

高温超電導偏向電磁石の開発(1) -1/3モデルマグネット用鞍型コイルの設計・試作-

Development of HTS bending magnets

-Design and fabrication of saddle-shaped coils for the 1/3 model magnet-

高山 茂貴, 小柳 圭, 田崎 賢司, 来栖 努, 石井 祐介(東芝); 雨宮 尚之(京大); 鈴木 研人, 荻津 透(KEK); 岩田 佳之, 野田 耕司(放医研)

TAKAYAMA Shigeki, KOTANAGI Kei, TASAKI Kenji, KURUSU Tsutomu, ISHII Yusuke (Toshiba); AMEMIYA Naoyuki (Kyoto Univ.); SUZUKI Kento, OGITSU Toru (KEK); IWATA Yoshiyuki, NODA Koji (NIRS)

E-mail: shigeki2.takayama@toshiba.co.jp

1. はじめに

重粒子線がん治療装置の小型化を目的に偏向電磁石へ高温超電導を適用することを検討している。ビームに対し効率的に磁場を与えるために、偏向コイルは鞍型形状が適している。一方で RE 系高温超電導線材はテープ形状をしているために、幅方向に変形させることが困難であり、三次元的な鞍型形状を巻線・保持することが課題となる。さらに加速器用マグネットには高い磁場精度が要求され、そのためにコイルにも高い巻線精度が要求される。本発表では、鞍型コイルを設計・試作した結果について報告する。

2. 鞍型コイル試作・巻線精度測定

幅 4mm、厚さ 0.1mm の Y 系線材を用いて試作した鞍型コイルの外観を Fig.1 に示す。試作した各コイルについて液体窒素中で励磁試験を実施し、n 値 20 以上の良好な超電導特性を確認した。本コイルにおいて、2 次元レーザ変位計を用い、直線部 3 か所でのコイル端面の凹凸を測定することで巻線精度を確認した(Fig.2,3)。測定の結果線材幅方向においては±0.2mm のばらつきがあることが明らかとなった。

3. 磁場精度評価

上記巻線精度でコイルを試作した場合の磁場分布を解析によって評価した。解析モデルを Fig.4 に示す。線材幅方向に実際の精度と同程度のランダムなばらつきを与えており、ばらつきがない場合と比較することでその影響について評価を行った(Fig.5)。計算の結果、線材幅方向にばらつきを与えることで積分磁場の変化量が 1.0×10^{-5} 以下と十分小さいことが明らかとなった。

4. まとめ

高温超電導鞍型コイルを試作し、その巻線精度を測定した。さらに、測定結果を基に巻線精度が磁場分布に与える影響について評価を行った。今後さらなるコイル試作および 1/3 スケールのモデルマグネット試作を進める。

謝辞

本研究は、日本医療研究開発機構の未来医療を実現する医療機器・システム研究開発事業「粒子線ビーム経路部・照射部用コイル」を通じて実施された。

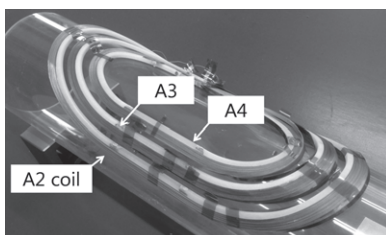


Fig.1 Photograph of the saddle-shaped HTS coils

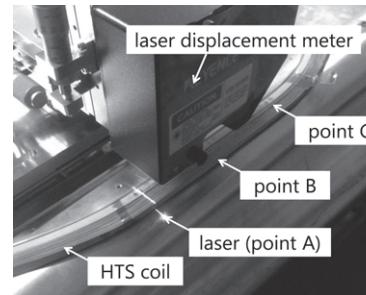


Fig.2 Outer view of measuring winding accuracy

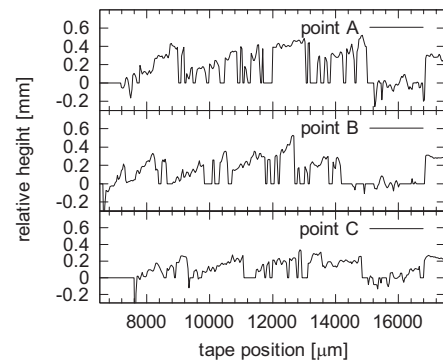


Fig.3 Measurement results of the accuracy of the HTS coil

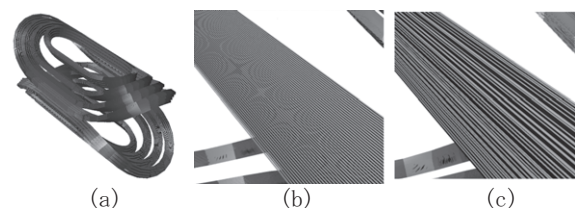


Fig.4 Analytical model for magnetic field analysis. (a) Outer view of analysis model, (b) Coil surface with no deviations, (c) Positional deviations of 0.3 mm in the tape width direction.

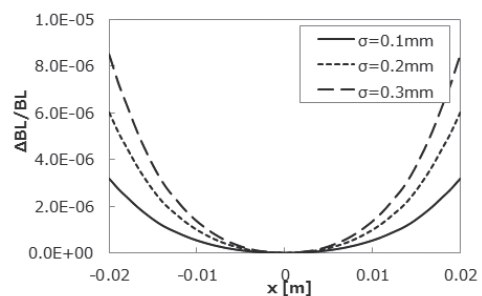


Fig.5 The calculated result of the error fields between the deviated cases and the original one.

高温超電導偏向電磁石の開発(2) –鞍型コイルにおける熱暴走試験– Development of HTS bending magnets –Thermal runaway test in saddle-shaped coils–

高山 茂貴, 小柳 圭, 田崎 賢司, 来栖 努, 石井 祐介(東芝); 雨宮 尚之(京大); 鈴木 研人, 荻津 透(KEK); 岩田 佳之, 野田 耕司(放医研)

TAKAYAMA Shigeki, KOTANAGI Kei, TASAKI Kenji, KURUSU Tsutomu, ISHII Yusuke (Toshiba); AMEMIYA Naoyuki (Kyoto Univ.); SUZUKI Kento, OGITSU Toru (KEK); IWATA Yoshiyuki, NODA Koji (NIRS)

E-mail: shigeki2.takayama@toshiba.co.jp

1. はじめに

重粒子線によるがん治療は、身体への負担が小さく治療効果も高いことから現在注目されているが、治療装置の小型化がさらなる普及のための課題である。そこで偏向電磁石に高温超電導を適用することで小型・軽量化を検討している。高温超電導を適用したマグネットは熱暴走によって焼損するリスクがある。ひとたび熱暴走が発生すると、コイルを保護することが困難であることから、そのため予め熱暴走を予測し、事前に回避することが重要となる。本発表では加速器用マグネットに要求される鞍型形状をしたコイルにおいて、熱暴走試験を実施した結果について報告する。

2. 鞍型コイルの設計

テープ形状の HTS 線材は、その異方性から線材にエッジワイズ歪みが加わらない形状とする必要があり、ここではコイルエンドで線材に傾斜を与えることで幅方向上端と下端の長さが等しくなる(等周条件)形状を計算によって求め適用した(Fig.1)。さらに上記コイル形状においてコイルエンド頂点での線材の傾斜角とコイル $I_c(77K)$ との関係を計算によって求めた。計算の際に使用した線材 I_c の磁場角度依存性を Fig.2 に、計算結果を Fig.3 に示す。

3. 熱暴走解析・熱暴走試験

上記コイル I_c 計算から、鞍型コイル形状を決定し、その場合の熱暴走解析を実施した。初期温度 20K、励磁電流 458.5A、通電開始後 935s での解析結果を Fig.4 に示す。ここでは鞍型コイルの上面全体にエポキシ樹脂を介して高純度アルミ伝熱板を貼り付ける場合を想定し、解析の結果コイルエンド部にて温度が局所的に上昇することが明らかとなった。本解析結果を検証することを目的に熱暴走試験を実施する。Fig.5 に試験装置外観を示す。解析同様鞍型コイル端面に伝熱板を接着し冷凍機冷却を行った。

4. まとめ

高温超電導鞍型コイルを設計し、熱暴走解析を実施した。さらにコイル試作を行い、熱暴走試験を行った。今後さらにコイル試作を進め、複数コイルを組合せての試験を実施する。

謝辞

本研究は、日本医療研究開発機構の未来医療を実現する医療機器・システム研究開発事業「粒子線ビーム経路部・照射部用コイル」を通じて実施された。

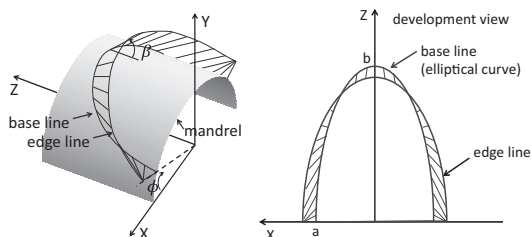


Fig.1 Schematic view of the constant-perimeter coil end.

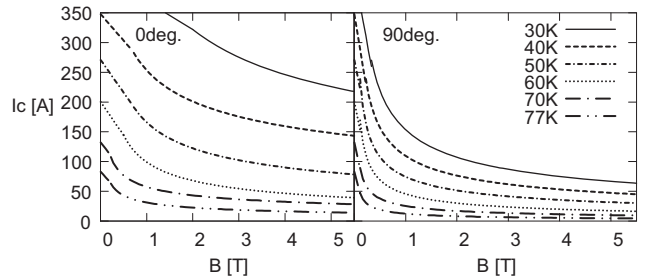


Fig.2 Magnetic field dependence of the critical current of 4 mm-wide HTS tape

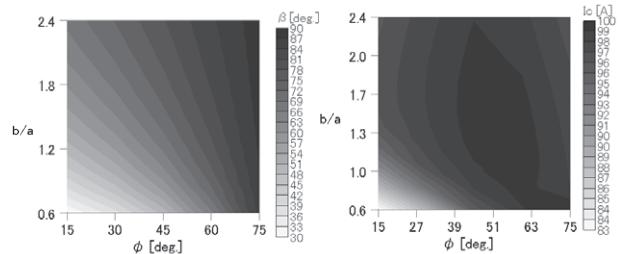


Fig.3 The positioning angle ϕ and ellipticity b/a dependence of (a) the inclination angle β , and (b) the coil I_c at 77K

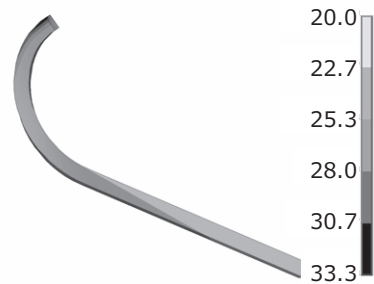


Fig.4 Result of the thermal runaway analysis

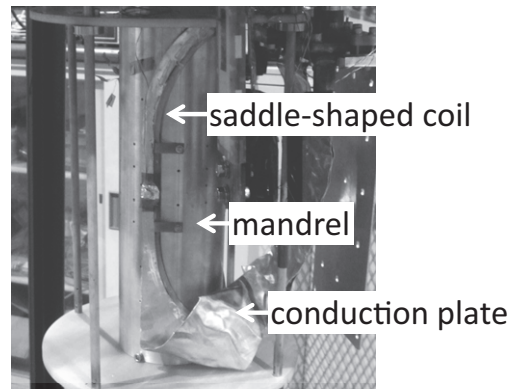


Fig.5 Setup of the thermal runaway test

重粒子線がん治療用スパイラルセクタ FFAg 加速器の設計および発生磁界解析

Design and magnetic field analyses of spiral sector magnet in an FFAg accelerator for carbon cancer therapy

