

話 題

陽子線治療用小型加速器システムの開発と実用化

青木 孝道*・えび名 風太郎*

Development and Implementation of Compact Accelerator Systems Dedicated for Proton Beam Therapy

Takamichi AOKI* and Futaro EBINA*

Abstract

Recently, the demand for proton beam therapy is increasing because of less radiation exposure to healthy tissues. In order to reduce footprint of proton therapy systems, we developed a compact proton synchrotron with a circumference of 18 m. The number of electromagnets that make up the compact synchrotron is reduced to 11 by applying horizontally weak focusing optics. Stable operation of the synchrotron was realized by cooperation of three-dimensional magnetic field analysis and particle tracking simulation. The synchrotron has been applied for proton beam therapy with scanning irradiation method since 2014. Since the compact synchrotron is introduced to more than 10 facilities in the world, including under construction. We started development of new accelerator for further downsizing. This synchrotron and new accelerator are expected to greatly contribute spreading of proton therapy systems.

1. 導 入

1.1 陽子線治療用小型加速器システム

陽子線をがん等の患部へ照射する陽子線治療は、従来の放射線治療に比べて患部以外の放射線被曝を低減でき、近年需要が高まっている。特に、患部を陽子線で三次元的に走査し照射するスキニング照射法は、複雑な形状の腫瘍に対しても精度の高い照射が可能である。一方、加速器は大型の装置であり、その小型化は陽子線治療システムの普及における課題となっていた。我々は、2010年から北海道大学と日立製作所が協力して推進した国家プロジェクト「最先端研究開発支援プログラム」において、当時としては世界最小となる周長18 mの陽子線治療用シンクロトロン（小型陽子シンクロトロン）を開発し、陽子線治療システムの小型化を実現した（図1）。

小型陽子シンクロトロンは、4回対称かつ水平方向にのみ弱収束の光学系とすることで周回部の電磁石員数を11台にまで低減した。安定なビーム加速を実現するため、三次元磁場解析と粒子ト

ラッキング解析を連携して偏向電磁石の磁極形状を決定し、シンクロトロンからのビーム取り出し効率を向上するため運動量変化に伴う水平ビームサイズの変動を抑制する新規な水平クロマティシティの制約条件を提唱した。

さらに、高エネルギービーム輸送系の偏向電磁石を不要とする新規ディスパージョン補正手法を考案した。本手法では、後述するトリプルアクロマート型回転ガントリーの採用により回転ガントリー入口においてディスパージョンが存在してもアイソセンタにおけるディスパージョンを0に補正することを可能とした。本技術開発によりシンクロトロンを用いた一室型陽子線治療システムの実現が可能となり、小型陽子シンクロトロンは2020年現在、建設中含め世界10以上の施設に導入されている。

現在は加速器のさらなる小型化のためにシンクロトロンとは異なる加速原理に基づく新型加速器を開発中である。偏心した軌道配置と弱収束による安定性と周波数変調RFによる加速と二次共鳴による可変エネルギー取り出しを検討中であり、

* 株式会社日立製作所 Hitachi, Ltd.

(Takamichi Aoki E-mail: takamichi.aoki.my@hitachi.com)

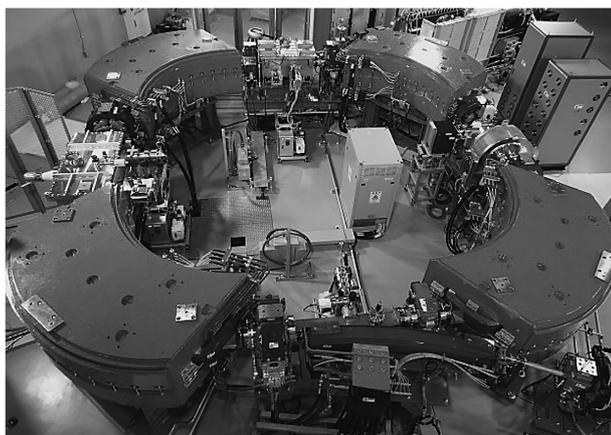


図1 小型陽子シンクロトロン.

