

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4443917号
(P4443917)

(45) 発行日 平成22年3月31日(2010.3.31)

(24) 登録日 平成22年1月22日(2010.1.22)

(51) Int.Cl.	F 1	
A 6 1 N 5/10 (2006.01)	A 6 1 N	5/10 H
A 6 1 N 5/01 (2006.01)	A 6 1 N	5/01 A
G 2 1 K 5/04 (2006.01)	G 2 1 K	5/04 A
G 2 1 K 5/10 (2006.01)	G 2 1 K	5/04 D
H 0 5 H 7/10 (2006.01)	G 2 1 K	5/10 M

請求項の数 6 (全 19 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2003-433617 (P2003-433617)	(73) 特許権者	000005108
(22) 出願日	平成15年12月26日(2003.12.26)		株式会社日立製作所
(65) 公開番号	特開2005-185703 (P2005-185703A)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(43) 公開日	平成17年7月14日(2005.7.14)	(74) 代理人	100077816
審査請求日	平成18年11月9日(2006.11.9)		弁理士 春日 譲
		(72) 発明者	千葉 大春
			茨城県日立市大みか町五丁目2番1号
			株式会社 日立製作所
			所 情報制御システム事業部内
		(72) 発明者	藤島 康剛
			茨城県日立市大みか町五丁目2番1号
			株式会社 日立製作所
			所 情報制御システム事業部内
		審査官	川端 修
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 粒子線治療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

荷電粒子ビームを出射する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前記荷電粒子ビームを照射対象に照射する照射装置と、

前記照射装置を有し、回転可能に設けられた回転ガントリーと、

前記荷電粒子ビーム発生装置から出射された前記荷電粒子ビームを前記照射装置に輸送するビーム輸送系であって、前記回転ガントリーに位置するガントリー部分を有するビーム輸送系と、

前記荷電粒子ビーム発生装置及び前記ビーム輸送系に設けられた電磁石の励磁電流をそれぞれ指令する指令値群を、前記回転ガントリーの回転角度に依存しない第1の指令値群と前記回転ガントリーの回転角度に依存する第2の指令値群とに分けて格納した記憶装置と、

前記記憶装置に記憶した前記第1の指令値群及び前記第2の指令値群のそれぞれから該当する指令値を読み出して、前記ビーム輸送系のガントリー部分の電磁石の一部を前記第2の指令値群の指令値を用いて制御し、前記ビーム輸送系の残りの電磁石と前記荷電粒子ビーム発生装置の電磁石とを前記第1の指令値群の指令値を用いて制御する制御装置とを備えたことを特徴とする粒子線治療装置。

【請求項2】

前記第2の指令値群の指令値を用いて制御される前記ガントリー部分の電磁石の一部は

10

20

、ステアリング電磁石であることを特徴とする請求項 1記載の粒子線治療装置。

【請求項 3】

前記回転ガントリーの回転角度に応じて前記第 2 の指令値群を算出する角度展開算出手段を有することを特徴とする請求項 1 又は 2記載の粒子線治療装置。

【請求項 4】

前記荷電粒子ビーム発生装置から出射される前記荷電粒子ビームのエネルギーに応じて前記第 1 及び第 2 の指令値群を算出するエネルギー展開算出手段を有することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の粒子線治療装置。

【請求項 5】

前記制御装置は、

前記第 1 の指令値群を保存する第 1 指令値保存手段と、前記第 2 の指令値群を保存する第 2 指令値保存手段と、前記第 1 の指令値群と前記第 2 の指令値群を対応付けるインデックス情報を保存するインデックス情報保存手段とを有することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれかに記載の粒子線治療装置。

【請求項 6】

前記制御装置は、

前記インデックス情報保存手段から読み出した前記インデックス情報を用い、前記第 1 指令値保存手段及び前記第 2 指令値保存手段から対応付けられた前記第 1 の指令値群及び前記第 2 の指令値群を読み出す読み出し手段を有することを特徴とする請求項 5 記載の粒子線治療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、粒子線治療装置に係り、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に関する。

【背景技術】

【0002】

癌などの患者の患部に陽子等の荷電粒子ビームを照射する治療方法が知られている。この治療に用いる治療装置のうち大規模なものは、従来、荷電粒子ビーム発生装置、ビーム輸送系、及び複数の治療室を備えている。荷電粒子ビーム発生装置で加速された荷電粒子ビームは、ビーム輸送系を経て各治療室の照射装置に達し、照射装置のノズルから患者の患部に照射される。このとき、ビーム輸送系は、1つの共通のビーム輸送系と、この1つの第 1 ビーム輸送系から分岐して各治療室の照射装置へと設けられた複数の分岐後のビーム輸送系とから構成される。各分岐ビーム輸送系の分岐位置には、第 1 ビーム輸送系からの荷電粒子ビームを偏向し当該分岐ビーム輸送系へ導入するための切替え電磁石がそれぞれ設けられている（例えば、特許文献 1 参照）。

【0003】

【特許文献 1】特表平 1 1 - 5 0 1 2 3 2 号公報（第 1 2 - 1 3 頁、図 1 , 2）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

一般に、複数の治療室を有する治療装置では、各治療室において患者の位置決め等のセットアップが行われ、セットアップが完了した治療室からビームが要求されると、制御装置が荷電粒子ビーム発生装置及びビーム輸送系に設けられた各電磁石へ指令値信号を出力してビーム設定及び当該治療室へのビーム輸送経路を形成し、照射を行うというサイクルが繰り返して行われる。この際、1つの治療室においてビーム設定及び照射が行われている最中に、次の治療室はセットアップを完了し待機状態となる。これにより、照射が終了したら直ちに次の治療室のビーム設定及びビーム輸送経路の形成が行われるようになっていく。したがって、ビーム設定に長時間を要すると、次の治療室の待機時間が長くなってしまい、治療効率が低下する。したがって、制御装置によるビーム設定時間は可能な限り

10

20

30

40

50

短縮するのが好ましい。

【0005】

ここで、上記従来の粒子線治療装置においては、上記特許文献1には明確には記載されていないが、通常、制御装置から各電磁石へ出力される指令値（以下、指令値群と記載）はビームの種類毎に単純に指令値群全体が丸ごと保存される。ここでいうビームの種類とは、ビームエネルギー、強度、出射先（治療室番号等）、及び回転ガントリーの角度等のパラメータにより決定されるビームの種類のことである。近年、必要となるビームの種類は患者の腫瘍の多様性により増加する傾向にあり、上記ビームの種類を決定するパラメータ数として例えばエネルギーを400種、強度を10種、出射先を4種（すなわち治療室が4つ）、及び回転ガントリーの回転角度を720種（すなわち0.5度刻みで360度

10

【0006】

このように膨大な指令値群を扱う場合、ビーム設定の際に、制御装置が治療室から要求されたビームに応じた特定の指令値群をそれら多数の指令値群の中から検索するのに要する時間が長くなり、ビーム設定に要する時間が長くなってしまふ。その結果、治療効率が低下し、各治療室における単位時間当たりの治療人数が低下することになる。

【0007】

本発明は、上記従来技術の問題に鑑みてなされたものであり、その目的は、一治療室における単位時間当たりの治療人数を増加することができる粒子治療装置を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記した目的を達成する本発明の特徴は、荷電粒子ビーム発生装置、及び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装置に輸送するビーム輸送系に設けられた電磁石の励磁電流をそれぞれ指令する指令値群を、回転ガントリーの回転角度に依存しない第1の指令値群と回転ガントリーの回転角度に依存する第2の指令値群とに分けて記憶装置に格納し、この記憶装置に格納した第1の指令値群及び第2の指令値群のそれぞれから該当する指令値を読み出して、ビーム輸送系のガントリー部分の電磁石の一部を第2の指令値群の指令値を用いて制御し、ビーム輸送系の残りの電磁石と荷電粒子ビーム発生装置の電磁石とを第1の指令値群の指令値を用いて制御することである。これにより、例えばガントリー輸送系に設けられたステアリング電磁石の励磁電流を第2の指令値群によってそれぞれ指令し、その他の電磁石の励磁電流を第1の指令値群によってそれぞれ指令するようにすれば、第1の指令値群は回転ガントリーの角度に依存しないため、ビームの種類のうち回転ガントリーの角度のみが相違する場合については指令値群中の第1の指令値群を共用することができる。その結果、電磁石への指令値群を全て丸ごと保存していた従来方式に比べ、保存する指令値群の量を大幅に削減することができるため、保存されている指令値群から必要な指令値群を特定するための検索時間を短縮することができる。したがって、制御装置によるビーム設定時間を短縮することができるので、一治療室における単位時間当たりの治療人数を増加することができる。

