

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6491867号  
(P6491867)

(45) 発行日 平成31年3月27日(2019.3.27)

(24) 登録日 平成31年3月8日(2019.3.8)

(51) Int. Cl.		F I	
<b>H05H</b>	<b>13/04</b>	<b>(2006.01)</b>	H05H 13/04 S
<b>A61N</b>	<b>5/10</b>	<b>(2006.01)</b>	A61N 5/10 H
<b>H05H</b>	<b>7/08</b>	<b>(2006.01)</b>	H05H 13/04 N
<b>H05H</b>	<b>13/00</b>	<b>(2006.01)</b>	H05H 7/08
<b>G21K</b>	<b>5/04</b>	<b>(2006.01)</b>	H05H 13/00

請求項の数 7 (全 17 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2014-252168 (P2014-252168)	(73) 特許権者	301032942
(22) 出願日	平成26年12月12日(2014.12.12)		国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構
(65) 公開番号	特開2016-115477 (P2016-115477A)		千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
(43) 公開日	平成28年6月23日(2016.6.23)	(74) 代理人	110001807
審査請求日	平成29年9月27日(2017.9.27)		特許業務法人磯野国際特許商標事務所
		(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
		審査官	岡▲崎▼ 輝雄

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 粒子線照射装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

イオン源で発生させる荷電粒子を加速する入射用加速器と、  
前記入射用加速器から送られる荷電粒子ビームを所定のエネルギーに加速する環状の環状加速器と、

前記環状加速器から出射した荷電粒子ビームを、照射部により照射対象に照射する照射野を形成する照射野形成部とを備え、

前記環状加速器と前記入射用加速器と前記照射野形成部と照射部とは、同じ回転軸周りに一体に回転し、

前記環状加速器のビーム周回軌道は、前記回転軸に略垂直であり、

前記入射用加速器と、前記環状加速器と、前記照射野形成部と、前記照射部とは、前記回転軸周りに回転する回転構造に一体に固定され、

前記入射用加速器が回転する面と、前記環状加速器が回転する面とが異なる

ことを特徴とする粒子線照射装置。

【請求項2】

請求項1に記載の粒子線照射装置において、

前記回転軸は、照射対象の頭尾を結ぶ軸である

ことを特徴とする粒子線照射装置。

【請求項3】

請求項1または請求項2に記載の粒子線照射装置において、

10

20

前記回転軸は、前記環状加速器内の粒子線ビームの軌道内を貫く位置に配置されることを特徴とする粒子線照射装置。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のうちの何れか一項に記載の粒子線照射装置において、前記回転軸は、鉛直方向より水平方向に近い方向であることを特徴とする粒子線照射装置。

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 4 のうちの何れか一項に記載の粒子線照射装置において、前記回転軸は、略水平方向であることを特徴とする粒子線照射装置。

10

【請求項 6】

請求項 1 から請求項 5 のうちの何れか一項に記載の粒子線照射装置において、前記回転軸は、前記環状加速器を成す中心軸であることを特徴とする粒子線照射装置。

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 のうちの何れか一項に記載の粒子線照射装置において、前記照射野形成部と前記照射部とは、前記環状加速器の内方に配置されていることを特徴とする粒子線照射装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、医用工学、加速器科学、粒子線照射に用いられる粒子線照射装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、がん対策として、照射（治療）効果の高さや副作用の少なさなどの優れた特徴を有する炭素ビームや陽子ビームを用いる粒子線照射（治療）法が注目されている。

この方法は、加速器から出射された粒子線ビームをがん細胞に照射することでがん細胞の DNA (deoxyribonucleic acid: デオキシリボ核酸) に損傷を与え、正常細胞に与える影響を抑えつつ、がん細胞を死滅させることができる。

【0003】

30

図 1 2 は、従来の粒子線照射の設備を示す斜視図である。

特許文献 1 の粒子線照射の設備（粒子線照射システム S 1 0 0）は、荷電粒子を加速して荷電粒子線を出射する加速器 1 0 1、加速器 1 0 1 から出射される荷電粒子線を照射部 1 0 9 まで輸送するビーム輸送系 1 0 2 を備えている。

【0004】

従来の粒子線照射システム S 1 0 0 は、加速器 1 0 1 が水平面に配置されている。そして、荷電粒子線はビーム輸送系 1 0 2 によって水平方向または垂直方向からの照射が可能になっている。

粒子線照射システム S 1 0 0 では、照射の方向が水平または垂直のみに限られているため、腫瘍に照射する際に患者の体を斜めにするなど患者 J 1 の負担が大きい体位に固定する必要のある場合も多い。

40

【0005】

このため、特許文献 2 には、患者 J 1 に対し任意の方向から粒子線ビームを照射するには回転ガントリー（特許文献 2 の図 1 A 参照）が提案されている。

回転ガントリーは、ビーム輸送手段の先端部を回転することで照射方向を任意に選択できるようにになっている。最終的に、回転ガントリーの先端部に設置される照射野形成装置により必要な粒子線ビームが照射可能になる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

50

- 【特許文献1】特開平11-176599号公報  
 【特許文献2】特表2013-505757号公報  
 【特許文献3】特開平9-265000号公報  
 【特許文献4】特許第4639401号公報  
 【特許文献5】特許第5368103号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、上述の特許文献1、2のように、加速器101を水平面に配置し、また回転ガントリーにより任意方向からの照射を可能にするというように機能分離している。そのため、照射システム全体の大型化をもたらしている。これは、高コスト化の原因となっている。また、回転ガントリーを支持する回転支持構造において、従来は重量バランスが悪くなることを防ぐためにカウンターウェイトを用いており、重量増、コスト増に繋がるという問題がある。

10

【0008】

更に、加速器と回転ガントリーが異なる平面上に配置されることによりエミッタンスが非対称になり照射量が把握し難くなるため、特許文献3、4のようなビームの調整手段が必要となっている。そのため、高コスト化の一因となっている。

【0009】

加えて、図12に示すように、従来の粒子線照射システムS100は設置スペースが大きくなっており、粒子線照射システムS100を展開する上で、大きな障害となっている。

20

特に、炭素を用いる粒子線照射システムS100は、陽子線に比較し、2倍の大きさが必要で、小型化のニーズが高い。

【0010】

本発明は上記実状に鑑み創案されたものであり、小型で重量バランスに優れ、またエミッタンス非対称性を調整する必要がない高精度かつ低コストの粒子線照射装置の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

前記課題を解決するため、第1の本発明の粒子線照射装置は、イオン源で発生させる荷電粒子を加速する入射用加速器と、前記入射用加速器から送られる荷電粒子ビームを所定のエネルギーに加速する環状の環状加速器と、前記環状加速器から出射した荷電粒子ビームを、照射部により照射対象に照射する照射野を形成する照射野形成部とを備え、前記環状加速器と前記入射用加速器と前記照射野形成部と照射部とは、同じ回転軸周りに回転し、前記環状加速器のビーム周回軌道は、前記回転軸に略垂直であり、前記入射用加速器と、前記環状加速器と、前記照射野形成部と、前記照射部とは、前記回転軸周りに回転する回転構造に一体に固定され、前記入射用加速器が回転する面と、前記環状加速器が回転する面とが異なっている。

30

【0012】

第1の本発明の粒子線照射装置によれば、環状加速器と前記入射用加速器と前記照射野形成部と照射部とは、同じ回転軸周りに一体に回転するので小型化できる。そのため、設置スペースの狭小化を図れる。

