

全身 MRI 用磁石技術を応用したビーム捕捉用超伝導磁石の精密磁場調整 PRECISE OPERATION OF SUPERCONDUCTING MAGNET FOR BEAM CAPTURE APPLYING WHOLE-BODY MRI MAGNET TECHNOLOGY

杉田 萌^{A)}, 飯沼 裕美^{A)}, 大金 千織^{A)}, 佐々木 憲一^{B)}, 阿部 充志^{B)},
三部 勉^{B)}, 荻津 透^{B)}, 下村 浩一郎^{B)}
Moe Sugita^{A)}, Hiromi Inuma^{A)}, Chiori Ohgane^{A)}, Ken-ichi Sasaki^{B)}, Mitsushi Abe^{B)},
Tsutomu Mibe^{B)}, Toru Ogitsu^{B)}, Koichiro Shimomura^{B)}
^{A)} Ibaraki University

^{B)} High Energy Accelerator Research Organization (KEK)

Abstract

The MuSEUM experiment, a precise measurement of muonium hyperfine structure (MuHFS) in the ground state, is underway at J-PARC. We are currently developing a new device for high magnetic field (1.7 T) experiments to achieve more than 10 times higher precision than the previous experiment. The temporal and spatial homogeneity of the magnetic field required in this experiment is less than 0.2 ppm (p-p) in the inner region of the rotating ellipsoid (20 cm short diameter and 30 cm long diameter). We have achieved 0.45 ppm p-p homogeneity in the spatial magnetic field homogeneity test using whole-body MRI magnet. In this presentation, we will discuss (1) the quantitative evaluation of the magnetic field variation with temperature change in permanent current mode and (2) the feasibility of a new shimming method using ferrofluid and magnetic putty. One of the factors of magnetic field variation over time is the temperature change. In the magnetic field conditioning method using the magnetization of the iron shim, the support mechanism for fixing the iron shim in the superconducting coil expands and contracts due to temperature changes, causing a change in the position of the iron shim. The amount of magnetization of the iron shims also depends on the temperature. Therefore, we measured the change in the magnetic field when the temperature of the support was changed, and the simulation calculation and comparison of the two sources of magnetic field variation related to the temperature change were carried out. In addition, we are investigating a new method of spatial magnetic field adjustment using magnetic fluid and putty to improve the accuracy of magnetic field adjustment compared with conventional iron shims. We will also discuss its feasibility.

1. はじめに

J-PARC で計画が進んでいる MuSEUM (Muonium Spectroscopy Experiment Using Microwave) 実験では、ミュオニウム原子基底状態の超微細構造のマイクロ波分光実験を進めている。ミュオニウム原子 (Mu) は、正電荷ミュオンと電子がクーロン力の束縛状態を指し、それぞれがスピンをもつ。正電荷ミュオンと電子のスピンが平行状態と反平行状態ではエネルギー差が存在し (基底状態の超微細構造分裂)、MuSEUM 実験ではこのエネルギー差の測定を目的としている。現在は、実機製作に先駆けて 1.7 T で永久電流モード運転中の全身

MRI 用超伝導磁石 (最大磁場 2.9 T) を用いた磁場調整に関する実験を行っている。MuSEUM 実験によって要求される磁場を、Table 1 に示す。

Table 1: Uniformity Required by MuSEUM Experiment

項目	値
磁場強度	1.7 T
ミュオン捕捉領域	20 cm-30 cm 回転楕円体内
均一度	0.2 ppm (peak to peak) 未満

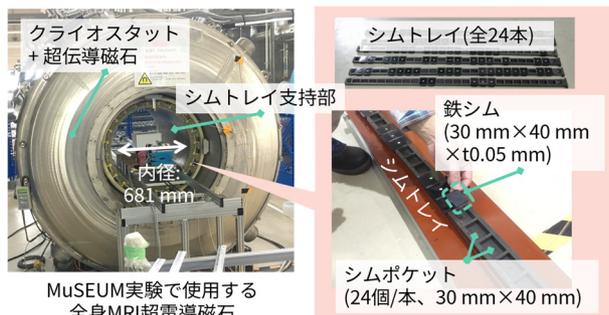


Figure 1: Superconducting magnet used in MuSEUM experiment and structure for adjusting magnetic field.

