

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6640480号
(P6640480)

(45) 発行日 令和2年2月5日(2020.2.5)

(24) 登録日 令和2年1月7日(2020.1.7)

(51) Int. Cl.	F 1	
A 6 1 N 5/10 (2006.01)	A 6 1 N	5/10 H
G 2 1 K 1/093 (2006.01)	G 2 1 K	1/093 F
G 2 1 K 5/04 (2006.01)	G 2 1 K	1/093 D
G 2 1 K 3/00 (2006.01)	G 2 1 K	5/04 A
G 2 1 K 1/10 (2006.01)	G 2 1 K	5/04 W

請求項の数 8 (全 10 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2015-149706 (P2015-149706)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成27年7月29日(2015.7.29)	(73) 特許権者	317015294 東芝エネルギーシステムズ株式会社 神奈川県川崎市幸区堀川町7番地34
(65) 公開番号	特開2017-29235 (P2017-29235A)	(74) 代理人	110001380 特許業務法人東京国際特許事務所
(43) 公開日	平成29年2月9日(2017.2.9)	(72) 発明者	高山 茂貴 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内
審査請求日	平成30年4月12日(2018.4.12)	(72) 発明者	渡辺 郁男 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】 粒子線ビーム輸送システム、及びそのセグメント

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

加速器で生成した粒子線ビームを外部に輸送する主ラインと、
前記主ラインから分岐している分岐ラインと、
前記分岐ラインの末端に設けた前記粒子線ビームを患者に照射する照射装置を備え、
前記主ライン及び前記分岐ラインの一部または全部が複数のセグメントから構成され、
前記セグメントの各々は、構成する機器及びこれら機器の配置が共通化され、これら機器のうち少なくとも第一の偏向電磁石、収束電磁石、第二の偏向電磁石がこの順番で配置されており、

さらに前記第一の偏向電磁石、前記収束電磁石、前記第二の偏向電磁石の配置の上下流にも前記収束電磁石が配置されており、

前記収束電磁石は、通過する前記粒子線ビームの外径を磁場の作用で収束するものであり、

前記偏向電磁石は、通過する前記粒子線ビームの進行方向を磁場の作用で曲げるものであり、

前記セグメントの両端における前記粒子線ビームのビーム特性が略同一であることを特徴とする粒子線ビーム輸送システム。

【請求項2】

前記セグメントの両端において、通過する前記粒子線ビームの直交方向におけるベクトロン関数が等しいことを特徴とする請求項1に記載の粒子線ビーム輸送システム。

【請求項 3】

前記セグメントの最上流または最下流にビーム計測手段を備えることを特徴とする請求項 1 乃至 2 に記載の粒子線ビーム輸送システム。

【請求項 4】

前記セグメントにビーム軌道補正用電磁石を備えることを特徴とする請求項 1 乃至 3 に記載の粒子線ビーム輸送システム。

【請求項 5】

前記加速器と前記加速器と直近の前記セグメントとの間の前記主ライン上に、通過する前記粒子線ビームを多重散乱させる散乱体が設けられ、前記セグメントの両端における前記粒子線ビームの断面形状が略円形となるように調整されることを特徴とする請求項 1 乃至 4 に記載の粒子線ビーム輸送システム。

10

【請求項 6】

前記セグメントの両端における前記粒子線ビームの位相差が 180 度の整数倍となるように調整されることを特徴とする請求項 1 乃至 5 に記載の粒子線ビーム輸送システム。

【請求項 7】

前記セグメントが前記分岐ラインの最終端を構成し、前記照射装置と接続されることを特徴とする請求項 1 乃至 6 に記載の粒子線ビーム輸送システム。

【請求項 8】

加速器で生成した粒子線ビームを外部に輸送する主ラインと、前記主ラインから分岐している分岐ラインと、前記分岐ラインの末端に設けた前記粒子線ビームを患者に照射する照射装置を備える粒子線ビーム輸送システムのために複数個連結して用いられる粒子線ビーム輸送システムのセグメントであって、

20

前記セグメントの各々は、構成する機器及びこれら機器の配置が共通化され、これら機器のうち少なくとも第一の偏向電磁石、収束電磁石、第二の偏向電磁石がこの順番で配置されており、

