

炭素線治療用超伝導回転ガントリーの開発

DEVELOPMENT OF A SUPERCONDUCTING ROTATING-GANTRY FOR CARBON-ION RADIOTHERAPY

岩田佳之^{#,A)}, 野田耕司^{A)}, 白井敏之^{A)}, 藤田敬^{A)}, 松葉俊哉^{*,A)}, 佐藤真二^{A)}, 古川卓司^{A)}, 原洋介^{A)}, 水島康太^{A)}, 皿谷有一^{A)}, 丹正亮平^{A)}, 森慎一郎^{A)}, 藤本哲也^{B)}, 荒井弘樹^{B)}, 荻津透^{C)}, 雨宮尚之^{D)}, Yoshiyuki Iwata^{#,A)}, Koji Noda^{A)}, Toshiyuki Shirai^{A)}, Takashi Fujita^{A)}, Shunya Matsuba^{*,A)}, Shinji Sato^{A)}, Takuji Furukawa^{A)}, Yosuke Hara^{A)}, Kota Mizushima^{A)}, Yuichi Saraya^{A)}, Ryohei Tansho^{A)}, Shinichiro Mori^{A)}, Tetsuya Fujimoto^{B)}, Hiroki Arai^{B)}, Toru Ogitsu^{C)}, Naoyuki Amemiya^{D)}

^{A)} National Institute of Radiological Sciences (NIRS),

National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology (QST)

^{B)} Accelerator Engineering Corporation (AEC)

^{C)} High-energy Accelerator Research Organization (KEK)

^{D)} Faculty of Engineering, Kyoto University

Abstract

A superconducting rotating-gantry for carbon-ion radiotherapy was developed. This isocentric rotating gantry can transport carbon ions having the maximum kinetic energy of $E_{max}=430$ MeV/u to an isocenter with irradiation angles of over ± 180 degrees, and is further capable of performing three-dimensional raster-scanning irradiation. By using combined-function superconducting magnets, we could design and construct a compact rotating gantry for carbon-ion radiotherapy. Construction of the gantry structure begun since early 2014, and installation of the entire gantry system to the Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba (HIMAC) complex was completed by the end of September, 2015. Beam commissioning subsequently begun since October, 2015, and carbon ions having kinetic energies of between $E=430-48$ MeV/u, as accelerated by the HIMAC upper synchrotron, were successfully transported with the rotating gantry to the isocenter. We will present the recent progress as well as the overview of the superconducting rotating-gantry.

1. はじめに

粒子線がん治療において、粒子ビームを患者に対して任意の角度から照射可能とさせる回転ガントリーは重要な装置であり、近年の陽子線がん治療装置では標準採用されるに至っている。一方、炭素線治療用回転ガントリーでは、治療で用いられる炭素イオンビームの磁気剛性が陽子ビームのそれに比べ約3倍高いことから、電磁石群やそれらを支える構造体のサイズ・重量が非常に大型となる。現在、炭素線治療用回転ガントリーは世界で唯一、ハイデルベルグに建設され稼働中であるが、その回転部重量は 600 t を超えると報告されている[1]。

我々は回転ガントリーの小型・軽量化のため、超伝導回転ガントリーの開発を進めてきた[2]。この回転ガントリーは主に 10 台の超伝導電磁石と、1 対のスキャニング電磁石により構成されており、最大 $E_{max}=430$ MeV/u の炭素イオンを患者に対し ± 180 度の如何なる方向からも高速 3 次元スキャニング法にて照射を行うことができる。また、二極・四極磁場が同時発生且つ、独立励磁可能な機能結合型超伝導電磁石を採用することで、全長 14 m (両端のエンドリング間隔)、ビーム軌道半径 5.45 m、重量約 300 t と大幅な小型・軽量化を実現している。

超伝導回転ガントリーは製造後、平成 27 年初頭より

放医研への輸送並びに組立工事が行われ、同年 9 月に完成した。その後、ビームコミッショニングが行われ、所期の性能が得られていることを確認した。本稿では超伝導回転ガントリーの概要、並びにビームコミッショニングの状況について報告する。