坂 洋輔, 曾我部 友輔, 藤永 輝明, 中村 武恒, 雨宮 尚之, 森 義治(京大); 荻津 透(KEK); 石井 祐介, 来栖 努(東芝); 吉本 政弘(原子力機構)

SAKA Yosuke, SOGABE Yusuke, FUJINAGA Teruaki, NAKAMURA Taketsune, AMEMIYA Naoyuki, MORI Yoshiharu (Kyoto Univ.); OGITSU Toru (KEK); ISHII Yusuke, KURUSU Tsutomu (Toshiba); YOSHIMOTO Masahiro (JAEA)

E-mail: y-saka@asl.kuee.kyoto-u.ac.jp

1. はじめに

FFAG 加速器は直流磁界で強いビーム集束力が得られる加速器である。重粒子線がん治療用スパイラルセクタ FFAg 加速器のための高温超伝導マグネットの設計と、設計したマグネットにおける高温超伝導線材の磁化を考慮した磁界解析について報告する。

2. FFAg 加速器の発生磁界

磁界精度の評価指標として積分磁界を用いた。FFAG 加速器用マグネットにおける理想的な積分磁界は次式で表される。

$$BL(r) = BL_0 (r/R_0)^{k+1} \quad (1)$$

ここで BL_0 は加速器諸元から決まる定数、 R_0 は加速器中心とマグネット中心の間の距離であり[1]、今回の報告では、 k , BL_0 , R_0 はそれぞれ 5.7, 1.29 (Tm), 4.65 (m) とした。

3. マグネットの設計

スパイラルセクタ型 FFAg 加速器の概観を Fig. 1 (a) に示す。誤差磁界が小さくなるよう反復計算を行い、マグネットのコイルの形状と巻き数を求めた。線材に流す電流は 250 A とし、鉄ヨークの影響は映像電流により考慮した。設計したコイルの形状を Fig. 1 (b), (c) に示す。コイル全体は 25 個の要素コイルから構成される。積分磁界を Fig. 2 に示す。 BL_i は式 (1) で与えられる理想的な積分磁界、 BL_{dc} は要素コイル断面の 4 隅に線電流を置いて要素コイルを表現したときの積分磁界である。 BL_i に対する BL_{dc} の相対誤差は 6.93×10^{-4} 以下であった。

4. 線材磁化を考慮した電磁界解析

3 で設計したマグネットに対して、線材磁化、すなわち線材内部の電流分布を考慮した電磁界解析を行い、発生磁界精度を評価した[2]。ここで、3 で設計したマグネットの要素コイルの形状はそのままに、電流はその 4 隅ではなく、要素コイルを構成する線材に一樣に流れているとして計算した積分磁界 BL_{dt} (Fig. 2 参照) を基準にして磁場精度を評価する。通電電流を 100 s 間で 250 A までランプアップし、その後 3600 s 間保持し解析を行った。線材磁化が積分磁界の値に与える影響を Fig. 3 に、積分磁界の多極成分に与える影響を Fig. 4 に示した。ここで、 BL_s は線材磁化を考慮したときの積分磁界、 $BL_{dt,n}$ は BL_{dt} を多極展開した $2n$ 極成分、 $BL_{s,n}$ は BL_s を多極展開した $2n$ 極成分である。これらの図から、線材磁化が磁界精度に与える影響は十分小さいことがわかる。

謝辞

本研究は科学技術振興機構の研究成果展開事業「戦略的イノベーション創出推進プログラム(S-イノベ)」の支援によって行われた。

参考文献

1. T. Obana, et al.: IEEE Trans. Appl. Supercond., Vol. 15 No.2 (2005) pp. 1185-1188
2. Y. Sogabe, et al.: IEEE Trans. Appl. Supercond., Vol. 25 No.3 (2015) 490025

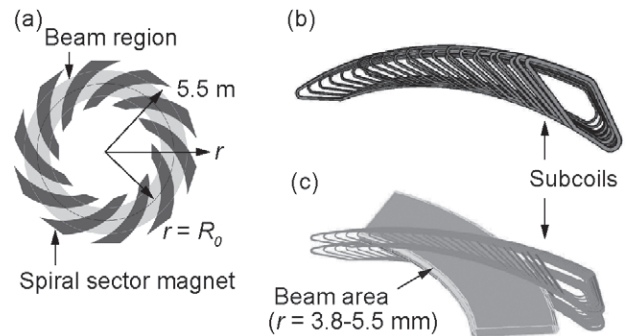


Fig. 1 Spiral sector FFAg accelerator: (a) Schematic of accelerator; (b) Top view of designed magnet; (c) Isometric view of designed magnet.

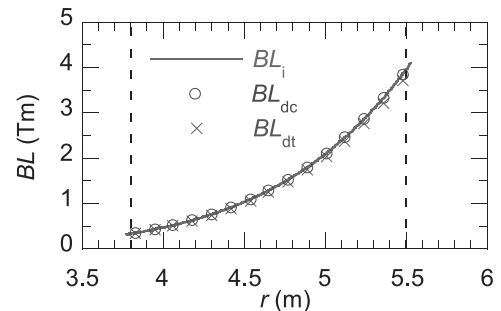


Fig. 2 Design results of integrating magnetic field.

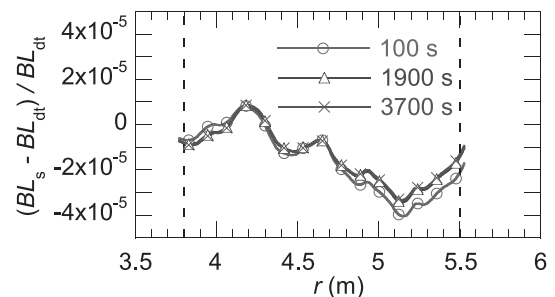


Fig. 3 Influence of magnetization: Integrating magnetic field.

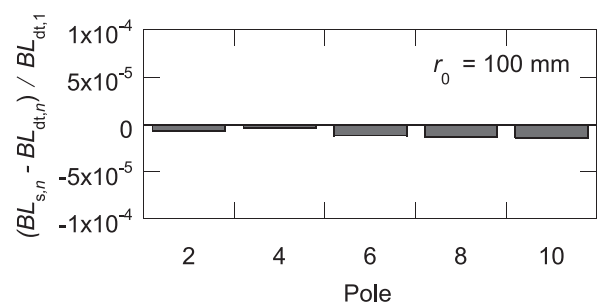


Fig. 4 Influence of magnetization: Multipole components in designed magnet.

スパイラルセクタ FFAG 加速器モデルマグネット用複雑形状コイルの試作

Fabrication of complicated shaped coils for the spiral sector FFAG accelerator model magnet

高山 茂貴, 小柳 圭, 戸坂 泰造, 田崎 賢司, 石井 祐介, 来栖 努(東芝); 雨宮 尚之(京大); 荻津 透(KEK)
 TAKAYAMA Shigeki, KOYANAGI Kei, TOSAKA Taizo, TASAKI Kenji, ISHII Yusuke, KURUSU Tsutomu (Toshiba);
 AMEMIYA Naoyuki (Kyoto Univ.); OGITSU Toru (KEK)
 E-mail: shigeki2.takayama@toshiba.co.jp

1. はじめに

重粒子線がん治療装置や加速器駆動未臨界炉などをターゲットとして、加速器システムの高機能・高効率・小型化を目的に、スパイラルセクタ FFAG(Fixed Field Alternating Gradient: 固定磁場強収束)加速器の高温超伝導化を検討している。加速器応用の為には高精度磁場発生技術や 3 次元巻線技術、高効率伝導冷却技術などが要求され、その検証を目的に現在モデルマグネットの試作を計画している。本発表ではモデルマグネット用コイルの試作結果およびその試作精度が磁場分布に与える影響について報告する。

2. コイル試作・巻線精度

加速器应用到に必要な技術を検証するために現在モデルマグネットの試作を行っている(Fig.1)。モデルマグネットは内側に凹んだネガティブバンド部を持つ 4 種類の平面要素コイル(A~D coil)と複雑な立体形状を持つ片立体要素コイル(E coil)とで構成される(Fig.2)。

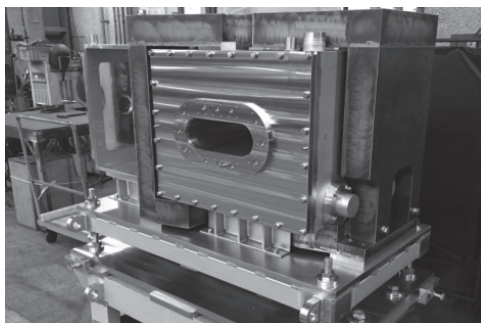


Fig.1 Outer view of the model magnet

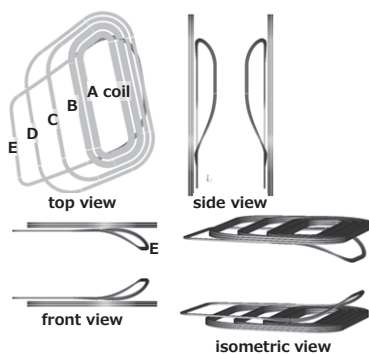


Fig.2 Schematic view of the model coils

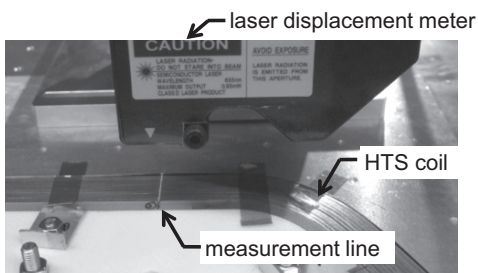


Fig.3 Outer view of measuring winding accuracy

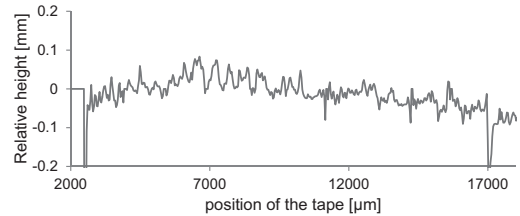


Fig.4 Measurement results of the accuracy of the HTS coil

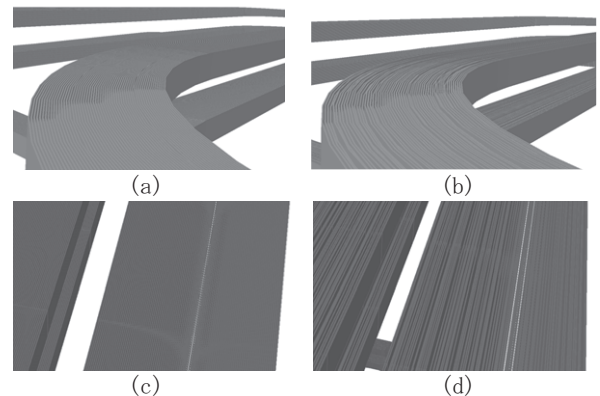


Fig.5 Outer view of analysis model: (a) No deviations, (b) Positional deviations of 100 μm (tape width direction), (c) No deviations, (d) Positional deviations of 50 μm (tape thickness direction)

幅 4mm、厚さ 0.1mm の REBCO 線材を用いて上記 5 種類のコイルを試作し、2 次元レーザ変位計を用い、コイル端面の凹凸を測定することで巻線精度を確認した(Fig.3)。A コイルにて測定した結果を Fig.4 に示す。線材幅方向においては標準偏差 32.2 μm のばらつきがあると共に、線材厚さ方向では標準偏差 31.6 μm のばらつきがあることが明らかとなった。

