

SUPERCONDUCTION ROTATING-GANTRY FOR HEAVY-ION THERAPY

Y. Iwata^{#,A)}, K. Noda^{A)}, T. Shirai^{A)}, T. Furukawa^{A)}, T. Fujita^{A)}, K. Shouda^{A)}, K. Mizushima^{A)}, A. Itano^{A)}, T. Fujimoto^{B)}

T. Ogitsu^{C)}, T. Obana^{D)}, N. Amemiya^{E)}, I. Wanatabe^{F)}, T. Orikasa^{F)}, S. Takami^{F)}, and S. Takayama^{F)},

^{A)} National Institute of Radiological Sciences, 4-9-1 Anagawa, Inage, Chiba 263-8555, Japan.

^{B)} Accelerator Engineering Corporation (AEC), 3-8-5 Konakadai, Inage, Chiba 263-0043, Japan.

^{C)} High Energy Accelerator Research Organization (KEK), 1-1 Oho, Tsukuba, Ibaraki 305-0801, Japan.

^{D)} National Institute for Fusion Science (NIFS), 322-6 Oroshi-cho, Toki-city, Gifu 509-5292, Japan.

^{E)} Faculty of Engineering, Kyoto University, Kyoto daigaku-Katsura, Nishikyo-ku, Kyoto 615-8530, Japan.

^{F)} Toshiba Corporation, 1-1-1 Shibaura, Minato-ku, Tokyo 105-8001, Japan.

Abstract

An isocentric superconducting rotating-gantry for heavy-ion therapy is being designed. This rotating gantry can transport heavy ions having 430 MeV/u to an isocenter with irradiation angles over 0-360 degrees, and is further capable of performing the fast raster-scanning irradiation. Combined-function superconducting magnets were designed by using a 3D electromagnetic-field solver. To verify the design of the magnets, beam tracking simulations were performed. In this paper, results of 3D field calculations on the magnets as well as beam tracking simulations are described.

重イオン用超伝導回転ガントリーの開発

1. はじめに

重粒子線がん治療の更なる高精度化のため、我々は3次元スキャンニング照射が可能なアイソセントリック型回転ガントリーの開発を進めている。この回転ガントリーにより、核子あたり430 MeVの炭素ビームを患者が位置するアイソセンターに対し0度から360度の何れの方角からでも照射可能となる。患者を動かすことなく、あらゆる角度から照射ができることから、臨床上、回転ガントリーは多くの魅力的特徴を有するが、一方で炭素線治療用回転ガントリーは非常に大型となってしまう。現時点において、世界で唯一建設された炭素線用回転ガントリーはドイツハイデルベルグに存在するが^[1]、その総重量は600トン以上と報告されている。

我々は回転ガントリー本体の小型及び軽量化のため、ビーム輸送部に二極成分と四極成分が独立励磁可能な機能結合型超伝導偏向電磁石を採用した超伝導回転ガントリーの開発を進めている。その結果、本回転ガントリーは陽子線回転ガントリー相当のサイズとなることを見込んでいる。

本稿では、超伝導回転ガントリーに搭載される

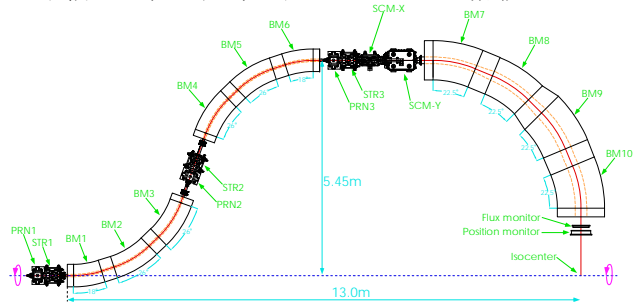


図1 超伝導回転ガントリーの機器配置図。

#y_iwata@nirs.go.jp

機能結合型超伝導電磁石の電磁場設計、並びにビームトラッキング計算の結果を報告する。

2. レイアウト

HIMACにより得られる核子あたり最高430 MeVの炭素ビームは回転ガントリー本体に設置されているビームライン機器により輸送され、ロボットアーム治療台上に固定されている患者へ照射される。回転ガントリーのビームラインを構成する電磁石等の機器は円筒構造を有する回転構造体に固定されており、回転ガントリー構造体を回転させることで、患者に対してビームを0-360度の如何なる方角からも照射することが可能となる。

