

# Development of scanning irradiation system in Gunma University Heavy-Ion Medical Center

Eri TAKESHITA <sup>#,A)</sup>, Tatsuaki KANAI <sup>A)</sup>, Satoru YAMADA <sup>A)</sup>, Ken YUSA <sup>A)</sup>, Mutsumi TASHIRO <sup>A)</sup>, Hirofumi SHIMADA <sup>A)</sup>, Kota TORIKAI <sup>A)</sup>, Yoshiki KUBOTA <sup>A)</sup>, Akihiko MATSUMURA <sup>A)</sup>, Motohiro KAWASHIMA <sup>A)</sup>, Hisashi HARADA <sup>B)</sup>, Katsuhisa YOSHIDA <sup>B)</sup>, Kazushi HANAKAWA <sup>B)</sup>, Taizo HONDA <sup>B)</sup>, Takeshi HIMUKAI <sup>C)</sup>

<sup>A)</sup> Gunma University Heavy-Ion Medical Research Center  
3-39-22, Showa, Maebashi, Gunma 371-8511 JAPAN

<sup>B)</sup> Mitsubishi Electric Corporation, Energy System Center  
1-1-2, Wadasaki-cho, Hyogo-ku, Kobe 652-8555 JAPAN

<sup>C)</sup> Ion-Beam Therapy Center, SAGA HIMAT Foundation  
1-802-3 Hondoricho, Tosu, Saga, 841-0033 Japan

## Abstract

Scanning irradiation is a novel irradiation technique for particle cancer therapy, recently. Cancer therapy using pencil beam scanning has already started at several proton centers. However, for carbon beams, scanning is still not in widespread use. In order to investigate the scanning irradiation technique using our compact synchrotron for carbon treatment, we developed a scanning port in Gunma University Heavy-ion Medical Center and have been performing the experiments using carbon beam. Recently, we succeeded in improving the time structure of the extracted beam current and in suppressing the beam-spot motion during each extraction spill that were originally present. As a result, the flatness of the 2-D irradiation field was significantly improved. This fall, we plan to perform the first biological experiment with this scanning port and we will continue to check the performance of our scanning irradiation system.

## 群馬大学重粒線医学センターにおけるスキヤニング照射システムの開発

### 1. 初めに

スキヤニング照射法は、ボーラスやコリメータといった患者毎に制作しなければならないものを一切必要としないため、治療スケジュールを臨床側の要求に応じて適宜調整することができ、全体の治療期間を短縮化する際にも多大な効果をもたらす次世代の照射方式である。従来の拡大照射法において、ビーム利用効率は多く見積もっても数十%程度であるが、スキヤニング照射法を用いた際のビーム利用効率はほぼ 100%となり中性子による患者の被曝軽減にも繋がる。また、複雑なターゲット形状への対応も可能であり治療可能な部位の適応範囲拡大が期待出来る。2011 年春には、放射線医学総合研究所において日本で初めてハイブリッドスキヤニング照射方式を用いた炭素線がん治療が開始された<sup>[1]</sup>。

群馬大学重粒子線医学センターでは、普及型スキヤニング照射システムの基礎開発を目的とした研究を行っている。スキヤニングのような動的照射法においては、加速器から供給されるビーム品質が直接的に照射野形成の健全性に影響を及ぼすため、これらの性能向上は必須である。そこで本研究では、未だ実検証が不十分である普及型炭素線シンクロトロンを用いたスキヤニング照射システムの開発及び当該システムを使ったビーム試験を行い、今後見直すべき問題点や改善点についての検証を行った。

<sup>#</sup> eriuli@gunma-u.ac.jp

### 2. スキヤニング照射ポート

物理・生物分野における研究用途を目的として配置された当センター治療室 D に、スキヤニング照射ポートを建設した。同ポートは 2011 年 3 月末にビーム輸送系電磁石類を含めた照射系全般のハードウェアが設置され、今年度は主に制御系の開発及び整備を行った。照射ポートの再上流には四連四重極電磁石が設置されており、ビームサイズを最小 1mm まで変化させることができる。ビームを走査する為のスキヤニング電磁石からアイソセンタまでの距離は約 4m 程度と比較的短く、表 1 に示した照射野サイズを形成する為に定格電流値の大きなスキヤニング電磁石電源を配備した。表 2 にスキヤニ

表 1: スキヤニング照射ポート基本仕様

方式	ラスタースキヤニング (ハイブリッド)
照射野サイズ	150mm×150mm
最大エネルギー	400MeV/u
ビームサイズ (1σ)	1~6mm
ビーム強度	1.0×10 <sup>8</sup> ~3.0×10 <sup>9</sup> pps

ング電磁石及び同電源の仕様を示す。次に、スポット毎の線量をコントロールする為の線量モニタ (電離箱) を据え、さらに下流には位置モニタ

(MWPC) を設置した。これは、40kHz でビームプロフィールを計測する為のモニターで、ビーム位置・サイズ・プロフィールをスポット毎の平均値として照射ログに出力する。アイソセンタ近くの最下流には SOBP 形成用のリッジフィルタが置かれ、スライス毎に飛程を変化させる為のレンジシフタ (最大厚 127.5mm、0.5mm ピッチ) が設置されている。

