

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6007133号  
(P6007133)

(45) 発行日 平成28年10月12日 (2016. 10. 12)

(24) 登録日 平成28年9月16日 (2016. 9. 16)

(51) Int. Cl.	F I
<b>H05H 13/04 (2006.01)</b>	H05H 13/04 M
<b>A61N 5/10 (2006.01)</b>	H05H 13/04 G
	H05H 13/04 Q
	A61N 5/10 H
	A61N 5/10 D

請求項の数 4 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2013-43259 (P2013-43259)	(73) 特許権者	000005108
(22) 出願日	平成25年3月5日 (2013. 3. 5)		株式会社日立製作所
(65) 公開番号	特開2014-170714 (P2014-170714A)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(43) 公開日	平成26年9月18日 (2014. 9. 18)	(74) 代理人	110001829
審査請求日	平成27年3月13日 (2015. 3. 13)		特許業務法人開知国際特許事務所
		(74) 代理人	100077816
			弁理士 春日 譲
		(74) 代理人	100156524
			弁理士 猪野木 雄一
		(72) 発明者	齋藤 一義
			茨城県日立市大みか町七丁目1番1号
			株式会社日立製作所
			日立研究所内
		審査官	田辺 正樹
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 シンクロトロンおよびそれを用いた粒子線治療システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

前段加速器から入射された荷電粒子ビームを所定のエネルギーまで加速したのち、高周波電圧で安定限界を超えさせて荷電粒子ビームを出射するシンクロトロンであって、

前記荷電粒子ビームの出射電流値が所望の値に一致するようにフィードバック制御する出射制御装置と、

この出射制御装置に設けられ、前記高周波電圧の変化に対する前記荷電粒子ビームの出射電流値の応答の非線形性を打ち消す特性の処理を行う信号伝達手段と、

所定のエネルギーまで加速された荷電粒子ビームを出射するための出射装置と、を備え

前記出射装置に印加して荷電粒子ビームに擾乱を与えて出射するための高周波電圧の振幅値を X、この振幅値 X に対する荷電粒子ビームの出射電流値を Y、前記振幅値 X に対する前記出射電流値 Y の非線形応答を K、n を定数として、 $Y = K \cdot X^n$  と表せ、

前記出射制御装置の前記信号伝達手段は、入力信号を x、この入力信号 x に対する出力信号を y、k を定数としたときに、 $y = k \cdot x^{1/n}$  と表せる出力信号 y を出力する

ことを特徴とするシンクロトロン。

【請求項2】

請求項1に記載のシンクロトロンにおいて、

前記定数 n が 2 であることを特徴とするシンクロトロン。

【請求項3】

前段加速器から入射された荷電粒子ビームを所定のエネルギーまで加速したのち、高周波電圧で安定限界を超えさせて荷電粒子ビームを出射するシンクロトロンであって、

前記荷電粒子ビームの出射電流値が所望の値に一致するようにフィードバック制御する出射制御装置と、

この出射制御装置に設けられ、前記高周波電圧の変化に対する前記荷電粒子ビームの出射電流値の応答の非線形性を打ち消す特性の処理を行う信号伝達手段と、

印加される前記高周波電圧の周波数変化を用いて荷電粒子ビームを出射させる加速空洞と、を備え、

前記高周波電圧の周波数変化率を  $X$ 、この周波数変化率  $X$  に対する荷電粒子ビームの出射電流値を  $Y$ 、前記周波数変化率  $X$  に対する前記出射電流値  $Y$  の非線形応答を  $K$ 、 $n$  を定数として、 $Y = K \cdot X^n$  と表せ、

前記出射制御装置は、前記加速空洞に前記高周波電圧を印加するものであって、入力信号を  $x$ 、この入力信号  $x$  に対する出力信号を  $y$ 、 $k$  を定数としたときに、 $y = k \cdot x^{1/n}$  と表せる出力信号  $y$  を出力する

ことを特徴とするシンクロトロン。

#### 【請求項 4】

粒子線治療システムであって、

治療室と、

請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載のシンクロトロンと、

このシンクロトロンから出射された荷電粒子ビームを前記治療室まで導くビーム輸送系と、

前記治療室内の患者の患部形状に合わせて荷電粒子ビームを照射する照射装置とを備えた

ことを特徴とする粒子線治療システム。

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### 【0001】

本発明は、高精度の治療照射が可能な粒子線治療システムの加速器ビーム制御技術に関する。特に、複雑な患部形状に一致した高精細な治療照射が可能なビーム走査法などの先端照射技術を用いた粒子線治療システムに必要な、シンクロトロンの出射ビーム電流値のフィードバック制御技術に係わる。

#### 【背景技術】

#### 【0002】

近年の高齢化社会を反映し、がん治療法の一つとして、低侵襲で体に負担が少なく、治療後の生活の質が高く維持できる放射線治療が注目されている。その中でも、加速器で加速した陽子や炭素などの荷電粒子ビームを用いた粒子線治療システムが、患部への優れた線量集中性のため特に有望視されている。粒子線治療システムは、イオン源で発生したビームを光速近くまで加速するシンクロトロンなどの加速器と、加速器の出射ビームを輸送するビーム輸送系と、患部の位置や形状に合わせてビームを患者に照射する照射装置から構成される。

#### 【0003】

粒子線治療システムの照射装置で患部の形状に合わせてビームを照射する際、散乱体でビーム径を拡大したのちコリメータで周辺部を削ってビームを整形する散乱体法や、加速器からの細径ビームを電磁石で偏向し患部形状に合わせて走査するビーム走査法、或いはその組み合わせの照射方法が用いられる。何れの場合にも、患部の位置や形状に合わせて照射ビームの電流値を高精度で制御する必要があるが、細径ビームを連続的に走査し続ける方式のビーム走査法（ラスター走査法）では、特にその要求精度が高い。

