

回転ガントリー用超伝導電磁石の磁場測定及びガントリー光学の最適化 MAGNETIC FIELD MEASUREMENTS OF SUPERCONDUCTING MAGNETS FOR A ROTATING-GANTRY AND OPTIMIZATION OF GANTRY OPTICS

鈴木伸司 *^{A)}、岩田佳之 ^{A)}、野田耕司 ^{A)}、白井敏之 ^{A)}、古川卓司 ^{A)}、藤田敬 ^{A)}、正田光一 ^{A)}、森慎一郎 ^{A)}、
水島康太 ^{A)}、原洋介 ^{A)}、新井弘樹 ^{B)}、藤本哲也 ^{B)}、折笠朝史 ^{C)}、高山茂貴 ^{C)}、長本義史 ^{C)}、矢澤孝 ^{C)}
Shinji Suzuki*^{A)}, Yoshiyuki Iwata^{A)}, Koji Noda^{A)}, Toshiyuki Shirai^{A)}, Takuji Furukawa^{A)}, Takashi Fujita^{A)},
Koichi Shouda^{A)}, Shinichiro Mori^{A)}, Kota Mizushima^{A)}, Yosuke Hara^{A)}, Hiroki Arai^{B)}, Tetsuya Fujimoto^{B)},
Tomofumi Oriksa^{C)}, Shigeki Takayama^{C)}, Yoshifumi Nagamoto^{C)}, Takashi Yazawa^{C)},

^{A)}National Institute of Radiological Sciences

^{B)}Accelerator Engineering Corporation

^{C)}TOSHIBA Corporation

Abstract

Manufacture of a superconducting rotating-gantry for heavy-ion radiotherapy is currently in progress. This rotating gantry can transport heavy ions having 430 MeV/nucleon to an isocenter with irradiation angles of over 0-360 degrees, and enables advanced radiation therapy. To reduce the size and weight of the rotating gantry, we designed superconducting magnets that can independently excite dipole and quadrupole field. The three-dimensional scanning-irradiation method is performed in this rotating gantry. Therefore, uniformity of magnetic field is quite important, since scanned beams traverse through these superconducting magnets before reaching to the isocenter. In the present work, we precisely measured the magnetic-field distributions of the superconducting magnets for the rotating gantry. We used Hall probes to measure the magnetic-flux density. The magnetic-field distributions were determined by measuring Hall voltage, while moving the Hall probes on a rail, which has the same curvature as a center trajectory of beams. The measured-field distributions were compared with designed distributions by using a three-dimensional electromagnetic-field solver, the OPERA-3D code. Furthermore, beam-tracking simulations were performed by using the measured magnetic-field distributions to verify the design of the superconducting magnets.

1. はじめに

放射線医学総合研究所では1993年に重粒子線治療を目的とした重粒子加速装置HIMAC (Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba) が建設され、翌年の1994年から炭素線を用いたがん治療の臨床試験が行われてきた。これまでに治療が行われた患者数はおよそ7千名にもなり、重粒子を用いたがん治療の有効性を実証した^[1]。さらに我々は三つの治療室を備えた新しい治療棟を建設し^[2]、これまでの治療法よりもさらに高度な三次元スキニング照射法によるがん治療を固定ポートである二つの治療室で行っている^[3, 4, 5]。そして残る一つの治療室には、0度から360度とあらゆる角度から重粒子ビームの照射を可能とする回転ガントリーが設置される予定である。これまでの固定ポートを用いた治療よりも精度の高い照射治療が可能となり、さらに患者の位置決め時間の短縮にもつながり、患者の負担を大きく軽減することにもなる。現在は、回転ガントリーの設計及び製造を進めている段階である。

2. ビームラインの概要

現在、炭素線回転ガントリーはドイツハイデルベルグに唯一存在するが、その総重量は約600tと報告されている^[6]。回転ガントリーを小型・軽量化するために、二極成分と四極成分を独立に励磁可能な機能連結型超

伝導偏向電磁石を設計し^[7]、製作を進めている。この超伝導偏向電磁石を用いることにより、回転ガントリーの半径は約5.5m、全長は約13mとなり、陽子線回転ガントリーと同等の大きさとなると見込んでいる。回転ガントリー用超伝導偏向電磁石群からなるビームラインの概要図をFig. 1に示す。超伝導磁石による高磁場化と四極電磁石を配置する必要がないため、非常にコンパクトなガントリーとなっている。

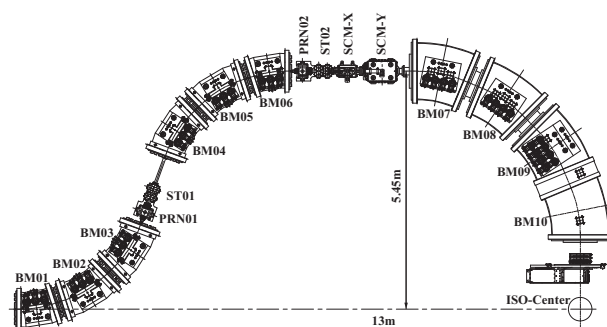


Figure 1: Schematic drawing of the beam-line for the rotating gantry.

