

粒子線治療のための Spiral Beam Scanning 照射法の開発

DEVELOPMENT OF SPIRAL BEAM SCANNING IRRADIATION FOR PARTICLE THERAPY

原周平^{A)}, 福田光宏^{A)}, 高階正彰^{B)}, 小泉雅彦^{C)}, 神田浩樹^{A)}, 依田哲彦^{A)},
Shuhei Hara^{A)}, Mitsuhiro Fukuda^{A)}, Masaaki Takashina^{B)}, Masahiko Koizumi^{C)}, Hiroki Kanda^{A)}, Tetsuhiko Yorita^{A)},
^{A)} RCNP, Osaka University
^{B)} Osaka Heavy Ion Therapy Center
^{C)} Osaka University Graduate School of Medicine (Health Science)

Abstract

In the Osaka University nuclear physics research center, "Spiral Beam Scanning" system is developing for the improvement of the irradiation precision at the border around the tumor. In this system, we scan a beam along the shape of the outline of the irradiation field by the orbit of the whirlpool type, and this irradiation method is expected to reduce the irradiation to normal tissues in comparison with the conventional irradiation method when we treat the tumor near the vital organs by particle therapy. Our aims are in comparison with the conventional irradiation method, to form the dose distribution with the almost same precision and to reduce the irradiation to the normal tissue outside the tumor area. We have demonstrated and simulated this irradiation system and in this presentation we report the situation of this research and development.

1. 研究の背景

荷電粒子ビームの Bragg peak による線量集中性を活かして腫瘍に対し正確に処方線量を与える粒子線治療による治療はすでに世界各地で行われており、多くの治療実績も挙げられている。しかし、粒子線治療には、装置が大型になってしまうことや、呼吸同期照射時の治療時間の長期化など、まだ技術的な改善点が残されているが、我々は照射精度の面に着目した。消化管等の重要臓器に近接した腫瘍に対しての照射は、重要臓器への線量制約とターゲットに対する線量制約を同時に満たすことが困難であり、重要臓器へ与える線量が大きくなると重篤な副作用をきたす場合もあり、粒子線治療を適用すること自体が難しく、正常組織への照射を減らすように腫瘍辺縁部の照射精度を向上させるという点も改善の余地がある[1]。

そこで大阪大学核物理研究センター(RCNP)では、大阪大学医学系研究科保健学専攻と連携し、粒子線治療における高精度照射を目的とした次世代型照射システム、“Spiral Beam Scanning”を開発している[2]。この照射法では、Fig. 1 に示すように腫瘍の輪郭及び腫瘍内部を、輪郭の相似形状の渦型走査軌道により連続的にビーム

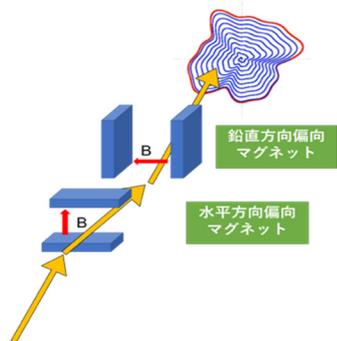


Figure 1: Schematic diagram of Spiral Beam Scanning.

を照射していくことで、格子状にスポットを配置する照射方式と比べて腫瘍辺縁部の照射精度を向上させることを狙いとしている。

本照射法の開発では主に、ビーム制御システムを設計し、実ビームによる実証試験を行うとともに、シミュレーションによる従来の照射法との比較等を行なっている。

2. 実証試験

2.1 概要

実証試験は、大阪大学核物理研究センターの AVF サイクロトロンで 53 MeV に加速された陽子ビームを用いて行なった。ターゲットは Gafchromic film EBT3 を用いている。このフィルムは、吸収線量に応じて黒化するフィルムであり、黒化度と吸収線量の較正を行うことで、吸収線量に変換することができる。ターゲット前には、散乱体として水等価のタフウォーター 20 mm とポリエチレン 1 mm を置いている。使用したビームラインの都合上、ビームを下流まで輸送しなければならないため、Bragg peak には至らない厚さにする必要があった。

スキヤニングマグネットからターゲットまでは、5 m 程度であり、電磁石用の電源には、最大出力 1200 W である松定プレジジョン社の POP120-10 を用いている。Table 1 に電磁石の仕様を示す。

Figure 2 に制御システムの概要図を示す。実際の腫瘍の形状を想定し、コンピュータープログラムにより決定したスパイラル軌道と、軌道上の各座標での照射時間を任意波形発生装置に読み込ませて、電磁石用電源へと出

