

重粒子線小型シンクロトロン用超伝導電磁石の設計

DESIGN OF THE SUPERCONDUCTING MAGNET FOR A COMPACT HEAVY-ION SYNCHROTRON

藤本哲也^{#,A)}, 岩田佳之^{B)}, 水島康太^{B)}, 阿部康志^{B)}, 浦田昌身^{B)}, 野田悦夫^{B)}, 白井敏之^{B)}
Tetsuya Fujimoto^{#,A)}, Yoshiyuki Iwata^{B)}, Kota Mizushima^{B)}, Yasushi Abe^{B)}, Masami Urata^{B)}, Etsuo Noda^{B)},
Toshiyuki Shirai^{B)}

A) Accelerator Engineering Corporation

B) National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology

Abstract

The accelerator facility for carbon-ion radiotherapy (CIRT) is not only expensive but also very large that requires a dedicated building, so that it makes difficult to spread the facility. NIRS has started the project of a quantum scalpel to realize further compactness and low-cost. One of the quantum scalpel projects is the development of synchrotron employing superconducting technology and designing of the magnetic field for the superconducting magnet is in progress. In order to shorten the circumference of synchrotron, a dipole and quadrupole coils are wound concentrically. Furthermore, an elliptical coil arrangement is adapted to reduce the magnetomotive force. The superconducting coil is assumed to be a low-loss NbTi wire of $\phi 1$, which is under development.

1. はじめに

放射線医学総合研究所(QST NIRS)HIMAC における炭素線がん治療件数は 1994 年の治療開始以降すでに 12000 件を超え[1]、その良好な治療実績、または QOL の観点から炭素線治療施設の普及が進みつつある[2]。しかし現状の普及型と呼ばれる加速器は、専用の建屋を必要とするほど巨大で高コストな装置であり、これが更なる普及の妨げとなっている。NIRS では更なる装置の高度化・小型化・低コスト化を実現し、重粒子線がん治療の普及を目指す量子メスの開発を進めている。量子メスプロジェクトの一つは超伝導技術を用いたシンクロトロンの開発であり、従来の炭素線だけでなく、複数のイオンを加速し照射する。現状の炭素線シンクロトロンはがん治療用に最適化されたものであるが、その直径は 20m 程度となっている。これは常伝導電磁石による最大磁場が 1.5 T 程度であることに起因している。そこで偏向電磁石を超伝導化することで高磁場を発生し、シンクロトロン的小型化を図る検討が進められている[3]。

現在検討が進められている超伝導シンクロトロンは 90 度の偏向電磁石 4 台で構成され、最大二極磁場は 4 T、 $q/A = 1/2$ のイオンを 4 MeV/u から水中飛程 30 cm に相当する 430 MeV/u まで加速する[3]。リング周長を短くするため、偏向電磁石の中に二極コイルと四極コイルを同心上に重ねて巻く機能結合型を採用した[4]。これにより、従来型と比較して周長で半分以下となる 28 m 程度のシンクロトロンとなる計画である。現在この超伝導電磁石の磁場設計を進めているところである。Table 1 は本超伝導電磁石に要求される仕様をまとめたものである。治療照射に必要な粒子数を蓄積するため、マルチターン入射が適用されることから、必要な安定磁場領域は水平・垂直で異なる。そこで二極磁場の起磁力を下げるためにも楕円形状のコイル配置を採用することとした。本発表で

はシンクロトロン用に最適化した超伝導電磁石の磁場設計に関して報告する。

Table 1: Main Parameters of the Superconducting Magnet

Bending angle	[deg]	90 (45×2)
Bending radius	[m]	1.66
Field ramp speed	[T/s]	0.8
Maximum dipole field	[T]	4
Maximum field gradient	[T/m]	2
Effective magnetic field (Hori., Vert.)	[mm]	(±55, ±25)
Field uniformity (dipole)		$< 1 \times 10^{-4}$
Field uniformity (quadrupole)		$< 1 \times 10^{-3}$

