

群馬大学重粒子線医学センターの現状報告

PRESENT STATUS OF GUNMA UNIVERSITY HEAVY ION MEDICAL CENTER

想田光^{#, A)}, 山田聡^{A)}, 金井達明^{A)}, 遊佐顕^{A)}, 田代睦^{A)}, 島田博文^{A)}, 久保田佳樹^{A)}, 松村彰彦^{A)}, 齋藤明登^{A)},
鳥飼幸太^{A)}, 藤本哲也^{A),B)}, 竹下英里^{C)}

Hikaru Souda^{#, A)}, Satoru Yamada^{A)}, Tatsuaki Kanai^{A)}, Ken Yusa^{A)}, Mutsumi Tashiro^{A)}, Hirofumi Shimada^{A)},
Yoshiki Kubota^{A)}, Akihiko Matsumura^{A)}, Akito Saito^{A)}, Kota Torikai^{A)}, Tetsuya Fujimoto^{A),B)}, Eri Takeshita^{C)}

^{A)} Gunma University Heavy Ion Medical Center

^{B)} Accelerator Engineering Corporation

^{C)} Kanagawa Cancer Center

Abstract

Operation of cancer treatment has been carried out at Gunma University Heavy Ion Medical Center since March 2010. Total 714 patients were treated until the end of June 2013. Layer stacking irradiation has been applied since January 2013 and accounts for about 20-30% of all treatment irradiations. Present operation of the accelerator is stable with optimization of gas flow of the ECR ion source and the RF power the injector linac. In order to improve the stability of the extracted beam, experimental researches of COD correction to suppress the position movement and of beam emittance enhancement to minimize the beam energy deviation for the extraction has been carried out. Scanning irradiation is under development in the experiment irradiation room. A dose uniformity of $\pm 1\%$ (1σ) in the 2-D uniform irradiation of 10 x 10 cm was achieved by suppression of the beam size and position deviation. Further experiment will be performed to realize 3-D spherical uniform irradiation.

1. Introduction

群馬大学重粒子線医学センターでは、普及型炭素線治療装置を用いて2010年より癌患者への治療照射を行っている。炭素線治療装置の構成及び主要パラメータは表1の通りである。

本施設では、上記装置を用いて2013年6月末までに累計714名の治療を遂行した。治療人数の推移は図1の通りで、2010年度87人、2011年度214人、2012年度315人と順調に増加を続けている。これは、当初2010年以降順次治療室が稼働したこと、新規治療プロトコル(照射回数などの治療方針)の導入が進み適応症例が広がったことが影響している。2013年1月より、多葉コリメータの形状を変化させながら深さ方向に細いピーク(スライス)を重ね合わせることで上流側正常組織への影響を低減できる積層原体照射による治療を開始し、これまで正常組織への影響が大きく適応とならなかった症例についても治療を行える割合が増加している。

Table 1: Specification of the accelerator in Gunma University Heavy Ion Medical Center (GHMC).

イオン源 (永久磁石型 ECR)	RF 周波数	10GHz
	ガス種類	メタン(CH ₄)
	生成イオン種	C ⁴⁺
	引き出し電圧	30kV (10keV/u)
入射器 (RFQ+ IH-DTL)	RF 周波数	200MHz
	RF 投入電力 (四極真空管)	140kW(RFQ) 400kW(IHL)
	加速 エネルギー	600keV/u (RFQ) 4MeV/u (IHL)
シンクロ トロン	加速イオン種	C ⁶⁺
	エネルギー	290,380,400MeV/u
	周長	63.3m
	最大偏向磁場	1.5T(B _p =38Tm)
	出射方式	遅い取り出し (3次共鳴+RF加速)
	最大照射粒子数	1.3x10 ⁹ pps
照射系	最大体内飛程	25cm(400MeV/u)
	照射方式	ブロードビーム (ワブラ+ボーラス) 及び積層原体照射
	呼吸同期照射	有り
	最大照射野	15x15cm
	最大 SOBP 幅	14cm
照射室	3 室 A(水平) B(水平/垂直) C(垂直)	

souda@gunma-u.ac.jp

群馬大学での重粒子線治療患者数の推移

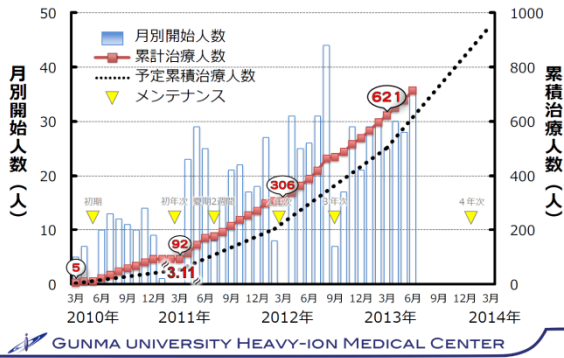


Figure 1: Trend of the total number of treated patients [1].

