

山形大学医学部東日本重粒子センター建設の現状

CONSTRUCTION STATUS OF EAST JAPAN HEAVY ION CENTER, FACULTY OF MEDICINE, YAMAGATA UNIVERSITY

想田光^{#, A)}, 金井貴幸^{A)}, 宮坂友侑也^{A)}, 家子義朗^{A)}, 岩井岳夫^{A)}, 根本建二^{A)}, 山下英俊^{A)}, 嘉山孝正^{A)}
Hikaru Souda^{#, A)}, Takayuki Kanai^{A)}, Yuya Miyasaka^{A)}, Yoshiro Ieko^{A)}, Takeo Iwai^{A)}, Kenji Nemoto^{A)},
Hidetoshi Yamashita^{A)}, Takamasa Kayama^{A)}
^{A)} Yamagata University

Abstract

Yamagata University has carried out a heavy ion treatment facility project since 2004. Building and treatment machine has been constructed since 2017. The carbon ion medical accelerator consists of a permanent-magnet type electron cyclotron resonance (ECR) ion source, a series of linear accelerator of radiofrequency quadrupole (RFQ) and interdigital H-mode drift tube linac (IH-DTL) with an energy of 4 MeV/u, and an alternative gradient synchrotron of 430 MeV/u. There are two irradiation rooms, one has a fixed horizontal port and the other has a rotating gantry port with superconducting magnets. Since the irradiation rooms are placed above the accelerator room, the footprint of the building is only 45×45 m, which is significantly smaller than preceding facilities.

The synchrotron has a variable-energy flattop operation pattern with 600 energies. This operation enables a three-dimensional spot scanning irradiation without range shifters. A superconducting rotating gantry is equipped with a pair of improved scanning magnets in the downstream of the final bending magnets and is downsized to 2/3 of the first model built in NIRS.

The construction of the building was completed in May 2019. The treatment irradiation will start in August 2020 after beam tests and clinical beam data measurement.

1. はじめに

ヘリウムより重い粒子を用いた重粒子線治療は、放射線医学総合研究所(放医研)の HIMAC にて本格的に開始された[1]。同施設での良好な臨床成績を受けて、2003年には高度先進医療として承認され、2016年には一部の疾患が保険診療の対象となった。2019年現在、骨軟部腫瘍、頭頸部腫瘍、前立腺癌が保険診療の対象となっている。国内では既に6施設が稼働しており、重粒子線治療は現代の医療において重要な位置を占めるに至っている。

山形大学では、2004年から重粒子線治療装置の設置を計画し、2013年から三菱電機および東芝との共同研究により、磁極間隙の短縮や非照射時のスタンバイ運転による省エネルギー化の開発を行い[2][3]、東北地方初となる重粒子線治療施設の設置の準備を進めてきた。2015年に予算措置を受けて建屋設計は日本設計、建設は竹中工務店、加速器を含めた治療装置は東芝と契約を締結し、2017年から建屋及び装置の建設を行ってきた。施設の特徴は下記に示す5点である。

- 世界最小の設置面積による総合病院接続型施設
- 世界最小の超伝導回転ガントリー
- レンジフタ不要のエネルギースキニング方式
- 医療ネットワークによる遠隔治療討議
- 省エネルギー性能の向上

装置および建屋の様子は Table 1 の通りである。

Table 1: Specification of Treatment Facility in Yamagata University

| | |
|--------------------|--|
| Ion Source | 10 keV/u C ⁴⁺ 10 GHz ECR w/ permanent magnet |
| Linac | 0.6 MeV/u RFQ 4 MeV IH-DTL |
| Synchrotron | Energy 50 – 430 MeV/u Circumference ~63 m Beam Intensity: $3 \times 10^7 - 1 \times 10^9$ pps Extended flattop operation |
| Irradiation System | # of rooms: 2 (Fixed Horizontal / Rotating Gantry) Field Size: 200 × 200 mm Dose rate: >2 Gy/min for 1 L Positioning: Crossed X-ray (Gating available) |
| Building | Size: W 45 m × D 45 m × H 45 m Shielding: Concrete 0.5 - 3 m (+Iron local shielding) Natural Air Conditioning |

[#] souda@med.id.yamagata-u.ac.jp

2. 加速器

加速器は普及小型重粒子線治療装置の設計を踏襲し、全永久磁石型 ECR イオン源[4]と 4 MeV/u RFQ+IH-DTL 線形加速器[5]、430 MeV/u シンクロトロン[6]で構成される。

イオン源は先行施設である群馬大学重粒子線医学センター(GHMC)や神奈川県立がんセンター(KCC)での実績に基づいたアノード形状改良の反映やガスミキシング運転などにより、大気開放を伴う電極交換の周期を延ばし安定した運転を継続できるようにする。