2. 磁場設計

2.1 超伝導線

医療用シンクロトロンでは治療時間短縮のため、できるだけ速い磁場変化率が求められる。そのためには交流損失ができるだけ低い超伝導線(低 AC ロス線)が必要である。現在、NbTi フィラメント径、ツイストピッチおよび Cu/CuNi/NbTi 比を最適化した低 AC ロス線を開発しているところである。超伝導線の目標値を Table 2 に示す。この超伝導線を使うことにより、磁場変化率 $dB/dt = 0.8$ T/s を目標とした。

[#] t.fujimoto@aec-beam.co.jp

Table 2: Main Parameters of the Superconducting Wire

Wire diameter	[mm]	1
Critical current J_c (@5T, 4.2K)	[A/mm ²]	≥ 2500
Residual resistance ratio RRR		≥ 100
Total AC loss@2T/s	[kW/m ³]	≤ 5

2.2 コイル配置

Table 2 に示した低 AC ロスのモノリス線を使ってコイル配置を決定する。最初に使用する低 AC ロス線の負荷曲線を求めて、コイルに流す最大励磁電流を決定した。Figure 1 はコイルの負荷曲線を示している。低 AC ロス線の効果を期待して、負荷率 80% @ 4.2K、最大励磁電流を 300 A とした。

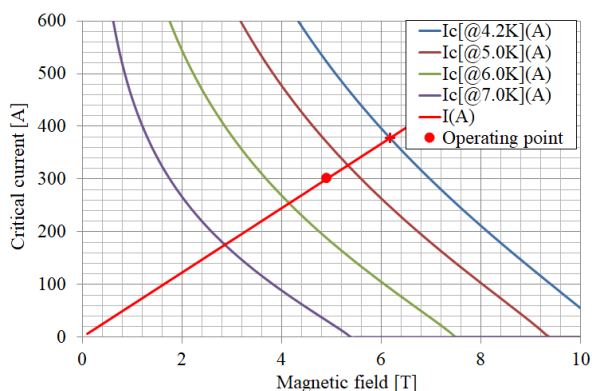


Figure 1: Load line of the low AC-loss superconducting wire. Maximum excitation current of 300A is adopted under the load factor of 80%.

コイルは $\phi 1$ のモノリス線をサーフェースワインディングにより、二極磁場を $\cos\theta$ 、四極磁場を $\cos 2\theta$ の電流分布を形成するように配置する。コイル巻き枠は運転中の渦電流を考慮して、厚さ 5 mm の G-FRP で製作することを検討している。コイル巻き枠とビームパイプ間に 70 K シールドスペースとしてコイル巻き枠厚 5 mm を含めて 30 mm を確保しつつ、Table 1 に示した磁場安定度が満たせるように楕円の水平・垂直比を決定した。決定したコイルの仕様を Table 3 に、またプロフィールを Figure 2 に示す。

Table 3: Parameters of the Superconducting Coil and Coil Bobbin

Coil bobbin size (H / V)	[mm]	94.5/68.5
Number of layers (dipole)		26
Number of turns (dipole)	[Turn/pole]	1662
Number of layers (quadrupole)		2
Number of turns (quadrupole)	[Turn/pole]	50

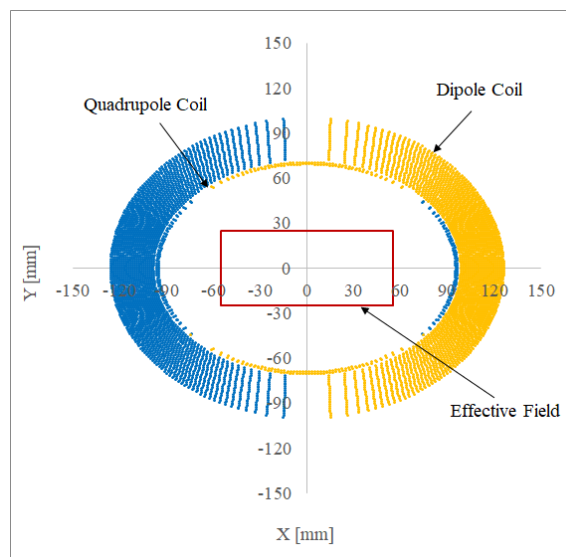


Figure 2: Cross section of the superconducting coil. A dipole and quadrupole coils are wound concentrically.

