

磁気分画したフェルカルボトランの発熱特性

石川真守¹, 大多哲史², Suko Bagus Trisnanto¹, 山田努¹, 吉田敬³, 竹村泰司¹

(¹横浜国立大学, ²静岡大学, ³九州大学)

Heat dissipation of magnetically fractionated Ferucarbotran

Mamoru Ishikawa¹, Satoshi Ota², Suko Bagus Trisnanto¹, Tsutomu Yamada¹, Takashi Yoshida³, Yasushi Takemura¹

(¹Yokohama National Univ., ²Shizuoka Univ., ³Kyushu Univ.)

はじめに

磁気ハイパーサーミアにおいて、印加可能な磁場強度・周波数下で磁性ナノ粒子を十分に発熱させることが課題であり、そのために磁性ナノ粒子の磁気特性を解明する必要がある。MRI造影剤に臨床利用されている Resovist®は粒径分布が広いことが知られており、その原料であるフェルカルボトラン (Ferucarbotran, γ -Fe₂O₃/Fe₃O₄) も同様に広い粒径分布を有する。磁気特性の粒径依存を解明し、特定の磁界強度・周波数での発熱量や、磁気粒子イメージングの検出感度を上げるためには、特定の粒径をもつ磁性ナノ粒子を抽出する手法が有効である。本研究では、フェルカルボトランを特定の粒径群に磁気分画した3種類の磁性ナノ粒子を測定試料とした。Specific loss power (SLP)、Intrinsic loss power (ILP)を計算し、粒径依存や磁化容易軸の配向の影響などを明らかにしたので報告する。

実験方法・結果

測定粒子はフェルカルボトラン (Ferucarbotran, γ -Fe₂O₃/Fe₃O₄) を磁気分画した MS1、MS2、MS3 (名糖産業株式会社、コア粒径は MS1 : 21.6 nm, MS2 : 10.7 nm, MS3 : 6.2 nm)¹⁾を使用した。それぞれ希釈した液中試料とエポキシ樹脂で固めた固定試料を作製した。固定試料においては、無磁場下で固定した無配向固定試料と 575 kA/m の直流磁場中で固定し粒子の磁化容易軸を揃えた配向固定試料の2種類を作製した²⁾。磁性ナノ粒子の濃度は鉄換算として、2 mg-Fe/mL と一定にした。それぞれの試料の直流磁化特性、交流磁化特性 (磁場強度 4, 16 kA/m、周波数 1-100 kHz) の測定を行った。配向固定試料は磁化容易軸に対して平行方向と垂直方向に励磁をし、試料の磁化容易軸、磁化困難軸方向の磁化特性を比較した。

Fig. 1 に液中試料 (MS1、MS2、MS3) の直流磁化特性、Fig. 2 に交流磁化特性を示す。粒径の大きい順に磁化及び磁気緩和損失が大きくなる³⁾ことが確認できた。当日はこれらの結果の詳細と算出した SLP、ILP に加え、Resovist®との比較等も報告する。

参考文献

- 1) Yoshida *et al.*, *J. Appl. Phys.*, **114**, 173908, 2013
- 2) Shi *et al.*, *J. Magn. Magn. Mater.*, **473**, 148, 2019
- 3) Sasayama *et al.*, *IEEE. Trans. Magn.*, **51**, 5101504, 2015

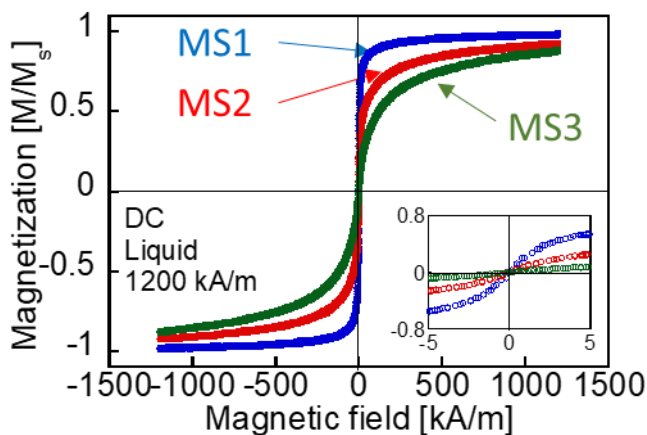


Fig. 1 DC magnetization characteristics of the samples.

