

回転ガントリー用超伝導電磁石の設計及び磁場測定 DESIGN OF SUPERCONDUCTING MAGNETS FOR A ROTATING-GANTRY AND MAGNETIC FIELD MEASUREMENTS

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)}、
荻津透^{D)}、雨宮尚之^{E)}、尾花哲浩^{F)}

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 Orikasa^{C)}, Shigeki Takayama^{C)}, Yoshifumi Nagamoto^{C)}, Takashi Yazawa^{C)}, Toru Ogitsu^{D)},

Naoyuki Amamiya^{E)}, Tetsuhiro Obana^{F)}

^{A)}National Institute of Radiological Sciences

^{B)}Accelerator Engineering Corporation

^{C)}TOSHIBA Corporation

^{D)}High Energy Accelerator Research Organization

^{E)}Faculty of Engineering, Kyoto University

^{F)}National Institute for Fusion Science

Abstract

Design and Manufacture of superconducting rotating gantry for heavy-ion radiotherapy is currently in progress. This rotating-gantry can transport heavy ions having 430 MeV/u to an isocenter with irradiation angles of over 0-360 degrees, and enables advanced radiation therapy. Moreover, it can lead to reduction in positioning time of the patient and further greatly ease patient's burden. To reduce the size and weight of rotating gantry, we designed superconducting magnets that can excite dipole component and quadrupole component independently, and we are advancing production. The three-dimensional scanning irradiation method is performed in this rotating gantry. Therefore, uniformity of magnetic field is required to superconducting bending magnets because irradiation is carried out by using scanned beam transported by bending magnets. In this work, we measured the magnetic field distribution of superconducting magnets precisely. We used Hall effect devices to measure the magnetic field. The magnetic field distribution were deduced by measuring the Hall voltage while moving Hall effects devices on a rail that was along a center trajectory of the magnets. Unexpected quadrupole component was observed in dipole magnetic field. However, the other results are consistent with 3D-calculation, we confirmed that heavy ion radiotherapy using superconducting magnets will be performed without any problems.

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、1994年から炭素線を用いて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8千名にもなり、重粒子を用いたがん治療の有効性を実証した。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^[1]、これまでの治療法よりもさらに高度な三次元スキャン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。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 [Fig. 1]。

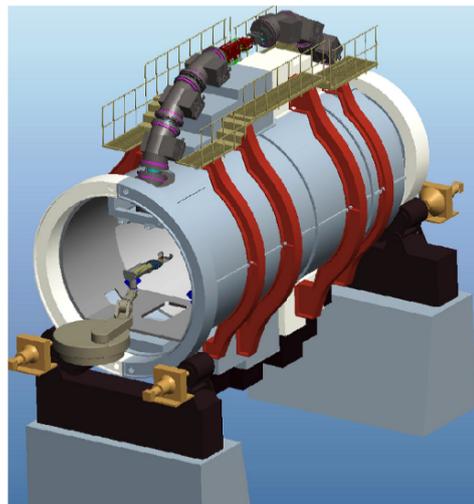


Figure 1: A conceptual drawing of the rotating gantry.

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600トン以上と報告さ

* ssuzuki@nirs.go.jp

れている。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^[2]、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、重量は 200 トン台となり、陽子線回転ガントリーと同等の大きさとなる。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. 2 に示す。

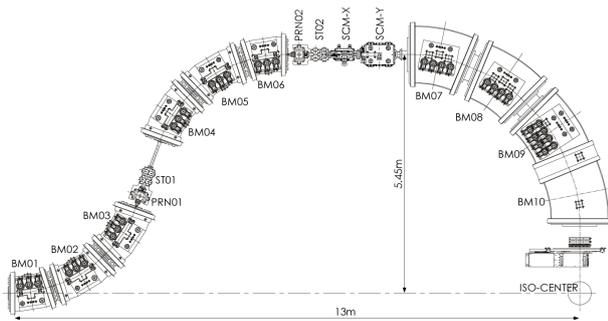


Figure 2: A schematic drawing of the beam-line for the rotating gantry.

