山形大学医学部東日本重粒子センターの建設

想田 光*·岩井 岳夫*·金井 貴幸*·宮坂 友侑也*·佐藤 啓*· 根本 建二*·上野 義之*·嘉山 孝正*

Construction of East Japan Heavy Ion Center, Faculty of Medicine, Yamagata University

Hikaru SOUDA^{*}, Takeo IWAI^{*}, Takayuki KANAI^{*}, Yuya MIYASAKA^{*}, Hiraku SATO^{*}, Kenji NEMOTO^{*}, Yoshiyuki UENO^{*} and Takamasa KAYAMA^{*}

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 February 2021 after machine optimization and clinical beam data measurement.

1. はじめに

基礎研究,応用物理,産業利用など,加速器が 利用される分野は幅広いが,その応用分野の中で も大きなものが医療分野である.国内の放射線発 生装置のうち75%が医療機関に設置されている ことが示すように,リニアックによる放射線治療 やサイクロトロンによる PET 薬剤生成は現代の 医療において不可欠なものとなっている.

その放射線治療の中でも、炭素線を用いた重 粒子線治療は、炭素線の持つ高いLETによる強 力な生物学的効果と、ブラッグピークによる腫瘍 への線量集中性によって、これまで治療が困難で あった症例も治療が可能となる画期的な治療手 法である.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⁾ 後、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おり,特に骨軟部腫瘍につ いては重粒子線治療は必須のものとなっている.

この急速な普及に貢献したのが重粒子線治療装 置の小型化である.放医研において開発された普 及小型加速器モデルに基づく装置は複数メーカー で採用され,国内ですでに6つの重粒子線治療施 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.本稿で 紹介する山形大学医学部東日本重粒子センター は,国内7施設目,東北地方では初となる重粒子 線治療施設である.

2. 建設の経緯

本施設の誕生の契機は、2004年に嘉山医学部 長(当時)が、「がん」を研究・診療の柱とすると 定めたことに遡る.同年には大学が中心となって

^{*} 山形大学大学院医学系研究科 Graduate School of Medicine, Yamagata University

⁽Hikaru Souda E-mail: souda@med.id.yamagata-u.ac.jp)

株式会社山形先端医療研究所を設立し,重粒子線 治療施設の設置に関する検討を開始した.その 後,医学部および附属病院として放射線治療科の 設置など組織・人材の整備を進めていった.

2012年には結城学長(当時)により重粒子線治 療施設の設置が全学的なプロジェクトとして正式 に始動した。2013~2014年には、文部科学省補 正予算で研究開発費が採択され、本格的な設置準 備が始まった.国立大学としてはすでに群馬大学 に国内初の小型重粒子線治療装置が設置されてい る中で、新たに山形大学に治療施設を建設するに あたっては、文部科学省より省エネルギー化など の研究開発の成果を上げること、地元自治体・企 業による支援や資金面での協力を得ることが求め られた. 容易な課題ではなかったが. 補正予算に よって建設した重粒子線がん治療装置研究棟での 三菱電機および東芝との共同研究における磁極間 隙の短縮や非照射時のスタンバイ運転による省エ ネルギー運転の成果^{2,3)}や、山形県・山形市をは じめとする地域の支援表明を受け、2015年に装 置・建屋本体の予算が措置された. 治療装置は省 エネルギー・省スペース・イージーオペレーショ ン・廃棄物ゼロのコンセプトでパッケージングし た「山形モデル」を大学側で提案し、それを実現 できるメーカーとして東芝(現:東芝エネルギー システムズ)を選定した。建屋設計は日本設計。 建設は竹中工務店と契約を締結し、2017 年から 建屋および装置の建設を開始し、2019年5月に建 屋が竣工した.

本施設の建設にあたっては、大学側の体制も既存の重粒子線治療施設と大きく異なっている.これまでは、放医研から重粒子線治療に関する長年の経験を持つスタッフの招聘や、放医研内でサポートチームを組んでプロジェクトを支援するなどの形で、直接に放医研の支援を受けてプロジェクトを進めてきた.この形式は、放医研での経験を活かして治療を安全かつ円滑に開始できることがメリットであるが、マンパワーを放医研に依存することとなり、重粒子線治療業界全体の継続性の面では課題となっていた.本施設の場合は、放医研発のベンチャー企業である株式会社ビードットメディカルが装置メーカーの東芝の下で設計や装置調整に参画しており、また大学としても同社とコンサルタント契約を締結し運用やコミッショ

ニングの助言を受けることで,放医研への直接の 依存が少ない形でプロジェクトを進めることが可 能となった.このような体制は,海外への展開に おいても利点と考えられ,韓国の延世大学が同様 のスキームで装置導入を決めた際にも有用であっ たと考えられる.もちろん,実際に装置を運用す るにあたっては放医研で確立された品質保証の手 法などを引き継ぐことは不可欠であり,このため 医学物理士,医師,診療放射線技師,看護師等が 放医研や神奈川県立がんセンター(KCC),群馬 大学重粒子線医学センターで研修を受け,運用に 必要な人材の育成を行ってきた.