線形加速器は、RFQ について先行する共同研究[7]において製作し動作を実証した定格 150 kW の半導体アンプを使用することで、加速電圧の安定性および消費電力・ランニングコストの低減を目指している。

シンクロトロンは GHMC や KCC と同様の周長で、最大エネルギーは 430 MeV/u である。偏向磁石の Gap 長を短縮することで省エネルギー運転を可能としている。またシンクロトロンの運転においては、加速-減速のサイクル内でビームエネルギー変更を行う可変エネルギー運転方式を採用する。これにより普及型施設で初めて、レンジシフトを設置せず全てシンクロトロンで約 600 段のエネルギーを変更するフルエネルギースキャンを行う予定である。また、位置決め待機中などすぐビーム照射を行わない状態では電流値を入射エネルギーに対応した最小励磁状態に保つ省エネルギー運転を行う[8]。

ビーム輸送系は、立体配置であり共通コースの垂直偏向において Vertical Dispersion が発生するため、これを補償する Lattice 設計となっている。また、回転ガントリーでは照射角度によって水平・鉛直のビームサイズが変化し、これを個別に補正することはコミッション期間の長期化を招くため、ビームサイズの角度依存性を小さくする機構を備えている[9, 10]。

3. 照射装置

照射室は水平固定照射室と回転ガントリー照射室の 2

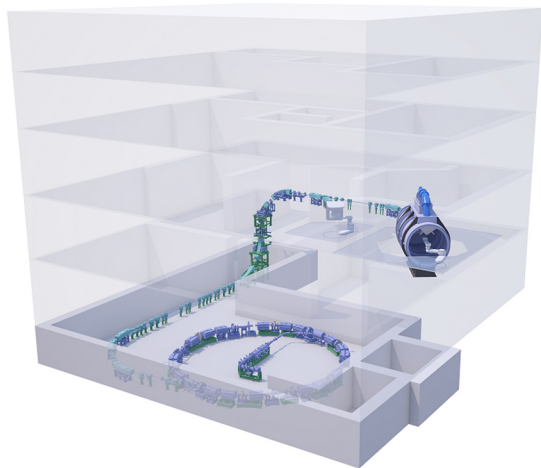


Figure 1: Three-dimensional layout of the accelerator and irradiation room.

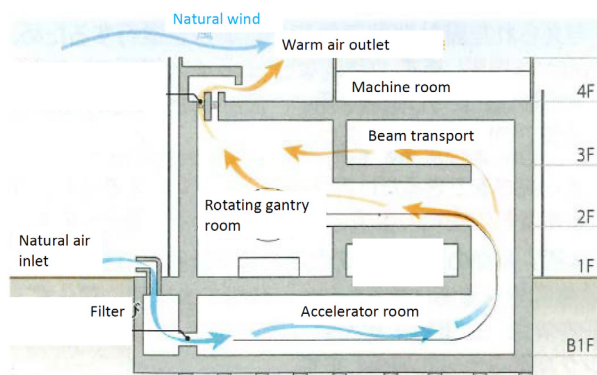


Figure 2: Schematic view of natural air cooling.

室である。水平固定照射室は、水平ビームのみを使用する前立腺癌の治療を中心とし、複数角度を使用する照射は回転ガントリー照射室で照射する予定である。照射野は 200×200 mm であり、3 次元スキャン照射により体積 1 L の標的に 2 Gy/min の線量率で照射可能である。

照射室は地下 1 階に設置した加速器の上部に位置しており、加速器と照射室を立体的に配置することで、建物の設置面積の低減に貢献している。加速器・ビーム輸送系・照射室のレイアウトを Fig. 1 に示す。

超伝導回転ガントリーは、偏向角を大きくしたスキャン磁石を最終偏向磁石の下流に設置することで、ガントリー全体に渡って小口径で磁場の高い超伝導磁石を用いることが可能となった。これにより、ガントリー躯体の長さを大幅に短くでき、重量としても放医研で開発された初号機から約 2/3 に小型化している。

患者位置決めは正側の X 線を排し、斜め 2 方向からの X 線による自動位置決めを採用しており、連続的な透視撮影による呼吸同期照射も可能である。

4. 建屋設備

本施設の大きな特徴の一つが、立体配置によるフットプリントの最小化である。先行施設で採用されているシンクロトロン内に入射器を配置するレイアウトに加え、シンクロトロンの上部に照射室を配置することで、接地面積をこれまでの標準的なサイズである 65×45 m から 45×45 m まで低減することに成功した。これにより敷地内での自由度も大きくなり、病院建物まで渡り廊下を通過して屋内で移動できる構造となった。これはストレッチャーなどでの患者移動について大きなメリットとなる。

