

重粒子線治療用超伝導シンクロトロン DESIGN OF A SUPERCONDUCTING SYNCHROTRON FOR HEAVY-ION RADIOTHERAPY

水島康太^{#,A)}, 白井敏之^{A)}, 岩田佳之^{A)}, 古川卓司^{A)}, 野田耕司^{A)}

Kota Mizushima^{#,A)}, Toshiyuki Shirai^{A)}, Yoshiyuki Iwata^{A)}, Takuji Furukawa^{A)}, Koji Noda^{A)}

^{A)} Department of Accelerator and Medical Physics, National Institute of Radiological Sciences (NIRS),
National Institute for Quantum and Radiological Science and Technology (QST)

Abstract

Heavy-ion radiotherapy requires a high installation cost and a large area to construct its facility although it provides us with the physical and radiobiological advantages for treating malignant tumors. To widely spread heavy-ion radiotherapy, therefore, it is strongly required to develop a low-cost and compact machine. For this purpose, QST has started the project for the development of a new generation heavy-ion radiotherapy machine. In this project, we have studied a design of a compact heavy-ion medical synchrotron using the superconducting technology. This synchrotron consists of four superconducting bending magnets with the combined function, and its circumference is 28 m which is less than half of the conventional type using the normal conducting ones.

1. はじめに

重粒子線を用いたがん治療では、Bragg ピーク周辺の高い線量集中性と生物効果を利用し、正常組織の損傷を抑えた効果的な治療照射が可能となる。放射線医学総合研究所(放医研)では炭素イオンビームを用いた重粒子線治療を 1994 年から開始しており[1]、これまでに行った 10,000 件以上の治療において良好な成績を確認している。QOL の観点からも重粒子線治療の重要性は今後ますます増していくと考えられるが、治療施設を国内外に普及するためには、現在の巨大な装置と建屋を小型化し、施設の導入コストを低減することが強く求められる。

上記課題に対し、量子科学技術研究開発機構(量研機構)では、今後の重粒子線治療の普及に向けた小型で低価格な次世代装置「量子メス」の開発を現在計画している。「量子メス」プロジェクトでは、いくつかある開発課題の一つとして、従来装置で一番大きな設置面積を必要とするシンクロトロンを超伝導技術により小型化することを目指している。シンクロトロンの偏向電磁石に超伝導コイルを用いることで高磁場化し、さらに、電磁石を二極と四極磁場用コイルが重ねて巻かれた機能結合型とすることで、従来装置のシンクロトロン[2]の周長の半分以下まで小型化する設計を検討している。

シンクロトロンの設計は、放医研で開発された重粒子線治療用高速スキャンニング照射システム[3]に適合させることを条件として進めている。そのため、シンクロトロンからのビーム出射方法としては RF ノックアウトによる遅い取り出し方式[4]を採用し、治療に必要な飛程を確保するため、出射エネルギー範囲は 56 ~ 430 MeV/u としている。照射中は高速なエネルギー変更が求められるため、パルス内エネルギー可変型運転方式[5,6]を採用し、照射システムから求められたエネルギーや強度に柔軟に対応することを目指す。

本発表では、現在設計検討されているシンクロトロンのラティスをもとに、ビームや機器のパラメータ、入射の計算結果について報告する。

2. シンクロトロンのラティスとパラメータ

重粒子線がん治療用超伝導シンクロトロンのレイアウトと主なパラメータを Fig. 1 と Table 1 に示す。シンクロトロンのラティスは Fig. 2 に示した FODO 型であり、4 台の 90 度偏向超伝導電磁石 (BM) で構成された四回対称配置となっている。チューン動作点 (Q_x, Q_y) は、BM 電磁石に巻かれた超伝導四極コイルと常伝導四極電磁石 (QF) によって独立に調整可能である。

チューン動作点は蓄積粒子数に大きく影響し、治療照射時間を短くするためには蓄積粒子数が多いことが望ましい。そのため、動作点の選択は非常に重要である。このラティスでは、ノーマル多極成分で励起される次数の低い共鳴や構造共鳴を避けつつ、三次共鳴での出射条件を満たせるという条件から、Table 2 に示した動作点を選択している。

