

解 説

群馬大学重粒子線照射施設

山田 聡*, 大野 達也, 遊佐 顕, 田代 睦

Carbon Therapy Facility at Gunma University Heavy Ion Medical Center

S. YAMADA*, T. OHNO, K. YUSA and M. TASHIRO

Abstract

Construction of new carbon therapy facility has started at Gunma-University Heavy-Ion Medial Center, GHMC. The maximum energy of accelerated carbon ions is designed to be 400 MeV/u so that the residual range exceeds 25 cm in water. The detailed design of the facility is based on design and R&D studies performed at National Institute of Radiological Sciences. The facility will have three treatment rooms and one treatment room for future developments. The construction will be completed in FY2008 and beam tests are scheduled in 2009.

1. はじめに

加速器の前号には「HIMACの現在と今後」と題する論文¹⁾が掲載され、その中で放射線医学総合研究所(放医研)における普及型炭素線がん治療装置の要素技術開発についても触れられている。現在群馬大学に建設中の重粒子線照射施設は放医研が開発した普及型装置の実証1号機と位置づけられており、本稿の内容はそれと重複する部分が多いことを予めお断りしておく。

2007年3月末の段階で、放医研の重粒子線がん治療装置HIMACを用いて炭素線治療を受けた患者の数は臨床試験を含めると3,400名に達した²⁾。治療部位は前立腺(16.2%)、肺(14.9%)、頭頸部(12.8%)、骨・軟部(11.0%)、肝臓(6.7%)など多岐にわたっているが、日本人の罹患する五大がんのうち、胃および乳房は現在のところ対象外とされている。

放医研での臨床試験の特徴は外部に開かれた委員会による治療プロトコルの作成と治療結果を評価するシステムを確立し、これを通じて学問的批判に耐える臨床例を多数示したことである。このような組織的、計画的な臨床試験を通じて次のような炭素線治療の特長が明らかになってきた。

がんの組織型としては、従来の放射線治療では治り難いとされていた腺癌系腫瘍(腺癌、腺様嚢胞癌、肝細胞癌)や肉腫系腫瘍(悪性黒色腫、骨・軟部肉腫な

ど)に対しても炭素線治療は有効である。また、炭素線は陽子を含む従来型の放射線に比べて細胞殺傷能力が高い上に線量集中性にも優れているため、短期間での治療が可能である。例えば肺癌や肝癌の場合、僅か1, 2回の照射のみでも高い治療効果があることが判ただけでなく、他の部位でも通常の放射線治療の1/2程度の短期治療で十分な効果を発揮している。

HIMACにおける治療データの分析から、全がん患者のうち粒子線治療の適応となる割合は約6.5%と見積もられている。2015年のがん罹患患者数は全国で89万人に達すると見込まれているので、粒子線適応の患者数は年間約6万人となる。運転条件にもよるが、1台の重粒子線治療装置で治療できる患者数は年間1,000人程度なので、全ての粒子線適応患者を治療するには全国で50台程度の装置が必要という計算になる。

このような炭素線治療が、研究の段階から実用化の段階に踏み出すために避けて通れないのは施設を建設し、運営するためのコストの問題である。これまでHIMACと陽子線治療装置とを比べて炭素線治療は高くつくと言われてきた。確かに研究装置的な色彩の濃いHIMACは炭素線治療を行うという観点からすれば贅沢な装置であり、治療専用機である陽子線装置との単純な建設コストの比較に限れば優劣は明らかである。しかし、現状では陽子線治療と炭素線治療では治療対象も治療期間も異なっている場合が多く、単純な

* 群馬大学重粒子線医学研究センター
Gunma University Heavy Ion Medical Center
(E-mail: satoru@showa.gunma-u.ac.jp)