#### 【0004】

ところで、照射ビームの位置精度やエネルギー安定度の観点から、シンクロトロンのビーム出射法として、出射装置に印加する高周波電圧の擾乱で周回ビームのエミッタンス（

10

20

30

40

50

粒子の振動振幅)を増大させて、安定限界を超えた振動振幅の大きい粒子から出射する技術が知られている。実際の粒子線治療システムの運転では、シンクロトロンの出射装置に印加する高周波電圧の振幅を、出射ビーム電流値が目標値に一致するように、治療室内での照射ビーム電流の実測値やビーム輸送系での輸送ビーム電流の測定値に基づきフィードバック制御している(例えば、特許文献1)。

【0005】

また、シンクロトロンのビーム出射法として、加速空洞に印加する高周波電圧の周波数を変化させて安定限界を徐々に縮小し、安定限界を超えた振動振幅やエネルギー偏差の大きい粒子から出射する技術も開示されている(例えば、特許文献2)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2010-251106号公報

【特許文献2】特開2012-234653号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献1に記載のビーム出射方法では、シンクロトロンの電磁石励磁量と加速周波数(加速空洞に印加する高周波電圧の周波数)を出射中に一定に設定できるため、安定領域や出射ブランチが不変で出射ビームの軌道安定度が高く、照射ビームの高い位置精度とエネルギー安定度を達成できる特長がある。

しかし、照射ビームの電流制御の応答性と精度向上の観点では、シンクロトロンの出射ビーム電流値のフィードバック制御技術に以下の課題があった。

【0008】

従来のフィードバック制御技術において、フィードバック系は出射制御装置、高周波電力増幅器、出射装置、シンクロトロン、ビーム輸送系、出射ビームモニタのループで構成され、それぞれの構成要素を一巡した信号伝達特性の積がフィードバック系の性能を決定する。すなわち、ループを一巡したループ利得が低いと応答性が悪く制御精度も低下し、一方、高すぎるとフィードバック系の動作が不安定になるとの問題がある。

したがって、様々な運転条件に対してフィードバック系のループ利得を最適値に近く維持することが、照射ビームの電流制御の応答性と精度向上の観点で重要である。

【0009】

また、特許文献2に記載のビーム出射方法では、シンクロトロンの加速空洞に印加する高周波電圧の周波数を出射中に変化させて安定限界を徐々に縮小し、安定限界を超えた振動振幅やエネルギー偏差の大きい粒子から出射する。この場合にも、ループを一巡したループ利得が低いと応答性が悪く制御精度も低下し、一方、高すぎるとフィードバック系の動作が不安定になるとの問題がある。このため、様々な運転条件に対してフィードバック系のループ利得を最適値に近く維持することが重要である。

【0010】

そこで、本発明の目的は、出射ビーム電流値のフィードバック系に関して、広範囲の出射ビーム電流値に対して安定で且つ高速・高精度な制御が可能なシンクロトロンおよびそれを用いた粒子線治療システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記課題を解決するために、例えば特許請求の範囲に記載の構成を採用する。

本発明は、上記課題を解決する手段を複数含んでいるが、その一例を挙げるならば、前段加速器から入射された荷電粒子ビームを所定のエネルギーまで加速したのち、高周波電圧で安定限界を超えさせて荷電粒子ビームを出射するシンクロトロンであって、前記荷電粒子ビームの出射電流値が所望の値に一致するようにフィードバック制御する出射制御装置と、この出射制御装置に設けられ、前記高周波電圧の変化に対する前記荷電粒子ビーム

10

20

30

40

50

の出射電流値の応答の非線形性を打ち消す特性の処理を行う信号伝達手段と、所定のエネルギーまで加速された荷電粒子ビームを出射するための出射装置と、を備え、前記出射装置に印加して荷電粒子ビームに擾乱を与えて出射するための高周波電圧の振幅値を $X$ 、この振幅値 $X$ に対する荷電粒子ビームの出射電流値を $Y$ 、前記振幅値 $X$ に対する前記出射電流値 $Y$ の非線形応答を $K$ 、 $n$ を定数として、 $Y = K \cdot X^n$ と表せ、前記出射制御装置の前記信号伝達手段は、入力信号を $x$ 、この入力信号 $x$ に対する出力信号を $y$ 、 $k$ を定数としたときに、 $y = k \cdot x^{1/n}$ と表せる出力信号 $y$ を出力することを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、荷電粒子ビームに印加する高周波電圧の変化に対する出射ビーム電流値の非線形の応答性が考慮され、よって、出射ビーム電流値のフィードバック系の信号伝達特性がループ全体として線形化されるので、出射ビーム電流値の運転条件に依存したループ利得の変化を抑制することができる。

10

その結果、シンクロトロンのおよび粒子線治療システムの出射ビーム電流値を広い範囲にわたり安定に且つ高速・高精度で制御することができ、複雑な患部形状に一致した高精細な治療照射が可能なビーム走査法などの先端照射技術に対応した粒子線治療システムを容易に実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明技術の第1の実施形態によるシンクロトロンおよび粒子線治療システムの構成を示すシステム構成図である。

20

【図2】本発明技術の第1の実施形態による粒子線治療システムに用いる照射装置（レーザー走査法）の構成および動作原理を示す図であり、（A）は正面図であり、（B）は患部に照射される荷電粒子ビームをその上流側から見た平面図である。

【図3】本発明技術の第1の実施形態によるシンクロトロンのビーム出射法の説明図であり、シンクロトロンを周回する荷電粒子ビームの状態を出射に関する水平方向の位相空間内に示したものである。（A）は出射開始前の位相空間を示し、（B）は出射開始後の位相空間を示している。

【図4】本発明技術の第1の実施形態によるシンクロトロンに用いる出射制御装置の構成と出射ビーム電流値のフィードバック系の全体構成を示す説明図である。

【図5】シンクロトロンに用いる従来技術の出射制御装置の構成と出射ビーム電流値のフィードバック系の全体構成を示す説明図である。

30

【図6】本発明技術の第2の実施形態によるシンクロトロンおよび粒子線治療システムの構成を示すシステム構成図である。

【図7】本発明技術の第2の実施形態によるシンクロトロンのビーム出射法の説明図であり、シンクロトロンを周回する荷電粒子ビームの状態を出射に関する水平方向の位相空間内に示したものである。（A）は出射開始前の位相空間を示し、（B）は出射開始後の位相空間を示している。

