

(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2016-154800

(P2016-154800A)

(43) 公開日 平成28年9月1日(2016.9.1)

(51) Int.Cl.
A61N 5/10 (2006.01)

F I
A61N 5/10

テーマコード(参考)
4C082

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2015-36608 (P2015-36608)
(22) 出願日 平成27年2月26日 (2015.2.26)

(71) 出願人 301032942
国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
(74) 代理人 100135781
弁理士 西原 広徳
(72) 発明者 水島 康太
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 白井 敏之
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) 4C082 AA01 AC05 AE01 AG07 AG12

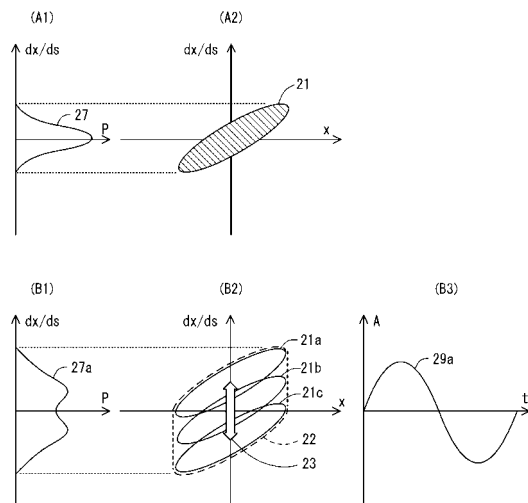
(54) 【発明の名称】 粒子線治療装置および粒子線調整方法

(57) 【要約】

【課題】照射する荷電粒子ビームのサイズを簡易に調整できる粒子線治療装置および粒子線調整方法を提供する。

【解決手段】加速器 1 から取り出した荷電粒子ビーム 21 をビーム輸送ライン 2, 2 A で輸送照射野形成用電磁石 6 を用いてスキャニング方式により照射する粒子線治療装置 10, 10 A に、前記ビーム輸送ライン 2, 2 A における任意の位置に設けられて輸送されている荷電粒子ビーム 21 の角度を変動させる電磁場を発生する高周波電磁場発生装置 5 と、高周波電磁場発生装置 5 に対して高周波を印加する高周波印加部 15 とを備えた。

【選択図】 図 3



21, 21a, 21b, 21c...荷電粒子ビーム
22...重畳ビーム

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

加速器から取り出した荷電粒子ビームをビーム輸送ラインで輸送し照射野形成用電磁石を用いてスキャニング方式により照射する粒子線治療装置であって、前記ビーム輸送ラインの任意の位置に設けられて荷電粒子ビームの角度を変動させる電磁場を発生する高周波電磁場発生装置と、前記高周波電磁場発生装置に対して高周波を印加する高周波印加部とを備えた粒子線治療装置。

【請求項 2】

前記高周波印加部によって前記高周波電磁場発生装置に印加する高周波は、前記照射野形成用電磁石によるスポット走査周期よりも短い周期である請求項 1 記載の粒子線治療装置。

10

【請求項 3】

前記高周波電磁場発生装置は、前記荷電粒子ビームに対して位相空間における角度を変動させる電磁場を前記高周波に応じて発生させる構成である請求項 1 または 2 記載の粒子線治療装置。

【請求項 4】

前記高周波電磁場発生装置は、位相空間上での荷電粒子ビームの重心を変動の中心として荷電粒子ビームの角度を変動させて実効的なエミッタンスを広げる構成である請求項 1、2 または 3 記載の粒子線治療装置。

20

【請求項 5】

加速器から取り出した荷電粒子ビームをビーム輸送ラインで輸送し照射野形成用電磁石を用いてスキャニング方式により照射する粒子線治療装置に用いる粒子線調整方法であって、前記ビーム輸送ラインの任意の位置に設けられて荷電粒子ビームの角度を変動させる電磁場を高周波電磁場発生装置に発生させるべく、前記高周波電磁場発生装置に対して高周波印加部により印加する高周波を付与する粒子線調整方法。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、陽子線や重イオン線を照射してがん等の治療を行う粒子線治療装置およびこれに用いる粒子線調整方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、高エネルギーの荷電粒子ビームを生成する粒子加速器は、科学、産業、及び医療等の様々な分野で利用されている。粒子線治療を行う粒子線治療装置において、加速器から取り出された荷電粒子ビームは、真空ダクト、偏向電磁石、及び四極電磁石等で構成されたビーム輸送ラインを通り、標的に照射される。

