

粒子線治療のための変調型スパイラルスキャンニングシステムの研究開発

DEVELOPMENT OF MODULATED SPIRAL SCANNING SYSTEM FOR PARTICLE THERAPY

原周平^{#,A)}, 福田光弘^{A)}, 小泉雅彦^{B)}, 高階正彰^{B)}, 隅田 伊織^{C)}, 村上 秀明^{D)}, 北森 秀希^{D)}, 坂田愛美^{B)}, 岸上祐加子^{B)}, Koay Huiwen^{A)}, 畑中吉治^{A)}, 依田哲彦^{A)}, 島田健司^{B)}, 森信俊平^{A)}, 齋藤高嶺^{A)}, 田村仁志^{A)}, 安田裕介^{A)}, 鎌倉恵太^{A)}, 久米世大^{A)}, 山野下莉那^{A)},
Shuhei Hara^{#,A)}, Mitsuhiro Fukuda^{A)}, Masahiko Koizumi^{B)}, Masaaki Takashina^{B)}, Iori Sumida^{C)},
Shumei Murakami^{D)}, Hideki Kitamori^{D)}, Manami Sakata^{B)}, Yukako Kishigami^{B)}, Koay Huiwen^{A)}, Kichizi Hatanaka^{A)},
Tetsuhiko Yorita^{A)}, Kenzi Shimada^{C)}, Shunpei Morinobu^{A)}, Takane Saitou^{A)}, Hitoshi Tamura^{A)}, Yusuke Yasuda^{A)},
Keita Kamakura^{A)}, Toshihiro Kume^{A)}, Rina Yamanoshita^{A)}

^{A)} RCNP Osaka University, ^{B)} Department of Medical Physics & Engineering, Graduate School of Medicine and Health Science, Osaka University, ^{C)} Osaka University Graduate School of Medicine, ^{D)} Osaka University Dental Hospital, ^{E)} CICS Inc.

Abstract

We have been researching and developing a new scanning system for particle therapy. This is the collaborative research and development with Osaka University Graduate School of Medicine, Division of Health Sciences. In generally, broad beam irradiation method is adopted in particle therapy. However, broad beam irradiation involve with scatterers and collimator to irradiate to the shape of tumor. So, secondary radiation is generated by colliding particles with scatterers or collimator. On the other hand, scanning irradiation can resolve this difficulty because beam particle is directly irradiated from an accelerator. But, conventional scanning irradiation method also have the difficulty in the precision of dose distribution in tumor border. This difficulty is serious when there are vital organ around the tumor which is going to be treated. To resolve this difficulty, we have been developing “modulated spiral scanning irradiation”. In this method, the particles are irradiated continuously and along the spiral orbit which is the resemblance in a tumor shape. At first, we performed a principle proof experiment of modulated spiral scanning irradiation method by means of 5 MeV electron beam. As a result, we almost succeeded making the dose distribution that was assumed by computer simulation.

1. はじめに

粒子線治療におけるスキャンニング照射は、加速器から取り出したビーム径 1~10mm 程度のビームを、腫瘍を塗りつぶしていくように直接照射し、線量を与えていく照射法である。一方、形成したい線量分布に応じて散乱体やコリメーターを患者の身体の直前で用いるブロードビーム照射という手法もあるが、中性子等の 2 次放射線の発生を避けることができないことが懸念されている。その点、スキャンニング照射は 2 次放射線の発生が少なく、高精度に線量分布を形成できるという利点がある。

スキャンニング照射法には主に、スポットスキャンニング、ラインスキャンニング、ラスタースキャンニングという3つの方式がある。スポットスキャンニングは照射点が離散的であり、各照射点ごとにビームの ON/OFF を行う。ラインスキャンニングはビームの ON/OFF は行わず、連続的に照射していく方式である。ラスタースキャンニングは線量管理をスポットごとに行うが、ビームの ON/OFF は行わず連続的に照射していく、スポットスキャンニングとラインスキャンニングを組み合わせた方式である (Figure 1)。しかし、これらの方式で行うスキャンニング照射では、腫瘍辺縁における線量分布の精度に難点があり、線量不足や、隣接する正常組織

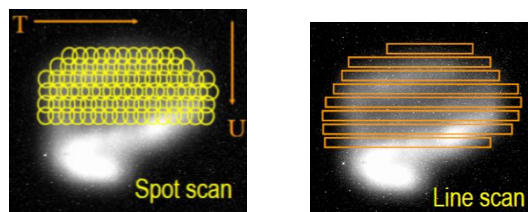


Figure 1: Conceptual schemes of spot scanning(left) and line scanning(right).