【図8】本発明技術の第2の実施形態によるシンクロトロンに用いる出射制御装置の構成と出射ビーム電流値のフィードバック系の全体構成を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

40

【0014】

以下に本発明のシンクロトロンおよび粒子線治療システムの実施形態を、図面を用いて説明する。

【0015】

本発明は、シンクロトロンの出射過程でのビーム物理現象が、単純な線形現象ではなく、出射装置に印加する高周波電圧の振幅値の変化に対して出射ビームの電流値の変化は非線形関係にある、との新たな知見に基づいてなされたものである。

【0016】

具体的には、従来のフィードバック系では出射装置に印加する高周波電圧の振幅値を直接制御するように出射制御装置が設計されていた。

50

しかし本発明者が鋭意検討した結果、フィードバック系のループ利得は出射ビーム電流値の運転条件に依存して変化することが明らかとなった。

【0017】

より具体的には、高周波電圧の振幅値 $X$ に対する出射ビーム電流値 $Y$ の非線形応答が $K$ 、 $n$ を定数として $Y = K \cdot X^n$ と表せ、ループ利得は $dY/dX = nK \cdot X^{n-1} = nK^{1/n} \cdot Y^{(n-1)/n}$ に比例し、高周波電圧の振幅値 $X$ 、即ち出射ビーム電流値 $Y$ に依存して変化することが明らかとなった。

特に、 $n \gg 1$ で非線形の度合いが大きい場合にはループ利得の変化が大きく、フィードバック系を広範囲の出射ビーム電流値に対して安定に且つ高速・高精度で動作させることが困難になる。

即ち、高い出射ビーム電流値でループ利得を最適化すると、低い出射ビーム電流値に対してループ利得が低下し、応答性の悪化と制御精度の劣化を招く。逆に、低い出射ビーム電流値でループ利得を最適化すると、高い出射ビーム電流値に対してループ利得が上昇し過ぎてフィードバック系が不安定になることが判った。

【0018】

本発明は、上記の新たな知見に基づいてなされたものである。

【0019】

<第1の実施形態>

以下、図1～図4を用いて、本発明の第1の実施形態によるシンクロトロンおよび粒子線治療システムの構成とその動作について説明する。

【0020】

最初に図1を用いて、本実施形態による粒子線治療システムの全体構成について説明する。

【0021】

粒子線治療システム100は、ライナックのような前段加速器11で予備加速した荷電粒子ビームを所定のエネルギーまで加速したのち出射するシンクロトロン200と、シンクロトロンから出射された荷電粒子ビームを治療室400まで導くビーム輸送系300と、治療室400で患者41の患部形状に合わせて荷電粒子ビームを照射する照射装置500と、制御装置600（出射制御装置600Aを含む）とから概略構成される。

【0022】

シンクロトロン200は、前段加速器11で予備加速した荷電粒子ビームを入射する入射装置24と、荷電粒子ビームを偏向し一定の軌道上を周回させる偏向電磁石21と、荷電粒子ビームが広がらないように水平/垂直方向に収束力を与える収束/発散型の四極電磁石22と、荷電粒子ビームを所定のエネルギーまで加速する加速空洞25と、加速空洞25に高周波電力を供給する高周波電力増幅器25Aと、周回する荷電粒子ビームの振動振幅に対して安定限界を形成する六極電磁石23と、電極間に印加した高周波電圧で荷電粒子ビームの振動振幅を増大し安定限界を超えさせて外部に取り出す出射装置26と、出射装置26に高周波電力を供給する高周波電力増幅器26Aと、荷電粒子ビームを出射するために電場や磁場で大きく外側に偏向する出射偏向装置27とから概略構成される。

【0023】

ビーム輸送系300は、シンクロトロン200の出射ビームを磁場で偏向して所定の設計軌道に沿って治療室400内の照射装置500に導く偏向電磁石31と、輸送中に荷電粒子ビームが広がらないように水平/垂直方向に収束力を与える収束/発散型の四極電磁石32とから概略構成される。

【0024】

次に、図2を用いて本実施形態による粒子線治療システムに用いる照射装置500の構成と動作原理について説明する。（A）は正面図であり、（B）は患部に照射される荷電粒子ビームをその上流側から見た平面図である。

照射装置500はラスタ走査法を用いており、ビーム輸送系300で導かれた荷電粒子ビームを水平および垂直方向に偏向し患部42の断面形状に合わせて2次元的に走査す

10

20

30

40

50

る走査電磁石 5 1 と、荷電粒子ビームの位置、サイズ（形状）、線量を監視する各種ビームモニタ 5 2 a, 5 2 b とから概略構成される。

図 2 ( A ) に示すように、患者 4 1 の患部 4 2 に対して、その 3 次元的な患部形状を深さ方向の複数の層に分割する。そして、シンクロトロンの出射ビームのエネルギー変更などで照射ビームのエネルギーを変更して各層を選択的に照射する。図 2 ( B ) に示すように、各層内では走査電磁石 5 1 で細径の荷電粒子ビームを 2 次元的に連続走査して照射領域に所定の線量分布を与える。その際、荷電粒子ビームを一定の高速度で連続的に走査しながら照射領域に所定の線量分布を実現する必要があり、シンクロトロンの出射ビーム電流値のフィードバック系を用いて、照射ビーム電流を広い強度範囲にわたり高速・高精度で制御する。なお、照射領域に飛地がある場合には、その前後で照射ビームを高速に ON / OFF する。

10

#### 【 0 0 2 5 】

再び図 1 に戻り、制御装置 6 0 0 について説明する。

制御装置 6 0 0 は、前段加速器 1 1、シンクロトロン 2 0 0、ビーム輸送系 3 0 0、照射装置 5 0 0 を構成する各機器およびその電源を制御し、シンクロトロンでのビーム入射・加速・出射、および照射装置でのビーム照射の各過程の制御と監視を司っている。なお、図 1 では、本実施形態に密接に関係する出射装置 2 6 とこの装置に高周波電力を供給する高周波電力増幅器 2 6 A および出射制御に必要な出射ビームモニタとしての輸送ビームモニタ 3 3、照射ビームモニタ 5 2 との関係のみを明示している。