40

【0003】

粒子線治療においては、ペンシルビームと呼ばれる細い荷電粒子ビームを用いるスキャニング方式と、ビームを拡大しコリメータで整形して照射するブロードビーム方式が存在している。

【0004】

ここで、スキャニング方式による粒子線治療装置は、照射するビームのエネルギーや位置、サイズ（ビーム径）を制御することで、体表面付近の正常組織への線量を極力抑えながら、体内深くにある腫瘍に大きな線量を与えることが可能である（特許文献 1 参照）。

【0005】

50

また、スキャニング方式による粒子線治療装置は、通常、ビーム輸送ラインにある四極電磁石の励磁電流量を変更することで、照射ビームのサイズを調整する（特許文献 2、3 参照）。他にも、スキャニング方式による粒子線治療装置は、ビーム輸送ラインの途中に散乱体を入れてビームサイズを広げることにも可能である（特許文献 1）。

【0006】

回転照射装置（回転ガントリ）を使用する場合、ガントリ回転角度に依存してビームサイズが変わらないようにすることが必要となる。このため、スキャニング方式による粒子線治療装置は、回転角度ごとに四極電磁石の励磁電流量を調整する必要がある。

【0007】

ガントリ回転角度依存性をなくす他の方法として、ビーム輸送ラインの回転部入口で、ビームのエミッタンス等のパラメータを水平方向及び垂直方向で揃え、ビームを回転対称にする手段も考えられる。この場合、エミッタンスは水平、垂直方向に独立な保存量であるため、スキャニング方式による粒子線治療装置は、コリメータや散乱体（特許文献 4 参照）、スキュー四極電磁石またはソレノイド電磁石（特許文献 5 参照）などを使用する。

【0008】

ここで、四極電磁石は通過するビームに対して水平、垂直方向の各方向に収束と発散、ないしは、発散と収束の効果を与えるため、励磁電流量を変更すると、水平方向及び垂直方向の両方向のビームサイズに影響が出る。このため、水平方向と垂直方向のビームサイズを独立に調整することができない。従って、ビームサイズの調整は、複雑であり、複数台の四極電磁石が必要となる。また、ビームが四極電磁石の中心を通過していなかった場合、励磁電流量を変更するとビームの軌道も変化する。このため、ビームサイズの調整と共にビーム軌道も補正する必要がある。

【0009】

一方、散乱体を使用してビームのエミッタンスを調整する方法では、水平方向および垂直方向のどちらにもエミッタンスを広げることになる。このため、独立に調整することができず、また、水平方向及び垂直方向のどちらかのエミッタンスだけを変更することは原理的に不可能である。そのため、本来は広げる必要のない方向のエミッタンスまで広がり、ビームサイズが増大するなどのビームの質の必要以上の低下を招く。このような質の低下は、腫瘍付近の正常細胞に与える損傷を大きくしてしまうことにつながる。

【0010】

同様に、回転ガントリを使用するためにビームのエミッタンスなどのパラメータを水平方向及び垂直方向で揃える場合も、複数の機器の設定電流値などを調整する必要があり、非常に複雑である。加えて、それら設定電流値などの調整を行うためには、ビームのパラメータを精度よく測定する、または計算から予測することが求められ、測定および解析に伴う作業時間がかかる上に、計算技術も必要となる。結果として、施設建設から治療開始までのビームコミッショニング期間の長期化や、日々ないし月毎などのルーチンで行われるビーム調整時間の延長によって、コストの増加が生じる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献 1】特開 2001 - 212253 号公報

【特許文献 2】特開 2011 - 206237 号公報

【特許文献 3】特開 2013 - 88126 号公報

【特許文献 4】特許第 4639401 号公報

【特許文献 5】特開平 9 - 265000 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

この発明は、上述した問題に鑑み、照射する荷電粒子ビームのサイズを簡易に調整できる粒子線治療装置および粒子線調整方法を提供することを目的とする。

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】

【0013】

この発明は、加速器から取り出した荷電粒子ビームをビーム輸送ラインで輸送し、照射野形成用電磁石を用いてスキャニング方式により照射する粒子線治療装置であって、前記ビーム輸送ラインの任意の位置に設けられて荷電粒子ビームの角度を変動させる電磁場を発生する高周波電磁場発生装置と、高周波電磁場発生装置に対して高周波を印加する高周波印加部とを備えた粒子線治療装置、およびこれに用いる粒子線調整方法であることを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