3. 磁場均一度に与える影響

上記巻線精度でモデルマグネットを試作した際の磁場分布への影響を磁場解析によって評価した。解析モデルを Fig.5 に示す。本モデルには線材幅方向及び厚さ方向に実際の精度と同程度の標準偏差となるランダムなばらつきを与えており、ばらつきがない場合と比較することで評価を行った。計算の結果、線材幅方向の精度が磁場精度に与える影響は目標値(相対多極磁場精度 10^{-4})以下と小さいことが明らかとなった。

4. まとめ

実際に試作したコイルでの巻線精度を測定し、それを基に巻線精度が磁場分布に与える影響について評価を行った。今後モデルマグネットの試作と性能評価を計画している。

謝辞

本研究は科学技術振興機構の研究成果展開事業「戦略的イノベーション創出推進プログラム(S-イノベ)」の支援によって行われた。

薄膜線材で構成した重粒子線がん治療回転ガントリー用 コサインシート超伝導マグネットにおける線材磁化が磁場精度に与える影響

Magnetization and field quality of a cosine-theta dipole magnet wound with coated conductors for rotating gantry for carbon cancer therapy

雨宮 尚之, 曾我部 友輔, 阪下 真紀 (京大・工); 岩田 佳之, 野田 耕司 (放医研); 荻津 透 (KEK);
石井 祐介, 来栖 努 (東芝)

AMEMIYA Naoyuki, SOGABE Yusuke, SAKASHITA Masaki (Kyoto University); IWATA Yoshiyuki, NODA Koji (NIRS);
OGITSU Toru (KEK); ISHII Yusuke, KURUSU Tsutomu (Toshiba)
E-mail: amemiya.naoyuki.6a@kyoto-u.ac.jp

1. はじめに

重粒子線治療用回転ガントリーにおいては、マグネットは複雑な励磁パターンに従って精密に時間制御されながら、精密な形状の磁場を発生しなければならない。今回、薄膜高温超伝導線材で巻かれた回転ガントリー用コサインシート 2 極マグネットにおいて線材磁化が磁場精度に与える影響について、マグネット断面に関しての 2 次元モデルを用いて検討したので報告する。

2. 解析対象のマグネットと解析方法

解析対象の 2 極マグネットの諸元を Table 1 に示す。マグネットは幅 5 mm の薄膜線材で巻かれたコサインシートマグネットであり、179 A で 2.90 T の 2 極磁場を発生する。線材内に様に電流が流れている場合、すなわち線材磁化が存在しない場合、2 極磁場成分で規格化した高次多極磁場成分が 1×10^{-4} 以下になるようにマグネット断面内の線材配置を設計した。

このマグネットを対象に、超伝導線材の $E-J$ 特性をパーコレーション遷移モデルで表現し、全ての線材の線材幅方向の電流分布の時間変化を求めるような電磁場解析を行った。解析モデルにおいては薄板近似を利用した[1]。さらに、求めた電流分布から、マグネットが発生する磁場の多極展開 (多極磁場成分) を得、磁場精度を評価した。

3. 解析結果[2]

結果の一例として、マグネットに最大定格の 179 A を通電したときの 2 極磁場の時間変化と高次多極磁場の時間平均をそれぞれ Fig. 1, Fig. 2 に示す。なお、高次多極磁場の時間変化は十分小さかった。それぞれの図において、マグネットを繰り返し 2 回励磁したときの値を再現性確認のため示している。

解析結果の要点は以下のようになる。

- 1) 線材磁化によって、2 極磁場成分は 1% 程度ずれてしまう可能性がある。
- 2) 線材磁化の変動に起因する繰り返し励磁時の 2 極磁場成分の変動は 0.1% 程度であった。
- 3) 線材磁化の減衰に起因する、一定エネルギーのビームの照射を想定した 10 s における 2 極磁場成分のドリフトは 0.1% 程度であった (Fig. 1 は 10 s より長いことに注意)。
- 4) 線材磁化の影響が存在する状態においても、2 極磁場成分で規格化した高次多極磁場成分は 1×10^{-3} 程度以下であり、回転ガントリーのマグネットのようなビームが一回通過するだけのマグネットであれば問題にならない大きさである。

2), 3) に関しては、患部におけるビームスポットの位置ずれにつながり得るので、ビーム光学設計を考慮した上での、より詳しい影響評価を行う必要がある。また、ビームスポットの位置ずれが過度となった場合には、2 極マグネット本体、もしくはステアリングマグネットのフィードフォワード制御、フィードバック制御等が対応策として考えられる。

謝辞

本研究は日本医療研究開発機構及び経済産業省の「高温超伝導コイル基盤技術開発プロジェクト」の一環として行われたものである。

参考文献

- [1] Y. Ichiki, et al.: Physica C 412-414 2 (2004) 1015-1020
- [2] N. Amemiya et al., "Magnetisation and field quality of a cosine-theta dipole magnet wound with coated conductors for rotating gantry for hadron cancer therapy" accepted for publication in Superconductor Science and Technology.

Table 1 Specifications of dipole magnet

Reference radius	30 mm
Radius of magnet bore	60 mm
Inner radius of return yoke	120 mm
Width of coated conductor	5 mm
Number of turns (both poles)	2774
Dipole magnetic field	2.90 T at 179 A
Magnitude of higher ($n > 3$) multipole coefficients without magnetization	$< 1 \times 10^{-4}$

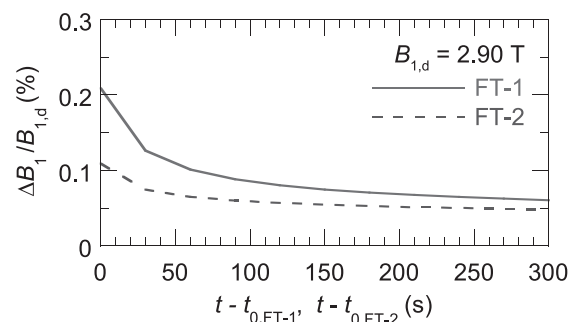


Fig. 1 Temporal evolution of dipole component.

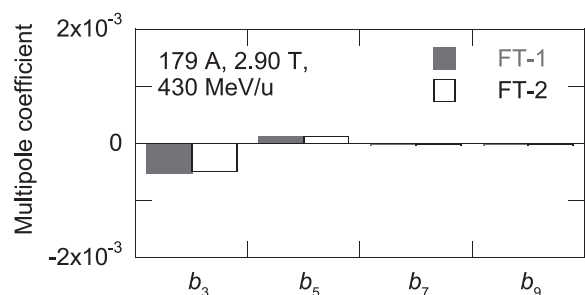


Fig. 2 Normalized higher multipole components.

伝導冷却型高温超電導コイルにおける交流損失評価法の基礎検討

Fundamental study on evaluation method of AC loss in conduction-cooled HTS coil

福島規至、高野玲央、三浦英明、宮城大輔、津田理(東北大); 前田祥太、横山彰一(三菱電機)
 FUKUSHIMA Noriyuki, TAKANO Reo, MIURA Hideaki, MIYAGI Daisuke, TSUDA Makoto (Tohoku Univ.);
 MAEDA Shota, YOKOYAMA Shoichi (Mitsubishi Electric Corp.)
 E-mail: n.fukushima@ecei.tohoku.ac.jp

1. はじめに

シンクロトロン型加速器リングに HTS コイルを適用することにより、装置の小型化が可能となる。しかし、治療時に安定して粒子を供給するには、短時間での繰り返し磁場変動に対して運転を継続させる必要があり、これには、HTS コイル励磁時の交流損失によるコイル温度上昇を抑制することが重要となる。HTS コイルの低損失化には、コイルの交流損失測定が不可欠であるが、高精度な交流損失評価法は確立されていない。そこで、本研究では、冷凍機と温調ヒーターを用いた伝導冷却型 HTS コイルの交流損失評価法について検討し、同評価法を用いて HTS コイルの交流損失を測定した。

2. 交流損失の評価方法

交流損失評価に用いた伝導冷却型 HTS コイルシステムの概要を Fig.1 に示す。外部からの熱侵入を防ぐため、真空容器の中に二重の輻射シールドを設け、HTS の電流リードを採用した。また、Cernox 温度センサーをコイル治具底面およびコールドヘッドとサンプルコイル間に設置し、Lake Shore 社製の温度調整装置 (PID 制御) を用いてコイル温度調整用のヒーター出力を制御することでコイル温度を調整した。交流損失は、ヒーターの出力制御によりコイル温度を設定温度にしてからコイルに通電し、通電開始時から通電後にコイル温度が設定温度で平衡状態に達するまでのヒーター出力電力と通電前のヒーター出力との差分を積分することで評価した。通電時は交流損失が発生しコイル温度が設定温度を上回る場合はヒーター出力を低下させ、ヒーター出力低下によりコイル温度が設定温度を下回る場合はヒーター出力を増加させた。まず、銅コイルで損失測定を行うことで本測定方法の検証を行い、その後で HTS コイルの交流損失を測定した。

3. Y 系コイルにおける交流損失測定結果

本実験で使用した Y 系テープ線を用いたダブルパンケーキコイルの諸元を Table.1 に示す。本コイルの交流損失測定結果の一例として、設定温度 20K、通電電流 20A、周波数 40Hz、通電時間 10sec におけるコイル治具底面温度、ヒーター付近温度、ヒーター出力の時間変化を Fig.2 に示す。Fig.2 より、コイルへの通電開始後、コイル治具底面温度が上昇するにつれてヒーター出力が減少しているものの、コイル治具底面温度が低下するとヒーター出力も低下し、最終的には設定温度で平衡状態に達していることがわかる。なお、コイルの交流損失量は、ヒーター出力とヒーター平均出力 (コイル通電前のヒーター出力) の差分 (Fig.2 の黄色の部分) を積分することで評価した。Fig.2 の結果に対し周波数のみを変化させた場合の測定結果を Table.2 に示す。周波数の増加に対して損失がほぼ線形に増加していることから、治具などの渦電流損失の影響は小さく、ヒステリシス損失が支配的であると考えられる。

謝辞

本研究は、H25、26 年度、経済産業省の産業技術研究開発委託費および H27 年度、国立研究開発法人日本医療研究開発機構 (AMED) の「未来医療を実現する医療機器・システム研究開発事業のうち高温超電導コイル基盤技術開発プロジェクト」により委託・支援を受け実施したものである。

Table.1 Specifications of a Y-based double pancake coil.

Inner diameter	74.0 mm
Outer diameter	85.0 mm
Height	10.2 mm
Number of turns	50 turns
Critical current@ 77K	115 A
Inductance	296 μ H

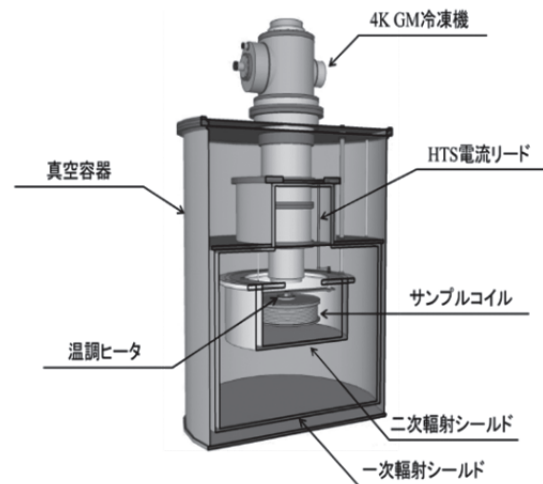


Fig.1 Schematic drawing of experimental setup for AC loss measurement of a conduction-cooled HTS coil

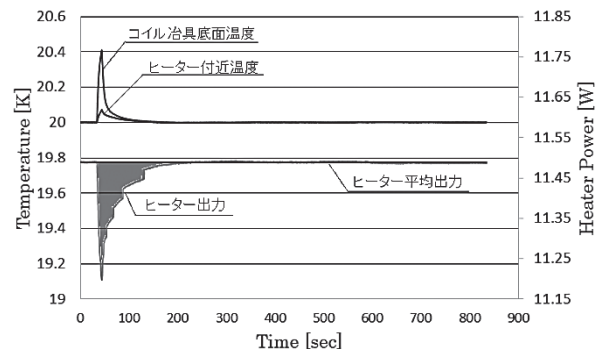


Fig.2 Waveforms of coil temperature and heater power

Table.2 Experimental results of AC loss in an HTS coil

Temperature [K]	Current [A]	Frequency [Hz]	AC Loss [J]
20	20	10	5.82
20	20	20	9.34
20	20	30	16.34
20	20	40	21.89

参考文献

1. 福井, 他: 電気学会研究会, ASC-12-014, pp.5-10, 2012

MRI 用高安定磁場コイルシステム基盤技術の研究開発①～プロジェクト状況～

Research and development of the very stable magnetic field coil system fundamental technology for MRI.