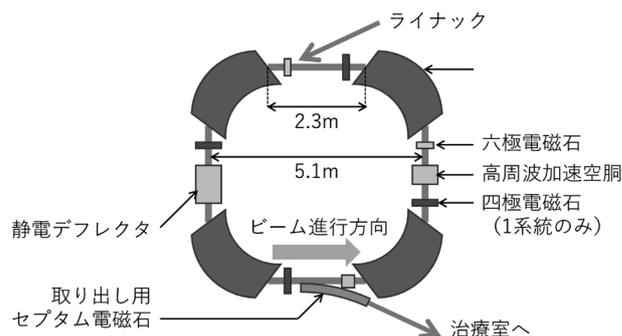


図2 小型陽子シンクロトロン模式図.

本加速器が実現した場合、システムのさらなる小型化が進み、陽子線治療システムの今後のさらなる普及が期待される。

本稿では、第2章で小型陽子シンクロトロンの開発と設計について解説し、第3章でトリプルアクロマー型回転ガントリーを含む高エネルギービーム輸送系の開発について、第4章で新型加速器の開発について述べる。

2. 小型陽子シンクロトロンの開発

2.1 小型陽子シンクロトロンのコンセプト

従来の陽子線治療用シンクロトロンは水平、垂直の両方向に強収束となる光学系を採用しており、2系統合計10台の四極電磁石が必要であった。また、水平CODの補正や取り出し用バンプ軌道の形成のために複数の水平ステアリング電磁石が設置され、電磁石設置のために長い直線部が必要であった。

小型陽子シンクロトロンでは水平方向に弱収束となる光学系を採用し、四極電磁石の員数を1系統4台に削減した。さらに水平CODの補正を偏向電磁石の励磁量を別個に調節することで、水平ステアリング電磁石を省略した。また、小型陽子シンクロトロンでは適切なアライメントにより垂直CODを十分に小さく抑えられるため、垂直COD補正用のステアリング電磁石は設置されていない。

小型陽子シンクロトロンの模式図を図2に示す。小型陽子シンクロトロンは超周期4であり、ビーム入射には多重回転入射法、ビーム取り出しには高周波を用いた遅い取り出し法¹⁾を用いた。

表1 陽子シンクロトロンの緒元.

	従来機	小型機
周長	23.0 m	18.0 m
チューン	(1.685, 1.460)	(0.685, 1.465)
入射	多重回転入射	
取り出し	RF 印加による遅い取り出し	
電磁石数	26	11

本シンクロトロンの4か所の直線部はそれぞれ入射・加速・取り出し（静電デフレクタ）・取り出し（セプタム電磁石）機器が設置され、高周波による遅い取り出し法を適用したシンクロトロンの最小構成に近いと考える。従来型の陽子シンクロトロンと小型陽子シンクロトロンの比較を表1に示す。小型陽子シンクロトロンではシンクロトロンを構成する電磁石の員数が従来比で半数以下となり、2割以上の周長低減に成功した。

取り出し時の小型陽子シンクロトロンの Twiss パラメータの計算結果を図3に示す。小型陽子シンクロトロンはリング全周にわたって垂直方向の β 関数が小さな値に抑えられており、このことは偏向電磁石のギャップ幅の低減に効果を発揮している。

2.2 偏向電磁石磁極形状の決定

小型陽子シンクロトロンは四極電磁石を一系統しか備えていないため、周回ビームの水平・垂直チューンを独立に制御することができない。チューンの調整可能範囲はチューンダイアグラム上の直線状の領域に限られる。動作点が共鳴線に接近することで生じるビーム損失を抑制し、入射から取り出しまでの全区間にわたってシンクロトロンを安定に動作させるには、実際のシンクロトロンの水平、垂直チューンが設計値と高い精度

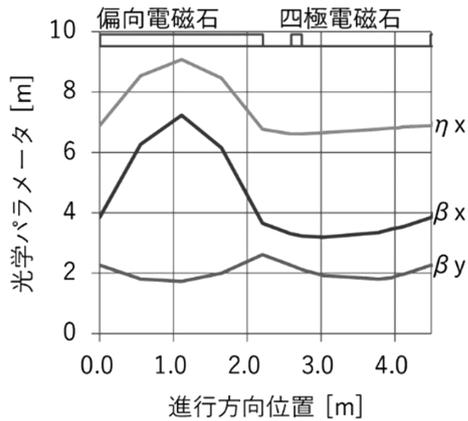


図3 小型陽子シンクロトロン光学設計.