この発明により、照射する荷電粒子ビームのサイズを簡易に調整できる粒子線治療装置および粒子線調整方法を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】固定照射ポートの粒子線治療装置の構成図。

【図2】粒子線治療装置の制御系の概略構成を示すブロック図。

【図3】荷電粒子ビームの位相空間上分布を示す説明図。

【図4】荷電粒子ビームの位相空間上分布を示す説明図。

【図5】回転ガントリを有する粒子線治療装置の構成図。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明の一実施形態を図面と共に説明する。

【実施例1】

【0017】

図1は、固定照射ポートの粒子線治療装置10の概略構成を示す構成図である。

粒子線治療装置10は、加速器1（粒子加速器）と、ビーム輸送ライン2により主に構成されている。

【0018】

加速器1は、イオン源から取り出された荷電粒子ビームを各種の電磁石、高周波加速装置などによって加速する。

ビーム輸送ライン2は、真空ダクト、四極電磁石3、及び偏向電磁石4などで構成され、加速器1から取り出された荷電粒子ビームを輸送する。

【0019】

ビーム輸送ライン2の末端付近には、照射野形成用電磁石6が設けられている。この照射野形成用電磁石6は、ペンシルビームをビーム軸に対して垂直なXY方向に走査する。なお、ビーム軸方向であるZ方向、つまり、深さ方向となるビーム飛程の制御は、加速器1の出射ビームエネルギーを変えることにより実行する、あるいはビームを通過させるレンジシフトの変更により実行する等、適宜の方法により実行する。これにより、照射野形成用電磁石6は、標的の形状に合わせて照射ビームの位置を制御でき、患部形状に合わせた照射野を形成できる。

【0020】

また、ビーム輸送ライン2には、照射ビームの分布を調整する高周波電磁場発生装置5が設けられている。この高周波電磁場発生装置5の設置場所は、自由に選択できる。

【0021】

この粒子線治療装置10は、上記構成によってスキャニング方式による荷電粒子ビームの照射を実行する。すなわち、照射対象となる腫瘍の形状に合わせて三次元的に配置した各スポットに荷電粒子ビームを次々に照射していくことで、全腫瘍領域に対する荷電粒子ビームのスキャニング照射を実行する。

【0022】

図2は、粒子線治療装置10の制御系の概略構成を示すブロック図である。

10

20

30

40

50

粒子線治療装置 10 は、制御系として、加速器制御装置 11、照射制御装置 12、高周波信号発生器 13、および高周波信号増幅器 14 を有しており、高周波信号増幅器 14 の後段に高周波電磁場発生装置 5 が設けられている。

【0023】

加速器制御装置 11 は、加速器 1 を制御し、荷電粒子ビームの入射と加速、出射などを制御する。

【0024】

照射制御装置 12 は、ビーム輸送ライン 2 の制御を実行し、照射野形成用電磁石 6 から照射する荷電粒子ビームを制御する。

【0025】

この加速器制御装置 11、照射制御装置 12、またはこの両方から、生成する高周波信号の振幅や周期、位相、波形などのパラメータが高周波信号発生器 13 に入力される。ここで、ビームエミッタンスの目標値は、ビームエネルギーや目標ビーム径などの照射条件によって変化し、印加するべき高周波電磁場の振幅なども異なる。従って、上記パラメータを加速器制御装置 11 又は / 及び照射制御装置 12 から入力することで、ビームエミッタンスの変化量を適切に制御できるようにしている。

【0026】

なお、パラメータを加速器制御装置 11 又は / 及び照射制御装置 12 等の外部装置から直接入力するのではなく、ビームエネルギーなどの情報から高周波信号発生器 13 の内部で演算する、もしくはあらかじめ記録されたパラメータテーブルを使って切り替える方法

10

20

【0027】

高周波信号発生器 13 は、上記パラメータに従って、ビームエミッタンスを広げるために使用する高周波を発生させ、後段の高周波信号増幅器 14 へ送る。

高周波信号増幅器 14 は、受け取った高周波信号を増幅し、後段の高周波電磁場発生装置 5 へ印加する。この高周波信号発生器 13 と高周波信号増幅器 14 は、高周波印加部 15 として機能する。