* ssuzuki@nirs.go.jp

3. 回転ガントリー用超伝導磁石の磁場測定

3.1 中心磁場測定

回転ガントリー用超伝導電磁石の性能評価、及び設計と比較するため磁場測定を行った。超伝導磁石全てについて行う予定であるが、今回は既に製造が完了した大口径の BM10 の磁場測定を行った。まずはじめに、NMR プローブを用いて磁石中心付近の二極磁場の電流依存性を測定した。Fig. 2 に測定結果と OPERA-3D を用いた三次元磁場計算による設計値を示す。磁場 B の測定値と三次元磁場計算の結果は一致していることがわかる。また、Fig. 2 中に電磁石の磁場の飽和性を表す B/I の測定値と設計値もプロットしてある。 B/I は測定値、及び設計値がほぼ平坦となる励磁電流での磁場の値との比をとったものである。 B/I の測定値は最大電流値に近づくにつれて計算値よりもわずかに下回っていることがわかった (最大で 0.4% の減少率)。これは三次元磁場計算で用いた、電磁鋼板を積層して製造される鉄心のパッキングファクター、あるいは $B-H$ 曲線の値の相違に起因すると考えられる。

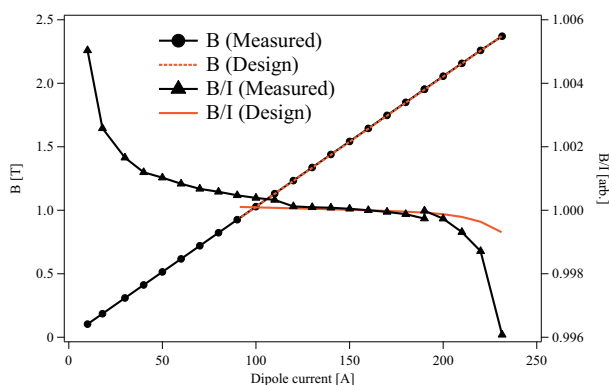


Figure 2: Excitation current dependence of magnetic field (BM10). Left and right axes show B and B/I , respectively. Plotted B/I are normalized by the constant value around $I = 160$ A.

3.2 BL 積の測定

各ビーム軌道での BL 積を測定するため各軌道で磁場分布を測定した。測定では複数のホール素子を用い、電磁石の中心軌道に沿わせたレール上を移動させながらホール電圧を測定した。そしてホール電圧を磁束密度へ校正して磁場分布を導出した。このような方法で測定した、二極コイルの最大電流値 231.2 A (^{12}C のエネルギー 430 MeV/nucleon 相当) での中心軌道に沿った磁場分布 ($\Delta x = \Delta y = 0$) の測定値を Fig. 3 に示す。ただし、設計磁場と比較するため最大磁場 (約 2.4 T) で各々を規格化してある。設計値の方が磁石外側の領域で測定値よりも裾を引いているのがわかる。磁石中心を 0 mm とする距離 -700 mm から 700 mm 以外の領域でこの分布を積分すると、測定値と設計値の積分値の差はおよそ -0.15% となった。これは BL 積から決定される二極磁場の有効磁極長 (測定値: 1.0914 m, 設計値: 1.0931 m) の差と一致することがわかった。したがって、測定値と設計値の有効磁極長の差は磁石外側の領域での分布の違

いに起因すると結論づけた。また、二極磁場 ($I = 231.2$ A) の BL 積の均一度を Fig. 4 に示す。測定した二極磁場中に設計よりも大きな四極成分が観測された。設計では $\Delta x = \Delta y = \pm 0.1$ m の領域で 1×10^{-4} であるが、測定された均一度はおよそ $\pm 2 \times 10^{-3}$ であった。しかしながら、この設計値以上の四極成分は弱く、四極コイルを適切に励磁すれば二極コイルを励磁した際に生じる四極成分を打ち消すことができる。

