

COMMISSIONING OF VARIABLE BEAM-ENERGY EXTRACTION SYSTEM AT HIMAC

Kota Mizushima ^{#,A)}, Toshiyuki Shirai^{A)}, Takuji Furukawa^{A)}, Shinji Sato^{A)},
Yoshiyuki Iwata^{A)}, Ken Katagiri^{A)}, Koji Noda^{A)}
^{A)} National Institute of Radiological Sciences
4-9-1 Anagawa, Inage-ku, Chiba 263-8555, Japan

Abstract

Carbon-ion radiotherapy has been carried out at Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba (HIMAC) in National Institute of Radiological Sciences (NIRS) since 1994. NIRS started three-dimensional scanning irradiation using a pair of deflection magnets and energy-degrading plates with various thicknesses from May 2011. In addition, NIRS plans to employ a multiple-energy synchrotron operation for scanning irradiation from September 2012. This operation enables us to change the extracted beam-energy quickly and to avoid use of thick energy degraders which broaden the beam spot size. We have improved the existing HIMAC extraction system for the multiple-energy operation. In the commissioning of variable beam-energy extraction, we verified that the improved system meets the requirements for performing irradiation with pencil beam scanning.

HIMAC 可変ビームエネルギー出射制御システムのコミッションング

1. はじめに

放射線医学総合研究所（放医研）は、重粒子線がん治療用加速器 HIMAC から供給される 430 ~ 140 MeV/n の炭素イオン C⁶⁺ビームを用いて炭素線がん治療を行っており[1]、1994 年の治療開始から 2012 年 7 月現在までに 6000 名以上の治療を行った。2011 年 5 月からは、既存の HIMAC 出射ビームラインを延長して建設した新治療研究棟において[2]、より高度な照射線量制御を目的とした三次元スキャン照射による臨床試験を開始した。

放医研のスキャン照射では、水平・垂直走査電磁石による横方向のスキャンと、レンジシフターと呼ばれる厚さの異なった複数枚の PMMA プレートを用いた深さ方向のスキャン（レンジシフタースキャン）により三次元線量分布を形成している[3]。しかし、大きくビーム飛程を変更するために厚いレンジシフターを使用すると、多重散乱によるビームサイズの拡がりや核反応によるフラグメント粒子の増加により、正常組織への望まれない線量付与が増えてしまう。そのため、シンクロトロンを用いる他の粒子線治療施設では、図 1 (a)のように、シンクロトロンから出射するビームエネルギーを運転周期ごとに変更することで深さ方向のスキャン（エネルギースキャン）を行っている[4]。

エネルギースキャンを用いた照射法は、レンジシフターによる余計なビームサイズの拡がり等を防げる一方で、ビーム飛程を変える度にシンクロトロンでビームの減速、入射、加速を行わなければならないため、また、シンクロトロンの運転周期に同期したタイミングでしか出射ビームエネルギーを変えられないため、ビームを照射できない待機時間が長くなり、その結果、治療照射の長時間化につながる。

放医研では、そのような問題を解決するため、出射ビームエネルギーを素早く変更可能なシンクロトロンの可変エネルギー運転を開発した[5]。この運転方法は、図 1 (b) のような短いフラットトップを複数段有し、照射したいビームエネルギーに合わせてフラットトップを任意に延長することで（図 1 (c)）、従来のエネルギースキャン照射で課題となっている治療照射時間の短縮を実現する。連続可変ビームエネルギー出射に対応するため、HIMAC のビーム出射システムとビーム強度制御システムが改良され、2012 年 9 月から再開されるスキャン照射治療への適用を目指し、可変ビームエネルギー・強度出射制御システムのコミッションングを行った。

