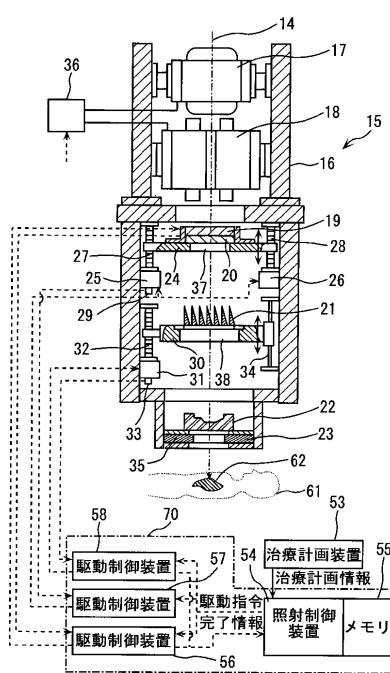
【図1】

図1



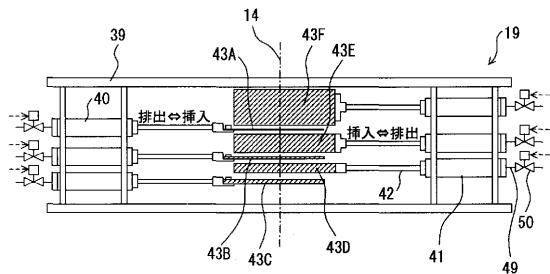
【図2】

図2



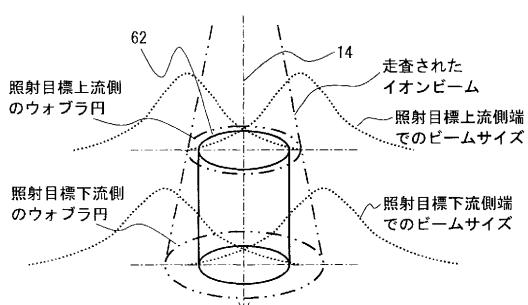
【図3】

図3



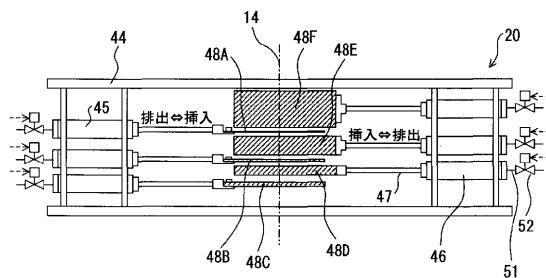
【図5】

図5

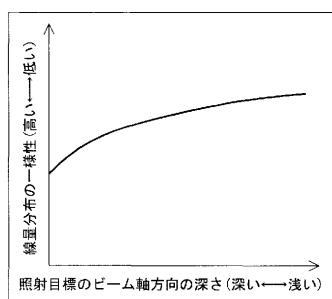


【図4】

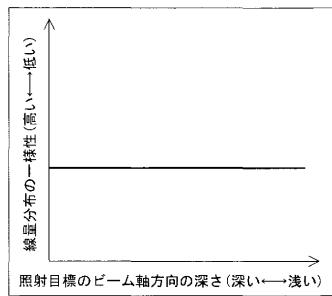
図4



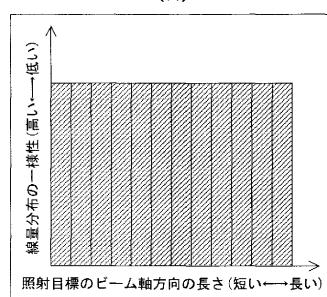
【図 6】

図 6
(A)

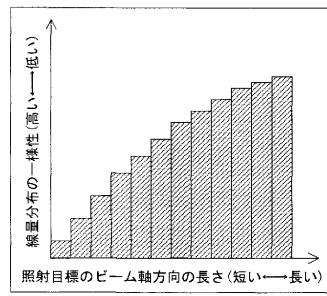
(B)



【図 7】

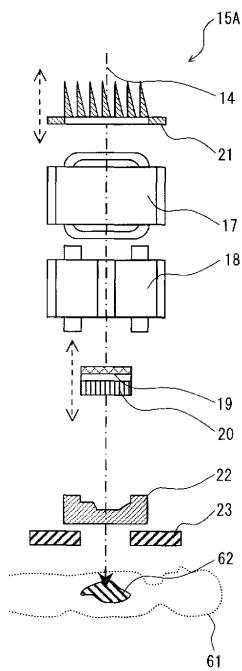
図 7
(A)

(B)



