

高温超電導マグネットを用いた重粒子線がん治療用照射システムの検討

STUDY OF HEAVY-PARTICLE IRRADIATION SYSTEM USING HIGH TEMPERATURE SUPERCONDUCTING MAGNET FOR CANCER THERAPY

渡辺薫[#], 福田光宏, 依田哲彦, 神田浩樹, 齋藤高嶺, 田村仁志, 安田裕介,

原隆文, 荘浚謙, ZHAO HANG, 橋高正樹, 松井昇大朗, 井村友紀

Kaoru Watanabe[#], Mitsuhiro Fukuda, Tetsuhiko Yorita, Hiroki Kanda, Takane Saito, Hitoshi Tamura,

Yusuke Yasuda, Takafumi Hara, Tsun Him Chong, Hang Zhao, Masaki Kittaka, Tomoki Imura

Research Center for Nuclear Physics, Osaka University (RCNP)

Abstract

Heavy particle radiation therapy is a highly effective cancer treatment method that utilizes carbon ions to eliminate cancer cells within the body. This treatment involves aligning the Bragg peak of heavy particle radiation with the location of the tumor. Heavy particle radiation offers a higher dose concentration and greater biological effectiveness compared to X-rays or proton radiation. In particle radiation therapy, treatment is delivered from multiple different angles to minimize damage to healthy cells in the region through which the particles pass. Conventionally, rotating gantries have been used to change the direction of irradiation. However, especially in the case of heavy particle radiation, the magnetic rigidity can reach up to 6.6 Tesla-meters, necessitating larger equipment. In the investigated irradiation system, a high-temperature superconducting magnet consisting of concentric coils is used to adjust the magnetic field distribution. This allows for the manipulation of coil currents without rotating the irradiation system itself, guiding the beam to the optimal treatment angle. As a result, a reduction in size is anticipated compared to traditional rotating gantries. This presentation focuses on the conceptual development of the irradiation system using the high-temperature superconducting magnet and its current status of investigation.

1. はじめに

重粒子線治療は、炭素線を用いて体内にあるがん細胞を死滅させる非常に効率的ながん治療法の一つで、炭素線を光速の最大 73% ($\beta_{\max}=0.73$) まで加速し照射することで治療を行う。通常の放射線治療で使われる X 線照射では、体の表面近くで線量が最大となり、それ以降は体内に進むにしたがって徐々に線量が減少する。これに対して重粒子線は、表面付近ではあまり線量を与えずに、停止する直前にエネルギーを放出して大きな線量を体の組織に与える性質があるため効率的に治療を行うことが出来る。粒子線治療では、粒子が通過する領域にある健康な細胞へのダメージを最小限にするために、複数の異なる角度からの照射で治療が行われる。そこで、適切な角度での照射を実現するために回転型ガントリーが使われてきた。しかし、重粒子線がん治療の場合、質量数が多い炭素線を使用するため光速の 73% まで加速した場合の磁気剛性が 6.6 Tm となる。また、がん治療に必要なエネルギーが最大 430 MeV/n (生体内での飛程が最大 30 cm) のため、従来の回転型ガントリーを用いると大型化が避けられず、重量は 200 トン以上にも及び、設置面積はテニスコート一個分ほどが必要である。そのため、一般の病院に設置するには大きすぎるという欠点がある。今回は、機械的な回転機構を無くすために超電導マグネットで治療角度にビームを輸送し、小型化を実現する。

2. 高温超電導マルチコイルガントリー

検討する照射システム(図 1, 2)では、ISM(Injection Scanning Magnet)を用いることでビームを上下に振り分け、回転ガントリーのように照射システム自体を回転させることなく全方向からの照射を目指す。高温超電導マルチコイルを使用することで、高磁場化を実現し、治療に必要な最大 430 MeV/n の磁気剛性 6.6 Tm を可能にし、ビームの軌道や拡がり制御しやすくなる。また、同心円状のマルチコイルの個々の電流値を変更することで複雑な磁場分布を形成し、ビームを最適な治療角度に誘導する。そのため、小型化とシステム自体を単純化することが出来る。複数のコイルを重ねるコイルの形状は、AVF サイクロトロン等の等時性磁場形成に利用しているトリムコイルの機能を参考にした。