40

また、粒子線ビームの搬送路が短く、低コスト化が可能である。さらに、粒子線ビームの位置出し、精度出しが容易になる。また、エミッタンスの調整が不要になる。

また、環状加速器のビーム周回軌道は、前記回転軸に略垂直であるので、環状加速器を回転軸に対して小型にして照射を行える。

また、回転構造に入射用加速器と前記環状加速器と前記照射野形成部と前記照射部とを一体に固定することで、回転軸周りに一体に回転できる。

【0013】

50

第2の本発明の粒子線照射装置は、第1の本発明の粒子線照射装置において、前記回転軸は、照射対象の頭尾を結ぶ軸である。

第2の本発明の粒子線照射装置によれば、回転軸は照射対象の頭尾を結ぶ軸であるので、照射対象に荷電粒子ビームを回転させて均等な照射が行える。

【0014】

第3の本発明の粒子線照射装置は、第1または第2の本発明の粒子線照射装置において、前記回転軸は、前記環状加速器内の粒子線ビームの軌道内を貫く位置に配置されている。

第3の本発明の粒子線照射装置によれば、前記回転軸は、前記環状加速器内の粒子線ビームの軌道内を貫く位置に配置されるので、粒子線照射装置が大きくなるのを抑えられる。

10

【0015】

第4の本発明の粒子線照射装置は、第1から第3の何れかの本発明の粒子線照射装置において、前記回転軸は、鉛直方向より水平方向に近い方向である。

第4の本発明の粒子線照射装置によれば、環状加速器を縦置きにでき、粒子線照射装置の設置スペースが縦長の場合に環状加速器を円滑に収容できる。

【0016】

第5の本発明の粒子線照射装置は、第1から第4の何れかの本発明の粒子線照射装置において、前記回転軸は、略水平方向である。

第5の本発明の粒子線照射装置によれば、回転軸が略水平方向であるので、照射対象が横たわったまま照射を受けることができる。

20

【0018】

第6の本発明の粒子線照射装置は、第1から第5の何れかの本発明の粒子線照射装置において、回転軸は、前記環状加速器を成す中心軸である。

第6の本発明の粒子線照射装置によれば、重量物である環状加速器を回転軸に対称に配置するため、重量バランスがよい。そのため、重量バランスをとるためのカウンターウェイトを削減できる。

【0019】

第7の本発明の粒子線照射装置は、第1から第6の何れかの本発明の粒子線照射装置において、照射野形成部と前記照射部とは、前記環状加速器の内方に配置されている。

30

第7の本発明の粒子線照射装置によれば、照射野形成部と前記照射部とは、前記環状加速器の内方に配置されるので、装置の小型化を図れる。また、偏向電磁石を削減でき、コスト削減を図れる。

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、小型で重量バランスに優れ、またエミッタンス非対称性を調整する必要がない高精度かつ低コストの粒子線照射装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】本発明の粒子線照射装置の一形態を示す正面図。

40

【図2】(a)は本発明の実施形態1に係る粒子線照射装置を患者の足もと側から見た斜視図、(b)は、実施形態1に係る粒子線照射装置を患者の頭部側から見た斜視図。

【図3】(a)は図2(a)のA方向矢視図、(b)は、(a)の左側面図、(c)は(a)の右側面図。

【図4】(a)は図3(a)の上面図のB方向矢視図、(b)は、図3(a)の下面図のD方向矢視図、(c)は、図3(c)のE方向矢視図。

【図5】粒子線照射装置が回転機構にセットされた状態を示す一方向から見た斜視図。

【図6】粒子線照射装置が回転機構にセットされた状態を示す図5の逆方向から見た斜視図。

【図7】本発明の実施形態2に係る粒子線照射装置を照射対象の患者の足もと側から見た

50

斜視図。

【図 8】(a) は本発明の実施形態 3 に係る粒子線照射装置を照射対象の患者の足もと側から見た斜視図、(b) は実施形態 3 に係る粒子線照射装置を照射対象の患者の頭部側から見た斜視図。

【図 9】本発明の変形例の粒子線照射装置を模式的に示す斜視図。

【図 10】環状加速器やサイクロトロンが回転する回転軸の位置を模式的に示す正面図。

【図 11】環状加速器の回転軸を傾けた場合の斜視図。

【図 12】従来の粒子線照射の設備を示す斜視図。

【発明を実施するための形態】

【0024】

以下、本発明の実施形態について、適宜図面を参照しながら詳細に説明する。

図 1 は、本発明の粒子線照射装置の一形態を示す正面図である。図 1 では、照射対象の患者を頭部側から水平方向に見たものである。

本発明の粒子線照射装置 S は、略鉛直方向に沿って設置する環状加速器 1、ビーム輸送手段 3、および照射野形成装置 4 を、回転機構 k を用いて同一の回転軸 C の周りに回転させる。

【0025】

換言すれば、粒子線照射装置 S は、環状加速器 1、入射用加速器 2 (図 2 (a)、(b) 参照)、ビーム輸送手段 3、および照射野形成装置 4 が同一の回転軸 C 周りに回転可能なように配置される。

粒子線照射装置 S では、図 1 に示すように、環状加速器 1 内での最重量物である偏向電磁石 6 が回転軸 C に対して対称的に配置されており、重量バランスに優れている。

【0026】

これにより、粒子線照射装置 S では、照射対象の患者 J に対して任意の方向からの照射を可能にしつつ、装置の小型化、高精度化を実現している。粒子線照射装置 S の小型化・低コスト化により、粒子線照射装置 S が普及する可能性が広がる。

【0027】

<<実施形態 1>>

図 2 (a) は、本発明の実施形態 1 に係る粒子線照射装置を患者の足もと側から見た斜視図であり、図 2 (b) は、実施形態 1 に係る粒子線照射装置を患者の頭部側から見た斜視図である。

実施形態 1 の粒子線照射装置 S は、入射用加速器 2 (2A、2B) と環状加速器 1 とビーム輸送手段 3 と照射野形成装置 4 を備えている。

【0028】

そして、照射野形成装置 4 の先端のビーム照射ポート 4p から、照射対象の患者 J に所定の線量の荷電粒子ビームが照射される。

粒子線照射装置 S は、図示しないコントローラにより制御される。

【0029】

<入射用加速器 2>

入射用加速器 2 は、荷電粒子を生成して所定のエネルギーに加速した荷電粒子を環状加速器 1 に供給する役割をもつ。

入射用加速器 2 は、イオン源 2A と線形加速器 2B とを備えている。イオン源 2A と線形加速器 2B と環状加速器 1 とは、高真空に保たれる入射ビーム路 2m で連結されている。

【0030】

イオン源 2A は、中性ガスに高速の電子を衝突させるなどしてイオンを生成し、線形加速器 2B にて環状加速器 1 で加速可能な状態に加速する。イオン化される原子、粒子としては、例えば、水素、ヘリウム、炭素、窒素、酸素、ネオン、シリコン、アルゴンなどがある。

【0031】

10

20

30

40

50

線形加速器 2 B は、イオン源 2 A から供給される荷電粒子を所定のエネルギーまで加速して、環状加速器 1 に供給する。線形加速器 2 B としては、例えば、高周波の 4 極電場によって荷電粒子の加速と集束を行う RF Q ライナックやドリフトチューブライナックが用いられる。線形加速器 2 B によって、荷電粒子は、例えば、核子あたり数 MeV 程度のエネルギーに加速される。

【 0 0 3 2 】

< 環状加速器 1 >

環状加速器 (シンクロトロン) 1 は、入射用加速器 2 の線形加速器 2 B から供給される荷電粒子を、環状加速器 1 から出射される出射ビームのエネルギーまで加速する。

