PASJ2017 WEP129

次世代回転ガントリー用超電導電磁石の磁場設計 MAGNETIC FIELD DESIGN OF SUPERCONDUCTING MAGNET FOR NEXT GENERATION ROTATING GANTRY

高山茂貴^{#, A)}, 折笠朝文^{A)}, 長本義史^{A)}, 吉行健^{A)} Shigeki Takayama^{#, A)}, Tomofumi Orikasa^{A)}, Yoshifumi Nagamoto^{A)}, Takeshi Yoshiyuki^{A)} ^{A)} Toshiba Corporation

Abstract

In collaboration with the National Institute of Radiological Sciences, the superconducting rotating gantry for heavyion radiotherapy has developed. By using combined-function superconducting magnets, the size of rotating gantry has been reduced to the size which is comparable to those for the proton gantry. The manufacturing, installation and commissioning of this rotating gantry has been completed, and therapeutic irradiation as a clinical trial is on-going.

Currently, we are conducting design studies aiming at further downsizing of the rotating gantry. It was clarified that the gantry size can be greatly reduced by increasing the dipole field, extending the coil length and improving the scanning magnet. We will report a recent status of the design of next generation superconducting rotating-gantry.

1. はじめに

これまでに放射線医学総合研究所(NIRS)と共同で重 粒子線がん治療装置用超電導回転ガントリー(NIRS type)の開発を行っている[1]。本がん治療装置では最大 エネルギー430 MeV/u の重粒子線(炭素 6 価イオン)を がん患部に 3 次元スキャニング照射することで治療を 行っており、照射の際に回転ガントリーを用いることで患 者の周囲 360 度任意の方向から重粒子線を照射するこ とが可能となり、患部への高い線量集中性が実現できる。 一方で重粒子線においては、その大きな磁気剛性のた めに、装置全体が大型となる。そこで本回転ガントリーに おいては超電導電磁石を用いることで、軸長約 13 m、 回転半径約 5.5 mと陽子線用回転ガントリーと同程度へ の小型化を達成している。これまでに本回転ガントリーの 製造・据付・調整が完了し[2]、現在臨床試験としての治 療照射が実施されている。

上記回転ガントリーの更なる小型化を目指し、現在設 計検討を実施している。本稿では上記小型回転ガント リーの構成および機能結合型超電導電磁石の磁場設計 結果に関して報告を行う。

2. ガントリーレイアウト・光学設計

現在検討しているガントリーレイアウトを Figure 1 に示 す。最大偏向磁場を従来(NIRS type)の 2.88 T から 3.0 T 以上に高磁場化すると共に、1 コイルあたりの偏向角 を 26 度から最大 45 度に長尺化する事で、これまで 10 台の超電導電磁石で構成されていたものを 6 台構成 (BM01~BM06)としている。さらに二極コイルと四極コイ ルを同軸配置することで機能結合化しており、小型化と ラティス成立の自由度を両立する構成とした。

上記超電導コイルはそれぞれ個別の電源で励磁され、 独立に制御することが可能となっている。超電導電磁石 以外に、本回転ガントリーは従来(NIRS type)と同様2対 のステアリング電磁石、2 台のビームモニタ、1 対のス キャニング電磁石で構成され、上述のような超電導電磁石の変更とスキャニング電磁石の改良により、大幅な小型化を実現している。さらにスキャニング電磁石をガントリービームラインの最下流に配置することで、大口径の電磁石を削除し小口径の電磁石のみの構成とした。



Figure 1: Layout of the next generation rotating gantry.



Figure 2: Beta and dispersion function of the gantry beam line.

[#] shigeki2.takayama@toshiba.co.jp

Proceedings of the 14th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan August 1-3, 2017, Sapporo, Japan

PASJ2017 WEP129

上記レイアウトにおいて検討した回転ガントリービーム ラインでの光学設計結果を Figure 2 に示す。アイソセン ターでディスパージョンフリーとすると共に、回転対応の ため、入口と出口とでβ関数などの twiss パラメータの水 平方向成分と垂直方向成分をそろえるよう調整し、四極 磁場の出力を検討している。

3. 超電導電磁石設計

上記光学設計から要求される磁石性能をもとに磁石 設計を実施した。磁石の断面構成を Figure 3 に示す。 参照半径を20 mm、ビームダクト内半径を30 mmとし、 その外径側に cos θ 状の超電導コイルを配置している。 超電導コイルはビーム軌道に沿って湾曲した鞍型形状と しており、二極コイルと四極コイルを同軸に配置した構造 としている。



Figure 3: Cross section of the superconducting magnet.

さらにコイルの外径側に電磁鋼板を積層したリターン ヨークを配置することで、発生磁場の増加と電磁力の保 持を行っている。コイルは NbTi 線材をサーフェスワイン ディング法で巻線するとした。本電磁石は回転対応のた め4 K 冷凍機による伝導冷却構造を採用しており、コイ ルと冷凍機のコールドヘッドを高純度アルミで接続する ことで冷却している。ガントリー全体として冷凍機台数は 削減される計画。

コイル設計においては各層ごとに高次多極成分の除 去を実施することで導体配置の最適化を実施した[3]。得 られた導体配置をもとに3次元磁場解析を実施した。解 析結果をFigure 4に示す。より正確に磁場分布を得るた め、本解析においては導体を1本1本モデル化してお り、1ターンを8本の曲線の組合せで構成している(ただ し、必要に応じて直線を追加している)。



Figure 4: Result of magnetic field calculation.

また、コイルエンドでの誤差磁場を抑制するため45度 の鉄心に加え、両端部に直線状で外径の小さいリターン ヨークを追加している。真空容器は構造体として計算し ており、鉄心と同様45度偏向部とその両端を直線状に 延長した直線部とで構成している。

磁場解析の結果得られたビーム軌道上での BL 積均 一度分布、GL 積均一度分布を Figure 5、6 に示す。ここ で BL 積均一度及び GL 積均一度を評価する際、軌道 の長さの差による積分値のズレを考慮して計算した。計 算の結果、二極コイルを励磁した場合は四極成分と六極 成分が、四極コイルを励磁した場合は六極成分が混入 しており、これはコイル自身が長手方向に湾曲しているこ とと、コイルエンドの形状によるものと想定される。ここで は上記多極成分を最外層のコイル配置で磁場補正する ことで、要求される均一度(≤1.0×10⁻³)を達成した。



Figure 5: Uniformity of the BL products. Top: Before correction, Bottom: After correction.

PASJ2017 WEP129



Figure 6: Uniformity of the GL products. Top: Before correction, Bottom: After correction.

4. まとめ

重粒子がん治療装置向け回転ガントリーの更なる小型化を目指し、ガントリーの構成について検討を実施した。その結果、機能結合型超電導電磁石の高磁場・長尺化とスキャニング電磁石の改良により、ガントリーの大幅な小型化が可能なことを明らかにした。さらに、超電導電磁石の磁場設計を実施した結果、要求される BL 積均一度及び GL 積均一度(≤1.0 × 10⁻³)を達成する条件を明らかにした。今後、さらなる詳細な検討を実施し、実機適用を検討する。

参考文献

- [1] Y. Iwata et al., Phys. Rev. ST Accel. Beams 15 (2012) 044701.
- [2] Y. Iwata *et al.*, Nucl. Instrum. and Meth. in Phys. Res. A 834 (2016) 71.
- [3] T. Obana *et al.*, IEEE Trans. on Appl. Supercond., 15 (2005) 1185.