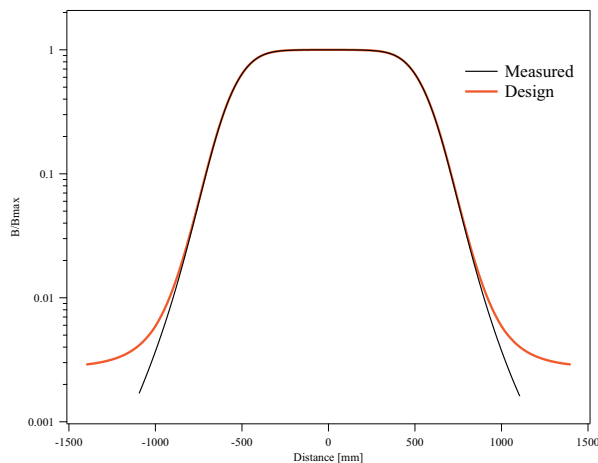


Figure 3: Magnetic field along center trajectory. Each distribution is normalized by maximum field value. The length of BM10 is ± 550 mm.

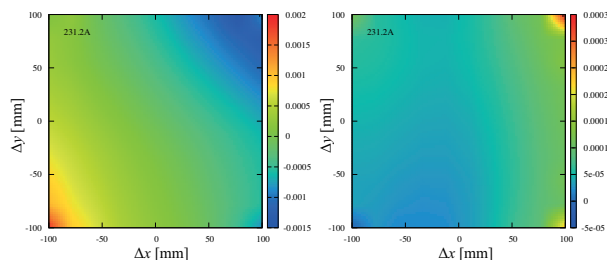


Figure 4: Uniformity of BL products along beam trajectories of dipole field ($I = 231.2$ A). Left figure shows measured values, and right figure shows designed values

4. ビームトラッキングシミュレーション

ガントリー用超伝導磁石の性能を確かめるため、測定した磁場データを用いてビームトラッキングシミュレーションを行った。今回のシミュレーションでは、スキャニング電磁石 (SCM-Y) からアイソセンターまでの約 8.3m の距離での各粒子の飛行軌跡を計算した。粒子の出発点とした SCM-Y におけるビームのツイスパラメータはマッチング条件を満たすように、 $\beta_x = 9.97$ m, $\alpha_x = -0.96$, $\beta_y = 13.52$ m, $\alpha_y = 0.74$ と決定し [Fig.5]、ビームエミッタンスは $\epsilon_x = \epsilon_y = 2 \pi \text{mm} \cdot \text{mrad}$ とした。各粒子の任意の距離 s での水平位置 $x(s)$ 、垂直位置 $y(s)$ は次の直交曲線座標系の運動方程式を 4 次の Runge-Kutta

法を用いて数値積分することによって導出した。

$$x'' - k(1+kx) - \frac{dx}{ds} \frac{x'}{1+kx} (2kx' + k'x) - \frac{\sqrt{g}}{B\rho} \left\{ B_s y' + B_x \frac{x'y'}{1+kx} - B_y \frac{(1+kx)^2 + x'^2}{1+kx} \right\} = 0,$$

$$y'' - \frac{y'}{1+kx} (2kx' + k'x) - \frac{\sqrt{g}}{B\rho} \left\{ B_s x' + B_x \frac{(1+kx)^2 + y'^2}{1+kx} - B_y \frac{x'y'}{1+kx} \right\} = 0,$$

with $g = x'^2 + y'^2 + (1+kx)^2$,

ここで $k = 1/\rho(s)$ ($\rho(s)$ は基準軌道の曲率半径) である。粒子の位置する座標での磁束密度は、その座標近傍での磁場データを内挿することで決定した。現在のところ、BM07-BM09の製造は完了していないため磁場測定は行っていない。したがって、BM07-BM09の磁場データについては、BM10の測定した磁場データを用いることとした。BM09はBM10と同じ仕様でありBM07とBM08はBM10よりも小口径であるから、BM10の磁場データと大きく異なることはないと考えられる。今回のトラッキングシミュレーションでは、二極磁場については最大二極コイル電流値である231.2 Aで測定した磁場データ、四極磁場については最大四極コイル電流値の200 Aで測定した磁場データをマッチング条件を満たすK値になるようにスケーリングして用いた。また、粒子の運動エネルギーは二極磁場で測定したBL積に相当するように決めた。上記のような条件において、スキャンニング電磁石SCM-X, SCM-Yで様々なビームキック角度(それぞれ最大で ± 18 mrad, ± 21 mrad)を与えた場合のトラッキングシミュレーションの結果をFig. 6に示す。およそ200 mm \times 200 mmの照射野において、どの照射位置においてもビームスポットの形がほぼ変わらないことを確認した。また、特に Δy が大きい位置で最大約-10 mmほどのスポットのずれが見られた。これは、 Δy が大きい領域で磁場が高くなることに起因しているが、スキャンニング電磁石のキック角を微調整することで十分に補正することができる。そして水平方向だけでなく、垂直方向に対してもスポットのずれが見られる。これは四極コイルを励磁した際の磁場の水平方向成分の均一度に起因していると考えられるが、水平方向の位置ずれと同様にスキャンニング電磁石のキック角で補正することができる。

