

群馬大学向け粒子線治療装置 (小型炭素線機)

津上浩伸*

Features of the Gunma University Heavy Ion Medical Center

Hironobu Tsugami

要 旨

三菱電機では1988～1993年にかけて世界初の医療研究専用重粒子加速器である(独)放射線医学総合研究所(放医研)の重粒子線がん治療装置全体システムをとりまとめるとともに、以後継続して医療用加速器の技術開発を進めてきた。

群馬大学向けの粒子線治療装置は放医研の“普及小型炭素線治療装置”の研究成果を基本設計として採用した。これに当社独自のビームシミュレーション技術と製作ノウハウを適用し、加速器機器及び電源類の小型化と最適設計を行い、基本設計に基づいた小型の粒子線治療装置を実現した。例えば主要構成機器であるシンクロトロンと呼ばれる高エネルギー炭素イオンビーム(ビーム)の加速器は直径約30mであったものが、約20mにまで小型化した(当社比)。

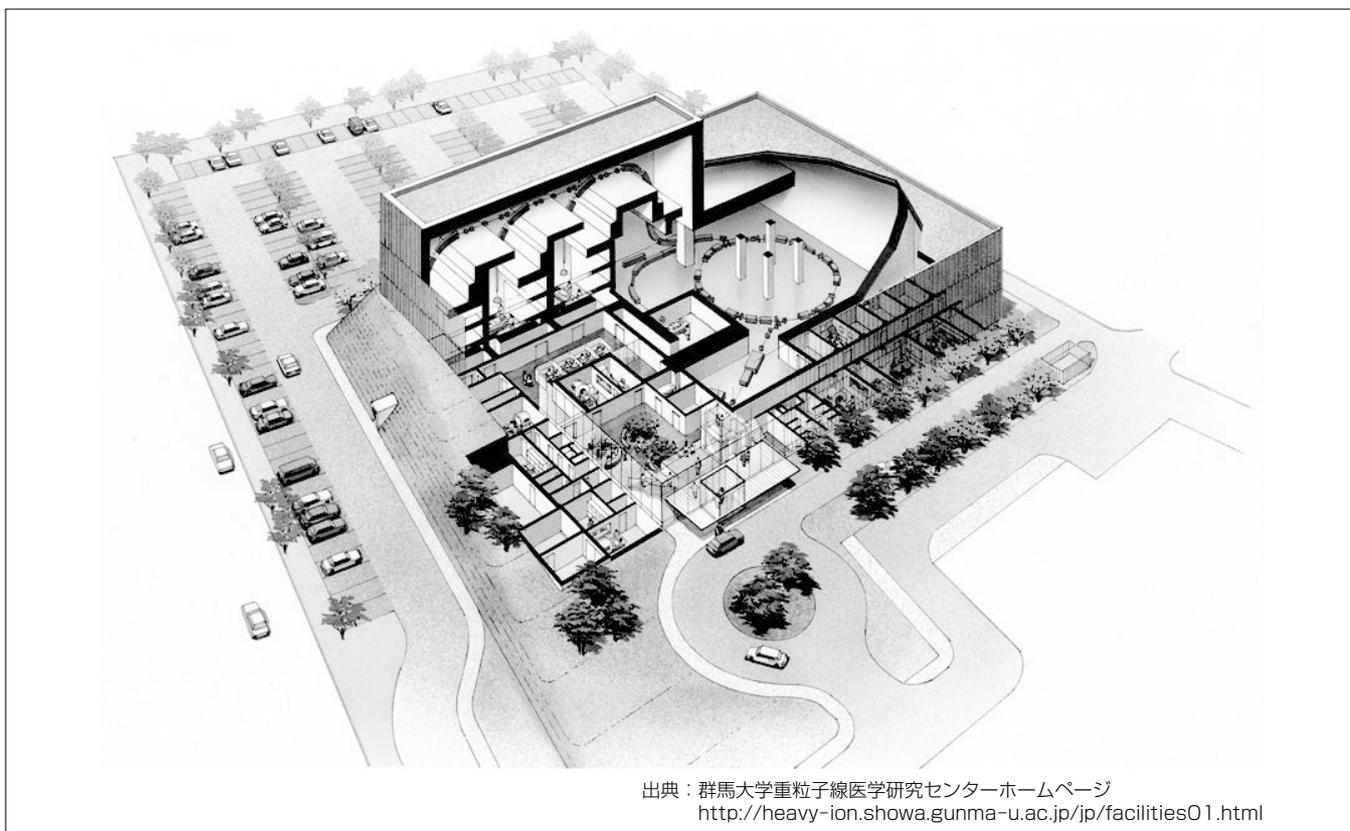
シンクロトロンのビームシミュレーションにおける加速

器モデルは実機を正確に再現しており、機器調整が容易になったので施設検査までのビーム調整期間を約半分に短縮した。

ビーム形成システムではビーム利用率に優れるらせんワブラー法を採用した。ビームロスが小さくなるので、中性子発生に伴う建屋壁厚の削減に貢献した。

また、線量分布の改善を目的とした高度照射法である積層原体照射法も検討している。

施設の運営効率を高めるため、治療室とは別にビームを用いない準備作業に役立つ模擬ポートやモダリティを設置した。これらによって治療室での準備作業を削減して、有効にビーム照射時間を確保できるので、年間600人以上の患者を治療可能とする施設運用を目指している。