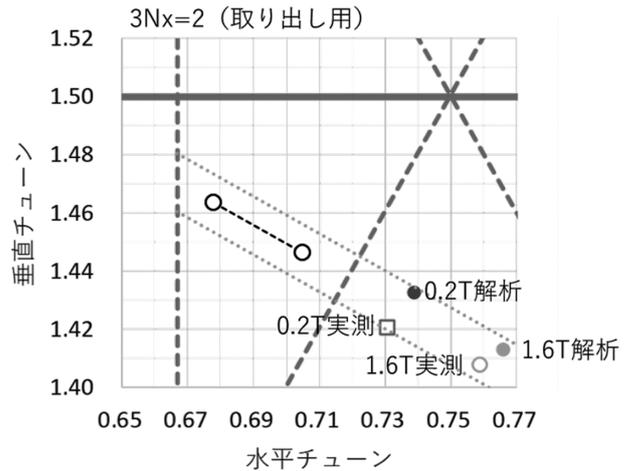


図5 チューンの測定および解析結果.

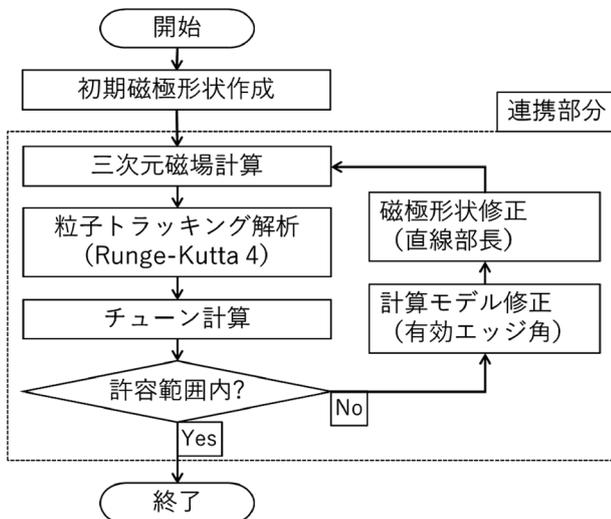


図4 偏向電磁石形状決定フロー.

(±0.01 程度) で一致している必要がある。そこで小型陽子シンクロトロンが要求する磁場分布の精度を達成するため、我々は三次元磁場計算と粒子トラッキング解析を連携することで偏向電磁石の磁極形状及びシンクロトロンの機器配置を決定した²⁾。

偏向電磁石磁極形状を決定するためのフローチャート図を図4に示す。まずは暫定的な磁極形状に対して三次元磁場計算を行い、三次元磁場計算により求めた磁場分布を用いて4次のRunge-Kutta法による粒子トラッキング解析を行う。次に、ビーム進行方向の特定位置における周回ビーム位置を周波数解析した結果からシンクロトロンの水平、垂直チューンを算出し、チューンの計算結果を説明できるようにシンクロトロンの光学モデルを修正する。光学モデルの修正にあたって

は、偏向電磁石の有効エッジ角・磁極長・直線部長を修正した。光学モデルを修正した後、チューンの解析結果が目標値と一致するように偏向電磁石の磁極形状を修正する。具体的には、偏向電磁石のエッジ角・磁極長と直線部の長さの比を変化させることで動作点を目標値に一致させた。

小型陽子シンクロトロンにおいて四極電磁石を励磁しない場合の水平、垂直チューンの測定結果と解析結果との比較を図5に示す²⁾。両者は±0.01の精度で一致しており、小型陽子シンクロトロンでは一系統のみの四極電磁石でほぼ設計通りの値に動作点を制御できていることが分かる。また、実際のシンクロトロンの運転においても共鳴の発生による急激なビーム損失のような現象は確認されていない。実測値と解析結果の実用上問題のない範囲でのずれの原因としては空間電荷効果の影響や偏向電磁石の透磁率のばらつきを想定している。