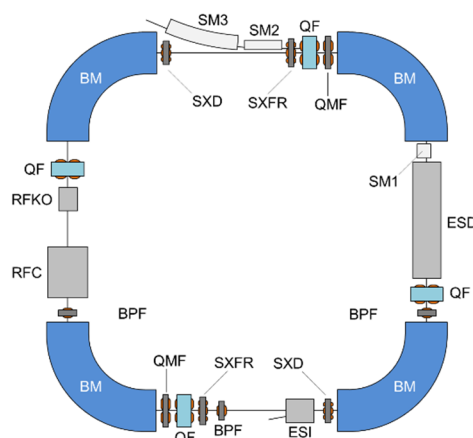


Figure 1: Layout of the synchrotron ring.

[#] mizushima.kota@qst.go.jp

Table 1: Parameters of the Synchrotron

Ion	${}^4\text{He}^{2+}, {}^{12}\text{C}^{6+}, {}^{16}\text{O}^{8+}$
Injection energy	4 MeV/u
Extraction energy	56 ~ 430 MeV/u
Circumference	28 m
Bending magnetic field	~ 4 T
Magnetic rigidity	~ 6.62 Tm
Revolution frequency	0.99 ~ 7.82 MHz

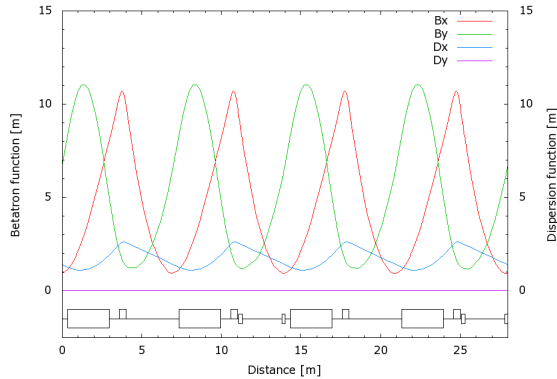


Figure 2: Beta and dispersion functions at injection.

Table 2: Beam Parameters at Injection and Extraction

	Injection	Extraction
Betatron tune (Q_x, Q_y)	(1.71, 1.45)	(1.68, 1.45)
Natural chromaticity (ξ_x, ξ_y)	(-2.57, -1.29)	(-2.33, -1.13)
Transition gamma	1.83	1.78

3. ビーム入射

シンクロトロンへのビーム入射方法は、従来の重粒子線治療用加速器でも用いられており信頼性の高い、多重回転入射方式を採用した。ビーム入射は、3 台の高速バンパ電磁石 (BPF) と静電インフレクタ (ESI) を用いて Fig. 3 のように行う。入射ビームのエミッタンスを $10 \pi \text{ mm} \cdot \text{mrad}$ 、運動量分散を 0.2% (どちらも 2σ) とした条件でのシミュレーションでは、入射ゲイン (実効入射ターン数) として 25 程度が得られ、そのときの蓄積粒子の水平方向エミッタンスは $300 \pi \text{ mm} \cdot \text{mrad}$ (2rms) となった。

入射ビームを ${}^{12}\text{C}^{6+}$ イオン 4 MeV/u、蓄積粒子数を 5×10^9 個と仮定し、RF 捕獲したときの空間電荷効果によるチューンスプレッドを計算した結果を Fig. 4 に示す。RF 捕獲時は、基本波の 2 倍の高調波を付加することを考えており、バンチングファクタは 0.5 としている。空間電荷効果によって「 $2Q_x - Q_y = 2$ 」と「 $Q_x + 3Q_y = 6$ 」の共鳴線を跨ぐが、それらの共鳴を励起するスキュー六極、スキュー八極磁場成分は非常に小さいと考えられる。

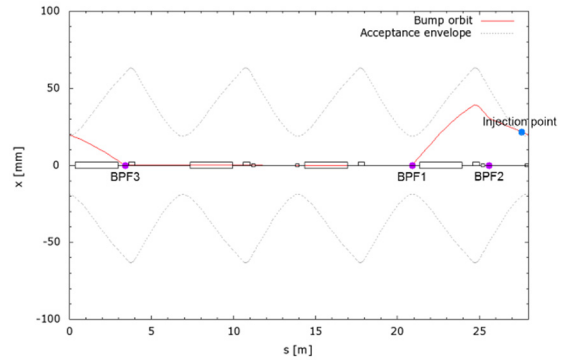


Figure 3: Fast bump magnets and horizontal beam orbit for multi-turn injection.