表 2: スキャニング電磁石及び電源仕様

		上流	下流
最大電流	A	±662	±853
最大電圧	V	±1100	±1100
ランプ速度	A/0.5msec	457	295
コイルインダクタンス	mH	1.1	1.0
コイル抵抗	mΩ	56.1	52.2

### 3. ビーム品質の向上

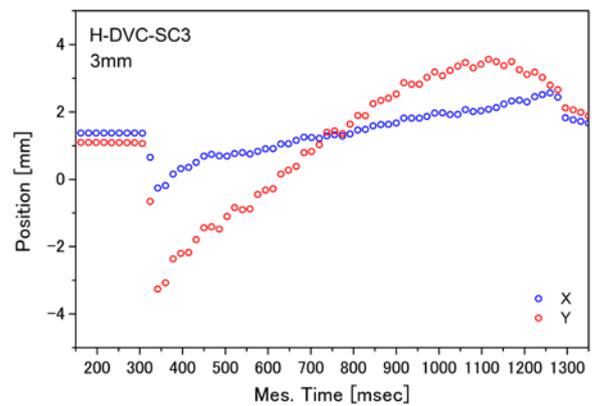
#### 3.1 ビームスピル構造の改善

治療ビームの位置・サイズ・強度などの状態変化は形成された照射野に大きな影響を及ぼすが、特に三次元スキャニング照射法では、スポットビームを三次元的に走査させ治療照射野を形成するため、拡大照射法に比べて更に影響度は増す。そこで、まずはシンクロトロンから出射されたビームスピルの時間構造をより平坦化させる為の加速器調整を行った。フラットトップ中の加速電圧を下げる事でビームスピル構造の改善が得られた。これは、スキャニング照射法に有用なだけでなく、当センターで運用を開始したばかりの螺旋ワブラーを用いた照射法にも非常に効果的である事が解った。

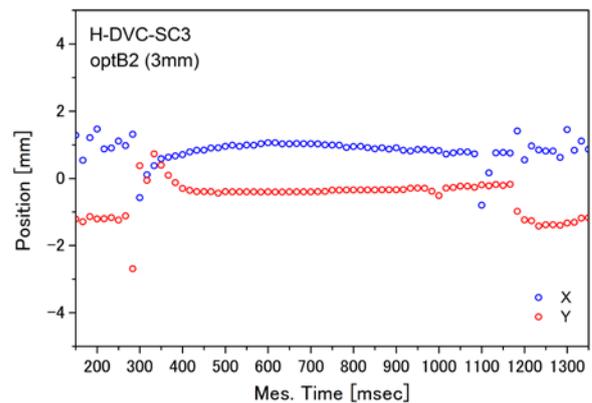
#### 3.2 ビーム位置変化の抑制

当センターのシンクロトロンでは、出射中の RF 周波数をスイープさせる事で遅い取り出しを実現しており、シンクロトロン周回中のビームを取り出す過程でビームの位置が時間的に変動している。既設のパッシブ照射ポートにおいては、大気中をビームが通過する際の散乱が大きくアイソセンタでのビームサイズが 1cm を超えるため、以上のような位置の時間的な変化は治療照射を行う上で大きな影響は及ぼさない。しかし、スキャニング照射法では、照射されるビームスポット位置のズレが形成された照射野の健全性に直接関わる。そこで、アイソセンタにおけるビーム位置の時間的な変化を抑制するような光学系軌道計算を行い、実際のビーム位置を測定する事で高エネルギービーム輸送ライン系 (HEBT) にある四重極電磁石電流の最適化を行った。ビーム位置は、アイソセンタに設置したスクリーンモニター

(蛍光膜+CCD カメラ) を用いて測定した。図 1 に補正実施前と補正実施後の、治療室 D アイソセンタにおけるビーム位置の時間的な変化を示す。結果、その変化量は凡そ 1mm 以内に抑えられ、ビームサイズ ( $1\sigma$ ) は  $X=2.9\text{mm}$ 、 $Y=2.4\text{mm}$  に調整することができた。未だ動きの抑制が十分でない箇所に関しては、HEBT の最上流にあるステアリング電磁石 (XY 共に 1 台ずつ) を用いて、時間的な変位をフィードフォワード的に抑制する事も検討している。2012 年中には新たなパターン電源を既設電源と切替機を使って既設電磁石に繋ぎ込み、今年度中にはビーム試験を行い更なる抑制を試みる予定である。



a) D 室におけるビームの動き (補正前)



b) D 室におけるビームの動き (補正後)

図 1: ビーム位置の時間的な変化 (380MeV/u)

