

山形大学医学部東日本重粒子センター建設の現状 (2)

CONSTRUCTION STATUS OF EAST JAPAN HEAVY ION CENTER, FACULTY OF MEDICINE, YAMAGATA UNIVERSITY (2)

想田光^{#, A)}、金井貴幸^{A)}、宮坂友侑也^{A)}、岩井岳夫^{A)}、根本建二^{A)}、上野義之^{A)}、嘉山孝正^{A)}
Hikaru Souda^{A)}, Takayuki Kanai^{A)}, Yuya Miyasaka^{A)}, Takeo Iwai^{A)}, Kenji Nemoto^{A)}, Yoshiyuki Ueno^{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. Before the accelerator beam test, it was found that the cooling water system did not have enough capacity. As a temporary operation, some valves are forced to open so that redundant heat exchangers could be operated. With this operation, beam test of the synchrotron has been carried out successfully. The treatment irradiation will start in February 2021 after machine optimization 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
- レンジシフト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	4 MeV RFQ + IH-DTL
Synchrotron	Energy 50 – 430 MeV/u Diameter ~20 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 27 m Shielding: Concrete 0.5 - 3 m (+Iron local shielding) Natural Air Conditioning

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

souda@med.id.yamagata-u.ac.jp

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マ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。また、先行施設の入射器において、時折 RFQ の連続放電による治療遅延が発生した経験を踏まえ、本施設の入射器においては電解研磨による表面処理を行い表面粗さの改善を図った。その結果、約7ヶ月間の装置調整運転において、タンク内での連続放電によるダウンタイムは全く発生せず、期待以上の改善を示している。

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]。また、延長フラットトップ運転を用いるためシンクロトロンの繰り返し周期を短くする必要がないため、加速時の磁場変化率を減少小さくし加速時間を長めに取ることで、最大電力を減少させることにより、電源設備の容量減も実現している。

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ニング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次元スキヤニング照射により体積 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ヤニング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

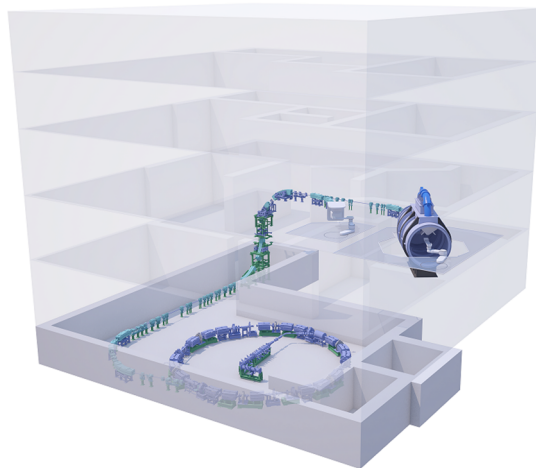


Figure 1: Three-dimensional layout of the accelerator and irradiation room.

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。

放射線遮蔽は、加速器本体を地下約 9 m に設置することで地上への漏洩線量を減らしつつ、0.5 m から 3 m の鉄筋コンクリートで遮蔽厚を確保している。遮蔽計算は高度情報科学技術研究機構の協力を得て、モンテカルロ計算コードである PHITS を用いて実施した。

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。

5. 装置調整の現状

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。2019年7月には原子力規制庁による放射線発生装置の使用承認が下りた。

竣工後まもなく入射器系の機器調整を予定していたが、入射器粗温調系統に冷却水を通水したところ、一部機器で定格流量に達しなかった。これは、4階にある空調・冷却水機械室から複数の階層に冷却水を供給する上で、装置を冷却するために必要な流量を確保するための必要圧力等のトータルバランスが十分に調整できていないことが一因であるが、建屋取り合い点での定流量弁や入射器の減圧弁等での圧力損失などの影響もあった。この圧力の問題については、入射器系統、シンクロトロン電源系統に独立したチラー冷却水系を設置することにより、既存の設備を大幅に改造することなく、短期間で復旧させ試運転期間への影響を最小限とすることで解決した。

その後、2019年11月にシンクロトロンの調整を開始する段階で、シンクロトロンを最大励磁すると冷却が追いつかなくなることがわかった。これについては、プレート熱交換器およびモジュールチラーの能力が、装置定格に対して不足していたことが原因であった。装置定格に合わせて改修工事を行うこととなったが、工事の完了を待っているのは1年近くビーム調整開始が遅れることとなるため、現有設備で応急的に運転を行うことを試行した。最も性能が厳しかったものはプレート熱交換器だったが、幸いにして熱交換器も二重化してあったため、図2のように制御で停止(封鎖)している待機系統を手動で強制全開とし、プレート熱交換器の両系統に通水させるとともに、モジュールチラーを全台強制運転することで、冬季であればシンクロトロンの運転に支障がない冷却力を確保することができた。熱交換器を強制全開したため、時折水温が下がりすぎるのに注意する必要があり現場の運用は大変であったが、何とか加速器の調整を進めることができ、原子力安全技術センターによる施設検査や医薬品医療機器等法の一部変更申請のためのデータ取得まで運転を継続することができた。

その後、2020年6月から冷却水増強工事を開始し、8月に工事を完了した。9月からは治療に向けたビームの最終調整を行い、装置仕様や各種規格の基準に達していることを最終確認するアクセプタンス試験を行い、ビームデータの測定を実施する予定である。その後、治療計画装置でのモデル調整を中心とする臨床コミッションングを実施し、2021年2月には固定照射室で水平ビームのみを用いた前立腺癌の治療開始を予定している。その後は治療と並行して回転ガントリーの角度依存性等の臨床コミッションングを行い、8月から回転ガントリーでの治療を開始、2021年内には呼吸同期照射を開始し、呼吸性移動のある肺や肝臓などを含めたすべての症例に対応できるようにする予定である。

6. まとめ

山形大学では、国内7施設目となる重粒子線治療施設

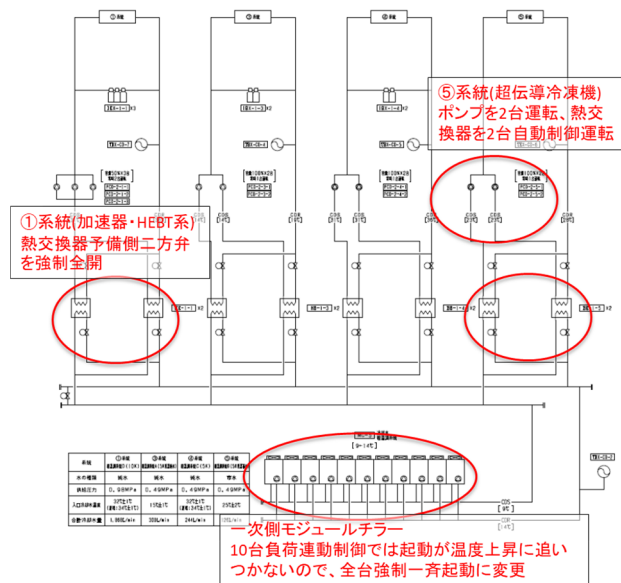


Figure 2: Three-dimensional layout of the accelerator and irradiation room.

設の建設を進めており、現在装置の最終調整の段階にある。今後、臨床コミッションングを経て、2021年2月に水平ビームを用いた前立腺癌の治療を開始する予定である。

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。

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] 塩原晃平ほか、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.