3. 治療装置

3.1 治療施設概要

東日本重粒子センターは、山形大学医学部構内 に建設された、最大430 MeV/u の重粒子線治療用 加速器と、治療室2室(水平固定ポート照射室1, 回転ガントリー照射室1)を備えた治療施設であ る.装置のスペックは表1に示す通りで、建屋は 地下1階、地上4階の構成で、面積は45×45 mで ある.これは、既存の小型重粒子線治療施設の標 準的なサイズである65×45 mよりさらに小さく、 世界最小の設置面積を実現している.この小型化 は、治療室を加速器の上部に配置する立体配置構 成をとったことにより実現できたものである.建 屋全景の写真と装置配置図はそれぞれ図1 および 図2 に示す通りである.

表1 東日本重粒子センター諸元.

イオン源	10 keV/u C ⁴⁺ 永久磁石型 10 GHz ECR
線形加速器	4 MeV/u RFQ + IH-DTL
シンクロトロン	エネルギー 50-430 MeV/u C ⁶⁺ 直径~20 m ビーム強度:3×10 ⁷ -1×10 ⁹ pps 延長フラットトップ運転
照射システム	治療室数:2 (水平固定ポート1/ガントリー1) 照射野サイズ:200×200 mm 線量率:>2 Gy/min for 1 L 位置決め:斜めX線
建屋	(返税による呼吸ケーティンク可能) 外形:W45m×D45m×H27m 遮蔽:鉄筋コンクリート 0.5-3m自然換気システム



図1 東日本重粒子センターの建屋全景. 左下は病院本館に 通じる渡り廊下.



図2 東日本重粒子センターの治療装置概観図.

3.2 加速器システム

治療装置の心臓部となる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 GHMC や KCC での 実績に基づき,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,引き出し部での放電を 低減し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している.

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、装置サ イズとしては既存施設と同一であるが、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、加減速パターン内でクロックを停止する 延長フラットトップ制御を用いて、1 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. さらに. 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. 省エネルギー運転実施時 は、群馬大学で同様の制御を行った際に、パター ン運転を継続した場合に比べて30%程度の消費 電力低減が実現されている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. Gap 長短縮によるシン クロトロン偏向電磁石電源の省エネルギー化と合 わせて、これまで以上の消費電力の削減が可能と なっている.

3.3 ビーム輸送系

ビーム輸送系は、建屋の小型化のためにシンク ロトロンの上部に治療室が配置される立体配置と なっているため、シンクロトロンから出射後は共 通コースで垂直に立ち上げ、2階レベルで固定照 射コースと回転ガントリーコースに分岐する構成 となっている.

また、シンクロトロンから出射されるビーム は、出射静電セプタムの間隙を通る際に水平方向 のエミッタンスが小さくなるため、エミッタンス が水平・垂直で非対称となり、これが回転ガント リーを用いる際には課題となる。回転ガントリー では照射角度によって取り合い点での水平・鉛直 のビームサイズが変化し、そのままでは治療室で のビーム形状が角度によって変形してしまう.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、ビーム輸送系の途中で β_x が大きく水平方向の角度広がりが小さい位置で薄 膜を通過させることにより選択的に水平エミッタ ンスを増大させてエミッタンスを対称化し、最終 的な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)}.

3.4 照射系

本施設では、照射野形成手法として放医研で 開発され¹¹⁾, KCC でも採用された3次元ペンシ ルビームスキャニングを採用した.この手法は、 ビームから見て水平・垂直方向にはスキャニング 電磁石で線量を制御しつつビーム走査を行い、深 さ方向は加速器のエネルギー変更やレンジシフタ の出し入れで飛程を調節する方法である.

本施設では、深さ方向の飛程調節にレンジシ フタを使用せず、すべてシンクロトロンのエネル ギー変更によって飛程を制御する方式をとった. 飛程の設定ピッチは0.5 mm で、シンクロトロン のエネルギー段数は600 段である.これにより、 レンジシフタでの散乱によるビームサイズ増大を 低減でき、標的周囲への線量を軽減できる設計と なっている.

