

炭素線治療のためのエネルギースキャンニング照射のコミッショニング

COMMISSIONING OF THE FULL ENERGY SCANNING FOR CARBON-ION THERAPY AT NIRS-HIMAC

原洋介^{#, A)}、古川卓司^{A)}、水島康太^{A)}、稲庭拓^{A)}、早乙女直也^{A)}、丹正亮平^{A)}、皿谷有一^{A)}、白井敏之^{A)}、野田耕司^{A)}

Yousuke Hara^{#, A)}, Takuji Furukawa^{A)}, Kota Mizushima^{A)}, Taku Inaniwa^{A)}, Naoya Saotome^{A)}, Ryohei Tansho^{A)}, Yuichi Saraya^{A)}, Toshiyuki Shirai^{A)}, Koji Noda^{A)}

^{A)} National Institute of Radiological Sciences

Abstract

Since 2011, a three-dimensional (3D) scanning irradiation system has been utilized for treatment at the National Institute of Radiological Sciences-Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba (NIRS-HIMAC). In 2012, a hybrid depth scanning method was introduced for depth direction, in which 11 discrete beam energies are used in conjunction with the range shifter. To suppress beam spread due to the multiple scattering and the nuclear reaction, we then developed a full energy scanning method. Accelerator tuning and beam commissioning tests prior to treatment with this method are time-consuming, however. We therefore devised a new approach to obtaining the pencil beam dataset, including the contribution of large-angle scattered (LAS) particles, which reduces the time spent on beam data preparation. Beam commissioning tests to verify this approach and simplify the implementation of full energy scanning for treatment showed that the accuracy of the scanned beam position was less than ± 0.3 mm. The accuracy of 3D dose delivery using this new approach was verified by measuring the dose distributions for different target volumes. Results confirmed that the measured dose distributions agreed well with calculated doses. Following the results of this valuation, we commenced treatment by using the full energy scanning method in September 2015.

1. 背景・目的

放医研では 2011 年から、従来行われていた照射野形成法である wobbler 法に加え、三次元スキャンニング照射法[1]を用いた炭素線治療を開始した。スキャンニング照射では加速器から取り出された細いペンシルビームを電磁石により側方方向に走査し、深部方向にはビームの飛程（レンジ）を変化させることで三次元照射野形成を行う。レンジの変更はレンジシフタの挿入や加速器によるエネルギー変更、またはそれらを組み合わせることで達成される。放医研では、数種のレンジシフタとシンクロトロンの変換エネルギー運転（エネルギー11step）を組み合わせたハイブリッドスキャンニング（HS）方式[2]によるレンジ変更が長く採用されていたが、さらなる治療高度化のために可変エネルギー運転のみのエネルギースキャンニング（ES）方式が検討されてきた。治療においては、水中深度約 300 mm から 2 mm ないし 3 mm の間隔でレンジを変更できることが望まれる。これをレンジシフタなしで実現しようとする場合、HS で用いられた 11step エネルギーから 200step への拡張が必要となり、全てのエネルギーを調整しようとする膨大な時間が必要となる。

一方、HS 方式から ES 方式に変更する際には、治療計画装置で用いられるペンシルビームの情報を更新する必要がある。スキャンニング照射では、細いペ

ンシルビームはあらかじめ治療計画で決められたスポット毎に線量管理をされ、三次元的に重ね合わせることで治療計画にて最適化された線量を処方する。そのため、ペンシルビームが付与する線量分布を治療計画では可能な限り正確に表現する必要がある。個々のペンシルビームは主に深部線量分布（IDD: Integral Depth Dose）と側方方向への拡がりに分解され、線源データとして格納される。通常、この線源データは治療に用いられるエネルギーやサイズ等の条件分がそれぞれ必要であり、これらは主に測定から求められる。しかしながら、ES に必要なデータを揃えようとした場合、測定、及びその解析には多くの時間が必要とされる。