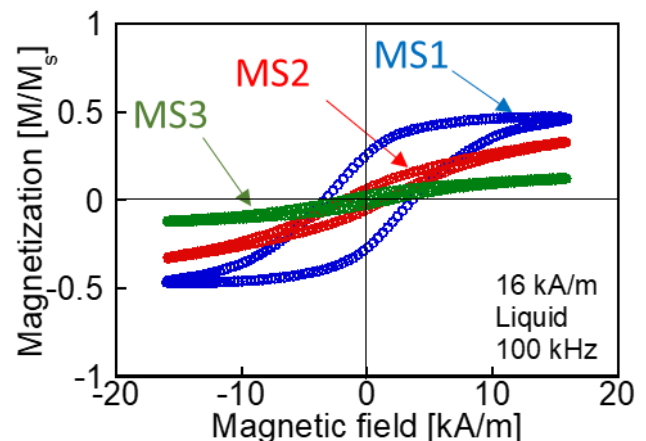


Fig. 2 AC magnetization characteristics of the samples.

Magnetic vortex nanorings の直流・交流磁化特性と発熱特性

笹岡英将¹、Suko Bagus Trisnanto¹、山田努¹、吴交交²、成昱²、大多哲史³、竹村泰司¹
(¹横浜国立大学、²同濟大学、³静岡大学)

DC/AC magnetization characteristics and heat generation characteristics
of Magnetic vortex nanorings

Eisuke Sasaoka¹, Suko Bagus Trisnanto¹, Tsutomu Yamada¹, Jiaojiao Wu², Yu Cheng²,
Satoshi Ota³, Yasushi Takemura¹

(¹Yokohama National University, ²Tongji University, China, ³Shizuoka University)

はじめに

磁性体の医療応用として磁気ハイパーサーミアが挙げられる¹⁾。磁気ハイパーサーミアは、磁性体の発熱を用いてがん細胞を温め死滅させるがん治療の一種である。本研究では、実際にマウス実験を通して高い発熱量を持つことが確認された磁性体について、その磁化特性と発熱特性を測定した。

実験方法と結果

本研究で測定した試料は、酸化鉄 (Fe_3O_4) からなるリング状の磁性材料 (Magnetic vortex nanorings) である²⁾。この磁性体について、その試料濃度を 2 mg/ml に調整した液中試料及び固定試料 (epoxy によって固定) を作製した。直流磁化測定として印加磁界が 1500 mT のメジャー LOOP と、交流磁界による消磁後に 5, 10, 15, 20 mT のマイナー LOOP の測定を行った。また、交流磁化測定として周波数 1, 5, 10, 50, 100 kHz それぞれについて、5, 10, 15, 20 mT での測定を行った。加えて、これらの結果から発熱量を算出した³⁾。

Fig. 1, 2 に固定試料の直流磁化測定における、メジャー LOOP 及びマイナー LOOP を示した。Fig.2 のように固定試料の直流磁化特性の結果から、メジャー LOOP では保磁力と残留磁化が見られ、マイナー LOOP ではこれらの値がほとんどないことがわかる。

当日はこの結果についての詳細のほか、固定試料の交流磁化測定、及び液中試料の直流・交流磁化測定と発熱量について報告する。

参考文献

- 1) Jordan *et al*, *J.Magn.Mgn.Mater.*, 201, 413, (1999).
- 2) X Liu *et al*, *Adv.Mater.*, 27, 1939, (2015).
- 3) Shi *et al*, *J.Magn.Magn.Master.*, Vol.473, 148, (2019).

