

群馬大学重粒子線医学研究センターでのスキャニング照射開発 DEVELOPMENT OF SCANNING IRRADIATION IN GUNMA UNIVERSITY HEAVY ION MEDICAL CENTER

想田光^{#, A)}、金井達明^{A)}、山田聡^{A)}、藤本哲也^{A)C)}、久保田佳樹^{A)}、遊佐顕^{A)}、田代睦^{A)}、島田博文^{A)}、
松村彰彦^{A)}、齋藤明登^{A)}、深田恭平^{A)}、鳥飼幸太^{A)}、竹下英里^{B)}、加納洋介^{C)}、花川和之^{D)}、石川嘉一^{D)}、
岸井保人^{D)}、本田泰三^{D)}、坂本裕介^{D)}

Hikaru Souda^{#, A)}、Tatsuaki Kanai^{A)}、Satoru Yamada^{A)}、Tetsuya Fujimoto^{A)C)}、Yoshiki Kubota^{A)}、Ken Yusa^{A)}、
Mutsumi Tashiro^{A)}、Hirofumi Shimada^{A)}、Akihiko Matsumura^{A)}、Akito Saito^{A)}、Kyohei Fukata^{A)}、
Kota Torikai^{A)}、Eri Takeshita^{B)}、Yosuke Kano^{C)}、Kazushi Hanakawa^{D)}、Yoshikazu Ishikawa^{D)}、Yasuto Kishii^{D)}、
Taizo Honda^{D)}、Yusuke Sakamoto^{D)}

^{A)} Gunma University Heavy Ion Medical Center

^{B)} Kanagawa Cancer Center

^{C)} Accelerator Engineering Corporation

^{D)} Mitsubishi Electric Corporation

Abstract

Spot scanning irradiation system of carbon ion beam has been developed in Gunma University Heavy Ion Medical Center. During 2013, the beam size and position was stabilized with the use of a pattern-excited steering magnet and optimization of the optic parameters. After these improvement, 3-dimensional spherical field uniform irradiation was carried out based on the measurement of pencil beam profile and depth-dose distribution. The irradiated dose distribution agreed with the calculation within 3%. An experiment of rotating energy absorber has been carried out to suppress the range variation in the extraction period [1]. In order to improve the dose linearity and reproducibility in the low dose region less than 1Gy, the response of I/V converter circuit was improved from 3kHz to 50kHz. After these improvement, the uniform box irradiation was utilized routinely for the animal (mice) experiment from April 2014.

1. はじめに

群馬大学重粒子線医学研究センターでは、2011年より三菱電機株式会社との共同研究として普及型小型炭素イオン加速器と高度化設備照射ポートを用いたスポットスキャニング照射システムの開発を行っている。

2012年度までに、深さ方向の線量最適化による生物線量一定の一樣照射野を用いた動物実験の試験を行った[1]が、照射野内の平坦度が十分でなく、また低線量部での線量線形性が悪化しているなど、定期的な実験に利用するには至っていなかった。2013年度は、これらを改良し、治療に用いられるビームの品質を目指すと共に、動物実験について定期的な実施できるような体制を整えることを目的として改良を行った。

2. 装置セットアップ

図1に高度化照射ポートの機器配置を示す。X・Y方向のスキャニング磁石の下に、線量モニタ・位置モニタおよびリッジフィルタ・レンジシフタが配置されている。照射点(アイソセンター)では可搬型スクリーンモニタによるビームサイズ・位置測定、水厚可変水槽と電離箱線量計、暗箱(ZnS 蛍光板+冷却 CCD カメラ)による測定を行っている。

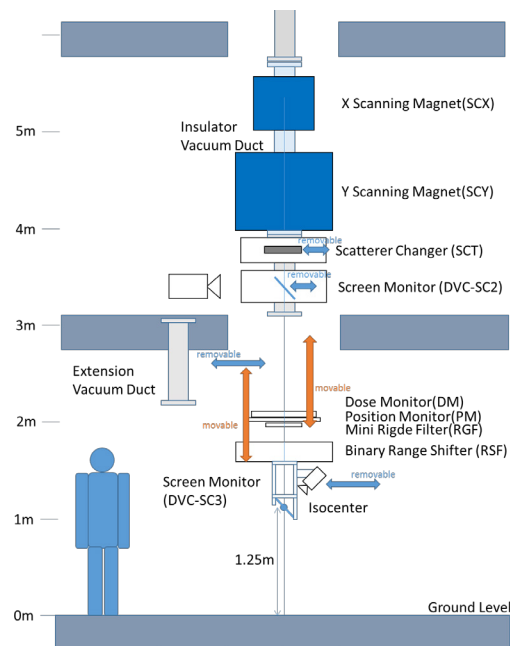


Figure 1: Setup of the experimental beam port.