比較は困難である。地道に臨床実績を積み上げることで、外科療法や化学療法などを含めた総合的ながん治療の中に位置づけられるよう、効果対費用比の改善に努力するのが我々の役割であろう。今回群馬大学に設置される装置は、単に炭素線を用いたがん治療を行うだけでなく、総合病院としての特性を活かして、炭素線治療の新たな展開を目指すものである。

2. 装置の基本性能

重粒子線治療を普及させるために開発された小型重粒子線治療装置の概要説明に関する文献は他にも多いが^{3,4)}，ここで改めて設計の基本的な考え方を述べておく．

装置の設計にあたり、コストダウンの観点から炭素専用器とした。治療側から要求されるビーム強度を実現するためには、シンクロトロンへのビーム入射時に空間電荷効果によるチューン・スプレッドを抑える必要がある。陽子は炭素に比べて要求されるビーム強度が高く、それを達成するためには入射エネルギーを炭素より高く設定する必要があるからである。

加速器の最大エネルギーは，最も深い飛程を要求される前立腺癌を水平方向から骨盤を通して照射することを可能とするため，水換算飛程の最大値で 25 cm を確保する必要から決められる．また眼の悪性黒色腫の治療を行うことを想定し，エネルギー可変範囲を

140~400 MeV/u とした.

最大照射野は $15 \times 15 \text{ cm}^2$ とし、骨肉腫などこれ以上に大きな照射野を必要とする場合、あるいは特殊な形状の照射野を必要とする場合には照射野をつなぎ合わせて照射する「パッチ照射」で治療を行うこととした。またビーム拡大法としては実績のあるワブラー法を採用し、照射野が広い場合には、必要に応じてワブラー半径を変化させて照射野内をらせん状にペイントするらせんワブラー法を用いることとした。これによりビーム拡大に伴うエネルギー損失の低減とビーム利

表1 群馬大学重粒子線照射装置基本仕様

項 目	基 本 仕 様
イオン種	炭素
加速エネルギー	140～400 MeV/u 可変
最大飛程	25 cm（水換算値）
最大照射野	15×15 cm ²
最大線量率	5 GyE/min（15 cmφ, SOBP = 10 cm の時）
最大ビーム強度	1.2×10 ⁹ pps
照射野均一度	±2.5％ 以下
照射方法	通常ワブラー法、らせんワブラー法、呼吸同期照射、積層原体照射、パッチ照射
治療室	水平・垂直、水平、垂直 各 1 室 開発用治療室 1 室
コース・エネルギー切替時間	1 分以内