線形加速器 2 B から供給される荷電粒子は、入射インフレクタ 2 C によって、入射用加速器 2 からの軌道が偏向され、周回軌道をもつ環状加速器 1 に入射される。

環状加速器 1 は、荷電粒子を出射ビームのエネルギーまで加速するための構成要素として、発散四極電磁石 5 と偏向電磁石 6 と収束電磁石 7 と不図示の高周波加速空洞とを備えている。

【 0 0 3 3 】

環状加速器 1 は、出射ビームを取り出すための構成要素として、出射用静電デフレクタ 8 a と出射用偏向電磁石 8 b とを備えている。なお、出射ビームとは、照射対象に照射するために、環状加速器 1 から取り出される荷電粒子ビームをいう。

【 0 0 3 4 】

出射用静電デフレクタ 8 a は、取り出される荷電粒子ビームを環状加速器 1 内を周回する荷電粒子ビームの外側方向にけり出すため、周回する荷電粒子ビームに電場を印加して取り出される荷電粒子ビームを分離するデフレクタ電極を有している。

環状加速器 1 は、発散電磁石 5 と偏向電磁石 6 と収束電磁石 7 が周回状に構成されている。

【 0 0 3 5 】

環状加速器 1 に入射した荷電粒子ビームは、発散電磁石 5 と収束電磁石 7 とによって発散と収束とを繰り返しつつ偏向電磁石 6 によって偏向されることで、環状加速器 1 内の周回軌道上を周回する。

【 0 0 3 6 】

高周波加速空洞は、内部に設けられる加速ギャップ (図示せず) の間に発生する電界によって、環状加速器 1 の周回軌道を周回する荷電粒子を加速するものである。高周波加速空洞において、加速ギャップの間を通る荷電粒子は、正のエネルギーゲインを得られる位相で高周波電界が印加されて加速され、周回毎にエネルギーが増加していく。また、出射ビームの出射終了後、加速ギャップの間で発生する電界の位相を逆にすることによって、荷電粒子を減速し放射線の発生を抑制する。

【 0 0 3 7 】

環状加速器 1 において、荷電粒子は、所定のエネルギー、例えば核子あたり数百 MeV のエネルギーまで加速される。

この際、偏向電磁石 6、発散電磁石 5 および収束電磁石 7 は、高周波加速空洞における加速または減速に同期して、加速または減速された荷電粒子のエネルギーに応じて、荷電粒子が環状加速器 1 の周回軌道に沿った軌道を描くように、磁場強度がコントローラにより制御される。

【 0 0 3 8 】

周回軌道上で所定のエネルギーに加速された荷電粒子ビームは、出射用静電デフレクタ 8 a と出射用偏向電磁石 8 b とによって、その軌道を変更されて、環状加速器 1 から出射され、出射ビームとしてビーム輸送手段 3 に取り出される。

ビーム輸送手段 3 は、照射野形成装置 4 に出射ビームである荷電粒子ビームを導く。照射野形成装置 4 において、取り出された出射ビームの荷電粒子ビームは、照射深度を調整しつつ一定なビーム径で照射野が形成される。そして、照射野形成装置 4 の先端のビーム照射ポート 4 p から、形成された照射野をもつ荷電粒子ビームが、照射対象の患者 J に照

10

20

30

40

50

射される。

なお、環状加速器 1 は環状であれば、ひし形、六角形、円形など形状は特に限定されない。

【0039】

<環状加速器 1 の制御>

コントローラは、入射用加速器 2 (イオン源 2 A、線形加速器 2 B)、入射インフレクタ 2 C と、環状加速器 1 を構成する発散電磁石 5、偏向電磁石 6、収束電磁石 7、高周波加速空洞、出射用静電デフレクタ 8 a、出射用偏向電磁石 8 b などを制御する。

【0040】

これにより、イオン源 2 A での荷電粒子の生成、線形加速器 2 B による前段加速、環状加速器 1 への入射、加速および荷電粒子ビームの環状加速器 1 からの出射、さらに、ビーム輸送手段 3、照射野形成装置 4 を通過しての取り出した荷電粒子ビーム(出射ビーム)の照射対象への照射の制御が遂行される。

10

【0041】

入射用加速器 2、環状加速器 1、ビーム輸送手段 3 などの随所には荷電粒子のモニタ(図示せず)が配置され、荷電粒子の軌道、電流量およびエネルギーが測定され、コントローラにその測定信号がフィードバックされることによって、制御が行われる。

【0042】

<粒子線照射装置 S の機器レイアウト>

図 3 (a) は、図 2 (a) の A 方向矢視図、図 3 (b) は、図 3 (a) の左側面図、図 3 (c) は、図 3 (a) の右側面図である。図 4 (a) は、図 3 (a) の上面図の B 方向矢視図、図 4 (b) は、図 3 (a) の下面図の D 方向矢視図、図 4 (c) は、図 3 (a) の E 方向矢視図である。

20

【0043】

粒子線照射装置 S では、機器レイアウト上、水平面(地表面)に対して垂直な鉛直面として、以下の第 1 の鉛直面と、第 2 の鉛直面と、第 3 の鉛直面の 3 つがある。

そして、それぞれ第 1、第 2、第 3 の垂直面(鉛直面)に、環状の環状加速器 1、入射用加速器 2 (イオン源 2 A、線形加速器 2 B)、照射野形成装置 4 がそれぞれ配置されている。粒子線照射装置 S は、これらの機器(1、2、4)が一体化されて、共通する同一の軸 C の周りに回転する。

30

【0044】

(i 1) 第 1 の垂直面(鉛直面) p 1

第 1 の垂直面(鉛直面) p 1 は、環状の環状加速器 1 のビーム周回軌道面となる面である。かつ、第 1 の垂直面(鉛直面) p 1 は、環状加速器 1 の周回軌道の中心(環状の中心)を通る軸、つまり水平面(地表面)と平行な方向の軸を回転軸 C として、この第 1 の垂直面(鉛直面) p 1 内で、その環状の環状加速器 1 が回転するように、環状加速器 1 を縦置き(鉛直方向)に配置する。すなわち、環状加速器 1 の荷電粒子ビームの周回軌道は、回転軸 C に垂直な平面(第 1 の垂直面(鉛直面)) p 1 内にある。

【0045】

(i 2) 第 2 の垂直面(鉛直面) p 2

第 2 の垂直面(鉛直面 p 2) は、回転軸 C に垂直な鉛直方向に、第 1 の垂直面(鉛直面) p 1 と間隔をおいて位置する面である。第 2 の垂直面(鉛直面) p 2 は、照射野形成装置 4 とその照射野形成装置 4 の先端のビーム照射ポート 4 p とを、回転軸 C に向けて垂直に設置する面であり、回転軸 C を回転中心として、第 2 の垂直面(鉛直面) p 2 内で、照射野形成装置 4 およびビーム照射ポート 4 p が回転するように、照射野形成装置 4 およびビーム照射ポート 4 p が配置される。

40

【0046】

(i 3) 第 3 の垂直面(鉛直面) p 3

第 3 の垂直面(鉛直面) p 3 は、回転軸 C に垂直な鉛直方向に、第 1 の垂直面(鉛直面) p 1 と間隔をおいて、第 2 の垂直面(鉛直面) p 2 とは反対側に位置する面である。

50

第3の垂直面（鉛直面）p3内には、入射用加速器2（イオン源2A、線形加速器2B等）が配置される。この構成により、上述の回転軸Cを回転中心として、第3の垂直面（鉛直面）内で、入射用加速器2（イオン源2A、線形加速器2B等）が回転する。