2.3 ヨーク形状の決定

コイル外周には鉄ヨーク(コールドヨーク)で配置する構成を考えている。鉄ヨークに流れる磁束は映像電流としてボア内の磁束に影響を与える。そこで、コイル配置決定後、この鉄ヨークの形状最適化を行った。計算には 2D 磁場計算コード POISSON を使用し、以下の手順で検討を行った。

- ① 磁場安定度が仕様を満たすように、水平・垂直のヨーク内径比を求める。この際、鉄の透磁率は無限大とする。
- ② ①で求めた水平・垂直比を保持しつつ、鉄ヨーク中の最大磁束密度が < 2.15 T となるように鉄ヨークの内径をサーチする。これにより磁場安定度に対する鉄ヨーク飽和の影響は小さく抑えられる。
- ③ 鉄の透磁率を (4.2 K における鉄の透磁率を使用) を与えて鉄ヨークの厚さを最適化する。励磁量を変化させたときの磁場安定度の変化量が $< 1 \times 10^{-4}$ 以下であることを判定基準とする。

なお、今回のように電流源(コイル)が多い場合、POISSON の計算が収束しないことがあり、この場合はコイルを低ターン数に置き換えて計算を行った。以上の条件で最適化した鉄ヨークサイズを Table 4 に示す。

Table 4: Optimized Size and Thickness of an Iron Yoke

Inner diameter (H)	[mm]	192
Inner diameter (V)	[mm]	176
Outer diameter (H)	[mm]	442
Outer diameter (V)	[mm]	426
Thickness of yoke	[mm]	250

Figure 3 は POISSON 計算モデルである。ここでの計算はコイルを低ターン数に置き換えて行っている。鉄ヨーク中の最大磁場は 2 T を超えるが、Figure 4 に示した通り、低磁場と高磁場の磁場安定度の変化量は目標の $<1 \times 10^{-4}$ に収まっている。

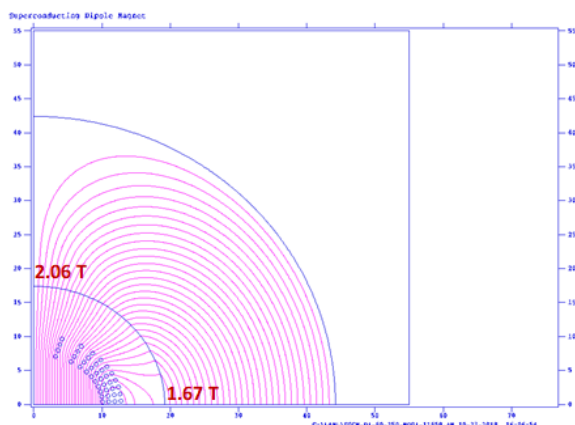


Figure 3: Distribution of magnetic field calculated by POISSON in case of the central magnetic field of 4 T.

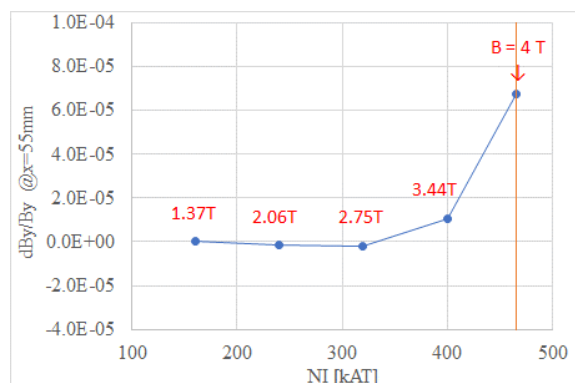


Figure 4: Variation of field uniformity to magnetomotive force.

