

陽子線治療用小型加速器システムの開発と実用化

DEVELOPMENT AND IMPLEMENTATION OF COMPACT ACCELERATOR SYSTEMS DEDICATED FOR PROTON BEAM THERAPY

鮫名風太郎[#], 青木孝道

Futaro Ebina, Takamichi Aoki

Hitachi, Ltd. Research & Development Group

Abstract

Recently, the demand for proton beam therapy is increasing because it can be done with less radiation exposure to healthy tissues than X-ray therapy. In order to reduce footprint of protontherapy systems, we developed a compact proton synchrotron with a circumference of 18m, the smallest in the world for proton beam therapy. 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, this synchrotron has greatly contributed to the spread of proton therapy systems.

1. 背景

1.1 陽子線治療用小型加速器システム

陽子を加速してがん等の患部へ照射する陽子線治療は、X線治療に比べて患部以外の放射線被曝を低減できる治療法として近年その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するスキャンニング照射法は、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ことから陽子線治療において標準的な照射技術となりつつある。一方で、従来スキャンニング照射法に適用可能な陽子シンクロトロンは一周が23mと大型の装置であり、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、スキャンニング照射法に特化した当時としては世界最小となる周長18m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。北海道大学病院陽子線治療センターに設置された小型陽子シンクロトロンの写真をFig. 1に示す。本シンクロトロンは2014年よりスキャンニング照射法を適用した陽子線治療に供されており、2019年現在は建設中まで含めると世界10以上の施設において本シンクロトロンの導入が進むなど陽子線治療システムの普及に大きく貢献している。

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、垂直の両方向について強収束となる光学系を採用しており、2系統合計10台の四極電磁石を直線部中に設置する必要があった。また、水平CODの補正や取り出し用バンブ軌道の形成の為に複数の水平ステアリング電磁石が設置されており、これら電磁石を設置するために長い直線部

を設ける必要があった。

そこで、小型陽子シンクロトロンにおいては水平方向にのみ弱収束となる光学系を採用することで四極電磁石の員数を1系統4台に削減し、水平CODの補正を偏向電磁石の励磁量の比により調節することで水平ステアリング電磁石自体を省略した。小型陽子シンクロトロンは偏向電磁石は周回軌道の形成、周回ビームの収束、水平COD補正の役割を全て担っており、複数電磁石の持つ機能が一台の偏向電磁石に統合されている。なお、小型陽子シンクロトロンでは垂直CODの発生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Fig. 2に示す。小型陽子シンクロトロンは超周期4、水平方向にのみ弱収束の光学系を採用しており、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]を用いている。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



Figure 1: Compact proton synchrotron installed in the proton beam therapy center of Hokkaido university hospital.

[#] futaro.ebina.jy@hitachi.co.jp

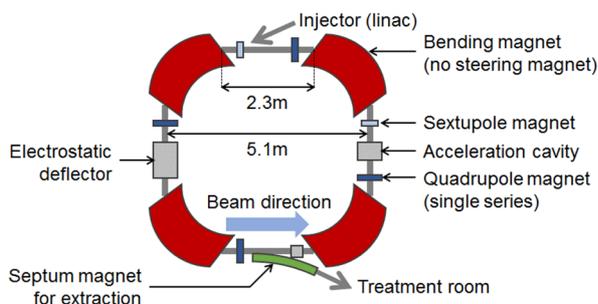


Figure 2: Figure of the compact proton synchrotron.