5. まとめ

回転ガントリーの小型・軽量化に大きく貢献している二極コイルと四極コイルを独立に励磁可能な超伝導磁石の磁場測定を行った。二極コイルを励磁した際に予期しなかった四極成分が観測されたが、多くの測定結果は設計値とほぼ一致することがわかった。さらに測定した磁場データを用いたビームトラッキングシミュレーションの結果からどのビーム照射位置においてもビームの大きさ・位置は制御可能であることを確認し、問題なく重粒子線治療を行うことができると考えている。今後は残りの超伝導磁石の製造を進め、製造された磁石について磁場測定を行っていく予定である。

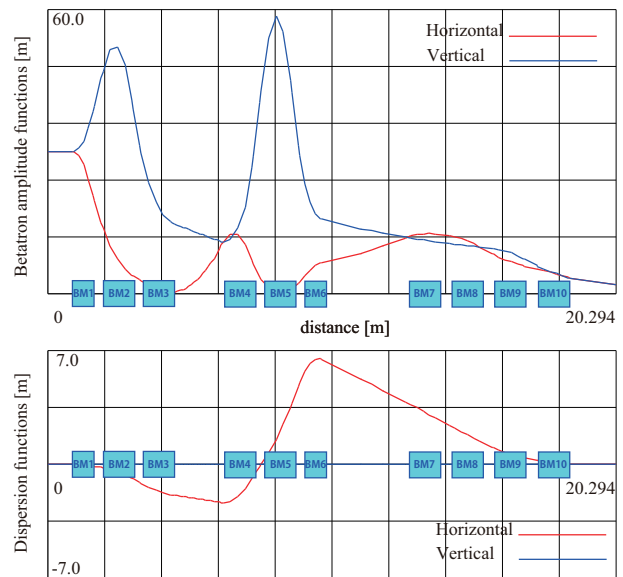


Figure 5: Betatron functions and dispersion functions of the calculated beam optics for the matching condition. In the isocenter, $\beta_x = \beta_y = 2$ m.

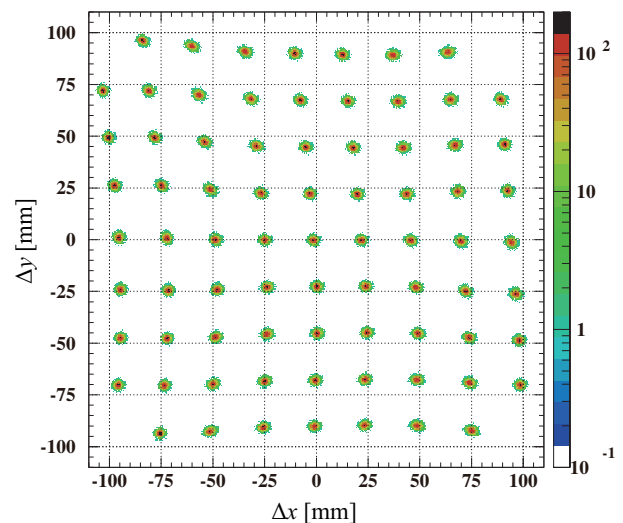


Figure 6: Beam profile at the isocenter calculated by tracking simulations. Each of beam spots was made up of 5000 particles, and the difference of the spots positions was given by respective kick angles of SCM-X and SCM-Y.

参考文献

- [1] H. Tsujii, Carbon-Ion Radiotherapy, Springer, 3 (2014).
- [2] K. Noda, et al., Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res. B 266 (2008) 2182.
- [3] T. Furukawa, et al., Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res. B 266 2186 (2008).
- [4] T. Furukawa, et al., Med. Phys. 34, 1085 (2007).
- [5] T. Furukawa, et al., Med. Phys. 37, 5672 (2010).
- [6] <https://www.klinikum.uni-heidelberg.de/First-heavy-ion-gantry.112987.0.html?&L=1>
- [7] Y. Iwata, et al., Phys. Rev. ST Accel. Beams 15 (2012) 044701.