— Outline of the project —

横山彰一、李智媛、井村武志、松田哲也、佐藤伸治、江口諒、井上達也、福井秀樹、長廣利成、田邊肇、大穀晃裕(三菱電機);
中村武恒、白井康之(京都大);宮城大輔、津田理(東北大)

YOKOYAMA Shoichi, LEE Jiwon, IMURA Takeshi, MATSUDA Tetsuya, SATO Shinji, EGUCHI Ryo, INOUE Tatsuya,
FUKUI Hideki, NAGAIHIRO Toshinari, TANABE Hajime, DAIKOKU Akihiro (Mitsubishi Electric Corp.);
NAKAMURA Taketsune, SHIRAI Yasuyuki (Kyoto Univ.); MIYAGI Daisuke, TSUDA Makoto (Tohoku Univ.)
E-mail: Yokoyama.Shoichi@dx.MitsubishiElectric.co.jp

1. はじめに

医療用 MRI 超電導マグネットを液体ヘリウムレス、省エネ化するために高温超電導コイルの適用が期待されている。現在、高温超電導を適用した高安定磁場コイルシステム技術を取得、実証する研究開発プロジェクトを遂行中である[1]。本テーマは、3T-MRI 超電導マグネット用の高温超電導コイルを開発し、実用化の見通しを得ることを最終目標としている。本報告では、本プロジェクトの実施内容の概要と開発状況について報告する。

2. 高温超電導コイル化技術

Re 系超電導線材の剥離応力による劣化対策として、2重絶縁フィルム的一方に両面フッ素コーティングを施した線材(フジクラ製)および極低温耐クラック性エポキシを用いた。これらの対策を用いてボア直径 300mm コイルを製作した。製作したコイルの主な諸元を Table1 に示す。コイルの製作精度目標、径方向 0.2mm 以下、軸方向 1mm 以下に対し、それぞれ 0.1mm 以下、0.5mm 以下で製作ができた。本コイルは、伝導冷却のクライオ装置に組み込み初期冷却を実施し、4.4 日で冷却が完了し、この初期冷却特性解析より熱抵抗などを評価した(Fig.1)。通電試験については当日報告する。

3T-MRI の実機適用を検証するために、実機と同じ最大磁場 5.5T を経験するためのモデルコイルを設計し、現在製作中である。本コイルには更なる劣化対策の一つとして、これまで使用してきた銅テープ貼付線材から、20 μ m 厚の銅箔を巻き付けハンダフォーミングした 4mm 幅の新線材を適用する。

3. 高安定磁場発生技術

高温超電導コイルは、超電導接続できないため、従来の永久電流モードではなく、電源接続のドリブンモードとなる。そのために高安定電源が必須であり、その評価は高精度測定が必要である。本研究では、安定度 1ppm/hr 以下の高安定電源を国産メーカーにて実現し、高精度測定するため従来の MRI マグネットを用いその中心磁場を NMR で測定し評価した。その結果、0.8ppm/hr 以下の高安定電流制御を確認した。また、この磁場を用いて微小領域イメージングを実施し、Fig.2 に示すような分解能 0.2mm のマルチスライス画像を取得し、磁場安定度および均一度の評価が実施できることを示した。このシステムを用いることにより、今年度製作している高温超電導マグネットでの磁場安定度、均一度の評価を実施する予定である。

4. 線材の循環電流の影響

高温超電導線材の循環電流(磁化)による磁場均一度および安定性への影響を解析および要素試験にて検討を行い、上記コイルを用いた影響の評価を行う予定である。

5. まとめ

高温超電導コイルを用い、MRI 超電導マグネットの実用化見通しを得る研究開発プロジェクトを実施中である。今年度は、モデルコイル試作などを行い、実用化への課題抽出を行う。

謝辞

本研究は、H25、26 年度、経済産業省の産業技術研究開発委託費および H27 年度、国立研究開発法人日本医療研究開発機構(AMED)の「未来医療を実現する医療機器・システム研究開発事業のうち高温超電導コイル基盤技術開発プロジェクト」により委託・支援を受け実施したものである。

参考文献

[1] 横山彰一、他: 第 89 回低温工学・超電導学会予稿集(2014) 3A-p01

Table1 Specifications of the 300mm bore test coil.

コイル内径	320mm
コイル外径最大	420mm
コイル軸長	450mm
中心B	2.9T
Bmax	4.46T
均一度(100mm球)	1.72ppm
定格電流値	214A
臨界電流/磁場	351A(20K)/4.0T(36°)
負荷率	61%(20K)/79%(30K)

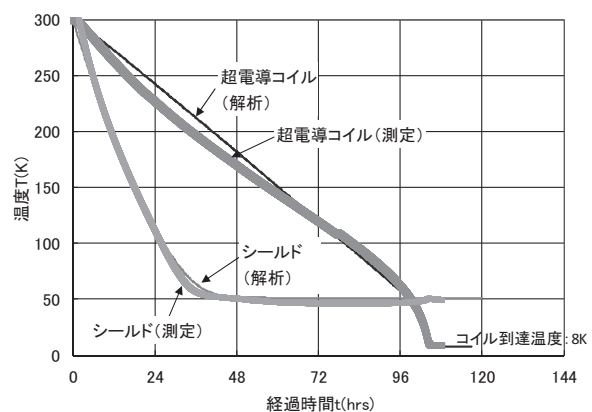


Fig.1 Cooling properties of the HTS test magnet.

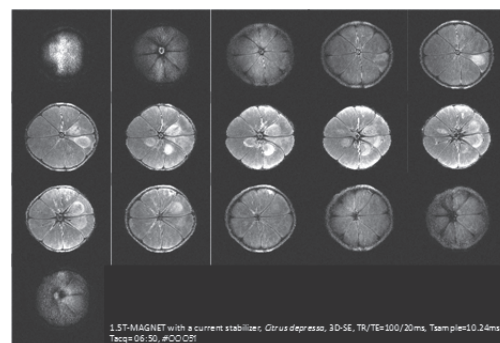


Fig.2 MRI multi-slice images of a citrus by very stability power supply using a conventional MRI magnet.

MRI 用高安定磁場コイルシステム基盤技術の研究開発②～300mm ボアコイル設計

Research and development of the very stable magnetic field coil system fundamental technology for MRI ② -Design of a test coil with 300mm bore-

松田 哲也、福井 秀樹、井上 達也、横山 彰一、田邊 肇 (三菱電機)

MATSUDA Tetsuya, FUKUI Hideki, INOUE Tatsuya, YOKOYAMA Syoichi, TANABE Hajime (Mitsubishi Electric Corp.)

E-mail: Matsuda.Tetsuya@dn.MitsubishiElectric.co.jp

1. はじめに

MRI マグネットには、高画質の画像を得るために空間的に高均一が必要である。一般には画像取得領域で 2ppm 程度の均一が必要とされる。今回、ReBCO テープ線材を用いたパンケキコイルを Z 軸方向に沿ってスタックした構造の MRI マグネットにて、高磁界均一度を得るためのコイル形状の最適化設計を実施したので、この結果を報告する。

2. コイル設計

従来型 MRI マグネットの超電導線は数 mm の角線あるいは丸線 NbTi 線であり、コイルの最適化設計では Z 方向位置と R 方向位置を同時に変化させていた。一方、ReBCO テープ線材は、0.3mm と厚みが薄く、幅は 5mm と幅広であり、ダブルパンケキコイルの幅は 11mm になる。高磁界均一度を得るためにコイル形状の最適化を実施する場合、Z 方向コイル位置は連続的に変化させにくいため、ダブルパンケキコイルの個数は 32 で固定とし、ダブルパンケキコイルの径(R)方向高さのみを変化させた。なお、コイル個数は極力少なくしたいが、均一化領域 φ 100mm において、30 個では目標値磁界均一度 2ppm を得ることができなかった。最適化手法は SA 法^(注)を採用した。最適化の目的関数は磁界均一度であり、定義式を以下に示す。

$$\text{磁界均一度} = \frac{1}{B(0,0,0)} \sqrt{\frac{\int (B(r,\theta,z) - B(0,0,0))^2 dv}{V}}$$

(注) SA: Simulated Annealing

第 1 回目の最適化後の各ダブルパンケキコイルの断面を Fig.1 に示す。磁界均一度は 1.64ppm/φ 100mm を得た。コイル形状には以下の特徴がある。①Z 方向に沿って最外側コイル 6 個はほぼ径が一定である。②Z 内側と外側の中間部分に薄い層のコイルがある。③Z 中心付近のコイルは凹凸が大きい。特に、Z=0 付近のコイルは位置誤差があると磁界均一度への影響が大きい。Z=0 から 2 番目のコイルは径方向高さが高くアンペアターンが大きい。位置誤差に弱いと考えられる。

第1回目最適化のコイル配置を初期値として、第2回目最適化を行った。Z 方向最外側の 7 個のコイルの高さを一定とし、Z 内側と外側の中間部分の高さが低い 3 個のコイルはなし(高さ零に設定)とし、Z=0 付近の 6 コイルの高さのみを変化させて、磁界均一度を最適化した。第 2 回目最適化では、コイル高さが極力均一になる様に、隣合うコイル高さの差も最適化の目的関数に加えた。コイル形状を Fig.2 に示す。磁界均一度は第 1 回目より向上し 1.3ppm/φ 100mm を得た。設計結果をまとめる。①コイル数は第 1 回目最適化の 32 個から 26 個に低減できた。②Z 方向外側の 7 コイルは径が同一で製作が容易である。③Z=0 から 2 番目のコイルの高さは第 1 回最適化より低くなり位置誤差により強い。中心磁界 2.9T、内径 φ 320 mm、外形 φ 418 mm、長さ 449mm、電流密度 144A/mm² である。

次に、超電導線材に加わる磁界の角度と温度(20K,30K)の臨界電流依存性を数値解析により求め、I_{cmin} でのロードラインを求めた。ロードラインを Fig.3 に示す。20K での負荷率は 61% である。冷凍能力より運転温度は 20K 以下であり、余裕を持った設計とした。

3. まとめ

3 分割コイル(ダブルパンケキコイル数 26 個)で磁界均一度 1.3ppm/φ 100mm が得られた。第 2 回目の設計では初期設計よりも Z=0 付近のコイル高さが低くコイル位置誤差の影響を小さくできた。また、運転温度である 20K での負荷率も 61%と余裕を持った設計である。