群馬大学向け粒子線治療装置の外観

平成21年3月に治療を開始した群馬大学に建設された当施設は縦横約45m×65m、高さ約20mの建築物である。その中には直径約20mのシンクロトロン加速器と3つの治療室ならびに付帯設備を持つ。当施設は重粒子線照射施設を全国の諸地域に配置する場合の施設活用のモデルとなることを目指している。

1. ま え が き

群馬大学向け炭素線専用の重粒子線照射装置は厚生労働省の薬事承認を2010年3月9日に取得した。同年3月16日から治療を開始し、5月末で12名の治療を終え、現在、順調に稼働している。群馬大学では放医研の小型化研究開発に基づき、重粒子線医学利用による高度ながん治療の実現と全国普及を図るため重粒子線医学に関する国際的教育・研究・診療拠点の形成を目指している⁽¹⁾。

2. 炭素線専用の重粒子線照射装置の特徴

2.1 全体構成

この装置はイオン源装置、線形加速器、シンクロトロン加速器及び治療室で構成している(図1)。治療室は水平及び垂直の照射ポートを持つ3治療室4照射ポートの構成である。照射ポートは残余飛程250mmで150mm×150mmの照射野が形成可能である。また、治療準備室を治療室とは別に設けている。これによって、施設運用の効率化を図っている。

2.2 イオン源・入射器・MEBT

イオン源・入射器は放医研で基本設計がなされたプロトタイプで十分にビーム性能が評価⁽³⁾された同型機(住友重機械工業製)を採用した(表1)。

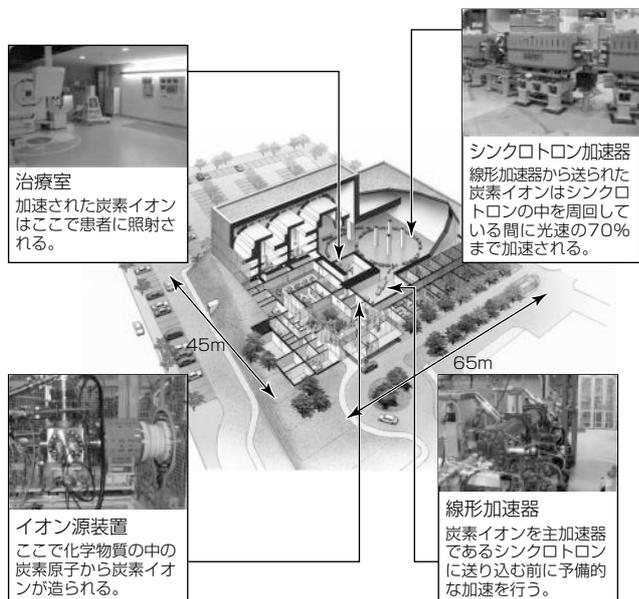


図1. 全体構成⁽²⁾

表1. イオン源・入射器の主要緒元

	イオン源	入射器
方式	全永久磁石型 ECRイオン源	RFQ線形加速器 IH線形加速器
エネルギー	10keV/u	600keV/u (RFQ) 4.03MeV/u (IH)

ECR : Electron Cyclotron Resonance
RFQ : Radio Frequency Quadrupole
IH : Interdigital H-mode

2.3 シンクロトロン

シンクロトロンの設計にあたっては放医研の研究成果である“線形ラティス”をもとに当社独自のビームシミュレーション技術とノウハウに基づいて、加速器機器及び電源類の小型化と最適設計を行った。主要緒元を表2に示す。

炭素イオン用シンクロトロンとしては当社比で直径約30mを約20mにまで小型化した(図2)。

特に留意した検討事項は次のとおりである。

- (1) ラティス設計
 - ・偏向電磁石の高次磁場の影響評価
 - ・トランジションγの影響の評価
 - ・機差を考慮した動作点の最適化
- (2) 入射条件
 - ・マルチターン入射の検討
 - ・入射バンプの波形長の検討
 これらによってビーム調整の自由度を損わずにビームスクレーパー等の機器の削減ができた。
- (3) 加速条件
 - ・断熱高周波捕獲の検討
 - ・非同調空洞の採用
- (4) 出射条件
 - ・出射用6極電磁石の配置の最適化
 - ・必要アパチャーの最小化
 - ・偏向電磁石及び4極電磁石の端部非線形磁場の影響評価と出射ビームのパラメータの検討
 - ・トランジションγの影響を考慮した電源リプルのスピンル構造への影響評価