#### 【 0 0 2 6 】

20

次に、図 3 を用いて本実施形態に係わるビーム出射方法について簡単に説明する。図 3 はシンクロトロン 2 0 0 を周回する荷電粒子ビームの状態を、出射に関する水平方向の位相空間内に示したものである。横軸は設計軌道からのずれ（位置）で、縦軸は設計軌道に対する傾き（角度）である。

シンクロトロン 2 0 0 において、荷電粒子ビームを構成する各粒子は、設計軌道を中心にして水平 / 垂直方向に振動しながら周回する。シンクロトロン 2 0 0 を 1 周する間の振動数をそれぞれ水平 / 垂直チューンと呼び、四極電磁石 2 2 の励磁量で調整される。六極電磁石 2 3 を励磁することで位相空間内に三角形の安定領域が形成される。この安定領域内の粒子はシンクロトロン 2 0 0 内を安定に周回し続けるが、安定領域の外に出た粒子は出射ブランチに沿って急激に振動振幅が増大し、最終的に出射偏向装置 2 7 の開口部に飛び込んでシンクロトロン 2 0 0 から取り出される。

30

ここで、安定領域の大きさは四極電磁石 2 2 や六極電磁石 2 3 の励磁量で決まる。図 3 ( A ) は出射開始前の、図 3 ( B ) は出射開始後の位相空間を示す。安定領域の大きさを出射開始前の荷電粒子ビームのエミッタンス（位相空間で占める面積）より若干大きめに設定する。出射開始とともに水平チューンと共鳴する周波数の高周波電圧を出射装置 2 6 に印加して荷電粒子ビームのエミッタンスを大きくし（粒子の振動振幅を増大させ）、安定限界を超えた粒子から出射する。

この状態で出射装置 2 6 の高周波電圧の振幅を調整して出射ビーム電流（照射ビーム電流）を制御でき、出射装置 2 6 の高周波電圧を ON / OFF することで出射ビーム（照射ビーム）の ON / OFF が制御できる。即ち、高周波電圧の振幅値を大きくすれば出射ビーム電流値が増加し、高周波電圧の振幅値を小さくすれば出射ビーム電流値が減少する。

40

出射ビーム電流値のフィードバック系は、シンクロトロンの出射過程での上記ビーム物理現象を利用している。ただし、高周波電圧の振幅値の変化に対する出射ビーム電流値の変化は線形関係ではなく、非線形関係である。

そこで、以下に記載の如く、本実施形態ではその非線形性を補償する出射制御装置を構成し、フィードバック系が安定で高速・高精度に動作可能な範囲を拡大した。

#### 【 0 0 2 7 】

図 4 に本実施形態によるシンクロトロンに用いる出射制御装置 6 0 0 A の構成と出射ビーム電流値のフィードバック系の全体構成を示す。

出射制御装置 6 0 0 A は図 1 に示した制御装置 6 0 0 に設けられており、シンクロトロン

50

ン 200 の出射制御に関連する部分である。

出射制御装置 600A は、図 4 に示すように、出射装置 26 の電極間に印加する高周波電圧の中心周波数、周波数帯域幅、振幅を制御する。すなわち、所望の中心周波数に一致した周波数の高周波信号を生成する高周波発振器 61、所望の周波数帯域幅に一致した帯域幅（直流～上限周波数）を有する低周波帯域信号を生成する帯域信号発生器 62、高周波発振器 61 と帯域信号発生器 62 の出力信号をミキシングして所望の高周波帯域信号を生成する乗算器 63、乗算器 63 の出力信号を振幅変調して所望の振幅値に一致するように調整する振幅変調器 64 を具備する。

また、図 4 に示すように、出射制御装置 600A は、シンクロトロン 200 の出射ビーム電流の測定値を設定値と比較して誤差信号を出力する電流比較器 65、誤差信号に対して適切な利得で比例・積分・微分演算を実施して振幅補正値を出力する振幅制御器 66、予め定めた振幅設定値に振幅補正値を加算し出力する振幅加算器 67、振幅加算器 67 の出力信号に対してフィードバック系のループ利得の非線形性を打ち消す補償演算を実施し、その演算結果を振幅変調器 64 に出力する線形化演算器 68 を具備する。

出射制御装置 600A においては、線形化演算器 68 の出力信号に基づき、振幅変調器 64 では乗算器 63 の出力高周波帯域信号を振幅変調する。振幅変調器 64 の出力信号は高周波電力増幅器 26A で増幅されて出射装置 26 に供給される。

これらの機器に入力される周波数設定値、出射電流設定値、振幅設定値は、治療計画を作成する治療計画装置（図示せず）から入力される。

#### 【0028】

引き続き図 4 を用いて、出射ビーム電流値のフィードバック系の構成について説明する。

フィードバック系は出射ビーム電流値の検出モニタとして、照射装置 500 で照射ビーム電流を実測する照射ビームモニタ 52、或いはビーム輸送系 300 で輸送ビーム電流を測定する輸送ビームモニタ 33 などを用い、このビームモニタの出力信号を出射制御装置 600A に入力する。出射制御装置 600A では既述の如く、出射ビーム電流の設定値に対する測定値の誤差信号に基づき、シンクロトロン 200 の出射装置 26 の電極間に印加する高周波電圧の振幅値を自動調整し、出射ビーム電流の測定値が設定値に一致するように制御する。

フィードバック系は出射制御装置 600A、高周波電力増幅器 26A、出射装置 26、シンクロトロン 200、ビーム輸送系 300、出射ビームモニタ（33, 52）のループで構成され、それぞれの構成要素を一巡した信号伝達特性の積であるループ利得がフィードバック系の性能を決定する。シンクロトロン 200 では、出射装置 26 に印加した高周波電圧の振幅値の変化に対して出射ビーム電流値の変化が非線形の関係にある。本実施形態では、その非線形性を補償する為の線形化演算器 68（信号伝達手段）を出射制御装置 600A に設けた。