謝辞

本研究は、H25、26 年度、経済産業省の産業技術研究開発委託費および H27 年度、国立研究開発法人日本医療研究開発機構 (AMED) の「未来医療を実現する医療機器・システム研究開発事業のうち高温超電導コイル基盤技術開発プロジェクト」により委託・支援を受け実施したものである。

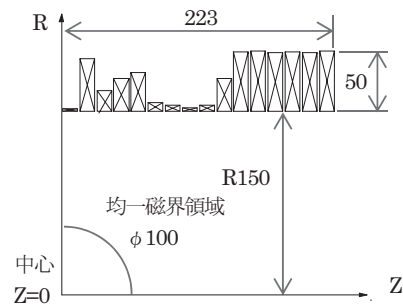


Fig.1 1/4 Cross sectional view of MRI coils after initial optimization of coil heights

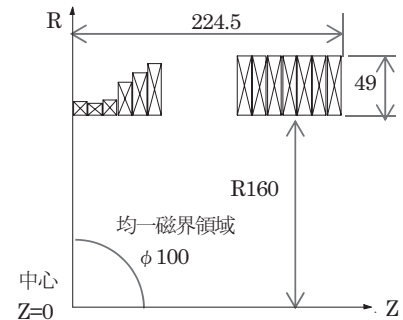


Fig.2 1/4 Cross sectional view of MRI coils after final optimization

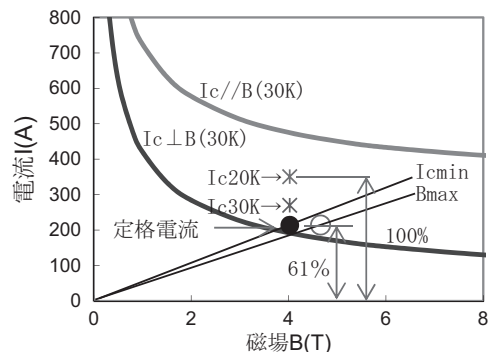


Fig.3 Load Line of MRI coils

MRI 用高安定磁場コイルシステム基盤技術の研究開発③ ～ボア直径 300mm コイル試作～

Research and development of the very stable magnetic field coil system fundamental technology for MRI ③ -Production of a test coil with 300mm bore-

井村 武志、李 智媛、植 哲昭、江口 諒、井上 達也、長廣 利成、横山 彰一、佐藤 伸治(三菱電機)
IMURA Takeshi, LEE Jiwon, UE Tetsuaki, EGUCHI Ryo, INOUE Tatsuya, NAGAIRO Toshinari, YOKOYAMA Shoichi,
SATO Shinji (Mitsubishi Electric Corp.)
E-mail: Imura.Takeshi@db.MitsubishiElectric.co.jp

1. はじめに

我々は医療用 MRI 超電導マグネットに高温超電導線材を適用する研究開発を実施している[1][2]。MRI 超電導マグネットには高画質な画像を取得するために高磁場・高安定磁場・高均一磁場が要求される。今回、Re 系超電導線材をパンケーキ巻したコイルをエポキシ真空含浸で一体化したものを所定の寸法に積層し、ボア直径 300mm を有する高均一磁場の高温超電導コイルを試作した。本報告では試作したボア直径 300mm コイルとコイルの積層組立について報告する。

2. ボア直径 300mm コイル試作

Re 系超電導線材はテープ面方向の引っ張り(剥離)応力に弱く、超電導特性劣化の要因となる。この対策として、2 重の絶縁フィルムの一方向のフィルム両面にエポキシとの接着力を低下させるフッ素コーティング施工した線材と極低温でコイル剛性を維持できる真空含浸用エポキシ[2]を用い、ボア直径 300mm のシングルパンケーキコイルを試作した。

MRI 超電導マグネットとして最適化したコイル形状[3]にて製作するため、巻線機に巻線中のコイル外径を計測できるシステムを導入し、また巻線途中に必要なに応じてターン間に層間シートを挿入しながら巻線を実施した。その結果、試作した 60 個のシングルパンケーキコイルをコイル外径 $\pm 0.11\text{mm}$ 以下の精度にて巻線することができた。試作したシングルパンケーキコイルの諸元を Table.1 に、シングルパンケーキコイルの写真を Fig.1 に示す。

試作したコイルを液体窒素を用いて特性試験を実施した。その結果、6 個のコイルにおいて超電導特性の劣化が見られ、内 2 個のコイルではコイル内周側において線材の剥離を確認した。これらの劣化は熱歪みによるものと考えられるため、コイル剛性を強化する対策を施して再測定した結果、劣化したコイルを除く全コイルにおいて良好な超電導特性が得られた。

3. ボア直径 300mm コイル積層組立

試作したシングルパンケーキコイルの積層組立を実施した。組立精度目標の径方向 0.2mm 以下、軸方向 1mm 以下を満足するため、コイル内周側に径方向の位置誤差を補正できる治具を用い、コイルを積層する毎に径方向位置を補正しながら積層した。また、コイル軸方向位置をコイルを積層する毎に測定し、適宜コイル間に層間シートを挿入して積層した。その結果、コイル位置誤差の最大を径方向 0.1mm 以下、軸方向 0.5mm 以下に抑制でき、目標精度内にてコイル積層組立を実施できた。コイル積層組立後、パンケーキコイル間の接続、積層コイルの含浸を実施して、ボア直径 300mm コイルを製作した。製作したボア直径 300mm コイルの外観写真を Fig.2 に示す。本コイルを伝導冷却のクライオ装置に組み込み、冷却後、通電試験を実施する。

4. まとめ

ボア直径300mmコイルに必要なシングルパンケーキコイルをコイル外径 $\pm 0.11\text{mm}$ 以下の精度で試作した。また、超電導特性の劣化対策としてコイル剛性を強化する対策を施し、全コイルにおいて良好な超電導特性が得られた。これら試作し

たコイルを径方向0.1mm以下、軸方向0.5mm以下の精度で積層組立し、ボア直径300mmコイルを製作した。

謝辞

本研究は、H25、26年度、経済産業省の産業技術研究開発委託費およびH27年度、国立研究開発法人日本医療研究開発機構(AMED)の「未来医療を実現する医療機器・システム研究開発事業のうち高温超電導コイル基盤技術開発プロジェクト」により委託・支援を受け実施したものである。

参考文献

- [1] 横山彰一、他:第 89 回低温工学・超電導学会予稿集(2014),3A-p01
- [2] 井村武志、他:第 89 回低温工学・超電導学会予稿集(2014),3A-p02
- [3] 松田哲也、他:第 92 回低温工学・超電導学会予稿集

Table.1 Specifications of the test coils

コイル内径	320mm
コイル外径最大	420mm
コイル幅	5.5mm
コイル外径誤差	-0.11~+0.10mm

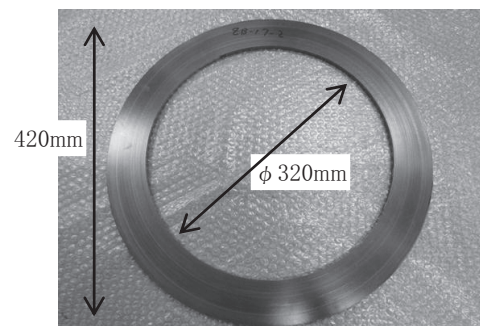


Fig.1 Photograph of a test coil.

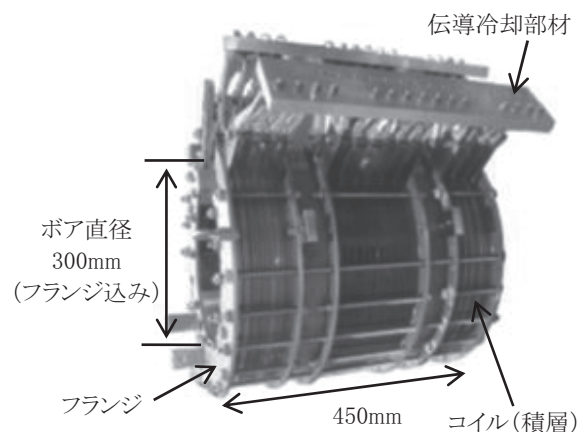


Fig.2 Photograph of the 3T-300mm bore test coil.

MRI 用高安定磁場コイルシステム基盤技術の研究開発④ ～高安定電源による LTS MRI マグネットの磁場均一度試験～

Research and development of the very stable magnetic field coil system fundamental technology for MRI ④-Magnetic Field Stability Test of LTS MRI Magnet Excited by Highly-stabilized Power Supply-

吉川 正基, 谷内田 貴行, 白井 康之(京都大学); 井村 武志, 横山 彰一(三菱電機)

YOSHIKAWA Masaki, YACHIDA Takayuki, SHIRAI Yasuyuki (Kyoto University);

IMURA Takeshi, YOKOYAMA Shoichi (Mitsubishi Electric Co.)

E-mail: yoshikawa@pe.energy.kyoto-u.ac.jp

1. はじめに

現在、REBCO や BSCCO テープのテープ状超電導線材を用いた液体ヘリウムを不要で小型化が可能な高温超電導 (HTS) MRI マグネットが注目されている。しかし、高温超電導マグネットは2つの要因により時間的・空間的に均一な磁場を得ることが困難であり、現状では鮮明な画像を得ることができない可能性がある。一つ目の要因は時間的に減衰する遮蔽電流[1]の影響である。二つ目は、高温超電導は超電導接続が困難であるため、電源駆動しながら励磁しなくてはならず、電源の安定性が磁場に影響することである。

本稿では、遮蔽電流と電源安定性が磁場に与える影響を分離評価するために、遮蔽電流の影響が小さい低温超電導 (LTS) MRI マグネットを電源駆動しながら励磁・イメージングを行った。

2. 実験概要

本稿では、高安定電源により低温超電導 MRI マグネットを励磁した実験の結果を報告する。

インダクタンス 114 H の低温超電導 MRI マグネット (Fig.1) を励磁した。励磁にはスイッチング電源とドロップ定電流制御方式を組み合わせた高精度超電導コイル用電源を用いた。磁場測定には NMR プロブ、電流測定には電流センサを用いた。Fig.2 に測定系の回路図を示す。

本実験では、電流掃引速度を 0.07 A/s、電流値を 224.3 A として 5 時間維持した。なお、5 時間のうち 1.25 時間は NMR プロブにより中心磁場を観測し、その後は NMR プロブを取り除きイメージング装置と取り換えイメージングを行った。測定項目はコイル中心の軸方向の磁場、電流値、コイル間電圧 (P-N)。直径 20 mm 球のシークワサーをイメージングした。

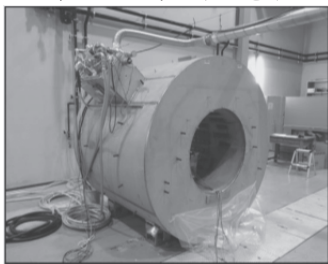


Fig.1 3T LTS-MRI magnet

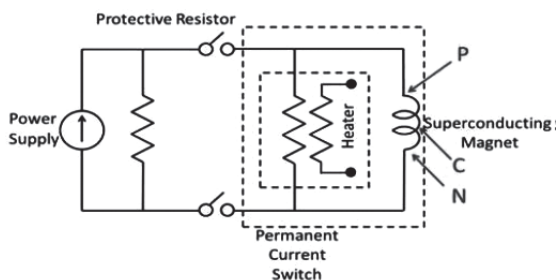


Fig.2 Circuit diagram of LTS-MRI magnet test

3. 実験結果と考察

Fig.3 は電源駆動中の低温超電導マグネットの中心の軸方向の磁束密度を NMR プロブで計測した結果である。励磁開始 1.5 時間後には電流値は安定した。励磁開始後 1.5～2.75 時間の 1.25 時間の磁束密度の均一度は 0.961 ppm/hour となり目標の 1 ppm/hour 以下を達成した。

