

高精度飛程測定のための RF-knock out 取り出し試験及びその評価

EXPERIMENT OF RF-KNOCK OUT EXTRACTION FOR HIGH PRECISION RANGE MEASUREMENT

菊池遙^{#, A)}, 想田光^{B)}, 金井達明^{B)}, 取越正己^{B)}, 平野裕之^{B)}

Sung Hyun Lee^{A)}, 大崎晃平^{A)}

Haruka Kikuchi^{#, A)}, Hikaru Souda^{B)}, Tatsuaki Kanai^{B)}, Hiroyuki Hirano^{B)}, Masami Torikoshi^{B)}

Sung Hyun Lee^{A)}, and Kohei Osaki^{A)}

^{A)} Gunma University Graduate School of Medicine

^{B)} Gunma University Heavy Ion Medical Center

Abstract

Carbon ion that is accelerated by synchrotron is treated in Gunma University Heavy Ion Medical Center (GHMC). We use broad beam irradiation system at present, and slow extraction system by RF(Radio Frequency) acceleration is adopted for extraction method. However, GHMC considers starting scanning irradiation now. In addition, we want to use carbon beam by RF-knock out extraction for precision range measurement. Therefore, RF-knock out extraction system is needed to restrain range struggling and beam position drifting. Range struggling of RF-knock out beam is one tenth of that of RF acceleration and also lateral beam position drifting is small. For that reason, RF-knock out irradiation system is useful for scanning beam and our precision range measurement. GHMC has OPF(Operation File) of 140, 290, and 400MeV/n by RF-knock out extraction method at present. However, we intend to use 170MeV/n carbon beam by RF-knock out because we need to measure the range of carbon beam precisely by reducing beam energy and energy struggling. Therefore, we made OPF of 170MeV/n carbon beam by RF-knock out extraction, and carried out the extraction experience. Furthermore, using 290MeV/n carbon beam, we compared RF-knock out with RF acceleration. We analyzed these data to determine whether 170MeV/n carbon beam can be used for precision range measurement and radiation therapy or not.

1. はじめに

群馬大学では普及実証型炭素線照射装置を用いて、2010年3月よりがんの重粒子線治療を開始した。2016年5月時点で、治療人数は2044名となっている。

群馬大学の炭素線照射装置の構成及び主要なパラメータを表1に示す。ここに示すように、群馬大学ではシンクロトロンにより炭素粒子を最大400MeV/nまで加速しがんの治療を行っている。現在治療に使用している照射方法は、A・B・C室でのブロードビーム照射(呼吸同期及び積層原体照射を含む)が主であり、ビーム取り出し方法にはRF加速による遅い取り出し方法を採用している。

しかし現在群馬大学は、GHMC(Gunma Heavy Ion Medical Center), D室にてペンシルビームを使用したスキニング照射を今後実施することも検討している。そのためスキニング照射によく利用される取り出し方法である、RF-knock out 取り出しによる試験運転を行っている[1]。

Table 1: Information of Accelerator in Gunma University Heavy Ion Medical Center (GHMC)

	加速イオン種	C ⁶⁺
	加速エネルギー	290, 380, 400MeV/n
	周長	63.3m
	最大偏向磁場	1.5T
シンクロトロン	出射方式	遅い取り出し
	最大照射粒子数	1.3×10 ⁹ pps
	チューン	1.6666
	クロマティシティ	-0.58/-1.54
	最大体内飛程	25cm
	照射方式	ブロードビーム (呼吸同期照射・積層原体照射含む)
照射系	最大照射野	15×15cm
	最大 SOBP 幅	14cm
	照射室	A室(水平)B(水平・垂直)C(垂直)

[#] m15701006@gunma-u.ac.jp

2. 重粒子線治療におけるエネルギー損失

2-1 Bethe-Bloch の式

重粒子線治療では Bragg-curve と呼ばれる特徴的なエネルギー付与を体内で起こすため、リスク臓器や皮膚への線量付与を避け、腫瘍に対して高い線量集中性を実現することができる。また X 線や陽子線と比べ生物効果が高いため、骨軟部などの放射線感受性の低い腫瘍に対しても治療効果が期待されている。

重粒子線治療において、線量分布の計算や粒子の飛程計算には以下に示す Bethe-Bloch の式(1)がよく使用される。この Bethe-Bloch の式(1)では、荷電粒子が物質中で単位長さあたりに落とすエネルギー(阻止能)を計算することができる。

$$-\frac{dE}{dx} = 4\pi N_A r_e^2 m_e c^2 \rho \frac{Z z^2}{A \beta^2} \left[\frac{1}{2} \ln \left(\frac{2m_e c^2 \beta^2 \gamma^2 T_{max}}{I^2} \right) - \beta^2 \right] \quad (1)$$

