

## 非回転型重粒子線ガントリーの概念検討

### CONCEPTUAL STUDY OF NON-ROTATING HEAVY-PARTICLE IRRADIATION GANTRY FOR CANCER THERAPY

渡辺薫<sup>#</sup>, 福田光宏, 依田哲彦, 神田浩樹, 齋藤高嶺, 田村仁志, 安田裕介, 友野大, 荘浚謙, ZHAO HANG, Shali Ahsani Hafizhu, 松井昇大朗, 井村友紀, 石畑翔, 板倉菜美  
Kaoru Watanabe<sup>#</sup>, Mitsuhiro Fukuda, Tetsuhiko Yorita, Hiroki Kanda, Takane Saito, Hitoshi Tamura, Yusuke Yasuda, Dai Tomono, Tsun Him Chong, Hang Zhao, Shali Ahsani Hafizhu, Shotaro Matsui, Tomoki Imura, Sho Ishihata, Nami Itakura  
Research Center for Nuclear Physics, Osaka University (RCNP)

#### Abstract

Heavy ion radiotherapy is a type of cancer treatment that is very effective in killing cancer cells in the body using carbon beams. Treatment is performed by aligning the Bragg peak of heavy ion beams to the location of the tumor. Heavy ion beams have a higher dose concentration and a higher biological effect than X-rays and proton beams. In particle radiotherapy, treatment is performed by irradiating from multiple different angles to minimize damage to healthy cells in the area where the particles pass. Therefore, rotating gantries have been used to change the irradiation direction. However, in the case of heavy ion beams, the magnetic rigidity reaches up to 6.6 Tm, so the size of the rotating gantry was unavoidable. We conducted a conceptual study of an irradiation system that guides the beam to the optimal treatment angle without rotating the gantry itself by arranging multiple small superconducting electromagnets in the azimuth direction in the deflection plane of the particles and adjusting the magnetic field distribution along the particle trajectory. This is expected to enable highly efficient treatment with an irradiation system that is more compact and has better controllability than conventional rotating gantries for heavy ion beams. In this study, we will present the equipment configuration, magnetic field distribution, and beam transport analysis of this non-rotating gantry.

#### 1. はじめに

重粒子線治療は、炭素線を光速の最大 73% ( $\beta_{\max}=0.73$ )まで加速し、体内のがん細胞を死滅させるがん治療法の一つで、重粒子線のブラッグピークを腫瘍患部位置に合わせることで治療を行う。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、照射する方向を変更するために回転型ガントリーが使われてきたが、特に重粒子線の場合、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)の時、磁気剛性が最大 6.6Tmとなる。そのため、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 300 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。

今回の概念設計では、炭素線 ( $^{12}\text{C}^{6+}$ : 300 MeV/n, 生体内での飛程約 200 mm [1])の粒子軌道の偏向面内の方位角方向に複数の高温超伝導電磁石を設置し、粒子軌道に沿った磁場分布を調整することで、内側の電磁石のみを回転させてビームを最適な治療角度へと誘導する。これにより、従来よりもコンパクトで制御性に優れた照射システムによる高効率な治療が期待できる。

#### 2. 重粒子線ガントリー概念設計

##### 2.1 概念設計

概念設計では、外側からビームを治療角度へ輸送する回転型内側電磁石の 3 種類の電磁石の構造・磁場設

計を CST Studio Suite[2]を用いて行った。ガントリーのコンパクト化、短時間での照射角度変更を目指した。Figure 1 に今回の研究で検討したガントリーの概念図を示す。加速されたビームは、まず初めに外側の電磁石に入射される。その後、照射角度に合わせて、外側の磁石を通り、内側の回転型電磁石に輸送される。内側の回転型電磁石に入射した粒子は、偏向され治療台に輸送される。内側の電磁石は、2 つあり 180 度照射の短時間化を行う。