2.3 ビーム取り出し条件の検討

遅い取り出し法を用いたシンクロトロンの運転条件としてHardt条件³⁾が知られている。Hardt条件の概要を図6に示す。図6は、三次共鳴による遅い取り出しを用いたシンクロトロンがHardt条件を満たす場合の取り出し用静電デフレクタ入口における水平方向位相空間分布を表す。図中の三角形はベータatron振動の安定領域と不安定領域を分けるセパトリクスを表し、ビームは位相空間上でセパトリクスの枝と静電デフレクタが交わる位置からシンクロトロン外へ取り出される。Hardt条件では運動量の変化によるセパト

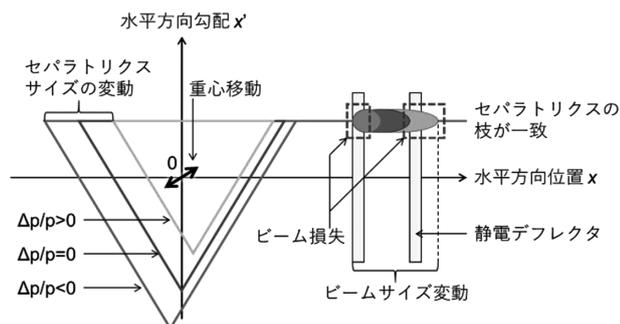


図6 Hardt 条件.

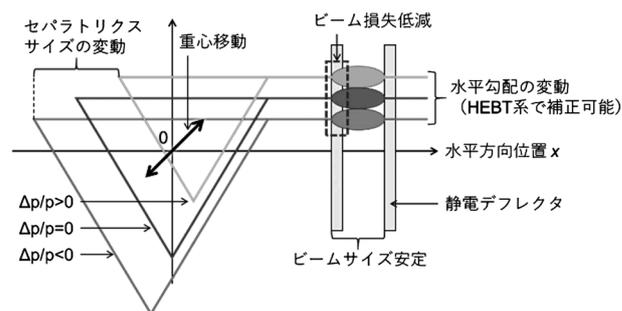


図7 ターンセパレーション一定条件.

リクス中心の移動と水平チューンの変化によるセパトトリクスサイズの変化が打ち消し合い、運動量が異なる周回ビーム粒子のセパトトリクスの枝が位相空間上で一直線上に重なる。これにより、Hardt 条件では静電デフレクタ入口における取り出しビーム粒子の軌道が運動量に依らず一定となり、ビームの取り出しが安定することが期待される。Hardt 条件を満たすための条件を次式に示す。

$$D \cos(\alpha - \Delta\mu) + D' \sin(\alpha - \Delta\mu) = -\frac{4\pi}{S} Q' \quad (1)$$

ここで、 D は静電デフレクタ位置の規格化水平ディスパージョン、 α は六極電磁石位置におけるセパトトリクスの傾き、 $\Delta\mu$ は六極電磁石位置から静電デフレクタ位置までの水平ベータatron振動の位相進み、 S は六極電磁石励磁量、 Q' はシンクロトロン内の水平クロマティシティを表す。

Hardt 条件下ではセパトトリクスの枝が重なる一方で静電デフレクタ入口での水平ビームサイズがビーム粒子の運動量に応じて変化する。よって運動量分散を持つビームの損失が増大し、結果としてビームの取り出し効率が低下する可能性がある。そこで我々は、静電デフレクタ入口における水平ビームサイズが運動量に依らず一定となる条件、すなわちターンセパレーション一定条件について検討した。ターンセパレーション一定条件の模式図を図7に示す。ターンセパレーション一定条件では運動量変化によるセパトトリクス中心の移動とセパトトリクスサイズの変化が静電デフレクタ入口における水平ビームサイズ、すなわちターンセパレーションを一定にするように打ち消し合う。ターンセパレーション一定条件ではセパ