#### 【0029】

比較のため、図 5 にシンクロトロンに用いる従来技術の出射制御装置の構成と出射ビーム電流値のフィードバック系の全体構成を示す。

従来技術の出射制御装置 600C では、振幅加算器 67 の出力信号で直接的に振幅変調器 64 を駆動している。したがって、従来技術のフィードバック系では、ループ利得が出射ビーム電流値の運転条件に依存して変化するとの問題があった。即ち、高い出射ビーム電流値でループ利得を最適化すると、低い出射ビーム電流値に対してループ利得が低下し、応答性の悪化と制御精度の劣化を招く。逆に、低い出射ビーム電流値でループ利得を最適化すると、高い出射ビーム電流値に対してループ利得が上昇し過ぎてフィードバック系が不安定になる。

これに対し、本実施形態では、フィードバック系のループ利得の非線形性を補償する為の線形化演算器 68 によってループ利得の出射ビーム電流値に対する依存性を排除し、フィードバック系が安定で高速・高精度に動作可能な出射ビーム電流値の運転範囲を拡大した。以下、詳細に説明する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 0 】

出射装置 2 6 に印加する高周波電圧の振幅値 X に対するシンクロトロン 2 0 0 の出射ビーム電流値 Y の非線形応答を K、n を定数として  $Y = K \cdot X^n$  と表せ、ループ利得は  $dY / dX = n K \cdot X^{n-1} = n K^{1/n} \cdot Y^{(n-1)/n}$  に比例し、高周波電圧の振幅値 X、即ち出射ビーム電流値 Y に依存して変化する。

特に、 $n \gg 1$  で非線形の度合いが大きい場合にはループ利得の変化が大きく、フィードバック系を広範囲の出射ビーム電流値に対して安定に且つ高速・高精度で動作させることが困難になる。

そこで、ループ利得の非線形性を補償するため、本実施形態では入力信号 x に対する出力信号 y の応答が k を定数として  $y = k \cdot x^{1/n}$  と表せる出力信号 y を出力する線形化演算器 6 8 (信号伝達手段) を出射制御装置 6 0 0 A に設ける。これにより、2 つの非線形応答が等価的に入力信号 x に対する出力信号 Y の線形応答  $Y = K k^n \cdot x$  で表されるので、ループ利得は  $dY / dx = K k^n$  に比例して、出射ビーム電流値の運転条件に依存しない一定値に維持することができる。

10

## 【 0 0 3 1 】

上述した本発明のシンクロトロンおよび粒子線治療システムの第 1 の実施形態によれば、出射ビーム電流値のフィードバック系の信号伝達特性がループ全体として線形化されるので、出射ビーム電流値の運転条件に依存したループ利得の変化を抑制できる。即ち、様々な運転条件に対してフィードバック系のループ利得を最適値に近く維持可能である。その結果、シンクロトロンの出射ビーム電流値を広範囲にわたり安定に且つ高速・高精度で制御でき、複雑な患部形状に一致した高精細な治療照射が可能なラスタ走査法などの先端照射技術に対応した粒子線治療システムを容易に実現することができる。

20

## 【 0 0 3 2 】

なお、本実施形態のシンクロトロンの出射制御装置 6 0 0 A に関して、その内部で実施する各種の信号処理はデジタル信号処理でもアナログ信号処理でも、どちらの手法で演算しても良い。シンクロトロンのビーム出射に関する発明者の知見では、典型的な運転条件で定数 n は概略 2 であり、その場合には線形化演算器 6 8 は入力信号に対して平方根を演算して出力する。平方根演算は比較的簡単なアナログ回路でも実現できる。

## 【 0 0 3 3 】

また、本実施形態では線形化演算器 6 8 を出射制御装置 6 0 0 A 内に設けたが、フィードバック系のループ内にあれば良い。例えば、高周波電力増幅器 2 6 A の内部に設けても良い。

30

## 【 0 0 3 4 】

< 第 2 の実施形態 >

以下、図 6 ~ 図 8 を用いて、本発明の第 2 の実施形態によるシンクロトロンおよび粒子線治療システムの構成とその動作について説明する。

最初に図 6 を用いて、本実施形態による粒子線治療システムの全体構成について説明する。

## 【 0 0 3 5 】

図 6 において、粒子線治療システム 1 0 0 は、第 1 の実施形態と同様に、ライナックのような前段加速器 1 1 で予備加速した荷電粒子ビームを所定のエネルギーまで加速したのち出射するシンクロトロン 2 0 0 と、シンクロトロンから出射された荷電粒子ビームを治療室 4 0 0 まで導くビーム輸送系 3 0 0 と、治療室 4 0 0 で患者 4 1 の患部形状に合わせて荷電粒子ビームを照射する照射装置 5 0 0 と、制御装置 6 0 0 (出射制御装置 6 0 0 B を含む) とから概略構成される。

40

## 【 0 0 3 6 】

シンクロトロン 2 0 0 は、前段加速器 1 1 で予備加速した荷電粒子ビームを入射する入射装置 2 4 と、荷電粒子ビームを偏向し一定の軌道上を周回させる偏向電磁石 2 1 と、荷電粒子ビームが広がらないように水平 / 垂直方向に収束力を与える収束 / 発散型の四極電磁石 2 2 と、荷電粒子ビームを所定のエネルギーまで加速する加速空洞 2 5 と、加速空洞

50



25に高周波電力を供給する高周波電力増幅器25Aと、周回する荷電粒子ビームの振動振幅に対して安定限界を形成する六極電磁石23と、荷電粒子ビームを出射するために電場や磁場で大きく外側に偏向する出射偏向装置27とから概略構成される。