30

40

【0009】

本発明のもう1つの特徴は、回転ガントリーの回転角度に応じた第2の指令値群を算出する角度展開算出手段を有することにある。これにより、例えばある一定のビームエネルギーにおいて、オペレータが所定の回転ガントリー角度で荷電粒子ビームを照射しながら指令値の調整を行い1つの指令値群を作成すれば、この調整により作成した指令値群を基に、そのビームエネルギーにおけるその他の回転ガントリー角度に応じた（例えば0.5度刻みの）第2の指令値群を自動的に算出することができる。このようにして、回転ガントリーの角度に応じた指令値群を算出し用意しておくことにより、治療室からどのような回転ガントリー角度が要求されてもそれに応じてビーム輸送系の設定を行うことができ、制御装置によるビームの自動設定範囲を大幅に拡大することができる。

50

【0010】

本発明のさらにもう1つの特徴は、荷電粒子ビーム発生装置から出射される荷電粒子ビームのエネルギーに応じた第1及び第2の指令値群を算出するエネルギー展開算出手段を有することにある。これにより、例えばある一定の回転ガントリー角度において、オペレータが所定のビームエネルギーで荷電粒子ビームを照射しながら指令値の調整を行い1つの指令値群を作成すれば、この調整により作成した指令値群を基に、そのガントリー角度におけるその他のビームエネルギーに応じた(例えば0.5MeV刻みの)第1及び第2の指令値群を自動的に算出することができる。このようにして、ビームエネルギーに応じた指令値群を算出し用意しておくことにより、治療室からどのようなビームエネルギーが要求されてもそれに応じてビーム輸送系の設定を行うことができ、制御装置によるビームの自動設定範囲を大幅に拡大することができる。

10

【0011】

本発明のさらにもう1つの特徴は、第1の指令値群と第2の指令値群を対応付けるインデックス情報を保存するインデックス情報保存手段、及びこのインデックス情報を用いて対応付けられた第1の指令値群及び第2の指令値群を読み出す読み出し手段を有することにある。これにより、オペレータはインデックス情報のみを用いて分類された2つの指令値群を意識することなく必要な指令値群を特定することができ、データの取り扱い性を向上できる。さらに、第1の指令値群と第2の指令値群が誤った組み合わせで読み出されることを防止することができる。

【発明の効果】

20

【0012】

本発明によれば、一治療室における単位時間当たりの治療人数を増加することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明の粒子線治療装置の好適な一実施形態である粒子線治療システムを図面を参照しつつ説明する。

本実施形態の粒子線治療システムは、図1に示すように、荷電粒子ビーム発生装置1と、4つの治療室2A, 2B, 2C及び3と、荷電粒子ビーム発生装置1の下流側に接続された第1ビーム輸送系(ビーム輸送系)4及びこの第1ビーム輸送系4から分岐するようにそれぞれ設けられた第2ビーム輸送系(ビーム輸送系)5A, 5B, 5C, 5Dを有するビーム輸送系と、切替え電磁石6A, 6B, 6Cとを有している。第1ビーム輸送系4は、第2ビーム輸送系5A, 5B, 5C, 5Dのそれぞれにイオンビームを導く共通のビーム輸送系である。

30

【0014】

荷電粒子ビーム発生装置1は、イオン源(図示せず)、前段荷電粒子ビーム発生装置(ライナック)11及びシンクロトロン12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))は前段荷電粒子ビーム発生装置(例えば直線荷電粒子ビーム発生装置)11で加速される。前段荷電粒子ビーム発生装置11から出射されたイオンビーム(陽子ビーム)は四極電磁石9及び偏向電磁石10を介しシンクロトロン12に入射される。荷電粒子ビーム(粒子線)であるそのイオンビームは、シンクロトロン12で、高周波加速空洞(図示せず)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12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(例えば100~200MeV)までに高められた後、出射用の高周波印加装置(図示せず)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(図示せず)を通してシンクロトロン12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12に設けられた四極電磁石13及び偏向電磁石14等の電磁石に導かれる電流が電流設定値に保持され、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12からのイオンビーム

40

50

の出射が停止される。

【 0 0 1 5 】

シンクロトロン 1 2 から出射されたイオンビームは、第 1 ビーム輸送系 4 により下流側へ輸送される。第 1 ビーム輸送系 4 は、ビーム経路 6 1、及びビーム経路 6 1 にビーム進行方向上流側より配置された四極電磁石 1 8、偏向電磁石 1 7、四極電磁石 1 8、切替え電磁石 6 A、四極電磁石 1 9、切替え電磁石 6 B、四極電磁石 2 0、切替え電磁石 6 C を備えている。第 1 ビーム輸送系 4 に導入されたイオンビームは、これらの電磁石及び切替え電磁石 6 A、6 B、6 C の励磁、非励磁の切り替えによる偏向作用の有無によって、第 2 ビーム輸送系 5 A、5 B、5 C、5 D のいずれかに選択的に導入される。各切替え電磁石は、偏向電磁石の一種である。

10

【 0 0 1 6 】

第 2 ビーム輸送系 5 A は、ビーム経路 6 1 に接続されて治療室 2 A 内に配置された照射装置 1 5 A に連絡されるビーム経路 6 2、及びビーム経路 6 2 にビーム進行方向上流側より配置された偏向電磁石 2 1 A、四極電磁石 2 2 A、偏向電磁石 2 3 A、ステアリング電磁石 7 H A、ステアリング電磁石 7 V A、四極電磁石 2 4 A、ステアリング電磁石 8 H A、ステアリング電磁石 8 V A、偏向電磁石 2 5 A、偏向電磁石 2 6 A を備える。ステアリング電磁石 7 H A、7 V A、8 H A、8 V A はイオンビームの位置調整のための電磁石であり、そのうち 7 H A、8 H A はイオンビームの水平方向の位置調整を、7 V A、8 V A はイオンビームの鉛直方向の位置調整を行う。これらステアリング電磁石 7 H A、7 V A、8 H A、8 V A は、第 2 ビーム輸送系 5 A の治療室 2 A 内の部分（ガントリー輸送系）

20

【 0 0 1 7 】

第 2 ビーム輸送系 5 B は、ビーム経路 6 1 に接続されて治療室 2 B 内に配置された照射装置 1 5 B に連絡されるビーム経路 6 3、及びビーム経路 6 3 にビーム進行方向上流側より配置された偏向電磁石 2 1 B、四極電磁石 2 2 B、偏向電磁石 2 3 B、ステアリング電磁石 7 H B、ステアリング電磁石 7 V B、四極電磁石 2 4 B、ステアリング電磁石 8 H B、ステアリング電磁石 8 V B、偏向電磁石 2 5 B、偏向電磁石 2 6 B を備える。ステアリング電磁石 7 H B、7 V B、8 H B、8 V B は上記第 2 ビーム輸送系 5 A のステアリング電磁石 7 H A、7 V A、8 H A、8 V A と同様である。

30

【 0 0 1 8 】

第 2 ビーム輸送系 5 C は、ビーム経路 6 1 に接続されて治療室 2 C 内に配置された照射装置 1 5 C に連絡されるビーム経路 6 4、及びビーム経路 6 4 にビーム進行方向上流側より配置された偏向電磁石 2 1 C、四極電磁石 2 2 C、偏向電磁石 2 3 C、ステアリング電磁石 7 H C、ステアリング電磁石 7 V C、四極電磁石 2 4 C、ステアリング電磁石 8 H C、ステアリング電磁石 8 V C、偏向電磁石 2 5 C、偏向電磁石 2 6 C を備える。ステアリング電磁石 7 H C、7 V C、8 H C、8 V C は上記第 2 ビーム輸送系 5 A のステアリング電磁石 7 H A、7 V A、8 H A、8 V A と同様である。