【0047】

そして、粒子線照射装置Sのそれぞれ機器は、3つの各垂直面（鉛直面）p1、p2、p3に以下のように設置される。

第1に、第1の垂直面（鉛直面）p1における環状加速器1と、第2の垂直面（鉛直面）p2における照射野形成装置4とは、ビーム輸送手段3の偏向電磁石3a、3bによって、第1の垂直面（鉛直面）p1内の環状加速器1のビーム周回軌道から荷電粒子ビームを取り出される。取り出された荷電粒子ビームは、第2の垂直面（鉛直面）p2に配置された照射野形成装置4に導くように、一体的な構造とされている。

10

【0048】

また、第2に、第1の垂直面（鉛直面）p1における環状加速器1と、第3の垂直面（鉛直面）p3における入射用加速器2（イオン源2A、線形加速器2B）とは、入射インフレクタ2C（偏向電磁石）（図2参照）によって、第3の垂直面（鉛直面）p3の入射用加速器2（イオン源2A、線形加速器2B等）から得られる荷電粒子ビームを、第1の垂直面（鉛直面）p1の環状加速器1に入射させるように、一体的な構造とされている。

以上説明したように、粒子線照射装置Sの機器全体を、同一の回転軸C周りに回転可能なように配置する機器レイアウトとしている。

【0049】

20

<環状加速器1の回転機構>

次に、粒子線照射装置Sの機器を回転軸C周りに回転させる機構について説明する。

図5は、粒子線照射装置Sが回転機構にセットされた状態を示す一方向から見た斜視図であり、図6は、粒子線照射装置Sが回転機構にセットされた状態を示す図5の逆方向から見た斜視図である。

粒子線照射装置Sの機器が回転軸C周りに回転するように、粒子線照射装置Sの機器を設置する円筒状の回転架台Tを、回転軸Cが中心軸となるようにセットする。

【0050】

具体的には、台座d1、d2の上に、ターニングローラーおよびこれを駆動するモータを有する回転手段r1、r2、r3、r4が設置される。

30

回転架台Tは、回転手段r1、r2、r3、r4に支持されるとともに回転駆動される。

回転架台Tの周囲には、粒子線照射装置Sの環状加速器1が固定されるとともに、環状加速器1に連結される入射用加速器2、出射系のビーム輸送手段3、照射野形成装置4等が共に、固定される。

【0051】

上記構成により、回転手段r1、r2、r3、r4により回転架台Tを回転駆動することにより、粒子線照射装置Sを回転軸C周りに回転させる。そして、粒子線照射装置Sの照射野形成装置4の先端のビーム照射ポート4pから、照射対象の患者Jの患部に射出ビームの荷電粒子ビームが回転軸C周りに回転しつつ照射される。

40

【0052】

なお、回転架台Tとして、円筒状の場合を例に挙げて説明したが、回転架台Tはトラス構造でもよく、環状加速器1に連結される入射用加速器2、出射系のビーム輸送手段3、照射野形成装置4等が共に一体となって回転できれば、その構造は任意に選択できる。

【0053】

上記構成によれば、下記の効果を奏する。

1. 粒子線照射装置Sの環状加速器1、ビーム輸送手段3、並びに照射野形成装置4を同一の軸周りに配置することにより、従来の粒子線照射装置に比べて、小型で重量バランスに優れる。粒子線照射装置Sでは、回転軸Cに対称に重量物があり（図1参照）、粒子線照射装置Sを回転させる際に重量バランスが極めてよい。

50

## 【 0 0 5 4 】

そのため、従来必要であった重量バランスを取るためのカウンターウェイトを削減できる。例えば、従来、カウンターウェイトを60トン設置する必要があったものが、40トンにでき、1/3程度削減できる。そのため、軽量化が図れる。

## 【 0 0 5 5 】

2. また、環状加速器1、ビーム輸送手段3、並びに照射野形成装置4を、照射対象の患者Jの頭尾を結ぶを回転軸Cとして、回転軸Cを中心に回転させる構成とすることで、照射対象の患者Jの体位を変えることなく、照射対象の患者Jの任意の部位への照射が容易にかつ円滑に行える。

## 【 0 0 5 6 】

3. 粒子線照射装置Sを回転軸C周りに回転させることで、従来の加速器から照射装置までのビーム輸送経路を短縮化することができるため、コスト低減に繋がる。従来のガントリーや10~20mのビーム輸送系102(図12参照)がいらなくなり、従来と比較して大幅な小型化が可能である。そのため、粒子線照射装置Sの占有スペースが小さくなり、設置スペースの狭小化が図れる。従って、敷地が少なく済む。

## 【 0 0 5 7 】

4. 上述したように、粒子線照射装置Sを回転軸C周りに回転させることで、従来の加速器から照射装置までの10~20mのビーム輸送系102を短縮化することができる。また、従来の回転ガントリーでは重量バランスを取るために必須であったカウンターウェイトが削減できることから、コスト低減に資することができる。

## 【 0 0 5 8 】

5. 粒子線照射装置Sの環状加速器1が回転軸Cを中心に対称に配置されるため、回転軸Cに対称に重量物(偏向電磁石6、発散・収束電磁石5、7)があり重量バランスが極めてよい。重量バランスが極めて良いため、回転支持構造を簡素化することができる。

## 【 0 0 5 9 】

6. 環状加速器1、ビーム輸送手段3、並びに照射野形成装置4を同一の回転軸C周りに配置することにより、エミッタンス非対称性を調整する必要がない粒子線照射システム(装置)が実現できる。

## 【 0 0 6 0 】

従来、図12に示すように、加速器101が水平面に配置され、加速器101からビーム輸送系102に出射ビームが出射され、回転ガントリー(特許文献2の図1A参照)で回転させて照射対象の患者Jに荷電粒子ビームを照射していた。そのため、加速器101に連結されるビーム輸送系102の出射ビームの座標と、回転する回転ガントリーから照射される出射ビームの座標とが異なっている。そこで、回転ガントリーからの出射ビームの照射量を精確に取得するため、エミッタンス非対称性を調整してエミッタンスを対称性をもたせるエミッタンス調整装置を1つないし2つ設置する必要があった。加えて、エミッタンスを調整する人の工数が多く、人件費が高くなっている。

## 【 0 0 6 1 】

本粒子線照射装置Sでは、環状加速器1、ビーム輸送手段3、並びに照射野形成装置4を同一の軸周りに配置することで回転ガントリーを必要としないため、回転継ぎ手がない。従って、出射ビームの座標が環状加速器1に静的に固定されるビーム輸送手段3の座標で出射でき、エミッタンスの非対称性を調整する必要がない。そのため、エミッタンス調整装置が必要ない。加えて、エミッタンス調整装置のコスト、エミッタンス調整装置による精度出しメンテナンスのコスト、ランニングコストが解消する。このように、エミッタンスのメンテナンスプログラムがいらなくなる。

従って、大きなコスト削減効果が見込める。

## 【 0 0 6 2 】

7. 照射ビームの精度は1mm程度まで出す必要があるが、本粒子線照射装置Sにおける荷電粒子ビームの経路は短い。また、環状加速器1、ビーム輸送手段3、並びに照射野形成装置4を回転軸Cを中心に回転するので、重量バランスがよく、カウンターウェイトが

10

20

30

40

50

少なく済む。加えて、従来、照射ビームの精度の精度出しのためにビーム輸送路は重くなっていたが、本粒子線照射装置 S では、ビーム輸送路が短いので、軽量でありながら照射ビームの所望の精度出しが可能である。