【0028】

高周波電磁場発生装置 5 は、増幅された高周波信号に従って高周波電磁場を発生させ、内部を通過する荷電粒子ビームを当該高周波の波形に沿って偏向し、ビームのエミッタンスを連続的若しくは断続的に変化させる。従って、この高周波電磁場発生装置 5 を通過した後のビームは、ある瞬間で見ると、見るタイミングによって位相空間上での角度重心が変動している。そして、ある程度の時間幅でビーム粒子を重畳して見ると、エミッタンスが広がっているように観測される。

30

【0029】

図 3 及び図 4 は、位相空間上における荷電粒子ビームの粒子分布を示す説明図である。

図 3 (A2) の説明図に示すように、加速器 1 から取り出されてビーム輸送ライン 2 を輸送される荷電粒子ビーム 21 の位置と角度の広がり面積であるエミッタンスは、位相空間上で楕円形等の変形形状となっている。なお、図 3 (A2) は、横軸をビーム粒子の水平方向位置 (X)、縦軸を水平方向角度 ($d x / d s$) としている。

40

このビーム粒子分布を角度 ($d x / d s$) 方向の軸に対して射影すると、多くの場合、粒子密度分布 27 は、図 3 (A1) のような正規分布、またはそれに近い分布となっている。

【0030】

図 3 (B2)、図 4 (A2)、及び図 4 (B2) は、高周波電磁場発生装置 5 によって角度を変化させた場合における高周波電磁場の各位相 (-90° 、 0° 、 $+90^\circ$) での荷電粒子ビーム 21a、21b、21c の粒子分布を示す説明図である。図 3 (B2)、図 4 (A2)、及び図 4 (B2) も、横軸をビーム粒子の水平方向位置 (X)、縦軸を水平方向角度 ($d x / d s$) としている。

【0031】

50

図示するように、角度を変動させることで、位相空間上における荷電粒子ビーム 2 1 a , 2 1 b , 2 1 c の重心が矢印 2 3 に示す方向（角度変動する方向）へ振動する。荷電粒子ビーム 2 1 a , 2 1 b , 2 1 c を重畳すると、重畳ビーム 2 2 は、角度を変動させる以前の荷電粒子ビーム 2 1 のエミッタンスに比べて広がっている。すなわち、照射野形成用電磁石 6 のスポット走査周期（スポットあたりの滞在時間）よりも十分に短い周期の高周波電磁場を高周波信号発生器 1 3 で発生させ、高周波電磁場発生装置 5 により荷電粒子ビームの角度を時間的に変動させることで、実効的なビームのエミッタンスを所望の方向へ広げている。

【 0 0 3 2 】

ここで、高周波電磁場発生装置 5 は、高周波電磁場を印加する前の荷電粒子ビーム 2 1 の重心を位相空間上での振動の中心として角度の変動を実行する。このため、所定時間の荷電粒子ビーム 2 1 a , 2 1 b , 2 1 c を重ね合わせて見たときの広がった重畳ビーム 2 2 の重心は、調整前の荷電粒子ビーム 2 1 の重心と一致している。

10

【 0 0 3 3 】

高周波印加部 1 5 (1 3 , 1 4) および高周波電磁場発生装置 5 により発生させる電磁場は、求められる位相空間上での粒子分布にあわせて、高周波の振幅や周期、位相、波形（正弦波や三角波、鋸波、方形波など）を制御し、電磁場を発生させる。例えば、図 3 (B 3) に示すように正弦波 2 9 a での振動を与えた場合、図 3 (B 1) に示すように、粒子密度分布 2 7 a は中心のくぼんだ分布となる。また、図 4 (A 3) に示すように鋸波 2 9 b または三角波 2 9 c での振動を与えた場合、図 4 (A 1) に示すように、粒子密度分布 2 7 b はなだらかな山形の分布となる。また、図 4 (B 3) に示すような正規分布用波形 2 9 b または正規分布用波形 2 9 c での振動を与えた場合、図 4 (B 1) に示すように、正規分布となる粒子密度分布 2 7 d を得ることができる。

20

【 0 0 3 4 】

ここで、高周波信号発生器 1 3 で発生させる高周波信号の周期は、少なくとも照射野形成用電磁石 6 のスポット走査周期（スポットあたりの滞在時間）以下であることが必要であり、 $1/5$ 以下であることが好ましく、 $1/10$ 以下であることがより好適である。このように周期比を増やし、スキャンング照射をおこなうための照射野形成用電磁石のスポット走査周期（スポットあたりの滞在時間）よりも十分に短い周期の電磁場を発生させることで、目標のエミッタンスとの誤差が小さくなる。

