

# 炭素線高速三次元スキャンニング照射のための可変エネルギー運転の開発 DEVELOPMENT OF MULTIPLE-ENERGY OPERATION FOR SCANNED CARBON- ION THERAPY WITH FAST 3D IRRADIATION

水島康太<sup>#,A)</sup>, 古川卓司<sup>A)</sup>, 岩田佳之<sup>A)</sup>, 原洋介<sup>A)</sup>, 早乙女直也<sup>A)</sup>, 皿谷有一<sup>A)</sup>,  
丹正亮平<sup>A)</sup>, 白井敏之<sup>A)</sup>, 野田耕司<sup>A)</sup>

Kota Mizushima<sup>#,A)</sup>, Takuji Furukawa<sup>A)</sup>, Yoshiyuki Iwata<sup>A)</sup>, Yousuke Hara<sup>A)</sup>, Naoya Saotome<sup>A)</sup>, Yuichi Saraya<sup>A)</sup>,  
Ryohei Tansho<sup>A)</sup>, Toshiyuki Shirai<sup>A)</sup>, Koji Noda<sup>A)</sup>

<sup>A)</sup> QST, National Institute of Radiological Sciences

## Abstract

Multiple-energy operation was developed to realize fast 3D scanning irradiation for carbon-ion radiotherapy. The operation can output various carbon-ion beams with different energies in a single synchrotron cycle. The beam control system applying this operation also has been developed to quickly provide the beam energy and intensity required from the irradiation control system. The performance of multiple-energy operation was verified by the experiments at HIMAC. The operation system could output the beams of more than 197 different energies in 63 seconds. The beam intensity could be controlled for their energies without large ripple and overshoot. Experimental irradiation for prostate cancer treatment was also successfully performed, and its result proved that our system can greatly reduce the irradiation time.

## 1. はじめに

放射線医学総合研究所(放医研)では、重粒子線がん治療用加速器 HIMAC[1]を用いて、1994 年の治療開始からこれまでに 9000 件以上の炭素線がん治療を行ってきた。また、治療の更なる高度化を目指して 2010 年に建設された新治療研究棟において、スキャンニング照射法[2]を適用した治療を 2011 年より開始している。スキャンニング照射法では、2 台の走査電磁石とビームのエネルギー変更によって照射するビームの位置と体内飛程を制御し、三次元線量分布を形成する。求められるビームエネルギーの幅は照射標的条件によって決まり、1回の照射当たり必要となるエネルギー数は平均して 50 種類程度である。ビームエネルギーの変更方法としては、エネルギー吸収体を挿入することも考えられるが、無用なビームサイズの拡大や二次粒子の増加を避けるため、加速器で直接的に行うことが望ましい。加えて、照射中に患者さんが動いてしまうことによるリスクを抑えるため、素早いエネルギー変更による照射時間の短縮も求められる。

従来、シンクロトロンの出射エネルギー変更として使われてきたのは、運転周期ごとに電磁石の励磁パターンを変更し、加速エネルギーを変える方法[3]であるが、この方法ではエネルギー変更ごとにビームの再入射、再加速を行うため、1回のエネルギー変更に 1~2 秒程度の時間を要してしまう。そのため、HIMAC ではシンクロトロンのパルス内エネルギー可変型運転方式[4,5]を開発し、非常に高速なエネルギー変更の実現を目指している。本発表では、パルス内エネルギー可変型運転方式の実用化と高速な三次元スキャンニング照射実現のためのビーム制御システムについて述べるとともに、HIMAC で行ったシステムの性能試験の結果について報告する。

## 2. 可変エネルギービーム制御システム

スキャンニング照射ではビームのエネルギー・強度を頻繁に切り替える必要があり、加速器・ビーム制御システムは照射制御システムからの要求にあわせて素早くそれらを変更し、ビームを供給することで高速照射が実現できる。スキャンニング照射にかかわるビーム制御システムのブロック図を Fig. 1 に示す。

照射制御システムはスキャンニング照射のプロセスを管理し、走査電磁石電源の制御やビーム位置・サイズ・強度の監視を行う。加速器制御システムは要求されたビームエネルギーを出射できるようにシンクロトロン電磁石電源を制御する。シンクロトロン電磁石は Fig. 2 に示した電流パターンで励磁されており、パターンの中にある細かなステップはそれぞれ任意の時間で延長可能なため、ビームスピルの長さを照射にあわせて自由に制御できる。