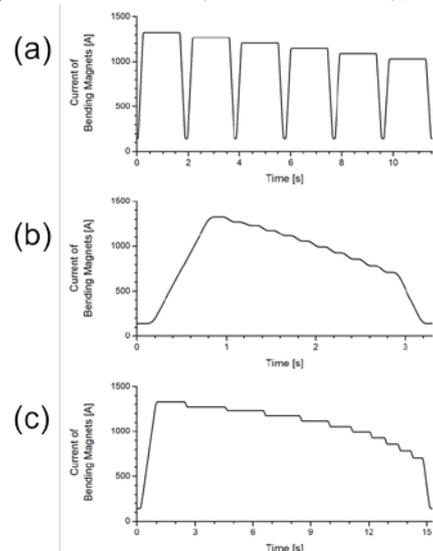


図 1：深さ方向スキャンのための運転パターン比較。(a) FT エネルギー変更運転、(b) 可変エネルギー運転、(c) フラットトップ延長運転。

[#] mizushima@nirs.go.jp

2. 可変エネルギー・強度出射制御

2.1 線量分布への効果

現在、治療照射適用のために準備している可変エネルギー運転パターンは、図 1 (b) に示されているように、3.3 秒の基本パターンの中に 40 ms のフラットトップを 11 段備えており、それぞれ 430, 400, 380, 350, 320, 290, 260, 230, 200, 170, 140 MeV/n のビームエネルギーに対応している。体内飛程では、およそ 2.5 cm 間隔で 30 ~ 4 cm の幅に相当しており、エネルギー間の飛程調整はビームへの影響の少ない薄いレンジシフターのみで行うことができる。このレンジシフタースキャンとエネルギースキャンを組み合わせたハイブリッドスキャン照射により、従来と比較して、図 2 のようなエネルギースキャンと遜色ないシャープな線量分布を形成できることが証明されており [6]、より良好な治療効果が期待されている。

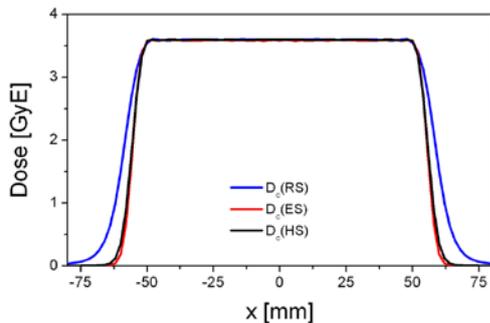


図 2 : ターゲット深さ中心における横方向照射線量分布の比較[6]。ターゲットは W100×H100×D200 mm³ の直方体。青線は従来のレンジシフタースキャン法 (RS)、赤線はエネルギースキャン法 (ES)、黒線はハイブリッドスキャン法 (HS) を使用した場合。

2.2 ビーム強度制御システム

高速なスキャン照射を実現するために、照射中のビーム強度を高精度で制御する必要がある。これまでの研究で放医研は、RF ノックアウト法による遅い取り出しを用いたビーム強度フィードバック制御システムを開発した [7]。このビーム強度制御システムは、照射ポートに設置されたビーム強度測定用電離箱からの出力電流を I/F 回路を介して計測し、比例・積分フィードバック制御により横方向 RF 電場の振幅変調を行うことで設定ビーム強度を維持する。呼吸性移動臓器へのビーム照射では、呼吸同期照射の時間幅に合わせてエネルギースライス毎にビーム強度を変調することで、ターゲット腫瘍変動による照射位置誤差を平均化する (図 3)。2013 年開始予定の呼吸同期スキャン照射に先駆け、放医研では、2012 年 9 月からビーム強度変調照射も可変エネルギー運転とともに適用される。

放医研のスキャン照射はラスタースキャン法を採用しており、スポット移動間に付与する線量は、スライス毎のビーム強度を一定に保つことで制御し

ている。照射線量誤差を 1% 以内に抑えるために、ビーム強度制御システムは、治療で使用する全てのビームエネルギー・強度でビームスピルリップルを 20% 以下に抑えることが求められる。

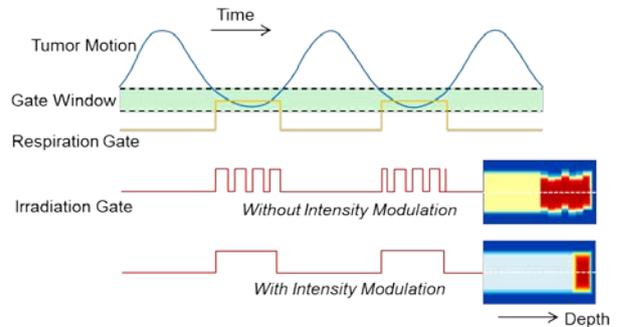


図 3 : 呼吸性移動臓器に対する呼吸同期照射とビーム強度変調制御。

2.3 可変ビームエネルギー出射システム

HIMAC シンクロトロン各電磁石電源や縦方向 RF システムが可変エネルギー運転のためにパターンメモリーに持つ電流、周波数パターンは、図 1 (b) のような短いフラットトップだけの基本パターンである。照射するビームエネルギーに対応したフラットトップに到達した際に、タイミングシステムが各電源等へ送るクロックを止めることで任意の時間幅にフラットトップを延長することができ、次のエネルギーに移行する場合には、クロックの送信を再開することで電流値、周波数の変更を実行している。