3. ビーム位置・サイズ変動の抑制による平坦度の改善

群馬大学の普及型重粒子線照射装置では、シンクトロトロンからの3次共鳴を利用した遅い取り出し

について、RF 周波数を掃引してセパトリクスを狭めることで実現している。この手法は再現性には優れるが、取り出し区間中でエネルギーが変動することが短所であり、図 2 に示すように $\Delta p/p=0.2\%$ の掃引で 0.8mm 程度の飛程変動が生じている。

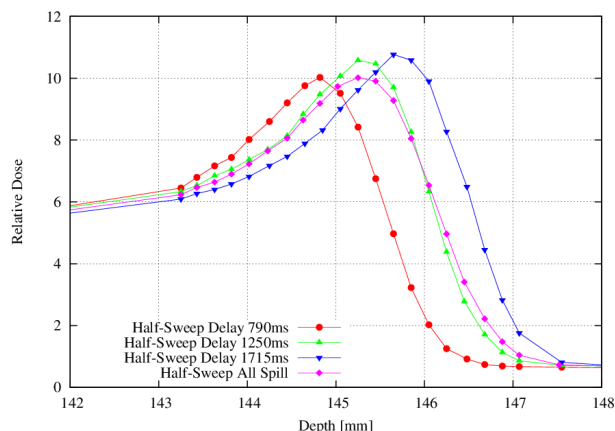


Figure 2: Range variation during beam extraction.

このエネルギー変動に伴って照射点(アイソセンター)でのビーム軸が 1mm 程度変動し、ビームサイズも $\sigma = 3\text{mm}$ に対して 0.3mm 程度変動する(セプタム電磁石の 6 極成分が原因と推測)。これは、現在治療に用いているブロードビーム照射法では問題にならないが、スキニング照射においては照射野の平坦度に大きく影響するため、位置およびサイズ変動の抑制を行った。サイズ変動については、光学系でアイソセンターの β 関数値を小さくしてビームサイズを小さくし、散乱体またはリッジフィルタで広げることによって $\Delta\sigma = \pm 0.1\text{mm}$ まで改善した。位置変動については、照射トリガに同期して 90fps で撮像できるカメラを導入して、上流のステアリング磁石をパターン励磁することにより、図 3 のように安定して $\pm 0.1\text{mm}$ 以内に抑制できるようになった。

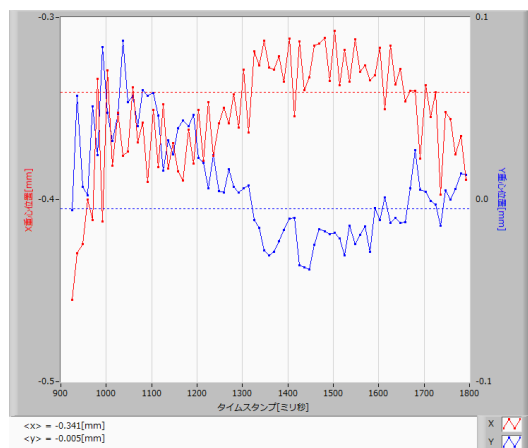


Figure 3: Beam position at the isocenter after orbit correction using pattern-excited steering magnets.