また、スキャニング電磁石について、これまでの施設では X 方向(高速スキャン)のスキャニン グ電磁石と Y 方向(低速スキャン)のスキャニン グ電磁石を別々に設置していたが、本施設では、 同一の磁石に X 偏向磁場と Y 偏向磁場のコイル を巻き、XY 方向を一つの磁石で偏向させる構造 をとっている.これにより、図3に示す通り、偏 向点から治療室中心(アイソセンター)までの距 離を、既存施設では9m 程度だったものを3.5 m まで短縮することが可能になった.

治療台と位置決め装置は,KCCで採用されたロ ボットアーム式治療台とX線自動位置決め装置 を採用しており,手動位置決めに比べて患者入室 後照射開始までの時間を短縮できる予定である. 位置決め装置のX線は,治療用炭素ビームと干 渉しない斜め配置となっており,これを利用して 治療中の透視画像から臓器の位置を判定しビーム ON/OFF のゲートを生成する内部呼吸同期照射も 可能となっている.

3.5 超伝導回転ガントリー

本施設では、放医研で開発された超伝導回転ガ ントリーをさらに小型化したモデルを採用してい る。放医研モデルでは、スキャニング磁石からア イソセンターまでの距離を長くとる必要があった ため. ガントリーの途中. 最終偏向磁石の手前で スキャニングを行っている、そのため、最終偏向 磁石は必然的に口径が大きくなり、最大磁場はス キャニング磁石の上流が2.88 T なのに対し、下流 の最終偏向磁石では2.37 T であった¹²⁾. 一方,本 施設のガントリーでは、前節で示した短距離で照 射野拡大が可能なスキャニング電磁石を採用する ことで、ガントリーのすべての超伝導磁石に3T のものを用いることができ、全長を放医研モデル の13.9mから本施設では9.7mまで短縮すること ができた、これにより、小型施設でも設置可能な サイズを実現している. ガントリーの写真を図4 に示す。



図3 既存施設(左)と本施設(右)のスキャニング電磁石と治 療室中心の位置関係.



図4 回転ガントリーの全体写真.

4. 建 屋

前述の通り、本施設は立体構造を取ることで設 置面積を減らすことを大きな特徴としている.面 積は45×45 m であり、これにより既存敷地内に 建設することと、病院本館と渡り廊下で直結する ことが可能となった.既存の総合病院併置施設で ある群馬大学では、病院本館からの距離が離れて おり、入院患者は搬送車で施設との間を移動する 必要があったが、本施設ではストレッチャーなど でそのまま移動が可能であり、患者・スタッフと もに移動に関する負担は大幅に軽減されている.

放射線遮蔽は,加速器本体を地下約9mに設置することで地上への漏洩線量を減らしつつ, 0.5mから3m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.

冷却水設備に関しては、建屋4階レベル屋外に 不凍液仕様のモジュールチラーを複数台設置し、 一次冷却水を供給する.装置側としては最大圧力 と供給温度が異なる5つの系統が存在し、それぞ れプレート熱交換器を通して一次側と熱交換して いる.チラー、ポンプ、熱交換器、純水装置等は すべて1台以上の予備を備えた冗長構成となって おり、建屋側設備の故障による治療停止が起きな いようにしている.

空調に関しては、自然換気機能として、図5 に 示すように、地下のピットに設置した送風ファン により外気導入を行い、少しずつ暖められた空 気が煙突効果により2F ビーム輸送エリアやガン トリーエリアに送られることで、装置エリア内 の冷却を可能とする機能を備えており、この機能



図5 自然換気システムの模式図.

が有効となる時期には空調に要する消費電力を 1/6に低減できる(年間平均で25%の低減)と試 算されている.

5. 装置の調整状況

当初の治療開始予定は2020年3月であったが, 超伝導電磁石の製作不良と冷却水の能力不足のた めに2回延期となった.

超伝導電磁石については、ガントリーの3ユ ニット中1ユニットが工場試験で所定の性能に達 せず再製作が必要となった.本施設においては、 建屋の建設と装置の搬入を並行して行う工程で あったため、再製作の期間に加えて、搬入が建屋 完成後となるために再開口・閉止工事が必要にな り、計5ヶ月の延期が必要となった.

建屋竣工後すぐに入射器の調整を開始する予定 であったが、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.経緯や責任の所在につい ては協議中であり現在の段階では断定的に述べる ことはできないが、このままでは装置の運転に支 障があることは明らかであり、装置定格に合わせ て改修工事を行うこととなった.しかし、工事の 完了を待っていては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、制御で停止(封鎖)



図6 固定照射室初到達時の蛍光板でのビーム像.

