

## 加速を伴う遅い取り出しビームのエネルギー変動補正

### ENERGY COMPENSATION OF SLOW EXTRACTED BEAMS WITH RF ACCELERATION

藤本哲也<sup>#, A)</sup>

Tetsuya Fujimoto<sup>#, A)</sup>

<sup>A)</sup> Accelerator Engineering Corporation

#### Abstract

Energy compensation of the slow extracted beam is being strongly required to realize the scanning irradiation with high energy heavy ion at Gunma University. An extracted beam energy of Gunma's facility is a little varying during extraction period, because RF frequency for beam acceleration is increased to excite 3<sup>rd</sup> order resonance. Amount of energy shift is around 2 MeV/u in accelerated beam energy of 400 MeV/u. This energy variation makes a range error of 2 mm in water. It is large to utilize for scanning irradiation, because small SOBP is required for a scanning irradiation. In order to compensate this energy variation, we contrived to use the energy absorber. This principle is to utilize the energy loss that is coursed when the high energy particles pass in the scatter materials. As the experiment results, we succeeded to obtain the constant beam energy. To utilize the energy absorber for a scanning irradiation, it is also indispensable to keep the beam size. In regard to beam size at isocenter, we have confirmed by a calculation that constant beam size will be realized by optimizing the beam optics of the high energy beam transport line.

#### 1. はじめに

カーボンイオンビームはブラッグピーク付近の高い線量集中性と生物効果から、特に体内深くに位置するがん治療に適した性質を持っている。群馬大学重粒子線医学センター(GHMC)では2010年から拡大ビーム照射法による重粒子線治療を開始し、これまで2000人を超える治療照射を行ってきた[1, 2]。GHMCには3つの治療室および実験用照射室があり、実験用照射室では物理・生物実験だけでなく、更なる治療精度の向上、複雑な形状の腫瘍への適用、正常組織への付与線量低減が期待される3次元スキヤニング照射法[3, 4, 5, 6]の開発にも使用している。

GHMCではシンクロトロンにより最大400 MeV/uまでカーボンイオン加速した後、3次共鳴を利用した遅い取り出し法により約1秒かけてビームを取り出し、治療照射に利用している。リング動作点は(Qx, Qy) = (1.68, 1.23)に設定され、Qx = 5/3の共鳴線を利用して遅い取り出しを行っている。ここで3次共鳴現象を起こすために有限のクロマチシティのもと加速周波数を変化させる方法を採用している[7, 8]。電場を利用した取り出し方法のためビームの高速遮断が可能であることから精密な線量制御や呼吸同期照射が可能になり、医学利用の観点から優れた方法と言える。しかし加速周波数を変化させるため取り出しビームにエネルギー変動が生じる。現状の運転では運動量の変化量は0.3%であり、これは水中飛程に換算すると2.0 mm(400 MeV/u)または1.6 mm(290 MeV/u)に相当する。現状の拡大ビーム照射法[9]において、この飛程変化幅は照射中に平均化されるため問題

にならない程度である。しかし3次元スキヤニング照射法においては1スポット当たりの照射時間が短いため平均化効果が期待できず一様照射野の形成が難しくなる。よって現状の加速器制御のまま3次元スキヤニング照射を実現するためには高エネルギービーム輸送ラインでエネルギー変動の補正を行う必要がある。このエネルギー変動を電場で補正する場合、最大5 MV程度の電場をビームエネルギーの変化量に同期して変化させる必要があり現実的ではない。そこでエネルギーアブソーバーを利用したエネルギー補正法を考案した。

#### 2. エネルギーアブソーバー法

##### 2.1 原理

遅い取り出しビーム1スピル中の運動量は0.3%変化する。Figure 1は運動量0.0%と0.3%のセパトリクスを示している。マルチターン入射時に位相空間上でドーナツ状分布となるような入射を行い、このセパトリクス変化でシンクロトロンに蓄積された全ての粒子を取り出すことが可能である。Figure 2はシンクロトロン1周期中のエネルギー推移を示している。ビームエネルギー400 MeV/uの場合、取り出されるビームのエネルギーは400.5 MeV/uから402.68 MeV/uまで2.18 MeV/u変化する。また、図から分かる通りエネルギー変化はリニアではない。

エネルギーアブソーバー法の原理は、高エネルギー粒子が物質中を通過するとき生じるエネルギーロスを利用して一定のエネルギーを得るものである。エネルギーロス量はBethe-Blochの式[10]から求めることが出来る。取り出し区間中、一定エネルギーを得るためにはエネルギーロス量を時間とともに変化させる必要がある。そこで回転アブソーバー構造を採用し、ビームから見た