さらに前記第一の偏向電磁石、前記収束電磁石、前記第二の偏向電磁石の配置の上下流にも前記収束電磁石が配置されており、

前記収束電磁石は、通過する前記粒子線ビームの外径を磁場の作用で収束するものであり、

前記偏向電磁石は、通過する前記粒子線ビームの進行方向を磁場の作用で曲げるものであり、

30

前記粒子線ビームが入射される入口部と、前記入口部から入射された前記粒子線ビームが進行する通路部と、前記通路部を進行した前記粒子線ビームが出射される出口部とを備え、前記入口部と前記出口部とにおける前記粒子線ビームのビーム特性が略同一となるよう複数の磁石が配置されたことを特徴とする粒子線ビーム輸送システムのセグメント。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、加速器から治療室の照射装置へ粒子線ビームを輸送する粒子線ビーム輸送システム、及びそのセグメントに関する。

40

【背景技術】

【0002】

炭素イオン等の粒子線ビームを、患者の病巣組織（がん）に照射して、治療を行う粒子線治療技術が広く知られている。

この粒子線治療技術によれば、正常組織にダメージを与えず、病巣組織のみをピンポイントで死滅させることができるため、手術や投薬治療等に比べ、患者への負担が少なく、治療後の社会復帰の早期化も期待できる。

このため、粒子線治療への関心が高まり、治療を希望する患者数の増加に対応するため、治療施設の増設が要望されている。

【0003】

50

粒子線治療施設は、粒子線ビームを生成する加速器を含めた大規模なものであるために、治療コストの削減と治療スループットの向上とを目的とし、治療室を複数設け、それぞれの治療室に粒子線ビーム輸送システムを分岐接続させることが検討されている。

【0004】

粒子線治療施設に治療室を複数設ける場合、これら治療室を、加速器の略円形の延長面に対し水平方向に配置する場合の他に、この延長面に対し垂直方向に配置する場合もある。そして、粒子線ビーム輸送システムは、加速器で生成した粒子線ビームを外部に輸送する主ラインを有し、さらにこの主ラインから分岐してそれぞれの治療室に粒子線ビームを導入する分岐ラインを有している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第4639401号公報

【特許文献2】特開平11-176599号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上述のように異なる位置に配置された複数の治療室に粒子線ビームを導入させるとなると、これら治療室のレイアウトにあわせ、粒子線ビームを輸送するラインを延伸し、分岐し、屈曲させる必要にせまられる。

粒子線ビームを輸送するラインには、粒子線ビームの進行方向を制御する偏向電磁石及び収束電磁石が設けられている。

そして、ラインを通過するビーム中の荷電粒子の分布は一定でなく、その断面形状は、経時的に変化しており、ベータトロン振動と呼ばれる一定周期の振動をしている。

このため、粒子線ビームを輸送するラインは、通過するビームの断面形状に応じた設計仕様が要求されるために、ライン長が長く、あるいは分岐が増えるほど、ビームライン設計や現地調整にかかる時間が指数関数的に増大し、建設期間及びコストの増大を招いてしまう。

【0007】

また、加速器から取り出された直後の粒子線ビームの断面形状は、取り出し条件やビームエネルギーに依存して変化するが、ほとんどの場合扁平形状を有している。

扁平形状の粒子線ビームを、扁平断面の長軸を含む面内で曲げようとする場合、ローレンツ力を発生させる磁場を、扁平断面の短軸方向から付与することになる。または、この粒子線ビームを、扁平断面の短軸を含む面内で曲げようとする場合、扁平断面の長軸方向から磁場を付与することになる。

【0008】

一方で、偏向電磁石を構成する一对の磁極の対向間隔は、通過させる粒子線ビームの幅に応じて決定される。一般に、磁極の間隔が広がるにつれ、磁場強度は低下することから、扁平断面の粒子線ビームを輸送する場合、曲げる方向によって効率的に磁場を発生させる偏向電磁石及びその制御の仕様が異なり、細分化されやすい。このことは、粒子線ビームの輸送ラインの分岐の多いシステムにとって、機器の設計製作や現地調整をさらに煩雑にさせる。

