

(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2006-166947

(P2006-166947A)

(43) 公開日 平成18年6月29日(2006.6.29)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 N 5/10 (2006.01)	A 6 1 N 5/10	2 G 0 8 5
G 2 1 K 1/093 (2006.01)	A 6 1 N 5/10	4 C 0 8 2
G 2 1 K 5/04 (2006.01)	G 2 1 K 1/093	S
G 2 1 K 5/10 (2006.01)	G 2 1 K 5/04	D
H 0 5 H 7/00 (2006.01)	G 2 1 K 5/10	M
審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 8 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2004-359325 (P2004-359325)  
 (22) 出願日 平成16年12月13日 (2004.12.13)

(71) 出願人 301032942  
 独立行政法人放射線医学総合研究所  
 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号  
 (74) 代理人 100064414  
 弁理士 磯野 道造  
 (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  
 (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) 2G085 AA13 BA11 BA14 CA20 EA07  
 4C082 AA01 AC05 AE02 AG12

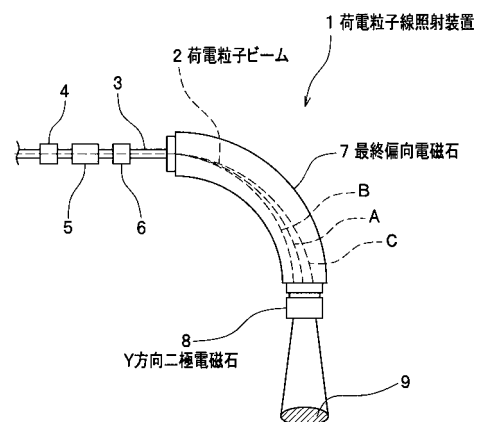
(54) 【発明の名称】 荷電粒子線照射装置および回転ガントリ

(57) 【要約】

【課題】 X方向のワブラー電磁石とY方向のワブラー電磁石のうちいずれか一方の電磁石を省略して、装置全体の小型化を図るようにする。

【解決手段】 四極電磁石4, 5, 6を経由して最終偏向電磁石7内に入射してきた荷電粒子ビーム2は、最終偏向電磁石7内で生じる偏向電磁場を例えば一定の周期をもって増減させることにより、最終偏向電磁石7内を円弧状に進行しつつ、X方向の成分を含んでスキャンされる。そして、X方向の成分を含んでスキャンされた荷電粒子ビーム2はY方向のワブラー電磁石8を通過する間にY方向の成分を含んでスキャンされる。これにより荷電粒子ビーム2は、X方向の成分とY方向の成分を含んでスキャンされ、標的9に対して例えば円を描くように照射される。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

加速器で加速された荷電粒子を標的に向けて偏向させる偏向電磁石と、前記偏向電磁石を通過した荷電粒子をスキャンして前記標的に面照射させる照射野形成電磁石とを備える荷電粒子線照射装置において、

前記偏向電磁石は前記荷電粒子のビームを前記偏向させると共に、前記ビームの偏向軌跡を含む面と平行でかつ前記ビームの進行方向に対しては直角な X 方向にスキャンさせ、

前記照射野形成電磁石は、前記ビームを前記ビームの進行方向と前記 X 方向に対して直角の Y 方向成分を含んでスキャンさせることを特徴とする荷電粒子線照射装置。

## 【請求項 2】

請求項 1 に記載の荷電粒子線照射装置を用いたことを特徴とする回転ガントリ。

10

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、荷電粒子ビームを例えば患者の癌細胞に照射して癌治療を行う荷電粒子線照射装置および回転ガントリに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

放射線による癌等の治療には、X 線、ガンマ線、電子線等が用いられており、さらに近年では、加速器で加速した高エネルギーの荷電粒子（炭素等のイオン）ビームを用いて癌等の治療を行う荷電粒子線照射装置が開発されている（例えば、非特許文献 1 参照）。