N_A : アボガドロ定数 (6.022x10²³ /mol)

r_e : 古典電子半径 (2.817 fm)

m_e : 電子質量 (0.511 MeV/c²)

c : 光速 (3.0x10⁸ m/s)

ρ : 物質の密度 (g/cm³)

Z : 物質の原子番号

A : 物質の質量数 (g/mol)

β : 入射粒子速度の光速比

$\gamma := 1/\sqrt{1-\beta^2}$ ローレンツ因子

T_{max} : 1 回の衝突で付与される最大エネルギー (MeV)

I : 物質の平均励起ポテンシャル (MeV)

この(1)式は炭素粒子のエネルギーが5MeV以上で実験値と非常に良い一致を示しているが、より正確に計算したい場合には幾つかの補正項を加える必要がある[2-5]。しかし重粒子線治療において、5MeVの粒子の残余飛程は0.1mm程度であり、治療計画上の影響は小さいと考えられる。そのため群馬大学の治療計画装置などでは、この式により計算されたエネルギー損失や飛程のテーブルデータを利用し治療計画の作成を行っている[6]。

2-2 平均励起ポテンシャル I

2-1で述べたBethe-Bloch(1)式の中で阻止能を決める最も重要なパラメーターが、平均励起ポテンシャルという項である。Bethe-Blochの式の中では I として表記され、各物質に固有の値を持っている。

この平均励起ポテンシャルの値は、直接Bethe-Blochの計算結果に影響を及ぼす。290MeV/n炭素線の水中飛程が、水の平均励起ポテンシャルの値によって変化することをFigure 1に示す。ただし水の密度は、1.0[g/cm³]として計算している。この場合水の平均励起ポテンシャルが1%変化すると炭素線の水中飛程は2mm程度変わるため、治療に大きく影響することは明白である。

各物質の平均励起ポテンシャル I は、ICRUレポート[7-9]などで詳しく述べられており、重粒子線治療ではこれらの値がよく利用されている。しかし後の研究において、実験方法によりこれらの値が異なっていることが報告されている[10]。水の平均励起ポテンシャルはドイツのGSIにより高精度な実験が行われ78eVという値が求められているが[11]、それ以外の物質については十分な精度での実験は行われていない。

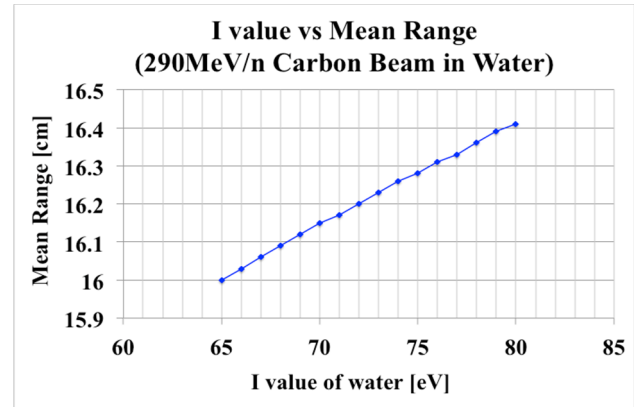


Figure 1: Calculation result of range by Bethe-Bloch formula.

2-3 平均励起ポテンシャル I の測定方法

これまでの平均励起ポテンシャルについての研究では、主に電子線や陽子線の阻止能測定及び飛程変動から各物質の平均励起ポテンシャルが求められており、これらの手法は平岡らにより確立されている[12]。今回炭素線を利用した平均励起ポテンシャルの測定においても、平岡らの手法をベースに行うこととした。この平岡らの手法では、各物質の平均励起ポテンシャルの値をBragg-Peakの飛程変動から求めている。そのため平均励起ポテンシャルを精度よく求めるためには、飛程のばらつきが少ないビームを使用し、飛程を正確に求める必要がある。しかし平岡らの実験では、RF加速による取り出し方法を採用したビームを用いていること、陽子線の飛程算出の際に水の平均励起ポテンシャルを67.2eVとして計算しているなど、実験結果の精度に疑問が残る。

そこで今回の研究では、陽子線に比べより飛程のばらつきが少ない炭素線を利用し、物質の平均励起ポテンシャルを測定することとした。特に使用ビームに関しては、170MeV/nのRF-knock out取り出しによるビームを採用し、エネルギーストラグリングをより少なく抑え込むことで飛程変動の少ないビームを用いることができる。これまで炭素線を用いた平均励起ポテンシャルの高精度な測定結果は無く、過去に測定された平均励起ポテンシャルのデータと比較を行い議論したいと考える。