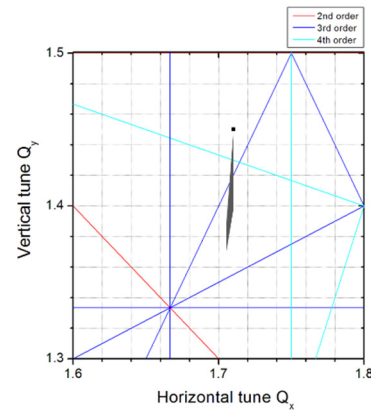


Figure 4: Betatron tune diagram and spread due to the space charge effect.

4. ビーム出射

シンクロトロンからのビーム出射は、三次共鳴と六極磁場によるセパトリス生成と RF ノックアウト法によるビーム拡散を用いて行う。出射バンパ軌道は、4 台の偏向電磁石の励磁電流値を個別の電源で調整することにより生成する。セパトリスは 2 台の出射用六極電磁石 (SXFR) によって生成されるが、個別の電源でそれぞれの電磁石を励磁できるようにすることで、クロマチシティとセパトリスサイズを独立に調整可能である。430 MeV/u ビーム出射時の最終 3 ターン軌道と位相空間上のセパトリスを Fig. 5、Fig. 6 にそれぞれ示す。

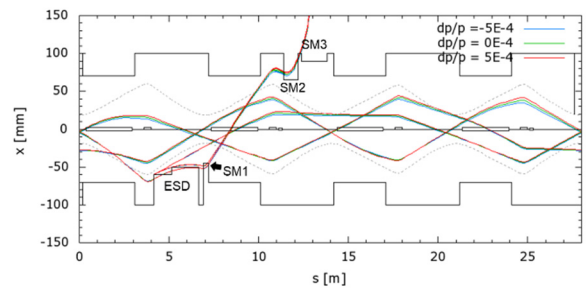


Figure 5: Horizontal beam trajectory over 3 turns just before being extracted from the synchrotron ring.

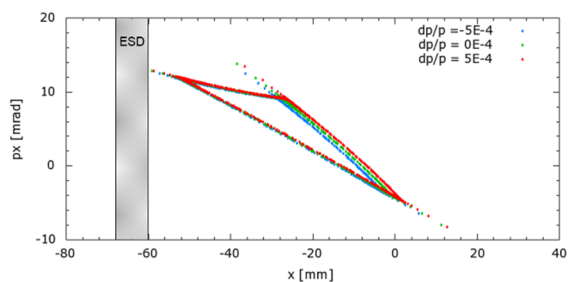


Figure 6: Phase space positions of the extracted particles with separatrix at the entrance of the ESD.

静電デフレクタ (ESD) で曲げられたビームは下流の超伝導電磁石に入るが、そのままではダクト中心から非常に離れた軌道で進んでしまい、出射ビーム軌道のために超伝導電磁石の必要磁場領域とダクトアパーチャを広げなければならない。超伝導電磁石の製作難易度、運転コストを考えると、それらは小さいことが望ましい。そのため、Fig. 5 に示したように、ESD と超伝導電磁石の間に出射ビームをダクト中心方向にキックするためのセパタム電磁石 (SM1) を設けることで、超伝導電磁石部における出射ビーム軌道広がり抑制を目指している。出射ビームのステップサイズは 6 mm に合わせており、ESD のセパタム電極厚を 0.2 mm とした場合、取り出し効率は 95% となった。