20

## 【0003】

そこで、このような荷電粒子線照射装置 100 について、図 4 および図 5 を参照して説明する。図 4 に示すように、シンクロトロン等の加速器（図示せず）を通過して高エネルギーで加速された荷電粒子は、四極電磁石 110, 111, 112 等を経由して最終偏向電磁石 113 に入射される。なお、四極電磁石 110, 111, 112 は、ビーム輸送管 114 を通過するビームの発散を抑えるための収束電磁石であり、最終偏向電磁石は荷電粒子を標的に向けて偏向させる偏向電磁石である。そして、最終偏向電磁石 113 に入射した荷電粒子は、偏向磁場により最終偏向電磁石 113 内を円弧状に湾曲しながら輸送される。次にこのビームは、図 4 および図 5 に示すように、最終偏向電磁石 113 内を通過するビームの偏向軌跡を含む面と平行でかつ、前記ビームの進行方向に対しては直角な X 方向にスキャンされる X 方向二極電磁石（照射野形成電磁石）115 と、前記ビームの進行方向及び X 方向に対して直角の Y 方向にスキャンされる Y 方向二極電磁石（照射野形成電磁石）116 とを通過して標的 117 に照射される。あるいは、Y 方向二極電磁石を通過してから X 方向二極電磁石を通過してもよい。

30

## 【0004】

また、このような荷電粒子線照射装置 100 を用いて癌を治療する場合、癌の治療効果を上げるため、及び患者に苦痛を与えないために、粒子の照射は癌部を中心にして 180° または 360° の回転照射によって行うことが好ましい。従って、荷電粒子ビームを癌の治療に用いる場合は、例えば特許文献 1 に示されているように、ベッドの上に横たえた患者の周囲から陽子線を照射する回転ガントリが広く用いられている。

40

## 【0005】

【非特許文献 1】 Timothy R. Renner and William T. Chu Wobbler facility for biological experiments Medical Physics 14(1987) 825-834

【特許文献 1】 特開平 8 - 257148 号公報（段落 0012 ~ 0013、図 1）

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

ところで、従来の荷電粒子線照射装置 100 は、最終偏向電磁石 113 の下流側に 2 台の X, Y 方向二極電磁石 115, 116 を設置する構成としている。ここで、X, Y 方向

50

二極電磁石 115, 116 等では、炭素等のイオンが重いため陽子の 3 倍程度の大きな磁場を発生させる必要がある。そして、癌等の治療を行うには、加速器から供給される直径 1 cm 程度の荷電粒子線ビームを、直径 20 cm の照射野を形成する程度まで拡大する必要がある。このため、炭素等の荷電粒子線を X, Y 方向二極電磁石 115, 116 で拡大させるには、陽子線と比較して、より長い照射ポート長 (X, Y 方向二極電磁石 115, 116 の内の上流側の二極電磁石から標的 117 までの間の距離) が必要になる。炭素の荷電粒子線の場合は、最短でも 5.5 m 程度に長めに設定せざるを得ず、装置の大型化を招くという問題がある。

【0007】

また、このような荷電粒子線照射装置 100 を特許文献 1 に記載の回転ガントリに適用した場合には、回転ガントリを駆動させるのに必要な空間が例えば  $18 \times 9 \times 9 \times$  (m<sup>3</sup>) 程度 (図 3 参照) になり、非常に大きな空間を確保しなければならないという問題がある。

10

【0008】

本発明は、前記課題に鑑み、装置全体の小型化を図ることができるようにした荷電粒子線照射装置および回転ガントリを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明は、前記課題を解決すべく構成されるものであり、請求項 1 に記載の発明は、加速器で加速された荷電粒子を標的に向けて偏向させる偏向電磁石と、前記偏向電磁石を通過した荷電粒子をスキャンして前記標的に面照射させる照射野形成電磁石とを備える荷電粒子線照射装置において、前記偏向電磁石は前記荷電粒子のビームを前記偏向させると共に、前記ビームの偏向軌跡を含む面と平行でかつ前記ビームの進行方向に対しては直角な X 方向にスキャンさせ、前記照射野形成電磁石は、前記ビームを前記ビームの進行方向と前記 X 方向に対して直角の Y 方向成分を含んでスキャンさせることを特徴とする荷電粒子線照射装置である。