図1及び図2はガントリー回転部のビームラインレイアウト及びビーム光学設計の結果を示したもの

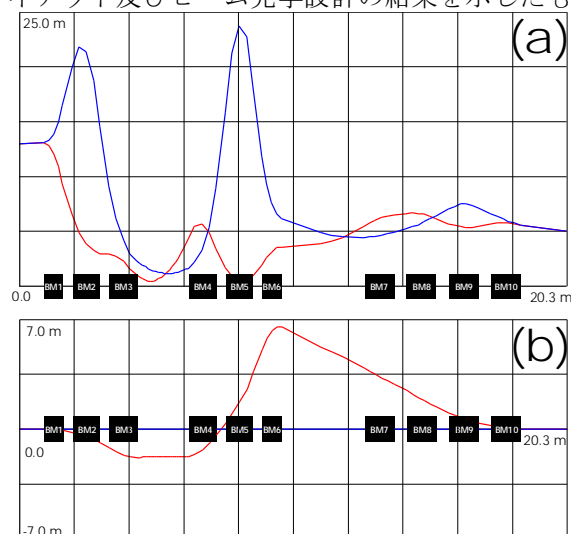


図2 超伝導回転ガントリーの(a)ベータ関数及び、(b)ディスパージョン関数。

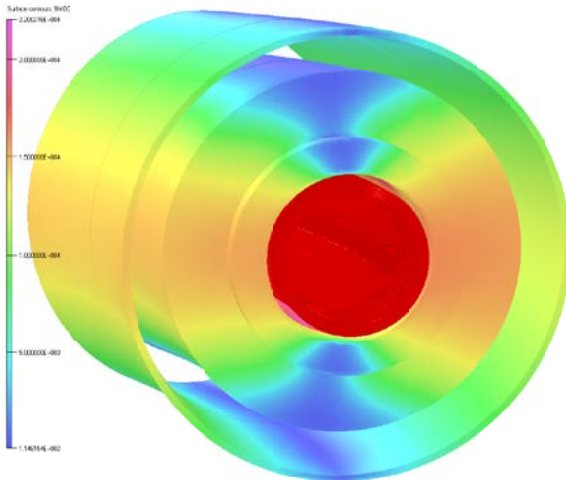


図 3 BM9/10 の三次元磁場計算結果。

である。ガントリービームラインは主に 10 台の機能結合型超伝導セクター電磁石 (BM1~10)、3 対のステアリング電磁石 (STR1~3)、ビームプロファイルモニタ (PRN1~3)、水平・垂直スキャン電磁石 (SCM-X, SCM-Y) により構成されている。BM1 入り口からアイソセンターまでの距離は 13 m で、回転半径は 5.45 m と陽子線ガントリー同等のサイズとなっている^[2]。また、ベータ関数も全域で 25 m以下と、ビームサイズも抑えられている。

3. 超伝導電磁石の磁場設計

ビーム光学設計に基づき超伝導電磁石の要求仕様が決定し、更に要求仕様に基づき電磁場解析を含めた超伝導電磁石の設計を実施した。全 10 台の超伝導電磁石は偏向角やボアサイズに応じて 5 種類に分類され、それぞれに関して電磁場解析を行った。超伝導電磁石は湾曲した形状を有することから、磁場分布を求める際に 3 次元電磁場計算コードを用いた。一例として最も大口径な超伝導電磁石 (BM10) の 3 次元電磁場解析結果を図 3 に示す。計算においては、240 ターン/ポール の四極コイル、並びに 3702 ターン/ポール の二極コイルをそれぞれのコイルエンドも含め、正確に 3 次元モデル化している。