2. 超伝導回転ガントリーの概要

放医研 HIMAC は入射器、二重シンクロトロン、並びに 3 つの治療室 (A,B,C 治療室) により構成される。更に、平成 22 年には水平・垂直両ポートを有する 2 つの治療室

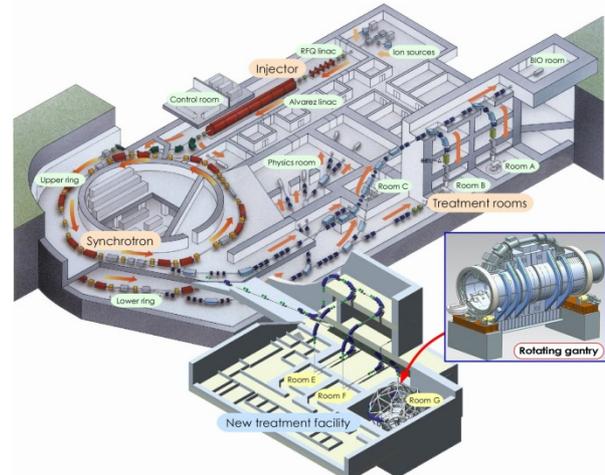


Figure 1: Schematic drawing of the HIMAC complex.

[#] iwata.yoshiyuki@qst.go.jp

* Present address: Hiroshima Synchrotron Radiation Center, Hiroshima University

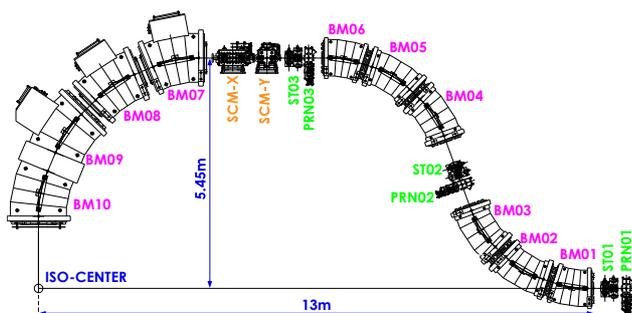


Figure 2: Layout of the superconducting rotating gantry. The gantry consists of ten superconducting magnets (BM01-10), a pair of the scanning magnets (SCM-X and SCM-Y), and three pairs of beam profile-monitor and steering magnets (ST01-03 and PRN01-03).

(E, F 治療室)と、回転ガントリー治療室(G 治療室)を有する新治療棟の建設を行い、現在、G 治療室を除く5 治療室で炭素線によるがん治療を続けている。今回、開発を行った超伝導回転ガントリー本体は新治療棟のガントリー機械室内に設置されている。

HIMAC から供給される 430-48 MeV/u のエネルギーを有する炭素イオンは高エネルギービーム輸送ラインを通じて超伝導回転ガントリーまで輸送される。超伝導回転ガントリーは Fig. 2 に示すとおり、10 台の超伝導電磁石 (BM01-10)、1 対のスキャニング電磁石 (SCM-X, SCM-Y)、3 対のステアリング電磁石及び、プロフィールモニタ (ST01-03, PRN01-03)により構成されている。これら構成機器を円筒形状の回転構造体に搭載し、構造体全体を回転させることで、患者に対してビームを±180度の任意の方向から照射することを可能とさせている。

超伝導電磁石 (BM01-BM03)の写真を Fig. 3 に示す。超伝導電磁石はサジッタ低減の為、湾曲形状を持つ設計としている。超伝導コイルは直径 0.9 mm 及び 1.2 mm の NbTi モリス線材を用い、サーフェスワインディング法にて湾曲形状の巻き枠上に 3 次元巻線を行っている。最大中心磁場は小口径タイプ (BM01-BM06)で 2.9 T、大口径タイプ (BM07-BM10)で 2.4 T である。また、小口径タイプ及び、大口径タイプの一部 (BM09-10)では、超伝導二極と四極の両コイルを持つ機能結合型超伝導電磁石としている。最大磁場勾配は小口径タイプで 9.1 T/m、大口径タイプ (BM09-10)で 1.3 T/m である。



Figure 3: Picture of the superconducting-magnet assembly for (BM01-BM03).