本研究では、ES 方式による治療を開始するために行ったビームコミッショニングの結果を報告する。従来の想定では HS 方式から ES 方式への移行はその使用エネルギー数の増大に比例するとされていた。しかし、本研究では、200step の中から 25step の代表的なエネルギーに関してのみ詳細な解析を行い、それを基に 200step へと拡張を行う。また、線源データに必要なパラメータ導出に関しても簡略化する方法を提案し、治療計画にて最適化した線量分布との比較を行い、本手法が妥当であることを示す。

[#] hara.yousuke@qst.go.jp

2. 方法

2.1 線源データ作成

測定時間の短縮化のため、ES で使用するエネルギーのうち代表的なもの 25 エネルギーを選択し、同心円型電離箱[3]を用いて IDD、及び側方のビーム拡がりと同時に測定した。そのデータを基に、ES に必要な情報を作成する。治療計画の線量計算では炭素線の大角度散乱をよく表現できる 3 つのガウス分布の重ね合わせがベースの Triple-Gaussian model (TGmodel) が適用されている[4]。そのため、側方パラメータは TGmodel により導出される。TGmodel は以下のように記述される。

$$F(x, y, z; E) = f_1(z; E)G_1(x, y; \sigma_1(z; E)) + \left(1 - (f_1(z; E) + f_3(z; E))\right)G_2(x, y; \sigma_2(E)) + f_3(z; E)G_3(x, y; \sigma_3(E)) \quad (1)$$

ここで、水中深度 z 、入射エネルギー E に関する $f_n(z; E)$ は n 番目のガウス成分が積分線量に占める割合、 G_n は n 番目の成分の横方向への拡がりを規定するガウス分布、 σ_n は n 番目の成分の拡がりを示す。これまで、TGmodel によるパラメータ導出は 3 つのガウス分布それぞれの割合と拡がりを深さに依存するパラメータとして導出していた。導出の簡略化、及び線量計算における扱いを簡単にするため、大角度散乱の拡がりを表すパラメータ (σ_2, σ_3) は深さに依存しないとし、線量分布に占める割合 (f_2, f_3) の変化のみを深さに求めた。さらに、一次粒子の拡がり、割合はモンテカルロ (MC) 計算により求め、それらを初期値とし、大角度散乱成分 (割合、拡がり) のみをフリーパラメータとした。エネルギーによる IDD の形状の変化は重み付けを行い、補間・外挿により作成を行った。

2.2 二次元分布確認

線量分布検証の前に、ビーム性状確認を行う。スキヤニング照射法では、ビーム位置が線量分布に及ぼす影響は、従来法である wobbler 法よりも敏感である。そのため、二次元照射を行い、ビーム位置精度、平坦度を確認する必要がある。位置精度検証は照射野サイズ ± 120 mm、スポット間隔 20 mm のスポット照射を、平坦度の確認には、照射野サイズ ± 120 mm、スポット間隔 2 mm の均一照射を行った。エネルギー依存性も確認するために複数のエネルギーを選択し、同条件にてそれぞれ測定を行った。測定には放医研で開発されたスクリーンモニタシステム[5]を用いた。

2.3 三次元線量分布検証

2.1 で導出された各成分 (IDD、側方方向への拡がり) を線源データとして治療計画装置に登録し、それらを使用して実際に計画、照射、測定を行う。複雑な形状の照射標的では、線源データに問題点があっても原因を特定することが困難である。そのため、直方体形状の単純照射標的を選択した。全ての照射標的は治療計画にて物理線量 1 Gy に最適化されている。照射野については、登録した IDD、大角度散乱の妥当性を確認できるよう、使用エネルギー範囲、側方のサイズが異なるものを用意した。使用エネルギーに関しては 414.1 MeV/u から 68.2

MeV/u (モニタ等全ての機器通過後の水中残飛程約 280 mm から 4 mm 相当) の中で 5 領域を選択した。照射標的のサイズは $30 \times 30 \times 80$ 、 $60 \times 60 \times 80$ 、 $90 \times 90 \times 80$ 、 $120 \times 120 \times 80$ 、 $200 \times 200 \times 80$ mm³ とした。

線源データは治療コースに寄らず、同一のものが使用される。そのため、コース互換であることを確認するため、治療で使用する 4 コース全てで測定を実施した。測定結果は、登録された線源データを用いた線量計算結果とビーム軸上、照射野中心に垂直な平面内に関し比較を行った。