【 0 0 1 9 】

第 2 ビーム輸送系 5 D は、ビーム経路 6 1 に接続されて治療室 3 内に設置された固定照射装置 1 6 に連絡されるビーム経路 6 5、及びビーム経路 6 5 にビーム進行方向上流より配置された四極電磁石 2 7、2 8 を備えている。

40

【 0 0 2 0 】

以上のような構成により、第 2 ビーム輸送系 5 A へ導入されたイオンビームは、該当する電磁石の励磁によりビーム経路 6 2 を通って照射装置 1 5 A へと輸送される。第 2 ビーム輸送系 5 B へ導入されたイオンビームは、該当する電磁石の励磁によりビーム経路 6 3 を通って照射装置 1 5 B へと輸送される。第 2 ビーム輸送系 5 C へ導入されたイオンビームは、該当する電磁石の励磁によりビーム経路 6 4 を通って照射装置 1 5 C へと輸送される。また、第 2 ビーム輸送系 5 D へ導入されたイオンビームは、該当する電磁石の励磁によりビーム経路 6 5 を通って照射装置 1 6 へと輸送される。

【 0 0 2 1 】

50

治療室 2 A ~ C は、内部にそれぞれ設置された回転ガントリー（図示せず）に取り付けられた照射装置 1 5 A ~ C をそれぞれ備える。治療室 2 A ~ C は例えば癌患者用の第 1 ~ 第 3 治療室であり、治療室 3 は、固定式の照射装置 1 6 を備えた例えば眼科治療用の第 4 治療室である。

【 0 0 2 2 】

図 2 を用いて、治療室 2 A 内の構成及び機器配置を説明する。治療室 2 B , 2 C も治療室 2 A と同様な構成及び機器配置を有しているため、説明は省略する。治療室 2 A は、1 階部分に設けた施療室（区画）3 1、及びこれより一段低い地下 1 階部分に設けたガントリー室（区画）3 2 を備えている。また、治療室 2 A の外側で治療室 2 A に近接して照射制御室 3 3 が配置されている。照射制御室 3 3 は治療室 2 B , 2 C に対しても同様に配置される。照射制御室 3 3 は、施療室 3 1 やガントリー室 3 2 とは遮断されている。しかしながら、施療室 3 1 内における患者 3 0 A の様子は、照射制御室 3 3 及び施療室 3 1 の境界壁に設けられた例えばガラス窓越しにあるいは施療室 3 1 内に設けたテレビカメラ（図示せず）で撮影した映像のモニターによる観察で見ることができる。

10

【 0 0 2 3 】

第 2 ビーム輸送系 5 A の一部である逆 U 字状のビーム輸送装置及び照射装置 1 5 A は、回転ガントリー（図示せず）の略筒状の回転胴 5 0 に設置されている。回転胴 5 0 はモータ（図示せず）により回転可能に構成されている。回転胴 5 0 内には治療ゲージ（図示せず）が形成される。

【 0 0 2 4 】

照射装置 1 5 A は、回転胴 5 0 に取り付けられ前述の逆 U 字状のビーム輸送装置に接続されるケーシング（図示せず）、及びイオンビームを出射するノズル先端側に設けられるスノート（図示せず）を有している。ケーシング及びスノート内には、図示していないが、例えば偏向電磁石、散乱体装置、リングコリメータ、患者コリメータ、ボラス等が配置される。

20

【 0 0 2 5 】

ビーム経路 6 2 を経て逆 U 字状のビーム輸送装置から治療室 2 A 内の照射装置 1 5 A 内へ導入されたイオンビームは、照射装置 1 5 A 内でリングコリメータによってその照射野を粗くコリメートされ、患者コリメータによってビーム進行方向と垂直な平面方向に患部形状に合わせて整形される。更に、そのイオンビームは、ボラスによってその到達深度が治療用ベッド 2 9 A に載っている患者 3 0 A の患部の最大深さに合わせて調整される。治療用ベッド 2 9 A は、照射装置 1 5 A からイオンビームを照射する前に、ベッド駆動装置（図示せず）によって移動され上記治療ゲージ内に挿入されるとともに、照射装置 1 5 A からの照射にあたって位置決めが行われる。このようにして照射装置 1 5 A にて粒子線治療に最適な線量分布が形成されたイオンビームは、患者 3 0 A の患部（例えば癌や腫瘍の発生部位）に照射され、患部においてそのエネルギーを放出し、高線量領域を形成する。イオンビームの照射装置 1 5 B , 1 5 C 内での移動状態、及び治療用ベッドの位置決めは、照射装置 1 5 A と同様に行われる。

30

【 0 0 2 6 】

このとき、回転胴 5 0 の回転は、ガントリーコントローラ 3 4 によってモータの回転を制御することによって行われる。また、照射装置 1 5 A ~ C 内の偏向電磁石、散乱体装置、リングコリメータ等は照射ノズルコントローラ 3 5 によって駆動制御される。またベッド駆動装置はベッドコントローラ 3 6 によって駆動制御される。これらコントローラ 3 4 , 3 5 , 3 6 は、いずれも治療装置 2 A 内のガントリー室 3 2 に配置された照射制御装置 4 0 によって制御される。なお、施療室 3 1 側に延設されたケーブルを介しペンダント 4 1 が照射制御装置 4 0 に接続されており、患者 3 0 A の傍らに立った医者（又はオペレータ）が、ペンダント 4 1 の操作により、制御開始信号及び制御停止信号を照射制御装置 4 0 を介して該当するコントローラ 3 4 ~ 3 6 に伝える。例えばペンダント 4 1 から回転ガントリーの制御開始信号が出力されると、後述の中央制御装置 1 0 0 が記憶装置 1 1 0 内の治療計画情報のうち患者 3 0 A に関する回転ガントリーの角度情報を取り込んで照射制

40

50

御装置 40 を介して該当するコントローラ 34 に伝える。コントローラ 34 はそのガントリー角度情報を用いて回転ガントリーを回転させる。

【0027】

照射制御室 33 内に配置されたオペレータコンソール 37 には、治療用ベッド 29A の位置決め、回転ガントリーの角度調整、照射装置 15A 内の各装置の設定等の準備が完了した際にオペレータが押す準備完了スイッチ 38、機械側の準備完了表示やインデックス表示（詳細後述）を行うディスプレイ 39、及びビーム照射を開始する際にオペレータが押す照射指示スイッチ 42 が設置されている。照射制御室 33 は治療室 3 に対しても別途設けられている。

【0028】

本実施形態の粒子線治療システムが備えている制御システムを、図 3 を用いて説明する。制御システム 90 は、中央制御装置（制御装置）100、治療計画データベースを格納した記憶装置 110、治療順序制御装置 120、電磁石電源制御装置 130、加速器用電源装置（以下、加速器電源という）140、ビームパス電磁石用電源装置（以下、ビームパス電源という）150、ビームスイッチング電磁石用電源装置（以下、スイッチング電源という）160 及び経路切替制御装置 170 を有する。更に、本実施形態の粒子線治療システムはスイッチ切替盤 180 を有している。なお、図 3 では治療室 2A～C のうち、図示の煩雑防止のため治療室 2A に係わる構成のみを例示しているが、他の 2 つの治療室 2B, 2C についても同様の構成となっている。

【0029】

記憶装置 110 の治療計画データベースには、予め医師が作成した、照射治療を受けようとする全患者についての治療計画データが格納蓄積されている。この記憶装置 110 に記憶されている各患者毎の上記治療計画データ（患者データ）の一例を、図 4 を用いて説明する。この治療計画データは、患者 ID ナンバー、照射線量（一回当たり）、照射エネルギー、ガントリー角度、照射野径（図示せず）、照射位置（図示せず）等のデータを含んでいる。なお、ここでは治療計画データにビームエネルギーを含めているが、例えば治療計画データには飛程情報が含まれており、中央制御装置 100 側でこの飛程情報からビームエネルギーを算出するようにしてもよい。