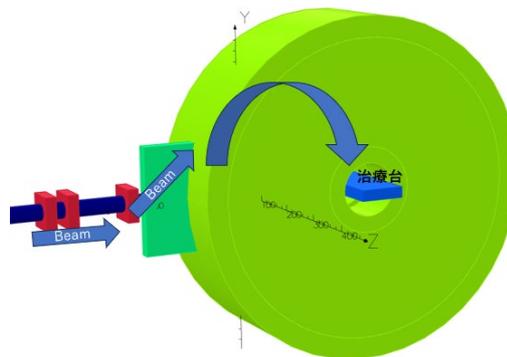


図 1: 検討する照射システム。

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

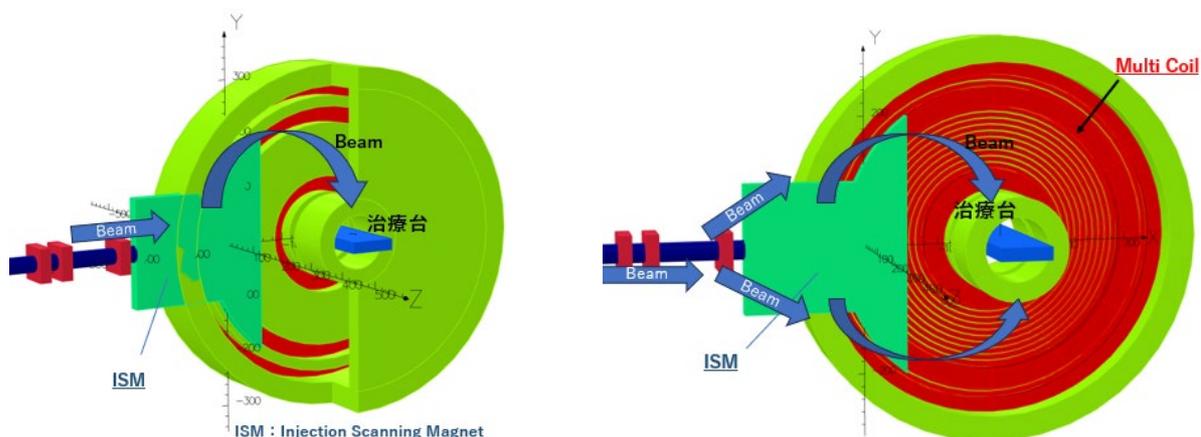


図 2: 検討するマルチコイルガンリー概念図(左)とガンリー内のマルチコイルの配置(右).

3. マルチコイル配置と磁場設計

3.1 マルチコイル配置

ビーム軌道制御のための磁場分布は、主にビームをガンリーへの輸送する磁場とガンリー内でビーム軌道を適切な治療角度に輸送するための磁場の2つの磁場が必要となる。今回は、ビーム軌道制御のための磁場設計においてガンリー内でのビームの軌道を調整し適切な治療角度へビームを輸送するための磁場分布に重点を置いてシステムを検討した。今後は、ガンリーへビームを輸送するための磁場分布も検討する。

高温超電導マルチコイルの配置[1]、サイズ・電流密度は、図 3、表 1 に示す。ビーム軌道を制御する主要な磁場は、Main2 のコイルで作成する。この磁場によって、想定している治療角度方向にビームを輸送する。重粒子線の場合、ビーム軌道制御ためには 430 MeV/n で磁気剛性 6.6 Tm 必要である。実際に治療を行う範囲での磁場は、Main1 のコイルによって Main2 で作られた磁場をキャンセルする。Main3 は、Main2 での外部磁場をキャンセルする為に配置した。また、sub1~10 のコイルは、ビームスキャンを行う際の細かい磁場分布を設計する為に配置した。治療中は、照射システム内の磁場は変化しないように設計し、治療角度は照射システムに設置されている ISM を制御することで決定される。ISM は、ビームを上下に振り分け、ガンリー内で想定している照射角度軌道にビームを調整する役割がある。治療中、内部磁場は静的であるため、任意の治療角度に対して粒子軌道を計算することが出来る。

表 1: マルチコイルのサイズと電流値

	半径 (cm)	断面サイズ(cm ²)	電流密度(A/cm ²)
Main1	80	30 × 30	6244
Main2	210	30 × 30	-8020
Main3	260	20 × 20	-9000
Sub1~10	112~248	6 × 6	-10

ガンリー内の半径方向の磁場分布は、図 4 で示す。磁場分布は、OPERA-3D を用いてシミュレーションした。磁場分布を検討するうえで、治療を行う範囲での磁場は、ペースメーカ承認基準値[2]以下の 5 Gauss 以下になるようにした。

3.2 磁場設計のコンセプト

磁場分布設計においては、設定した照射角度に磁場分布を変更せずに ISM を用いて粒子を誘導し制御できるように調整した。4 次のルンゲクッタ法を用いて自作した軌道解析プログラムを用いて、磁場分布を読み込み、軌道解析し理想の磁場分布になるまでこの過程を繰り返した。この過程に関しては以降に記述する。

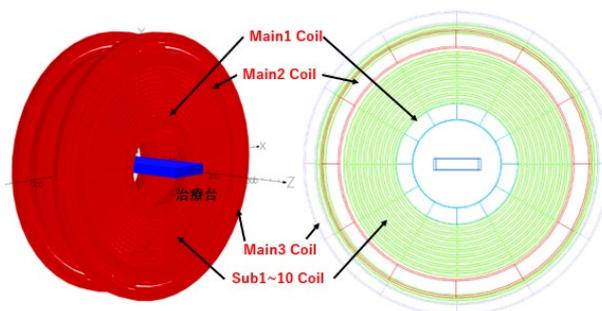


図 3: マルチコイル配置.