【0009】

本発明の実施形態はこのような事情を考慮してなされたもので、粒子線ビームの照射装置を収容する治療室が複数設けられた粒子線治療施設において、高品質なビームを容易に任意の場所へ輸送することを可能とすることで、ビームライン設計や機器の設計製作、現地調整、並びに増改築を容易にし、建設期間及びコストの抑制に寄与する粒子線ビーム輸送システム、及びそのセグメントを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

10

20

30

40

50

本実施形態に係る粒子線ビーム輸送システムは、加速器で生成した粒子線ビームを外部に輸送する主ラインと、前記主ラインから分岐している分岐ラインと、前記分岐ラインの末端に設けた前記粒子線ビームを患者に照射する照射装置を備え、前記主ライン及び前記分岐ラインの一部または全部が複数のセグメントから構成され、前記セグメントの各々は構成する機器及びこれら機器の配置が共通化され、これら機器のうち少なくとも第一の偏向電磁石、収束電磁石、第二の偏向電磁石がこの順番で配置されており、さらに前記第一の偏向電磁石、前記収束電磁石、前記第二の偏向電磁石の配置の上下流にも前記収束電磁石が配置されており、前記収束電磁石は通過する前記粒子線ビームの外径を磁場の作用で収束するものであり、前記偏向電磁石は通過する前記粒子線ビームの進行方向を磁場の作用で曲げるものであり、前記セグメントの両端における前記粒子線ビーム特性が略同一であることを特徴とする。

10

また、本実施形態に係る粒子線ビーム輸送システムのセグメントは、加速器で生成した粒子線ビームを外部に輸送する主ラインと、前記主ラインから分岐している分岐ラインと、前記分岐ラインの末端に設けた前記粒子線ビームを患者に照射する照射装置を備える粒子線ビーム輸送システムのために複数個連結して用いられるものであって、前記セグメントの各々は構成する機器及びこれら機器の配置が共通化され、これら機器のうち少なくとも第一の偏向電磁石、収束電磁石、第二の偏向電磁石がこの順番で配置されており、さらに前記第一の偏向電磁石、前記収束電磁石、前記第二の偏向電磁石の配置の上下流にも前記収束電磁石が配置されており、前記収束電磁石は通過する前記粒子線ビームの外径を磁場の作用で収束するものであり、前記偏向電磁石は通過する前記粒子線ビームの進行方向を磁場の作用で曲げるものであり、前記粒子線ビームが入射される入口部と、前記入口部から入射された前記粒子線ビームが進行する通路部と、前記通路部を進行した前記粒子線ビームが出射される出口部とを備え、前記入口部と前記出口部とにおける前記粒子線ビームのビーム特性が略同一となるよう複数の磁石が配置されたことを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0011】

本発明の実施形態により、粒子線ビームの照射装置を収容する治療室が複数設けられた粒子線治療施設において、高品質なビームを容易に任意の場所へ輸送することを可能とすることで、ビームライン設計や機器の設計製作、現地調整、並びに増改築を容易にし、建設期間及びコストの抑制に寄与する粒子線ビーム輸送システム、及びそのセグメントが提供される。

30

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施形態に係る粒子線ビーム輸送システムの、加速器を平面視する方向からの外観図。

【図2】実施形態に係る粒子線ビーム輸送システムの、加速器を側面視する方向でかつガントリ式照射装置の回転軸に沿う方向からの外観図。

【図3】実施形態に係る粒子線ビーム輸送システムの、加速器を側面視する方向でかつガントリ式照射装置の回転軸に直交する方向からの外観図。

【図4】粒子線ビームとその断面形状の観測図。

40

【図5】実施形態に係る粒子線ビーム輸送システムを構成するセグメントの外観図。

【図6】セグメントの位置における粒子線ビームのパラメータを、互いに直交する二方向（x方向、y方向）において示したグラフ。

【図7】収束電磁石をビーム軸と直交する面（x-y平面）で切断した断面図。

【図8】粒子線ビームを患者に照射するガントリ式照射装置を示す縦断面図。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の実施形態に係る粒子線ビーム輸送システムを添付図面に基づいて説明する。なお、図面において空間を、加速器13の面を含むu-v平面に対し、その直交方向をw方向とする三次元座標系で表している。さらに、粒子線ビームの進行方向をs方向、