【 0 0 6 3 】

8 . また、環状加速器 1 から出射ポートのビーム照射ポート 4 p までの長さが従来（図 1 2 参照）に比べて短いので（図 2（a）、（b）参照）、出射ビームの精度が出し易い。

【 0 0 6 4 】

9 . 回転軸 C を環状加速器 1 の中心軸とすれば、粒子線照射装置 S の設計、製作が容易である。

【 0 0 6 5 】

1 0 . 従って、従来の水平面に加速器を設置する粒子線照射システム（図 1 2 参照）に比べて、小型かつ高精度の粒子線照射装置 S を提供できる。また、照射対象の患者 J への任意方向からの照射も可能である。

【 0 0 6 6 】

1 1 . 以上より、小型で重量バランスに優れ任意方向からの照射が可能であり、またエミッタンス非対称性を調整する必要がない高精度かつ低コストの粒子線照射装置 S を実現できる。

【 0 0 6 7 】

1 2 . 本発明により粒子線照射装置 S の小型化・低コスト化が可能となるので、例えば、陽子線の約 2 倍の大きさの炭素線の粒子線照射装置 S が広く普及する可能性が大となる。

【 0 0 6 8 】

なお、実施形態 1 では、第 1 の垂直面（鉛直面）p 1、第 2 の垂直面（鉛直面 p 2）、第 3 の垂直面（鉛直面）p 3 を定義する場合を説明したが、環状加速器 1、ビーム輸送手段 3、並びに照射野形成装置 4 を同一の回転軸 C 周りに回転すれば、第 1 の垂直面（鉛直面）p 1、第 2 の垂直面（鉛直面 p 2）、第 3 の垂直面（鉛直面）p 3 は特に用いなくともよい。

【 0 0 6 9 】

< < 実施形態 2 > >

図 7 は、本発明の実施形態 2 に係る粒子線照射装置を照射対象の患者の足もと側から見た斜視図である。

実施形態 2 に係る粒子線照射装置 2 S は、実施形態 1 の環状加速器 1、ビーム輸送手段 3、および照射野形成装 4 等を回転軸 C に対して一体的に回転させる構成を、サイクロトロン 2 1 に適用したものである。

これ以外の構成は、実施形態 1 と同様であるから、同様な構成には同一の符号を付して示し、詳細な説明を省略する。

【 0 0 7 0 】

サイクロトロン 2 1 は、荷電粒子ビームがらせん状に加速される装置である。

粒子線照射装置 2 S は、サイクロトロン 2 1、ビーム輸送手段 3、および照射野形成装置 4 などが一体に構成され、回転軸 C 周りに一体となって回転する。

【 0 0 7 1 】

( i 1 ) 第 1 の垂直面（鉛直面）p 2 1

第 1 の垂直面（鉛直面）p 2 1 は、円筒状のサイクロトロン 2 1 の荷電粒子ビームがらせん状に加速される中心線に対して垂直な面である。かつ、第 1 の垂直面（鉛直面）p 2 1 は、円筒状のサイクロトロン 2 1 のらせん状の周回軌道の中心を通る軸、つまり水平面（地表面）と平行な方向の軸を回転軸 2 C として、第 1 の垂直面（鉛直面）p 2 1 に沿って、サイクロトロン 2 1 が回転するように、サイクロトロン 2 1 を縦置き（に鉛直方向に沿って）配置する。

【 0 0 7 2 】

すなわち、サイクロトロン 2 1 の荷電粒子ビームのらせん状の周回軌道は、回転軸 2 C に垂直な平面（第 1 の垂直面（鉛直面））p 2 1 に、垂直な水平方向にらせんを描いて移

10

20

30

40

50

動する軌跡をもつ。

【 0 0 7 3 】

( i 2 ) 第 2 の垂直面 (鉛直面) p 2 2

第 2 の垂直面 (鉛直面 p 2 2) は、回転軸 2 C に、第 1 の垂直面 (鉛直面) p 2 1 と間隔をおいて位置する垂直な鉛直方向の面である。第 2 の垂直面 (鉛直面) p 2 2 は、照射野形成装置 4 とその先端のビーム照射ポート 4 p とを、回転軸 2 C に垂直に向けて設置する面であり、回転軸 2 C を回転中心として、第 2 の垂直面 (鉛直面) p 2 2 内で、その照射野形成装置 4 およびその先端のビーム照射ポート 4 p が回転するように、照射野形成装置 4 を配置する。

【 0 0 7 4 】

そして、粒子線照射装置 2 S のそれぞれ機器は、2 つの各垂直面 (鉛直面) p 2 1、p 2 2 に以下のように設置される。

第 1 の垂直面 (鉛直面) p 2 1 に沿って配置されるサイクロトロン 2 1 と、第 2 の垂直面 (鉛直面) p 2 2 における照射野形成装置 4 とは、ビーム輸送手段 3 の偏向電磁石 3 a、3 b によって、サイクロトロン 2 1 のらせん状のビーム周回軌道から荷電粒子ビームが取り出される。取り出された荷電粒子ビームは、第 2 の垂直面 (鉛直面) p 2 2 に配置された照射野形成装置 4 およびその先端のビーム照射ポート 4 p に導くように、一体的な構造とされている。

【 0 0 7 5 】

上記構成によれば、実施形態 1 の粒子線照射装置 S を、サイクロトロン 2 1 に適用した粒子線照射装置 2 S の場合にも、照射野形成装置 4 およびその先端のビーム照射ポート 4 p がサイクロトロン 2 1 と一体に、回転軸 2 C 周りに回転するので、実施形態 1 と同様な作用効果を奏する。

ここで、回転軸 2 C を照射対象の患者 J の頭尾を結ぶ軸とすれば、照射対象の患者 J に何れの方法からの照射も対称に行えるので、調整することなく簡易かつ容易に照射が行える。

【 0 0 7 6 】

なお、実施形態 2 では、第 1 の垂直面 (鉛直面) p 2 1、第 2 の垂直面 (鉛直面) p 2 2 を定義する場合を例に挙げて説明したが、照射野形成装置 4 およびその先端のビーム照射ポート 4 p がサイクロトロン 2 1 と一体に、回転軸 2 C 周りに回転すれば、第 1 の垂直面 (鉛直面) p 2 1、第 2 の垂直面 (鉛直面) p 2 2 は特に定義しなくてもよい。

【 0 0 7 7 】

<< 実施形態 3 >>

図 8 ( a ) は、本発明の実施形態 3 に係る粒子線照射装置を照射対象の患者の足もと側から見た斜視図であり、図 8 ( b ) は、実施形態 3 に係る粒子線照射装置を照射対象の患者の頭部側から見た斜視図である。

実施形態 3 に係る粒子線照射装置 3 S は、照射野形成装置 3 4 およびその先端のビーム照射ポート 3 4 p を環状加速器 3 1 の周回軌道が成す面内に配置したものである。

これ以外の構成は、実施形態 1 と同様であるから、同様な構成には同一の符号を付して示し、詳細な説明を省略する。

【 0 0 7 8 】

粒子線照射装置 3 S は、実施形態 1 における環状加速器 3 1 の荷電粒子ビームが周回する軌道が配置される第 1 の垂直面 (鉛直面) p 1 と、照射野形成装置 3 4 およびその先端のビーム照射ポート 3 4 p が配置される第 2 の垂直面 (鉛直面) p 2 とを、同一の共通した垂直面 (鉛直面) p 3 1 とする構成である。