ビームエネルギーに対応して横方向 RF 電場の周波数等を変更するため、ビーム強度制御システムはエネルギー ID 毎のパラメーターテーブルを持つ。パターンメモリーを持たない静電デフレクタやセプタム電磁石などの出射用機器も、電源制御システムがエネルギー ID 毎の電流値テーブルを持つことで、シンクロトロンでのビームエネルギー変更に同期して出射に備えることができる。

HIMAC シンクロトロンでは、ビームを高速遮断し、出射停止中の漏れを防ぐため、ビームオフに同期して高速四極電磁石を励磁することでベータatron チェーンを共鳴から離している。また、エネルギー変更後の出射開始時には、予想外のエミッタンスの増加によりビームスパイクが起こる可能性があるため、図 4 のようなプレ出射制御を行っている。

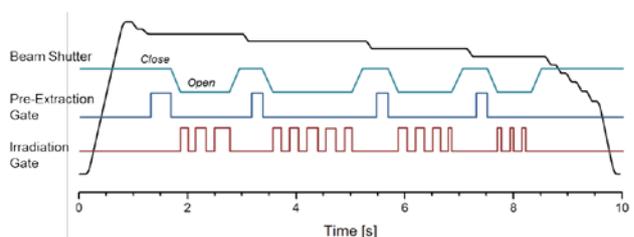


図 4 : エネルギー変更後のプレ出射制御のタイムチャート。

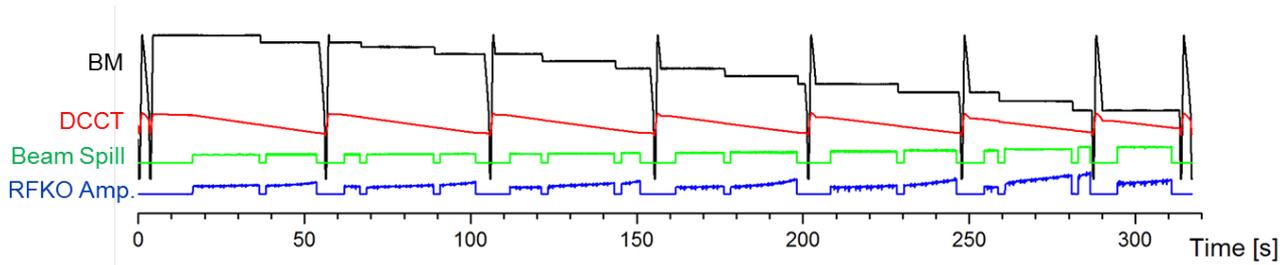


図 5 : フラットトップ延長運転におけるビーム再入射制御。

可変エネルギー運転においては、段階的にセパトリクスを広げ、さらに、横方向 RF 電場に共鳴条件に近い周波数成分を加えることで、減速後のビームスパイクを防ぐ工夫をしているが[8]、わずかなビームスパイクも避けたいスキニング照射では、より信頼性を高めるためにプレ出射処理を導入し、非常に安定な制御を実現できている。

フラットトップ延長運転を行う場合、周回ビーム残量が少なくなってきたことを的確に判断して、ビーム再入射を行う必要がある。HIMAC シンクロトロンでは、DCCT に下限値を設け、加えて、ビーム強度フィードバック制御により振幅変調される RF ノックアウト電圧の上限値を設定し、二つの閾値制御により再入射タイミング信号を生成している(図 5)。これにより、周回ビームがなくなる前に、また、ビーム強度フィードバックアンプが飽和する前に、ビームを補給することが可能となる。