50

この s 方向に対し相互に直交する方向を x 方向及び y 方向と定義する。

【 0 0 1 4 】

図 1 から図 3 に示すように、粒子線ビーム輸送システム 1 0 は、通過する粒子線ビームの外径を磁場の作用で収束させる収束電磁石 1 1 と、通過する粒子線ビームの進行方向を磁場の作用で曲げる偏向電磁石 1 2 と、加速器 1 3 で生成した粒子線ビームを外部に輸送する主ライン 2 1 と、この主ライン 2 1 から分岐して粒子線ビームを患者に照射する照射装置 3 0 (3 0 a ~ 3 0 e) が末端に設けられている分岐ライン 2 2 と、を備え、主ライン 2 1 及び分岐ライン 2 2 は、収束電磁石 1 1 及び偏向電磁石 1 2 の配置を共通化した二つ以上のセグメント 2 0 (2 0 a ~ 2 0 e , 2 0 p , 2 0 q) から構成され、各々のセグメント 2 0 における機器配置は、セグメント入口部での粒子線ビームとセグメント出口部
10
での粒子線ビームとを同一の特性とすることが出来る機器構成となっており、さらに粒子線ビーム輸送システム 1 0 は、加速器 1 3 に直近のセグメント 2 0 a の上流に、通過する粒子線ビームを多重散乱させる散乱体 1 5 が設けられ両端における粒子線ビームの断面が略円形となるようになされている。ここで粒子線ビームの特性とは、粒子線ビームの状態を表す物理量であり、具体的にはベータトロン関数 や 関数、ディスパージョンやその変化率、エミッタンス等を意味する。

【 0 0 1 5 】

主ライン 2 1 及び分岐ライン 2 2 は、粒子線ビームを通過させるのに十分な真空度を有する密閉された連続空間である。

【 0 0 1 6 】

加速器 1 3 は、シンクロトロン等であって、イオン発生源 (図示略) で発生させた C^{6+} 等の荷電粒子を光速の 7 0 ~ 8 0 % 程度まで加速して生成した粒子線ビームを、出射フレクタ 1 4 から主ライン 2 1 に出射させるものである。

粒子線ビームは、患者の体内を通過する際に運動エネルギーを失って速度を低下させるとともに、速度の二乗にほぼ反比例する抵抗を受けてある一定の速度まで低下すると急激に停止する。そして、粒子線ビームの停止点近傍では、ブラッグピークと呼ばれる高エネルギーが放出される。

粒子線治療技術は、このブラッグピークを患者の患部に合わせることにより、正常な組織の障害を少なくしつつ治療を行うものである。

【 0 0 1 7 】

ところで、加速器 1 3 から出射された粒子線ビームは、進行方向に対し垂直な断面における荷電粒子の分布が均一でなく、さらにベータトロン振動と呼ばれる一定周期の振動をしており、そのためビームの特性が変化し、観測される断面形状がビーム進行方向に対して変化する。これまでは、上記粒子線ビームを効率的に制御するために、そのビーム特性に合わせて機器を設計・製作・配置、制御していたため、仕様・制御が細分化し機器種別の増加と共に現地調整作業が煩雑となる課題があったが、これを次のように解決している。
30

【 0 0 1 8 】

図 4 に示すように、断面形状 4 2 とは、粒子線ビーム 4 1 の進行方向 s に対して垂直な x - y 平面におけるビームの広がりを示すものである。
40

そして、断面形状 4 2 は、ビームの進行方向 s にスクリーンモニタ 4 3 を配置して、面内におけるビームの強度分布等を検出することにより観測することができる。

【 0 0 1 9 】

図 5 に示すようにセグメント 2 0 は、収束電磁石 1 1、偏向電磁石 1 2、軌道補正用電磁石 (図示略)、スクリーンモニタ 4 3、真空ダクト (図示略) から構成される。さらにセグメント 2 0 は、その両端における粒子線ビームの特性および断面形状がほぼ同一となるように各機器の順序、配置位置、配置角度が決定されている。また、セグメント内の最下流に配置したスクリーンモニタ 4 3 により、セグメントごとにビーム調整を行う。