30

【 0 0 3 5 】

また、高周波信号発生器 1 3 で発生させる高周波の波形は、正弦波、三角波、鋸波、または方形波等の適宜の波形とすることができ、高周波電磁場発生装置 5 による荷電粒子ビームの角度変動が所定の時間内に略均等に実行される波形であることが好ましい。ここで、振幅が同じでも、元のビーム粒子分布や高周波信号の波形によって、重畳されてできるビームのエミッタンスは異なるため、高周波信号発生器 1 3 で発生させる高周波信号は、元のビーム粒子分布と最終的に作りたいビーム分布（エミッタンス）、高周波電磁場発生装置の性能、技術的難度（例えば、広帯域の周波数応答性等）などを総合的に考慮して決めると良い。このとき、高周波信号の振幅が大きいほど重畳されてできるビームのエミッタンスは大きくなる。

40

【 0 0 3 6 】

なお、図示する例では水平方向に曲げる高周波電磁場を例にとっているがこれに限らず、様々な方向で実施できる。例えば、電磁場の向きを変えて、垂直方向にビームの角度を振動させて垂直方向のエミッタンスを広げることにも可能である。

【 0 0 3 7 】

以上の構成及び動作により、粒子線治療装置 1 0 は、照射する荷電粒子ビームのサイズを簡易に制御および調整することができる。

高周波電磁場発生装置 5 により荷電粒子ビーム 2 1 の角度変動する周期がスポット走査周期よりも十分に早いため、ペンシルビームである荷電粒子ビームのサイズを安定して広げることができる。

50

【0038】

また、高周波電磁場発生装置5による高周波電磁場を通過させてもビームの重心は変わらないため、四極電磁石でのビームサイズ調整のようなビーム軌道の変化は生じず、ビーム軌道を改めて補正する必要を無くせる。そのため、施設建設から治療開始までのビームコミッショニング期間や、日々ないし月毎などのルーチンで行われるビーム調整時間の短縮から、コストの低減につながる。

【0039】

また、従来技術では不可能だったが、水平ないしは垂直の各方向のビームエミッタンスを独立に変更、調整することが可能となる。そのため、余計なビームの質の低下(ビームサイズの増大など)を防ぎ、正常細胞への損傷がより少ない照射を実現できる。

10

【実施例2】

【0040】

図5は、回転ガントリ7を備えた加速器10Aの構成を説明する構成図である。回転ガントリ7は、照射ポートを含めたビーム輸送ライン2Aの一部で構成され、標的(患者)を動かすことなく任意の角度からビームを照射できるように回転駆動する。

【0041】

高周波電磁場発生装置5の設置位置は、ビーム輸送ライン2のどこでも可能であるが、回転ガントリ7の入口よりも上流に配置している。このように配置することで、回転ガントリ7の入口でビームを回転対称にできるため、回転ガントリ7の角度に依存せずに実効的なエミッタンスが広がって安定した荷電粒子ビームを照射することができる。

20

【0042】

その他の構成および動作は、上述した実施例1と同一であるため、同一要素に同一符号を付してその詳細な説明を省略する。

【0043】

以上の構成および動作により、回転ガントリ7を備えた加速器10Aは、実施例1と同一の効果を奏することができる。

さらに、回転ガントリ7を備えた加速器10Aは、回転ガントリ7を回転させて様々な角度から荷電粒子ビームを照射することができる。このとき、回転ガントリ7で輸送されるビームは、回転ガントリ7の前段に設けられた高周波電磁場発生装置5によって実効的なビームのエミッタンスが広げられている。このため、回転ガントリ7の回転角度に依存しない安定したビームを照射することができる。

30

【産業上の利用可能性】

【0044】

この発明は、既存の設備か新設の設備かを問わず、様々な粒子線治療施設のビーム輸送ラインに利用することができる。

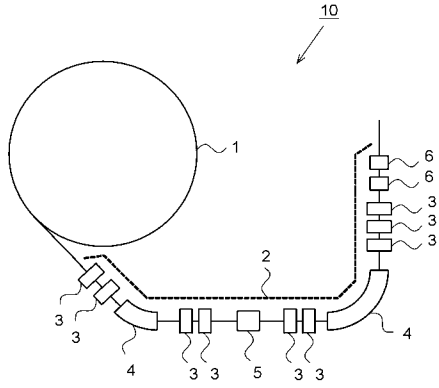
【符号の説明】

【0045】

- 1 ... 加速器
- 2 ... ビーム輸送ライン
- 5 ... 高周波電磁場発生装置
- 6 ... 照射野形成用電磁石
- 10, 10A ... 粒子線治療装置
- 21, 21a, 21b, 21c ... 荷電粒子ビーム
- 22 ... 重畳ビーム