Table 1: Details of Scanning Magnet at ES course in RCNP

磁極長	300 mm
磁場強度(ピーク値)	1270 Gauss
電流値(ピーク値)	20 A
巻き数	320 T × 2/台
インダクタンス	0.11 H

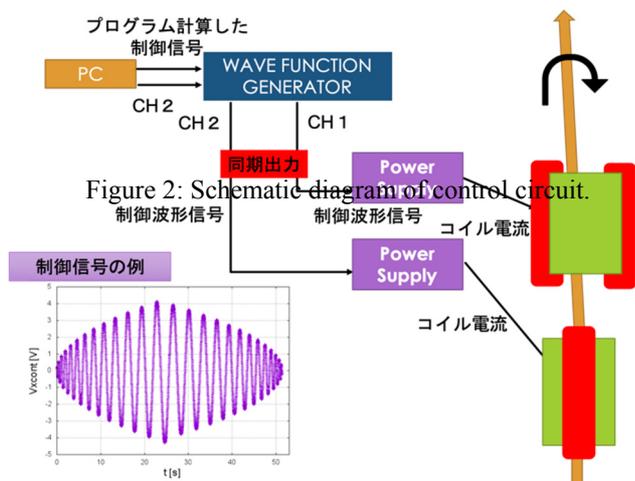


Figure 2: Schematic diagram of control circuit.

かし、ビーム制御を行なっている。本研究では簡単のため、形成する線量分布は二次元線量分布にし、その平面内での分布が均一になるような制御を行った。

Figure 2 に制御システムの概要図を示す。実際の腫瘍の形状を想定し、コンピュータープログラムにより決定したスパイラル軌道と、軌道上の各座標での照射時間を任意波形発生装置に読み込ませて、電磁石用電源へと出力し、ビーム制御を行なっている。本研究では簡単のため、形成する線量分布は二次元線量分布にし、その平面内での分布が均一になるような制御を行った。

2.2 フィルムの較正

Gafchromic film の較正を行うためには、線量を制御しながらフィルムに照射を行い、照射した線量とフィルムの色とを対応づける必要がある。我々のビームラインではフィルムへの線量を制御しながら照射することはできなかったため、ビームスポットを測定したデータを使って簡易的な較正を行った。

ビームスポット照射では、照射時間はストップウォッチで測定し、ビームカレントはターゲット上流のファラデーカップで測定しており、照射されたフラックス数は算出することができる。あとは、設置した散乱体で、53 MeV の陽子一つがフィルムに与える吸収線量が分かれば線量へと変換することができる。この吸収線量はモンテカルロシミュレーションソフトの phits を用いて計算した。線量への変換式は、

$$Dose(x, y) [Gy] = \frac{I(x, y) \left[\frac{C}{S} \right] \times irradiation\ time [s]}{1.602 \times 10^{-19} \left[\frac{C}{\text{個}} \right]} \times GpS \left[\frac{Gy}{Source} \right] \quad (1)$$

で表される。フィルムを解析する際には 150 dpi で画像データにしたので、Phits で 1 粒子あたりのフィルムでの吸収線量を計算する際には、1 辺 25.4 mm/inch ÷ 150 dot/inch = 0.170 mm の正方形の領域への吸収線量を計算した。

また、黒化度と吸収線量の対応を取る際、フィルムのビームスポットを二変数正規分布

$$f(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma_x\sigma_y\sqrt{1-\rho^2}} \exp \left[-\frac{1}{2(1-\rho^2)} \left\{ \frac{(x-\mu_x)^2}{\sigma_x^2} - 2\rho \frac{(x-\mu_x)(y-\mu_y)}{\sigma_x\sigma_y} + \frac{(y-\mu_y)^2}{\sigma_y^2} \right\} \right] \quad (2)$$

でフィッティングして各ピクセルにおける吸収線量を算出することができるが、1.フィルムの黒化度は吸収線量に対して線形ではないこと、2.フィッティング関数はスポットの辺縁部において正確に形状を再現できていないことを考慮し、黒化が吸収線量と比例していると近似できる、黒化が十分小さい領域のデータのみを用いたフィッティングからビームスポットの形状を決定し、さらにビームスポットの微細な形状による影響を受けないように、Fig. 3 に示すようにビームスポットのピーク付近のピクセルのみを用いて較正を行った。各ピクセルのビームカレントの値は式(2)を用いて、

$$I(x, y) [nA] = \frac{I}{2\pi\sigma_x\sigma_y\sqrt{1-\rho^2}} \exp \left[-\frac{1}{2(1-\rho^2)} \left\{ \frac{(x-\mu_x)^2}{\sigma_x^2} - 2\rho \frac{(x-\mu_x)(y-\mu_y)}{\sigma_x\sigma_y} + \frac{(y-\mu_y)^2}{\sigma_y^2} \right\} \right] \quad (3)$$