実施形態に示すセグメント 2 0 は、粒子線ビームを進行方向に対し 9 0 ° 曲げて輸送する機能を有している。また、その両端における粒子線ビームの断面形状は略円形である。
50

【 0 0 2 0 】

よって複数のセグメント 20 を繋ぎ合わせるにより、ビームラインの長さや分岐数を気にすることなく、ビームラインの新規設計なしに容易に粒子線ビームの軌道を水平方向及び鉛直方向に多段偏向させることができる。これにより粒子線ビームを、加速器 13 と同じ高さレベルに配置した複数の照射装置 30 (30 a , 30 b , 30 c) や、異なる高さレベルに配置した複数の照射装置 30 (30 d , 30 e) に自在に輸送することができる。また、セグメントの構成機器が共通であるため、機器の種類が少なく済み、管理が容易で、量産効果によるコスト低減も見込める。

【 0 0 2 1 】

さらに、セグメントごとに現地調整を実施できるため、アライメント調整やビーム調整にかかる時間が短縮され、初期据付時だけでなく、トラブル等による機器交換時の作業性も向上する。特に、ビームラインが長く、分岐が多岐にわたるほどその効果が大きくなる。各機器には製作誤差や据付誤差等があるため、現地調整によりセグメントを構成する機器の配置や出力をセグメント毎に微調整し、粒子線ビームの特性および断面形状を設計値と一致させる。

10

【 0 0 2 2 】

セグメント 20 は、主ライン 21 及び分岐ライン 22 の、一部、あるいは全部を構成する。なお、実施形態において、示したセグメント 20 の配置パターンは一つであるが、複数の配置パターンのセグメントを組み合わせるとして粒子線ビーム輸送システム 10 を構成してもよい。例えば、粒子線ビームを進行方向に対し 45° 曲げて輸送する機能を有するセグメントを組み合わせれば、垂直方向からのものに代えて、斜め上方向から粒子線ビームを患者に照射することも可能である。

20

【 0 0 2 3 】

ここで、粒子線ビームの断面形状の制御方法について説明する。

偏向電磁石 12 は、通過する粒子線ビームの進行方向を磁場の作用で曲げて、軌道を円弧状にすることができる。そして、偏向電磁石 12 を通過した粒子線ビームを、接線方向に直進させる。

【 0 0 2 4 】

図 7 に示すように、収束電磁石 11 は、略リング状の継鉄 51 と、この継鉄 51 から内側に等角度で一体に突設された 4 個の磁心 52 と、この磁心 52 に個別に巻装した励磁コイル 53 と、から構成され、継鉄 51 内部のギャップには、実線の矢印で示した磁場が生じている。なお実施形態において、収束電磁石 11 として 4 極電磁石を例示しているが、構成に限定はない。

30

【 0 0 2 5 】

輸送される粒子線ビームにおいて、 x 軸上の q_1 に位置する荷電粒子に対しては、内周方向へのローレンツ力が働く一方で、 y 軸上の q_2 に位置する荷電粒子に対しては、外周方向へのローレンツ力が働く。すなわち、収束電磁石 11 は、粒子線ビームを x 軸方向に収束させ、 y 軸方向に発散させる。

【 0 0 2 6 】

そして、ビームを収束・発散させる強さは、励磁コイル 53 に印加される直流電流の強度により制御することができる。

40

また、励磁コイル 53 に印加される直流電流の向きを逆にして、形成される磁場の向きを逆にすることによって、ビームの収束・発散させる方向を逆転させることができる。

実施形態で複数配列されている収束電磁石 11 は、ビームを x 方向に収束させるものと、 y 方向に収束させるものとを交互に配置し、さらに各々印加する直流電流を制御して、 x 方向と y 方向への収束と発散のバランスを順次調整することで、ビーム径を所望の値に調整する。

【 0 0 2 7 】

図 6 のグラフは、セグメント 20 を構成する収束電磁石 11 及び偏向電磁石 12 を直線上に展開し、このセグメント 20 の位置 s における粒子線ビームのベータatron関数を