3. コミッショニング

2012 年 9 月からの治療適用に向けた可変ビームエネルギー・強度出射システムのコミッショニングを行い、ビームエネルギー・強度毎のビームスピリブルとエネルギー変更にかかる所要時間を測定した。コミッショニングは放医研新治療研究棟で実施し、照射ビーム強度は治療室に設置されている平行平板電離箱を用いて測定した。コミッショニングにおいて、可変エネルギー・強度出射制御を行っている様子を図 6 に示す。

コミッショニング時の条件を表 1 に記す。HIMAC シンクロトロンでの遅いビーム取り出しは、ベータトロン振動の三次共鳴と六極電磁石を用いて

表 1 : コミッショニングのパラメーター

Extraction beam	$^{12}\text{C}^{6+}$, 430-140 MeV/n
Betatron tune	$(Q_x, Q_z) = (3.679-3.685, 3.128)$
Number of stored particles	6×10^9
Beam intensity	$2 \times 10^7 - 6 \times 10^8$ pps

おり、共鳴条件は $Q_x = 11/3$ である。縦方向 RF 電場は、可変エネルギー運転を行うため、ビームの出射中も切らない。周回ビーム粒子数は、最大エネルギーに加速後で 6×10^9 個程度になるように調整され、ビーム再入射を行う閾値は全エネルギーで平均しておよそ 1×10^9 個である。プレ出射中は、セプタム電磁石下流にある二次電子モニターを用いてビーム強度をフィードバック制御する。

プレ出射時に、図 4 のように動作させるビームシャッターの駆動時間はおおよそ 300 ms である。シャッターが閉じてからシンクロトロンでは 200 ms かけてビームを次のエネルギーに減速する。エネルギー変更後のプレ出射時間は 200 ms であるため、合計して約 1 秒がエネルギー変更にかかる時間となる。レンジシフター駆動時間がおおよそ 450 ms であるため、レンジシフタースキニングより全体で数秒ほど照射時間が長くなることになる。より高速化を目指すため、100 ms で駆動可能な高速回転型のビームシャッターを現在開発中であり、近い将来的、エネルギー変更時間は 600 ms 前後に短縮される。