ラトリクスの枝が重ならないため静電デフレクタ入口におけるビーム軌道（水平方向の傾き）が運動量により異なるが、これは水平ディスパージョンの勾配として表現することができるため、高エネルギービーム輸送系中の四極電磁石の運転条件を適切に設定することで患者位置における軌道変位を打ち消すことが可能である。

ターンセパレーション一定条件は、ターンセパレーションの運動量偏差 ($\Delta p/p$) による一階微分が0となる条件から導出され、次式に示す水平クロマティシティの制約条件として与えられる⁴⁾。

$$\left(\frac{24\pi^2}{S} \left(3 - \frac{1}{\tan^2 \Delta\mu} \right) \delta Q_0 - \frac{6\pi \cos \Delta\mu}{\sin^2 \Delta\mu} X_E \right) Q' = \left(\frac{6\pi \cos \Delta\mu}{\sin^2 \Delta\mu} \delta Q_0 + \frac{3S}{2 \sin^2 \Delta\mu} X_E \right) D \quad (2)$$

ここで、 X_E は静電デフレクタの規格化水平位置、 δQ_0 は動作点と取り出し用共鳴線の距離である。

Hardt 条件は静電デフレクタ通過中のビーム損失を最小化する水平クロマティシティを与え、ターンセパレーション一定条件は静電デフレクタ入口におけるビーム損失を最小化する水平クロマティシティを与える。小型陽子シンクロトロンの場合、Hardt 条件となる水平クロマティシティは典型的には -4.5 、ターンセパレーション一定条件を与える水平クロマティシティは典型的には -5.6 となる⁵⁾。

さて、小型陽子シンクロトロン内の静電デフレクタ入口における水平方向位相空間分布の粒子トラッキング解析結果を図8に示す。解析では、小型陽子シンクロトロンではHardt 条件とターンセパレーション一定条件はいずれとも異なる水平ク

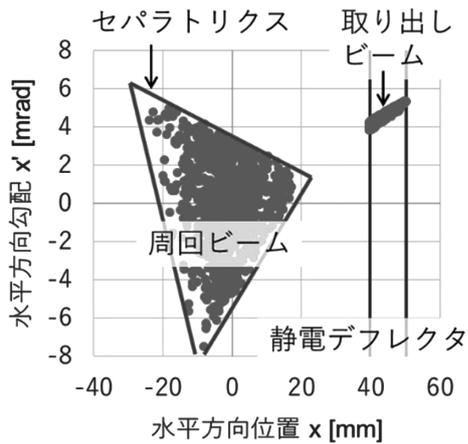


図8 水平方向位相空間分布の解析結果.

ロマティシティが -2 の場合に取り出しビームの勾配およびビームサイズの変動が共にごく小さな値となっている。このことは、Hardt条件やターンセパレーション一定条件の導出がセパトリクスの枝が直線であることを仮定しているのに対し、実際のシンクロトロンでは共鳴線からの距離や高次の多極磁場の存在に応じてセパトリクスの枝に歪みが生じるためであると考えている。あくまで、Hardt条件やターンセパレーション一定条件は初期検討時の目安とし、実際の設計や運用には粒子トラッキング解析により得られる知見を反映するべきである。

3. 一室型陽子線治療システム

一室型システムでは、加速器出口から回転ガントリー入口までのビーム輸送系（高エネルギービーム輸送系，HEBT系）を短縮することが設置面積を低減する上での重要な課題となる。主加速器にサイクロトロンを用いた陽子線治療システムでは、エネルギー選択用のスリットを回転ガントリー上に搭載することでHEBT系を短縮した小型の一室型システムが実用化されている⁶⁾。これに対し、主加速器にシンクロトロンを用いた陽子線治療システムでは、HEBT系中にディスパージョン補正用の偏向電磁石を設置する必要から、HEBT系の設置面積がサイクロトロン使用時に比べて増大する傾向があった。

高エネルギービーム輸送系短縮のため、我々はHEBT系への偏向電磁石設置が不要となる新たなディスパージョン補正手法を考案した。本手法では、回転ガントリー内で発生したディスパ-