本実施形態では、加速空洞25に印加する高周波電圧の周波数を出射中に変化させて安定限界を徐々に縮小し、安定限界を超えた振動振幅やエネルギー偏差の大きい粒子から出射する。そのため、第1の実施形態の場合と異なり、出射専用の電極を設けた出射装置26と、出射装置26に高周波電力を供給する高周波電力増幅器26Aが省略することができる。

#### 【0037】

ビーム輸送系300、治療室400、照射装置500の構成と動作は第1の実施形態と同様であり説明は省略する。制御装置600も第1の実施形態と同様に、前段加速器11、シンクロトロン200、ビーム輸送系300、照射装置500を構成する各機器およびその電源を制御し、シンクロトロンでのビーム入射・加速・出射、および照射装置でのビーム照射の各過程の制御と監視を司っている。なお、図6では本実施形態に密接に関係する加速空洞25と加速空洞に高周波電力を供給する高周波電力増幅器25A、および出射制御に必要な出射ビームモニタとして、輸送ビームモニタ33、照射ビームモニタ52との関係のみを明示している。

#### 【0038】

ここで、図7を用いて本実施形態に係わるビーム出射方法について簡単に説明する。図7はシンクロトロン200を周回する荷電粒子ビームの状態を、出射に関係する水平方向の位相空間内に示したものである。横軸は設計軌道からのずれ(位置)で、縦軸は設計軌道に対する傾き(角度)である。

シンクロトロン200において、荷電粒子ビームを構成する各粒子は、設計軌道を中心にして水平/垂直方向に振動しながら周回する。六極電磁石23を励磁することで位相空間内に三角形の安定領域が形成される。安定領域内の粒子はシンクロトロン200内を安定に周回し続けるが、安定領域の外に出た粒子は出射ブランチに沿って急激に振動振幅が増大し、最終的に出射偏向装置27の開口部に飛び込んでシンクロトロン200から取り出される。

本実施形態においては、安定領域の大きさは四極電磁石22と六極電磁石23の励磁量だけでなく、加速空洞25に印加する高周波電圧の周波数(加速周波数)変化に依存して決まる。図7(A)は出射開始前の、図7(B)は出射開始後の位相空間を示す。安定領域の大きさを出射開始前の荷電粒子ビームのエミッタンス(位相空間で占める面積)より若干大きめに設定する。本実施形態では、出射開始とともに加速周波数を徐々に上げて周回ビームのエネルギーを増加する。その結果、周回軌道が外側にずれるとともに安定領域が次第に縮小し、安定限界を超えた振動振幅やエネルギー偏差の大きい粒子から出射される。

この状態で加速周波数の時間変化率を調整して出射ビーム電流(照射ビーム電流)を制御でき、加速周波数の変化をON/OFFすることで出射ビーム(照射ビーム)のON/OFFが制御できる。即ち、加速周波数の時間変化率を大きくすれば出射ビーム電流値が増加し、加速周波数の時間変化率を小さくすれば出射ビーム電流値が減少する。

出射ビーム電流値のフィードバック系は、シンクロトロンの出射過程での上記ビーム物理現象を利用している。この場合にも、加速周波数の時間変化に対する出射ビーム電流値の応答は非線形関係にあり、従来の制御ではフィードバック系のループ利得が出射ビーム電流値の運転条件に依存して変化する、との同様な課題があった。

そこで、以下に記載の如く、本実施形態でもその非線形性を補償する出射制御装置を構成し、フィードバック系が安定で高速・高精度に動作可能な範囲を拡大した。

#### 【0039】

図8に本実施形態によるシンクロトロンに用いる出射制御装置600Bの構成と出射ビーム電流値のフィードバック系の全体構成を示す。

出射制御装置600Bは図6に示した制御装置600に設けられており、シンクロトロン

10

20

30

40

50

ン 200 の出射制御に関連する部分である。

出射制御装置 600B は、図 8 に示すように、加速空胴 25 に印加する高周波電圧の周波数（加速周波数）と振幅を制御する。すなわち、所望の周波数に一致した高周波信号を生成する高周波発振器 61、高周波発振器 61 の出力信号を振幅変調して所望の振幅値に一致するように調整する振幅変調器 64 を具備している。振幅変調器 64 の出力信号は高周波電力増幅器 25A で増幅されて加速空胴 25 に供給される。

また、出射制御装置 600B は、図 8 に示すように、シンクロトロン 200 の出射ビーム電流の測定値を設定値と比較して誤差信号を出力する電流比較器 65、誤差信号に対して適切な利得で比例・積分・微分演算を実施して周波数変化率の補正値を出力する周波数変化率制御器 69、予め定めた周波数変化率の設定値に補正値を加算する周波数変化率加算器 70、周波数変化率加算器 70 の出力信号に対してフィードバック系のループ利得の非線形性を打ち消す補償演算を実施する線形化演算器 68、周波数設定信号と線形化演算器 68 の出力信号に基づき高周波発振器 61 の周波数を決定する周波数設定部 71 を具備する。

これらの機器に入力される周波数設定値，出射電流設定値，振幅設定値，周波数変化率設定値は、治療計画を作成する治療計画装置（図示せず）から入力される。

#### 【0040】

引き続き図 8 を用いて、出射ビーム電流値のフィードバック系の構成について説明する。

第 1 の実施形態と同様に、フィードバック系は出射ビーム電流値の検出モニタとして、照射装置 500 で照射ビーム電流を実測する照射ビームモニタ 52、或いはビーム輸送系 300 で輸送ビーム電流を測定する輸送ビームモニタ 33 などを用い、このビームモニタの出力信号を出射制御装置 600B に入力する。出射制御装置 600B では既述の如く、出射ビーム電流の設定値に対する測定値の誤差信号に基づき、シンクロトロン 200 の加速空胴 25 に印加する高周波電圧の周波数変化を自動調整し、出射ビーム電流の測定値が設定値に一致するように制御する。

