放射線利用紹介

山形大学医学部東日本重粒子センター

山形大学大学院 医学系研究科
岩井 岳夫*, 想田 光, 宮坂 友侑也, Lee SungHyun, 柴 宏博, 佐藤 啓, 根本 建二
東京女子医科大学
金井 貴幸
加速器エンジニアリング株式会社
勝間田 匡

1 はじめに

重粒子線治療は，水素より重い原子核を高速に加速し，身体の外から腫瘍に向けて照射する放射線治療の一種である．照射粒子は国内外で ^{12}C が最も一般的に臨床利用されている．世界で広く実施されている陽子線治療と同様，ブラッグピークを腫瘍体積に合わせることで，良好な線量分布を得られることが第一の利点である．陽子線との比較では体内での直進性に優れているため，側方の線量分布の点で優位である．加えて，高い LET により細胞殺傷効果が非常に大きく，X 線の 1/2–1/3 の吸収線量で同等の生物学的効果が得られることが第二の利点であり，陽子線と異なる特長である．これにより治療効果の細胞周期依存性が小さくなり，照射回数を少なくすることが可能である．またラジカルを介さない直接作用が支配的になり，低酸素状態になっていて有効なラジカルが生成しづらく，放射線抵抗性を示す腫瘍にも有効であるといわれている．一方，ブラッグピークを体内の深部に形成するためには，光速の 7 割程度まで加速することが必要になるため，荷電粒子の曲げにくさを表す磁気剛性が大きく，装置の小型化が本質的に困難である．これは装置の価格を押し上げ，装置単体に加え，強固な遮蔽を施した建屋も必要になるため総額として，約 150 億円前後が必要とされる．このため世界で広く普及しているとはいい難く，稼働中の重粒子線治療施設は世界で 15 にも満たず，うち半数は日本国内にある．臨床利用が最も進んでいるのも日本であり，前立腺癌，頭頸部腫瘍，膵癌，肝細胞癌，肝内胆管癌，大腸癌術後局所再発，子宮頸部腺癌については既に公的な医療保険によりカバーされており，300 万円以上が必要とされた時代に比べて患者の経済的負担も罹患部位によってはかなり抑えられるようになってきている．

山形大学医学部では，前述の放射線生物学的な第二の利点に早くから注目し，2004 年に重粒子線治療施設建設に向けた活動を開始した．群馬大学に先を越されることにはなったが，当時の結城学長および嘉山学長特別補佐らの積極的な活動により，文部科学省の補助金・地元自治体からの援助・法人および個人からの寄付・財政投融資からの融資により資金調達の目途がつき，2015 年度から建設プロジェクトが実質的にスタートした．治療装置は株式会社東芝（現：東芝エネルギーシステムズ株式会社）が受注し，2021 年に全ての装置の納入が完了した．センターとしての大きな特徴は，設置面積を小さくして大学病院に隣接した場所に設置し，渡り廊下で直接接続したことである．Figure 1 に渡り廊下を含む建屋全景を示す．これにより，多種多様な診療機能をもつ大学病院の一つの治療選択肢として重粒子線治療を患者に提供できるようになった．また，他の疾病を持つ患者に対してトータルケアを提供できることも強みであると考えている．加えて，放射線治療科以外の科と密に連携して新たな治療を生み出すという点においても，この配置は効率的である．

East Japan Heavy Ion Center, Faculty of Medicine, Yamagata University
Takeo Iwai*, Hikaru Souda, Yuya Miyasaka, SungHyun Lee, Hongbo Chai, Hiraku Sato and Kenji Nemoto (*Graduate School of Medical Science, Yamagata University*), Takeyuki Kanai (*Tokyo Woman's Medical University*), Masashi Katsumata (*Accelerator Engineering Corporation*),
〒990–9585 山形県山形市飯田西 2–2–2
TEL: 023–627–5401, FAX: 023–628–5019,
E-mail: iwai@med.id.yamagata-u.ac.jp

Figure 1. Building of East Japan Heavy Ion Center, Faculty of Medicine, Yamagata University including a bridge connected to University hospital.

2 重粒子線治療装置

重粒子線治療装置は，イオン源および入射器，シンクロトロン加速器，ビーム輸送装置，照射装置，位置決め装置などで構成されるのが一般的である．これらについての詳しい解説は，先行施設である神奈川県立がんセンター重粒子線治療施設 i-ROCK を解説した参考文献[1] を参照いただきたい．山形大学医学部東日本重粒子センターでは，i-ROCK と同じ東芝製装置を採用したためかなりの部分が共通であるが，ビームを照射する角度を自由に設定できる回転ガントリーを装備したことが大きな特徴である．炭素線治療用回転ガントリーは国内では QST 病院に次いで 2 機目となるが，QST 病院に比べて大幅な小型化が図られている．また，加速器を地下に配置，治療室を 2 階に配置する立体構造を重粒子線治療施設としては世界で初めて採用し，大空間を必要とする回転ガントリーを装備しながらも世界最小の設置面積を実現している[2]．以下，それぞれの構成要素について先行施設との違いに絞って記述する．