治療照射条件から、ビーム出射は 56 ~ 430 MeV/u の広いエネルギー領域で行うことが求められる。エネルギーに依存してシンクロトロンを周回するビームのエミッタンスは変化するため、セパトラリクスサイズも合わせて変更する必要がある。入射時 (4 MeV/u) の水平ビームエミッタンスを $250 \pi \text{ mm}\cdot\text{mrad}$ としたときの、出射エネルギーに対する周回ビームエミッタンスとセパトラリクスサイズ、チューンの設定値の関係を Fig. 7 に示した。430 MeV/u での周回ビームエミッタンスは $22 \pi \text{ mm}\cdot\text{mrad}$ であるが、これは理想的に入射、加速を行えた場合であり、セパトラリクス生成時にビームがロスすることを防ぐため、430 MeV/u でのセパトラリクスサイズは $40 \pi \text{ mm}\cdot\text{mrad}$ としている。また、セパトラリクスを大きくしていくと出射ビームの最終軌道も大きく広がってしまうため、56 MeV/u でのセパトラリクスサイズは超伝導電磁石の必要磁場領域とダクトアパーチャが広がらない範囲で $70 \pi \text{ mm}\cdot\text{mrad}$ に制限した。

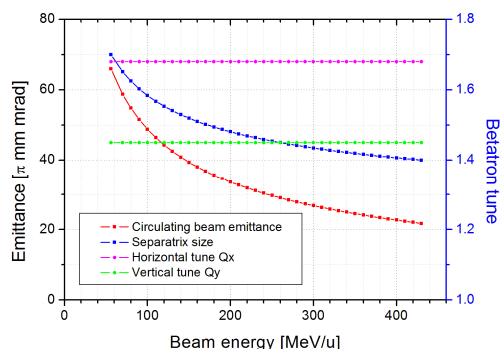


Figure 7: Beam parameter settings for multiple-energy synchrotron operation.

5. まとめと今後の課題

重粒子線治療装置を今後さらに普及させるため、量研機構では小型で低価格な次世代装置「量子メス」の開発プロジェクトを進めている。本研究では、従来施設の中で大きな装置面積を占めていたシンクロトロンに対し、高磁場の超伝導電磁石を用いることで小型化する設計検討を行った。超伝導電磁石を機能結合型とすることで従来装置の半分以下の周長を実現し、最適化した入出射軌道生成によって普及型装置として必要な条件を満たせる可能性を示した。今後は、治療時間に対する要求条件や装置製作コスト、ランニングコストとのバランスなどを考慮した超伝導電磁石の仕様検討と実現性評価を行う予定である。

参考文献

- [1] Y. Hirao, H. Ogawa, S. Yamada, Y. Sato, T. Yamada, K. Sato, A. Itano, M. Kanazawa, K. Noda, K. Kawachi, M. Endo, T. Kanai, T. Kohno, M. Sudou, S. Minohara, A. Kitagawa, F. Soga, E. Takada, S. Watanabe, K. Endo, M. Kumada, S. Matsumoto, Nucl. Phys. A 538 (1992) 541–550.
- [2] T. Furukawa, K. Noda, K. Yoshida, T. Uesugi, M. Katsumata, T. Shirai, T. Shimojyu, S. Shibuya, T. Miyoshi, M. Kanazawa, M. Torikoshi, E. Takada, S. Yamada, Nucl. Instrum. Methods Res. Sect. A 562 (2006) 1050–1053.
- [3] T. Furukawa, T. Inaniwa, S. Sato, T. Shirai, Y. Takei, E. Takeshita, K. Mizushima, Y. Iwata, T. Himukai, S. Mori, S. Fukuda, S. Minohara, E. Takada, T. Murakami, K. Noda, Med. Phys. 37 (2010) 5672–5682.
- [4] M. Tomizawa, M. Yoshizawa, K. Chida, J. Yoshizawa, Y. Arakaki, R. Nagai, A. Mizobuchi, A. Noda, K. Noda, M. Kanazawa, A. Ando, H. Muto, T. Hattori, Nucl. Instrum. Methods Res. Sect. A 326 (1993) 399–406.
- [5] Y. Iwata, T. Kadowaki, H. Uchiyama, T. Fujimoto, E. Takada, T. Shirai, T. Furukawa, K. Mizushima, E. Takeshita, K. Katagiri, S. Sato, Y. Sano, K. Noda, Nucl. Instrum. Methods Res. Sect. A 624 (2010) 33–38.
- [6] K. Mizushima, K. Katagiri, Y. Iwata, T. Furukawa, T. Fujimoto, S. Sato, Y. Hara, T. Shirai, K. Noda, Nucl. Instrum. Methods Res. Sect. B 331 (2014) 243–247.