20

【0010】

請求項 1 に記載の発明によれば、偏向電磁石に入射してきた荷電粒子のビームを、偏向磁場を制御することにより荷電粒子のビームを前記偏向軌跡を含む面と平行でかつビームの進行方向に対しては直角な X 方向にスキャンさせることができる。このため、偏向電磁石を、ビームを X 方向にスキャンさせる照射野形成電磁石と同様の機能を有する電磁石として用いることができ、偏向電磁石とは別個に前記照射野形成電磁石をわざわざ設ける必要がなくなるので、照射ポート長を短くできる。

30

【0011】

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の荷電粒子線照射装置を用いたことを特徴とする回転ガントリである。

【0012】

請求項 2 に記載の発明によれば、ビームを X 方向成分を含んでスキャンさせる照射野形成電磁石を省略した回転ガントリを製作することができ、照射ポート長を短くできる結果、回転ガントリの回転半径を小さくすることが可能になり、回転ガントリの小型化を図ることができる。

40

【発明の効果】

【0013】

以上、詳述した通り、本発明によれば、ビームのスキャン開始位置を偏向電磁石内に設けることができるので、装置全体を小型化することができる。ビームを X 方向にスキャンさせる照射野形成電磁石を省略することができるので、そのようにすればさらに、装置全体を小型化することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

(第 1 の実施の形態)

50

本発明の第1の実施の形態に係る荷電粒子線照射装置を、図1および図2の添付図面を参照して説明する。図1は、本実施の形態に係る荷電粒子線照射装置の照射部分を示す図である。図2は、本実施の形態に係る荷電粒子線照射装置と従来技術による荷電粒子線照射装置とを比較した説明図であり、(a)は本発明に係る荷電粒子線照射装置を示す図であり、(b)は従来技術による荷電粒子線照射装置を示す図である。

【0015】

図1に示すように、荷電粒子線照射装置1は、従来技術で述べた荷電粒子線照射装置100とほぼ同様に、炭素線等の荷電粒子ビーム2が通過するビーム輸送管3と、ビーム輸送管3の途中に設置されて荷電粒子ビーム2の発散を抑える四極電磁石4, 5, 6と、ビーム輸送管3の下流側の端部に接続された最終偏向電磁石7と、最終偏向電磁石7の下流側の端部に接続されたY方向二極電磁石(照射野形成電磁石)8とを備えている。しかし、本実施の形態では、従来技術で述べたX方向二極電磁石115(図4参照)が省略されている点で、従来技術のものとは異なっている。なお、前記X方向とは、従来技術でも述べたように、最終偏向電磁石7によるビームの偏向軌跡を含む面と平行でかつ、ビームの進行方向に対して直角な方向をいう。また、前記Y方向とは、ビームの進行方向と前記X方向に対して直角な方向をいう。

10

【0016】

ここで、最終偏向電磁石7は、最終偏向電磁石7内で偏向電磁場を発生させることにより、荷電粒子ビーム2の軌道を円弧状に変えると共に、前記偏向電磁場の大きさを例えば一定の周期をもって増減させることにより、荷電粒子ビーム2をX方向にスキャンさせるものである。例えば現在点線Aの偏向軌跡に沿って偏向される1本のビームは、前記のように偏向電磁場の大きさを増減させることにより、図1に示すように、最大で点線Bの位置まで内側へとX方向にスキャンされると共に、最大で点線Cの位置まで外側へとX方向にスキャンされる。つまり、1本のビームは点線Bと点線Cとの間でX方向にスキャンされる。また、Y方向二極電磁石8は、荷電粒子ビーム2をX方向に対して直角のY方向成分を含んでスキャンさせるものである。