2.1 イオン源および入射器

イオン源および入射器に関しては，国内においては群馬大学以降ほぼ同じ仕様になっており，永久磁石型 ECR イオン源＋ RFQ 線形加速器＋ IH 線形加速器の構成である．当センターでは長期の安定性・メンテナンス性の向上を目的として，従来の真空管方式の高周波増幅器を一部半導体式増幅器に置き換えている[2]．ECR イオン源で発生させた C^{4+} イオンは 2 段の線形加速器で 4 MeV/u まで加速され，ビームストリッパーで C^{6+} に変換して主加速器であるシンクロトロンに入射される．

2.2 シンクロトロン加速器

シンクロトロンは i-ROCK と同様，周長約 63 m のものを使用しており，二極電磁石などの基本的な構成要素は同一である．改良点は，二極電磁石の磁極間隙を短くして磁場あたりの消費電力を低減させた省エネルギーモデルになっている点である[2]．また，QST 病院や i-ROCK で採用された延長フラットトップ運転で治療を実施することを前提とした設計思想を採用し，電源製作とピーク電力のコストを重視したため，加減速は先行施設よりも緩やかな設定（加速に 1.5 秒程度，減速に 3 秒程度）になっている．

2.3 ビーム輸送装置

ビーム輸送装置は地下の加速器で発生させたビームをいったん 90 °C 上方に振り上げ，2 階で再度水平に戻して 2 つの治療室（固定照射室および回転ガントリー照射室）にビームを導く．回転ガントリーで角度毎のビーム品質を一定に保つことを目的として，途中にエミッタンス補償装置を設置して XY 方向のエミッタンスを対称化している[3,4]．

2.4 照射装置

照射装置は QST 病院新治療研究棟や i-ROCK 同様，スキャニング方式を採用している．スキャニング電磁石でビームにつける傾きと，スキャニング電磁石–アイソセンター間の距離で照射野の大きさが幾何学的に決定されるが，当センターでは新たに開発されたスキャニング電磁石により，照射野の大きさを変えることなく従来 9 m 必要であった距離を 3.5 m まで短縮できた．これにより建物レイアウトがコンパクトになると同時に，2.6 で述べる回転ガントリー装置の小型化につながった．また，ビームの深さ方向の調節は従来機のように物理的なレンジシフターを設置せず，加速器の出射エネルギーとミニリッジフィルターのみで飛程の調整を行っている．飛程は 0.5 mm 刻みで 300 mm まで変化させることが可能であるが，その分出射可能エネルギーとしては 600 段を準備する必要があり，これまでの治療施設に比べて格段に多くなっている．

また，呼吸性移動をする胸腹部の臓器に対しては，標的が設定範囲内に来た時だけビームを ON する呼吸

同期照射ができるようになっている．呼吸性移動のモニターには，体表面の移動量をレーザーで検出する外部呼吸同期，X 線透視で埋め込みマーカーの移動を検出する内部呼吸同期，および X 線透視でマーカーではなく特徴臓器の移動を検出するマーカーレス内部呼吸同期の 3 種類が可能になっており，ケースバイケースで使いわける．

2.5　位置決め装置

患者は固定具で寝台に固定された状態で，7 軸のロボットアーム寝台で治療位置まで搬送される．診療放射線技師が目視で位置合わせをした後，2 方向斜め X 線撮影により骨構造が毎回サブミリ単位で同じ位置になるよう位置決めを行う．ただ実際の標的は骨構造に対して場合によっては数 cm 変位することが知られているので，腫瘍で照合を行う腫瘍照合のシステム導入を現在検討中である．

2.6　回転ガントリー

回転ガントリーは，円筒構造の回転体にビーム輸送装置を取り付け，円筒を軸回転させることでビーム輸送装置を回転させてビームの照射方向を自由に変更させるための装置である．これがない場合は最適な照射角度を作るために，患者が寝台の上で傾けられた状態で一定時間耐える必要が生じ，高齢の患者にとってはかなりの負担になる場合がある．また，病院側でも傾けた角度ごとに CT や MRI を撮影するなど準備の作業量も増えるので，ガントリーがあることの方が望ましい．このガントリーは X 線による放射線治療でも，陽子線治療でも，基本的に全ての治療施設に装備されているが，炭素線においては装置が巨大化かつ大幅なコストアップにつながることから敬遠され，常伝導電磁石タイプのハイデルベルク大と，超伝導電磁石タイプの QST 病院 2 ヶ所しかなかった．本学としては，今後世界に重粒子線治療が普及していくためには，先陣を切って普及型回転ガントリーを導入することが必要と考え，導入に踏み切った．メーカーの方でも前述の小型化スキャニング技術を生かして新しいコンパクトガントリーの設計が進行し，当センターにおいて初めて実現した．その後同型の回転ガントリーがソウルの延世大学に 2 台，プサンのソウル国立大学病院施設に 1 台導入することが決まり，当センターの回転ガントリー導入が業界における一つの流れを作れたと考えている．