遮蔽に関してはコンクリートによって遮蔽を確保することを基本として、照射室内ではビーム照射方向に鉄板による局所遮蔽を配置している。

また、空調に関しては外気導入を行うことで空調装置に関する電力消費を大幅に低減することを目指している。Figure 2 に自然空調の模式図を示す。吸気口から取り込まれた冷たい空気は加速器室に導かれ、機器との熱交換により加熱されて上方へ移動し 4 階レベルから屋外へ放出される。夏場など外気温が高い時に備えて電気式の冷暖房装置も備え、自然空調と冷暖房を併用することで建屋内の温度を装置運転可能な範囲内に保つ構成

になっている。

その他、診断・治療計画に用いる 320 列 CT 1 台と 3 テスラ MRI 1 台を備えている。待合室は個室として 8 室を用意しており、治療を受ける患者のプライバシーに配慮した設計となっている。

5. 建設・試験の現状

建屋の建設は 2017 年 1 月に開始し、10 月より管理区域の躯体工事を開始し、2018 年 7 月より非管理区域の躯体工事を開始した。2018 年 12 月には躯体工事は完成し、内装・設備工事を経て 2019 年 5 月末に竣工、引き渡しとなった。

装置の搬入は建屋工事と並行して行われ、特に回転ガントリーの大型部品については、仙台港まで海上輸送した後、山形大学まで特殊輸送トラックにて夜間 3 日間をかけて輸送された。2019 年 7 月現在、電源、加速器、ビーム輸送ライン、回転ガントリーの構成機器はほぼ全て搬入が完了している。加速器室と治療室の現状は Fig. 3 と Fig. 4 の通りである。今後、機器の現地試験を順次開始する予定である。

ビーム調整に関しては、放射線発生装置の使用承認後に開始し、入射器・シンクロトロン調整および各照射室へのビーム輸送調整を行う。治療開始予定は、まず 2020 年 8 月に固定照射室のみで治療を開始し、回転ガントリー照射室での治療開始は 2021 年 2 月を予定している。治療開始に向けて、治療計画に使用するビームデータの測定、CT の阻止能比の検証などの物理測定を行い、安全に治療を開始できるよう準備を進めていく予定である。

6. まとめ

山形大学医学部では、立体配置による設置面積の最小化や省エネルギー化を実現した重粒子線治療施設の建設を進めており、2019 年 7 月現在で建屋は完成し、装置も組み立ての最終段階にある。今後機器試験およびビーム試験を行い、2020 年 8 月の治療開始を目指している。

謝辞

本施設の整備にあたっては、文部科学省施設整備費補助金および平成 24 年度文部科学省補正予算「次世代型重粒子線装置の開発に向けた革新的技術開発」、山形県「次世代型重粒子線がん治療装置開発整備補助金」や多数の寄附によるご支援をいただきました。また、建屋および装置の建設に関して、株式会社日本設計、株式会社竹中工務店、東芝エネルギーシステムズ株式会社の皆様の尽力に感謝いたします。



Figure 3: Photograph of accelerator room.



Figure 4: Photograph of fixed port treatment room.

参考文献

- [1] Y. Hirao *et al.*, “Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba – A Design Summary and Update”, NIRS-M-89 (1992).
- [2] 塩原滉平ほか、炭素線治療用小型シンクロトロン偏向電磁石用ビームダクト内に誘起される渦電流による磁場の測定、日本原子力学会 2016 年秋の大会 2N17 (2016).
- [3] T. Iwai *et al.*, “Measurement of Magnetic Field Induced by Magnets of a Synchrotron for Carbon Radiotherapy to Establish a Energy-Saving Operation Method”, Proc. Of PASJ2014, (2014) pp. 91-94.
- [4] M. Muramatsu *et al.*, Rev. Sci. Instrum.79 (2008), 02A328.
- [5] Y. Iwata *et al.*, Nucl. Instrum. Meth. A572 (2007) pp. 1007-1021.
- [6] T. Furukawa *et al.*, Nucl. Instrum. Meth. A562 (2006) pp.1050-1053.
- [7] T. Sako *et al.*, “Beam Acceleration Test of C⁶⁺ Ion Source and RFQ Linac for Carbon Ion Radiotherapy”, Proc. of PASJ2016, (2016) pp. 179-181.
- [8] 想田光, “加速器運転における省電力化の取り組み”, 第 3 回粒子線治療施設運転・維持管理ワークショップ (2016)
- [9] T. Furukawa, K. Noda, Nucl. Instrum. Meth. A565 (2006) pp.430-438.
- [10] Y. Iwata *et al.*, Nucl. Instrum. Meth. A834 (2016) pp.71-80.