20

【0017】

次に、このように構成される荷電粒子線照射装置1の動作について説明する。まず、四極電磁石4, 5, 6を経由して最終偏向電磁石7内に入射してきた荷電粒子ビーム2は、最終偏向電磁石7内で生じる偏向電磁場を例えば一定の周期をもって増減させることにより、図1中に点線で示すように、最終偏向電磁石7内を円弧状に輸送されつつ、X方向成分を含んでスキャンされる。そして、X方向成分を含んでスキャンされた荷電粒子ビーム2はY方向二極電磁石8を通過するときX方向に対して直角のY方向成分を含んでスキャンされる。これにより荷電粒子ビーム2は、X方向の成分とY方向の成分を含んでスキャンされ、患者の患部である標的9に対してあらかじめ設定された所定のプログラムに従って一様にすきまなく照射される。

30

【0018】

従って、本実施の形態に係る荷電粒子線照射装置1は、従来技術によるX方向二極電磁石115の機能を最終偏向電磁石7が兼ねることにより、このX方向二極電磁石115を省略できるから、図2に示すように、荷電粒子線照射装置1全体の大きさを従来技術のものよりも寸法L( $L = L_1 - L_2 = \text{約} 1 \text{ m}$ )だけ短縮でき、荷電粒子線照射装置1の小型化を図ることができる。

40

【0019】

(第2の実施の形態)

次に、図3は本発明の第2の実施の形態を示している。図3は、本実施の形態に係る回転ガントリと従来技術による回転ガントリとを比較するための説明図である。

【0020】

図3に示すように、回転ガントリ50は、第1の偏向電磁石51と、第1の偏向電磁石51にビーム輸送管52を介して接続された第2の偏向電磁石53と、ビーム輸送管52の途中に設けられた四極電磁石54, 55, 56と、第2の偏向電磁石53にビーム輸送

50

管 57 を介して接続された第 3 の偏向電磁石（以下、最終偏向電磁石という）58 と、ビーム輸送管 57 の途中に設けられた四極電磁石 59, 60, 61 と、最終偏向電磁石 58 の下流側の端部に接続された Y 方向二極電磁石 62 とを備えている。

【0021】

なお、図 3 中に仮想線で示すように、従来技術による回転ガントリ 200 は、第 1 の偏向電磁石 201、ビーム輸送管 202、四極電磁石 203, 204, 205, 206、第 2 の偏向電磁石 208、ビーム輸送管 209、四極電磁石 210, 211, 212、第 3 の偏向電磁石 213、X 方向二極電磁石 214、および Y 方向二極電磁石 215 を備えている。

【0022】

このように構成される本実施の形態に係る回転ガントリ 50 によると、シンクロトロン等の加速器（図示せず）を通過して高エネルギーで加速された荷電粒子ビーム 63 は、図 3 中に点線で示すように、第 1 の偏向電磁石 51、四極電磁石 54, 55, 56、第 2 の偏向電磁石 53、および四極電磁石 59, 60, 61 等を順次経由して最終偏向電磁石 58 内に入射される。この最終偏向電磁石 58 内に入射された荷電粒子ビーム 63 は、最終偏向電磁石 58 内で生じる偏向電磁場を例えば一定の周期をもって増減するように制御することにより、最終偏向電磁石 58 内を円弧状に輸送されつつ、X 方向にスキャンされる。そして、X 方向にスキャンされた荷電粒子ビーム 63 は Y 方向二極電磁石 62 を通過する間に Y 方向の成分を含んでスキャンされる。これにより荷電粒子ビーム 63 は、X 方向の成分と Y 方向の成分を含んでスキャンされ、患者の患部である標的 64 に対して例えば円

10

20

【0023】

そして、回転ガントリ 50 は、最終偏向電磁石 58 と標的 64 との間を結ぶ回転軸 A-A を中心に駆動モータ（図示せず）等を用いて標的 64 の周囲を 360° 回転するようになっている。つまり、回転ガントリ 20 は、荷電粒子である重粒子が照射される照射口 65 が標的 64 の周囲を回転することにより標的 64 に対して 360 度任意の方向から照射を行えるようになっている。