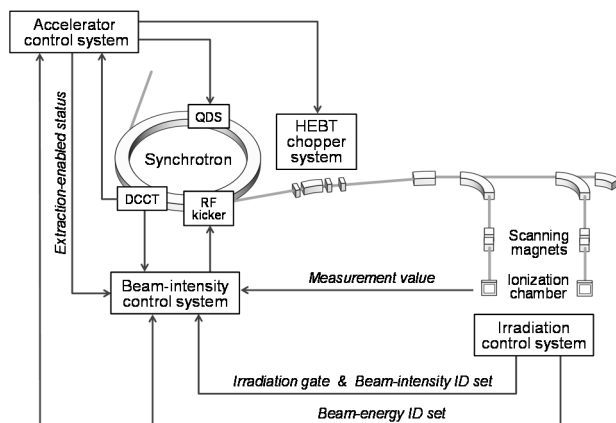


Figure 1: The accelerator and the beam control systems for scanning irradiation.

<sup>#</sup> mizushima.kota@qst.go.jp

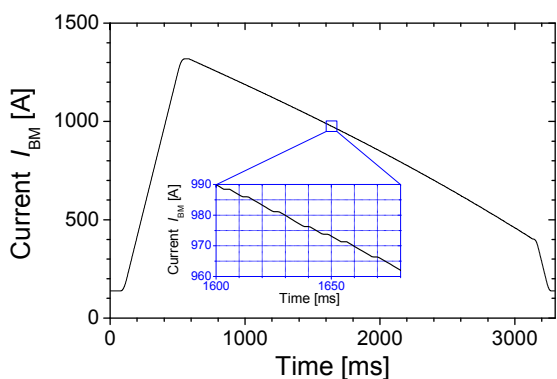


Figure 2: Excitation current pattern of the bending magnets for multiple-energy synchrotron operation.

Table 1: Parameters of Multiple-energy Synchrotron Operation at HIMAC

Injection energy	6 MeV/u
Output energy	48-430 MeV/u
Number of energy steps	202
Energy interval	1-7 MeV/u
Range interval	1-2 mm water-equivalent length
Transition time	10-50 ms/step
Ref. operation cycle	3.3 s

この運転パターンで供給できるビームエネルギーは、Table 1 に示した通り、最大 430 MeV/u から 48 MeV/u までの 202 種類である。加速器制御システムは、シンクロトロンに設置された DCCT で周回ビーム量をモニタしており、ビーム出射中に蓄積量が減ってきた場合に自動で再入射シーケンスに移行することで安定なビーム供給を可能にし、効率的な運転による時間短縮化を担っている。

HIMAC シンクロトロンでは、ベータトロン振動の三次共鳴と RF ノックアウト法による遅い取り出し[6]によってビーム出射を行っている。照射制御システムから求められるビーム強度を維持するため、ビーム強度制御システムは照射ポートに取り付けられている電離箱(IC)からの信号をもとに高周波電場の振幅をフィードバック制御する[7]。スキャンング照射では、走査電磁石電源の性能や治療計画によってビーム強度の上限が決まるため、その制限値を超えない範囲でビーム強度を高く保つことが高速スキャンシーケンスを実現するために必要となる。ビーム出射のオン・オフ制御は、照射制御システムからのゲート信号に同期して行われ、高周波電場と高速四極電磁石(QDS)のオン・オフによって素早く切り替えられる。

シンクロトロンのパルス内エネルギー可変型運転方式を実用化するためには、エネルギー変更時のビーム減速に伴うエミッタンス増加によって生じるビーム漏れを抑えなければならない。ビーム漏れ量は、各出射エネルギーでのセパトラクスサイズや RF ノックアウト電場の周波数成分を調整することで減らすことが可能であるが[4,7]、様々な条件に対応して完全に防ぐことは難しい。

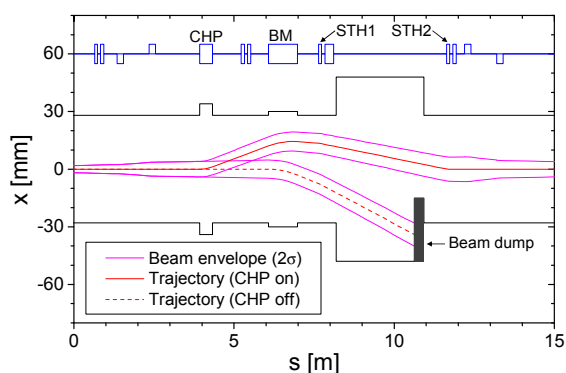


Figure 3: Beam trajectories and envelopes in the HEBT chopper section. The solid and the dotted lines represent the trajectories of the passing and the interrupted beams, respectively.