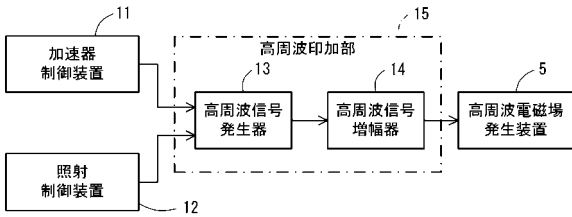
40

【 図 1 】

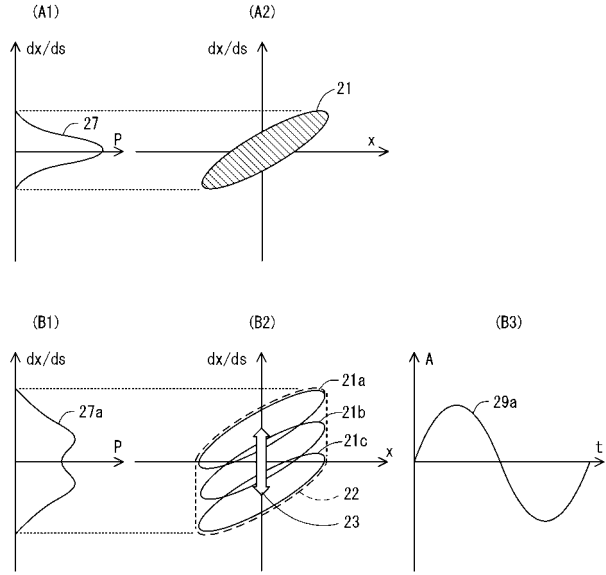


- 1…加速器
- 2…ビーム輸送ライン
- 5…高周波電磁場発生装置
- 6…照射野形成用電磁石
- 10…粒子線治療装置

【 図 2 】

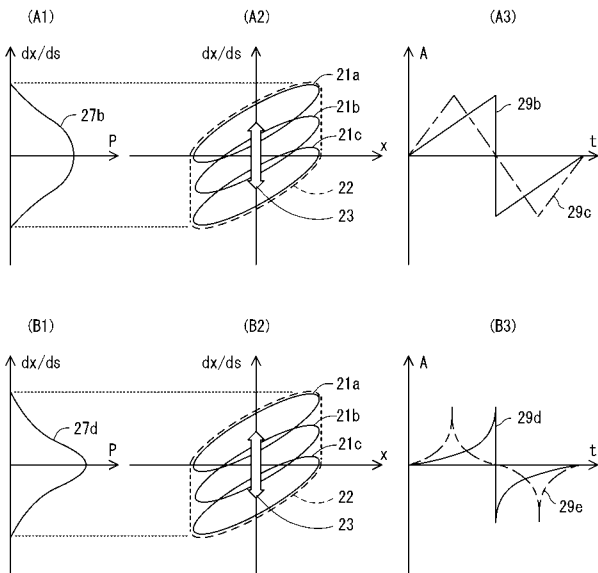


【 図 3 】



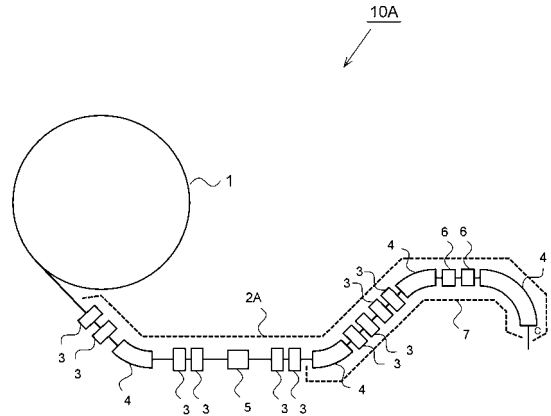
- 21, 21a, 21b, 21c…荷電粒子ビーム
- 22…重畳ビーム

【 図 4 】



- 21, 21a, 21b, 21c…荷電粒子ビーム
- 22…重畳ビーム

【 図 5 】



- 1…加速器
- 2A…ビーム輸送ライン
- 5…高周波電磁場発生装置
- 6…照射野形成用電磁石
- 10A…粒子線治療装置