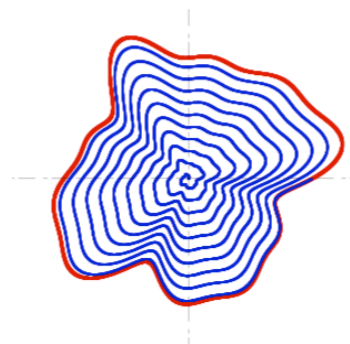


Figure 2: Conceptual scheme of spiral scanning.

[#]hara511@rcnp.osaka-u.ac.jp

へのはみ出しなどの問題が生じやすい。そこで、腫瘍辺縁の線量分布をより高精度に形成できる新たなスキヤニング方式として、「変調型スパイラルスキヤニング」[1]がある(Figure 2)。スパイラルスキヤニングは、腫瘍形状に相似な軌道で渦状に連続照射していく。そのため、従来のスキヤニング方式と比べて腫瘍辺縁での線量分布の凹凸が少なく、高精度な線量分布形成を実現することができる。また、Figure 2 のスパイラル走査軌道の一例にも示されている通り、腫瘍の形状と相似な走査軌道を採用することで、軌道間隔に狭い箇所と広い箇所が生じる。これは、複雑な形状になる程顕著に生じるようになる。このような走査軌道に対して均一な線量分布を形成するためには、走査軌道間隔の変化に応じて、ビーム強度を変調させる、もしくは走査速度を変調させることで、最終的に与えられる線量分布を調節することが必要である。このように、いくつかのパラメーターを変調させながら、腫瘍形状に相似な走査軌道で照射していくことで、均一で高精度な線量分布が形成できる。

スパイラルスキヤニング照射の実用化に向けて、まずは、実際にこのような走査軌道で予想した線量分布が形成できるかを確かめる原理実証実験を行った。

2. 実験の概要

実験は、大阪大学歯学部附属病院に設置されてある、電子ライナック(SIEMENS ONCOR impression)で加速された 5 MeV の電子ビームを用いた。電子ライナックから出てきたビームは、ロータリーポンプで真空引きしたダクト内に入射される。ダクト内には、上流側から順に ϕ 5 mm のコリメーター、平行平板の鉛直方向偏向用電極、水平方向偏向用電極が取り付けられており、この電極に外部から電圧を印加することで、電子ビームを制御した(Figure 3)。

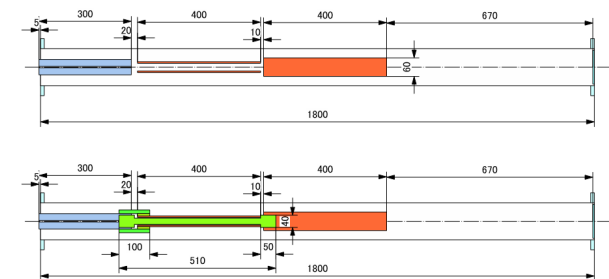
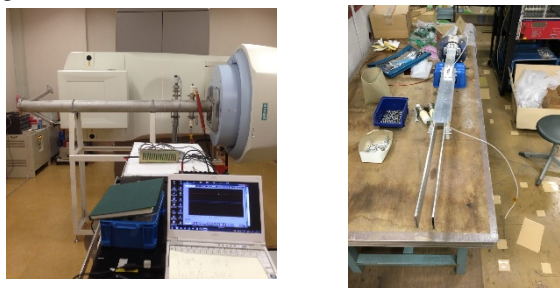


Figure 3: Actual condition of the experiment (top left) and collimator and electrodes in duct (top right) and drawing of a collimator and two electrodes (bottom).