## 4. スキャニング照射試験

### 4.1 スキャニング偏向量の最適化

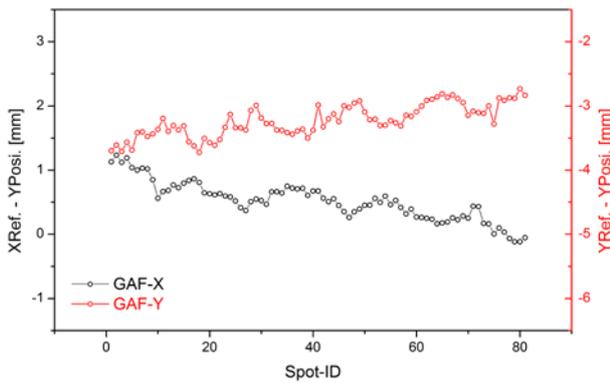
前述の通り、スキャニング照射法においては照射

されるスポット位置を精度良く制御する必要がある。そこで、スキャニング電磁石によるビームのキック角及び偏向量を確認するため、アイソセンタにガフクロミックフィルム（EBT2）を設置してスポット毎のビーム位置を測定した。ビームを±80mm、20mm ピッチで走査することにより、飛び飛びのスポットビームを形成し各々のスポットにおいて重心計算を行うことで位置を導出した。照射パターンは（+80mm, +80mm）を起点として、X は一定のまま Y 方向をマイナスに走査していくパターンを用いた。図 2 は横軸をスポット ID、縦軸を位置のズレ量（照射予定位置－測定位置）としてプロットしたものである。図 2-a を見ると、スポットが進むにつれて徐々に位置ズレ量が増加していくのが分かり、照射位置が大きくなるにつれてビームのキック角が不足している事が分かる。これらの結果を比較検討する事で、スキャニング電磁石の偏向量最適化を行った。最適化後の測定結果を図 2-b に示す。以上の最適化により、位置のズレ量は  $X=\pm 0.2$ 、

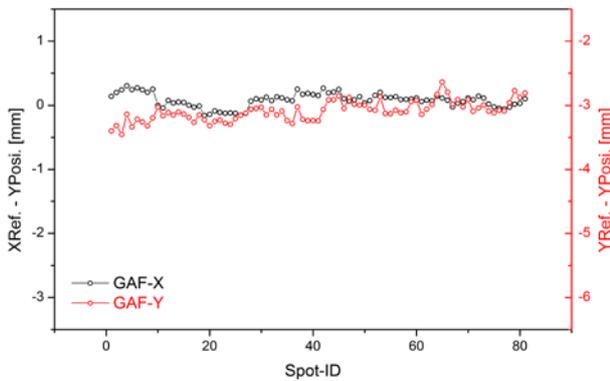
$Y=\pm 0.3$  ( $2\sigma$ ) となった。

#### 4.2 二次元照射結果の検証

ビーム品質の向上や照射機器類の整備を経て、次に二次元の正方照射を行い EBT2 により線量分布を測定した。照射条件は、ビームエネルギー：380MeV/u、ビーム強度： $1.2 \times 10^8$ pps、ビームサイズ： $\sim 3$ mm ( $1\sigma$ )、スポット間隔：2mm、カウント数 1250count/spot、線量：4Gy（入口）であり、8回のリスキャンを実施した。図 3 に測定結果を示す。照射野平坦度は 1.8% ( $1\sigma$ )、 $\sim 6\%$  (peak-to-peak) となり、目標とする 1% ( $1\sigma$ )、3% (peak-to-peak) 以下には未だ到達していない事が分かった。



a) 偏向量補正前



b) 偏向量補正後

図 2：スポット毎のビーム位置のずれ

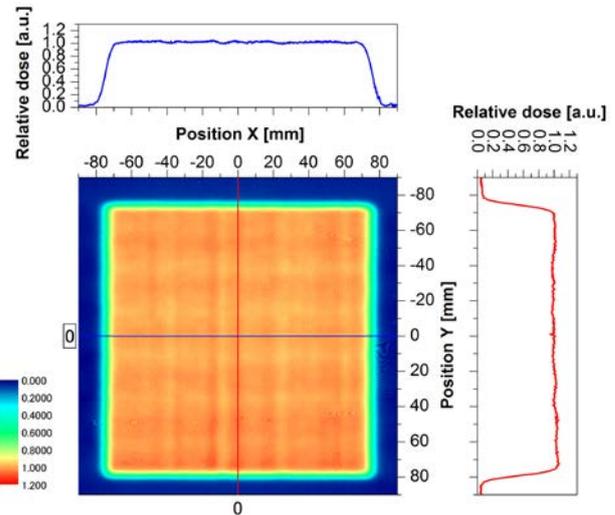


図 3：二次元照射の測定結果

#### 5. 今後の課題

現状得られた二次元照射の線量分布は未だ十分とは言えず、照射機器全体の健全性を確認しつつ引き続きビームを使った照射実験を行う必要があり、線量測定を効率的に実施するためには測定系の整備や制御系の改修等を逐次進めて行かなくてはならない。更には、照射条件の適応範囲（エネルギー、線量、スポットサイズ等々）を広げるために、まずは二次元照射の分布を使って検証を進める。なお、2012年度秋頃にはスキャニングポートを用いた生物照射実験も予定されている。

#### 参考文献

[1] T. Furukawa, *et al.*, Med. Phys. **37** (2010) 5672.