Fig.4 は電源駆動しながらスキャンしたシークワサーの断面図である。磁場均一度を 1 ppm/hour 以下に抑えることができたため鮮明な画像を得ることができた。

本実験を通じて、遮蔽電流と電源安定性の磁場に与える影響を分離評価し、電源安定性が磁場に与える影響はイメージングするには十分な精度であることがわかった。

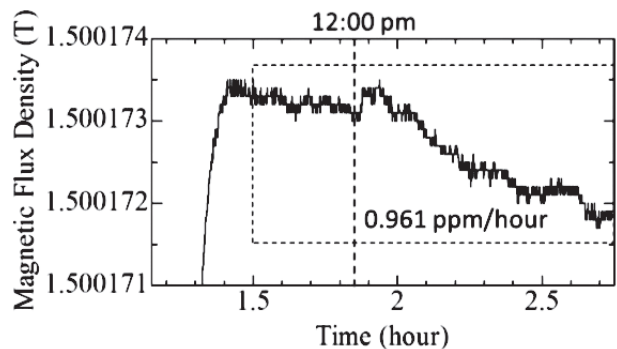


Fig.3 Magnetic flux density of NMR probe in the power supply driving mode

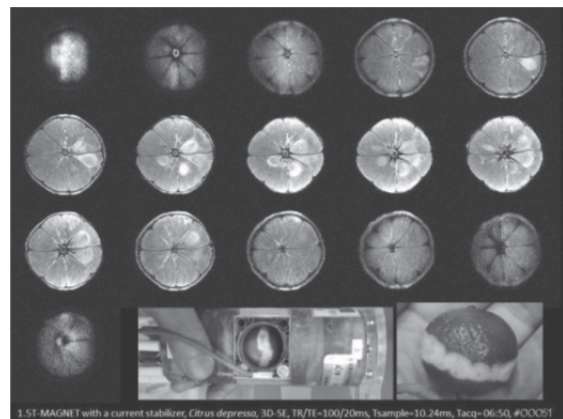


Fig.4 MRI images of citrus depressa, a kind of citrus fruit

参考文献

1. Y. Yanagisawa and H. Maeda: "Mechanism and Suppressive Methods for Screening-current-induced Magnetic Field of REBCO Coils", Journal of the Cryogenic Society of Japan, 48, 4, pp. 165-171 (2013)

詳細な線材断面構造を考慮した $\Phi 320$ 高温超電導コイルの非線形通電特性解析

Analysis of Nonlinear Current Transport Performance of HTS Coil with Inner Diameter at 320 mm Taking Account of Detailed Cross Section of Coated Conductor

中村 武恒, 柴山 優花 (京大); 横山 彰一 (三菱電機)

NAKAMURA Taketsune, SHIBAYAMA Yuka (Kyoto Univ.); YOKOYAMA Shoichi (MITSUBISHI)

E-mail: tk_naka@kuee.kyoto-u.ac.jp

1. はじめに

我々は、医療用 MRI への適用を指向した高温超電導コイルを試作し、高安定磁場コイルシステム技術を取得、実証する研究開発プロジェクトを実施している[1]。本講演では、三菱電機が開発している $\Phi 320$ コイルを対象として、まず同コイルに用いられている Gd 系高温超電導短尺線材の電流輸送特性の詳細な測定を行うと共に、理論モデルによって定式化した。また、 $\Phi 320$ コイルについて、上記線材の詳細な断面構造を正確に再現した 3 次元有限要素法解析モデルを開発して、その通電特性や磁場発生特性を定量化した。さらに、同モデルと線電流モデルを併用した遮蔽電流特性解析手法についても説明し、現状を報告する。

2. $\Phi 320$ コイルの電磁場解析モデルと解析方法

$\Phi 320$ コイルの詳細については、別途報告されているので割愛する[2]。まず、 $\Phi 320$ コイルの電流輸送特性を直流四端子法にて測定し、その後理論評価式で定式化した。次に、同線材の詳細な断面構造を正確に 3 次元電磁場解析モデルとして再現し、詳細なコイル内磁場分布と共に、非線形電流輸送特性を評価した。次に、上記電磁場解析モデルによって得られた磁場分布他から遮蔽電流を評価する線電流モデルを作成し、計算時間の短縮を図った。なお、線電流モデルは、コイル特性が等価回路的にどのように見えるかを表現するためにも重要であり、例えば遮蔽電流の励磁制御の際に必要なことから、上記電磁場解析を補完する重要な解析と位置付けられる。

3. 解析現状と考察

Fig. 1には、3次元電磁場解析モデルを示す。超電導層厚や冷却時絶縁層厚などを精密に再現している。また、Fig. 2には、上記コイルに用いているGd系テープ材の臨界電流の実験結果を示す。電界-電流密度特性の測定結果については、九州大学・木須らが提案しているパーコレーション遷移モデル[3]で定式化して、上記電磁場解析モデルに反映して非線形通電特性解析を実施した。また、遮蔽特性を解析するために開発した線電流モデルについて、楕円積分を用いて計算したコイルボア内磁場分布をFig. 3に示すが、設計通りの結果が得られている。講演当日には、上記方法を用いた解析結果の詳細を報告する予定である。

謝辞

本研究は、H25・26 年度、経済産業省の産業技術研究開発委託費、および H27 年度、国立研究開発法人日本医療研究開発機構 (AMED) の「未来医療を実現する医療機器・システム研究開発事業のうち高温超電導コイル基盤技術開発プロジェクト」により委託・支援を受け実施したものである。解析の一部について、京都大学工学部電気電子工学科・唐島智治氏に協力頂いた。

参考文献

1. S. Yokoyama, et al.: Abstracts of CSSJ Conference, vol. 92, 1A-p01 (2015).
2. T. Matsuda, et al.: Abstracts of CSSJ Conference, vol. 92, 1A-p02 (2015).
3. T. Kiss et al.: Physica C, vol. 392, pp. 1053-1062 (2003).

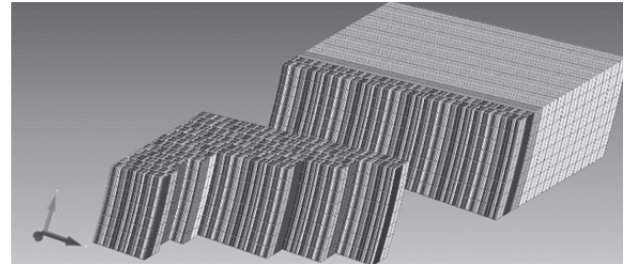


Fig. 1 3D FEM model of $\phi 320$ coil

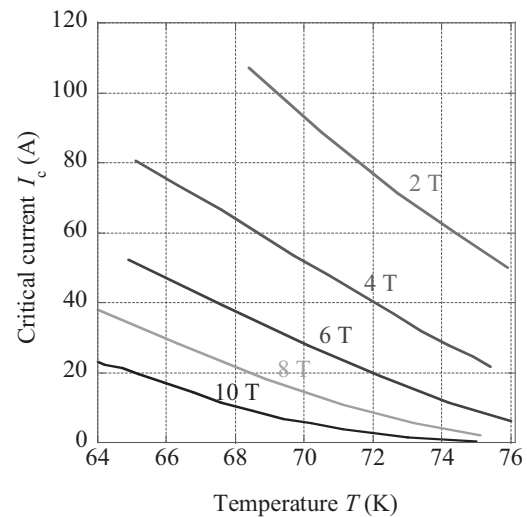


Fig. 2 Temperature and magnetic field dependences of critical current of GdBCO tape, which is used for $\phi 320$ coil

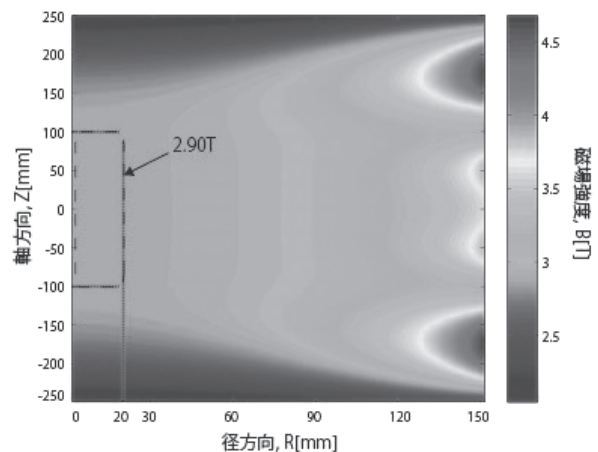


Fig. 3 Spatial distribution of magnetic field in a bore of $\phi 320$ coil

ReBCO テープ線の短尺試料における遮蔽電流磁場の減衰特性評価

Evaluation of attenuation characteristics of magnetic field induced by screening current in a short sample of ReBCO tape conductor

三浦 英明, 藤田 晋士, 高野 玲央, 福島 規至, 宮城 大輔, 津田 理(東北大); 横山 彰一(三菱電機)
 MIURA Hideaki, FUJITA Shinji, TAKANO Reo, FUKUSHIMA Noriyuki, MIYAGI Daisuke,
 TSUDA Makoto (Tohoku Univ.); YOKOYAMA Shoichi (Mitsubishi Electric Corp.)
 E-mail: h.miura@ecei.tohoku.ac.jp

1. はじめに

MRI 用マグネットでは、高解像度な画像を得るため、時間的に高安定な磁場が要求される。しかし、ReBCO テープ線では遮蔽電流が誘起されやすく、遮蔽電流の減衰による磁場変動がコイルの磁場安定性に影響を及ぼす。この磁場変動を抑制する方法の一つとして、オーバーシュート法がある[1]。この方法を用いた場合の遮蔽電流磁場の減衰特性を明確にするには、コイルを構成する線材内部の磁場分布の時間変化を把握する必要がある。しかし、コイル内部の磁束密度は場所により異なり、遮蔽電流磁場分布も複雑となる。そこで、本研究では、GdBCO テープ線の短尺試料を用いて、コイル電流をオーバーシュートさせた後の遮蔽電流磁場分布の時間変化を測定し、線材内部の遮蔽電流磁場の抑制に有効となるオーバーシュート法の条件について検討した。

2. 遮蔽電流磁場の測定方法

本実験では、フジクラ社製の GdBCO テープ線を用いた。測定システムの概要を Fig.1 に示す。試料に一樣な磁場を印加するため、銅コイル通電時に磁束密度が最小となる点が試料の中心と重なる様に試料を設置した。試料を液体窒素で冷却して超電導転移させた後、銅コイルに通電し、試料のテープ面に対して垂直方向に磁場を印加した。その後、コイル電流が一定となってから、試料上空 1 mm における磁束密度分布を、ホール素子を用いて測定した。試料への磁場印加方法は、通常印加 (0→54 mT)、オーバーシュート I (0→72→54 mT)、オーバーシュート II (0→108→54 mT) とした。なお、本測定では XYZ ステージを用いてホールプローブの位置を高精度に制御した。また、測定範囲を、試料の長さ(X 軸)方向: -3~3 mm, 幅(Y 軸)方向: -3~3 mm, 厚さ(Z 軸)方向: 1 mm とし、測定間隔を長さ方向、幅方向ともに 0.25 mm とした。