【0024】

このように構成される本実施の形態でも、第 1 の実施の形態と同様に、従来技術による X 方向二極電磁石 214 の機能を最終偏向電磁石 58 が兼ねることにより、この X 方向二極電磁石 214 を省略できるから、X 方向二極電磁石 214 の分だけ回転ガントリ 50 の小型化を図ることができる。また、図 3 に示すように、回転ガントリ 50 を作動させるのに必要な空間が従来技術では、例えば  $18 \times 9 \times 9 \times$  ( $m^3$ ) 程度であったのに対し、本実施の形態では、例えば  $16 \times 8 \times 8 \times$  ( $m^3$ ) 程度に小さくでき、回転ガントリ 50 の設置空間を縮小することができる。

30

【0025】

また、このように回転ガントリ 50 を小型化できるため、ビーム輸送管 52 の全長を従来技術によるビーム輸送管 202 よりも短縮できる。ここで、一般に、四極電磁石 203, 204, 205, 206 は、ビーム輸送管 202 に等間隔に配置するものである。従って、ビーム輸送管 52 の全長を従来技術によるビーム輸送管 202 よりも短縮できることにより、従来技術では、ビーム輸送管 202 に 4 個必要であった四極電磁石 203, 204, 205, 206 を、本実施の形態では、ビーム輸送管 52 に必要な四極電磁石 54, 55, 56 を 3 個に減らすことができ、回転ガントリ 50 をより一層小型化でき、それに伴い回転モーメントも小さくなるので、回転ガントリ 50 の製作コストを低減することができる。

40

【0026】

なお、第 1 の実施の形態では、最終偏向電磁石 7 の下流側に 1 個の Y 方向二極電磁石 8 を配置する構成とした場合を例に挙げて説明したが、本発明はこれに限らず、例えば最終偏向電磁石 7 と Y 方向二極電磁石 8 との間に X 方向二極電磁石を配置する構成としてもよい。このことは第 2 の実施の形態についても同様である。

50

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る荷電粒子線照射装置の照射部分を示す図である。

【図2】本発明の第1の実施の形態に係る荷電粒子線照射装置と従来技術による荷電粒子線照射装置とを比較した説明図であり、(a)は第1の実施の形態に係る荷電粒子線照射装置を示す図であり、(b)は従来技術による荷電粒子線照射装置を示す図である。

【図3】本発明の第2の実施の形態に係る回転ガントリと従来技術による回転ガントリとを比較するための説明図である。

【図4】従来技術による荷電粒子線照射装置の照射部分を示す図である。

10

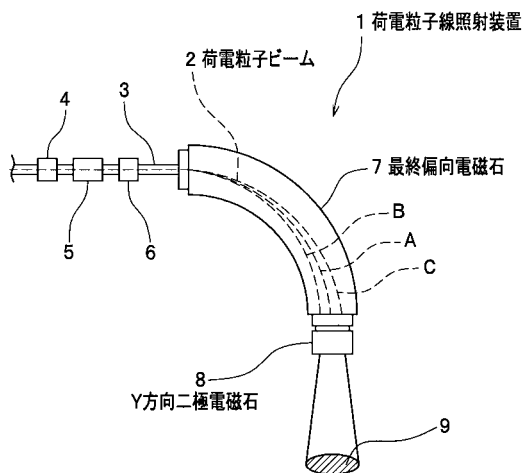
【図5】従来技術によるX方向の照射野形成電磁石とY方向の照射野形成電磁石を拡大して示す斜視図である。