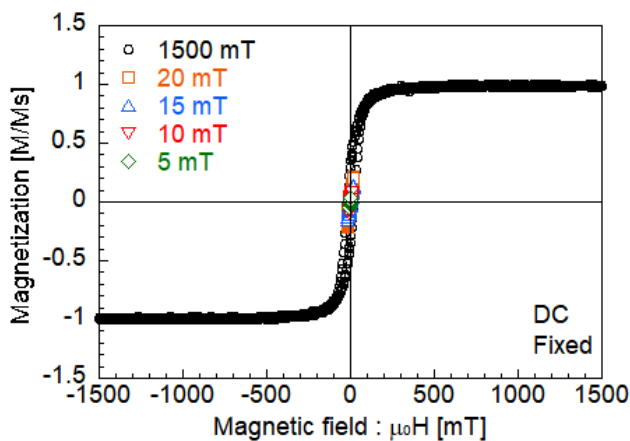


Fig.1 Hysteresis loops of the fixed sample.

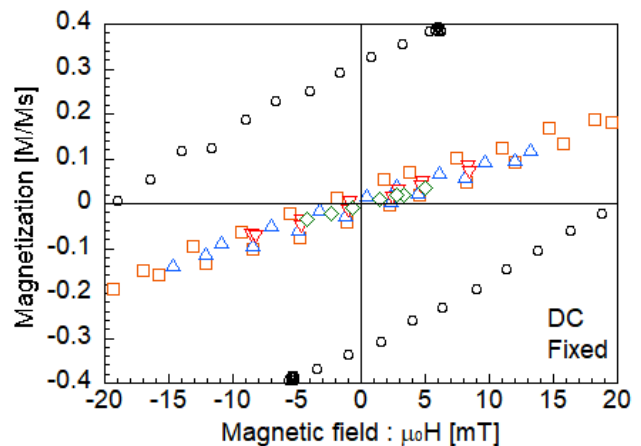


Fig.2 Enlarged view of the hysteresis loops

磁性ナノ粒子の発熱と線形・非線形応答の交流磁化率

山南豪¹, Suko Bagus Trisnanto¹, 山田努¹, 大多哲史², 竹村泰司¹
 (¹横浜国立大学, ²静岡大学)

Heat dissipation of magnetic nanoparticles and the AC susceptibility of their linear and nonlinear responses
 Tsuyoshi Yamaminami¹, Suko Bagus Trisnanto¹, Tsutomu Yamada¹, Satoshi Ota², Yasushi Takemura¹
 (¹Yokohama National University, ²Shizuoka University)

はじめに

磁性ナノ粒子を用いた磁気温熱治療¹⁾において、磁性ナノ粒子の発熱特性を正確に理解する必要がある。本研究では磁性ナノ粒子の特性を示す指標として交流磁化率に着目した。交流磁化率の虚部は磁気損失の指標であり、発熱量 Specific loss power (SLP) と相関がある²⁾。発熱量の算出に磁化特性が線形領域にある磁化率虚部を用いられることがあるが、実際の温熱治療で用いられる磁場強度・周波数の条件下では磁性ナノ粒子の磁化は非線形応答をする。本研究では磁性ナノ粒子の交流磁化測定をすることにより、試料の非線形性を考慮した磁化率虚部および発熱量との相関を検討した。

実験方法・結果

磁化率虚部の2通りの計算方法を Figure 1 に示す。第1の方法(Case1)は、従来の線形理論に基づく印加磁場と磁化の位相差から求める方法である。まず元の交流磁化曲線の印加磁場と磁化の振幅を用いて磁化率の絶対値を求める。次に求めた磁化率の絶対値に印加磁場と磁化の位相差の正弦を乗算することで磁化率虚部 χ''_{c1} が求まる。さらにこれらの値から線形な交流磁化曲線が導出され、発熱量が得られる。第2の方法(Case2)は、非線形性を考慮するため交流磁化曲線の面積から求める方法である。まず交流磁化曲線の面積を計算することで発熱量が得られる。次に発熱量の式²⁾に代入することにより、磁化率虚部 χ''_{c2} を求めることができる。