と表され、式(1)より、線量に変換することができる。

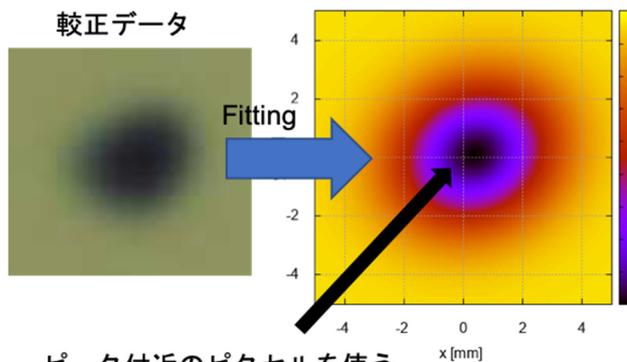


Figure 3: Method of calibration between dose and color.

フィッティング関数には Veritas Science Letter の文献を参考に、有理関数 $X(color) = c + b/(color - a)$ を採用した[3]。Color にはフィルムのピクセル値が入る。また、RGB の内、G のみ 40 Gy まで感度があるため、解析には G を用いることにした。得られた較正曲線を Fig. 4 に示す。各データには測定、および計算上生じる誤差を算出しており、それを重みとして付け、最小二乗法でフィッティングしている。またフィルムをスキャナーで画像データ化するときのスキャンによる値の変化も考慮するた

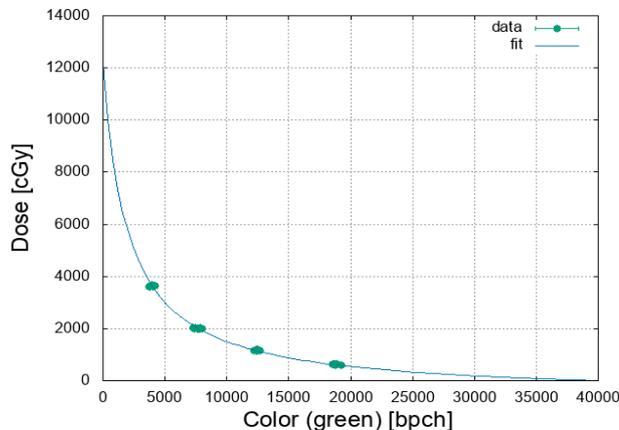


Figure 4: Calibration curve between color and dose.

め、10 回同じフィルムをスキャンし、プロットしている。用いたフィッティング関数は非線形であり、各パラメーターに相関があり共分散が0ではないことに注意し、color からdose へと変換する際の誤差も評価した。線量分布の評価を行う際には、この較正に伴う誤差も考慮に入れた。

2.3 照射時間の最適化

本照射試験では、ある二次元平面内において均一な線量分布を形成するために、スパイラル軌道によって生じる軌道間隔の疎密に応じて、照射する量をコントロールする必要があった。我々は、照射時間を制御することで、この制御を行うことにした。照射時間を最適化するにあたり、簡易的な最適化アルゴリズムを作った。走査軌道上に一定間隔にビームスポットを配置していき、疎密に応じて線量の濃淡が生じるが、線量が多すぎる箇所には照射時間を短く、線量が少ない箇所には照射時間が長くなるようなアルゴリズムになっている (Figure 5)。このアルゴリズムのイテレーションにより、分布の均一度が改善していくことをコンピューター計算上で確かめた。

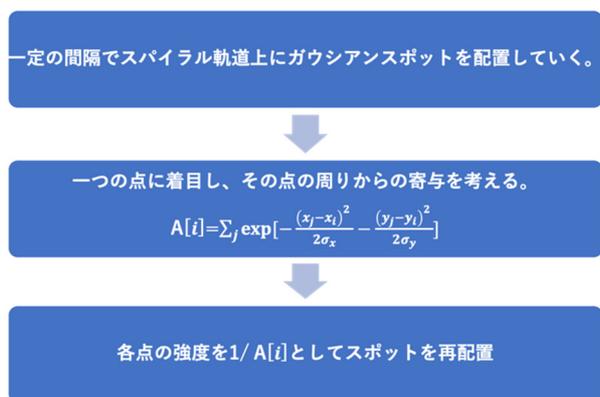


Figure 5: Optimization method for forming uniform 2 dimensional dose distribution.