50

、互いに直交する二方向（ x 方向、 y 方向）において示している。

【0028】

ベータatron関数 は、粒子線ビームの外径に関するパラメータである。粒子線ビームとの衝突を避けるため偏向電磁石を構成する一对の磁極の対向間隔とビームの外径は密接な関係がある。磁極の間隔を広げず効率的に磁場を発生させるために、ベータatron関数は100m以下程度まで小さく抑える。

【0029】

本実施形態のセグメント20では、通過する粒子線ビームの直交方向（ x 、 y ）におけるベータatron関数（ x 、 y ）が、上流側の末端と下流側の末端で等しくなるように各機器の順序、配置位置、配置角度、等が決定されている。ここでは、偏向前後でディスパージョンを変化させないように第一の偏向電磁石、四極電磁石、第二の偏向電磁石の順で対称に配置され、その上下流には、 x 方向、 y 方向のベータatron関数を制御する四極電磁石がそれぞれ2つ配置される。

10

【0030】

この機器配置は実施形態によってさまざまな変更が可能であり、例えば四極電磁石を3つとすれば、ベータatron関数の制御が容易となり、広いビームエネルギー幅に対応可能となる。また、上下流に軌道補正用電磁石を任意に配置すれば、セグメント単位で現地環境に合わせたビーム軸の微調整が可能となる。あるいは、スクリーンモニタを最上流や最下流に配置すれば、セグメント内のビーム挙動を詳細に把握することができる。

【0031】

照射対象の深さによって輸送ビームのエネルギーは異なるため、それぞれの電磁石には輸送ビームのエネルギーに応じた最適な電流値があらかじめ設定される。その際、上下流の末端でベータatron関数やディスパージョンとその変化率などのビームパラメータは等しくなるようセグメント内電磁石の電流値を互いに調整する。すなわち、セグメント20は、両端における粒子線ビームの特性および断面形状がほぼ同一となるよう構成される。

20

【0032】

このとき、上下流の末端での位相差を180度の整数倍とすることで、セグメントの個数によらず、常に照射装置末端での位相を一定とすることができる。もちろん、配置の自由度は落ちるものの、複数のセグメントを組み合わせた結果、照射装置末端で所定の位相となるよう設定してもよい。

30

【0033】

図1に戻って説明を続ける。

散乱体15は、加速器13に直近のセグメント20aのさらに上流に設けられている。この散乱体15は、ここではアルミニウムの薄板を用いるが、例えばアクリル板等の通過する粒子線ビームを多重散乱させるものであれば適宜採用される。

この散乱体15に粒子線ビームが衝突すると、粒子は散乱体の材質・厚さに依存し、ある散乱角を持って散乱する。散乱前後では粒子の位置と運動量が変化する。散乱体が十分薄い場合は位置の変化は小さく無視でき、運動量のみ散乱前後で変化するものと近似できる。

【0034】

ここでは散乱後に粒子線ビームの直交方向 x および y におけるそれぞれのエミッタンスを揃え、粒子線ビームの直交方向（ x 、 y ）でエミッタンスの異方性がなくなるよう散乱体の材質・厚さを設定する。さらに、粒子線ビームの直交方向（ x 、 y ）でベータatron関数の異方性をなくせば、断面形状を略円形となる特性にすることができる。

40

【0035】

あるいは、荷電粒子の分布に着目し、粒子線ビームの直交方向（ x 、 y ）における分布をガウス分布に揃え不均一さを解消することもできる。これにより、最上流に位置するセグメント20aの上流側の末端に、特性を揃え断面形状が略円形である粒子線ビームを導入することができ、後段のセグメントによって異なる高さレベルへも自在に輸送することができる。

【0036】

50

図 8 に示すようにガントリ式の照射装置 30 は、内部に治療スペース 38 を有し回転駆動部（図示略）により回転軸 31 を中心に回転変位するガントリ 32 と、このガントリ 32 に固定されるとともに分岐ライン 22（図 3）の末端に継手 39 を介して回転自在に設けられるビーム輸送系 33 と、このビーム輸送系 33 により輸送された粒子線ビーム 41 をガントリ 32 の半径方向から治療スペース 38 に照射する照射ノズル 34 と、患者 35 を載置したベッド 36 を移動させ治療スペース 38 における位置及び方向を設定する移動制御部 37 と、を備えている。