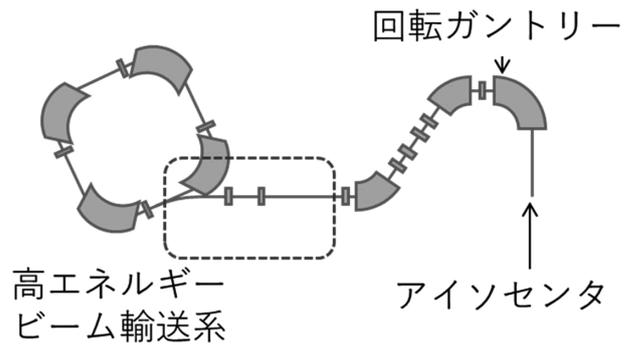


図9 一室型陽子線治療システム模式図.

ジョンとその勾配がアイソセンタで 0 となるいわゆるダブルアクロマーットの条件に加え、回転ガントリー入口における 0 でないディスパージョンが直交する二種類のガントリー回転角において共に 0 に収束するようにHEBT系及び回転ガントリー中の四極電磁石の励磁量を調節する（以下、本条件をトリプルアクロマーット条件と呼ぶ）。

トリプルアクロマーット条件を採用した回転ガントリーでは、回転ガントリー入口におけるディスパージョンとその勾配を 0 に補正せずとも任意のガントリー回転角におけるディスパージョンをアイソセンタにおいて 0 に補正できるため、HEBT系への偏向電磁石の設置が不要となりHEBT系自体の短縮が可能となる。また、トリプルアクロマーット条件が照射ビームの性能へ与える影響は軽微であり、陽子線治療システムの運転にとって十分許容できる⁷⁾。

トリプルアクロマーット型の回転ガントリーを採用した一室型陽子線治療システムの模式図を図9に示す。HEBT系中の偏向電磁石を省略したことでシンクロトロン出口から回転ガントリー入口までの距離を約 5 m に短縮し、さらには四極電磁石員数をHEBT系、回転ガントリー併せて 8 台にまで低減している。トリプルアクロマーット型の回転ガントリーではHEBT系と回転ガントリーを合わせて一体のビーム輸送系とみなしており、アイソセンタにおける光学パラメータを輸送系中全ての四極電磁石を用いて制御することで少数の四極電磁石によるビーム輸送を実現している。

シンクロトロン出口からアイソセンタまでのディスパージョンの計算結果を図10に示す。加速器水平方向については二種類のガントリー回転角(0 度、 90 度)それぞれについてGABT系中の

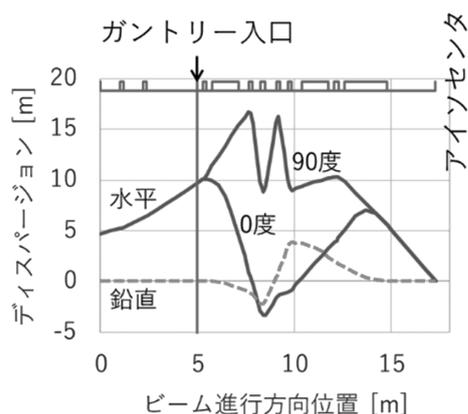


図10 ディスパーションの計算結果.

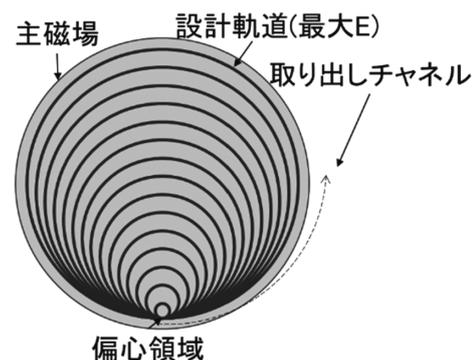


図11 新型加速器の特徴.