<sup>#</sup>t.fujimoto@aec-beam.co.jp



エネルギーアブソーバーの材質として、出来るだけ横方向の散乱角が小さい方が望ましい。Figure 4 は材質の密度と散乱角の関係を求めたものである。同じエネルギーロス量を得るための散乱体厚は材質の密度が大きいほど薄くなるが、散乱角は逆に大きくなる。そこで今回の試験では 1 mm 厚のアルミニウムを選択した。

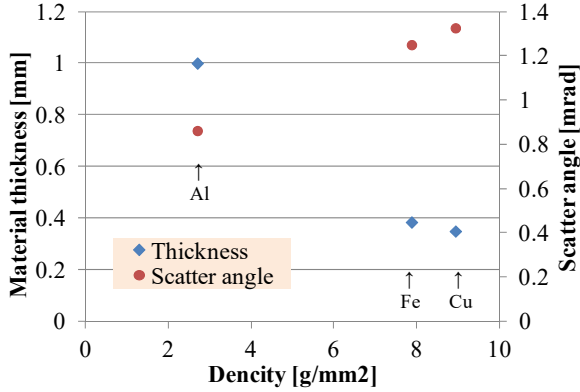


Figure 4: Relation between the material density and scattering angle. Material thickness is given that the same energy loss is obtained.

### 2.2.2 実験結果

エネルギーアブソーバーによるエネルギー補正の検証実験は 290 MeV/u で行った。計算によるとこのエネルギーでの水中飛程の変化量は 1.6 mm である。ブラッグピークの測定はマスタートリガからの delay 時間 790、1250、1715 ms の 3 点で行った。これは 1 秒間の取り出し区間の最初、中間そして最後に相当する。出来るだけ正確にブラッグピーク位置を測定するために、水厚を 0.2 mm ステップで変化させながら測定を行った。

Figure 5(A) はアブソーバー無しでのブラッグピーク測定結果である。エネルギー変化に合わせてブラッグピーク位置が変化し、1 秒間の取り出し中 1.5 mm の変化が観測された。これは計算による変化量と一致している。Figure 5(B) はアブソーバーによるエネルギー補正を行った場合の測定結果である。ブラッグピークの末端側 80% の高さでばらつきを評価すると 124.07±0.02 mm となり、エネルギー補正が精度良く実現できていることを確認できた。

## 3. ビームサイズ

エネルギーアブソーバーをスキャニング照射に利用するためには、アイソセンターにおける横方向ビームサイズを出来るだけ小さく、一定に保つ必要がある。しかし荷電粒子が物質中を通過するとエネルギーロスだけでなく多重散乱によりエミッタンスが広がる。更に取り出し区間中エネルギーアブソーバー厚を常に変化させるため、エミッタンスの増大量は時間とともに変化することになる。エミッタンスはビームサイズの 2 乗に比例するため、アイソセンターのスポットサイズが時間とともに変化することにつながる。そこで、エネルギーアブソーバーシステムをス

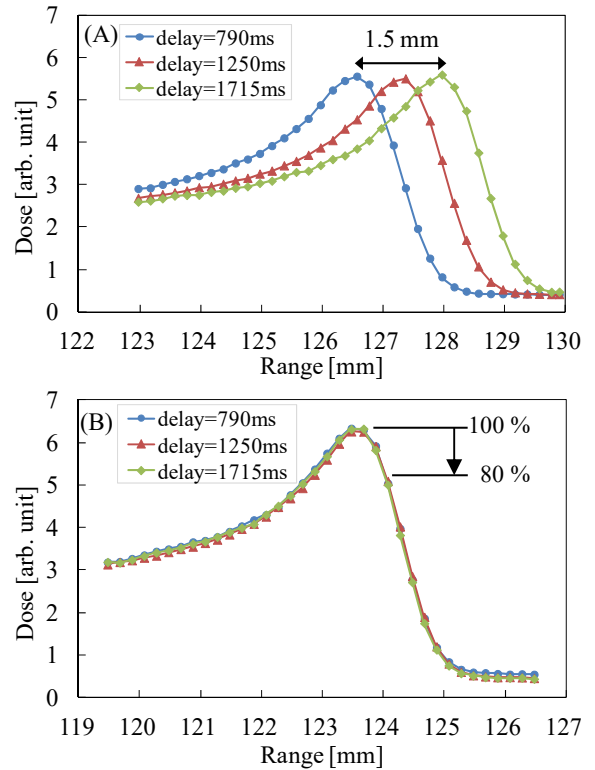


Figure 5: Experimental result of the energy compensation. The horizontal axis shows the depth of the water, which corresponds to the range, and the vertical axis shows the measured dose. (A) shows the result by ordinary beam, and (B) shows the result with energy absorber.