2通りの方法で求めた異なる磁場強度における磁化率虚部の結果において、低磁場下では試料の磁化が線形応答となるため、計算方法による差がほぼなかったが、高磁場下では計算方法による差が確認できた。これは試料の磁化が高磁場下では非線形応答することに起因する。詳細なデータは当日発表する。

参考文献

- 1) A. Jordan, et al., *J. Magn. Magn. Mater.*, **201**, pp.413 (1999).
- 2) R.E. Rosensweig et al., *J. Magn. Magn. Mater.*, **252**, pp.370 (2002).

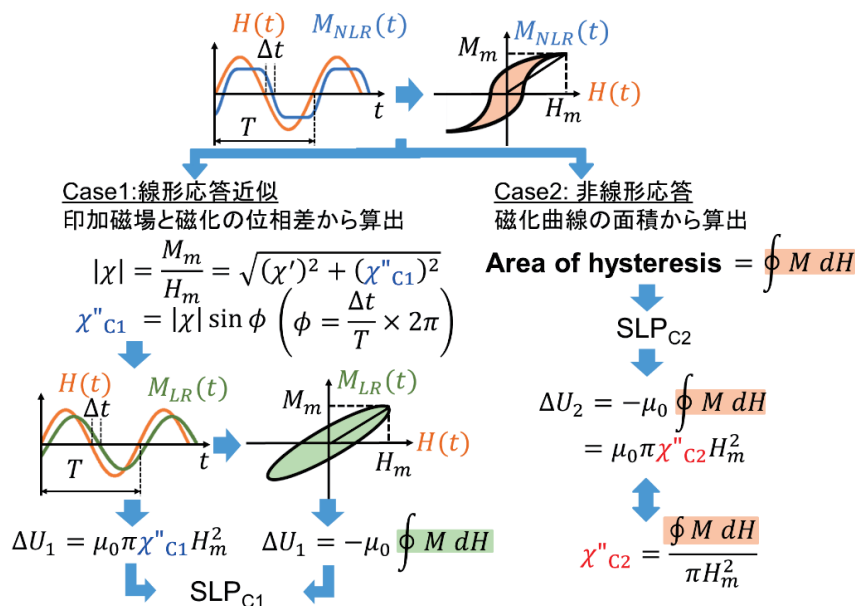


Figure 1 Imaginary part of the AC susceptibility χ'' calculated from the measured AC magnetization curve by linear response approximation (Case1) and nonlinear response (Case2).

磁性ナノ粒子懸濁液の平行・垂直直流磁場下における動的ヒステリシス測定

小野寺礼尚¹、喜多英治^{1,2}、岸本 幹雄²、黒岩拓也²、柳原英人²
(¹茨城高専、²筑波大学)

R. Onodera¹, Eiji Kita^{1,2}, M. Kishimoto², T. Kuroiwa² and H. Yanagihara²
(¹NIT Ibaraki College, ²Univ. of Tsukuba)

はじめに

近年、磁性ナノ粒子(MNP)は磁気共鳴イメージング(MRI)や磁気ハイパーサーミアなど医療分野への応用が注目されている。磁気ハイパーサーミアでは磁性ナノ粒子分散体に高周波磁場(AMF)を印加した際に発生する熱を癌の焼灼に利用する。発熱剤の材料開発には、MNPの高周波応答、その比損失電力(SLP)および発熱量を評価することが必要となる。