全身 MRI 用超伝導磁石の内部空間における静磁場の空間的不均一を解消するためには、シミングと呼ばれる磁場調整操作が必要となる。シミングの1つの手法として、鉄などの強磁性体を磁石内側に配置する方法がある。MuSEUM 実験で使用する磁石においては、磁場調整用の鉄片 (鉄シム) を配置するためのポケットが周方向に 24 個、軸方向に 24 個の計 576 個あり、それぞれのポケットに入れる鉄シムの量を変えることで磁場の調整を行う (Fig. 1)。なお、鉄シムは飽和しているため透磁率は一定である。

本論文では、新素材を用いた超均一磁場調整手法の検討と、磁場の時間安定性評価について述べる。

2. 新素材を用いた超均一磁場調整手法の検討

MuSEUM 実験で使用する全身 MRI 用超伝導磁石のシミングに関する事前検討によると[1]、現在使用している寸法の鉄シム(30 mm×40 mm×t 0.05 mm = 0.06 cm³)を用いたシミングでは、30cm 球表面における磁場均一度の到達限界は 0.45 ppm であった。これは、鉄シムの寸法が離散的なためである。さらに精度を上げた磁場調整を可能にするためには、鉄シム片を細分化する必要がある。しかし、必要となる鉄片の最小寸法は磁石の製作誤差や周辺環境の影響によって変動するため、最適な最小寸法の鉄シムを予め用意することは難しい。そこで、本研究では鉄よりも磁化が小さい磁性体に着目し、高均一度シミングにおける実用性を検討した。

今回試験を行った鉄よりも小さい磁化をもつ磁性体は、ニッケル、磁性パテ、磁性流体の 3 種類である。ニッケルは常温において固体の強磁性体であり、自発磁化は鉄の約 3 分の 1 である。磁性パテは、シリコンパテに酸化鉄が練り込まれており、半固体状である。磁性流体は、酸化鉄、界面活性剤、ベース液からなる液体材料で、酸化鉄の周囲を界面活性剤が被膜し、ベース液中に安定的に分布している。磁性流体と磁性パテは一般的に鉄よりも小さい磁化率をもつうえ、半固体あるいは液体であるために固体の鉄よりも微量な調節が可能である。基本的性質を把握するため、磁性流体と磁性パテの磁化測定を行った。磁性流体の磁化については第 16 回加速器学会年会にて報告済みのため[2]、本論文では磁性パテの磁化測定について述べる。

2.1 磁性パテの磁化測定

Eq. (1)に示した通り、磁場は距離の 3 乗に反比例する。この性質を用いて、磁性パテの磁化を測定する。始めに、磁石中心に磁性パテを封入した瓶と NMR プロブを設置する。次に、瓶を NMR プロブから遠ざけながら、磁性パテが作り出す磁場強度を測定する。測定した磁場強度と NMR プロブからの距離を Eq. (1)によりフィッティングする。

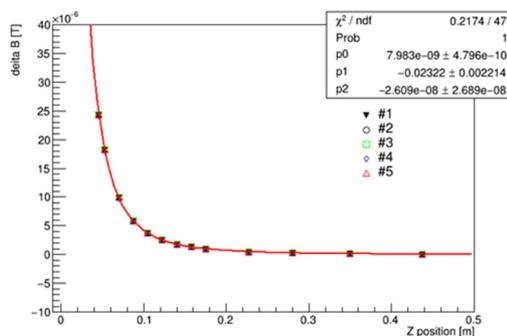


Figure 2: The magnetic field created by the putty.