【0030】

中央制御装置 100 内に設けた CPU 101 は、これから照射治療を行う患者に関する上記の治療計画データを記憶装置 110 から読み込む。そして、この読み込んだ治療計画データのうち、必要なデータ（ガントリー角度、照射野径、照射位置等）を照射制御装置 40 を介して各コントローラ（ガントリーコントローラ 34、照射ノズルコントローラ 35、ベッドコントローラ 36）に出力する。これにより、ガントリーコントローラ 34 は、この治療計画データ中のガントリー角度情報に基づき、回転ガントリーを回転させる。また照射ノズルコントローラ 35 は、治療計画データ中の照射野径情報等に基づき、照射装置 15A 内の偏向電磁石、散乱体装置、リングコリメータ等の設定を行う。またベッドコントローラ 36 は、治療計画データ中の照射位置情報に基づき、治療用ベッド 29A の位置決めを行う。

【0031】

このようにして、照射前の準備が完了してイオンビームの照射を待つばかりの状態となったとき、オペレータは、治療室 2A を退出して最寄りの照射制御室 33 内へ行き、オペレータコンソール 37 の準備完了スイッチ（ボタンでも良い）38 を押す。この準備完了スイッチ 38 を押すことによって発生する患者準備完了信号は、治療順序制御装置 120 へと出力される。

【0032】

治療順序制御装置 120 では、治療室 2A, 2B, 2C, 3 の治療順序の設定が行われる。ここでは、各治療室 2A～2C, 3 に対応する各照射制御室 33 内のそれぞれの準備完了スイッチ 38 からの患者準備完了信号の入力順に、各治療室に対する治療順序が決定される。この治療順序制御装置 120 で選択された最先順番の治療室番号（これから照射

10

20

30

40

50

を行うために選択された治療室の番号)は、中央制御装置100のCPU101へ入力される。以下の説明の都合上、その治療室番号を「No.1」とする。すなわち、治療室2Aが選択された治療室である。

【0033】

CPU101は、上記選択された治療室番号(すなわちビームコース情報)及び治療計画データ中のビームを特定するのに必要なパラメータ(照射エネルギー、照射線量、ガントリー角度等)を用いて、中央制御装置100内に設けたディスク103(例えばハードディスク。又はCD-ROM等でもよい。)に予め格納されている電力供給制御テーブルから各電磁石への励磁電力供給の制御指令データ(指令値群)を生成する。この電力供給制御テーブルの一例を図5を用いて説明する。これに示すように、照射エネルギーの各種の値(この例では70, 80, 90, ... [MeV])に応じて、シンクロトロン12を含む荷電粒子ビーム発生装置1における四極電磁石9, 13及び偏向電磁石10, 14、第1ビーム輸送系4の四極電磁石18, 19, 20及び偏向電磁石17、治療室2Aに係わる第2ビーム輸送系5Aの四極電磁石22A, 24A、ステアリング電磁石7HA, 7VA, 8HA, 8VA、治療室2Bに係わる第2ビーム輸送系5Bの四極電磁石22B, 24B、ステアリング電磁石7HB, 7VB, 8HB, 8VB、治療室2Cに係わる第2ビーム輸送系5Cの四極電磁石22C, 24C、ステアリング電磁石7HC, 7VC, 8HC, 8VC、治療室3に係わる第2ビーム輸送系5Dの四極電磁石28に対する供給励磁電力値(図中では「...」で図示省略しているが、実際は具体的な数値である)又はそのパターン、及びスイッチング電源162-1、162-2、162-3、162-4における起電力値(図中では「...」で図示省略しているが、実際は具体的な数値である)が予め設定されている。なお、実際には荷電粒子ビーム発生装置1や各輸送系に設けられた電磁石はもっと多いが、ここでは主要なもののみ図示している。また、本実施の形態では、これらの電力供給制御テーブル(制御指令データ)は2つのグループに分けてディスク103に格納されている(詳細は後述する)。

【0034】

CPU101は、このようにして生成した制御指令データを、電磁石電源制御装置130へ出力する。電磁石電源制御装置130は、このCPU101から入力した制御指令データを、加速器電源140、ビームパス電源150、スイッチング電源160、及び経路切替制御装置170にそれぞれ分配する。

【0035】

すなわち、電磁石電源制御装置130は、加速器電源140に、生成した制御指令データのうちの荷電粒子ビーム発生装置1の四極電磁石9, 13、偏向電磁石10, 14に対する指令データを分配する。加速器電源140は、所望値の定電流制御機能を備えた制御装置(いわゆるACR、図示せず)及びこのACRに対応した電源装置(図示せず)を各電磁石ごとに有しており、各ACRが上記電磁石電源制御装置130から入力された制御指令データに基づき各電源装置を制御することにより、各電源装置から四極電磁石9, 13、偏向電磁石10, 14のそれぞれに供給される電流の大きさが制御される。

【0036】

また電磁石電源制御装置130は、ビームパス電源150に、生成した制御指令データのうちの荷電粒子ビーム発生装置1以外の部分、すなわち第1ビーム輸送系4の四極電磁石18, 19, 20及び偏向電磁石17、第1治療室2Aに係わる第2ビーム輸送系5Aの四極電磁石22A, 24A、ステアリング電磁石7HA, 7VA, 8HA, 8VA、第2治療室2Bに係わる第2ビーム輸送系5Bの四極電磁石22B, 24B、ステアリング電磁石7HB, 7VB, 8HB, 8VB、第3治療室2Cに係わる第2ビーム輸送系5Cの四極電磁石22C, 24C、ステアリング電磁石7HC, 7VC, 8HC, 8VC、第4治療室3に係わる第2ビーム輸送系5Dの四極電磁石28に対するそれぞれの制御指令データを分配する。このビームパス電源150に分配される制御指令データは、治療順序制御装置120で決定された最先の治療室情報、すなわち治療室番号の情報によって異なる。例えば、これから治療を行う治療室番号が前述したように「No.1」である場合に

10

20

30

40

50

は、電磁石電源制御装置130は、その治療室番号で指定された治療室にシンクロトロン12からイオンビームを導くビーム経路に配置された四極電磁石18, 22A, 24A、ステアリング電磁石7HA, 7VA, 8HA, 8VA及び偏向電磁石17に係る各制御指令データをビームパス電源150に分配する。治療を行う治療室番号が別である場合には、同様に該当する電磁石に係る各制御指令データを分配する。ビームパス電源150は、加速器電源140と同様に所望値の定電流制御機能を備えた制御装置(いわゆるACR、図示せず)及びこのACRに対応した電源装置(図示せず)を各電磁石ごとに有しており、各ACRが上記電磁石電源制御装置130から入力された制御指令データに基づき各電源装置を制御することにより、各電源装置から各電磁石のそれぞれに供給される電流の大きさが制御される。

10

【0037】

また電磁石電源制御装置130は、スイッチング電源160に生成した制御指令データのうちのスイッチング用電源162-1~162-4の電力供給制御データを分配すると共に、経路切替制御装置170には治療室番号データ(図4ではNO.1)を出力する。経路切替制御装置170は、電磁石電源制御装置130からの治療室番号データに基づき、スイッチ切替盤180に備えられた各スイッチ(図示せず)の切替制御を行う。スイッチング電源160は、加速器電源140と同様に所望値の定電流制御機能を備えた制御装置(いわゆるACR、図示せず)及びこのACRに対応した電源装置(図5に示すスイッチング用電源162-1~162-4)を4つ有している。電源162-1は治療室2Aにおける切替え電磁石6A及び偏向電磁石21A、電源162-2は偏向電磁石23A、電源162-3は偏向電磁石25A、電源162-4は偏向電磁石26Aへ電流を供給する。他の治療室2B, 2Cで治療を行う場合も同様である。すなわち、各ACRが上記電磁石電源制御装置130から入力された電力供給制御データに基づき各電源装置を制御することにより、各電源装置から各電磁石にそれぞれ供給される電流の大きさが制御され、且つ、経路切替制御装置170が治療室番号データに基づきスイッチ切替盤180の各スイッチの切替制御を行うことにより、各電源装置から供給される電流の供給先(治療室番号)が制御される。