磁石)を担当しており、本シンクロトロンは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主要パラメータの比較を Table 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ている。

取り出し時における小型陽子シンクロトロン Twiss パラメータの計算結果を Fig. 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、直線の位置は偏向電磁石が発生する磁場の分布によりほぼ決定する。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水平、垂直チューンが設計値と高い精度 (± 0.01 程度) で一致している必要がある。

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機器配置を決定した[2]。

偏向電磁石磁極形状を決定する為のフローチャートを Fig. 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

Table 1: Main Parameters of the Synchrotron

| | Conventional | Compact |
|-------------------|---------------------------|----------------|
| Circumference | 23.0 m | 18.0 m |
| Operating point | (1.685, 1.460) | (0.678, 1.465) |
| Injection | Multi turn injection | |
| Extraction | RF-driven slow extraction | |
| Number of magnets | 26 | 11 |

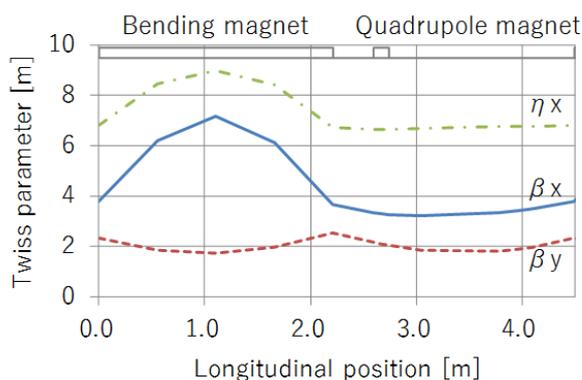


Figure 3: Figure of the compact proton synchrotron.

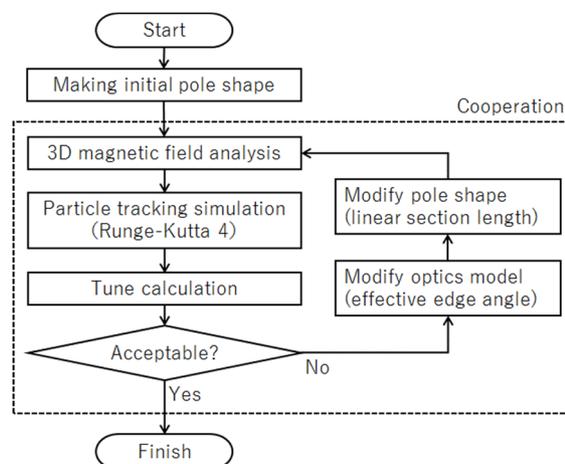


Figure 4: Flowchart of designing pole shape of the bending magnet for the compact proton synchrotron.

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水平、垂直チューンを算出し、チューンの計算結果との齟齬がなくなる様にシンクロトロン光学モデルを修正する。光学モデルの修正にあたっては、主に偏向電磁石の実効的なエッジ角を修正した。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様偏向電磁石の磁極形状を修正する。ここで、偏向電磁石のエッジ角の変更は、偏向電磁石の端部位置と四極電磁石位置における Twiss パラメータに殆ど差が無いことから動作点の調整範囲自体の調整にはあまり効果的でない。そこで、本開発では主に偏向電磁石の有効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 Fig. 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

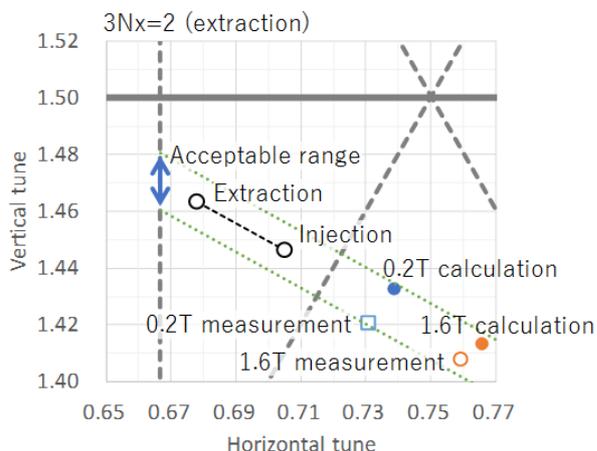


Figure 5: Comparison of measured tune and calculated tune.