2.4 3D 計算

2D 計算によりコイルの基本配置およびヨーク断面を最適化した後、3D 磁場計算を行った。計算には Opera-3D コードを使用した[5]。 $\rho=1.66$ m の湾曲形状をしているため高次成分、特に一つ上の高次成分が現れる。例えば二極磁場には四極成分が生じるが、これを二極コイルに $\cos 2\theta$ の成分を持たせることでキャンセルする。

Figure 5 は二極コイルによる Opera-3D の計算モデルである。コイルエンド部分は鞍巻き形状とし、鉄ヨークとコイルのエンドは同じ長さに合わせている。計算により中心磁場 $B_y=4$ T を得るのに必要な起磁力は $NI=466$ kAT であることが分かった。また、有効長調整はコイル角度で行い、コイルエンド鞍巻き部分を含めたコイル角度を 45.62 deg とすることで $\Delta L \approx 0$ となる。

Figure 6 は B_yL 積の安定度 ($\Delta B_yL/B_yL$) を示している。 B_yL 積の傾きである四極成分をキャンセルするように二極コイル配置に $\cos 2\theta$ 成分を加えることで、きれいに四極成分をキャンセルすることができている

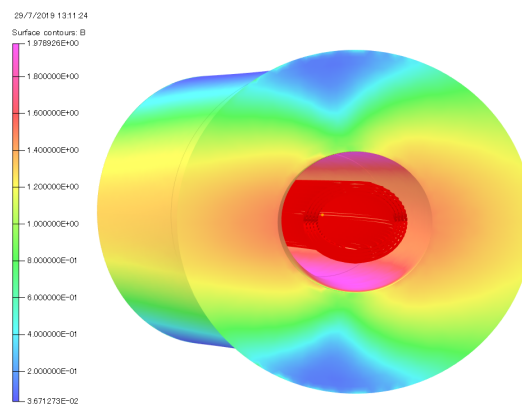


Figure 5: 3D image of magnetic field for the dipole coil. A central magnetic field of 4 T is obtained.

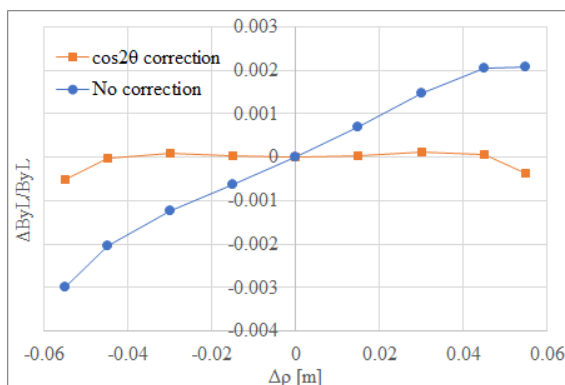


Figure 6: Uniformity of the B_yL , $\Delta B_yL/B_yL$. By adding $\cos 2\theta$ correction, quadrupole components are sufficiently corrected.

四極コイルは二極コイルの内側に巻く配置で検討することとした。二極コイルの外側に巻くと鉄ヨークの寄与が大きくなり、四極磁場中に大きめの六極成分が生じるためである。なお四極コイルで六極成分 ($\cos 3\theta$) を作ることはできない。四極コイルについても 3D 計算を行った。Figure 7 は四極コイルによる Opera-3D 計算モデルである。215 A 励磁で必要な磁場勾配 $G=2$ T/m が得られている。二極に比べて起磁力が非常に低く、鉄ヨーク中の最大磁場も 0.04 T 以下と低い。よって二極コイルと同時に励磁しても二極磁場分布に影響を与えないことは確認している。

四極コイル断面形状も楕円としているため、水平・垂直でボア径が異なる。これにより水平・垂直で有効長が変化することが心配されたが、Table 5 に示した通り、その差は 2 mm 程度であった。この差はシンクロトン側のシミュレーションにより問題ないことを確認している。また、四極と二極のコイル長を同じ長さに合わせて、四極の有効長は二極と比較して 40 mm ほど長くなる。これは Table 5 に示した角度で調整することとした。Figure 8 は水平・垂直の磁場勾配安定度を示している。有効磁場領域の四隅の部分以外、ほぼ要求された安定度を実現

できている。

Table 5: Deviation of the Quadrupole Effective Length Compared with Dipole

	$\Delta L[\text{mm}]$	$\Delta \text{angle}[\text{deg}]$
Horizontal (Gy)	41.494	0.716
Vertical (Gx)	43.645	0.753