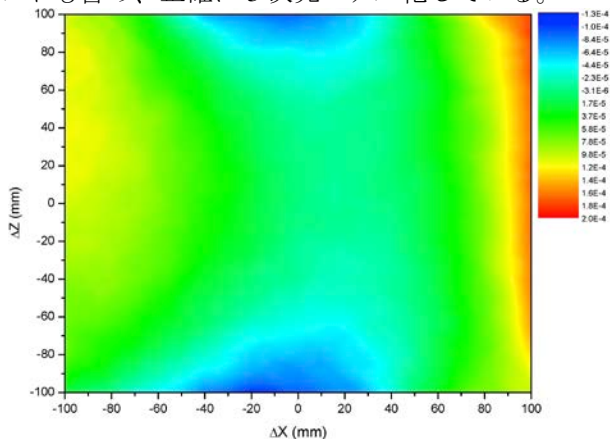


図 4 BM9/10 の二極磁場均一度 (ΔBL/BL)。二極コイル電流 I=231 A 時の結果。

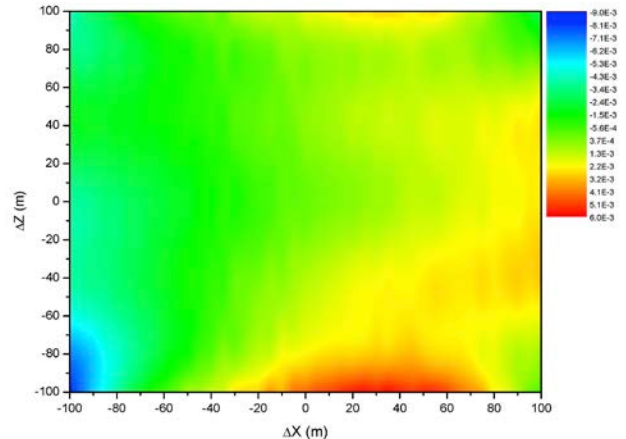


図 5 BM9/10 の四極磁場均一度 (ΔGL/GL)。四極コイル電流 I=200 A 時の結果。

初めに二極コイルを定格磁場 ($B=2.37$ T) が得られる電流値 $I=231$ A で励磁した際の磁場分布について計算した。計算で得られた磁場分布に対して、ビーム軌道中心から水平に ΔX 、垂直に ΔZ だけ平行にずらしたビーム軌道上の BL 積を求めた。図 4 は計算された BL 積を、BL 均一度 ($\Delta BL/BL$) に変換し、プロットしたものである。コイル位置最適化の結果、磁場均一度としては有効磁場領域 (200 mm \times 200 mm) の範囲で目標値 ($|\Delta BL/BL| \leq \sim 1 \times 10^{-4}$) をほぼ満足する磁場均一度が得られた。同様に四極コイルについても励磁電流 $I=200$ A を流した際の磁場勾配均一度を求めた。この際、磁石中心における磁場勾配は $G=1.3$ T/m である。ビーム軌道に沿った GL 積均一度 ($\Delta GL/GL$) の分布を図 5 に示す。

以上の磁場計算及び解析を BM1~8 に対しても同様に行った。その結果、何れの磁石に対しても目標の磁場均一度を満足する結果を得ている。

4. トラッキング計算

超伝導電磁石に関する設計を検証するため、ビームトラッキング計算を実施した。計算では、BM7 から BM10 に対する 3 次元電磁場計算で得られた磁場分布を用い、4 次のルンゲクッタ法にて運動方程式を数値積分することでビーム軌道を求めている。

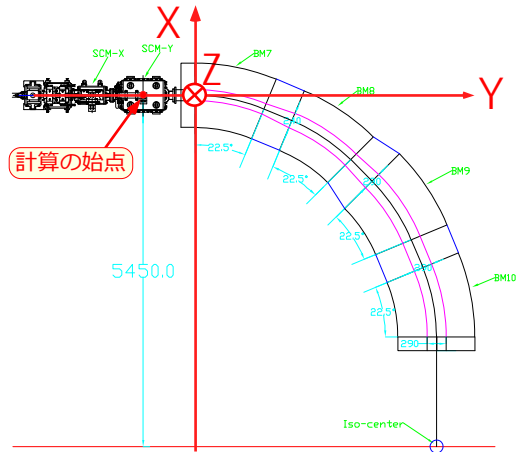


図 6 トラッキング計算における座標系。

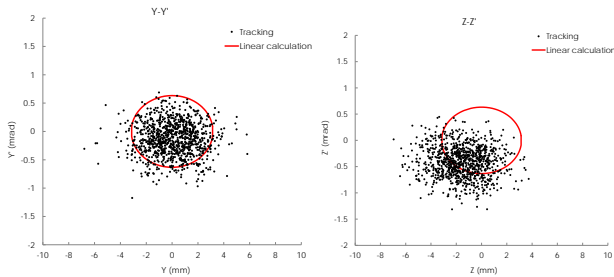


図 7 スキャニング電磁石を励磁せず、ビームをアイソセンター中心に輸送した場合について、トラッキング計算で得られたアイソセンターにおけるビーム位相空間分布。赤線は線形近似によるビーム光学設計で期待される位相空間分布。

特にスキャニングされたビームの品質が重要であることから、トラッキング計算はスキャニング電磁石からアイソセンターまでの区間で実施した。トラッキング計算における座標系を図 6 に示す。

はじめに、核子あたり 430 MeV/u の炭素ビームに関して、スキャニング電磁石を励磁しない場合についてのトラッキング計算を行い、線形近似によるビーム光学設計の結果と比較した。トラッキング計算で得られたアイソセンターにおけるビーム位相空間分布を図 7 に示す。計算ではビームエミッタンス $\epsilon_x = \epsilon_z = 2 \text{ } \mu\text{m} \cdot \text{mrad}$ を仮定し、1000 粒子分計算している。比較のため、線形近似によるビーム光学設計で期待される位相空間分布を赤線で示している。Z-Z' 空間では磁場誤差の影響から中心位置に若干ずれが見られるが、計算結果は分布形状を含め線形近似による光学設計を良く再現できていると言える。