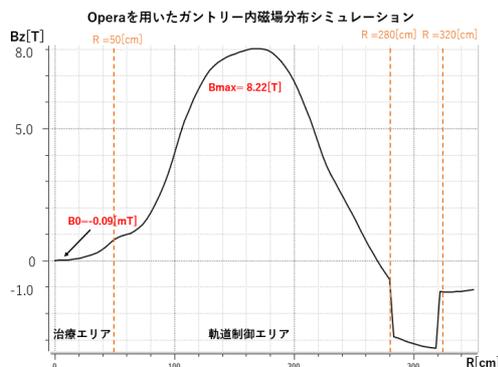


図 4: 半径方向の磁場分布.

4. 粒子軌道計算

ガントリー内の粒子の軌道計算結果は、図 5 に示す。今回、粒子は重粒子線治療で必要とされる最大エネルギー430 MeV の炭素イオン($^{12}\text{C}^{6+}$)の単粒子を用いて、4次のルンゲクッタ法で治療角度 $0\sim 170$ 度までの計算を行った。180 度方向は、コイルを励起せずに ISM からからまっすぐ照射する角度として考える。照射角度は、ガントリー前の ISM の磁場分布を用いてビーム軌道を誘導する。180 度 \sim 360 度方向は、ISM を用いて、粒子を下方向へ偏向し、ガントリー内の磁場分布を反転させることで $0\sim 180$ 度と同様に照射する。粒子軌道計算時は、治療台からビーム軌道の上流方向へ粒子が移動する軌道を考えた。これは、治療時のビーム軌道の方向とは逆である。治療台から上流に向けて出射した粒子の ISM の出口面に到達した時の Y 座標が $0\sim 200$ cm の範囲になるように $0\sim 170$ 度までの粒子軌道計算を繰り返すことでガントリー内磁場分布を最適化した。

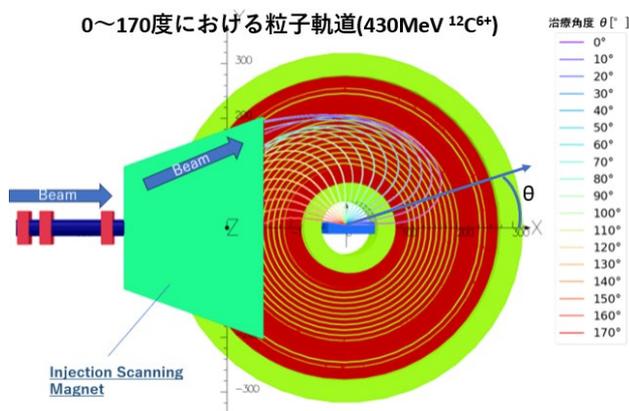


図 5: $0\sim 170$ 度における粒子軌道.

5. まとめ

本研究では、重粒子線がん治療装置の小型化を目指し、従来のガントリーとは異なる機械的な回転機構の無い照射システムの検討を行った。検討の際には、高温超電導マルチコイルを用いて $0\sim 180$ 度までの治療角度での照射を実現する静磁場分布を OPERA-3D を用いて設計した。設計した磁場分布から、4 次のルンゲクッタ法を用いて軌道解析を繰り返すことで、ISM などの位置関係から最適なガントリー内の磁場分布を求めた。

今後の課題としては、今回の軌道計算時には粒子を単粒子として扱った。しかし、実際の治療時には多粒子のビームであるため OPAL 等を用いた多粒子ビームによる治療台におけるビームサイズも考慮した磁場分布の最適化を行う必要がある。また、OPERA-3D による磁場分布計算においては、ガントリー内のみを考慮しているため、ISM 及び上流のビーム輸送ラインを含めたシステム全体のビーム解析を行うための磁場分布が必要である。そのほかにも、今回の磁場分布設計においては考慮していない sub1 \sim 10 のコイルを用いてのビームスキニングのためのコイル電流密度の検討や、治療台付近及び照射システム周辺の漏れ磁場の最小化、SOBP を形成するためのエネルギー変更への対応などを検討する必

要がある。

参考文献

- [1] H. Zhao *et al.*, “Conceptual design of a high temperature superconducting spectroscopy-type gantry system”, Proc. 19th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan (PASJ2022), Kitakyusyu (Online meeting), Japan, Oct. 2022, pp. 14-16.
- [2] 厚生労働省-植え込み型心臓ペースメーカー承認基準に関する備考 27 項,
https://www.mhlw.go.jp/web/t_doc?datald=00tb3294&dataType=1&pageNo=4