$$B_z = \frac{P_0}{(z-P_1)^3} + P_2 \quad (1)$$

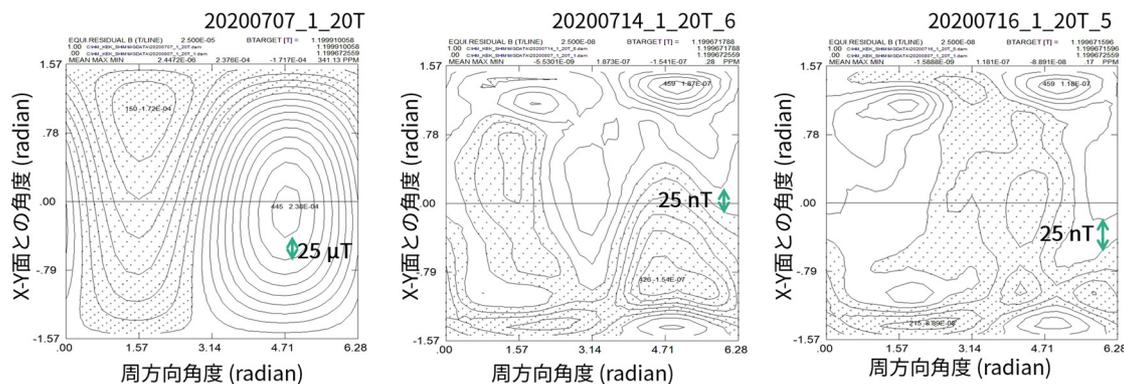
$$P_0 = 2 \times 10^{-7} \times m_z \quad (2)$$

B_z : 磁場 m_z : 磁気モーメント
 z : 磁性体とプローブの距離
 P_1 : z 方向オフセット
 P_2 : 磁場オフセット

Figure 2 に磁性パテが作り出す磁場を示す。横軸は磁性パテと NMR プロブの距離を、縦軸は磁性パテが作り出す磁場の強度を表している。Eq. (1)を用いたフィッティングによって求まる P_0 から、磁気モーメントが算出される(磁化は単位体積あたりの全磁気モーメントの和)。よって、磁性パテは $4.98 \times 10^{-2} \text{ Am}^2/\text{g}$ の磁化をもち、鉄の磁化の約 0.23 倍であるということが分かった。

2.2 磁場中における磁性流体と磁性パテのふるまい

磁性パテの磁化が鉄よりも小さいことが明らかとなったため、励磁中の全身 MRI 用超伝導磁石中に、ガラス瓶に封入した磁性流体と磁性パテを配置し磁場中での形状を観察した。磁場中に設置した物質は次の 3 つである。



(a) Before shimming

(b) After shimming with iron shim

(c) After shimming with iron shim, nickel, and magnetic putty

Figure 3: Interpolated magnetic field distribution on the surface of a 20 cm -30 cm spheroid (Mercator projection).

- A) 磁性流体 1 cm³
- B) 磁性パテ(細長く整形したもの)1.0 g
- C) 磁性パテ(瓶底部に貼り付けたもの)1.0 g

これらを磁場中に 9 日間設置したのち、観察を行った。すると、A と B は磁場中で S 字に湾曲した形状をとることが分かった。フラックスに沿うように変形すると推測できる。一方、C は磁場中においても形状変化せず、瓶底部に貼り付いたままであった。これより、瓶に貼り付けるようにして封入した磁性パテであれば磁場中でも形状が維持されることが分かったため、新素材を用いたシミングには磁性パテを採用することとする。

2.3 シミング

実際にシミングを行う。流れは次の通りである。

- ① 磁場分布測定
使用するフィールドカメラが 1.2T 用のため、磁場強度は 1.2T に設定。磁石中心を原点とした 40 cm 球表面で磁場測定を行い、20 cm-30 cm 回転楕円体表面上の磁場を内挿計算する。
- ② 鉄シムの配置計算
- ③ 鉄シム配置
- ④ ①～③を繰り返す、徐々に磁場の空間均一度を向上させる

上に示した鉄シムを用いるシミング手法は医療用 MRI 超電導磁石の磁場調整手法として一般的なものであるが、今回は新たな手法として鉄シムに加えてニッケル・磁性パテでも上記①～④のシミング作業を行った。結果は Table 2 に示す。

Table 2: Uniformity by Shimming

シミング内容	20 cm-30 cm 回転楕円体表面上の均一度(p-p)(ppm)	シミングに使用した磁性体の質量(g)
シミングなし	341.13	0
鉄	0.28	7125.3
ニッケル + 磁性パテ	0.17	23.1
		2.2

鉄シムとあわせてニッケル、磁性パテを使用することで最終的に 0.17 ppm の空間均一度を得ることができ、



Figure 4: Long-term stability of the magnetic field.