これらの改良により、図 4 に示すように平面均一照射の平坦度が $\pm 5\%$ から $\pm 1\%$ へと向上し、実験照射に十分な精度を得ることができた。

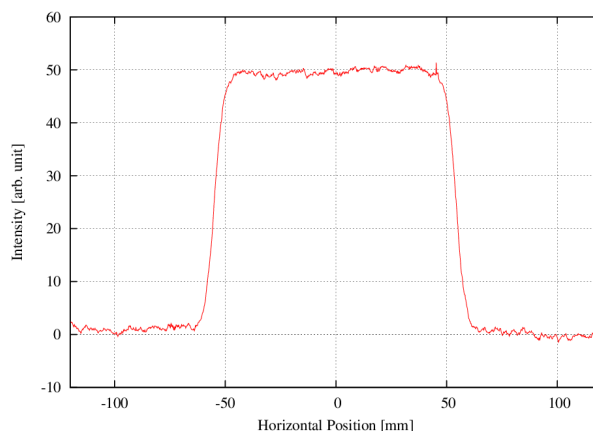


Figure 4: Result of uniformity measurement by a gafchromic film EBT2 after beam stability improvement.

4. 線量モニタの改良と球体照射

線量の制御について、2012 年度までは低線量領域での線形性および再現性が悪く、また制御としてスポット移動中の線量を考慮していなかったため、図 5 のようにスポット滞在時間の短い低線量領域では過剰照射となる傾向があった。

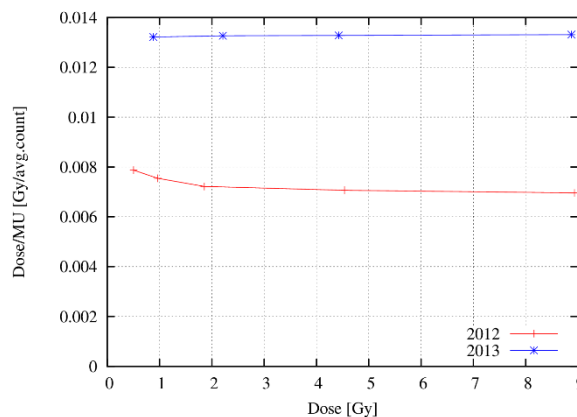


Figure 5: Relation between dose per monitor unit and total irradiated dose.

線量モニタの改良として I/V 変換回路 3kHz から 50kHz に高速化するとともに、本体電極を薄膜からワイヤーに変更して位置依存性を改善し、また制御側でスポット移動中の線量を算入するよう改良したことで、図 6 のように 1Gy 以下の低線量における線形性及び再現性が向上した。

上記改良を行った後、実験用の線源データとして、水厚可変水槽と PTW 製 Bragg Peak Chamber を用いて PDD(深さ方向線量分布)を、ZnS 蛍光膜+冷却 CCD カメラによる暗箱を用いてレンジシフト挿入時のスポット形状を測定し、Least Distance Programming (LDP)法による最適化を行って $\phi 60\text{mm}$ の球体照射を実施した[2]。照射結果は図 7, 8 に示すように照射野内で計算値から 3%以内に収まっている。一方、最適化の計算自体には深さ方向の平坦度向上、横方向の広がり(ペナンプラ)の最小化など改善の余地があり、今後の課題として検討を進めてい

る。

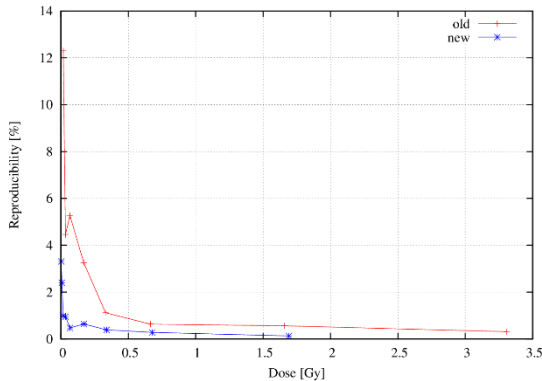


Figure 6: Reproducibility before and after the improvement of the dose monitor.

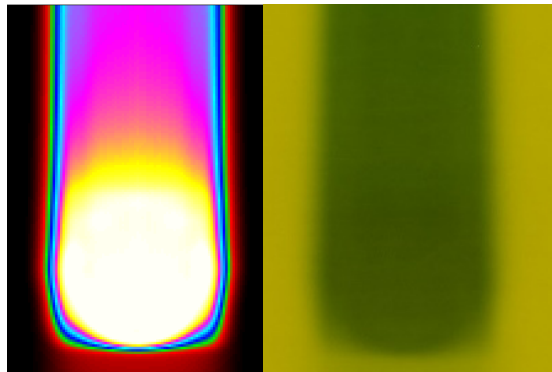


Figure 7: Planned dose distribution (z-x place) and measured dose distribution using a wedge filter and a gafchromic film.