20

【0038】

以上のようにして、加速器用電源140、ビームパス電源150、ビームスイッチング電源160、及び経路切替制御装置170による各電磁石の励磁電流の設定が終了すると、電磁石電源制御装置130は中央制御装置100のCPU101に設定が完了したことを表す信号を出力し、これによりCPU101は機械側の最終準備が完了したことを表す信号をオペレータコンソール37のディスプレイ39へ出力する。ディスプレイ39では、上記表示信号に応じて、機械側最終準備完了の表示(言い換えれば最終的に照射開始する意志があるかどうかの確認表示)を行う。そして、例えば医者(海外ではオペレータの場合もあり得るが、日本では法令上の規制により安全上・人道上の観点から現状では医者に限定される)によって照射指示スイッチ(又はボタンでもよい)42が操作されると、これに対応した照射開始指示信号が中央制御装置100のCPU101に入力される。

30

【0039】

これにより、中央制御装置100は出射指示信号及び加速指示信号をライナック11及びシンクロトロン12の前述した高周波加速空洞へ出力する。これにより、荷電粒子ビーム発生装置1から出射されたイオンビームがシンクロトロン12で加速され、さらにシンクロトロン12から出射されたイオンビームが、第1ビーム輸送系4を輸送される。そして、イオンビームは、照射対象の患者が在室する治療室2A~2C, 3に対応する第2ビーム輸送系5A~5Dに導入され、治療室2A~2C, 3の照射装置15A~15C, 16を介し、当該患者30Aの患部に治療計画通りの最適な態様で照射される。

40

【0040】

以上のような基本構成である粒子線治療システムにおいて、本実施の形態の最も大きな特徴は、中央制御装置100において、前述した図5の電力供給制御テーブルに示す制御指令データを2つのグループに分けてディスク103に格納するようにしたことである。

50

以下、この詳細について述べる。

【0041】

図6は中央制御装置100の機能のうち、制御指令データの保存処理に係わる機能を表す機能ブロック図である。この図6に示すように、ディスク103は、前述の図5に一例を示した制御指令データのうちグループ1に属する制御指令データ（以下、グループ1データ。第1の指令値群）を記憶するグループ1データ格納部（第1指令値保存手段）103Aと、制御指令データのうちグループ2に属する制御指令データ（以下、グループ2データ。第2の指令値群）を記憶するグループ2データ格納部（第2指令値保存手段）103Bと、これらグループ1データとグループ2データとを対応付けるインデックスデータ（インデックス情報）を格納するインデックスデータ格納部（インデックス情報保存手段）103Cとを有する。また、メモリ102は、後述のデータ保存読出処理部101Cがデータの書込み・読出しを行うときに必要な電磁石情報が記憶された電磁石情報記憶部102Aと、エネルギー展開アルゴリズムが記憶されたエネルギー特性パラメータ記憶部102Bと、ガントリー角度展開アルゴリズムが記憶されたガントリー構造パラメータ記憶部102Cとを有する。また、CPU101は、前記コンソール37のディスプレイ39が表示する表示情報を処理する表示処理部101Aと、電磁石電源制御装置130に出力する制御指令データを設定するデータ設定部101Bと、グループ1データ格納部103A、グループ2データ格納部103B、及びインデックスデータ格納部103Cへのデータの書込み・読出しを行うデータ保存読出処理部（読出し手段）101Cと、上記エネルギー特性パラメータ記憶部102Bに記憶されたエネルギー展開アルゴリズムを用いてビームエネルギーに応じたグループ1データ及びグループ2データを新たに算出するエネルギー展開処理部（エネルギー展開算出手段）101Dと、上記ガントリー構造パラメータ記憶部102Cに記憶されたガントリー角度展開アルゴリズムを用いて回転ガントリーの回転角度に応じたグループ2データを新たに算出するガントリー角度展開処理部（角度展開算出手段）101Eとを有する。なお、上記ガントリー構造パラメータ記憶部102Cに記憶されたガントリー角度展開アルゴリズムは、回転ガントリーの構造やその特性により経験的に分かる類のパラメータであり、また上記エネルギー特性パラメータ記憶部102Bに記憶されたエネルギー展開アルゴリズムは、イオン源（図示せず）、前段荷電粒子ビーム発生装置11及びシンクロトロン12の構造や荷電粒子ビーム発生装置1全体の特性により経験的に分かる類のパラメータである。

【0042】

前述した図5に、グループ1データ格納部103Aに格納されるグループ1データとグループ2データ格納部103Bに格納されるグループ2データとの分類を示す。本実施の形態では、この図5に示すようにガントリー輸送系に設けられたステアリング電磁石7VA～7VC、7HA～7HC、8VA～8VC、8HA～8HCに対する制御指令データをグループ2データに分類し、それ以外の電磁石に対する制御指令データをグループ1データに分類する。上記ステアリング電磁石7VA～7VC、7HA～7HC、8VA～8VC、8HA～8HCに対する制御指令データは、回転ガントリーの回転角度に依存する指令データである。これは、回転ガントリーの回転胴50を回転した際に、回転胴50の自重によりビーム経路に歪みが生じ、ステアリング電磁石7VA～7VC、7HA～7HC、8VA～8VC、8HA～8HCによってビーム位置を微調整する必要があるからである。なお、その他の電磁石に対する制御指令データはガントリー角度に依存しない指令データである。

【0043】

インデックスデータ格納部103Cに格納されるインデックスデータは、1つの制御指令データ（すなわち図5に示す各ビームエネルギーにおける全電磁石に対する指令データ）に対して1つ付加される。図7はコンソール37のディスプレイ39によるインデックスデータの表示の一例を示す図である。この図7に示すように、インデックスデータは、制御指令データのファイル名、データの作成者名、及び承認者名を含む。これらの情報により、オペレータは制御指令データの内容を容易に把握できる。またインデックスデータ

は、ビームエネルギー、コース（すなわち治療室番号。ここでは、コース1, 2, 3, 4はそれぞれ治療室2A, 2B, 2C, 3に対応している）、ビーム強度（治療計画データ中の照射線量に対応）、及びガントリー角度を含んでいる。これらはビームを特定するのに必要なパラメータである。なお、このインデックスデータにオペレータの理解を向上するためのその他のパラメータを含んでよいことは言うまでもない。

【0044】

図8は中央制御装置100のディスク103の電力供給制御テーブルを作成するための制御指令データの保存処理の流れを示すフローチャートである。

【0045】

まずステップ10では、オペレータが実際にビームを照射しながら各電磁石への制御指令データの調整を行うことにより、制御指令データが生成される。また、この生成された制御指令データに基づき、エネルギー展開処理部101Dによりエネルギー特性パラメータ記憶部102Bに記憶されたエネルギー展開アルゴリズムを用いて制御指令データが算出される（詳細後述）。またさらに、ガントリー角度展開処理部101Eによりガントリー構造パラメータ記憶部102Cに記憶されたガントリー角度展開アルゴリズムを用いて制御指令データが算出される（詳細後述）。

10

【0046】

次のステップ20では、オペレータが例えば図7に示すようなディスプレイ39の表示を見つつコンソール37から各パラメータの入力を行い、上記ステップ10で作成した制御指令データのうちの保存するデータに関するインデックスデータを作成する。作成されたインデックスデータは、データ保存読出処理部101Cによってインデックスデータ格納部103Cに保存される。

20

【0047】

次のステップ30では、データ保存読出処理部101Cにより、上記ステップ20で作成されたインデックスデータに対応するインデックス番号が採番される。

【0048】

次のステップ40では、データ保存読出処理部101Cにより、上記ステップ30で採番されたインデックス番号がグループ1データ格納部103A及びグループ2データ格納部103Bにそれぞれ保存される。これらは、データ保存読出処理部101Cによりグループ1データ及びグループ2データの読出しが行われる際に、対応するグループ1データ及びグループ2データを特定するキーとして使用される。すなわち、グループ1データ格納部103A及びグループ2データ格納部103Bにそれぞれ保存されたインデックス番号は、同一の制御指令データであるグループ1データとグループ2データとを対応付けるためのものである。