そのため HIMAC では、Fig. 3 に示したような HEBT チョッパーシステムを用いて防ぎきれないビーム漏れをエネルギー変更後の照射再開前に取り除いている。ビーム軌道の切り替えはチョッパー電磁石(CHP)によって 1 ms 程度の時間で行うことができるため、安定なエネルギー変更を短時間で行うことを可能にしている。

### 3. ビーム試験

HIMAC の可変エネルギー運転とビーム制御システムの性能を検証するため、試験的なビーム照射を行った。パルス内エネルギー可変型運転パターンでシンクロトロンを周回しているビームの様子を Fig. 4 に示している。使用した運転パターンは、Fig. 2 に示した励磁パターンと同一である。シンクロトロンに多重入射された 6 MeV/u のビームは、最高出射エネルギーの 430 MeV/u まで加速された後、大きなロスなく最低出射エネルギーの 48 MeV/u まで減速できていることを確認した。

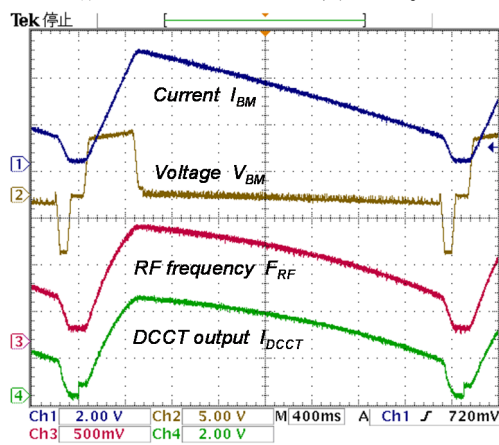


Figure 4: Circulating beam in multiple-energy synchrotron operation. In each panel, the output current and voltage of the power supply of the synchrotron bending magnets,  $I_{BM}$  and  $V_{BM}$ , the RF frequency for acceleration and deceleration,  $F_{RF}$ , and the circulating beam current measured by the DCCT,  $I_{DCCT}$ , are indicated from the top.

まず、照射時のビームエネルギー変更にかかる時間を測定するために、広いエネルギー範囲を使用する照射パターンで試験を行った。試験結果を Fig. 5 に示す。この照射では、ビームエネルギーは 430 MeV/u から 74 MeV/u まで 197 種類のエネルギーステップで変えられた。そのエネルギー変化幅としては、水中飛程で 29.4 cm 分に相当する。ビームはそれぞれのエネルギーで 100 ms ずつ照射され、エネルギー変更のための待ち時間は平均 220 ms であった。結果として、63 秒間に 197 種類のビームエネルギーが照射ポートに運ばれ、それら全てのエネルギーにおいて大きなオーバーシュートやリップルもなくビーム強度を安定に制御できた。

次に、実際の治療照射におけるシステムの検証を行うため、前立腺がん治療を模擬して計画された試験パターンを用いて照射を行った。試験結果を Fig. 6 に示す。この照射に必要なエネルギー範囲は 363 MeV/u から 286 MeV/u までであり、エネルギーステップは 39 種類が使用

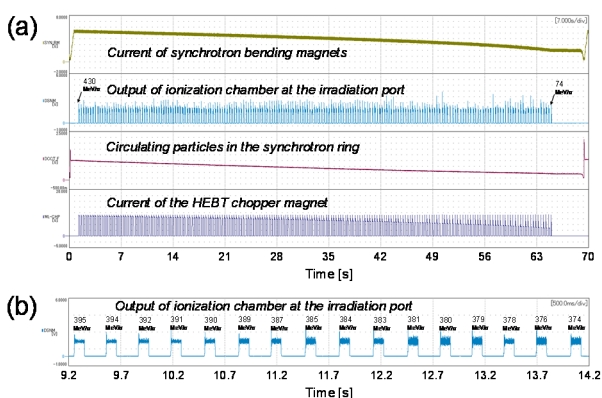


Figure 5: Experimental result of variable energy irradiation using multiple-energy synchrotron operation. The measured beam intensities are shown in (a) as an overview and (b) in detail. In this experiment, the carbon-ion beams with 197 different energies, from 430 to 74 MeV/u, were output in 63 s.