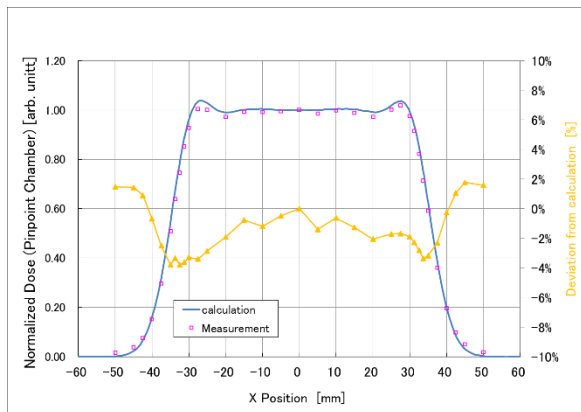


Figure 8: Off center ratio (OCR) of the measured dose distribution. The deviation from the calculation is less than 3%.

5. 動物実験への応用

以上の改良により照射線量の調整が容易となったため、新たに作成した $\sigma=2\text{mm}$ 、バーピッチ 1mm のリッジフィルタを用いて 100x100mm、SOBP60mm の生物線量一定直方体照射野を形成し、学内ユーザー向けにマウスを用いた実験を実施した。2013 年末から線量校正の手法を含めた試験を実施し、図 9

のように生物線量一定の計算と一致する深さ方向の分布が得られた。暗箱を用いて平面内の一様性を調べた所、SOBP 内では $\pm 2\%$ 以内の十分な平坦度が得られているが、飛程変動による線量の変動が大きい飛程終端部では、スピル内でのエネルギー変動に起因する $\pm 5\%$ 程度の線量変動が観測されている。生物実験に使用する上では問題ないが、この対策として、回転式エネルギー吸収体によって飛程変動を抑制する試験を行い、無補正では 1.5mm の飛程変動を 0.2mm 以下に抑制できる結果が得られている[3]。

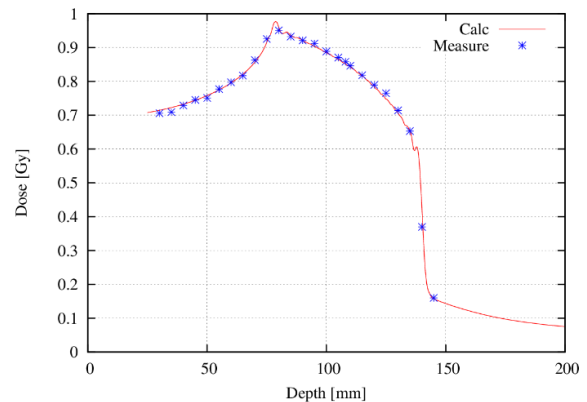


Figure 9: Calculation and measurement results of biological SOBP. Dose were measured by a PTW Markus chamber.

上記試験により生物線量一定照射の再現性が確認できたため、運用体制の整備と制御の改造を経て 2014 年 6 月より動物実験マシンタイムの月 1 回の定期的運用を開始している。今後は動物実験での運用を経て位置モニタによるインターロック等安全性の試験等の改良を進めながら、治療照射の実現に向けた改造の実施を検討している。

6. 謝辞

本研究は群馬大学と三菱電機株式会社との共同研究により行われ、JSPS 科研費 26860395 の助成および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」による支援をいただきました。また、実験時の加速器運転およびデータ取得について支援いただいた三菱電機株式会社の運転技術員および加速器エンジニアリング株式会社の実験支援担当の皆様へ深く感謝いたします。

参考文献

- [1] E. Takeshita *et al.*, *Proc. of 9th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan*, 1285 (2012).
- [2] H. Souda *et al.* P198, PTCOG53 (2013).
- [3] T. Fujimoto *et al.*, in this proceedings, SUOL07.