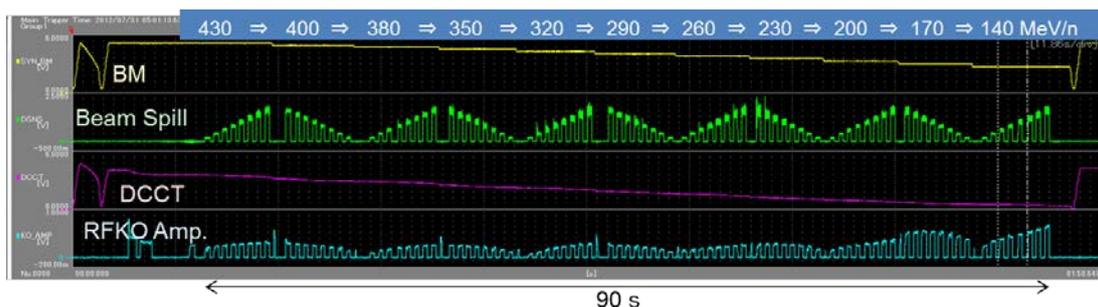


図 6 : 可変ビームエネルギー・強度出射制御試験。

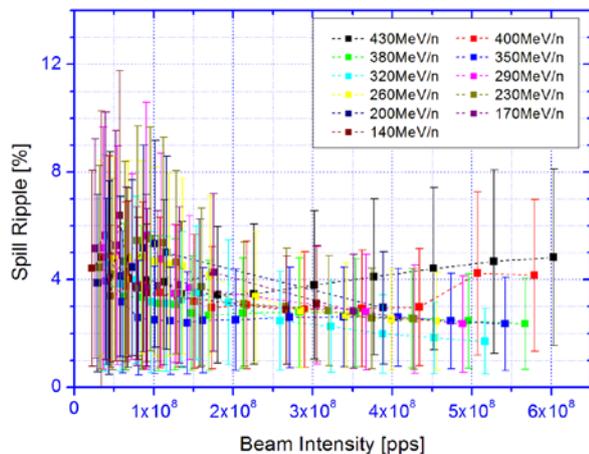


図 7 : エネルギー毎ビームスピルリップル評価。

図 7 に、ビームエネルギー毎の設定ビーム強度に対するビームスピルリップルを示した。縦軸は、50 kHz のサンプリングレートで取得したデータから、スポット間の移動時間とリスクニングの効果を考慮して 1 ms 毎に平均化して求めたビーム強度の標準偏差である。各点に記した誤差棒は、リング内ビーム残量に対するリップル幅の変化等を評価している。図 7 から、ビームスピルリップルは、治療に用いる全てのビーム強度範囲で照射線量誤差を 1% 以内に抑える上で目標となる 20% 以下に抑えられていることが検証された。また、図 8 に示されるように、多数回に及ぶビームオン・オフ切り替えの安定性、再現性も確認された。スキニング照射では、エネルギースライス変更の度にビームオフと再オンが必要なため、1 回の照射でビームオン・オフ切り替えを数十回行う。そのため、どのような条件でもビームオン時にビームスパイクが起きないこと、そしてオフ時には高速で遮断できることが求められる。

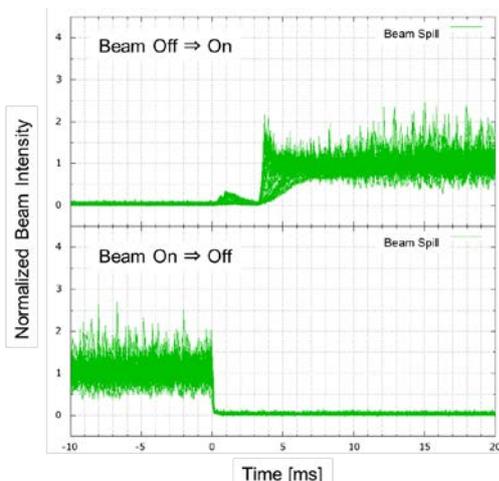


図 8 : ビームオン・オフ安定性評価。縦軸は目標ビーム強度で規格化されている。横軸の 0 点は高速四極電磁石の励磁電流変更タイミングで、ビームオン時は高速四極電磁石オフから 3 ms 後に横方向 RF 電場オン。

ビームオフでは、横方向 RF 電場のオフと高速四極電磁石のオンを同時に行うことで、0.3 ms 以内でのビーム遮断を実現できた。また、ビームオン時には、高速四極電磁石をオフにした後、高速四極電磁石の電流値が落ち着くのを 3 ms 間待ってから横方向 RF 電場をオンする。図 8 から、ビームオン指令を受けた $t=0$ から、4~7 ms 程度で目標ビーム強度まで安定に立ち上がっていることが確認できた。

4. 結論

放医研では、世界初となるシンクロトロンの変換エネルギー運転を 2012 年 9 月から再開される炭素線の三次元スキニング照射に適用し、レンジシフターと組み合わせた深さ方向のハイブリッドスキャンを行う予定である。変換エネルギー運転と同時に適用を開始するビーム強度変調制御と合わせ、変換ビームエネルギー・強度出射制御システムのコミッショニングを新治療研究棟で行った。コミッショニング試験において、その新たなシステムは、治療で用いる全てのビームエネルギー、ビーム強度範囲に対して、照射システムから求められた 20% 以下のスピルリップルでビームを供給できることを証明した。将来的には、現在およそ 1 秒かかっているビームエネルギー変更を回転型ビームシャッターの開発により高速化することに加え、変換エネルギー運転パターンの更なる多段化によりレンジシフターレスでのエネルギースキニング照射を目指す。

参考文献

- [1] S. Yamada, in: Proceedings of APAC'01, Beijing, China, 2001, 829.
- [2] K. Noda et al., Nucl. Instr. and Meth. B 269, 2924 (2011).
- [3] T. Furukawa et al., Med. Phys. 37, 5672 (2010).
- [4] J. M. Mosthaf, in: Proceedings of PCaPAC08, Ljubljana, Slovenia, 2008, 168.
- [5] Y. Iwata et al., Nucl. Instr. and Meth. A 624, 33 (2010).
- [6] T. Inaniwa et al., Med. Phys. 39, 2820 (2012).
- [7] K. Mizushima et al, in: Proceedings of IPAC2011, San Sebastian, Spain, 2011, 3592.
- [8] K. Mizushima et al., Nucl. Instr. and Meth. A 606, 325 (2009).