3. 結果と考察

3.1 線源データ確認

Figure 1 は HS、ES それぞれの照射方法における空気中のビームサイズの比較である。HS に関して、使用エネルギーが離散的な 11step のエネルギーであるため、エネルギーを変更していない領域はレンジシフトが挿入されることになる。結果、レンジシフトを通過したビームは多重クーロン散乱や核反応の影響でサイズが増大し、HS のサイズは不連続となっている。ES の場合は低エネルギー側になるにつれ連続的にサイズが増大しているが、レンジシフト挿入がないため、HS と比較しサイズの縮小が確認できる。

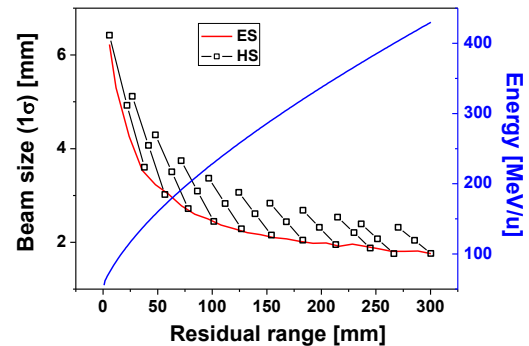


Figure 1: Comparison of beam sizes for energy scanning (ES) with sizes for hybrid depth scanning (HS) in air.

Figure 2 は 62.1 ~ 114.8 MeV/u の測定した代表的なエネルギー (25step の内、低エネルギー側 2 エネルギー) の IDD とそれを用いて生成された IDD である。低エネルギーでは、測定器や水槽の入射窓の厚みよりもレンジが短いため、必然的に外挿することになる。外挿にも関わらず、レンジストラグリングの違いによるブラッグピークの鋭さの違いや、核破砕反応の減少による tail 形状の違いがよく再現されていることがわかる。Figure 3 は治療計画に登録されている 430 MeV/u の線源データである。(a)は測定された IDD と生成された IDD である。(b)(c)は同心円電離箱測定結果と MC 計算、解析的計算を基に式(1)より導出された TGmodel のパラメータである。 σ_2, σ_3 は深さに依存しない定数が採用されている。 σ_2, σ_3 を定

数とした場合の妥当性を、線量の照射野依存性を示すパラメータ PDSF (Predicted-Dose Scaling Factor) [6] で評価を行った (Figure 4 参照)。深さ依存がある σ_2 , σ_3 を使用した場合との違いは最大でも 1% 以内であり、治療運用上問題ないことを確認した。

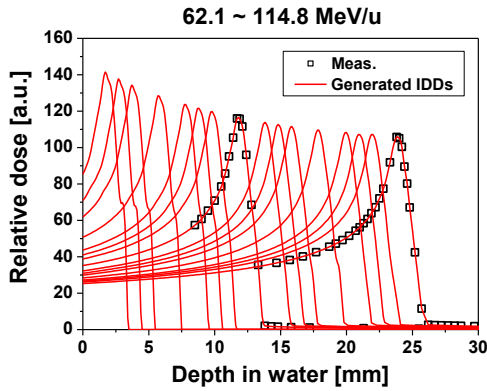


Figure 2: Measured integrated depth doses (IDDs) and generated IDD curves ranging from 62.1 to 114.8 MeV/u.

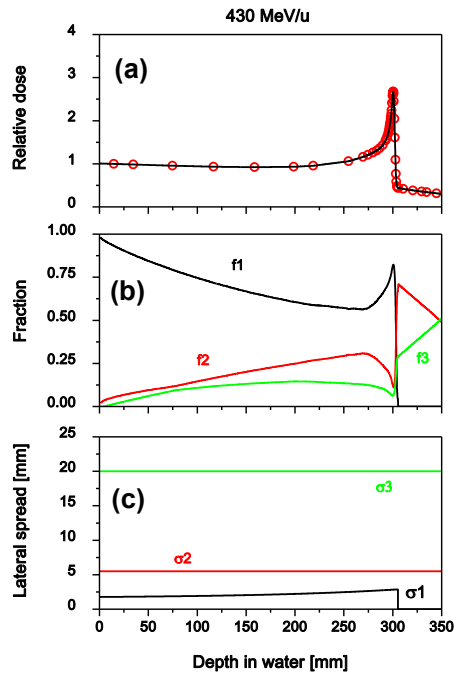


Figure 3: (a) Measured integrated depth doses (IDDs) (open circles) and calculated IDD (solid line). (b) Fraction factors of the first, second and third components. (c) Lateral beam spreads of the first, second, and third components.