や偏向電磁石の透磁率のばらつきを想定しているが原因の特定までは行っていない。

2.3 ビーム取り出し条件の検討

遅い取り出し技術を用いたシンクロトロンを取り出し効率を向上する為の運転条件として **Hardt 条件**[3]が知られている。**Hardt 条件**の概要を Fig. 6 に示す。Figure 6 は、3 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ラクスを表し、ビームは位相空間上でセパトラ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ラクス中心の移動と水平チューンの変化によるセパトラ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ラ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の偏差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ラクスの傾き、 $\Delta\mu$ 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' はシンクロトロンの水平クロマティシティを表す。Equation 1 は、**Hardt 条件**がセパトラクスの枝を一直線上に揃えるための水平クロマティシティを与えることを示している。

Hardt 条件の下ではセパトラクスの枝が重なる一方で静電デフレクタ入口における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ため、運動量分散を持つビームの静電デフレクタ入口における損失が増大し、

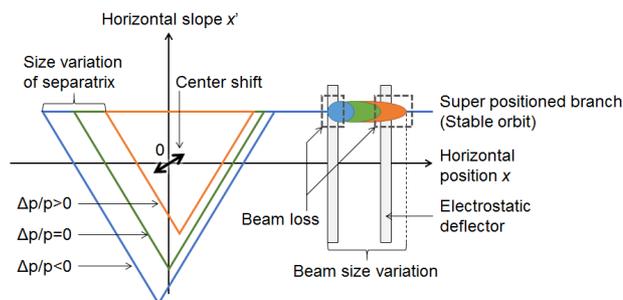


Figure 6: Schematic view of the Hardt condition.

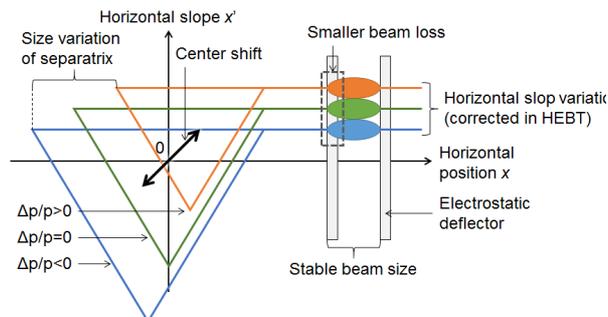


Figure 7: Schematic view of the constant turn-separation (spiral-step) condition.

結果としてビームの取り出し効率が低下する恐れがある。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、即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 Fig. 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ラクス中心の移動とセパトラ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、即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トラ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る。導出の詳細については省略するが、ターンセパレーション一定条件は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。

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

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。なお、ターンセパレーション一定条件の導出については文献[4]に詳しい。

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チシティを与え、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チシティを与える。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チシティは約-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チシティは約-5.6 となる(これらはシンクロトロンの運転条件にもある程度依存する)[5]。Hardt 条件とターンセパレーション一定条件に近い値であればこのシンクロトロンは静電デフレクタにおけるビーム損失を容易に低減することが可能であり、逆に両者が離れている場合高い取り出し効率を得ることは困難になる。

小型陽子シンクロトロン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解析結果を Fig. 8 に示す。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異なる値であるが、解析では水平クロマチシティが-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ラリクス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ラリクスに歪みが生じるためであると考えている。これらの条件を全て定式化することは困難であるため、Hardt 条件やターンセパレーション一定条件はあくまで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。粒子トラッキング解析の結果から、小型陽子シンクロトロンは水平クロマチシティを-2とした場合におよそ最大の取り出し効率を得られることが判明した。

3. 一室型陽子線治療システムのビーム輸送

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、

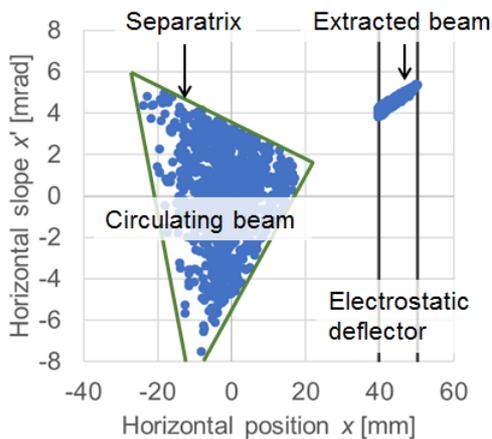


Figure 8: Simulated horizontal phase space distribution at the entrance of the electrostatic deflector ($Q'_x = -2$).