MuSEUM 実験で要求されている空間均一度 0.2 ppm (p-p) 未満を達成した。

2.4 議論

第一に、空間均一度の長期安定性について議論する。Figure 4 より、7月16日から7月29日にかけて、20 cm-30 cm 回転楕円体表面上における空間均一度は 0.2 ppm 以下を満たしており、安定性が確認された。また、磁場強度の平均値は、気温の上昇とともに大きくなっていることが分かる。つまり、7月16日から7月29日にかけては均一度を維持したまま、磁場強度が気温の上昇とともに上昇したといえる。だが、8月6日は空間均一度が 0.25 ppm と 0.2 ppm を上回った。原因については検討中で、再測定を予定している。

第二に、新素材を使用したシミングについて述べる。シミングで使用した磁性パテの最小単位は 0.010 g で、鉄シムの 2 mm × 3 mm × t 0.05 mm 片に相当する。これは、シムポケットの大きさ 30 mm × 40 mm に対して非常に小さく、固定することが困難かつ鉄シム片の枚数を数えるうえでも不便である。すなわち、半固体の磁性パテだからこそ可能な磁場均一度の精密調整であるといえる。

3. 磁場の温度依存性

2章で述べたように、目標である空間均一度 0.2 ppm (p-p) 未満を達成した。しかし、磁場が時間的に変動しては実験に有用な磁場とは言えない。そこで、磁場の時間安定性について研究を行った。

磁場の時間変化を引き起こす大きな要因として、温度変化が挙げられる。温度変化による磁場変動のメカニズムのひとつに、シムトレイ収納部の熱膨張がある。鉄シムはシムトレイに配置されており (Fig. 1)、鉄シムをシムトレイに置くと磁束が鉄シムに集まるため中心の磁場強度は弱くなる。そこで、温度の上昇に伴ってシムトレイ収納部が熱膨張すると鉄シム位置が外側に広がり、その影響が弱くなるため中心磁場は大きくなる。

2つ目のメカニズムとしては、ブロッホの T^{3/2} 則による鉄シムの磁化変化がある。鉄シムの温度が上昇すると Eq. (3) に従って磁化が減少する。すなわち、鉄シムが磁束を引き付ける力が小さくなるため、中心磁場は上昇する。

$$M_s(T) = M_s(0)(1 - CT^{\frac{3}{2}}) \quad (3)$$

M_s: 自発磁化

C: 定数 a: 単位格子中の原子数

S: イオンのスピン J: 交換積分

以上の 2 つの要因による磁場変化を定量的に議論するため、次に示す実験を行った。

3.1 磁場強度の温度依存性に関する測定

1.7 T で励磁中の全身 MRI 用超電導磁石において、傾斜磁場コイルに電流を流しジュール熱による温度上昇を引き起こした状態で、磁石中心における磁場強度を測定した。Figure 5 に測定結果を示す。横軸はジュール熱により加熱したシムトレイ支持部の表面温度を、縦軸は磁石中心の 1 点における磁場強度の変化量 (ppm) を示す。温度による磁場変化量は 0.09 ppm/°C で、0.2 ppm (p-p) の時間安定性を保つには、±1.1°C 未満で温度を制御する必要があることが分かった[2]。

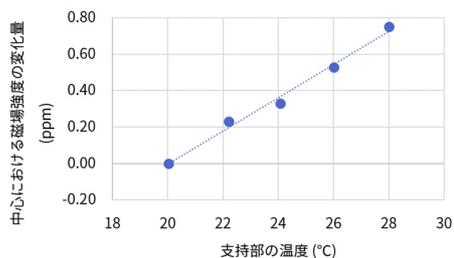


Figure 5: Correlation between surface temperature and magnetic field strength.