3. ガントリー用超伝導磁石の試験

3.1 BM10 の磁場測定

本研究では回転ガントリーのビームラインの最後段の偏向電磁石である BM10 を用いて試験を行った。まずはじめに、NMR プロブを用いて BM10 の中心磁場の電流依存性を測定した。Fig. 3 に測定結果と Opera-3D を用いた三次元磁場計算による計算値をプロットしたグラフを示す。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. 3 中に電磁石の磁場の飽和性を表す B/I の測定値と計算値もプロットしてある。 B/I は測定値、及び計算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 0.2% の減少率)。これは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の見積りに起因すると考えられる。

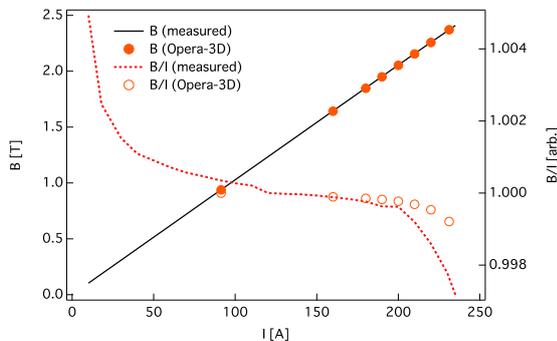


Figure 3: The excitation current dependence of magnetic field (BM10). Light and right axes show B and B/I , respectively. Plotted B/I are normalized by the constant value around $I = 120A$.

また、この回転ガントリーでは三次元スキャンング照射法を用いた治療が行われる。キッカー電磁石 (Fig. 2 中の SCM-X, Y) で偏向されたビームを超伝導電磁石で輸送し、照射治療を行うため、超伝導電磁石には高い磁場均一度が求められる。本研究では、回転ガントリーの小型化に大きく貢献している超伝導電磁石の磁場分布を精度良く測定した。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することにより磁場分布を導出した。ホール電圧は最大励磁電流の 231.2A の時でおよそ 0.2 V であった。また、ホール素子のホルダーに温度センサーを取り付け、ホール電圧を測定すると同時に温度情報も取得した。これはホール電圧の温度依存性を補正するためである。この温度依存の係数は 1 K の上昇でおよそ -2×10^{-5} V であり、コイルの励磁電流と素子の個体によっても異なるので、磁場測定を行う前に中心磁場で測定を行ってこの係数を求めた。このような方法で測定した、各励磁電流値での中心磁場分布 ($\Delta x = \Delta z = 0$) の測定値を Fig. 4 に示す。横軸 s が正の方向が電磁石の下流側である。この測定では五つの励磁電流の場合をそれぞれ測定を行っている。これは実際の治療に用いられる ^{12}C ビームのエネルギーに相当する励磁電流であり、231.2 A で最大の 430 MeV 相当、91.3 A で最小の 80 MeV 相当のエネルギーに対応している。電磁石のダクトの外側まで測定を行うことにより、磁場がほぼ 0 になる領域まで測定することができた。

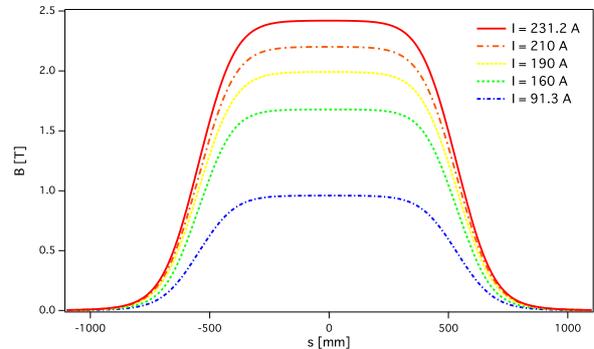


Figure 4: The measured magnetic field along beam trajectories at respective excitation current. The length of BM10 is ± 550 mm.

また、二極コイルの励磁電流が 231.2 A での BL 積の測定結果を Fig. 5 に示す。 $\Delta x = 0$ での測定値が他の測定値の傾向よりも外れているのがわかる。これは、 $\Delta x = 0$ のホール素子以外はこのホール素子とのホール電圧比の測定結果を用いて導出した相対値であり、 $\Delta x = 0$ のホール電圧は測定値を用いているため、系統的な誤差が現れてしまったためである。今後製造される電磁石の磁場測定では、分布測定時には使用しないホール素子を用意し、本測定ではこの素子との電圧比から導出することを計画している。測定した BL 積には三次元磁場計算の計算結果よりも大きな四極成分が観測された。この原因は、コイルの中心と鉄心の中心が系統的にずれているためだと考えられる。しかしこの電磁石は二極コイルと四極コイルを独立に励磁することが可能なので、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。また、Fig. 6 に示したのは四極コイルの励磁電流が 200 A での BL 積の測定結果であり、Opera-3D の計算値とよく一致していることがわかった。この測定値から二極コイルを励磁した際の四極成分を補正するための四極コイルの電流値が求められる。そして、二極コイルを励磁した際の BL 積の様子を Fig. 7 に示す。Fig. 5 と同様に四極成分が現れていることが確認できる。三次元磁場計算の計算では $\Delta x = \pm 0.1\text{m}$ で 1×10^{-4} となるように設計してあるが、測定された一様性は 2×10^{-3} ほどであった。

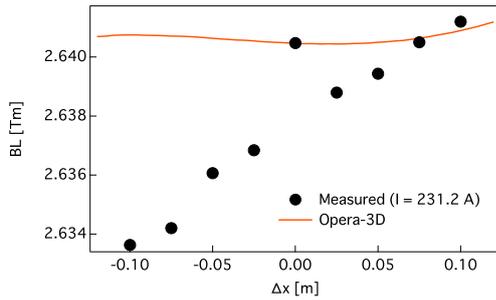


Figure 5: The measured BL products along beam trajectories of dipole field ($I = 231.2$ A).