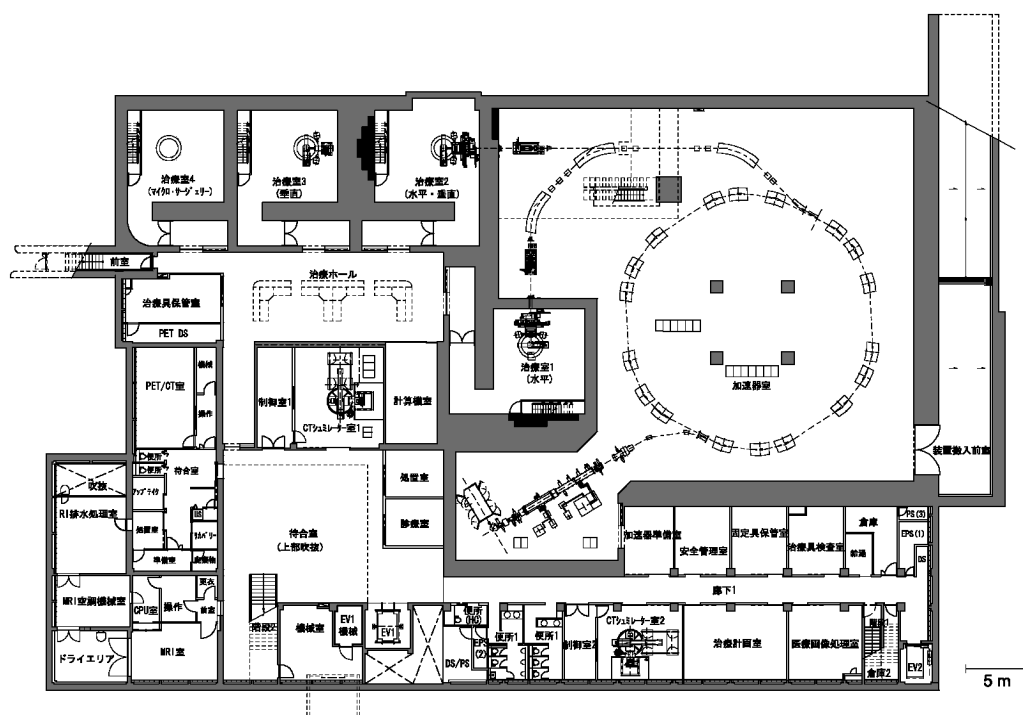


図1 群馬大学重粒子線照射装置平面図

用効率の向上を図った。

ビーム強度は直径 15 cm の照射野に対し、ブラッグピーク幅を 10 cm に拡大したときに 5 GyE/min の線量率を実現することを目標とした。これにより通常の治療照射の時間は 1 分程度となる。これは粒子数に換算すると 1.2×10^9 pps である。これを実現するのに必要なイオン源強度は 4 価の炭素イオンで 260 eμA となるが（規格化エミッタンスで $1 \pi \text{mm} \cdot \text{mrad}$ ）、これは放医研が開発したイオン源で十分実現可能な値である。

治療室は肺癌の 1 日治療を実現するため、患者を移動させずに水平ビームと垂直ビームによる治療ができる水平・垂直治療室を 1 室設け、これと同一フロアに水平治療室、垂直治療室を配置することとした。また新しい照射法開発のために将来垂直ビームポートを設置するための部屋を確保してある。3 つの治療室へのビーム切り替えに要する時間は 1 分程度、またビームエネルギーの切り替え時間も 1 分を目標とし、患者毎に異なる多様な治療ビームへの要求に対し柔軟に対応できることとした。

以上の基本仕様を実現することにより、年間 600 人以上の患者を治療することが本装置の目標である。（治療時間は 1 日 6 時間とした。）装置に必要な基本仕様を表 1 にまとめておく。また、設計された装置のレイアウトを図 1 に示しておく。

3. 加 速 器

イオン源は 6 極磁石だけでなく、ミラー磁場の生成にも永久磁石を用いる全永久磁石型 ECR イオン源とした。マイクロ波源として周波数可変の進行波管を用い、磁場の製作誤差を吸収することとした。このタイプのイオン源は放医研で長い時間をかけて開発してきたもので、長時間メンテナンス・フリーで安定した出力を出すことに成功している⁵⁾。これまでの実績に基づいて入射器では炭素の 4 価イオンを加速することとした。

入射器には 200 MHz の RFQ と IH 構造（APF 集束方式）を採用した。入射器のエネルギーは炭素イオンが 90% 以上の割合で全電離状態となる 4 MeV/u と決めた。APF 構造は同期位相を周期的に変化させることで横方向と縦方向の集束力を共に実現しようというものであるが、同期位相の単純な変化だけでは十分なアクセプタンスを確保することができず、これまで実用化されることはなかった。一般に APF 構造のアクセプタンスは高電圧をかければかける程大きくなることが知られているが、当然それだけ放電の危険性