3.2 温度依存性に関するシミュレーション

シムトレイ支持部の熱膨張率、ブロッホ $T^{3/2}$ 則から温度による理論上の磁場変化を計算する。計算における条件は次の通り。

- シムトレイ支持部の熱膨張による鉄シムの位置ずれ
シムトレイ支持部は熱膨張により周方向と長手方向に広がると仮定し、熱膨張率 8×10^{-6} ($^{\circ}\text{C}$)を用いてシムトレイ支持部の熱膨張を計算。
- ブロッホ $T^{3/2}$ 則による鉄シムの磁化変化
Eq. (3)より、温度上昇に伴って発生する鉄の磁化変化を計算。

また、鉄シムの位置ずれと鉄シムの磁化が磁場強度の温度依存性に関わるため、鉄シムの分布について条件を変えて計算を行った。1 つ目の条件は、(a) 鉄シムが全ポケットに同じ量だけ入っている状態、2 つ目の条件は(b) 鉄シムが実際のシミングと同様の分布をしている状態とする。ただし、鉄シムの総量は 1.7 T におけるシミングで使用した 1174.62 cm^3 とし[1]、どちらの条件でも同量とする。

シミュレーション結果の具体値を Table 3 に、グラフを Fig. 6 に示す。Figure 6 の横軸は温度の上昇量を、縦軸は磁石中心の 1 点における磁場の变化量 (ppm) を示す。温度による磁場強度の変化量は、シミュレーション値が $0.164 \text{ ppm}/^{\circ}\text{C} \sim 0.165 \text{ ppm}/^{\circ}\text{C}$ 、実験値が $0.09 \text{ ppm}/^{\circ}\text{C}$ とオーダーで一致し、鉄の分布は磁場強度の温度依存性に影響しないことが分かった(差異 0.4%)。また、熱膨張とブロッホ $T^{3/2}$ 則による磁場強度の変化は約 2:1 の比率で起きているといえる。シミュレーション上では熱膨張の

支配が大きい、これはシムトレイ支持部がクライオスタット容器に全 8 か所固定されているために、実際の熱膨張が計算ほど起きていない可能性があるともみている。

Table 3: Temperature Dependence of Magnetic Field Strength

	温度による磁場強度の変化量 (ppm/ $^{\circ}\text{C}$)		
	条件(a)	条件(b)	実験値
熱膨張	0.115	0.116	-
ブロッホ $T^{3/2}$ 則	0.049	0.049	-
合計	0.164	0.165	0.09

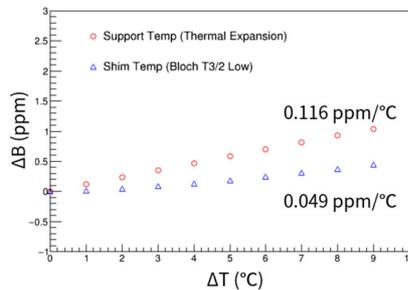
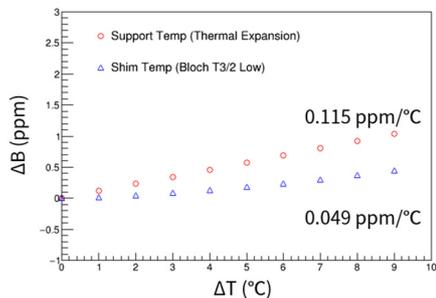
4 まとめと今後の展望

新素材を用いた超均一磁場調整については、従来の鉄シムを使用したシミングに加えて磁性パテを使用したことで 0.17 ppm (p-p) を達成した(目標: 0.2 ppm (p-p) 以下)。また、今後は磁性パテをシムポケットに収納可能な容器について検討を行う。さらに、長期安定性について、再測定を行い、均一度が変化する要因を探る。

磁場の温度依存性については、シミュレーションの結果より、温度変化の要因としてシムトレイ支持部の熱膨張とブロッホ $T^{3/2}$ 則が大きく占めていると考えられること、鉄シムの分布は磁場強度の温度依存性に影響しないことが分かった。今後は熱膨張率の厳密な値の検討や、温度上昇のばらつきを反映したシミュレーションを行う。

参考文献

- [1] M. Abe *et al.*, "Discussions on possibility of high accuracy shimming operation for ultra-homogeneity using MRI magnet", 春季低温工学・超伝導学会, Tsukuba, 3A-a10 (2019).
- [2] M. Sugita *et al.*, "The effect of temperature on magnetic field", 第 16 回日本加速器学会, Kyoto, THPH033 (2019).



(a) The iron shims are evenly distributed in all pockets (b) Iron shims are distributed similarly to actual shimming

Figure 6: Change in magnetic field as a temperature.