

重粒子線治療装置のためのシンクロトロン用超電導電磁石の開発

DEVELOPMENT OF A SUPERCONDUCTING MAGNET FOR SYNCHROTRON OF HEAVY-ION RADIOTHERAPY SYSTEM

高山茂貴^{#, A)}, 折笠朝文^{A)}, 吉行健^{A)}, 平田寛^{A)}, 岩田佳之^{B)}, 水島康太^{B)}
Shigeki Takayama^{#, A)}, Tomofumi Orikasa^{A)}, Takeshi Yoshiyuki^{A)}, Yutaka Hirata^{A)},
Yoshiyuki Iwata^{B)}, Kota Mizushima^{B)}

^{A)} Toshiba Energy Systems & Solutions Corporation

^{B)} Department of Accelerator and Medical Physics, National Institute of Radiological Sciences (NIRS),
National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology (QST)

Abstract

Heavy-ion radiotherapy has a high curative effect and low burden on patients, so it has been spreading in recent years. However, since heavy-ion radiotherapy system have large apparatuses, it is necessary to downsize this apparatuses in order to further wide spreading. Therefore we considered applying superconducting technology to the synchrotron. In this study, we designed the superconducting magnet for the synchrotron. This magnet has saddle-shaped coils curved along the beam trajectory, and the cross section of these coils has elliptical shape in order to increase the magnetic field. AC losses of the superconducting coil were calculated because the magnets of synchrotron are operated fast. In this paper, we will report a recent status of the design study of this superconducting magnet.

1. はじめに

重粒子線(炭素イオン)によるがん治療は治療効果が高く、患者負担が小さいために近年注目されており、施設数がここ数年増加傾向にある。一方で本治療システムは入射器やシンクロトロン、回転ガントリーなどいくつかの大型装置を必要としているため、さらなる普及拡大のためにこれら大型装置の小型化が必須の課題となっている。これまでに大型装置のひとつである回転ガントリーに超電導技術を適用することで大幅な小型化を実現しているが[1]、さらなるシステムの小型化として、シンクロトロンへの超電導技術の適用を検討している。本稿においては上記シンクロトロン用超電導電磁石の検討結果の現状に関して報告する。

2. 超電導シンクロトロンレイアウト

現在検討している超電導シンクロトロンのレイアウトを Fig. 1 に示す。最大偏向磁場 4T、偏向角 45 度の超電導コイル 2 つを一つの真空容器に収め、本真空容器を 4 台組み合わせることで四回対称に構成している。

直線部は 1 辺約 3m であり、シンクロトロン全体としては約 7m×7m となっている。従来の常伝導電磁石を用いたリングの場合、直径約 20m であるため、超電導技術を適用することで大幅な小型化が達成されている。

3. 超電導電磁石設計

上記シンクロトロンレイアウトから磁石設計を実施した。超電導電磁石緒元を Table 1 に、磁石の断面構成を Fig. 2 に示す。超電導コイルはビーム軌道に沿って湾曲したコサイン θ 状の鞍型コイルを適用しており、磁場発生効率を上げるためコイル断面を楕円形状としている。

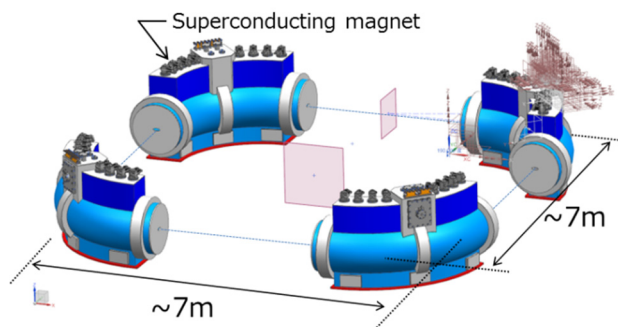


Figure 1: Layout of the superconducting synchrotron.

本磁石は室温のビームダクトを有し、本ダクトもコイルと同様楕円形状とすることを想定しサイズは 130mm×52mm とした。二極コイルの外径側には補正用四極コイルを同軸配置することを検討しており、さらに四極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。本リターンヨークはコイルと共に低温に冷却され、内径側は楕円形状、外径側は円形状としている。本電磁石は運用の観点で小型冷凍機による伝導冷却構造を採用しており、超電導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を行う。

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[2]。本導体配置をもとに 3 次元磁場解析を実施した。解析結果を Fig. 3 に示す。より正確に磁場分布を得るため、導体は 1 本 1 本モデル化して解析を実施しており、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)。

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

Table 1: Specifications of the Superconducting Magnet

Parameter	Value	Units
Bending angle	45	deg.
Bending radius	1.66	m
Beam duct size	130×52	mm
Maximum dipole field	4.0	T
Effective length	1.32	m
Field integral of dipole field	5.25	Tm
Inductance	3.83	H