フィードバック系は出射制御装置 600B、高周波電力増幅器 25A、加速空胴 25、シンクロトロン 200、ビーム輸送系 300、出射ビームモニタ（33，52）のループで構成され、それぞれの構成要素を一巡した信号伝達特性の積であるループ利得がフィードバック系の性能を決定する。シンクロトロン 200 では、加速空胴 25 に印加した高周波電圧の周波数変化に対して出射ビーム電流値の変化が非線形の関係にあり、ループ利得が出射ビーム電流値の運転条件に依存して変化する。即ち、高い出射ビーム電流値でループ利得を最適化すると、低い出射ビーム電流値に対してループ利得が低下し、応答性の悪化と制御精度の劣化を招く。逆に、低い出射ビーム電流値でループ利得を最適化すると、高い出射ビーム電流値に対してループ利得が上昇し過ぎてフィードバック系が不安定になる。そこで、本実施形態でも、その非線形性を補償する為の線形化演算器 68（信号伝達手段）を出射制御装置 600B に設け、ループ利得の出射ビーム電流値に対する依存性を排除し、フィードバック系が安定で高速・高精度に動作可能な出射ビーム電流値の運転範囲を拡大した。以下、詳細に説明する。

#### 【0041】

第 1 の実施形態の場合と同様に、加速空胴 25 に印加する高周波電圧の周波数変化率  $X$  に対するシンクロトロン 200 の出射ビーム電流値  $Y$  の非線形応答が  $K$ 、 $n$  を定数として  $Y = K \cdot X^n$  と表せ、ループ利得は  $dY/dX = nK \cdot X^{n-1} = nK^{1/n} \cdot Y^{(n-1)/n}$  に比例し、高周波電圧の周波数変化率  $X$ 、即ち出射ビーム電流値  $Y$  に依存して変化する。

特に、 $n \gg 1$  で非線形の度合いが大きい場合にはループ利得の変化が大きく、フィードバック系を広範囲の出射ビーム電流値に対して安定に且つ高速・高精度で動作させることが困難になる。

そこで、ループ利得の非線形性を補償するため、本実施形態でも入力信号  $x$  に対する出力信号  $y$  の応答が  $k$  を定数として  $y = k \cdot x^{1/n}$  と表せる出力信号  $y$  を出力する線形化

10

20

30

40

50

演算器 6 8 ( 信号伝達手段 ) を出射制御装置 6 0 0 B に設ける。これにより、2 つの非線形応答が等価的に入力信号  $x$  に対する出力信号  $Y$  の線形応答  $Y = K k^n \cdot x$  で表されるので、ループ利得は  $d Y / d x = K k^n$  に比例して、出射ビーム電流値の運転条件に依存しない一定値に維持できる。

【 0 0 4 2 】

本発明のシンクロトロンおよび粒子線治療システムの第 2 の実施形態においても、前述したシンクロトロンおよび粒子線治療システムの第 1 の実施形態と同様に、出射ビーム電流値のフィードバック系の信号伝達特性がループ全体として線形化されるので、出射ビーム電流値の運転条件に依存したループ利得の変化を抑制できる。即ち、様々な運転条件に対してフィードバック系のループ利得を最適値に近く維持可能である。その結果、シンクロトロンの出射ビーム電流値を広範囲にわたり安定に且つ高速・高精度で制御でき、複雑な患部形状に一致した高精細な治療照射が可能なラスタ走査法などの先端照射技術に対応した粒子線治療システムを容易に実現することができる。

10

【 0 0 4 3 】

本実施形態の出射制御装置 6 0 0 B に関しても、その内部で実施する各種の信号処理はデジタル信号処理でもアナログ信号処理でも、どちらの手法で演算しても良い。

【 0 0 4 4 】

< その他 >

なお、本発明は上記の実施形態に限られず、種々の変形、応用が可能なものである。

20

【 符号の説明 】

【 0 0 4 5 】

- 1 1 ... 前段加速器、
- 2 1 ... 偏向電磁石 ( シンクロトロン ) 、
- 2 2 ... 収束 / 発散型四極電磁石 ( シンクロトロン ) 、
- 2 3 ... 六極電磁石、
- 2 4 ... 入射装置、
- 2 5 ... 加速空洞、
- 2 5 A ... 高周波電力増幅器、
- 2 6 ... 出射装置、
- 2 6 A ... 高周波電力増幅器、
- 2 7 ... 出射偏向装置、
- 3 1 ... 偏向電磁石 ( ビーム輸送系 ) 、
- 3 2 ... 収束 / 発散型四極電磁石 ( ビーム輸送系 ) 、
- 3 3 ... 輸送ビームモニタ、
- 4 1 ... 患者、
- 4 2 ... 患部、
- 5 1 ... 走査電磁石、
- 5 2 ... 照射ビームモニタ、
- 6 1 ... 高周波発振器、
- 6 2 ... 帯域信号発生器、
- 6 3 ... 乗算器、
- 6 4 ... 振幅変調器、
- 6 5 ... 電流比較器、
- 6 6 ... 振幅制御器、
- 6 7 ... 振幅加算器、
- 6 8 ... 線形化演算器、
- 6 9 ... 周波数変化率制御器、
- 7 0 ... 周波数変化率加算器、
- 7 1 ... 周波数設定部、
- 1 0 0 ... 粒子線治療システム、