も高まることとなる。我々は同期位相を適当に変化させることにより、キルパトリック値の 1.6 倍という表面電場強度でも十分なアクセプタンスを実現する解を得ることができた。APF 構造のアクセプタンスは当然のことながら、加速ギャップの電圧分布によっても影響を受ける。従って、ビーム光学計算の精度を高めるにはキャビティ内の正確な電磁場分布の計算と調整方法の確立が不可欠である。電磁場分布計算のチェックは実寸大のモデル測定により行った。RFQ とのビーム整合を含む総合的なチェックを行うために、放医研にテストスタンドを設置し、全永久磁石型 ECR イオン源、RFQ 等と接続し、炭素ビームの加速試験を行った。出力エネルギー、エネルギー分布、透過率、位相空間内分布等、ほぼ計算通りの結果が得られている^{6,7)}。

シンクロトロンは偏向磁石の最大磁場 1.5 T で、平均直径 20 m と小型化を行った。（全電離状態の 400 MeV/u の炭素イオンの磁気剛性率は $6.5 \text{ T} \cdot \text{m}$ である。）小型化に伴って生じる低いトランジション・エネルギーがビームの安定性に与える影響については設計時に十分注意した。重イオンの加速について回る高周波加速装置の広い周波数範囲をカバーするために、ファインメットよりも優れた特性を有するコバルトベースの磁性材料を採用した。これに、新たに開発した冷却方法を適用することにより、小型で高性能の高周波加速装置を実現した⁸⁾。

4. 照射系、治療計画装置等

シンクロトロンで加速した炭素ビームを各治療室に輸送するためのビーム・ラインと、輸送されたビームを治療すべき腫瘍の形状と一致するように整形する照射系の設計は照射施設の大きさと機能を大きく決定付ける。陽子線治療施設で標準的に装備される回転ガントリーは直径 10 m 程度と、シンクロトロンのサイズ（陽子の場合、典型的には直径 7 m 程度）を大きく上回っている。炭素線治療施設でも回転ガントリーに対する医療側からの要求は高いが、現状でそれを実現するのは容易ではない。特に呼吸に伴って移動する腫瘍にも有効な回転ガントリーの実現は、目下の所、放医研での技術開発¹⁾に期待する以外にないと言える。

ビーム輸送系の電磁石は積層構造として、短時間でのエネルギー変更とコース変更に対応している。医療用加速器では、照射系を含む加速器系は始業点検を除けば治療する患者毎に予め決められたパラメータを設定し、その通りに動くことが期待されている。つまり治療時間中は基本的にはビーム調整が不要となる設計