3. C⁶⁺, 170MeV/n, RF-knock out 取り出しビーム

3-1 RF acceleration 及び RF-knock out 取り出し

現在 GHMC では、シンクロトロンから 3 次の共鳴を利

用した遅い取り出しにより約 1 秒かけてビームを取り出している。この 3 次の共鳴を引き起こすために、本施設ではクロマチシティー一定の元で RF 周波数を変化させる方法を用いている。この方法は電場の変化を利用した取り出し方法であり、ビームの On/Off を高速で行うことができるという利点がある。しかしこの RF 加速では、フラットトップでビームを加速し $\Delta p/p$ を増大させることでベータatron チューンを変化させ 3 次の共鳴を起こしビームを取り出している。そのため粒子のエネルギーが 1%程度加速されることになり、取り出されるエネルギーにばらつきが生じる。つまり炭素線の水中飛程に、時間変化が発生することになる。

一方で RF-knock out による取り出しでは、シンクロトロンを周回する粒子の振動(ベータatron 振動)に対して共鳴するような RF 周波数を加えることで、振動の振幅を増大させて粒子を蹴り出すようにビームを取り出す。そのためシンクロトロンを周回する粒子のエネルギー変動は RF 加速の場合と異なり、元々の運動量広がりである 0.1%程度となる。またディスパージョンによるビーム軸の変動も抑えることができる。そのため飛程を正確に求める実験においては、RF-knock out による取り出し方法の方が最適であると考え採用した。

3-2 C⁶⁺, 170MeV/n, RF-knock out 取り出しビームの OPF 作成

群馬大学には物理学・生物学実験用に既に 140,290 及び 400MeV/n の RF-knock out 取り出し OPF が作成済みである。290MeV/n, RF-knock out 取り出しによるビームデータを、以下に示しておく。

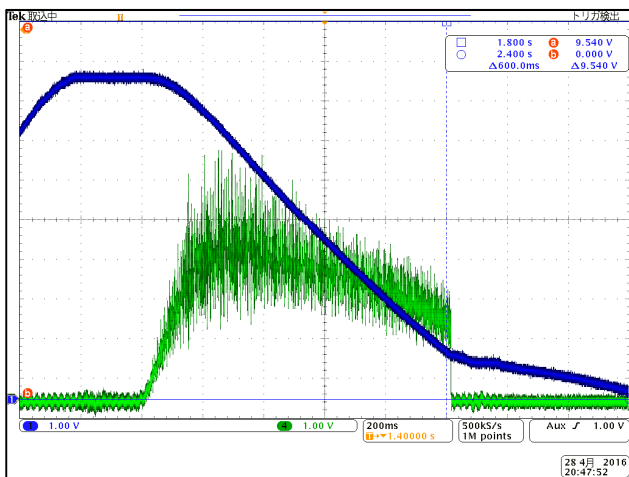


Figure 2: Beam data of 290 MeV/n RF-knock out extraction.

今回新たに 170MeV/n, RF-knock out 取り出しビームの調整を行うにあたり、上記に示した 290MeV/n, RF-knock out 取り出しビーム作成時の補正データを流用することができた。補正パラメーターは主に、 ΔR 補正・COD 補正・チューン調整・クロマチシティー調整を流用し、ビーム調整の時間を削減することができた。また上記ビーム調整時のチューン及びクロマチシティーの測定は、主にビームロス法により行った。これはまずパンチをキッ

クする周波数を変えながら、上記ビームデータにおいて最もビームがロスする周波数を探す。この方法により決定した周波数を周回周波数で割れば、チューンを算出することができる。またクロマチシティーの測定は、運動量が $\pm 0.1\%$ の OPF を作成し同様にチューンを算出すれば、運動量が変わった場合のチューンの変化量、すなわちクロマチシティーを測定することができる。

以下にビーム調整する前後のビームデータ、及び調整後のチューン値・クロマチシティーを示しておく。調整前はビーム漏れがあったが、調整後はかなり抑え込むことができたと考えられる。

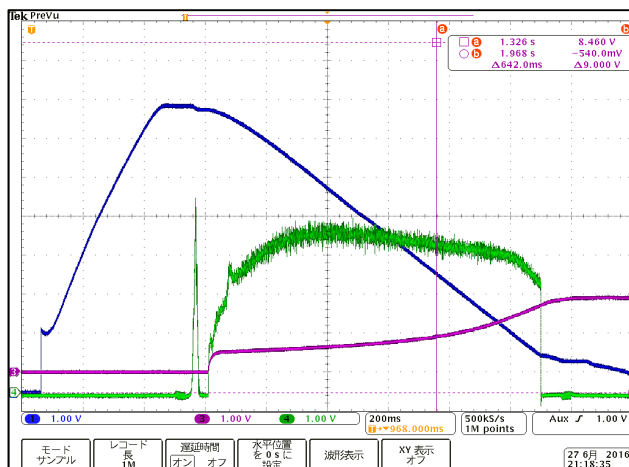


Figure 3: Beam data of 170 MeV/n RF-knock out extraction before the optimization.