キャニング照射に利用できるように、アイソセンタースポットサイズを取り出し区間中出来るだけ小さく、一定に保つための高エネルギービーム輸送ラインのオプティクス条件を考えた。

エネルギーアブソーバーが非常に薄いと仮定すると、アブソーバーの直前直後でビームサイズは変化しない。この場合、アブソーバー前後のエミッタンスは(1)式の関係になる[11]。

$$\varepsilon_2 = \varepsilon_1 \sqrt{1 + \frac{\beta_1 \theta_0^2}{\varepsilon_1}} \quad (1)$$

ここで添え字 1 は散乱体通過前、2 は通過後を示している。また  $\theta_0$  はアブソーバー通過時に生じる散乱角を示している。なおこの散乱角は Highland の公式から求めることができる[12]。この式からアブソーバー位置の  $\beta$  関数を小さくするほどエミッタンスの増大を抑制できることが分かる。

次に時間とともにエミッタンスが変化するなかアイソセンタースポットサイズを一定に保つ条件を考える。アイソセンターとアブソーバーにおけるビームサイズの関係は(2)式のように表わすことが出来る。

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_2 \beta_i \\ \varepsilon_2 \alpha_i \\ \varepsilon_2 \gamma_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m_{11}^2 & -2m_{11}m_{12} & m_{12}^2 \\ -m_{21}m_{11} & 1+2m_{12}m_{21} & -m_{12}m_{22} \\ m_{21}^2 & -2m_{22}m_{21} & m_{22}^2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \varepsilon_2 \beta_2 \\ \varepsilon_2 \alpha_2 \\ \varepsilon_2 \gamma_2 \end{pmatrix} \quad (2)$$

ここで添え字 2 と  $i$  はそれぞれアブソーバー直後とアイソセンターの Twiss パラメータであることを示している。また  $m$  はアブソーバーとアイソセンター間の輸送行列を示している。この行列からアイソセンタービームサイズについて求めると(3)式となる。

$$\varepsilon_2 \beta_i = m_{11}^2 \varepsilon_2 \beta_2 - 2m_{11}m_{12} \varepsilon_2 \alpha_2 + m_{12}^2 \varepsilon_2 \gamma_2 \quad (3)$$

ここで、薄いアブソーバーを仮定すると  $\varepsilon_2 \beta_2$  はアブソーバー厚が変化しても一定の値となる。(3)式が一定値となる条件がアブソーバー厚が変化してもアイソセンタースポットサイズが変化しない条件となる。この条件をみたすためには、①第一項が一定値となること、②第二、三項が 0 であること、が必要条件となる。すなわち  $m_{11}$  が定数、 $m_{12} = 0$  となればよい。アブソーバーからアイソセンターまでの輸送行列の各要素を Twiss パラメータで表わすと(4)式のようになる。

$$\begin{aligned} m_{11} &= \sqrt{\frac{\beta_{i0}}{\beta_{20}}} (\cos \mu + \alpha_{20} \sin \mu), \\ m_{12} &= \sqrt{\beta_{20} \beta_{i0}} (\sin \mu), \\ m_{21} &= -\sqrt{\frac{1}{\beta_{20} \beta_{i0}}} ((\alpha_{i0} - \alpha_{20}) \cos \mu + (1 + \alpha_{i0} \alpha_{20}) \sin \mu), \\ m_{22} &= \sqrt{\frac{\beta_{20}}{\beta_{i0}}} (\cos \mu - \alpha_{i0} \sin \mu), \end{aligned} \quad (4)$$

ここで  $\mu$  はベータトロンフェーズアドバンス、添え字 20 と  $i0$  はそれぞれアブソーバー直後とアイソセンターにおける Twiss パラメータの初期値(アブソーバー角度 0 度時)を表している。この式から上記 2 つの条件を満たすための条件は  $\mu = n \times \pi$  ( $n$ : 整数)であることが分かる。この条件のもとでアイソセンタースポットサイズは(5)式のようになり、アブソーバーの回転により散乱角が徐々に変化してもアイソセンタースポットサイズは一定に保たれることになる。

$$\sqrt{\varepsilon_2 \beta_i} = \sqrt{\frac{\beta_{i0}}{\beta_{20}}} \times \sqrt{\varepsilon_2 \beta_2} \quad (5)$$

GHMC 高エネルギービーム輸送ラインにおいてこれらの条件を満たせるオプティクス設計が可能か調査した。その結果、全ての条件を満たせるオプティクス設計が可能であることが分かった。最適化したオプティクスではエネルギーアブソーバーの設置位置におけるベータ関数はそれぞれ  $\beta_x = 1.6\text{m}$ 、 $\beta_y = 0.75\text{m}$  となる。

Table 2 はエネルギーアブソーバーのために最適化したオプティクスを使って取り出し区間の最初と最後のアイソセンタースポットサイズを計算した結果である。ビーム

エネルギー 400 MeV/u の場合、1 スピルの中でエネルギーは 400 MeV/u から 402.68 MeV/u まで変化し、それを補正するためにアブソーバー厚を 1 mm から 2.38 mm まで変化させる。アブソーバー厚を変化させることでエミッタンスが徐々に大きくなるがアイソセンターのスポットサイズは一定に保たれる。Figure 6 はシンクロトロンからスキヤニング照射実験室までのビームエンベロープを示している。アブソーバー通過後、アブソーバー厚に比例してビームサイズは広がるが、GHMC ビーム輸送ラインのアーチャーに対して許容範囲内である。そしてアイソセンターでは常に一定に保たれる。

Table 2: Calculated Parameters at the Isocenter by Using Optimized Optics.