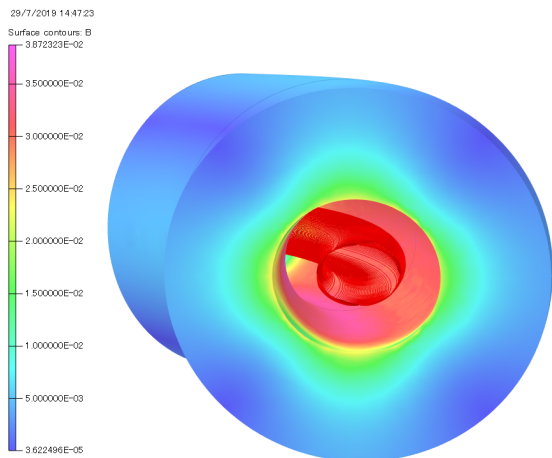


Figure 7: 3D image of magnetic field for the quadrupole coil. A field gradient of 2 T/m is obtained by adding coil current of 215 A.

3. まとめ

量研機構放医研で進められている量子メスプロジェクトの一つである、超伝導技術を用いたシンクロトロンの開発に関する超伝導電磁石の磁場設計を行った。中心磁場 $B_y=4\text{ T}$ を目標に検討を行い、要求仕様を満たす磁場設計が可能であることを確認した。しかし、電磁石のインダクタンスをできるだけ小さくし、またシンクロトロンからの取り出しビームと電磁石の物理的干渉をさけるために、径方向サイズをできる限り小さくしなければならないことから、超伝導コイルの負荷率を 80% と高くする必要があった。このような高い負荷率でのオペレーションが可能ないように、今後 AC ロスの少ない超伝導線の開発が必要である。

また、今回中心磁場 4 T についてのみ検討を行ったが、中心磁場を下げると起磁力が下がり、径方向のサイズを小さくすることが可能である。取り出しビームと電磁石の物理的干渉も考慮しつつ、最適な中心磁場を探すことも今後の重要な課題となる。

参考文献

- [1] <http://www.qst.go.jp/site/qms/1885.html>
- [2] K. Noda *et al.*, “New Accelerator Facility for Carbon-Ion Cancer-Therapy”, J. Radi. Res., 48 (2007) A43-54.
- [3] K. Mizushima *et al.*, proceedings of PASJ2017, WEP131.
- [4] Y. Iwata *et al.*, “Development of Curved Combined-Function Superconducting Magnets for a Heavy-Ion Rotating Gantry”, IEEE Trans. Appl. Supercond., 24, 2004, 4400505.
- [5] Cobham Opera-3d code; <http://operafea.com/>

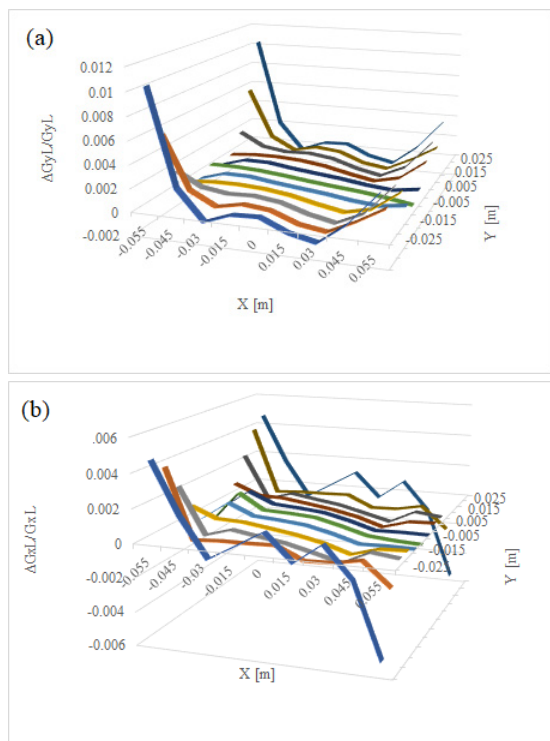


Figure 8: Uniformity map of the GL products. (a) shows the horizontal, $dGyL/GyL$, and (b) shows the vertical, $dGxL/GxL$.