MNP分散体に直流磁場(DC-MF)を重畳させることで、MNPの運動を制御することができる。ドラッグデリバリーなどの他の治療法と磁気ハイパーサーミアを同時に併用できれば、新たな治療方法の開拓として大きく貢献することができる。直流磁場の重畳はMNPの配向や緩和機構に影響を及ぼすと考えられるため、直流磁場印加時における高周波応答および発熱特性を評価することで効果を明らかにできる。

本研究では、MRIの造影剤として市販されている超常磁性ナノ粒子 Resovist[®]と強磁性 Co 置換 Fe₃O₄ ナノ粒子(SCF-3)の懸濁液について、高周波磁場と同時に、平行と垂直な静磁場を印加する装置を開発した。それぞれの試料の動的ヒステリシスを測定し、高周波応答と発熱能に対する静磁場の影響について議論する。

装置構成

本装置は、静磁場発生磁石と AC 磁化測定装置を組み合わせた構成となっている。DC-MF 発生にはφ50mmの磁極を有する電磁石を用い、この磁極間に動的ヒステリシス測定用の AMF 発生コイルおよび、磁化・磁場検出コイルを設置している。DC-MF は磁極中心でおよそ 50 mT の磁場発生が可能となっている。LC 共振回路により、20 k~1 MHz の範囲で交流磁場を空芯コイルに発生させることができる¹⁾。DC-MF の磁極と AMF コイルおよび検出コイルの配置を Fig. 1 のように変更することで、平行・垂直双方の DC-MF を重畳させることができる。

実験方法および結果

超常磁性ナノ粒子懸濁液 Resovist[®]と強磁性 Co 置換 Fe₃O₄ ナノ粒子懸濁液について、周波数：60-200 kHz、DC-MF：0-50 mT、AMF：5-70 mT の条件で動的ヒステリシスを測定し、ループ面積から比損失電力(SLP)の DC-MF 依存性を評価した。

測定の結果、AMF に垂直に DC-MF を印加した場合には、平行に DC-MF を印加した場合に比べて、ループ面積が徐々に減少していることがわかった。当日は、サンプルによる DC-MF 依存性の違いと緩和挙動との関連について報告する。

参考文献

- 1) A. Seki, *et al.*, J. Phys.: Conf. Ser., 521 (2014) 012014
- 2) R. Onodera, *et al.*, IEEE Trans. Mag., *in press*. doi: 10.1109/TMAG.2020.3021428.

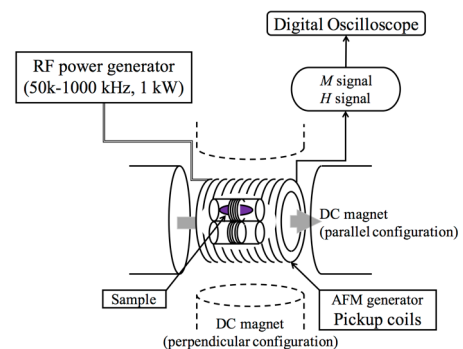


Fig. 1 Schematic configuration of dynamic hysteresis measurement system under parallel and perpendicular DC magnetic fields².

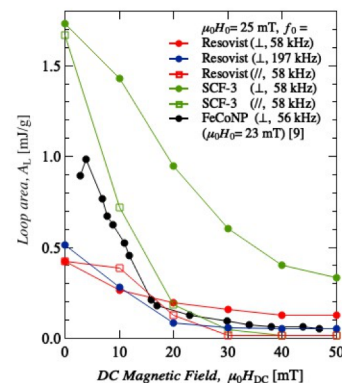


Fig. 2 DC-MF dependence on loop area of dynamic hysteresis loops².