	Beginning	End
Beam energy (MeV/n)	400	402.68
Absorber thickness (mm)	1	2.38
$\varepsilon_x$ at $1\sigma$ ( $\pi\text{mm}\cdot\text{mrad}$ )	0.602	0.92
$\varepsilon_y$ at $1\sigma$ ( $\pi\text{mm}\cdot\text{mrad}$ )	0.729	0.9915
$\beta_x$ at isocenter (m)	3.64	2.38
$\beta_y$ at isocenter (m)	2.98	2.21
Beam size $1\sigma_x$ (mm)	1.5	1.5
Beam size $1\sigma_y$ (mm)	1.5	1.5
Energy spread (%)	0.101	0.102

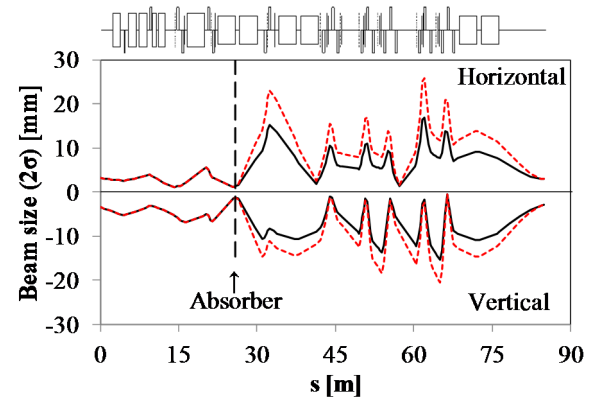


Figure 6: Beam envelope from ESD to isocenter of the scanning research room. A solid lines and a dot line show the envelope with absorber thickness of 1mm and 2.38mm, respectively.

#### 4. まとめ

GHMC における 3D スキヤニング法による治療照射を現状の加速器制御で実現するために、エネルギーアブソーバー装置を使用して一定のビームエネルギーレベルを得る手法を考案した。シンクロトロンからの加速を伴う遅い取り出しビームの持つエネルギー変動幅は 400

MeV/u で 0.67 %、290 MeV/u で 0.70 %と見積られ、取り出し区間で徐々に変化するこのエネルギー変動を精度よく補正するために回転構造を持つエネルギーアップシステムを考案した。検証実験の結果、水中飛程で  $124.07 \pm 0.02$  mm が得られ一定のビームエネルギーが達成されることを立証した。

一方、3D スキャニング照射を目的としてエネルギーアップシステムを利用する場合、アイソセンターにおけるスポットサイズを小さく、一定に維持することが重要である。そこでビームサイズを一定に保つためのビーム輸送ラインの条件を検討し、その条件を満たす解を求めた。これらの結果から、加速を伴う遅い取り出し法を採用する GHMC において、3D スキャニング照射に利用可能な高品質ビームの供給が可能であることを証明することができた。

## 謝辞

本研究を進めるにあたり、多くのご指導、ご助言を頂きました群馬大学医学系研究科の中野教授、大野教授に深く感謝の意を表します。また、GHMC のオペレーションチームのメンバーには夜遅くまでの実験に付き合ってもらいました。心から感謝します。本研究は群馬大学重粒子線医工学グローバルリーダー養成プログラムの一環として行われました。

## 参考文献

- [1] K. Noda *et al.*, J. Radi. Res., 48, 2007, A43-A54.
- [2] T. Ohno *et al.*, Cancers 3, 2011, 4046-4060.
- [3] T. Kanai *et al.*, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. 214, 1983, 491-496.
- [4] Th. Haberer *et al.*, Nucl. Instr. and Meth. A 330, 1993, 296.
- [5] T. Furukawa *et al.*, Med. Phys. 37, 2010, 5682-5682.
- [6] T. Kanai *et al.*, Med. Phys. 7, 1980, 365.
- [7] W. Hardt, LEAR Note 79-4, 1979.
- [8] W. Hardt, LEAR Note 81-6, 1981.
- [9] W. T. Chu *et al.*, Rev. Sci. Instr. 64, 1993, 2055-2122.
- [10] H. A. Bethe, Phys. Rev. 89, 1953.
- [11] A. Maier, CERN/PS 98-061 (DI).
- [12] V. L. Highland, Nucl. Instr. and Meth. 129, 1975, 497-499.