ディスパージョンを計算し、加速器垂直方向についてはガントリー回転角0度の動径方向についてのみGABT系中のディスパージョンを計算した。アイソセンタにおける水平方向のディスパージョンは0度、90度の二種類のガントリー回転角について0となっており、垂直方向についてはディスパージョンとその勾配がアイソセンタで共に0となっている。したがって、本システムはHEBT系に偏向電磁石を設置せずとも照射ビームのディスパージョンを全てのガントリー回転角において0に補正することが可能である。

4. 将来の小型加速器

陽子線治療のさらなる普及のために我々は加速器のより一層の小型化を目指している。前述のシンクロトロンは4か所の直線部それぞれに入射系・加速系・ESD・取り出しセプタムが配置されている。故に、シンクロトロンの適用を前提としたこれ以上のコンパクト化は困難であると言わざるを得ない。そこで、我々は新原理の新型加速器を提案・開発中である。

4.1 新型加速器の原理・特徴

新型加速器は照射するエネルギー範囲での取り出しビームエネルギーの可変性とコンパクト性を両立させる。原理はシンクロサイクロトロン同様に固定磁場中を周回する陽子ビームに対して周回に同期した周波数の高周波電場を作用させて加速する。新型加速器の特徴は図11に示すように加速中のビーム軌道は同心円軌道ではなく、偏心した円軌道に沿って加速される。軌道が偏心した結果、エネルギーの異なる軌道が互いに近接する領

域ができ、その外側に取り出しチャンネルを設置することで、低エネルギーのビームも小さい変位で取り出しチャンネルに到達させることができると考えている。

4.2 新型加速器の光学設計手法

従来の加速器設計では偏向電磁石や四極電磁石などの既存の光学要素を適宜配置して、位相空間上の輸送行列を計算することで横方向のビーム振動数やTwissパラメータなどの光学パラメータを計算する手法がとられる。一方で、本加速器ではその軌道配置の対称性の低さと、異なるエネルギーの軌道が空間的に近接していることから、上記のような設計手法で全体の磁場分布と軌道の形状を無矛盾に定めることが困難である。そこで、本加速器では、まず設計軌道の形状を定め、そこから必要となる磁場分布を計算する。さらに軌道を進行方向に微小な要素に分割し、各要素上の磁場と磁場勾配から輸送行列を計算する。最後に軌道一周分の輸送行列を各要素の輸送行列の積として算出し、光学パラメータを算出する。このようにして、任意のエネルギーでの光学パラメータを算出することができ、入射エネルギーから最大エネルギーに至るまでの全エネルギーでビームの横方向振動が安定となる磁場分布を定めた。

4.3 軌道の配置

以上の手順で実施したビームの安定性評価に基づいて得られた軌道配置と磁場分布について述べる。新型加速器ではビーム軌道に対して動径方向外側に磁場の大きさを減少させることで、弱収束の効果を利用したビーム安定性を実現させる。単一エネルギーの設計軌道上で磁場は一樣であると定めると、設計軌道は円となる。設計軌道の存在する平面をXY平面とし、設計軌道の半径 ρ と中

心の間にある関係を定めることができ,

$$Y_c = \kappa_\infty \rho_Y \left[1 - \sqrt{1 + \left(\frac{\rho}{\rho_Y} \right)^2} \right] \quad (3)$$

とする. κ_∞ と ρ_Y は設計パラメータであり, κ_∞ は高エネルギーの極限において, どの程度異なるエネルギーの軌道同士が近接するかを定める無次元量である.

$$\frac{dY_c}{d\rho} = \kappa_\infty \frac{\left(\frac{\rho}{\rho_Y} \right)}{\sqrt{1 + \left(\frac{\rho}{\rho_Y} \right)^2}} \quad (4)$$