【 0 0 7 9 】

したがって、ビーム輸送手段 3 3 の偏向電磁石 3 3 a によって、同じ垂直面 (鉛直面) p 3 1 内のビーム周回軌道から、内側 (内方側) に荷電粒子ビームを取り出す。そして、取り出した荷電粒子ビームを、同じ垂直面 (鉛直面) p 3 1 に配置される照射野形成装置 3 4 に導くように、一体的な構造として一体化設計する機器レイアウトとしている。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 0 】

この点で、シンクロトロンである環状加速器 3 1 のビーム周回軌道の内側（内方）に荷電粒子ビームを出射して同じ垂直面（鉛直面）p 3 1 に設置した照射野形成装置 3 4 に導くように構成を工夫した実施形態 1 の変形形態といえる。

## 【 0 0 8 1 】

上記構成によれば、照射野形成装置 3 4 を環状加速器 3 1 の内側に配置したので粒子線照射装置 3 S を小型化できる。そのため、粒子線照射装置 3 S の設置スペースや床面積が少なく済む。

また、ビーム輸送手段 3 3 の偏向電磁石が、実施形態 1、2 に比べて一つ減って、偏向電磁石 3 3 a 一つで済むので、コスト低減を図れる。

実施形態 1 の作用効果は同様に奏する。

## 【 0 0 8 2 】

< < 変形例 > >

図 9 は、本発明の変形例の粒子線照射装置を模式的に示す斜視図である。

図 5、図 6 に示す実施形態 1 の粒子線照射装置 S では、回転架台 T の周りに環状加速器 1 を、回転軸 C がその中心軸であって回転軸 C に垂直な面に配置する例を説明した。

変形例の粒子線照射装置 4 S は、回転架台 T の周りに環状加速器 4 1 を、回転軸 C に対して傾斜する姿勢で設置したものである。

これ以外の構成は、実施形態 1 と同様であるから、同様な構成には同一の符号を付して示し、詳細な説明を省略する。

## 【 0 0 8 3 】

変形例では、実施形態 1 と同様、台座 d 1、d 2 の上に、ターニングローラーおよびこれを駆動するモータを有する回転手段 r 1、r 2、r 3、r 4 が設置され、円筒状の回転架台 T が回転手段 r 1、r 2、r 3、r 4 に支持されて回動される。

粒子線照射装置 4 S の環状加速器 4 1 は、円筒状の回転架台 T の回転軸 C に対して傾斜して固定される。また、実施形態と同様な図示しない入射用加速器 2（イオン源 2 A、線形加速器 2 B）、ビーム輸送手段 3、照射野形成装置 4 などは環状加速器 4 1 に一体に、回転架台 T に固定される。

## 【 0 0 8 4 】

照射対象の患者 J は、その頭尾を結ぶ軸が回転軸 C となるように横たえられる。

そして、回転架台 T が回転手段 r 1、r 2、r 3、r 4 により回動されることで、照射対象の患者 J に任意の方向から粒子線ビームが照射される。

なお、環状加速器 4 1 は、回転軸 C に対して任意の角度傾斜して取り付けることが可能である。

## 【 0 0 8 5 】

変形例の粒子線照射装置 4 S においても、回転軸 C 周りに、環状加速器 4 1 に入射用加速器 2（イオン源 2 A、線形加速器 2 B）、ビーム輸送手段 3、照射野形成装置 4 などが一体となって回動して、照射対象の患者 J に粒子線ビームが照射されるので、実施形態 1 と同様な作用効果を奏する。

また、変形例では、環状加速器 4 1 を回転軸 C に対して傾斜して設置するので、粒子線照射装置 4 S を設置するスペースが既存の建物で、設置空間に制約がある場合、環状加速器 4 1 を任意の角度傾斜して設置できるので、環状加速器 4 1 を設置し易い。そのため、粒子線照射装置 4 S を設置するための自由度が高い。

## 【 0 0 8 6 】

なお、照射対象の患者 J に粒子線ビームを運ぶビームライン b i 1（図 9 に実線で示す）を環状加速器 4 1 の外側に導く場合には、回転手段 r 1、r 2 と、回転手段 r 3、r 4 との間に粒子線照射装置 4 S の全ての機器を配置する必要がある。しかしながら、照射対象の患者 J に粒子線ビームを運ぶビームライン b i 2（図 9 に破線で示す）を環状加速器 4 1 の内方に導けば、粒子線照射装置 4 S の全ての機器を必ずしも、回転手段 r 1、r 2 と、回転手段 r 3、r 4 との間に配置しなくともよい。

10

20

30

40

50

## 【0087】

<<その他の実施形態>>

1. 粒子線照射装置S(21S、31S、41S)の環状加速器1、31、41やサイクロトロン21が回動する回転軸C、2Cは、図10に示すように、環状加速器1、31、41やサイクロトロン21の粒子線ビームが周回する軌道T内(図10中、ハッチングで示す)ならば、何れの位置に配置してもよい。なお、図10は、環状加速器やサイクロトロンが回動する回転軸の位置を模式的に示す正面図である。

## 【0088】

2. 環状加速器1、31、41やサイクロトロン21が回動する回転軸C、2Cは、図11の回転軸4Cに示すように、何れの角度を有して何れの方向に向いていてもよい(図11参照)。図11は、環状加速器の回転軸を傾けた場合の斜視図である。

10

例えば、回転軸Cを鉛直方向より水平方向に近い方向にすることで、環状加速器1、31、41やサイクロトロン21の荷電粒子ビームの周回軌道を回転軸Cに垂直な面内にすることで、縦長のスペースに、環状加速器1、31、41やサイクロトロン21を縦置きして配置できる(図2、図5、図7、図8参照)。

## 【0089】

また、例えば、回転軸Cを水平方向に対して45度の角度傾斜させて(図11の角度=45度)、環状加速器1、31、41やサイクロトロン21を水平方向に対して135度の角度傾斜させることで、粒子線照射装置S(21S、31S、41S)の設置空間の対角線方向のスペースを有効に活用して、環状加速器1、31、41やサイクロトロン21を配置できる。

20

## 【0090】

3. 環状加速器1、31、41やサイクロトロン21の回転軸C、2C、4Cと、照射対象の患者Jの頭尾を結ぶ軸は必ずしも一致させなくともよいが、照射の容易性、簡易性の点から回転軸C、2C、4Cと照射対象の患者Jの頭尾を結ぶ軸とを一致させることが最も望ましい。

## 【0091】

4. 回転軸Cを略水平方向に配置するとともに、環状加速器1、31、41やサイクロトロン21のビーム周回軌道は、前記回転軸C、2Cに略垂直とすれば、粒子線照射装置の設計、製作が容易である。