Figure 4: Picture of the superconducting rotating-gantry. A length between the two end rings is 14 m, and the beam orbit radius is 5.45 m.

二極及び四極コイルを最大励磁した際のコイル最大経験磁場は凡そ $B_{coil} \sim 3.4$ T である。

本超伝導回転ガントリーを用いた治療では、高速 3 次元ラスタースキャニング照射法が用いられる[3]。この照射法では、シンクロトロンから取り出されるビームのエネルギーを $E=430-48$ MeV/u の間で 202 ステップに次々と変える可変エネルギー運転が用いられ、これにより深部線量分布を形成する[4,5]。治療照射中にビームエネルギーが次々と変化することから、これと同期して超伝導電磁石の磁場も変化させる必要がある。この運転に対応するため、超伝導電磁石では最大で $dB/dt \sim 0.23$ T/s の励磁速度を持たせた設計とし、0.2-0.3 秒にて各ステップ間のエネルギー変更を可能とさせている[6]。

回転ガントリーに搭載される超伝導電磁石は回転させる必要があることから、超伝導コイルの冷却は極低温小型 4K-GM 冷凍機 (住友重機械工業社製 RDK-415D) を用いた伝導冷却方式を採用した。この小型冷凍機は 4 K にて 1.5 W の冷凍能力を有し、また、姿勢変化による冷凍能力の低下は 10%程度である。この小型冷凍機を小口径タイプに 3 台、大口径タイプに 4 台、それぞれ搭載することで、ヘリウムを使用することなく十分な冷却能力を得ている。

超伝導電磁石製造後、全台数に対して NMR 及びホール素子を用いた磁場測定を実施した[6]。測定の結果、二極磁場に僅かな四極成分が見られるなど、3 次元電磁場計算コード (Opera-3d) による設計磁場との相違が見られた。しかしながら、この四極成分の磁場誤差は超伝導四極コイルへの供給電流を微調整することで補正が可能である。その他、高速励磁試験及び、磁場整定時間の計測を行い、所期の性能が得られていることを確認した。

ガントリー構造体は東芝京浜事業所にて製作し、一度、工場内で組立及び、試験が行われた。試験後、構造体は解体され、放医研の新治療棟ガントリー



Figure 5: Picture of the gantry treatment room (treatment room G).

機械室内に搬入され、再度、組み立てられた。平成 27 年 9 月に完成した超伝導回転ガントリー本体の写真を Fig. 4 に、ガントリー治療室（治療室 G）を Fig. 5 に示す。

3. ビームコミッショニング

超伝導回転ガントリー完成後、平成 27 年 10 月よりビームコミッショニングが開始された。スキャンニング治療には、アイソセンタにおけるビームがガウス分布の形状を有し、且つ位置・サイズが安定した再現性のあるビームが求められる。これら条件を満足するビームを、202 種類のエネルギーと様々なガントリー角度の組み合わせに対して得られるようビーム調整を行う必要がある。一方、シンクロトロンから得られるビームの水平・垂直エミッタンス値は一般に異なるため、ガントリー回転に伴い、アイソセンタにおけるビームサイズ及び形状が回転と共に変化する。これを補正するため、薄膜を用いたエミッタンス整合を行い[7]、更に様々なエネルギー・角度条件に対する詳細な調整を進めてきた[8,9]。ビームコミッショニング結果の一例として、Fig. 6 の上段にビームサイズのガントリー角度依存性、下段にビームサイズのエネルギー依存性を示す。超伝導四極コイルへの供給電流を $\Delta I/I \leq \pm 1\%$ 程度、微調整することで、様々なガントリー角度及びビームエネルギーに対して、スキャンニング治療に求められるビーム品質を得ることができた。