によって定義される無次元量の「偏心率」が安定性を議論するうえで重要なパラメータであり, この偏心率が1の場合は異なるエネルギーの軌道が互いに接触し, 0の場合は同心円状軌道となる. したがって, 本加速器では κ_∞ , すなわち, 偏心率が1に近い値とすることで偏心した軌道の配置としている. また, ρ_Y は $\kappa_\infty=1$ とした場合の高エネルギー極限での集約領域と入射点の距離となる. 軌道の中心はその位置を常に Y 軸上に変え, 半径の増加とともに Y 軸方向性の向きにシフトする. さらに, 半径0における軌道中心が座標系の原点であることを踏まえると, 原点において磁場が最大となり, 軌道半径の増加に対して磁場は減少するような磁場分布を導入することで弱収束効果が期待できる. 磁場の分布は上記の軌道配置と独立に定めることができ, 例えば Y 軸上の $Y < 0$ となる半直線上において, 磁場の設計値を

$$B = B_0 + \frac{S}{2} \cdot Y^2 \quad (5)$$

の形で定める. B_0 は原点での磁場であり, S は Y 軸負の方向に沿った磁場の二階微分である. これによって, 原点において XY 平面内で任意の方向に沿った磁場勾配が0であることが保証され自然な磁場分布となる.

上述のとおり, B_0 と ρ_Y は加速器設計の根本的なパラメータであり, あまり調整の余地がない一方, 設計の前提となる条件を入力として光学計算が可能であるため, 最適化のしやすい体系となっている. 光学設計上で実質的に制御できるパ

ラメータは κ_∞ と S である. この二つのパラメータについて, 横方向振動が安定する範囲を検討した⁸⁾. その結果, 定性的に言えば互いに軌道を近接させればさせるほど, 許容される磁場の二階微分 S の上限値が小さくなり, 磁場分布として空間的に一様な磁場分布にせざるを得なくなる. すなわち, 鉛直チューンが0に近くなり, 周回ビームの鉛直方向ビームサイズが大きくなっていく.

上記軌道配置において, 偏心率を小さくすることとビームの安定性はトレードオフの関係にあり, ビームの安定と軌道の偏心を両立する場合⁹⁾, チューンは $v_x=1, v_z=0$ から始まり, 加速とともに水平チューンは下がり続け, 鉛直チューンは増大し続ける.

4.4 取り出し方法

さて, 上記のように本加速器では水平チューンは1に近い1未満の値をとる. そこで現在は $2\nu_r=2$ の二次共鳴を利用した取り出しの適用を計画中である. すなわち, 集約領域に付加的な多極磁場を印加することで水平チューンを1にして, 水平方向の運動を不安定化させターンセパレーションを得る. 本手法の具体的な磁場の与え方や制御手法について現在実現のための検討が進んでいる.

5. まとめ

陽子線治療システムの設置面積低減を目的とし, 4回対称の小型陽子シンクロトロンとトリプルアクロマート型回転ガントリーをこれまで開発し, 現在は新型加速器の開発中である. 新型加速器では偏心した軌道配置を弱収束による収束力で実現する. 周波数変調 RF による加速と二次共鳴による可変エネルギー取り出しを検討中であり, 本加速器が実現した場合, システムのさらなる小型化が進み, 陽子線治療システムの今後のさらなる普及が期待される.

謝 辞

陽子線治療用小型シンクロトロンの開発は, 総合科学技術会議により制度設計された最先端研究開発支援プログラムにより, 日本学術振興会を通して助成されたものです.

参考文献

- 1) K. Hiramoto and M. Nishi: Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A **322**, 154 (1992).
- 2) T. Aoki et al.: Proc. 11th PASJ, Aomori, 186 (2014).
- 3) L. Badano et al.: "PROTON-ION MEDICAL MACHINE STUDY (PIMMS) PART I", CERN-PS-99-010-DI (1999).
- 4) F. Ebina, M. Umezawa and K. Hiramoto: Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A **685**, 1 (2012).
- 5) F. Ebina, M. Umezawa and K. Hiramoto: AIP Conf. Proc. **1525**, 350 (2013).
- 6) Th. Colmant et al.: "The IBA S2C2: From First Unit to Industrial Product," Presented at the 21st International Conference on Cyclotrons and their applications, Zürich, Switzerland, Sept. 11–16, 2016.
- 7) F. Ebina, T. Aoki and Y. Shinozawa: Proc. 14th PASJ, Sapporo, 1265 (2016).
- 8) T. Aoki et al.: Proc. 9th IPAC, Vancouver, BC, Canada, 485 (2018).
- 9) T. Aoki et al.: Proc. 14th PASJ, Sapporo, 150 (2016).