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,治療開始の延期は半年に留めることができた.

2度にわたる治療開始の遅延については、トラ ブルを事前に想定して対処することができず治療 開始予定を延期するに至ったのは痛恨であるが、 いずれの問題も、小型化を突き詰める上で建屋等 の条件が厳しくなったことが影響しており、業界 の教訓とすべき事例と思われるので、あえて詳細 を記述させていただいた次第である.

装置の調整実績としては2019年11月から入 射器の試運転を行い,冷却水の問題に関する応 急処置を行って12月からシンクロトロンの調整 に入った.年末にはビームの安定周回に成功し, 1月には最大エネルギー430 MeV/uへの加速に成 功した.2月には図6に示すように固定照射室へ の安定なビーム輸送に成功し,回転ガントリー照 射室への安定なビーム輸送に成功し,原子力安全 技術センターによる施設検査に合格した.

その後,スキャニング電磁石等の照射装置を 含めた調整を行い,6月には医薬品医療機器等法 (薬機法)の一部変更に必要なビームデータの測 定を完了した.冷却水の増強工事は,プレート熱 交換器の入れ替え,モジュールチラーの増設など を行い,2020年8月に完了した.

今後の予定としては、2020年末までに治療用 のビームの最終調整と、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 を行って3次元照射等で実際の線量分布と一致す るかの確認を中心とするクリニカルコミッショニ 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 の角度依存性等のクリニカルコミッショニングを 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、クリニカルコミッショニン 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.

最後に,加速器業界にも大きな影響を与えてい るコロナウィルス問題について触れておきたい. 医療機関に設置される本施設は,最大限の感染対 策を要求される.一方,作業が止まればそれだけ 治療開始が遅れるため,細心の注意を払いながら 建設・調整を継続しており,現在のところ同問 題による工程への影響は現れていない.ただし, ビーム調整の節目節目で予定していたスタッフに よる祝賀会は残念ながら自粛となってしまってい る.我々は予定通り治療を開始できるよう人事を 尽くすのみであるが,社会情勢が回復し心より祝 杯を挙げられるようになることを願ってやまな い.

謝 辞

重粒子線治療施設の建設にあたり,施設全体の 設計を含め御支援頂きました放射線医学総合研究 所の皆様に深く感謝いたします.

また,建屋・装置の建設・調整にあたりご支援 いただいた(株)竹中工務店,東芝エネルギーシス テムズ(株)および各関連会社の技術者の皆様に心 より感謝申し上げます.

参考文献

- 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).
- 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, 91 (2014).
- M. Muramatsu, A. Kitagawa, Y. Iwata, H. Ogawa, S. Hojo, T. Kubo, Y. Kato, S. Biri, E. Fekete, Y. Yoshida and A. G. Drentje: Rev. Sci. Instrum. **79**, 02A328 (2008).
- Y. Iwata, S. Yamada, T. Murakami, T. Fujimoto, T. Fujisawa, H. Ogawa, N. Miyahara, K. Yamamoto, S. Hojo, Y. Sakamoto, M. Muramatsu, T. Takeuchi, T. Mitsumoto, H. Tsutsui, T. Watanabe and T. Ueda: Nucl. Instrum. Methods A572, 1007 (2007).
- 6) T. Furukawa, K. Noda, K. Yoshida, T. Uesugi, M. Katsu-

mata, T. Shiraishi, T. Shimojyu, S. Shibuya, T. Miyoshi, M. Kanazawa, M. Torikoshi, E. Takada and S. Yamada: Nucl. Instrum. Methods **A562**, 1050 (2006).

- T. Sako et al.: "Beam Acceleration Test of C⁶⁺ Ion Source and RFQ Linac for Carbon Ion Radiotherapy," Proc. of PASJ2016, 179 (2016)
- 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).
- T. Furukawa and K. Noda: Nucl. Instrum. Methods A565, 430 (2006).
- Y. Iwata, T. Fujimoto, S. Matsuba, T. Fujita, S. Sato, T. Furukawa, Y. Hara, K. Mizushima, Y. Saraya, R. Tansho, N. Saotome, T. Shirai and K. Noda: Nucl. Instrum. Methods A834, 71 (2016).
- 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 and K. Noda: Med. Phys. **37**, 5672 (2010).
- 12) Y. Iwata et al.: Phys. Rev. ST-Accel. Beams 15, 044701 (2012).