2013年度は新たに子宮頸癌、進行肺癌、膵臓癌の治療を開始し、年間治療人数 450 人を目標としている。ただし、照射および測定に時間がかかる積層原体照射が全体の 2~3 割まで増加したことにより、治療時間の増大と新患 QA 測定時間の不足が課題となってきた。これらの問題解決のため、位置決め自動化による治療準備時間の短縮、多層電離箱および 2 次元アレイ検出器による測定時間の短縮を目指して技術開発を進めている。

2. 現在の運転状況

現在の施設運用については、毎朝の立ち上げと終業時シャットダウンを行うコールドスタート運転を行っている。毎週月曜日は週例点検として、日常点検では確認できない加速器の現場確認及びビームパラメータ(COD、治療室ビーム位置を含む)の測定を行っている。火曜日から金曜日までの 4 日が治療日で、朝 7 時 30 分から立ち上げを開始し、全エネルギー・各治療室でのビーム位置測定に加え、基準エネルギー(380MeV/u)で照射量の校正基準となる標準測定を行っている。治療は 9 時から 17 時-20 時まで行われ、治療後は火曜・金曜を新患 QA 測定に充てており、水曜および木曜は照射系での物理実験もしくは細胞等への照射による生物実験を行っている。加速器自体に関するマシンスタディは主に月曜日の夕方以降に行っている。

治療装置としての稼働実績は、下記定義による装置稼働率と治療遂行率

$$\text{装置稼働率} = \frac{\text{治療時間}^1 - \text{遅延時間}^2}{\text{治療時間}}$$

$$\text{治療遂行率} = \frac{\text{当日治療完遂症例数}^3}{\text{当日治療予定症例数}}$$

で評価すると、表 2 のようになる。

Table 2: Operation result of the treatment machine.

年度	装置稼働率	治療遂行率
2010	92.45%	98.08%
2011	97.35%	99.75%
2012	98.37%	98.95%
累計	95.36%	99.42%

故障による治療遅延について、数的に多いのは治療制御(ビームパラメータ要求、治療室・照射系機器制御)とのやり取りを含めた制御トラブルであるが、患者に治療台にて待機してもらい数分で復旧して照射を再開できるものが多い。一方、加速器、特に入射器の故障が発生した場合には一日単位での治療停止が発生するため、特に真空管の動作については、耐圧の低下やゲインの変動を確認できるように、毎日午前午後の 2 回入射器の各種パラメータを記録しトレンドを確認している。RFQ、IHL にはそれぞれ低出力(LPA)、高出力(HPA)の 2 段の真空管アンプを用いており、経年劣化防止と予備真空管の確保のため年 1 回の交換を行っている。また、1 日の間にも受電変動によって真空管のプレート電圧が 1%程度変化しゲインが変動するため、出力が自動振幅安定化(AGC)の動作範囲に収まるようローレベル RF でのアテネータ調整を行っている。

イオン源については、C⁴⁺ビームカレント 220μA を保つよう運転を行っているが、チェンバーからの脱ガス減少のために徐々に真空度が向上し、結果としてプラズマが不安定になる傾向が得られている。イオン源波形を観測して CH₄ ガス流量を増やして対応しているが、ガス流量増は引出電極への炭素の付着による放電増加の原因となるため、現在は半年に 1 回イオン源を大気開放し、クリーニングした電極との交換を行っている。このメンテナンス頻度を改善すべく、群馬医工連携産学官研究拠点として建設されたイオン源テストスタンド(治療装置と同型機)にて、酸素ガスをチェンバー内に導入して高圧印加し、さらにマイクロ波を投入して酸素ビームでの運転を行うことにより、電極表面に付着した炭素を除去する酸素エージングの試験を行っている。

3. ビームパラメータ測定と改良

シンクロトロン内でのビーム電流、COD、HEBT でのビーム軸については、ビームを広げるので 2mm までの軸ずれを許容できるブロードビーム照射については十分な安定性が得られている。ただし、HEBT での軌道については、図 2 に示す通り年間を通じた季節変動が存在し[2]、HEBT の軸調整を年 2 回程度実施している。