シミュレーション上の加速器モデルは実機のビーム挙動

表2. シンクロトロンの主要緒元

繰返周期	3 s
スピル幅	1 s
加速粒子数	3×10^9 ppp
エネルギー	140~400MeV/u
周長	63m
ビーム入射	多重入射方式
ビーム取出し	三次共鳴による遅い取出し



図2. シンクロトロン

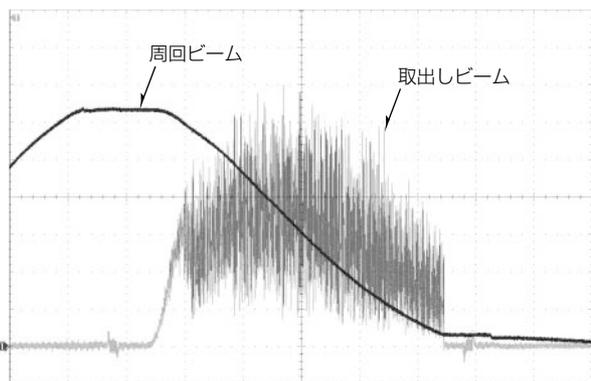


図3. 400MeV/uビーム調整の初期(フィードバック制御なし)で得られたスピル波形

表3. ビーム調整(2009年)

8月24日	ビーム調整開始
8月25日	最高エネルギー(400MeV/u)達成
8月30日	最初のビーム取り出し成功
9月5日	1室目治療室のビーム輸送成功
9月30日	全治療室のビーム輸送に成功
10月9日	放射線安全検査(自主リハーサル)
10月26日	放射線安全検査(文科省)

表4. 照射ポートの主要緒元

照射野サイズ	150×150(mm)
SOBP	30~140(mm)
最大飛程	250mm H ₂ O
飛程調整	バイナリレンジシフタ 0.5~255.5mmH ₂ O
線量率	2Gy/min以上 照射野φ150mm SOBP100mm
拡大照射野形成法	単円ワブラー法 らせんワブラー法

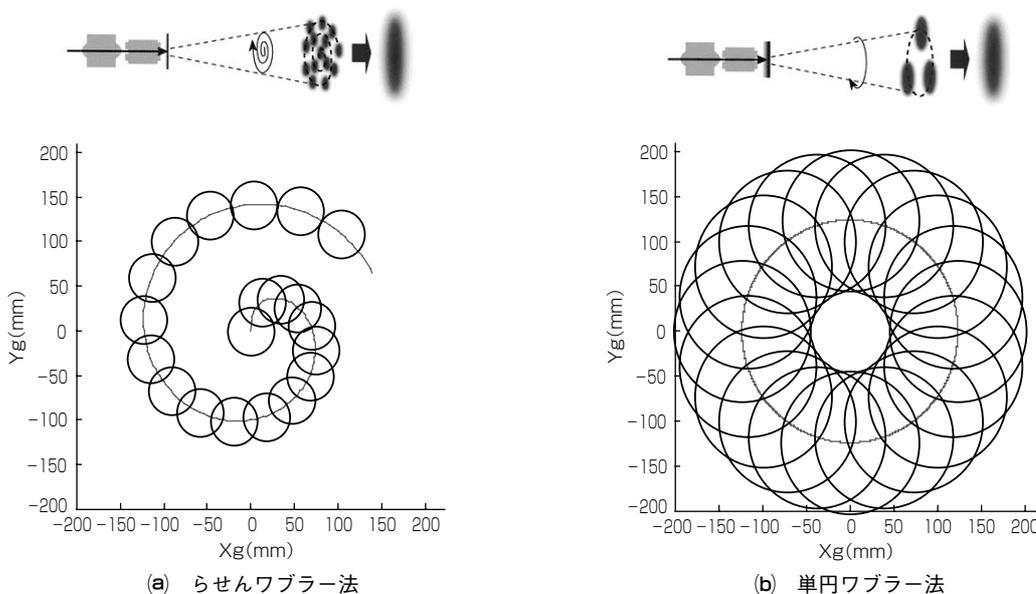


図4. ワブラー法による照射野形成

をよく再現している。高い取出し効率を実現する調整パラメータを実機で試行錯誤を重ねることなく得ることができた(図3)。

ビーム調整は順調に進み、放射線安全検査の受検条件のビーム強度は調整開始から47日目に達成できた(表3)。当社実績(兵庫県粒子線医療センター向け、78日)と比較して31日の短縮である。