3. 遮蔽電流磁場の減衰特性評価

試料中央におけるテープ面に対して垂直方向の磁束密度の時間変化を Fig.2 に示す。遮蔽電流磁場の向きは、通常印加では印加磁場と逆向き、オーバーシュート II では印加磁場と同じ向きであったが、ともに遮蔽電流磁場の大きな減衰が観測された。これに対し、オーバーシュート I では磁束密度がほぼ一定で推移し、遮蔽電流磁場の減衰が抑制されることがわかった。測定開始から 32 分後における試料上空の磁束密度分布を Fig.3 に示す。これより、通常印加の場合とオーバーシュート II の場合に、遮蔽電流磁場や磁束密度勾配が大きくなっていることがわかる。これに対し、オーバーシュート I の場合は、試料の端部付近の磁束密度変化が抑制され、中央部付近の磁束密度勾配は、通常印加やオーバーシュート II よりも小さくなった。これは、オーバーシュート法の採用により、通常印加時に発生した遮蔽電流と逆向きの遮蔽電流が誘起され、正味の遮蔽電流磁場が小さくなったためであると考えられる。

以上より、オーバーシュート法を用いて遮蔽電流磁場の変動を抑制するには、線材上空の磁束密度勾配を小さくし、正味の遮蔽電流量を小さくできるオーバーシュート量を明確にすることが有効であると考えられる。

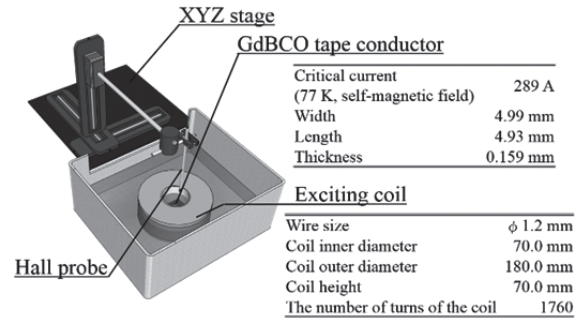


Fig.1 Schematic drawing of a measurement system of magnetic field induced by screening current within a GdBCO tape sample.

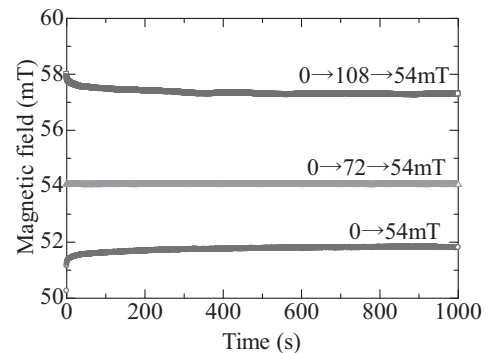


Fig.2 Attenuation of magnetic flux density above the center of a GdBCO tape sample after an overshoot.

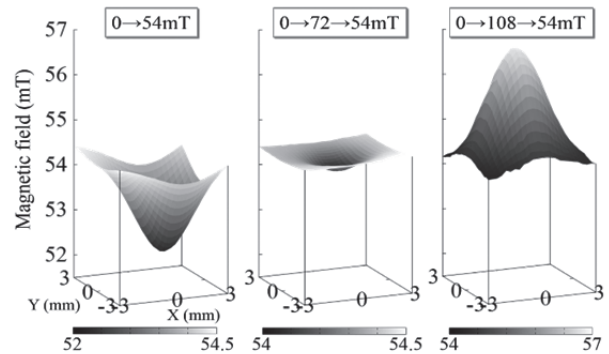


Fig.3 Distribution of magnetic flux density above a GdBCO tape sample at 32 minutes after an overshoot.

謝辞

本研究は、H25、26年度、経済産業省の産業技術研究開発委託費およびH27年度、国立研究開発法人日本医療研究開発機構 (AMED) の「未来医療を実現する医療機器・システム研究開発事業のうち高温超電導コイル基盤技術開発プロジェクト」により委託・支援を受け実施したものである。

参考文献

1. T. Hemmi, et al.: Electromagnetic behavior of HTS coils in persistent current operations, Fusion Engineering Design 81 (2006) p.2463-2466

ReBCO コイルの励磁方法が遮蔽電流磁場の減衰特性に与える影響

Influence of excitation method on attenuation characteristics of magnetic field induced by screening current in ReBCO coil

高野 玲央, 藤田 晋士, 三浦 英明, 福島 規至, 宮城 大輔, 津田 理 (東北大); 松田 哲也, 横山 彰一 (三菱電機)
 TAKANO Reo, FUJITA Shinji, MIURA Hideaki, FUKUSHIMA Noriyuki, MIYAGI Daisuke,
 TSUDA Makoto (Tohoku University); MATSUDA Tetsuya, YOKOYAMA Shoichi (Mitsubishi Electric Corp.)
 E-mail: r.takano@ecei.tohoku.ac.jp

1. はじめに

近年、液体ヘリウムの生産量減少が深刻化しており、MRI 用コイルの高温超電導化が求められている。しかしながら、ReBCO テープ線を用いる場合、励磁時に誘起される遮蔽電流磁場が時間とともに減衰するため、MRI の高解像度化に不可欠となる時間的高安定磁場の生成が課題となっている[1]。そこで、本研究では、ReBCO コイルの励磁方法が遮蔽電流磁場の減衰特性に及ぼす影響について検討を行った。

2. 遮蔽電流磁場の測定方法・評価方法

フジクラ社製 GdBCO テープ線を用いて、Fig.1 に示す様なダブルパンケーキコイルを作製した。遮蔽電流磁場の減衰特性を明確にするために、Fig.1 の様に、コイル側面にホール素子を取り付け、励磁中の磁束密度の時間変化を測定した。遮蔽電流の影響により、測定点の磁束密度は、遮蔽電流がゼロの場合の磁束密度(以下、理論値)からずれて測定される。このずれを磁場遮蔽率 η として(1)式で評価した。なお、 B_{th} は磁束密度の理論値、 B_m は磁束密度の測定値である。理論値は、常温で微小電流をコイルに通電したときの磁束密度の測定値を用いて計算した。また、磁場の変動率は、1分間当たりの磁束密度の変化量として評価した。ある時刻 t における磁場の測定値を B_t とし、その時刻から1分後の磁場の測定値を B_{t+1} とすると、1分間当たりの磁場の変動率 ε は(2)式で表される。

$$\eta = \frac{B_{th} - B_m}{B_{th}} \times 100 \quad [\%] \quad (1)$$

$$\varepsilon = \frac{B_{t+1} - B_t}{B_t} \times 10^6 \quad [\text{ppm}/\text{min}] \quad (2)$$

3. GdBCO コイルにおける遮蔽電流磁場の特性評価

本研究では、ReBCOコイルにおける遮蔽電流磁場の減衰抑制方法として考えられているオーバーシュート法や消磁法において、磁場の変動抑制に有効な波形について検討した。

オーバーシュート法は、電流を増加させてから目標電流まで減少させる方法であるが、オーバーシュートの波高値を変化させて実験を行ったところ、通電電流の10%程度の波高値の場合に磁場変動を効果的に抑制できることがわかった。

これに対し消磁法は、交流波形の振幅を減少させながら目標電流値に近づく方法であるが、本研究では、交流波形の波高値や周波数を変化させて実験を行った。結果の一例としてFig.2に示す波形を用いた場合の磁場遮蔽率と磁場変動率をそれぞれFig.3とFig.4に示す。これより、消磁法を用いることで遮蔽電流磁場の発生量や変動量を抑制できることがわかった。また、単位時間当たりの交流損失が大きくなる周波数や波高値の場合に磁場変動を効果的に抑制できることがわかった。これは、交流損失により等価的な抵抗が発生し、遮蔽電流量が減少したためだと考えられる。

以上より、ReBCOコイルにおける遮蔽電流磁場の減衰抑制には、10%程度のオーバーシュートや、単位時間当たりの損失が大きくなる交流波形を用いた励磁法が有効であるといえる。

謝辞

本研究は、H25、26年度、経済産業省の産業技術研究開発委託費およびH27年度、国立研究開発法人日本医療研究開発機構(AMED)の「未来医療を実現する医療機器・システム

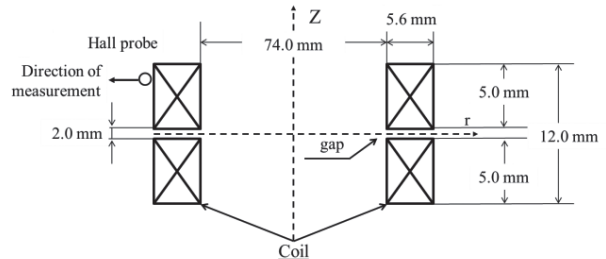


Fig.1 Schematic view of GdBCO double pancake coil and Hall probe for magnetic field measurement.

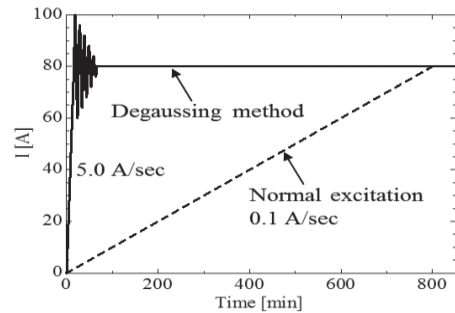


Fig.2 Example of the excitation current waveforms.

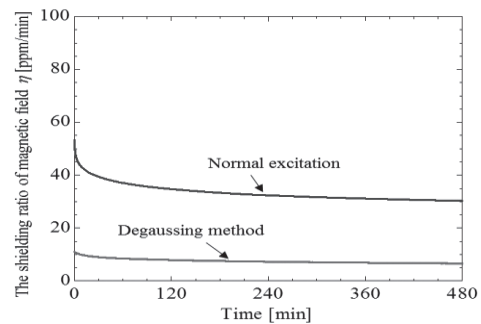


Fig.3 Time dependence of shielding ratio of magnetic field, η .

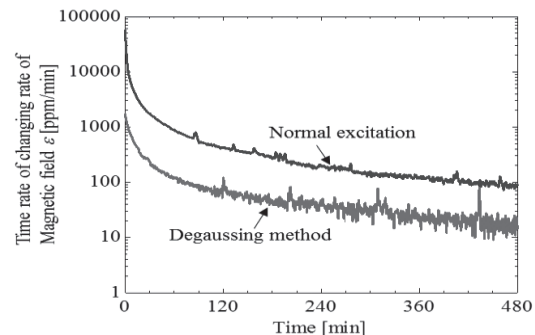


Fig.4 Time dependence of changing rate of magnetic field, ε .

研究開発事業のうち高温超電導コイル基盤技術開発プロジェクト」により委託・支援を受け実施したものである。

参考文献

1.Yoshinori YANAGISAWA and Hideaki MAEDA, Abstracts of CSSJ Conference, Vol.48 No.4 (2013) p.165-171

有限要素法による HTS テープ巻線の遮蔽電流磁界の数値的再現

Numerical Reproduction of Screening-Current-Induced Fields in HTS Tape Winding Using Finite Element Method

岡部 祐麻, 梶川 一弘 (九大)

OKABE Yuma, KAJIKAWA Kazuhiro (Kyushu Univ.)