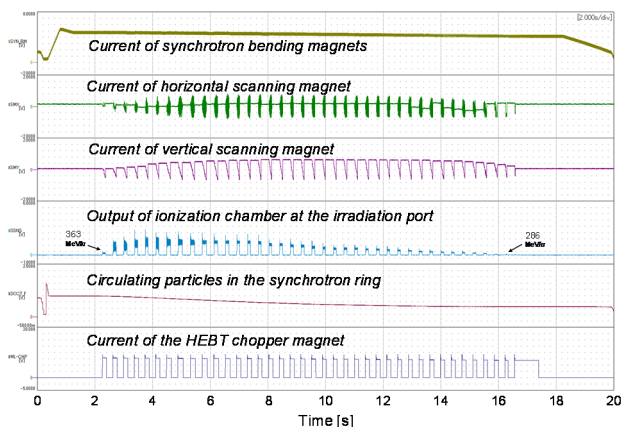


Figure 6: Test result of 3D scanning irradiation using multiple-energy synchrotron operation. The irradiation pattern planned for prostate cancer treatment was used in this test.

された。ビーム強度は、 $2 \times 10^7$  pps から  $5 \times 10^8$  pps まで、エネルギースライスごとに決められた制限値を超えないようにうまく制御され、試験結果から、ビーム制御システムは治療照射に求められる性能を満たしていることが確認できた。照射時間は、ビームの照射開始から最終停止までの全体として 14 秒程度であり、従来のシンクロトロンでのエネルギー変更方法を用いた場合の 1/4 程度に相当する照射時間に短縮できた。

#### 4. 結論

炭素線スキャニング照射治療では、照射中に患者さんが動いてしまうことによるリスクを抑えるため、高速な三次元線量分布形成による照射時間の短縮が求められる。この目的を達成するため、放医研ではシンクロトロンのパルス内エネルギー可変型運転方式を採用し、それに必要となる加速器・ビーム制御システムを開発した。システムの性能を検証するために行われた HIMAC でのビーム試験において、パルス内エネルギー可変型運転を適用した加速器・ビーム制御システムは 63 秒間に 197 種類のビームエネルギーを照射装置に供給することができた。エネルギー変更にかかる時間としては 220 ms と大きな高速化を達成するとともに、様々な切り替わるエネルギーのビームに対してビーム強度は照射制御システムからの要求通りに制御された。試験結果から、開発された加速器・ビーム制御システムは、治療照射に求められる性能を満たしつつ、従来のシステムと比較して 1/4 程度の時間での治療照射を行えることが確認できた。

#### 参考文献

- [1] Y. Hirao, H. Ogawa, S. Yamada, Y. Sato, T. Yamada, K. Sato, A. Itano, M. Kanazawa, K. Noda, K. Kawachi, M. Endo, T. Kanai, T. Kohno, M. Sudou, S. Minohara, A. Kitagawa, F. Soga, E. Takada, S. Watanabe, K. Endo, M. Kumada, S. Matsumoto, Nucl. Phys. A 538 (1992) 541–550.
- [2] T. Furukawa, T. Inaniwa, S. Sato, T. Shirai, Y. Takei, E. Takeshita, K. Mizushima, Y. Iwata, T. Himukai, S. Mori, S. Fukuda, S. Minohara, E. Takada, T. Murakami, K. Noda, Med. Phys. 37 (2010) 5672–5682.
- [3] Y. Iwata, T. Kadowaki, H. Uchiyama, T. Fujimoto, E. Takada, T. Shirai, T. Furukawa, K. Mizushima, E. Takeshita, K. Katagiri, S. Sato, Y. Sano, K. Noda, Nucl. Instrum. Methods Res. Sect. A 624 (2010) 33–38.
- [4] K. Mizushima, K. Katagiri, Y. Iwata, T. Furukawa, T. Fujimoto, S. Sato, Y. Hara, T. Shirai, K. Noda, Nucl. Instrum. Methods Res. Sect. B 331 (2014) 243–247.
- [5] M. Tomizawa, M. Yoshizawa, K. Chida, J. Yoshizawa, Y. Arakaki, R. Nagai, A. Mizobuchi, A. Noda, K. Noda, M. Kanazawa, A. Ando, H. Muto, T. Hattori, Nucl. Instrum. Methods Res. Sect. A 326 (1993) 399–406.
- [6] S. Sato, T. Furukawa, K. Noda, Nucl. Instrum. Methods Res. Sect. A 574 (2007) 226–231.
- [7] K. Mizushima, T. Shirai, T. Furukawa, S. Sato, Y. Iwata, K. Noda, H. Uchiyama, Nucl. Instrum. Methods Res. Sect. A 606 (2009) 325–329.