4. まとめ

炭素線治療用回転ガントリーの小型化のため、超伝導回転ガントリーの研究開発を行った。機能結合型超伝導電磁石を採用することで、回転ガントリー全体的大幅な小型・軽量化を実現している。超伝導回転ガントリーは平成 27 年 9 月に完成し、現在、今秋からの治療利用に向け、ビームコミッショニングを続けている段階にある。

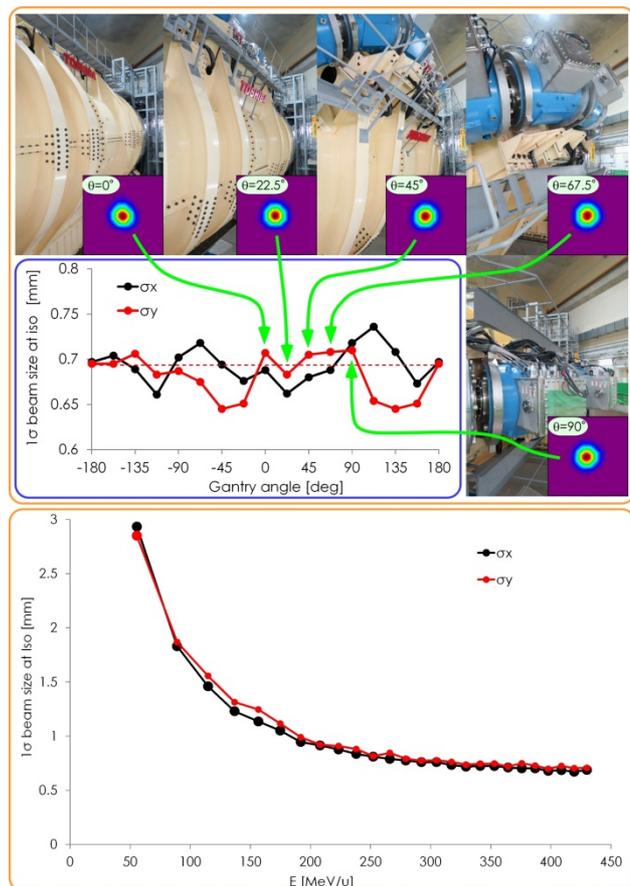


Figure 6: Measured 1σ beam sizes of horizontal and vertical coordinates at the isocenter as functions of the gantry angle for the beam energy of 430 MeV/u (upper). Measured 1σ beam size at the isocenter as a function of the beam energy (lower).

謝辞

本開発にあたり、株式会社東芝、並びに加速器エンジニアリング株式会社の方々には多大な協力を頂きましたことを深く感謝致します。

参考文献

- [1] H. Eickhoff *et al.*, in Proc. of the 8th European Particle Accelerator Conference, Paris, 2002 (EPS-IGA and CERN, Geneva, 2002), p. 2730.
- [2] Y. Iwata *et al.*, Phys. Rev. ST Accel. Beams, 15, 044701, 2012.
- [3] T. Furukawa *et al.*, Med. Phys. 37, 5672 (2010).
- [4] Y. Iwata *et al.*, Nucl. Instrum. and Meth. in Phys. Res. A624 (2010) 33.
- [5] K. Mizushima *et al.*, Nucl. Instrum. and Meth. in Phys. Res. B331 (2014) 243.
- [6] S. Matsuba *et al.*, in Proc. of the 12th Particle Accelerator Meeting in Japan, Tsuruga, Aug. 5-7, 2015, THP077.
- [7] T. Fujimoto *et al.*, in Proc. of the 13th Particle Accelerator Meeting in Japan, Makuhari, Aug. 8-10, 2016, MOP102.
- [8] S. Matsuba *et al.*, in Proc. of the 13th Particle Accelerator Meeting in Japan, Makuhari, Aug. 8-10, 2016, MOP126.
- [9] Y. Iwata *et al.*, Nucl. Instrum. and Meth. in Phys. Res. A834 (2016) 71.