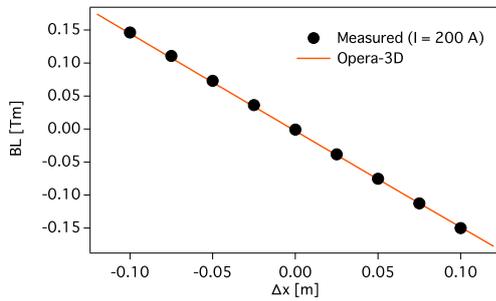


Figure 6: The measured BL products along beam trajectories of quadrupole field ($I = 200$ A).

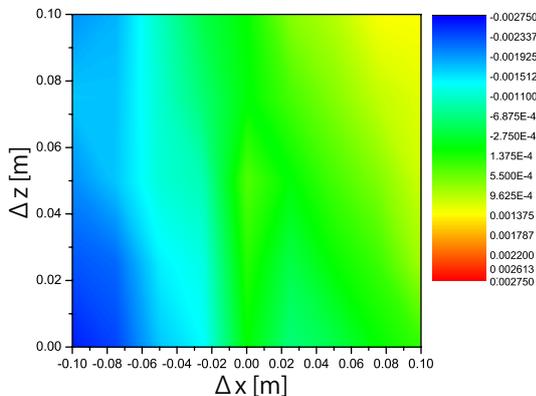


Figure 7: The measured uniformity of BL products along beam trajectories of dipole field ($I = 231.2$ A).

3.2 BM10 を用いた高速励磁試験

通常、重粒子線を用いた治療では重粒子が止まる体の深さ方向の位置を調整するためにエネルギーを減衰させる板の厚みを変えて治療が行われる。しかしこの方法では板による散乱でビームサイズが広がってしまい、照射分布の端もこれに対応して広がってしまう。回転ガントリーを用いた照射治療では、エネルギーの調整は板を用いず、シンクロトロンからの取り出しエネルギーを変化させることにより精度の高い照射治療を計画している。このためガントリー用超伝導電磁石にはシンクロトロンのエネルギー変化に対応した電磁石の電流パターンで励磁と減磁を繰り返してもクエンチしないことが要求される。本研究では BM10 を用いて、実際に回転ガントリーを用いて行われる治療を想定した超伝導コイルの電流パターンで高速励磁試験を行った。二極及び四極コイルを一度最大電流値まで励磁し、そこから 11 段及び 200 段刻みで高速に減磁し、減磁が完了してからまた最大電流値まで励磁するというサイクルを繰り返した。4 K 層である超伝導コイルの内側、中側、外側でも温度の上昇が止まり、クエンチの懸念がないことを確認した [Fig. 8]。BM10 には冷凍機を 4 台用いているが、3 台でも余力がありそうだった。なお、Fig. 8 は 11 段刻みの電流パターンであり、 ^{12}C ビーム 430 MeV から 140 MeV 相当までのエネルギー変化に対応している。

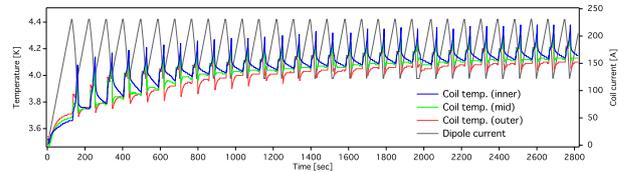


Figure 8: The results of fast slewing tests for 11 steps. Left and right axis are coil temperature and dipole current, respectively.

4. まとめ

重粒子線によるがん治療を目的とした小型超伝導回転ガントリーの設計・製造が現在進行中である。今回我々は、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試験を行った。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、多くの測定結果は計算結果とほぼ一致することがわかり、問題なく重粒子線治療を行うことができることを確認した。現在は残りの超伝導磁石の製造を行っており、この超伝導磁石を用いた回転ガントリーは 2015 年 3 月に建設が完了する予定となっている。

参考文献

- [1] K. Noda, et al., Nucl. Instrum. and Meth. In Phys. Res. B 266 (2008) 2182.
- [2] Y. Iwata, et al., Phys. Rev. ST Accel. Beams 15 (2012) 044701.