線量測定には、GAFKUROMICフィルムEBT2(ISP社製)という、与えられた線量に応じて黒化するフィルムを用いた。ダクトの下流側のフランジに厚さ 5 mm のポリエチレンの板を取り付け、その上にこのフィルムを貼りつけて、電子ビームを照射した。線量と黒化度の校正データは事前に取得しており、照射後の黒化度から線量を見積もることができるようにした(Figure 4)。線量の単位に使われている MU という単位は、Monitor Unit の略で、1 MU = 1 cGy で校正されている。

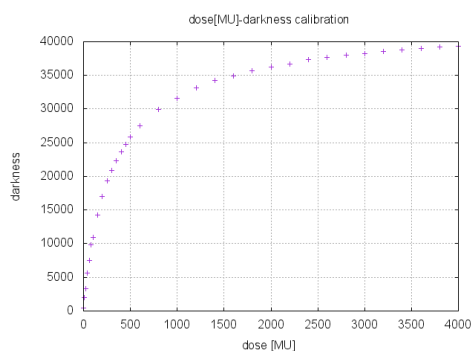
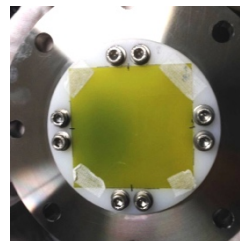


Figure 4: GAFKUROMIC film which put on the downstream flange (top) and calibration curve which represent a relation between darkness and dose (bottom).

また、実際の治療データを参考にした腫瘍形状を想定し、その形状に相似なスパイラル走査軌道を決定した。この走査軌道を、フーリエ級数展開を用いて関数化し、任意波形発生装置 (Agilent 33500B Series Waveform Generator) に入力することで制御信号を作り、その信号を高電圧電源に入力することで電極に印加する電圧を連続的に変化させた (Figure 5)。

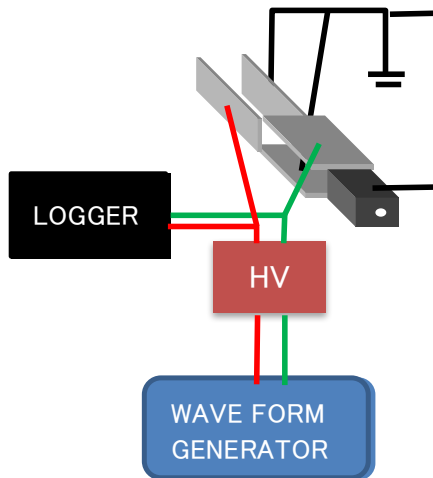


Figure 5: Picture of electric wiring.

また、治療計画データをもとに決定した走査軌道を以下に示す (Figure 6)。この軌道を想定し、電圧制御を行った。

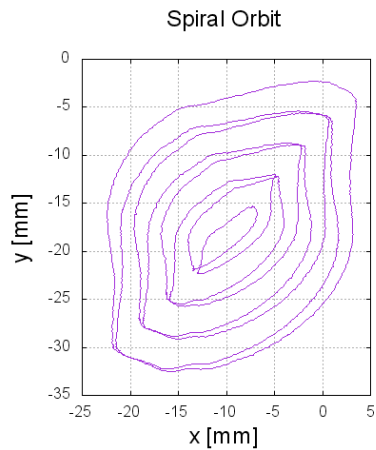


Figure 6: Spiral scanning orbit based on data of treatment.

3. 固定電圧照射

φ5 mmのコリメーターを通過した電子ビームは、ダクトの下流側フランジに取り付けられているGAFKUROMIC フィルムに到達するまで、真空ダクト内を約 150 cm 飛行する。Figure 7 は 1 時間の定電圧照射の結果である。黒化度から較正した線量は約 52 MU であり、ビームスポットの半値幅はフィルム上で約 25 mm まで広がった。ダクトの設計の精度が悪く、電圧を印加していない場合には、Figure 7 のようにフィルムの左側に偏った位置にスポットができた。水平方向偏向用電極にかける電圧 (V_x) と鉛直方向偏向用電極にかける電圧 (V_y) によって変位するビームスポットの変位距離を測定した。変位量はほぼそれぞれの電圧値に比例し、 $\Delta x \approx 1.75 \text{ mm}/1 \text{ kV}$, $\Delta y \approx 3.3 \text{ mm}/1 \text{ kV}$ という結果が得られた。y 方向の変位量が大きいのは、鉛直方向偏向用電極がビームライン上流側にあるからである。また、水平方向に偏向させたときは、 V_x を大きくするにつれてビームスポットの変形が顕著に見られた。これは、平行平板電極が有限の大きさであるために、電極のエッジ部分での不均一な電場成分が生じ、ビームの一部がその不均一な電場成分の影響を受け、ビームスポットの変形が生じている。