30

【0049】

次のステップ50では、データ保存読出処理部101Cにより、電磁石情報記憶部102Aに記憶されたパラメータを用いて制御指令データが該当するコースに必要な指令データであるかどうかを1つ1つ判定される。該当コースに不要な指令データであれば判定が満たされず、次のステップ60で指令データが「0」に設定されて後述のステップ100に移る。具体的には、例えば治療室2Aで治療が行われる場合において、四極電磁石19より下流側の電磁石は「0」に設定される。該当コースに必要な指令データである場合には、判定が満たされて次のステップ70に移る。

40

【0050】

ステップ70では、データ保存読出処理部101Cにより、電磁石情報記憶部102Aに記憶されたパラメータを用いて制御指令データがグループ1データであるかどうかを判定される。具体的には、出力対象の電磁石がステアリング電磁石7VA~7VC, 7HA~7HC, 8VA~8VC, 8HA~8HCであるかどうかを判定される。出力対象の電磁石が上記ステアリング電磁石である場合には、判定が満たされずに次のステップ80に移り、グループ2データとしてグループ2データ格納部103Bに格納され、後述のステップ100に移る。出力対象の電磁石が上記ステアリング電磁石でない場合には、判定が

50

満たされて次のステップ90に移り、グループ1データとしてグループ1データ格納部103Aに格納され、次のステップ100に移る。

【0051】

ステップ100では、データ保存読出処理部101Cにより、先のステップ50～ステップ90の手順が制御指令データ中の全ての指令データについて行われたかどうかを判定される。終わっていなければ先のステップ50に戻り、ステップ50～ステップ90を繰り返す。全ての指令データの保存が終了した場合には、判定が満たされて本フローを終了する。

【0052】

図9はガントリー角度展開処理部101Eによってガントリー角度展開アルゴリズムを用いて新たに算出された制御指令データの一例を示す図である。

前述したように、まずオペレータは実際にビームを照射しながら各電磁石への制御指令データの調整を行うことにより、制御指令データを生成する。ここでは、図9中51に示す制御指令データ、すなわちエネルギー50MeV、ビーム強度100%、コース1(治療室2A)、ガントリー角度0度の制御指令データがオペレータにより作成されたことを意味する。ガントリー角度展開処理部101Eは、この生成された制御指令データ51を基に、ガントリー角度展開アルゴリズムを用いてガントリー角度に応じたグループ2データ(例えば、ガントリー角度0.5度から359.5度までの範囲における0.5度刻みのグループ2データ)を自動的に算出する。図9中両矢印52の範囲がこのとき新たに作成されたグループ2データである。この新たに生成されたグループ2データはデータ保存読出処理部101Cに送られ、前述した図8に示すフローにしたがってグループ2データ格納部103Bに保存される。このとき、オペレータのコンソール37からの入力等によりインデックスデータが新たに作成され、データ保存読出処理部101Cによりインデックスデータ格納部103Cに格納されると共に、インデックス番号も併せて採番される。なお、前述したようにグループ1データはガントリー角度に依存しないデータであるので、制御指令データ51中のグループ1データについては、上記新たに算出した全てのグループ2データについて共用することができる。

【0053】

一方、図10はエネルギー展開処理部101Dによってエネルギー展開アルゴリズムを用いて新たに算出される制御指令データの一例を示す図である。

前述したように、まずオペレータは実際にビームを照射しながら各電磁石への制御指令データの調整を行うことにより、制御指令データを生成する。ここでは、図9中61,62の制御指令データ、すなわちエネルギー50MeV、ビーム強度100%、コース1(治療室2A)、ガントリー角度0度の制御指令データ、及びエネルギー100MeV、ビーム強度100%、コース1(治療室2A)、ガントリー角度0度の制御指令データがオペレータにより作成されたことを意味する。エネルギー展開処理部101Dは、この生成された制御指令データ61,62を基に、エネルギー展開アルゴリズムを用いてエネルギーに応じたグループ1データ及びグループ2データ(例えば、エネルギー50.5MeVから100MeVまでの範囲における0.5MeV刻みのグループ1データ及びグループ2データ)を自動的に算出する。図10中両矢印63の範囲がこのとき新たに作成されたグループ1データ及びグループ2データである。この新たに生成されたグループ1データ及びグループ2データはデータ保存読出処理部101Cに送られ、図8に示すフローにしたがってグループ1データ格納部103A及びグループ2データ格納部103Bに格納される。このとき、オペレータのコンソール37からの入力等によりインデックスデータが新たに作成され、データ保存読出処理部101Cによりインデックスデータ格納部103Cに格納されると共に、インデックス番号も併せて採番される。以上のようにして、中央制御装置100のディスク103には電力供給制御テーブルが作成され保存される。

【0054】

次に、上記構成の本実施の形態の粒子線治療システムの動作を図11を用いて説明する。図11は本実施の形態の粒子線治療システムにおける操作・制御の流れを経時的に示す

10

20

30

40

50

図である。

【 0 0 5 5 】

中央制御装置 1 0 0 の CPU 1 0 1 は、照射治療を行う患者に関する治療計画データを記憶装置 1 1 0 から読み込み、必要なデータを照射制御装置 4 0 を介して各コントローラに出力する。各コントローラは、ガントリー角度調整、照射装置 1 5 の設定、及び治療用ベッド 2 9 の位置決め等を行う。これら患者準備作業が終了すると、オペレータがコンソール 3 7 の準備完了スイッチ 3 8 を押し、患者準備完了信号が治療順序制御装置 1 2 0 へと出力される。治療順序制御装置 1 2 0 では患者準備完了信号の入力順に各治療室 2 A ~ 2 C , 3 に対する治療順序が決定される。決定された治療室信号は中央制御装置 1 0 0 の CPU 1 0 1 に入力される。CPU 1 0 1 は、この入力された治療室信号（すなわちビームコース情報）と、治療計画データ中のビームを特定するのに必要なパラメータ（照射エネルギー、照射線量（ビーム強度）、ガントリー角度等）を用いて、中央制御装置 1 0 0 内に設けたディスク 1 0 3 に格納されている電力供給制御テーブルから各電磁石への励磁電力供給に関する制御指令データを生成する。このようにして作成された制御指令データは電磁石電源制御装置 1 3 0 へ出力され、この電磁石電源制御装置 1 3 0 によって、加速器電源 1 4 0 、ビームパス電源 1 5 0 、スイッチング電源 1 6 0 、及び経路切替制御装置 1 7 0 にそれぞれ分配される。これら各電源装置 1 4 0 , 1 5 0 , 1 6 0 及び経路切替制御装置 1 7 0 によって各電磁石の励磁電流の設定が終了すると、電磁石電源制御装置 1 3 0 は中央制御装置 1 0 0 の CPU 1 0 1 に機器設定が完了したことを表す信号を出力し、これにより CPU 1 0 1 は機械側の最終準備が完了したことを表す信号をオペレータコンソール 3 7 のディスプレイ 3 9 へ出力する。これにより、ディスプレイ 3 9 では機械側最終準備完了の表示が行われ、例えば医者によって照射指示スイッチ 4 2 が操作されると、これに対応した照射開始指示信号が中央制御装置 1 0 0 の CPU 1 0 1 に入力される。これにより、CPU 1 0 1 は出射指示信号及び加速指示信号をライナック 1 1 及びシンクロトロン 1 2 の前述した高周波加速空洞へ出力し、その結果、荷電粒子ビーム発生装置 1 からイオンビームが出射されて該当する治療室の照射装置から患者 3 0 の患部に照射される。

10

20

【 0 0 5 6 】

この図 1 1 に示すように、各治療室における患者準備作業からビーム照射終了までの治療時間は、主に、患者準備作業時間（以下、患者セットアップ時間）T 1、ビームセットアップ時間 T 2、及びビーム照射時間 T 3 に分けることができる。この図 1 1 では信号の流れの理解を容易とするために短く表示されているが、ビームセットアップ時間 T 2 の多くは制御指令データの生成時間によって消費される。