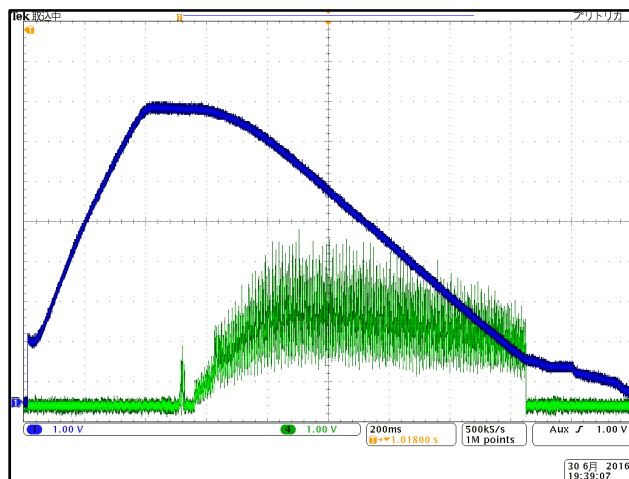


Figure 4: Beam data of 170 MeV/n RF-knock out extraction after the optimization.

Table 2: Tune and Chromaticity of 170MeV/n Carbon Beam by RF-Knock Out

Horizontal Tune	1.678
Chromaticity	-1.364

治療において呼吸同期照射や積層原体照射にこのビームを用いる場合、ビーム漏れは正規の取り出しタイミングではないタイミングでビームが取り出されてしまうた

めに治療に影響を与えてしまう。しかし今回このビームの使用目的は平均励起ポテンシャルの測定であり、ビーム漏れは測定実験に影響を与えないと考えられる。そのため今回作成した 170MeV/n, RF-knock-out 取り出しによるビームは、平均励起ポテンシャルの測定を行うのに十分なクオリティのビームを供給できていると考えられる。

4. RF-knock out, 170.290MeV/n 炭素線の比較

作成した 170・290MeV/n, RF-knock out 取り出しによるビームを用いて、深部線量分布の測定を行った。測定は GHMC・B 室水平コースにて行った。また測定には、10 μ m ステップで水の厚さを変えることができる高精度水カラム及びブラックピークチェンバー(電離箱)を利用した。Figure 5, 6 に深部線量分布測定結果を示す。

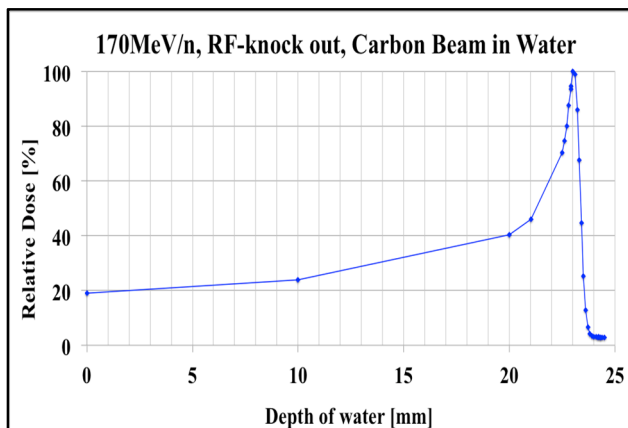


Figure 5: Depth dose distribution of 170 MeV/n carbon beam in water by RF-knock out.

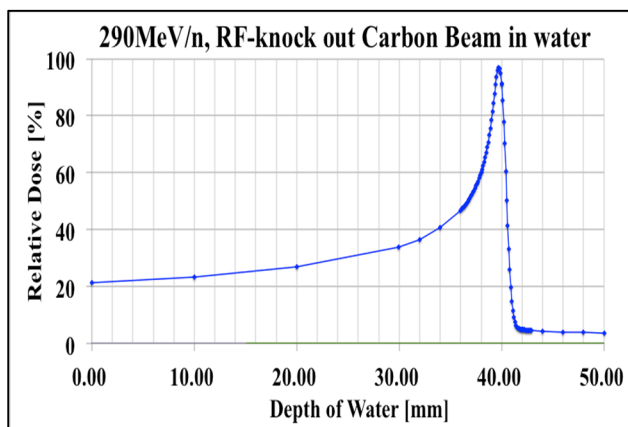


Figure 6: Depth dose distribution of 290 MeV/n carbon beam in water by RF-knock out.