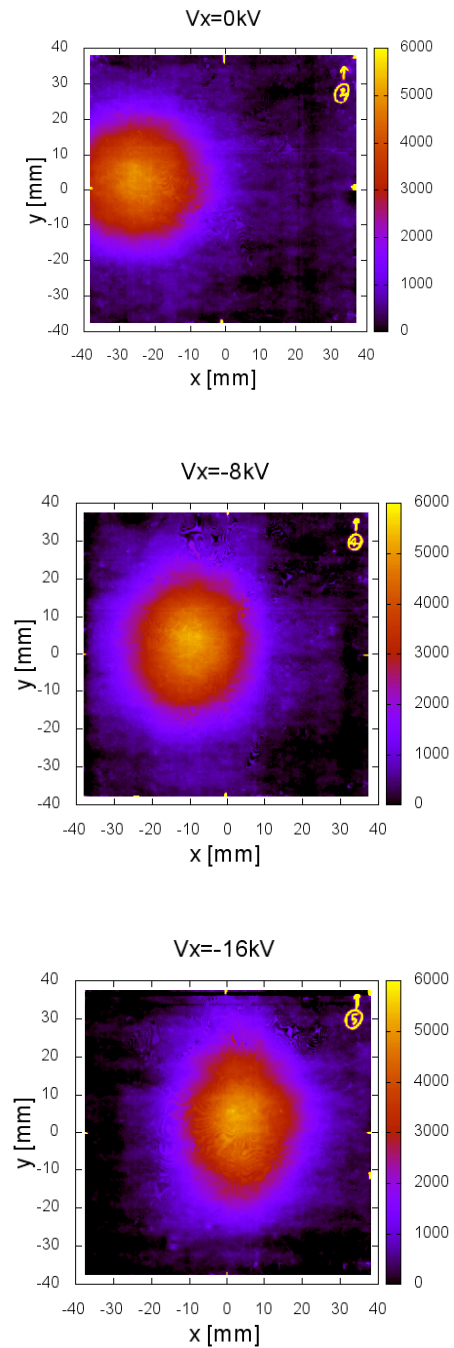


Figure 7: Result of Constant Voltage irradiation . First picture is the irradiation with $V_x = 0\text{kV}$ and $V_y = 0\text{kV}$ and second picture is the irradiation with $V_x = -8\text{kV}$ and $V_y = 0\text{kV}$ and third picture is the irradiation with $V_x = -16\text{kV}$ and $V_y = 0\text{kV}$.

4. 連続スキヤニング照射

Figure 5 の走査軌道を想定して2時間の連続照射を行った結果とこの連続照射をシミュレーションした結果を以下に示す (Figure 8)。Figure 5 の走査軌道を再現するために、鉛直方向偏向用電極と水平方向偏向用電極に連続的に変化する電圧を印加した。今回用いた装置でできるビームスポットは大きくなってしまったため、Figure 6 の軌道の形状を正確に再現しているかの確認は難しいが、シミュレーションと比較すると、線量分布の形状がほぼ一致していることを確認することができた。

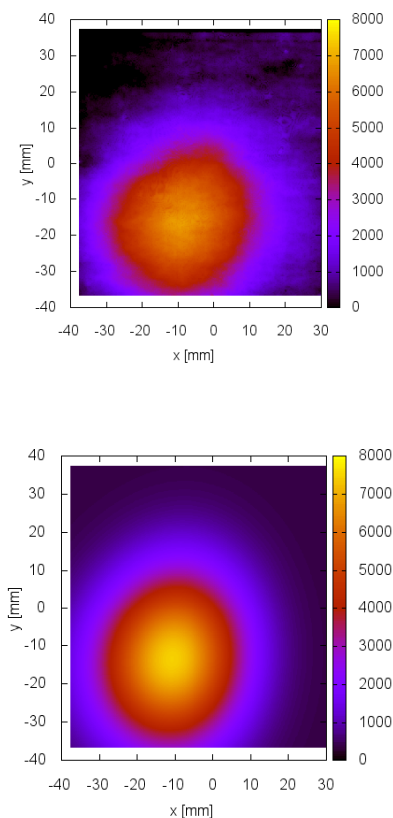


Figure 8: Continuous irradiation on orbit of Figure 6 for 120 minutes (top) and simulation of continuous irradiation (bottom).