3.2 二次元照射確認

Figure 5 は二次元スポット照射の予定位置と測定結果の差を示したものである。高エネルギー、低エネルギーに関わらず、位置精度 ± 0.3 mm 以内であることを確認した。Figure 6 は二次元平面照射を行った際の関心領域の平坦度を示したものである。関心領域において $\pm 1\%$ 以内であることを確認した。

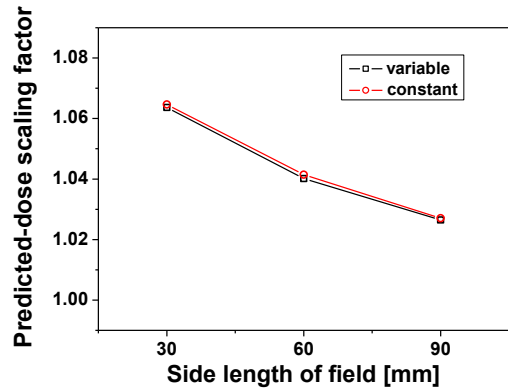


Figure 4: The PDSF for the target volumes of $30 \times 30 \times 80$, $60 \times 60 \times 80$, $90 \times 90 \times 80$ mm³.

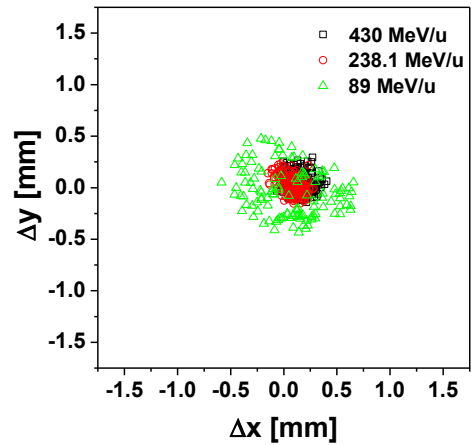


Figure 5: Differences between the measured and prescribed position for spot irradiation fields, ± 120 mm.

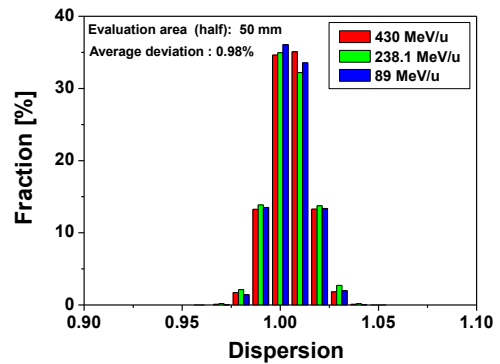


Figure 6: Uniformities of uniform irradiation fields, ± 120 mm.

3.3 三次元線量分布検証

Figure 7は異なる入射エネルギーの標的に照射し、得られた深部線量分布である。全ての照射野において、測定値と計算値の差は1.5%以内であった。これは、25stepから生成した200stepのデータが妥当であることを示す。Figure 8は測定値と計算値の差を示したものである。高エネルギー(414.1 MeV/u ~ 339.4 MeV/u)、照射野 $200 \times 200 \times 80 \text{ mm}^3$ の条件にて計算値との誤差が最大であったが、照射野サイズやエネルギー依存性は確認されなかった。導出されたパラメータが大角度散乱をよく表現できていることが示された。照射コースによる違いを調査するため、治療に使用される4コースに対して同一の条件での測定を行った。Figure 9は $90 \times 90 \times 80 \text{ mm}^3$ の標的に照射を行った際の深部線量分布である。全てのコースにおいて計算値との差は $\pm 1\%$ であり、使用した線源データ、ビームコミッショニングが正常に行われたことが実証された。