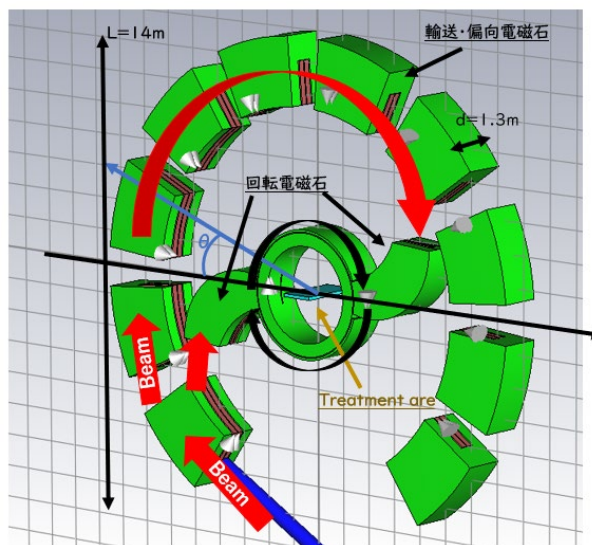


Figure 1: Conceptual design of gantry.

<sup>#</sup> kaoruw@rcnp.osaka-u.ac.jp

Table 1: Gantry Design Parameters

直径 L	14 [m]
重量	約 320 [t]
磁石間ギャップ	30 [mm]
幅 r	1.3 [m]
粒子	$^{12}\text{C}^{6+}$
エネルギー	300 MeV/n
HTS 線材最大電流密度	4250 [A/cm <sup>2</sup> ]
最大平均磁場	2.85 [T]

Table 1 にガントリーの設計パラメータを示す。ガントリーデザイン時は、300 MeV/n の炭素線 ( $^{12}\text{C}^{6+}$ ) を想定し、ガントリーの形状や、サイズを決定した。また、粒子軌道制御のために必要な磁場は、高温超伝導コイルの使用を想定し算出した。

### 2.2 ビーム収束とビームサイズ評価

ガントリーの形状を決定するうえで、ハードエッジ近似した磁場分布を用いて、4 次のルンゲ・クッタ法を用いて軌道計算とビームエンベロープの評価を行った。Figure 2 は、4 次のルンゲクッタ法で軌道計算を行った結果である。軌道計算では、図の緑の部分にハードエッジ近似の磁場と、 $^{12}\text{C}^{6+}$ (300 MeV/n) を用いて軌道計算を行った。

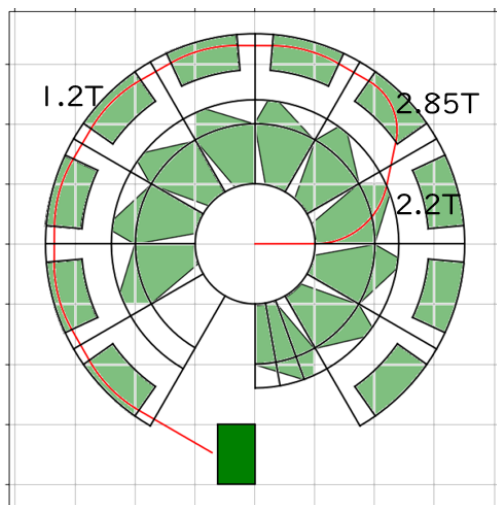


Figure 2: Hard-edge approximation magnetic field trajectory calculation.

また、OCELOT[3]で Fig. 2 の粒子軌道の場合の dispersion, beta 関数を計算することで、ビームの広がりという観点からもハードエッジ近似磁場を評価した。磁場の評価の結果から電磁石のサイズ、傾きを決定した。

Figure 3 は、Fig. 2 の軌道の場合の dispersion, beta 関数の計算結果である。ビームは、 $1.15\pi \cdot \text{mm} \cdot \text{mrad}$ [4]とした。