2.4 線量分布の解析・評価

照射試験では条件をいくつか変えながら、分布を形成した。ここではその一例を扱うこととする。Figure 6 に示した分布の照射条件を Table 2 に示す。照射の速度に関しては、我々が仕様している電磁石、電源のスペックに限度があり、また、現段階では高速スキャンを目的としていないため、電源やマグネットのスペックの上限に達しないような照射速度に設定している。この線量分布の均一度を評価する。均一度は、

$$\text{uniformity} [\%] = \frac{Dose_{max} - Dose_{ave}}{Dose_{ave}} \times 100 \quad (4)$$

という形で評価した。均一度を評価する範囲は、PTV内である。この計算処理をする上で、最大線量のピクセルを探して取り出すという処理があるが、画像データには様々な要因に起因して、ごま塩ノイズピクセルが混ざっている。このようなピクセルを解析に含めてはならないので、分布内のある領域のピクセル値のヒストグラムを作成し、主成分のピクセルだけを取り出すという処理を行った。主成分はヒストグラム上で正規分布を形成しており、今回は 2σ までを分布を形成している主成分として取り扱うことにした (Figure 7)。

均一度は、 $3.594 \pm 0.429 \%$ が得られた。この時の誤差は、section 2.3 に記述している較正時に生じる誤差と、10 回の画像スキャンから算出した誤差、という二つの誤差の二乗和の平方根により算出している。現在も引き続き解析中であり、ターゲット外への照射量等の解析を行う予定である。

Table 2: The Example of the Irradiation Condition Forming 2 Dimensional Dose Distribution

Number of Turns	15
Number of Spots	1701
Number of painting	4
Irradiation time [s / painting]	81.670

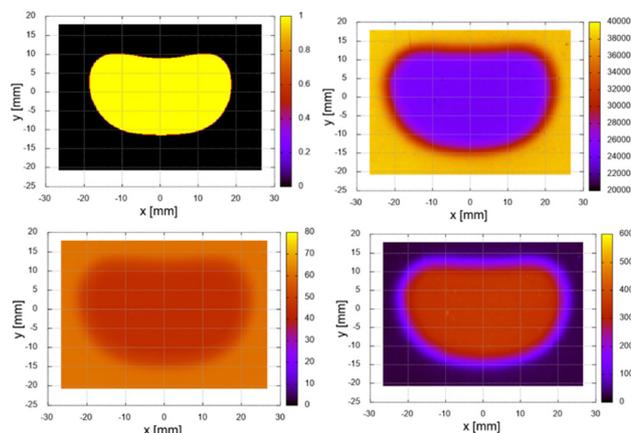


Figure 6: (left top) Area of PTV. (right top) Color (green) distribution by Gafchromic film. (left bottom) Error map. (right bottom) Dose Distribution.

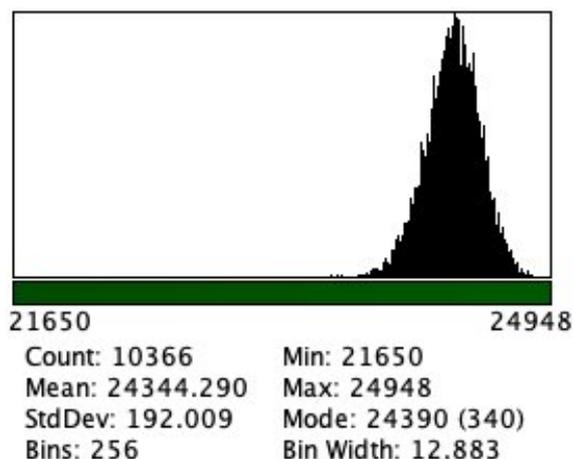


Figure 7: Histogram of color (green) in a part of area of PTV.

3. まとめと今後の展望

これまで開発してきた Spiral Beam Scanning システムにより、任意の形状を照射野に対しても実ビームを用いて実証試験を行い、均一分布の形成に成功した。今後さ

PASJ2019 THPH017

らに解析を進めるとともに、シミュレーションを中心に、従来の照射方法との定量的な比較についても進めていく予定である。

参考文献

- [1] G. Meier *et al.*, "Contour scanning for penumbra improvement in pencil beam scanned proton therapy", *Phys. Med. Bio.* 62 (2017) 2398-2416
- [2] M. Fukuda *et al.*, "Simulation of Spiral Beam Scanning for Uniform Irradiation on a Large Target", *Xucl. Instr. Mesh.*, A396, (1997), 45.
- [3] Lewis. D *et al.*, "Accurate Radiochromic Film Dosimetry Made Easy", *Veritas Science Letter*, vol.11;
http://www.filmqapro.com/Documents/Accurate_dosimetry_made_easy_20120502.pdf