¹ 治療時間: 当日の治療開始から終了までの総時間。
² 遅延時間: 装置の障害発生から復旧までの総時間。

³ 症例数: 同一患者に複数回照射する場合、複数部位への照射は複数症例とし、同一部位への二門照射は 1 症例と扱う。

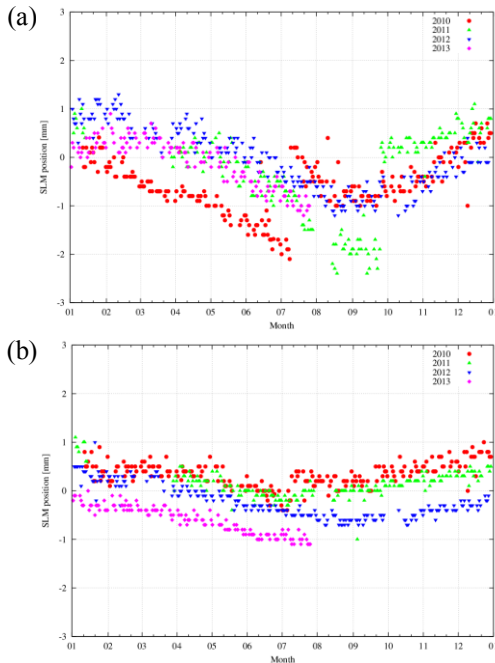


Figure 2: (a) Horizontal and (b) vertical beam center-of-mass position measured at an strip line monitor (SLM) on the horizontal course of treatment room B (BHC) with a beam energy of 380MeV/u. Orbit corrections were performed in July 2010 and September 2011.

本施設の加速器では、シンクロトロンからの遅い取り出しにおいて、RF周波数を掃引する加速取り出しを行っているため、スピル内で Dispersion による位置変動および磁場の 6 極成分によるサイズ変動が発生する。この位置・サイズ変動を抑えるために、HEBT 側で測定したビーム軸座標から、出射点での位置と角度の変動を抑制するようリング内ステアリングで COD の補正を行う手法の研究を行う[3]とともに、ビーム径を拡大してから取り出しを行うことで RF 掃引幅を狭くして位置・サイズ変動を小さくした条件下で取り出し効率を向上させる試験[4]を行っている。

その他にもビームの特性改善を目標としたマシンスタディを行っており、現在 290MeV/u のビーム漏れの改善を行っている。図 3 は 290MeV/u 出射時の DCCT 電流と出射直後のファラデーカップで観測したスピル波形であるが、バンパ磁石立ち上げのタイミングで漏れ線量が発生していることがわかる。漏れ線量は全スピルの 0.1%と小さいものの、出射禁止期間が発生する呼吸同期照射や、少量の出射を繰り返す積層原体照射ではこの影響が大きくなるため、可能な限り漏れを減らすよう運転パラメータの調整を試みている。図 3 はフラットトップ部での水平チューンを 1.65352 から 1.65408 に変更して漏れ量を 1/5 まで軽減した実験用パラメータでのスピル波形であるが、約 3%の出射効率低下が観測されており、さらに最適な条件を探索した上で治療用に反映することを目指している。

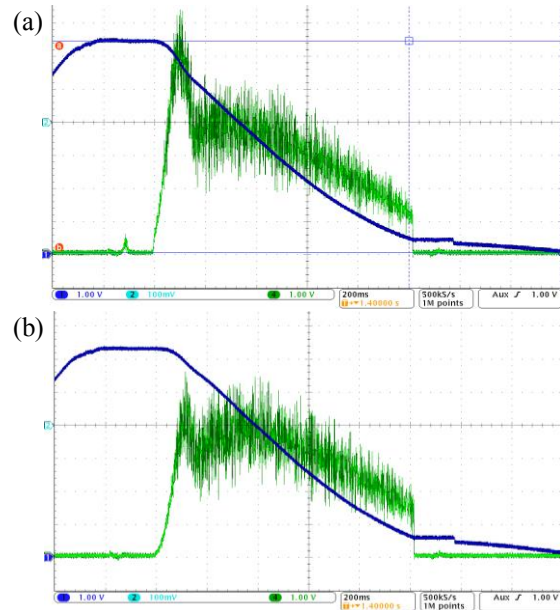


Figure 3: Current of the DCCT and extracted spill at 290MeV/u. (a) Present operating parameters used for treatment, $v_x=1.65352$. (b) Modified experimental operating parameters, $v_x=1.65408$.