Figure 3 の関数を評価するうえで、

$$\Delta x^2 = \epsilon x + \beta x + (Dx \times \Delta p/p)^2 \quad (1)$$

を用いて、ビーム広がり  $\Delta x$  が磁石間ギャップの 30 mm を超えないように磁場分布を評価した。

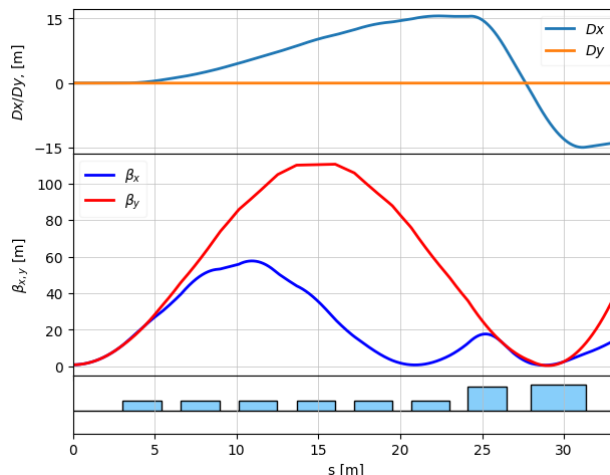


Figure 3: Dispersion(top) and beta(bottom) of particle trajectory in Fig. 2.

### 2.3 偏向電磁石の磁場解析

治療角度にビームを輸送するための 3 種類 (輸送、偏向、内側の回転) の磁石のコイル電流値、巻き数、ヨーク厚さなどの形状の最適化を行った。磁場解析を 3 種類の電磁石のモデルを Fig. 4 に示す。モデルは、上から輸送用、偏向用、内側の回転電磁石である。また、輸送用、偏向用電磁石は、照射角度によって磁場を切り替えて使用することを想定している。これにより、0~270 度までの照射を実現する。

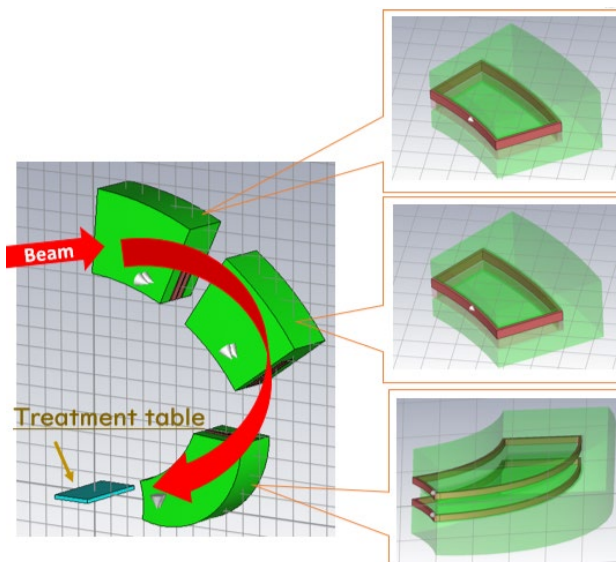


Figure 4: Three types of magnet models.

Figure 5 に、作成したモデルでの磁場計算結果を示す。右のグラフは、偏向平面に対して垂直方向磁場  $B_z$  [T] の絶対値を計算した結果である。3 種類の電磁石に必要な

磁場を、ビーム収束とビームサイズ評価を行った結果をもとに概算した。また、ハードエッジ近似での磁場計算をもとに評価を行ってため、電磁石の形状を最適化し、必要な磁場形状を作成した。

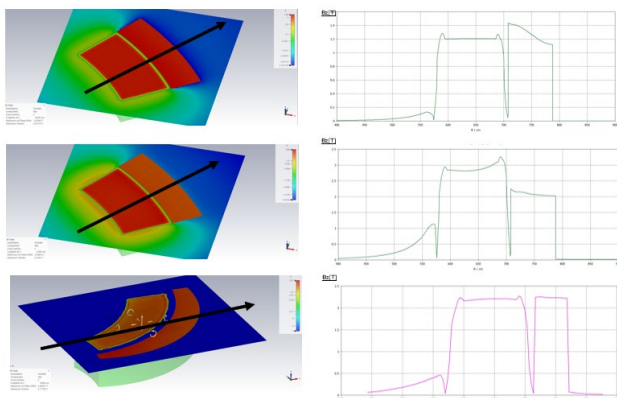


Figure 5: Results of the magnetic field analysis of the models[left] and axial magnetic field Bz [T] at an irradiation angle[right].