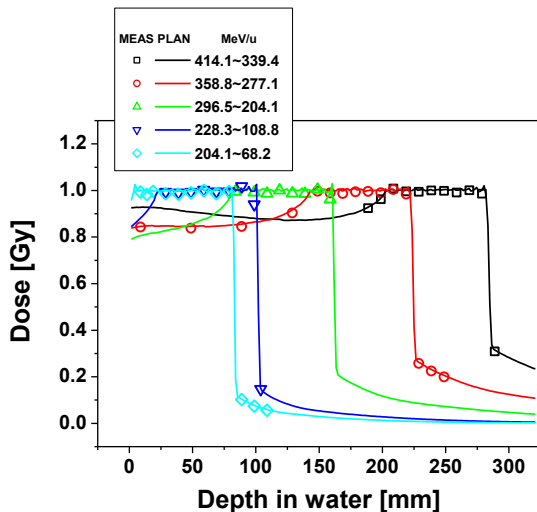


Figure 7: Measured dose distributions (symbols) along the central beam axis are compared with the calculated distributions (solid lines). Target volume was $90 \times 90 \times 80 \text{ mm}^3$.

4. 結論

エネルギースキヤニングのためのビームコミッショニング、線源データ作成の簡略な方法を示し、照射実験により、その妥当性を実証した。に想定される時間と比較すると、スキヤニングを終えることができた。この結果を受け、年秋よりエネルギースキヤニングによる治療が開始されまでに200人以上の治療が正常に終了している。

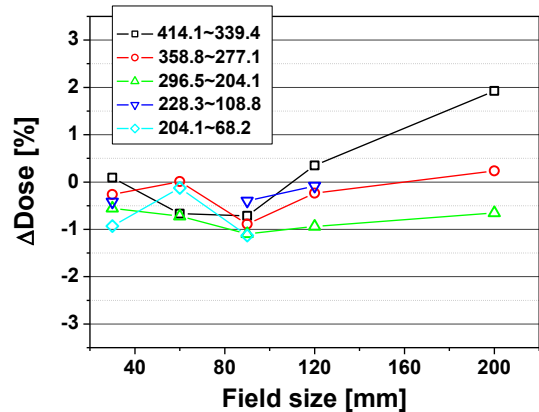


Figure 8: Differences between the measured and calculated results at the center of each target volume. Target volumes were $30 \times 30 \times 80$, $60 \times 60 \times 80$, $90 \times 90 \times 80$, $120 \times 120 \times 80$, and $200 \times 200 \times 80 \text{ mm}^3$.

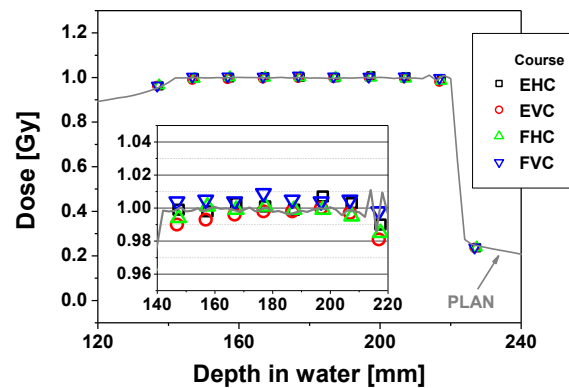


Figure 9: Comparison of dose distributions measured at the different 4 courses (symbols) with calculated dose distribution (solid line).

参考文献

- [1] T. Furukawa *et al.*, Med. Phys. **37**, (2010) 5672–5682.
- [2] T. Inaniwa *et al.*, Med. Phys. **39**, (2012) 2820–2825.
- [3] Y. Hara *et al.*, Med. Phys. **41**, (2014) 021706.
- [4] T. Inaniwa *et al.*, Phys. Med. Biol. **59**, (2014) 5361–5386.
- [5] Y. Hara *et al.*, J. Korean Phys. Soc. **63**, (2013) 1446–1450.
- [6] T. Inaniwa *et al.*, Med. Phys. **36**, (2009) 2889–2897.