30

【 0 0 5 7 】

以上詳述した本実施の形態の粒子線治療システムによれば、以下のような作用が得られる。

すなわち本実施の形態では、荷電粒子ビーム発生装置 1、及び荷電粒子ビーム発生装置 1 から出射されたイオンビームを照射装置 1 5 A ~ 1 5 C , 1 6 に輸送するビーム輸送系 4 , 5 A , 5 B , 5 C , 5 D に設けられた各電磁石のうち、ステアリング電磁石 7 H A ~ 7 H C , 7 V A ~ 7 V C , 8 H A ~ 8 H C , 8 V A ~ 8 V C に対する制御指令データをグループ 2 データ、その他の電磁石に対する制御指令データをグループ 1 データとして 2 グループに分類して保存する。このように、ガントリー角度に依存する制御指令データのみを別グループに分類することにより、回転ガントリーの角度のみが相違するビーム種類の制御指令データについては、グループ 2 データのみをグループ 2 データ格納部 1 0 3 B に保存すれば足り、グループ 1 データについては共用することができる。ここで、グループ 2 データに分類されるガントリー輸送系のステアリング電磁石の数は各治療室（各コース）について高々数個（本実施の形態では 4 個）であるが、グループ 1 データに属するその他の電磁石についてはコースによっても変化するが、通常 3 0 ~ 1 5 0 個程度である（なお、図 5 では主要な電磁石のみしか図示していないため、数は少ない）。したがって本実施の形態によれば、回転ガントリーの角度のみが相違するビーム種類の制御指令データに

40

50

関しては、30～150個程度の個数を有するグループ1データについては共用し、高々数個のグループ2データのみをガントリー角度に応じて保存すればよいことになり、各電磁石への制御指令データを全て丸ごと保存していた従来方式に比べ、保存する指令データの量を大幅に削減することができる。その結果、保存されている制御指令データから要求されたビームに応じた必要な指令データを読み出す検索時間を短縮することができる。すなわち、図11に示す制御指令データ生成に要する時間を短縮することができ、その結果、ビームセットアップ時間T2を短縮できる。通常、本実施形態のように複数の治療室を有する粒子線治療システムの場合、1つの治療室においてビームセットアップ及びビーム照射が行われている最中に、次の治療室は患者セットアップを完了し待機状態となる。これにより、ビーム照射が終了したら直ちに次の治療室のビームセットアップが行われるようになっている。したがって、ビームセットアップ時間T2が長くなると、次の治療室の待機時間が長くなってしまい、治療効率が低下する。したがって、本実施の形態によれば、ビームセットアップ時間T2を短縮することができる結果、一治療室における単位時間当たりの治療人数を増加することができる。また、このように保存する指令データの量を大幅に削減することができる結果、指令データを保存するリソース（例えばハードディスクやCD-ROM等）の削減が可能となり、データの取り扱い性の向上及びコストの削減を図ることができる。

10

【0058】

また本実施の形態によれば、エネルギー展開処理部101D及びガントリー角度展開処理部101Eにより、ビームエネルギー及びガントリー角度に応じた制御指令データを自動的に作成し保存する。これにより、各治療室からどのようなビームエネルギー及びガントリー角度が要求されても、それに応じて自動でビームの設定を行うことができ、中央制御装置100によるビームの自動設定が可能となる範囲を飛躍的に拡大することができる。

20

【0059】

さらに本実施の形態によれば、1つの制御指令データに対して1つのインデックスデータを付加し、グループ1データとグループ2データとに分類する際にはそのインデックスデータに対応するインデックス番号をそれぞれ採番した上で保存する。このインデックスデータにより、オペレータは制御指令データの内容を容易に把握できると共に、制御指令データが2つのグループに分類して保存されていることを意識せずに、1つの指令データとして書込み・読出しを行うことができる。すなわち、2グループに分類することによるデータの取り扱い性の低下を防止することができる。さらに、両グループの指令データを読み込む際には、採番されたインデックス番号に対応するグループ1データとグループ2データを特定するキーとして用いるので、グループ1データとグループ2データとが誤った組み合わせで読み出されることを防止することができる。

30

【0060】

なお、以上に述べた本発明の一実施形態では、照射装置のビーム照射方式を特に限定しなかったが、例えば複数のエネルギーを自動的に変更しながら照射する方式（エネルギースキャン方式）の照射装置を有する粒子線治療システムに本発明を採用した場合には、各治療室からの要求ビームに対し複数のエネルギーに対応した複数の制御指令データをディスク103の電力供給制御テーブルから選択する必要がある。この場合には、上記一実施の形態で述べた制御指令データの検索をエネルギー数に応じて複数回実行する必要があるため、検索時間を短縮できることにより一治療室における単位時間当たりの治療人数を増加することができるという本発明の効果をさらに発揮することができる。

40

【0061】

また、以上に述べた本発明の一実施形態は、シンクロトロンを含む粒子線治療システムを対象としているが、サイクロトロンを含む粒子線治療システムに対しても適用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0062】