Table2~4 に輸送、偏向、回転型電磁石のパラメータを示す。今回の電磁石では、高温超伝導コイルの使用を想定して、電流値、密度、巻き数を決定した。このパラメータを用いての磁場計算結果が Fig. 5 に示した結果である。軌道を制御する為に粒子が通過する領域の磁場を平坦で一定であるように最適化を行った。

Table 2: Parameters of the Transport Electromagnets

コイル電流値	700 [A]
重量	約 25 [t]
磁石間ギャップ	30 [mm]
最大平均磁場	1.2 [T]
コイル巻き数	100 [n]
電流密度	350 [A/cm <sup>2</sup> ]

Table 3: Parameters of the Deflection Electromagnets

コイル電流値	850 [A]
重量	約 25 [t]
磁石間ギャップ	30 [mm]
最大平均磁場	2.8 [T]
コイル巻き数	1000 [n]
電流密度	4250 [A/cm <sup>2</sup> ]

Table 4: Parameters of the Rotating Electromagnets

コイル電流値	500 [A]
重量	約 20 [t]
磁石間ギャップ	30 [mm]
最大平均磁場	2.2 [T]
コイル巻き数	300 [n]
電流密度	2500 [A/cm <sup>2</sup> ]

#### 2.4 照射時の磁場分布解析と漏れ磁場評価

治療角度にビームを輸送する為の磁場(照射角度 0 ~270 度、15 度おき)を形成した。Figure 6 に照射角度 0, 90, 180, 270 度における磁場分布を示す。照射角度の変更は、内側の回転電磁石による回転と、外側の輸送用、偏向用電磁石の磁場形成によって行う。

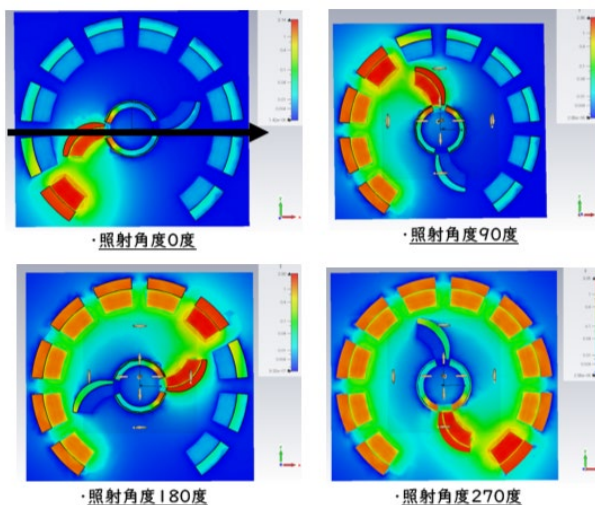


Figure 6: Magnetic field distribution at irradiation angle of 0, 90, 180, 270 degrees.

この作成した磁場分布をもとに漏れ磁場の評価と粒子軌道計算を行い、電磁石モデルの形状と磁場強度の最適化を行った。Figure 7 に照射角度 0 度における軸方向の磁場分布を示す。0 度の磁場分布は、-400 [cm] ~ -200 [cm]に磁場分布のピークが出来るように電流値を決定し、-200 [cm]~0 [cm]の領域は、治療台付近に当たるので、ヨークの形状を最適化し、漏れ磁場が 5 Gauss 以下になるようにした。

Figure 8 は、照射角度 0 度時の垂直平面磁場を示す。内側の電磁石と治療台付近の間にヨークを設置することで、治療台付近(中心から±40 cm)の磁場を 5 Gauss 以下に抑えるようにヨーク厚さ、形状を設計した。垂直方向の漏れ磁場は、中心から 3m 離れると 30 Gauss 以下になる。