しかしながら、これらの画像データの各ピクセル値の平均二乗誤差は約 640 でありシミュレーションと実験データに差が見られた。この原因は、やはり電極のエッジ付近の不均一電場の影響で、特に水平、鉛直両方向への電場を同時に発生させたときに、Figure 7 の変形とは異なる非線形な変形が発生している。電磁場計算ソフトでのシミュレーションで、ビームスポットに非線形な変形が生じていることが確認できた (Figure 9)。これらは TOSCA のシミュレーションを行い、電子ビームの代表的な 25 粒子を選択し、スポット上での変形を図示している。

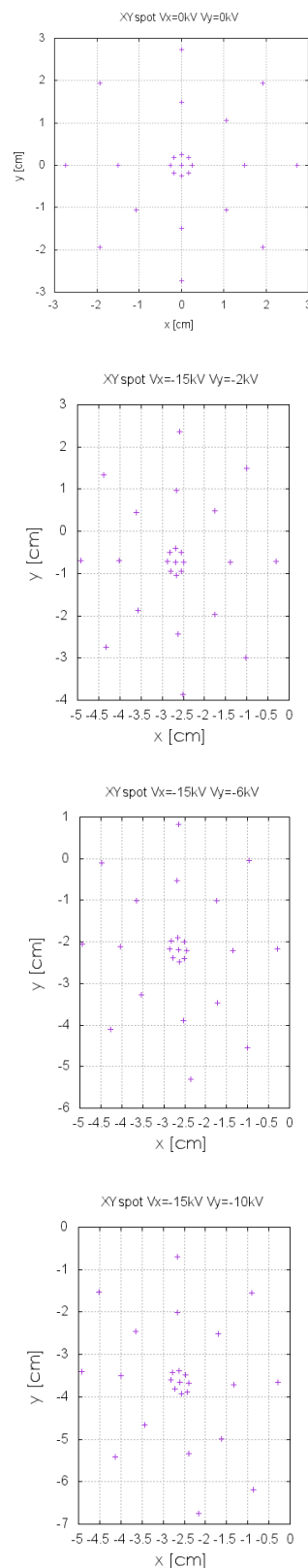


Figure 9: Deformation of beam spot on the Gafkuromic film. The first picture is the spot with no voltage. The others are the spot with $V_x = -15\text{kV}$ and $V_y = -2, -6, -10\text{kV}$. Axis of abscissa and ordinate represent displacement from coordinate of the particle showed in first picture (beam spot with no voltage).

また、今回の照射実験と、校正データを取得したときの散乱体の配置が違うため、校正曲線の形にも違いがある可能性がある。校正データ取得時は、タフウォーターという水等価の散乱体でフィルムを挟んで照射したのに対し、今回の照射実験では、フィルムの後ろにポリエチレンの板があるだけである。

今回用いた装置で線量分布を見積もる際は、これらの影響をすべて考慮した上で、Figure 8 に示したシミュレーションを行うことで、さらに見積もりの精度を上げることができる。

5. まとめ・今後の展望

5 MeV の電子ビームを電場で鉛直方向、水平方向に連続的に偏向させる変調型スパイラルスキャンニング方式を採用して、想定された線量分布を形成できることが確認できた。

今後は、陽子での変調型スパイラルスキャンニングに取り組む。その際、ビームの偏向には磁場を用いる。さらに、ビームをペンシルビーム化し、想定した様々な形状に対し、均一かつ、高精度な線量分布を形成することを目指す。

参考文献

- [1] M.Fukuda *et al.*, "Simulation of Spiral Beam Scanning for Uniform Irradiation on a Large Target", Nucl. Instr. Meth. A396 (1997) p. 45.