30

## 【0092】

5. 前記実施形態1~3、変形例では、様々な構成を説明したが、各構成を適宜選択して組み合わせて構成してもよい。

## 【0093】

6. 前記実施形態1~3、変形例は、本発明の構成の一例を挙げて説明したものであり、特許請求の範囲の記載の構成内で様々な具体的形態を採用することができる。

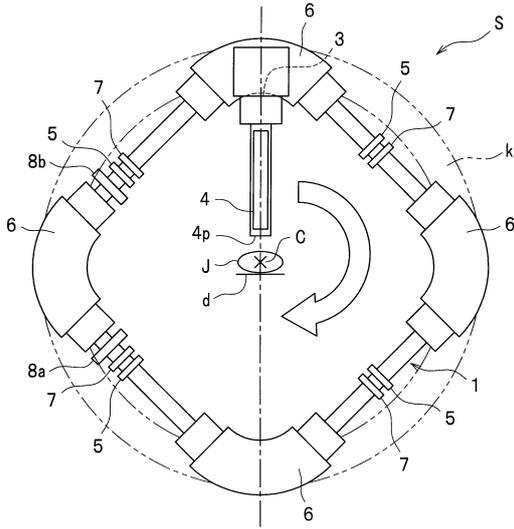
## 【符号の説明】

## 【0094】

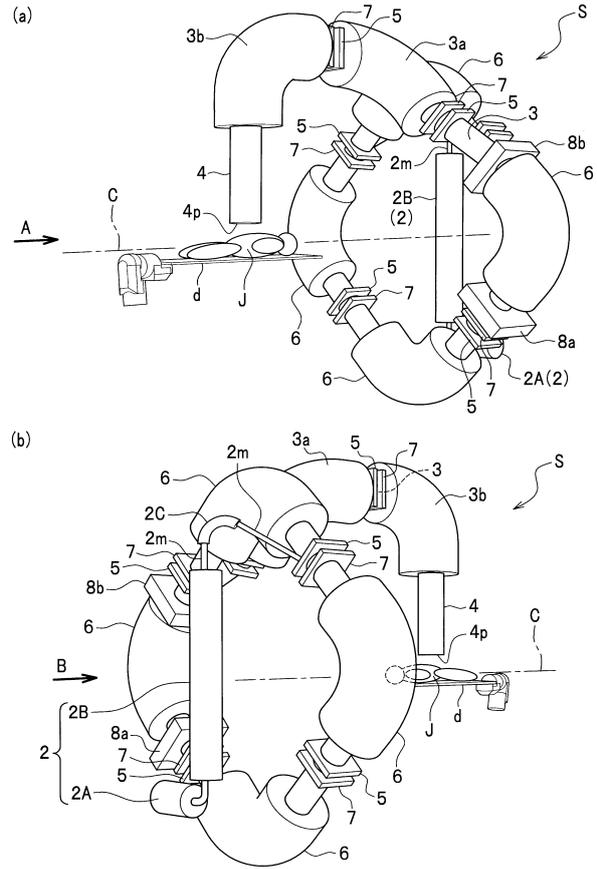
- 1、31、41 環状加速器(シンクロトロン)
- 2 入射用加速器
- 2A イオン源
- 4、24、34、44 照射野形成部
- 4p、24p、34p、44p 照射部
- 21 サイクロトロン
- C、2C 回転軸
- J 患者(照射対象)
- k 粒子線ビームの軌道
- S、2S、3S、4S 粒子線照射装置
- T 回転架台(回転構造)