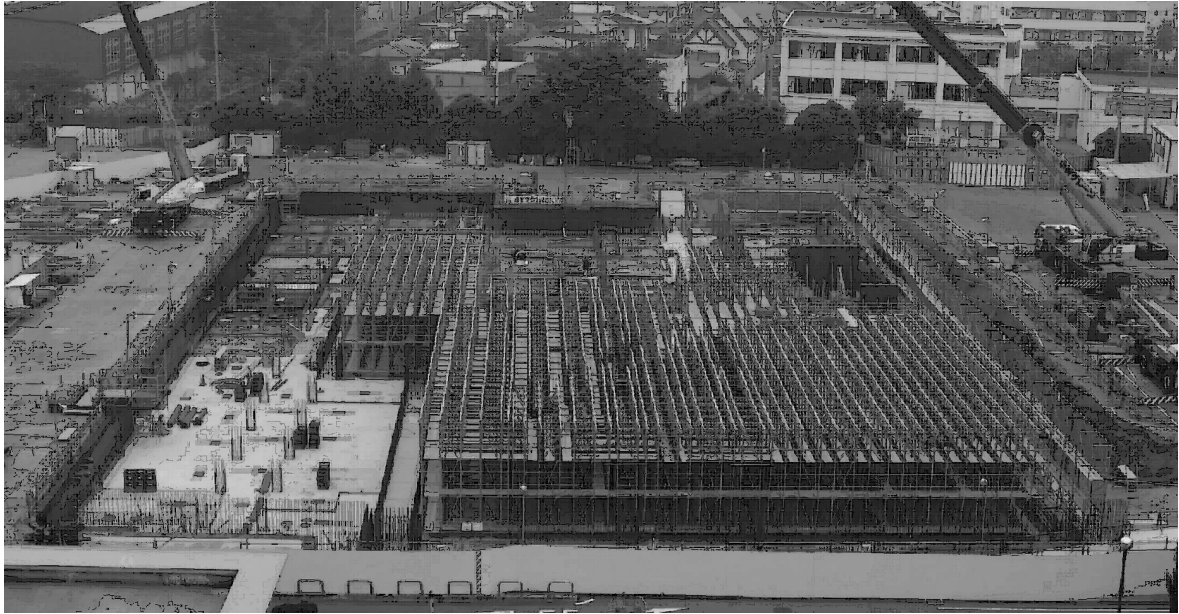


図2 建設風景（図1の平面図を右側から見た写真）

が要求される．そのためには個別機器の再現性確保は当然のこととして、コミッショニング期間中に十分枯れたパラメーター・セットを得ることが重要となる．

照射系では二重散乱体方式に比べてビーム位置やビーム軸に対する要求のゆるいワブラー方式を基本としたが、HIMACで用いられている単円ワブラー方式ではワブラー電磁石と患者間の距離を短くできないため、照射野内をらせん状にペイントする方式を可能とする電源仕様として、小型化を図った⁹⁾．

診断画像に基づいて治療すべき腫瘍の形状を決定するのは医師の役割だが、指定された領域内にはがん細胞を死滅させるに十分な線量を与え、周辺の正常組織には副作用が起きないように低い線量を照射する必要がある．これを実現させるためには、体内の線量分布を計算・表示する治療計画装置の果たす役割が極めて重要である．放医研ではX線の治療計画装置として使用されることの多い米国CMS社製のXiOをベースに、これに炭素線の線量計算エンジンを追加することにより治療を行う際の照射方向、照射線量を決定すると共に、照射系機器の設定パラメーターを出力させることのできる治療計画装置を開発中であり、それを採用することとした．

年間1,000人に近い患者の治療を正確かつ効率的に行うには医師、技師、看護師、医学物理士、事務員等の業務を支援するシステムの構築が必須である．この部分は重粒子線照射施設を導入する側の状況に依存する部分が多いためこれまで十分に検討されているとは言い難く、これからの課題と言える．

5. 建設状況と今後の予定

2007年8月末現在の建屋建設状況を図2に示す．地下1階の床工事をほぼ終了し、柱部分の鉄筋が立ち上がると共に加速器室の天井を支える構台の工事が進んでいる．1年後の2008年8月には建屋の建築がほぼ終了し、装置の搬入が開始される予定である．また2009年度内にはビームを用いた各種の測定を終え、治療照射を開始する予定となっている．

群馬大学の計画はこれまで放医研や地方自治体など多くの方々の支援により進められてきた．これら大きな支援に感謝するとともに、一地方大学に過ぎない群馬大で、このような大型プロジェクトを成功させるために、これまで以上のご支援をお願いします．

参考文献

- 1) 野田耕司, 取越正己: 加速器, Vol. 4, No. 2, 151 (2007)
- 2) 辻井博彦他: 放射線科学, Vol. 50, No 7 (2007)
- 3) K. Noda, et al.: J. Radiat. Res. 48, A43 (2007)
- 4) M. Tashiro, et al.: 第4回日本加速器学会プロシーディングス (2007年8月和光市)
- 5) M. Muramatsu, et al.: Rev. Sci. Instru. 76, 123304 (2005)
- 6) Y. Iwata, et al.: 第4回日本加速器学会プロシーディングス (2007年8月和光市)
- 7) Y. Iwata, et al.: Nucl. Instrum. & Meth. In Phys. Res. A572, 1007 (2007)
- 8) Kanazawa, et al.: Nucl. Instru. & Meth. A566, 195 (2006)
- 9) Komori, et al.: Jpn. J. Appl. Phys. 43, 6463 (2004)