2.4 照射ポート・治療室

照射ポートは単円ワブラー法とらせんワブラー法が併用できる構造とした。照射ポートの主要緒元を表4に示す。

照射ポートはワブラー電磁石、散乱体装置、リッジフィ

ルタ装置、レンジシフタ装置、多葉コリメータ装置、線量モニタ装置などで構成する。

らせんワブラー法によって高いビーム利用効率(~40%)で飛程ロスの小さい拡大照射野が得られることを期待している(4)。2010年度中に検証を完了する予定である。従来の単円ワブラー法に比べると、ビーム形成に必要なとする散乱の程度を小さくでき、ビームを掃引する軌道が照射野内を通過するので照射野形成に寄与するビームの割合が多くなる(図4)。測定条件を拡大照射野φ150mm、SOBP(Spread Out Bragg Peak)60mmとした場合の線量率は約2.5Gyから3.7Gyに改善している。

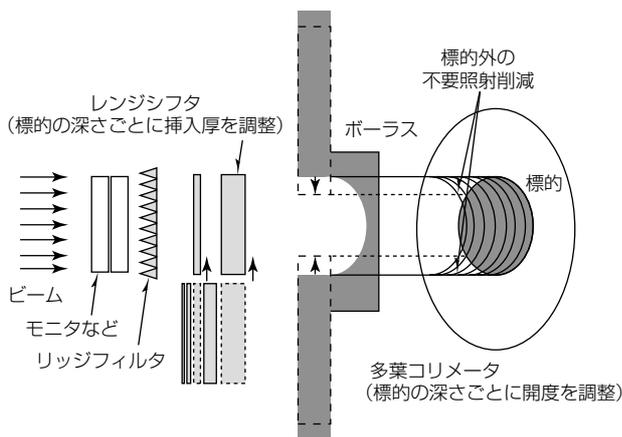


図5. 積層原体照射法



図6. 治療室(水平・垂直)

高度照射法として積層原体照射法(図5)の検証も予定している。ビーム照射中に標的深さに応じて多葉コリメータ開度とレンジシフタ挿入厚を調整する。体表面の過剰な線量投与を抑制し、標的以外の不要部分の照射を避けることが期待できる。

これらの照射ポートにデジタルX線撮像装置と寝台からなる患者位置決めシステムを組み合わせることで治療室を構成する。この装置は3つの治療室(水平、水平・垂直、垂直)を持つ。水平・垂直の照射ポートを持つ治療室のレイアウトを図6に示す。

2.5 治療準備・リハーサル

この装置では寝台、大口径CT(Computed Tomography)撮影装置、デジタルX線撮像装置で構成された治療準備室を備えている(図7)。治療室と同じ機器配置となるように寝台とX線撮像装置が配置されているので(治療室模擬ポート)、治療体位で次の作業が可能となる。

- ・治療計画用CT撮影
- ・固定具と患者との干渉回避リハーサル
- ・治療体位参照用X線撮像など



図7. 治療準備室

これによって治療準備の間の加速器待機時間を縮減し治療室ではビーム照射に多くの時間を割くことができるので、施設運営の効率化に貢献する。

3. むすび

炭素専用タイプ粒子線治療装置について述べた。この装置はシンクロトン加速器を大幅に小型化することで、必要とする建屋施設規模を縮減する。この装置を納めた群馬大学重粒子線医学研究センターの施設面積は、放医研HIMAC(Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba)のそれと比較して約1/3に小型化されている⁽⁵⁾。治療準備室や積層原体照射法等の治療システムによって施設運用効率を高めるとともに、より高度な照射法へ対応することができる。これらによって普及のネックであった初期投資の削減と投資回収の短縮化を実現し、重粒子線医学利用による高度ながん治療の実現と全国普及に貢献するものである。

参考文献

- (1) 群馬大学重粒子線医学研究センターホームページ
<http://heavy-ion.showa.gunma-u.ac.jp/jp/Information01.html>
- (2) 群馬大学重粒子線医学研究センターホームページ
<http://heavy-ion.showa.gunma-u.ac.jp/jp/facilities02.html>
- (3) Iwata, Y., et al.: Performance of a compact injector for heavy-ion medical accelerators, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A **572**, No.3, 1007~1021 (2007)
- (4) Komori, M., et al.: Optimization of Spiral-Wobbler System for Heavy-Ion Radiotherapy, Japanese Journal of Applied Physics, **43**, No.9A, 6463~6467 (2004)
- (5) Noda, K., et al.: New Accelerator Facility for Carbon-Ion Cancer-Therapy, J.Radiat Res., **48**: Suppl, A43~A54 (2007)