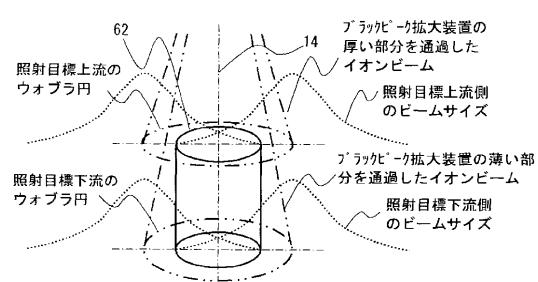
【図 8】

図 8

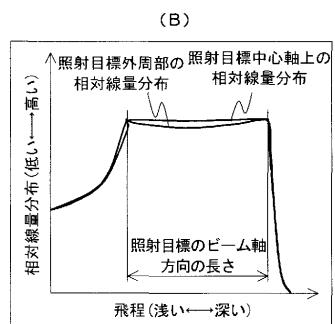
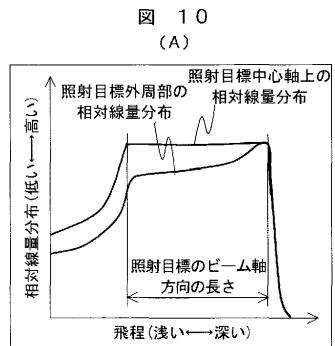


【図 9】

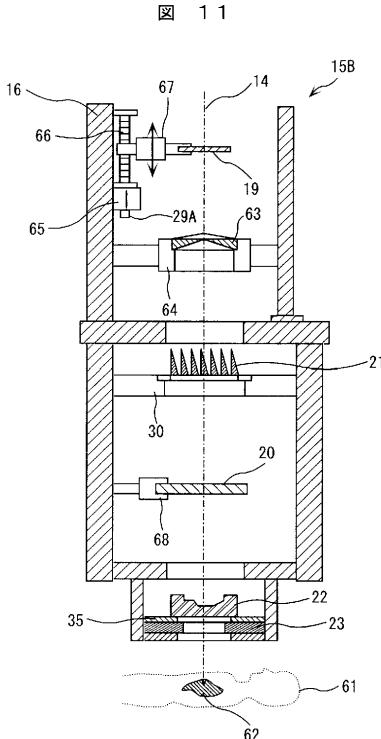
図 9



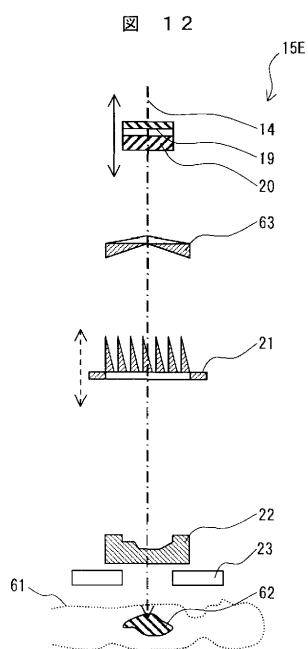
【図10】



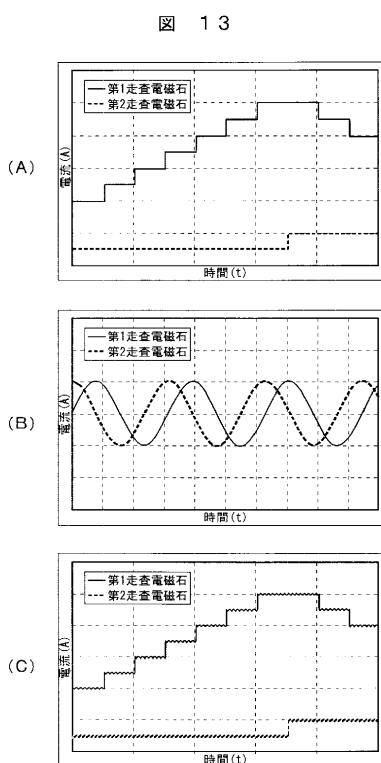
【図11】



【図12】

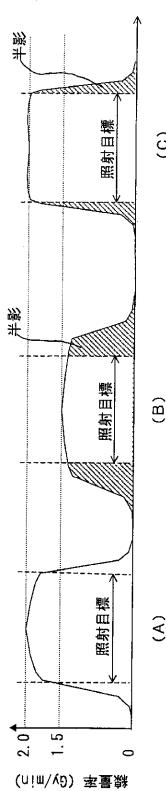


【図13】



【図 14】

図 14



フロントページの続き(51) Int.Cl.⁷

F I

G 21K 3/00

Y

(72) 発明者 松田 浩二

茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
究所内

株式会社 日立製作所 電力・電機開発研

(72) 発明者 藤巻 寿隆

茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
究所内

株式会社 日立製作所 電力・電機開発研

審査官 中塚 直樹

(56) 参考文献 特開2001-212253 (JP, A)

特公平06-096048 (JP, B2)

特開平11-028252 (JP, A)

(58) 調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

G21K 1/10

G21K 3/00

G21K 5/04

A61N 5/10