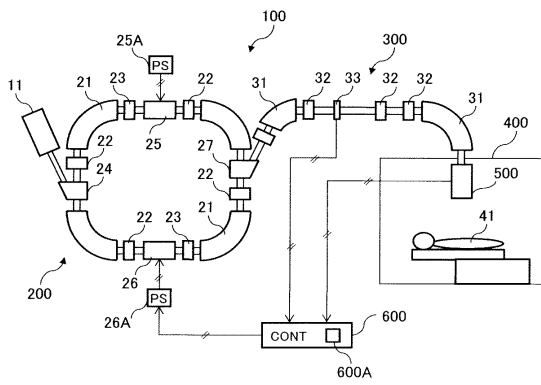
30

40

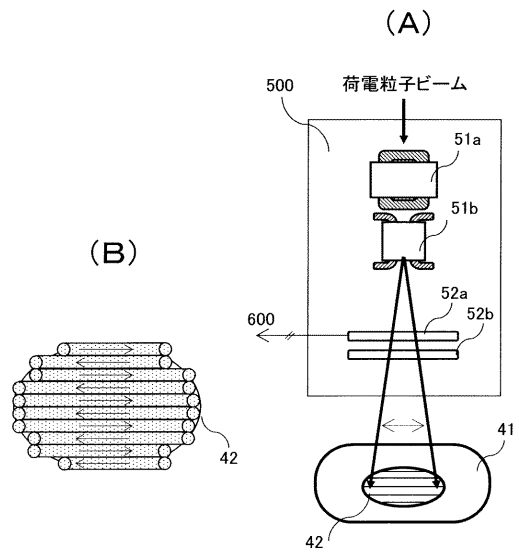
50

- 2 0 0 ... シンクロトロン、
- 3 0 0 ... ビーム輸送系、
- 4 0 0 ... 治療室、
- 5 0 0 ... 照射装置、
- 6 0 0 ... 制御装置、
- 6 0 0 A , 6 0 0 B , 6 0 0 C ... 出射制御装置。

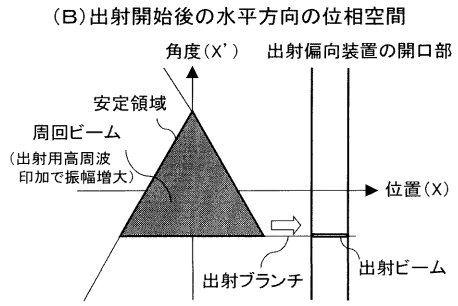
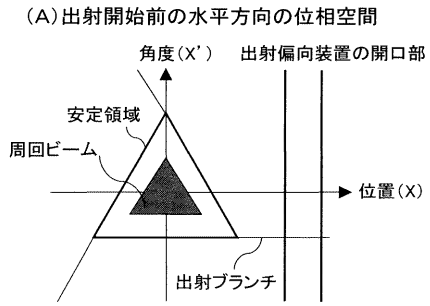
【 図 1 】



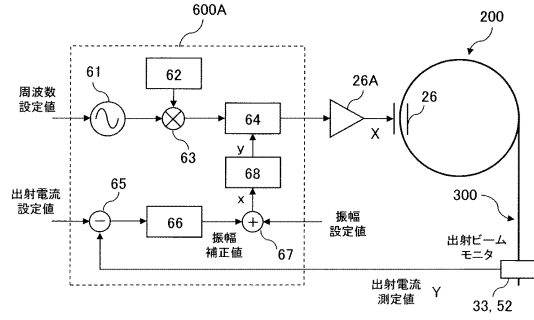
【 図 2 】



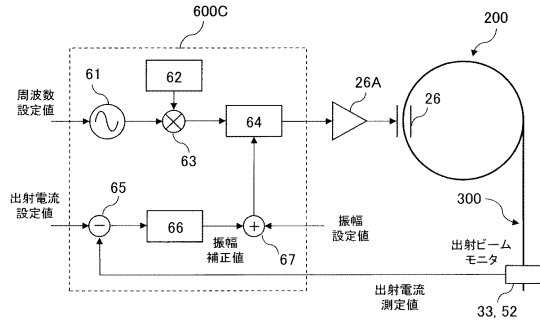
【図3】



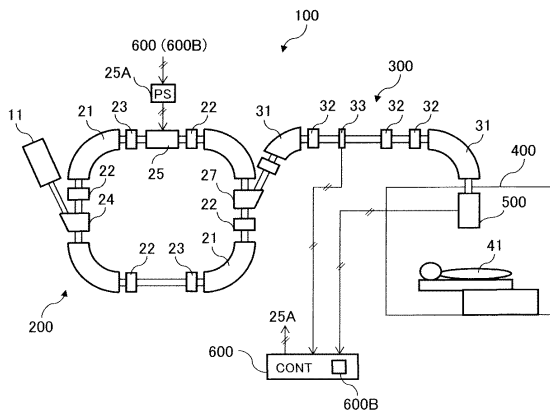
【図4】



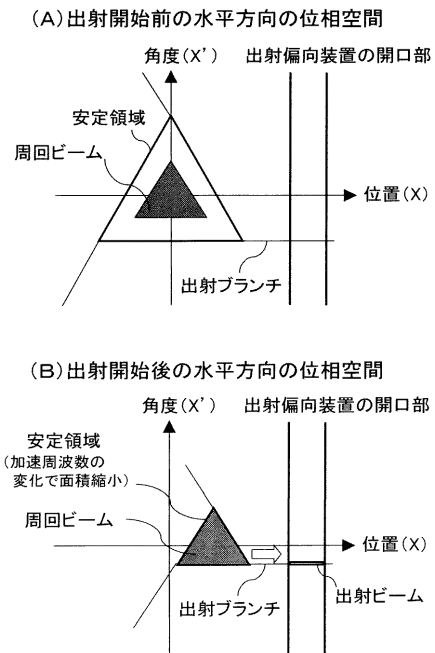
【図5】



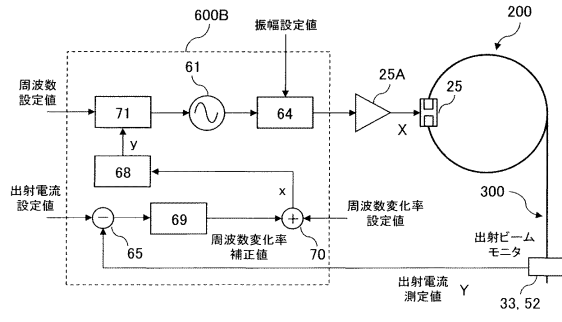
【図6】



【図7】



【図8】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平10 - 261500 (JP, A)  
特開平09 - 330800 (JP, A)  
特開2010 - 251106 (JP, A)  
特開2009 - 148473 (JP, A)  
特開2012 - 234653 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61M36/14  
A61N5/00 - 5/067、5/08 - 5/10  
H05H3/00 - 15/00