E-mail: okabe@sc.kyushu-u.ac.jp

1. はじめに

現在、MRI や NMR 用マグネットは高い磁界均一度を必要とするため、低温超電導多芯線が用いられている。また、高温超電導 (HTS) 線も開発されているが、テープ形状であるため幅広面内に遮蔽電流が誘起され、これを巻線したコイルでは輸送電流がつくるコイル中心部の主磁界に加えて、遮蔽電流が作る磁界 (遮蔽電流磁界) が重ね合わさり不均一となる。そこで、異常横磁界効果を用いて HTS テープ線の遮蔽電流磁界を低減する方法が提案されている [1]。これまでに、HTS コイルの周方向に微小交流磁界を印加して、HTS テープ巻線の遮蔽電流磁界を低減できることを実験的に確認した [2]。そこで、本研究では実験に用いた HTS コイルをモデル化し、有限要素法を用いて遮蔽電流磁界を数値解析した。

2. HTS コイルのモデル化と計算方法

実験に用いた HTS 線は、テープ幅が 5.03 mm、超電導層の厚さが 2.6 μm 、臨界電流が 77 K、自己磁界下で 257 A である。また、HTS コイルは、内径 66.0 mm、外径 70.7 mm、長さ 42.0 mm、ターン数 84 である。モデル化に際し、代表的なコイル断面を考え、軸対称モデルとした。有限要素解析するために、電流ベクトルポテンシャル T を用いて定式化した [3]。超電導層は幅に比べて厚さが薄いので、厚さ方向を無視して超電導層に垂直な成分のみを考えた。得られた支配方程式を Galarkin 法、後退差分法、Newton-Raphson 法を用いて離散化し、連立一次方程式を導出した。また、同等の線材を用いた実験結果 [4] に基づいて、自己磁界下での臨界電流値 I_{c0} で規格化した臨界電流 I_c の磁界の大きさ B と印加角度 θ に対する依存性を次式で近似した。

$$\frac{I_c(B, \theta)}{I_{c0}} = \frac{\alpha_1 B^{-\Gamma_1}}{\sqrt{\cos^2 \theta + \frac{1}{\gamma_1^2} \sin^2 \theta}} + \frac{\alpha_2 B^{-\Gamma_2}}{\sqrt{\frac{1}{\gamma_2^2} \cos^2 \theta + \sin^2 \theta}} \quad (1)$$

ここで、 $\alpha_1, \alpha_2, \Gamma_1, \Gamma_2, \gamma_1, \gamma_2$ はフィッティングパラメータであり、最小 2 乗法を用いて、 $\alpha_1 = 0.0159, \alpha_2 = 0.0988, \Gamma_1 = 0.92, \Gamma_2 = 0.65, \gamma_1 = 19.4B + 1, \gamma_2 = 1.20B + 1$ を得た。ただし、 θ はテープ幅広面に垂直な方向を基準とした磁界印加角度である。実験結果との比較を Fig. 1 に示す。

3. 解析結果

実験では、HTS コイルを液体窒素中に浸漬冷却し、コイルの中心磁界をホールセンサで測定した [2]。HTS コイル初期励磁時に、微小交流磁界を印加したときとしなかったときの差を遮蔽電流磁界として評価した。計算結果との比較を Fig. 2 に示す。まず、Bean モデルを仮定して計算すると定量的に大きなずれが見られる。一方、 I_c - B - θ 特性を導入した結果では、実験結果により近づいていることがわかる。また、どちらの計算結果も、輸送電流が低い領域ではほぼ同じ結果になっており、

実験結果と近いこともわかる。

参考文献

1. K. Kajikawa, et al.: IEEE Trans. Appl. Supercond. 22 (2012) 4400404
2. Y. Okabe, et al.: CSSJ Conference 91 (2015) 2P-p18
3. N. Amemiya, et al.: Supercond. Sci. Technol. 21 (2008) 095001
4. M. Daibo, et al.: IEEE Trans. Appl. Supercond. 22 (2012) 3900204

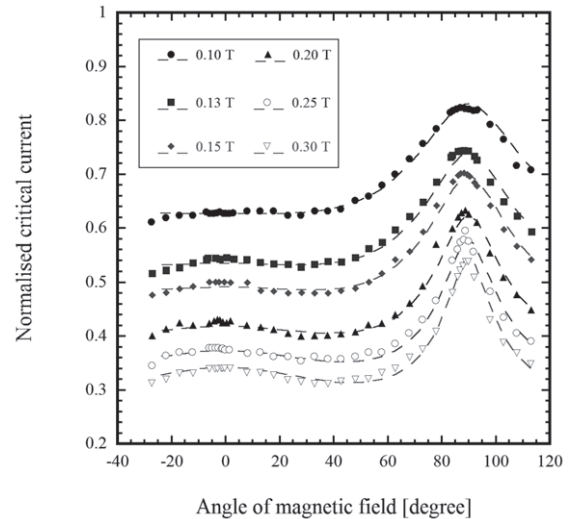


Fig. 1 Dependence of normalised critical currents on angle of magnetic field.

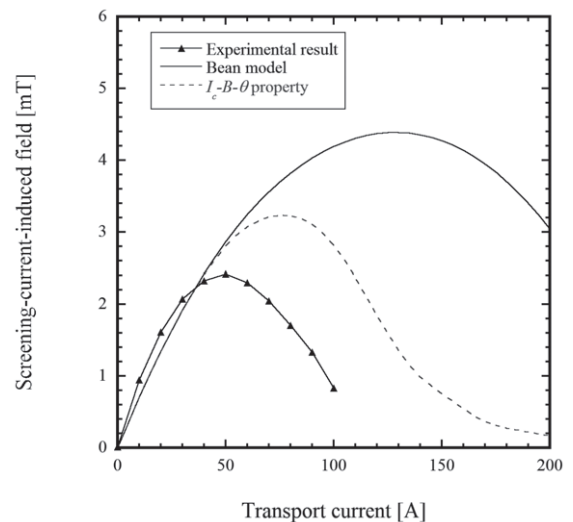


Fig. 2 Comparison among experimental result and numerical results of screening-current-induced fields.

断面形状の異なる二極マグネットにおける線材磁化の磁場精度への影響

Influence of magnetization on field quality in dipole magnets with different coated-conductor orientations in their cross sections

曾我部 友輔, 中村 武恒, 雨宮 尚之(京大); 荻津 透(KEK)
 SOGABE Yusuke, NAKAMURA Taketsune, AMEMIYA Naoyuki (KU); OGITSU Toru (KEK)
 E-mail: y-sogabe@asl.kuee.kyoto-u.ac.jp

1. はじめに

薄膜高温超伝導線材で巻かれた加速器用マグネットでは大きな線材磁化が誘起され、その結果マグネットの磁場精度が乱される。線材磁化とその磁場精度への影響はマグネット断面における線材の角度などに依存する。今回は、コサインシート型二極マグネットとレーストラックコイルから構成される二極マグネットにおける違いについて報告する。

2. 解析対象の二極マグネット断面

解析対象として、Fig. 1 に示す二つの二極マグネット(CT, RT)を設計した。それぞれのマグネットは 2.88 T の二極磁場成分を発生し、二極磁場成分で規格化された高次多極磁場成分の大きさが 10^{-4} 以下となるように設計された。このとき、CT は線材経線垂直磁場がミッドプレーン付近で大きいため、CT のマグネット I_c は RT のそれと比較して低い。

3. 断面解析方法・条件

薄膜線材で巻いたマグネットの断面電磁界解析を実施した[1], [2]。超伝導特性は、パーコレーション遷移モデルを使用し、そのパラメータは測定結果のフィッティングによって求めた[3]。マグネットの負荷率は、CT, RT のいずれもが 0.66 となるように最大マグネット電流、断面形状を設計した。マグネット電流のパターンは、シンクロトロンやビームライン用二極マグネットに要求される通電パターンを模擬して決定した。

4. 解析結果

Fig. 2, 3に、CT, RTそれぞれの、マグネット電流、線材磁化が二極、六極磁場成分に及ぼす影響(ΔB_1 , ΔB_3)を示した。ほとんどの場合、CTのほうがRTよりも線材磁化の磁場精度への影響は小さい。これはマグネット断面における線材配置角度の違いに起因している。すなわち、CTではマグネット径方向に沿って線材が配置されているのに対し、RTではミッドプレーンに垂直に線材が配置されているためである。

また、両マグネットに共通して、通電電流値が低く負荷率が低い場合には、線材磁化が磁場精度に及ぼす影響が大きいということが明らかになった。具体的には、ランプアップ前半において二極磁場成分で規格化した高次多極磁場成分の値が 10^{-3} を超える。この値は非常に大きく、加速器の入射、出射エネルギーの下限を必要とする可能性を示唆している。これらの結果は、高温超伝導線材を加速器用マグネットに応用する際の加速器設計に影響を及ぼしうるものである。

謝辞

本研究は科学技術振興機構の研究成果展開事業「戦略的イノベーション創出推進プログラム(S-イノベ)」の支援によって行われた。

参考文献

1. N. Amemiya, et al.: Supercond. Sci. Technol., **21** (2008) 095001
2. Y. Ichiki, et al.: Physica C 412-414 2 (2004) 1015-1020
3. K. Takahashi, et al.: IEEE Trans. Appl. Supercond., **21** (2011) p.1833-1837

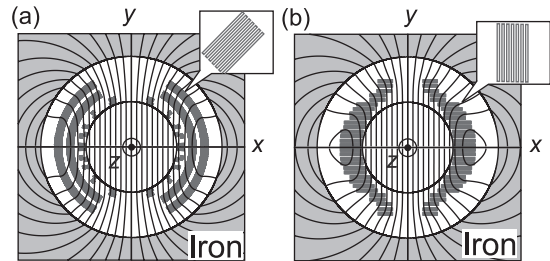


Fig. 1 Cross sections of the designed dipole magnets with flux lines: (a) cosine-theta dipole magnet (CT); (b) dipole magnet comprising racetrack coils (RT).

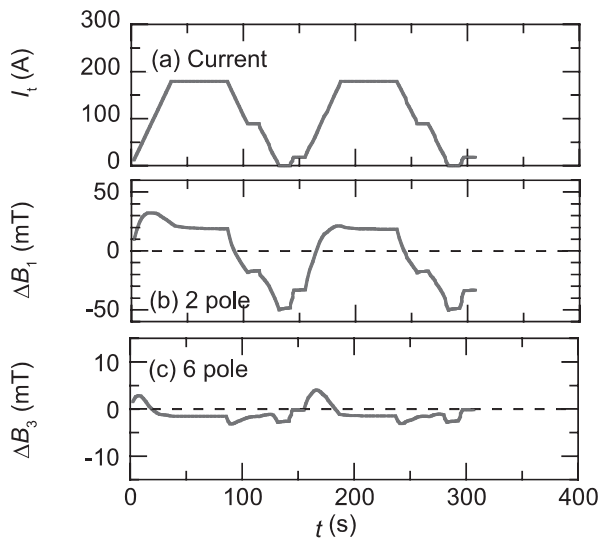


Fig. 2 Temporal evolution of the current and the influence of magnetization on the multipole components in CT.

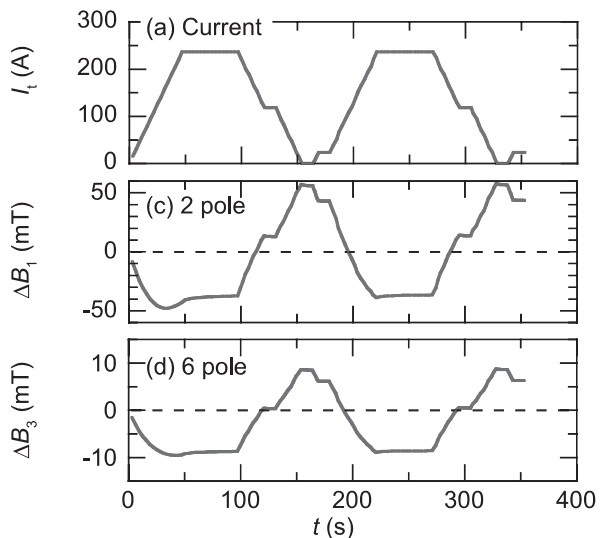


Fig. 3 Temporal evolution of the current and the influence of magnetization on the multipole components in RT.