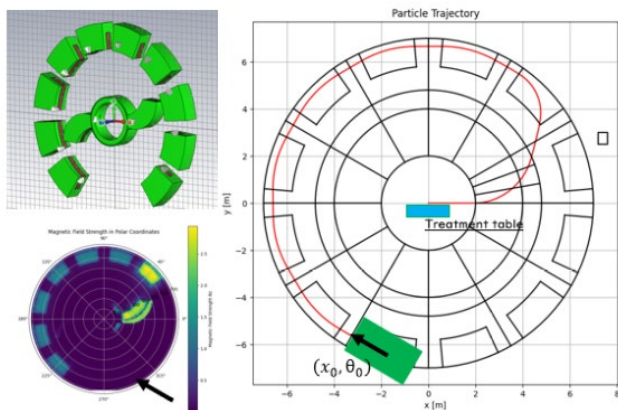


Figure 9: Results of single particle trajectory calculations.

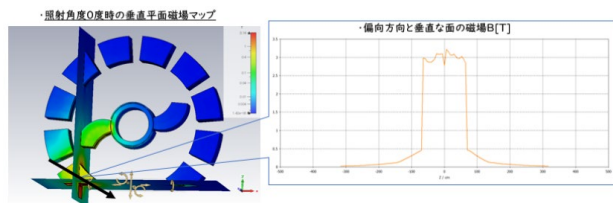


Figure 8: Vertical plane magnetic field at an irradiation angle of 0 degrees.

### 3. 粒子軌道計算

PSI 開発の OPAL-cycl[5]を用いて単粒子 ( $^{12}\text{C}^{6+}$ ; 300MeV/n) 軌道計算を行った。その後、4 次のルンゲ・クッタ法を用いて計算した軌道との重ね合わせを行い、照射用磁場分布を最適化した。単粒子軌道計算では、0 度～270 度 (15 度おき) の照射角度における軌道を計算した。Figure 9 は、照射角度 180 度における設計モデル、

磁場マップ、単粒子軌道計算結果である。

0 度～270 度 (15 度おき) の照射角度における軌道において、ビーム軌道計算を行った。その結果から初期位置と初期角度 ( $x_0, \theta_0$ ) を決定した。この初期値を用いて多粒子軌道計算を行う場合の基準として今後の計算結果に使用する。

### 4. まとめと展望

本研究では、従来の回転型ガントリーとは、異なる形状のガントリーの概念検討を行った。検討では、ハードエッジ近似を用いた理想の磁場分布を作成し、単粒子軌道計算とビームエンベロープを評価した。次に、モデル設計では初めに評価した磁場分布を満たすように内側の回転型電磁石と、ビームの輸送・偏向を行う電磁石の必要磁場、漏れ磁場を抑えるヨーク形状に重点を置いて設計を行った。その後、評価した磁場分布を用いて単粒子軌道計算を行い、ルンゲ・クッタ法での軌道計算と比較し磁場マップの最適化を行った。

今後の展望として、多粒子軌道計算を行いビームロスや発散などの評価し、ガントリー電磁石の形状や磁場の最適化を行う。さらに今回の設計では考慮が来ていないクライオスタートなどの機器を含めた設計を行う。

### 参考文献

- [1] <http://accwww2.kek.jp/ofo/OHOtxt/OHO-2012/4%20harada%20melco%2020121029.pdf>
- [2] <https://www.3ds.com/products/simulia/cst-studio-suite>
- [3] <https://ocelot-collab-docu.readthedocs.io/en/latest/>
- [4] 藤田 敬他:「重粒子線がん治療装置 (HIMAC) の現状と展望」低温工学 44 巻 11 号 (2009).
- [5] A. Adelman *et al.*, "OPAL a Versatile Tool for Charged Particle Accelerator Simulations", arXiv e-prints, p.arXiv:1905.06654, May 2019.