当センターの回転ガントリーは，先行の QST モデルよりも小型化されている．Figure 2 に本体部分の全景を示す．QST モデルではスキャニング電磁石がビーム輸送系の途中にあったため，下流側の超伝導電磁石が大口径になる分磁場強度を高くするのが難しかっ

Figure 2.　Rotaging ganrty. The pink cylindrical structure attached with beam transport rotates to set any beam angle.

たが，山形モデルではスキャニング電磁石がビーム輸送系の終端に変わったため小口径の強い磁場（3.5 T）で輸送することができるようになり，ビームの曲率半径は 2 m を下回るほどになった．超伝導電磁石は 90° 偏向しつつ四極電磁石で収束する機能結合型電磁石を 3 ユニット装備している．回転体の回転半径は約 6 m で QST 病院とほぼ同等だが，胴の長さが約 8 m で QST 病院の約 2/3 に短縮している[5]．Figure 3 に回転ガントリー照射室を示す．

3　センターの現状と展望

2020 年から本格的な調整運転を開始し，2021 年 1 月には固定照射室で前立腺癌治療に使用するビームデータ取得が完了し，同年 2 月 25 日に前立腺癌の治療を開始した．この数ヶ月後に回転ガントリー照射室の治療開始を計画していたが，各角度で治療に使用できるビーム品質を担保するのに想定以上に時間を要したことから，回転ガントリー照射室のメーカーからの引き渡しが遅れ，治療は 2022 年 3 月開始になった．原稿執筆段階で治療可能な部位は前立腺癌（固定照射室），頭頸部癌，大腸癌骨盤内術後局所再発，骨軟部頭頸部腫瘍（以上回転ガントリー照射室）である．前述の呼吸同期照射が必要な胸腹部については現在準備作業を継続中であるが，2022 年 10 月頃には治療を開始し，これにより全ての重粒子線治療対象部位が治療可能な状態にすることを目指している．

前立腺癌の治療開始から約 1 年半が経過したが，山形県内から想定以上の治療申し込みがあり，保険診療を開始した令和 3 年度は県内外合わせて 330 人の治療を完了した．令和 4 年度も引き続き多くの申込を受け付けている．一方，山形県外からの申込が 20 % 以下にとどまっており，県外からの患者を増やすことが安定的運用のための大きな課題となっている．

4　おわりに

当センターでは，ビームを利用可能な部屋は水平ビームで治療を行う固定照射室と，ビームの角度を自由に変えられる回転ガントリー照射室 2 室のみで，実験用ポートは特に備えていないが，治療寝台に載せられるような小型の体系への照射は可能な場合もある．

Figure 3.　Rotating Gantry irradiation room. Patients are handled with the robotic arm couch to the irradiation position precisely.

利用に関する詳細は筆者までお問合せ願いたい．

〈謝　辞〉

当センターの建設にあたり，さまざまな面でご支援いただきました国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構の皆様に深く感謝いたします．また，建屋設計を担当した株式会社日本設計，施工を担当した株式会社竹中工務店，装置の設計製作を担当した東芝エネルギーシステムズ株式会社，コミッショニングでご支援いただいた株式会社ビードットメディカル，および各関連会社の皆様に心より感謝申し上げます．

〈参 考 文 献〉

1) 竹下 英里，草野 陽介，山田 聰，中山 優子，古川 卓司，水島 康太，原 洋介，早乙女 直也，丹正 亮平，皿谷 有一，野田 耕司，放射線化学，101 (2016) 23.
2) 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，加速器，17 (2020) 144.
3) T. Furukawa, K. Noda, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. A-Accel. Spectrom. Dect. Assoc. Equip., 565 (2006) 430.
4) Y. Iwata, T. Fujimoto, S. Matsuba, T. Fujita, S. Sato, T. Furukawa, Y. Hara, K. Mizushima, Y. Saraya, R. Tansho, N. Saotome, T. Shirai, K. Noda, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. A-Accel. Spectrom. Dect. Assoc. Equip., 834 (2016) 71.
5) S. Takayama, T. Yazawa, M. Asano, M. Misawa, Y. Nagamoto, S. Amano, T. Orikasa, Y. Hirata, T. Kanai, S. H. Lee, H. Souda, T. Iwai, IEEE Trans. Appl. Supercond., 32 (2022) 4401204.