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為、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ー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 に収束する様に 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ト条件と呼ぶ)。

トリプルアクロマー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ものであることが文献[7]に示されている。

トリプルアクロマー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 Fig. 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 5m に短縮し、更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。

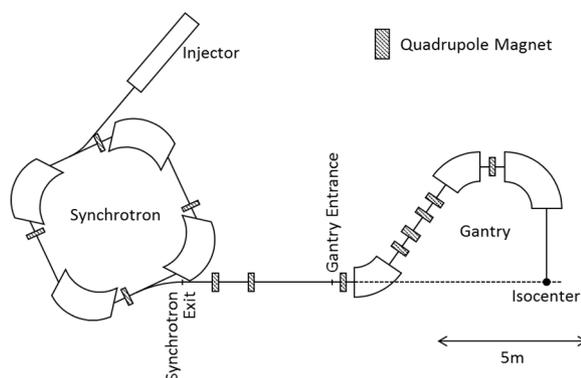


Figure 9: Layout of the single room proton beam therapy system.

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 Fig. 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。従って、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。

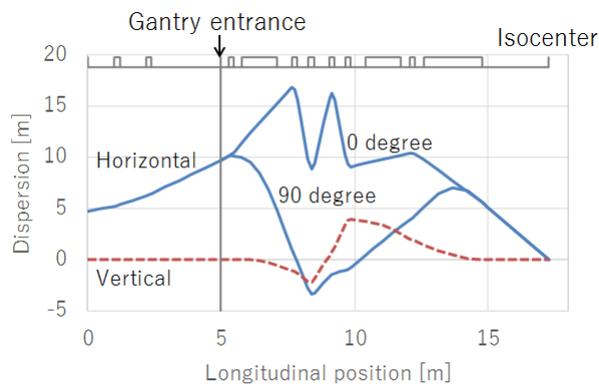


Figure 10: Calculated dispersions of the single room proton beam therapy system.

4. まとめ

陽子線治療システムの設置面積低減を目的とし、当時としては世界最小となる周長 18m 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) を開発した。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 台にまで低減する一方、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することによりシンクロトロン運転の全区間にわたり安定な動作を実現している。

また、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たな水平クロマティシティの制約条件を提唱した。

小型陽子シンクロトロンは 2014 年よりスキヤニング照射法を適用した陽子線治療に供されており、2019 年現在では建設中まで含めると世界 10 以上の施設において本シンクロトロンの導入が進むなど陽子線治療システムの普及に大きく貢献している。

陽子線治療システムの更なる小型化を目指し、高エネルギービーム輸送系への偏向電磁石設置を不要とす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、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残留してい

る状態であっ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ている。

本技術の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、陽子線治療システムの今後の更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, M. Nishi, Resonant beam extraction scheme with constant separatrix, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, Vol. 322, Issue 2, 1992, pp 154-160.
- [2] T. Aoki *et al.*, Calculation and Measurement of Betatron Frequency in Synchrotron for Proton Beam Therapy, Proceedings of the 11th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, 2014, Aomori, Japan, p.186.
- [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, Improvement of extraction efficiency from a slow extraction synchrotron by applying the constant spiral step condition, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 685 (2012), p. 1.
- [5] F. Ebina, M. Umezawa, K. Hiramoto, Improvement of Extraction Efficiency From a Compact Synchrotron for Proton Beam Therapy by Applying Particle Tracking Analysis, Proceedings, AIP Conference Proceedings 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, Schweiz, Sept. 11-16, 2016.
- [7] F. Ebina, T. Aoki, Y. Shinozawa, Optical design of a high energy beam transport for compact proton beam therapy systems, Proceedings of the 14th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, 2016, Sapporo, Japan, p.1265.