次にスキャニング電磁石のキック角を最大定格の ± 1 、 ± 0.75 、 ± 0.5 、 ± 0.25 、0 倍とした際、アイソセンターにおける各ビームスポットを計算した。

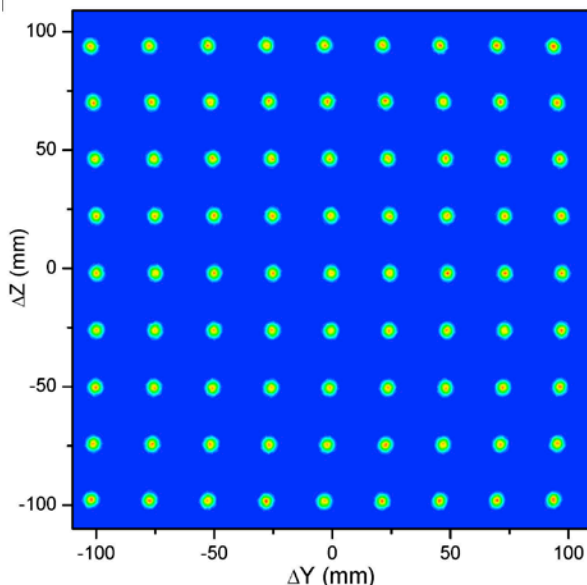


図 8 アイソセンターにおけるビームプロファイル。ビームエネルギーは E=430 MeV/u。

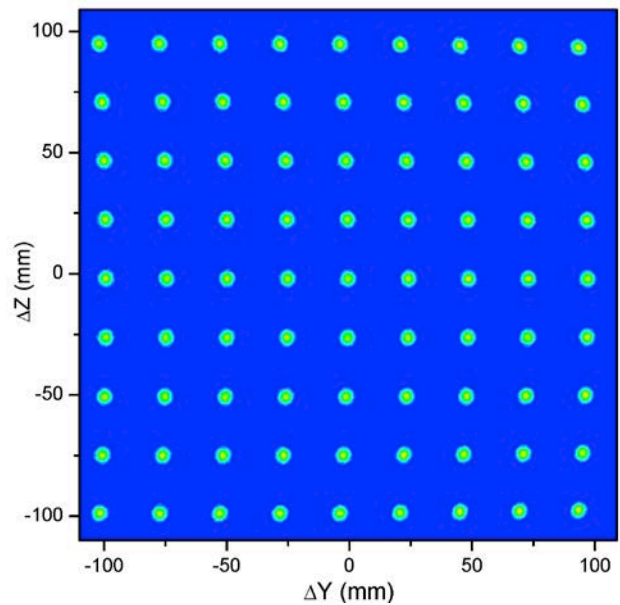


図 9 アイソセンターにおけるビームプロファイル。ビームエネルギーは E=80 MeV/u。

ビームエネルギー E=430 MeV/u に対して、計算により得られたアイソセンターにおけるビームプロファイルを図 8 に示す。最大のスキャンサイズは線形近似の結果通り、約 200 mm×200 mm であることが確認された。磁場誤差の影響から、端部のスポットでは、期待されるスポット位置より数ミリ程度、中心位置がずれるが、このずれはスキャニング電磁石のキック量微調整で補正可能である。一方、ビームサイズ及び形状はほぼビーム光学設計のそれと良く一致している。同様な計算をビームエネルギー E=80 MeV/u に対しても計算した (図 9)。トラッキング計算では低磁場における 3 次元磁場計算の結果を用いている。何れの励磁量に対する結果もビーム光学設計の結果を良く再現しており、超伝導電磁石の正しさが確認できた。

5. まとめ

炭素線がん治療用超伝導回転ガントリーの開発を進めている。機能結合型超伝導電磁石を採用することで、回転ガントリーのサイズは陽子線用のそれと同程度まで小型化することに成功した。現在、10 台中 2 台の超伝導電磁石の製作が完了し、磁場測定を進めているところである。今後は約 3 年後の完成を目指し、残りの超伝導電磁石の製作や、ガントリー構造体の詳細設計及び製作を進める予定である。

参考文献

- [1] H. Eickhoff et al., in Proceedings of the 8th European Particle Accelerator Conference, Paris, 2002 (EPS-IGA and CERN, Geneva, 2002), p. 2730.
- [2] Y. Iwata et al., Phys. Rev. ST Accel Beams 15, 044701 (2012).