また Figure 7 に 170MeV/n 及び 290MeV/n の深部線量分布測定結果について、エネルギーストラグリングの影響を比較した図を示す。ただし 290MeV/n のビームの場合、測定時に 79mm 水等価厚分のレンジシフターを挿入している。これは高精度水カラムの測定可能範囲が 50mm となっており、レンジシフターを挿入しないと Bragg-Peak が測定できないためである。そのため

290MeV/n のビームの場合、ビーム本来のエネルギーストラグリングの影響とレンジシフターでのストラグリングの影響を受けた Bragg-Peak を測定していることになる。

Figure7 から、170MeV/n 方が 290MeV/n に比べエネルギーストラグリングの影響が少ないことがわかる。そのため 290MeV/n に比べ 170MeV/n のビームでは、よりエネルギーストラグリングの少ないシェイプな Bragg-Peak を得ることができている。よって、正確な飛程測定が求められる平均励起ポテンシャルの測定には、170MeV/n, RF-knock out 取り出しビームが適していると言える。

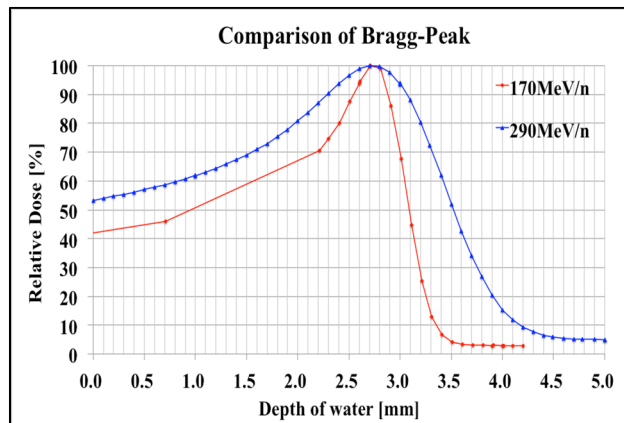


Figure 7: Comparison of sigma between 170 MeV/n and 290MeV/n carbon beam in water by RF-knock out.

謝辞

本研究はGHMCの共同利用研究として行われました。また本研究の遂行にあたり、群馬大学重粒子線医学研究センター物理部門の諸先生方・加速器運転員の皆様には多大なご指導・ご協力を賜りました。心よりお礼を申し上げます。

参考文献

- [1] H. Souda *et al.*, in this proceedings, FSP003.
- [2] R. M. Sternheimer, Density Effect for the Ionization Loss of Charged Particle, physical review 164-2, 1967.
- [3] R. M. Sternheimer, S.M.Seltzer and M.J.Beger, Density Effect for the Ionization Loss of Charged Particle in various substances, physical review, B-26-11, 1982.
- [4] Takeshi Hiraoka, Kazuo Hoshino, Akihumi Fukumura, Mitsue Takeshita and Katsuhiro Kawashima, Evaluation for density effect correction in electron mass collision stopping power, Jpn. Radiol. Phys, 1992.
- [5] J. Ashely, V.E. Anderson, R.H. Ritchie and W. Brandet, Z_1^3 Effect in Stopping Power of Matter for Charged Particle, NAPS Document No.02195.
- [6] Tatsuya Ohno, Tatsuaki Kanai *et al.*, Carbon Ion Radiotherapy at the Gunma University Heavy Ion Medical Center, Cancers, 2011.
- [7] ICRU report 37, Stopping Powers for Electrons and Positrons, Journal of ICRU, 1984.
- [8] ICRU report 49, Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles, Journal of ICRU, 1993.
- [9] ICRU report 73, Stopping of Ions Heavier Than Helium, Journal of ICRU, 2005.
- [10] L. E. Porter, and S. R. Britan, Bethe-Bloch Stopping Power

PASJ2016 WEOL03

Parameters for Al, Cu, and Ag Extracted from Recent Accurate Measurements, Radiation Research 97-25-35, 1984.

- [11] Schardt D, Steidl P, Krämer M, Weber U, Parodi K and Brons *et al.*, Precision Bragg-curve measurements for light-ion beams in water, GSI Scientific Report, 373, 2007.
- [12] T. Hiraoka, K. Kawashima, K. Hoshino, Hans Bichsel *et al.*, Energy loss of 70MeV protons in tissue-substitute materials, Phys.Med.Bio. 39, 983-991, 1994.