4. スキャンニング照射実験

2010 年度より行っている、実験用照射室(D 室)でのスキャンニング照射実験[5]については、照射の均一性を保つために 1mm 以下での位置・サイズ精度が要求され、スポット毎の線量制御についても高い精度が要求される。2012 年度には、前節にて述べた加速取り出しによる位置・サイズ変動を抑制するため、これらの変動に対して、標的中心(アイソセンター)に設置した蛍光膜スクリーンモニタ上での位置を一定に保つように、HEBT のステアリング 2 台の電流値をスピル内で変化させるステアリングパターン補正を行って対応し、エネルギー290MeV/u、スピル内粒子数 3×10^8 、照射野サイズ 54×54 mm(スポットピッチ 3mm)、SOBP 60mm(スタッキングピッチ 4mm)の立方体均一照射を行った。物理線量一定で照射した際の中心軸上での線量分布は図 4 の通りで、下流(Distal)側が下がる傾向にあるが、平坦度として全幅約 7%に収まっている。

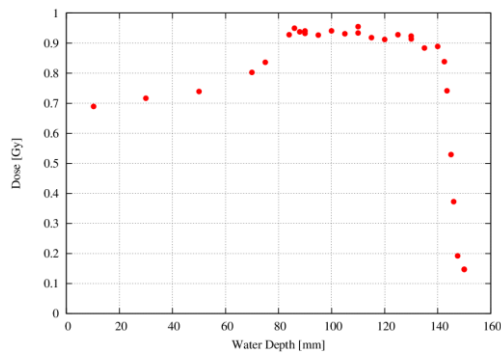


Figure 4: Dose distribution in depth direction with 3-D box irradiation measured by Markus chamber.

2013年度は、さらに照射の平坦度を高めて、3次元の球形照射を行うことを目標としている。このため、RFの掃引幅を半分にしてエネルギー変動量を抑えた上で、ステアリングパターン補正の繰り返し回数を増やしてスピル内での位置変動を0.2mm以下に抑え、また、サイズ変動に関してもアイソセンターでのサイズ変動が小さい光学系を用いて $\sigma=2.2\text{mm}$ まで集束させたビームを、1mm厚アルミニウムの散乱体で $\sigma=3.4\text{mm}$ まで広げることでサイズ変動を抑えている。これらの調整を行った後、スポット間隔3mm、目標線量4Gyで2次元の10×10cm正方形一様照射を行ったところ、ガフクロミックフィルム(EBT2)での測定で平坦度 $\pm 1.1\%(1\sigma)$ 、 $\pm 2.8\%(p-p)$ の照射結果を得ることができた。さらに、線量制御の精度を向上するために平板型線量モニタのアナログ回路の周波数帯域向上などの改修を行っており、これらの改修終了後には治療計画算定の基盤となる線源データの取得に着手することを予定している。

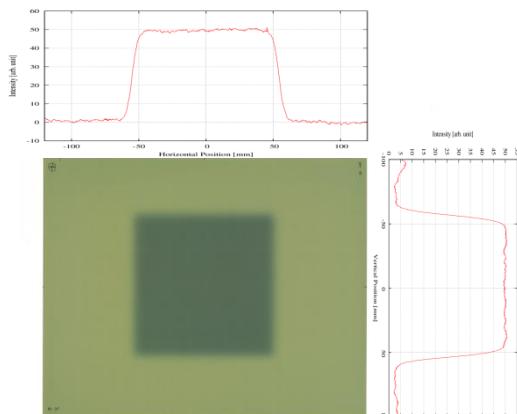


Figure 5: 2-D uniform irradiation observed using GAFCHROMIC film.

5. 謝辞

本施設の運営および本発表に含まれる研究は放射線医学総合研究所、三菱電機株式会社、加速器エンジニアリング株式会社の協力により行われ、博士課程リーディング教育プログラム「重粒子線医工学グローバルリーダー養成プログラム」の支援をいただきました。また、日々の運転およびデータ取得に貢献いただいている三菱電機株式会社の加速器運転技術員の皆様に深く感謝いたします。

参考文献

- [1] <http://heavy-ion.showa.gunma-u.ac.jp/>
- [2] E. Takeshita *et al.*, *Proc. of 8th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan*, 715 (2011).
- [3] K. Torikai *et al.*, in this proceedings, SUOT03.
- [4] T. Fujimoto *et al.*, in this proceedings, SAP036.
- [5] E. Takeshita *et al.*, *Proc. of 9th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan*, 1285 (2012).