50

【図 1】本発明の一実施形態の粒子線治療システムの全体概略構成を表す概念図である。

【図 2】図 1 に示した治療室の詳細構成を表す概念的平面図である。

【図 3】本発明の一実施形態の粒子線治療システムにおける制御系を表すブロック図である。

【図 4】各患者毎の治療計画データの一例を表す図である。

【図 5】中央制御装置内に設けたディスクに予め格納されている電力供給制御テーブルを表す図である。

【図 6】中央制御装置の機能のうち、制御指令データの保存処理に係わる機能を表す機能ブロック図である。

【図 7】コンソールのディスプレイによるインデックスデータの表示の一例を示す図である。

10

【図 8】中央制御装置のディスクの電力供給制御テーブルを作成するための制御指令データの保存処理の流れを示すフローチャートである。

【図 9】ガントリー角度展開処理部によってガントリー角度展開アルゴリズムを用いて新たに算出される制御指令データの一例を示す図である。

【図 10】エネルギー展開処理部によってエネルギー展開アルゴリズムを用いて新たに算出される制御指令データの一例を示す図である。

【図 11】本実施の形態の粒子線治療システムにおける操作・制御の流れを経時的に示す図である。

【符号の説明】

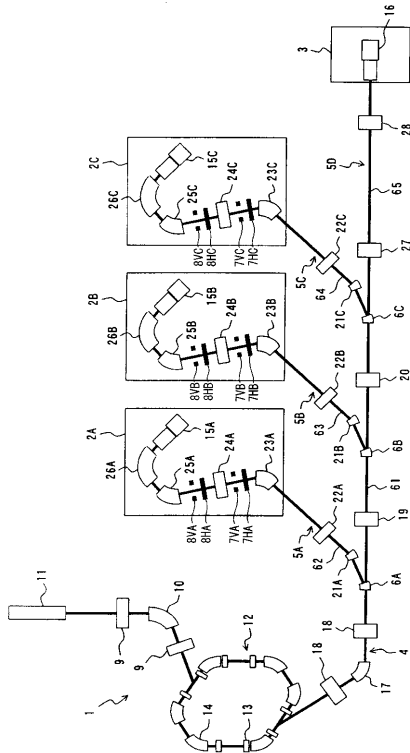
20

【 0 0 6 3 】

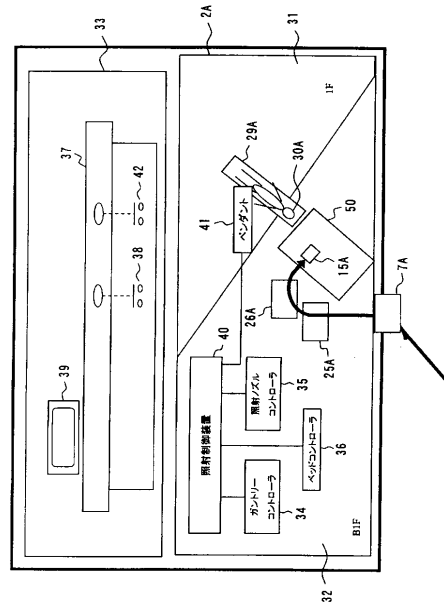
1	荷電粒子ビーム発生装置	
4	第 1 ビーム輸送系 (ビーム輸送系)	
5 A , 5 B , 5 C , 5 D	第 2 ビーム輸送系 (ビーム輸送系)	
7 H A ~ 7 H C , 7 V A ~ 7 V C	ステアリング電磁石 (電磁石)	
8 H A ~ 8 H C , 8 V A ~ 8 V C	ステアリング電磁石 (電磁石)	
9 , 1 3 , 1 8 , 1 9 , 2 0	四極電磁石 (電磁石)	
2 2 A ~ 2 2 C , 2 4 A ~ 2 4 C	四極電磁石 (電磁石)	
2 7 , 2 8	四極電磁石 (電磁石)	
1 5 A , 1 5 B , 1 5 C , 1 6	照射装置	
1 0 0	中央制御装置 (制御装置)	
1 0 1 C	データ保存読出処理部 (読出し手段)	
1 0 1 D	エネルギー展開処理部 (エネルギー展開算出手段)	
1 0 1 E	ガントリー角度展開処理部 (角度展開算出手段)	
1 0 3 A	グループ 1 データ格納部 (第 1 指令値保存手段)	
1 0 3 B	グループ 2 データ格納部 (第 2 指令値保存手段)	
1 0 3 C	インデックスデータ格納部 (インデックス情報保存手段)	

30

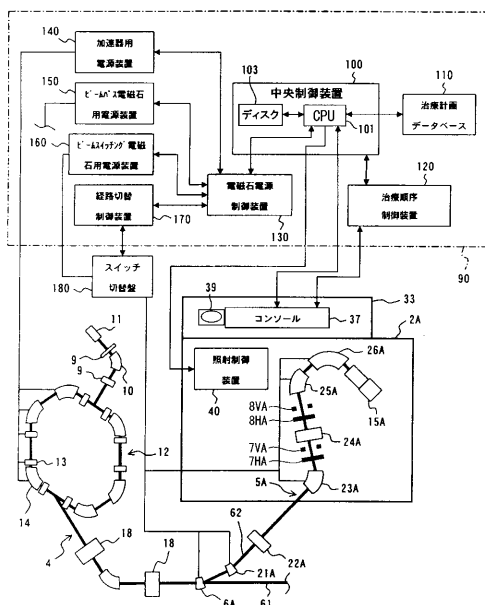
【図1】



【図2】



【図3】



【図5】

エネルギー (MeV)	全治療室共通シンクロトロン					
	加速前		加速後		加速後	
	偏向10	四極9	偏向14	四極13	偏向17	四極18
70	Pattern 70
80	Pattern 80
90	Pattern 90

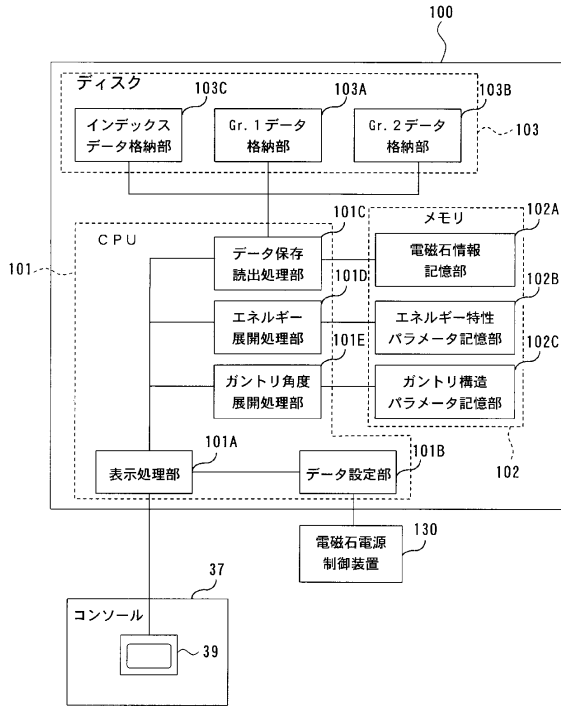
エネルギー (MeV)	第1治療室2A		分岐間	第2治療室2B		分岐間
	四極22A	四極24A		四極22B	四極24B	
	70	
80	
90	

エネルギー (MeV)	第3治療室2C		分岐間	第4治療室3					
	四極22C	四極24C		四極27	四極28	スイッチング用電源 162-1	スイッチング用電源 162-2	スイッチング用電源 162-3	スイッチング用電源 162-4
	70
80		
90		

【図4】

患者ID No	照射線量	照射線量率	照射角度	エネルギー
65009B	...	(NO.1)	0°	70MeV

【図 6】



【図 7】

制御指令データインデックス

ファイル名 作成者

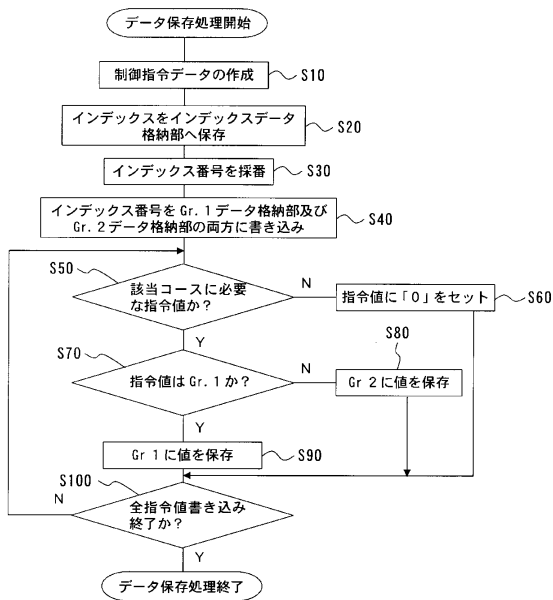
エネルギー MeV 承認者

コース 1 ○ 2 ○ 3 ○ 4 ○

ビーム強度 %

ガントリ角度 度

【図 8】



【図 9】

エネルギー	50										
Gr.1											50.5
角度	0	0.5	1	1.5	...	359	359.5	0	...		
Gr.2											

52

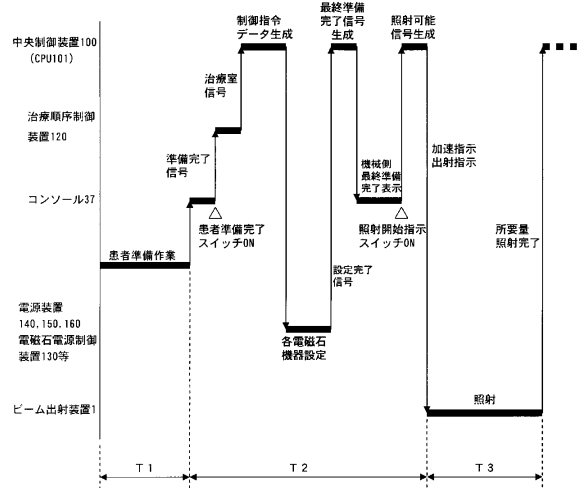
コース : 1コース
 ビーム強度 : 100%

【図10】

	61	63						62	
エネルギー	50	50.5	51	51.5	...	99	99.5	100	...
Gr.1									
角度	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Gr.2									

コース : 1コース
 ビーム強度 : 100%

【図11】



フロントページの続き

(51) Int.Cl. F I
H 0 5 H 13/04 (2006.01) H 0 5 H 7/10
H 0 5 H 13/04 M
H 0 5 H 13/04 N

(56) 参考文献 特開 2 0 0 3 - 3 2 0 0 4 0 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 0 4 3 9 9 9 (J P , A)
特開平 0 6 - 0 7 9 6 6 4 (J P , A)

(58) 調査した分野(Int.Cl. , DB名)
A 6 1 N 5 / 1 0
A 6 1 N 5 / 0 1
G 2 1 K 5 / 0 4
G 2 1 K 5 / 1 0
H 0 5 H 7 / 1 0
H 0 5 H 1 3 / 0 4