【0037】

このように照射装置 30 が構成されることにより、ガントリ 32 の回転軸 31 に沿って入力した粒子線ビーム 41 の軌道を 90° 曲げて、この回転軸 31 に直交する任意の方向から、患者 35 に照射することが可能になる。

10

本実施形態によれば、継手 39 に接続するセグメント 20 の末端を通過する粒子線ビームの直交方向（x、y）の特性に異方性がなく、断面形状が略円形であるために、ガントリ 32 の回転に依存せず、一定のビーム品質が保たれる。

【0038】

なお、本実施形態において複数の照射装置 30 が全てガントリ式を配置した場合を例示しているが、これらの全て又は一部を固定式の照射装置に代えて配置することもできる。セグメント 20 の両端で粒子線ビームの特性および断面形状がほぼ同一であるため、セグメント 20 の末端に照射装置 30 を配置する場合には、新たにビームラインの新規設計を行う必要がなく、ガントリ式と固定式との間に互換性が生まれ、配置の自由度が増す。また同様に、ビームラインの延長や新たな照射装置を設置するなど、増改築の際にも、セグメント 20 の末端に追加で新たなセグメント 20 や照射装置 30 を配置すれば、ビームラインの新規設計を行う必要がなく、建設期間及びコストを抑制して容易に実現できる。

20

【0039】

以上述べた少なくともひとつの実施形態の粒子線ビーム輸送システムによれば、両端において粒子線ビームの特性および断面形状がほぼ同一となるような複数のセグメントで構成されることにより、高品質なビームを容易に任意の場所へ輸送することを可能とする。よって、照射装置を収容する治療室が複数設けられた粒子線治療施設のビームライン設計、機器の設計製作、現地調整、並びに増改築を容易にし、建設期間及びコストを抑制することが可能となる。

30

【0040】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更、組み合わせを行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

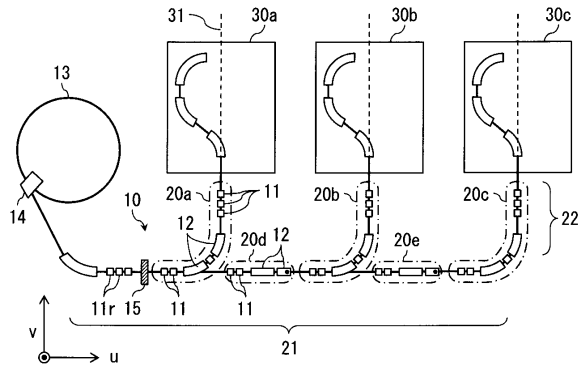
【符号の説明】

【0041】

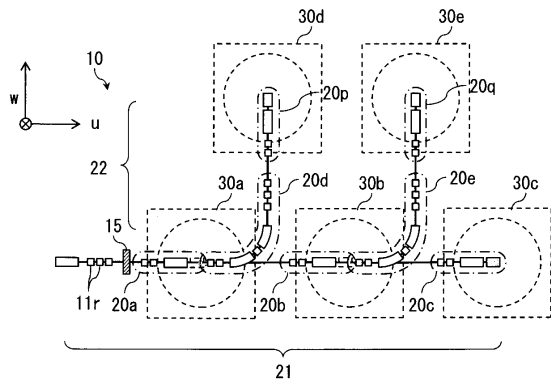
10 ... 粒子線ビーム輸送システム、11 ... 収束電磁石、12 ... 偏向電磁石、13 ... 加速器、14 ... 出射デフレクタ、15 ... 散乱体、20（20a～20d、20p、20q）... セグメント、21 ... 主ライン、22 ... 分岐ライン、30（30a～30d）... 照射装置、32 ... ガントリ、33 ... ビーム輸送系、34 ... 照射ノズル、35 ... 患者、36 ... ベッド、37 ... 移動制御部、38 ... 治療スペース、39 ... 継手、41 ... 粒子線ビーム、42 ... 断面形状、43 ... スクリーンモニタ、51 ... 継鉄、52 ... 磁心、53 ... 励磁コイル。