【符号の説明】

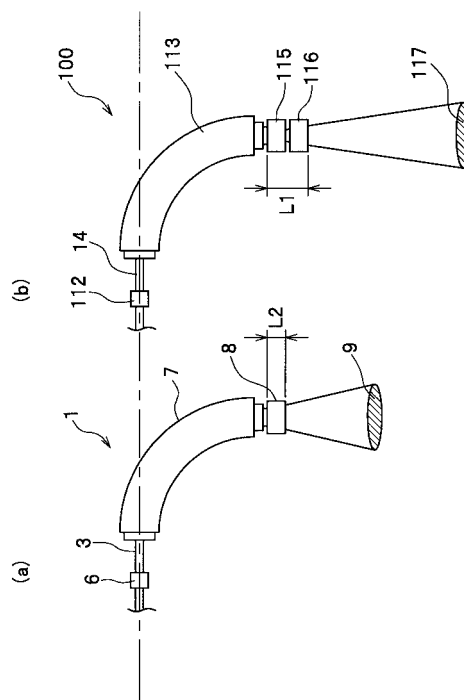
【0028】

- 1 荷電粒子線照射装置
- 2, 6 3 荷電粒子ビーム
- 7, 5 8 最終偏向電磁石
- 8, 6 2 Y方向二極電磁石(照射野形成電磁石)
- 5 0 回転ガントリ

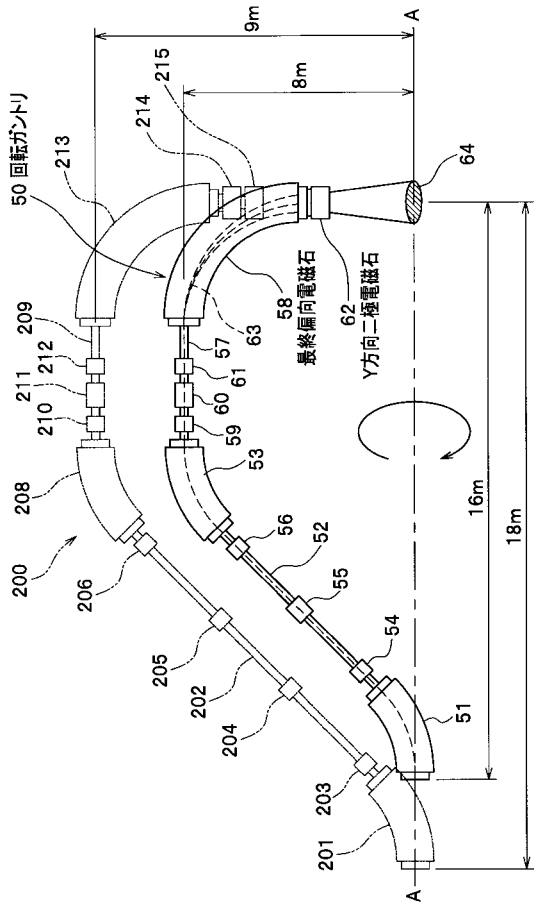
【図1】



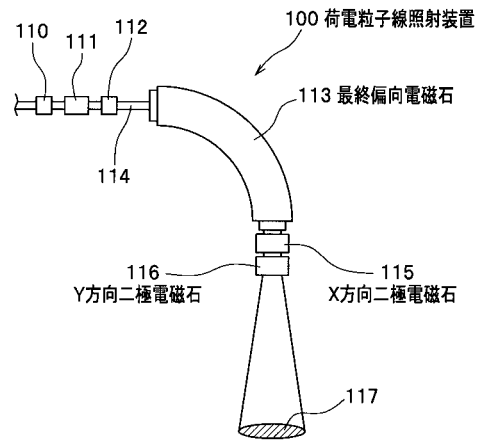
【図2】



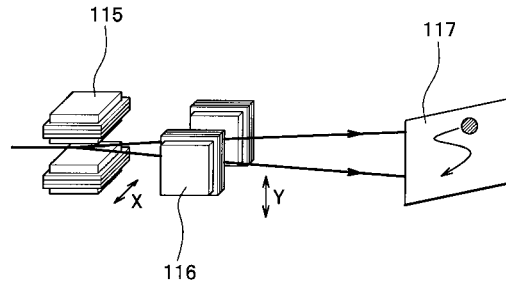
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

(51) Int. Cl.

F I

テーマコード(参考)

H 0 5 H 7/00