40

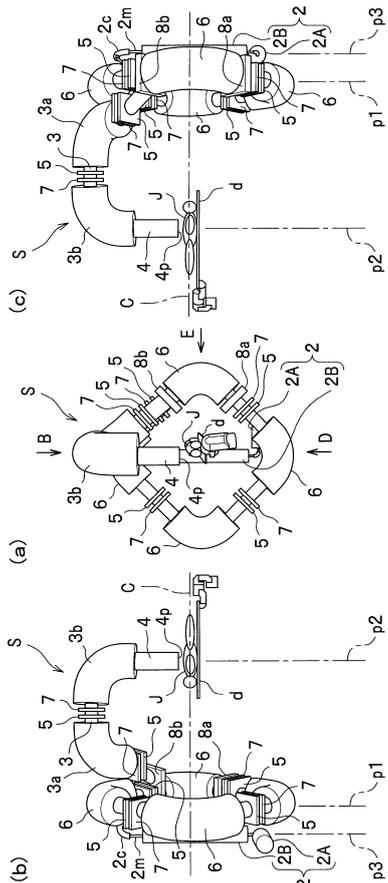
【図1】



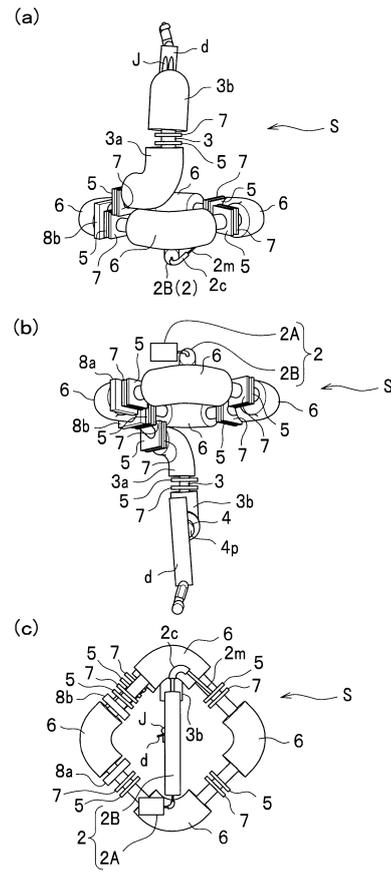
【図2】



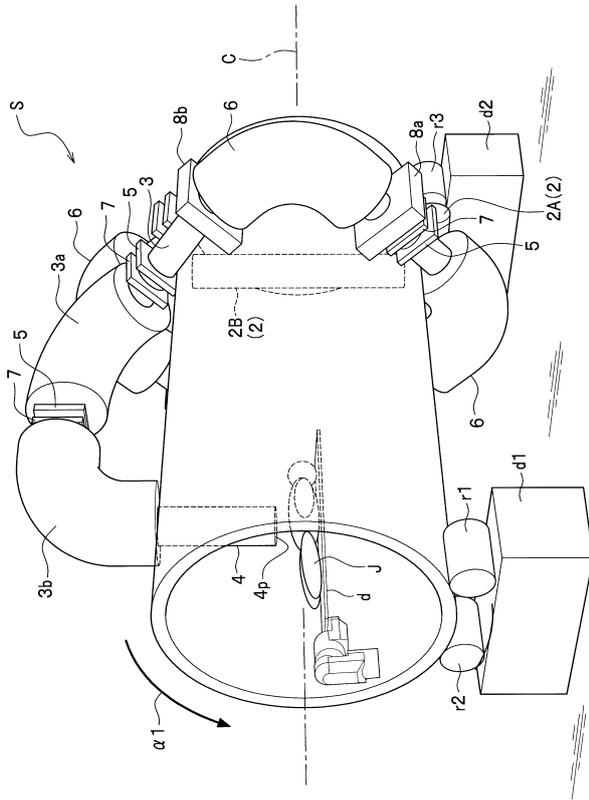
【図3】



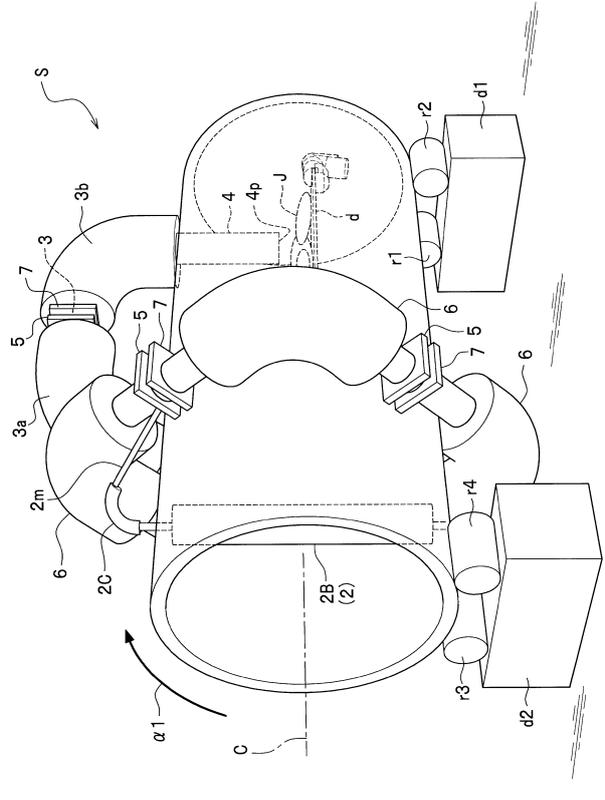
【図4】



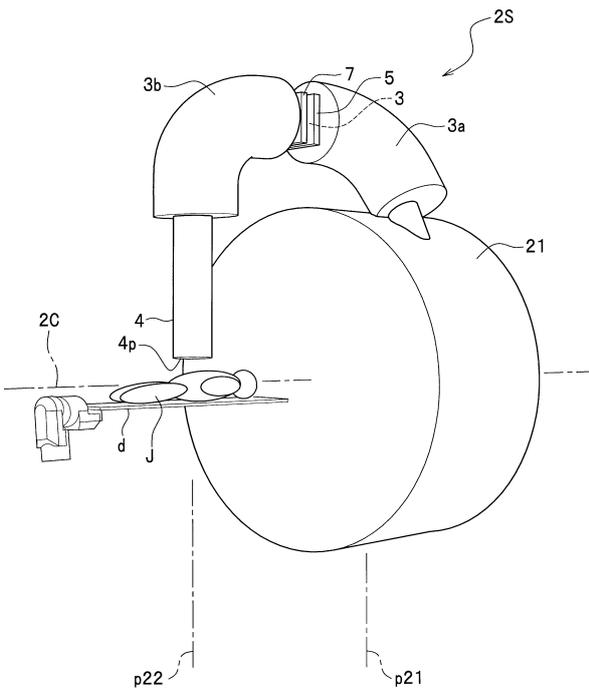
【 図 5 】



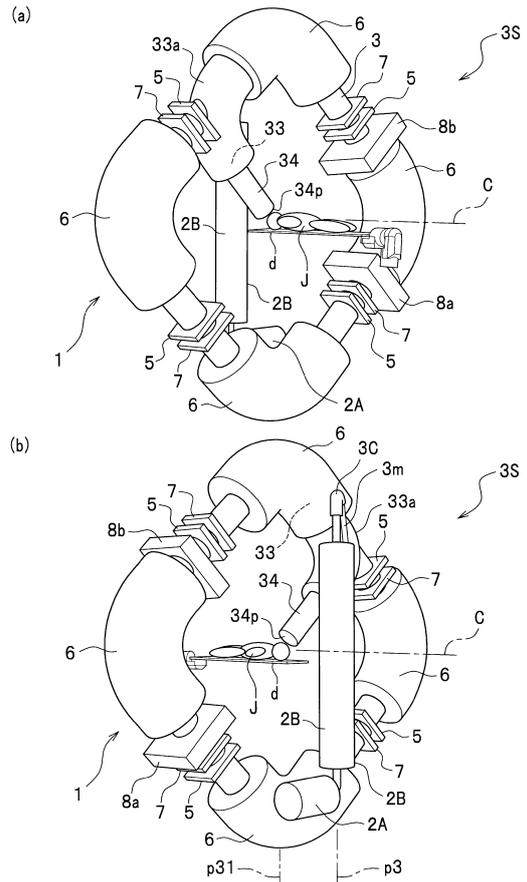
【 図 6 】



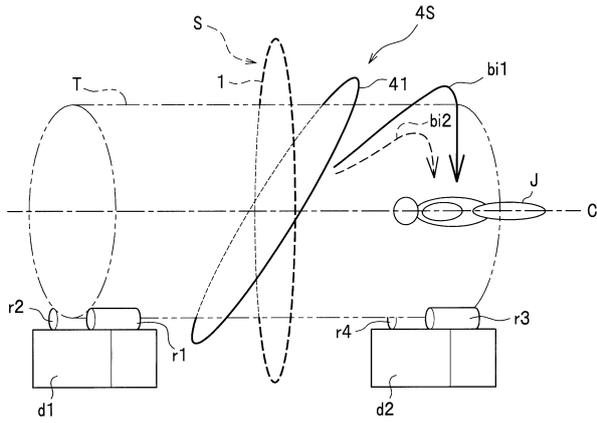
【 図 7 】



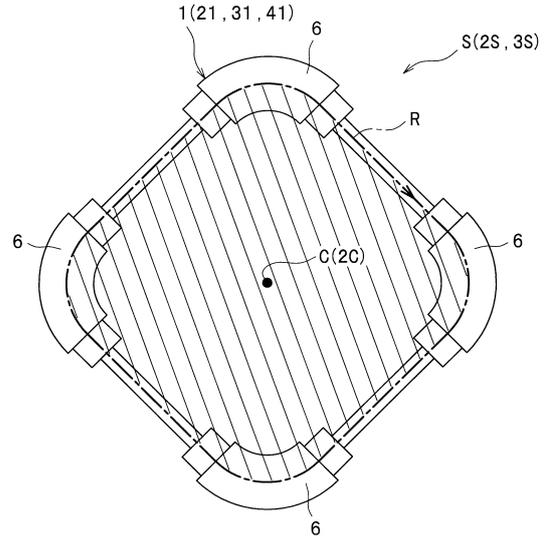
【 図 8 】



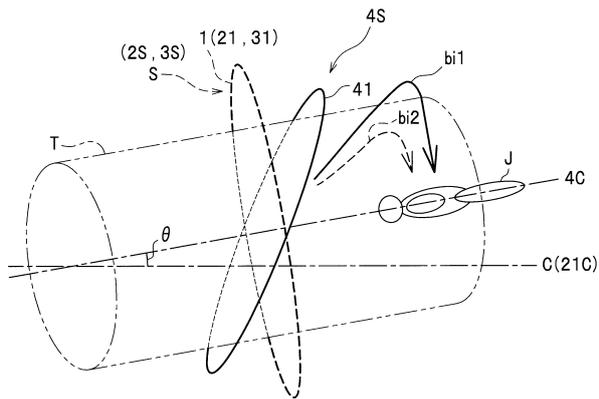
【 図 9 】



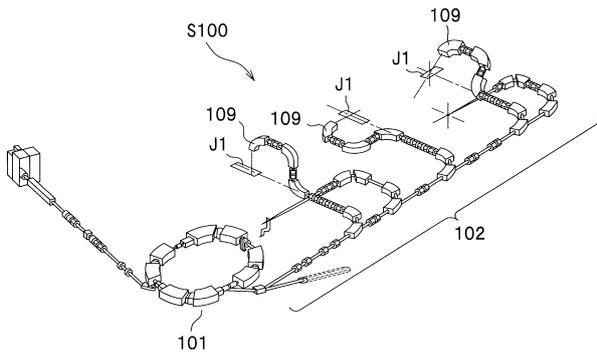
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



## フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
G 2 1 K 5/04 A

(56)参考文献 特開平05 - 188200 (JP, A)  
特開平09 - 192244 (JP, A)  
特開平10 - 326699 (JP, A)  
特開平08 - 148297 (JP, A)  
特開2012 - 187269 (JP, A)  
特開2001 - 346893 (JP, A)  
米国特許出願公開第2009 / 0321665 (US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H 0 5 H 1 3 / 0 4  
A 6 1 N 5 / 1 0  
G 2 1 K 5 / 0 4  
H 0 5 H 7 / 0 8  
H 0 5 H 1 3 / 0 0