40

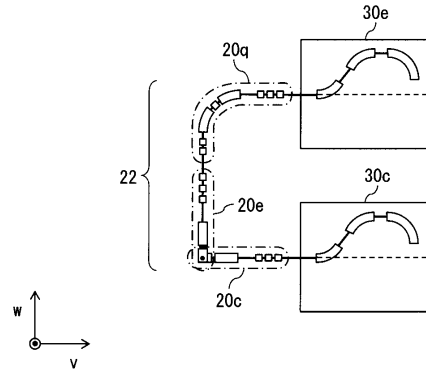
【図1】



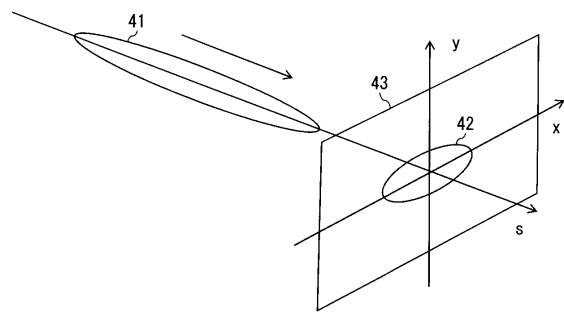
【図2】



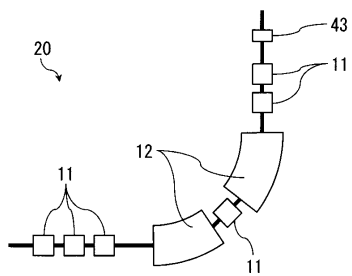
【図3】



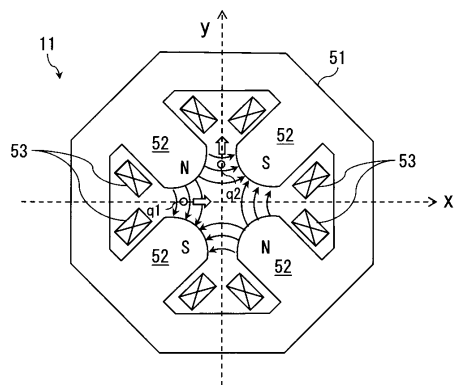
【図4】



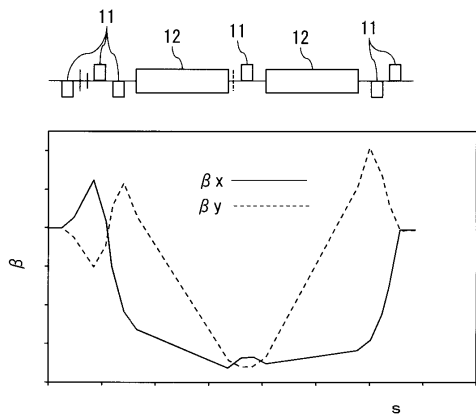
【図5】



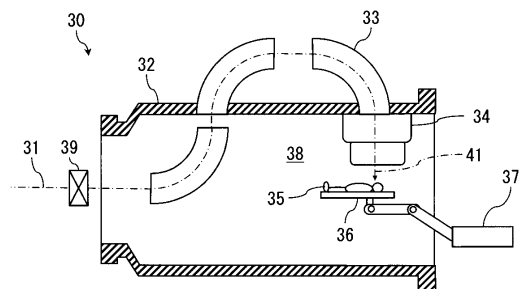
【図7】



【図6】



【図8】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I			
G 2 1 K	1/00	(2006.01)	G 2 1 K	3/00	Y
			G 2 1 K	1/10	S
			G 2 1 K	1/00	A

(72)発明者 長本 義史
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 吉行 健
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 矢澤 孝
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

審査官 寺澤 忠司

(56)参考文献 特開2006-351339(JP,A)
国際公開第2013/124975(WO,A1)
特開平11-176599(JP,A)
米国特許出願公開第2011/0186746(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 N	5 / 1 0
G 2 1 K	1 / 0 0
G 2 1 K	1 / 0 9 3
G 2 1 K	1 / 1 0
G 2 1 K	3 / 0 0
G 2 1 K	5 / 0 4