磁気ハイパーサーミア用磁場発生装置に生じる磁場と電場の分布

中村 省太、藤枝 俊、清野智史、中川 貴、山本孝夫
(大阪大学 大学院工学研究科)

Distribution of magnetic and electric fields in magnetic circuit type field generator for magnetic hyperthermia

S. Nakamura, S. Fujieda, S. Seino, T. Nakagawa, T. A. Yamamoto
(Graduate school of Engineering, Osaka Univ.)

緒言

磁気ハイパーサーミア療法は、がん細胞周辺に磁性発熱体を注入し、体外から交流磁場を印加することにより発熱させ、がん細胞のみを局所的に加熱して死滅させる治療法である。本療法に使用する磁場発生装置は、人体が入る広い範囲に強力な交流磁場を発生させる能力が求められる。本研究グループでは、実験およびシミュレーションにより対向型励磁コイルを用いた磁場発生装置が、磁極間の比較的広範囲に均一な交流磁場を発生させる方式として有効であることを明らかにしてきた。一方、強力な交流磁場を広範囲に発生させるためには、非常に大きな電流を要するため、強い電場が生じることが懸念される。高周波数帯の電場は人体に対して熱作用を引き起こすことが知られており、磁場発生装置から生じる電場について検討する必要がある。そこで本研究では、50 mm の磁極間距離を持つ磁場発生装置に発生する磁場と電場の分布を明らかにする。

実験方法

磁場発生装置には、E型フェライトコア (TDK, PC40) を用いた (Fig. 1 参照)。フェライトコアに銅チューブを丸形亚克力筒に7巻して励磁コイルを製作した。磁場強度の測定には10巻のピックアップコイルを用い、電場強度の測定には電界プローブ (ウェーブクレスト社, FES-100) を用いた。共振周波数は463 kHz、励磁電流は1.0 A (最大値) 固定とし、測定点を Fig. 1 の磁極中心から y 軸方向に動かしながら測定することで各強度分布を取得した。

実験結果

Fig. 2 に磁場発生装置に生じる磁場強度および電場強度の実測値を示す。磁場強度の最大値は磁極間で発生し、磁極外では中心からの距離が離れるにつれて減衰していることが確認された。一方、電場強度は磁極外の励磁コイル端近傍で最大 (約370 V/m) となり、磁極間において中心に近づくにつれて減衰していくことが判明した。また、磁極外では電場は磁場と比較して緩やかに減衰する。したがって、対向型励磁コイルを用いた磁場発生装置において、コイル端及び磁極外で人体に対する電場の暴露を抑制する対策を講じる必要があるが、治療時に利用される磁極間は電場による人体への影響が少ないことが明らかになった。

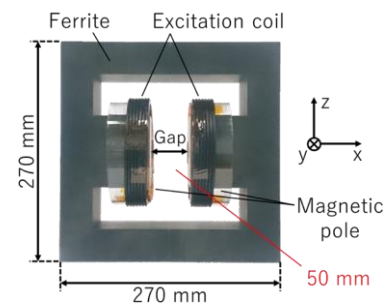


Fig. 1 Magnetic circuit type field generator.

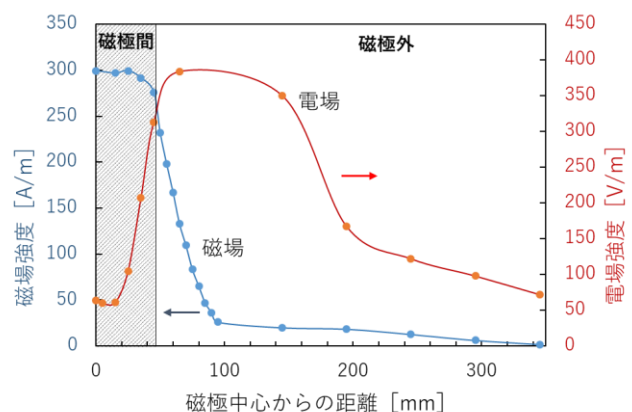


Fig. 2 Distribution of magnetic and electric fields strength.

参考文献

- 1) K. Sugi, T. Nakagawa, S. Fujieda, S. Seino, T. A. Yamamoto, T. Magn. Soc. Jpn., **4**, 111-115 (2020).