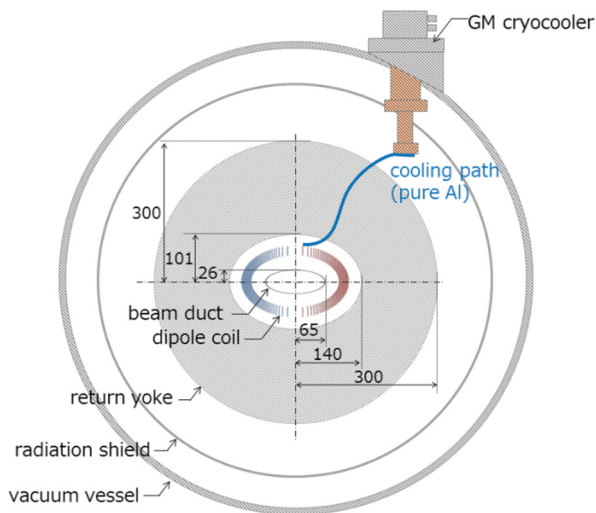


Figure 2: Cross section of the superconducting magnet.

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半径 190 mm のリターンヨークをビーム進行方向に 50 mm の長さで追加している。真空容器は構造体(SS400)として計算しており、鉄心と同様 45 度+追加直線片側 50mm としている。

二極コイルを定格励磁した場合の経験磁場は約 4.6 T であり、その時のコイルインダクタンスは 3.8H となることが明らかとなった。

4. 交流損失計算

回転ガントリーに比べシンクロトロンでは電磁石をより高速に励消磁する必要がある。一方で、超電導体は交流磁場下において発熱する特徴があるため、冷却の負荷が回転ガントリーに比べ大きくなる。そのため、上記発熱を小さく抑制するため超電導線材にはフィラメント径が細く、ツイストピッチが短い NbTi 線材を適用することとした。3 次元磁場解析から得られた導体の経験磁場分布から発熱量分布を計算した。計算結果を Fig. 4 に示す。ここでは定格励消磁を三角波で連続的に繰り返すことを想定して計算し、この場合の二極コイルにおける体積当たりの最大交流損失は約 0.9kW/m³ となった。本発熱分

布をコイル体積で積分することでコイル全体の発熱量を算出した結果、小型冷凍機でも十分冷却可能であると想定される結果が得られている。

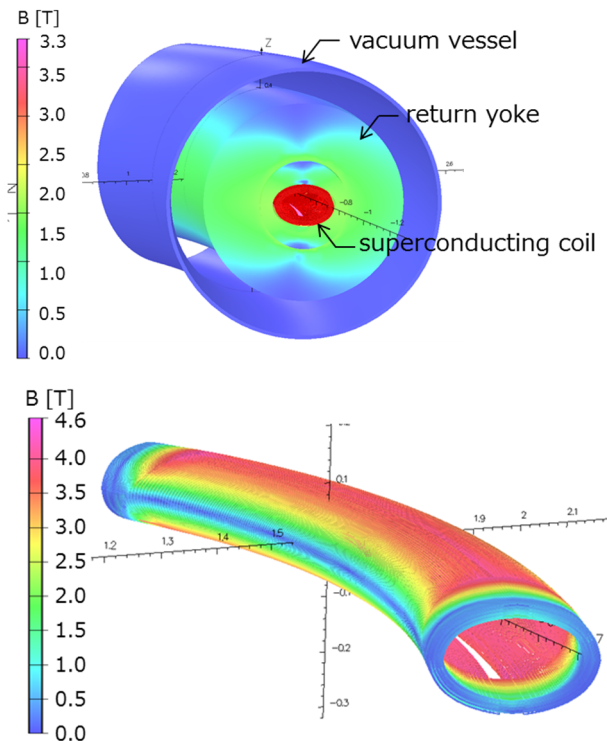


Figure 3: Result of magnetic field calculation. (Top :Whole model, Bottom: Superconducting coil)

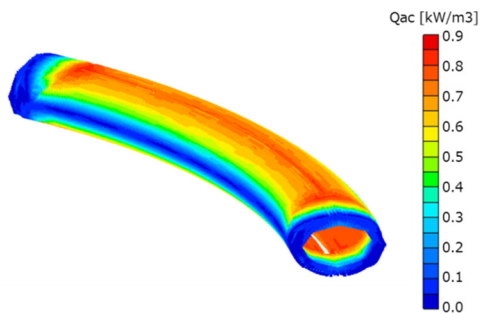


Figure 4: Result of AC-loss calculation.

5. まとめ

重粒子がん治療装置の小型化を目指し、シンクロトロンへの超電導電磁石の適用について検討を実施している。超電導技術を用いることでシンクロトロン全体として約 7m×7m と従来の常伝導シンクロトロンと比較し大幅な小型化が可能であることを明らかにした。また、その時の超電導電磁石の設計検討を実施し、その基本的な成立性を確認している。今後、さらなる詳細な検討を実施し、実機適用を目指す。

参考文献

- [1] Y. Iwata *et al.*, Phys. Rev. ST Accel. Beams 15 (2012) 044701.
- [2] T. Obana, *et al.*, IEEE Trans. on Appl. Supercond., 15 (2005) 1185.