

# ピークピーク電圧検出型高性能MIセンサによる脳磁場の計測

馬 家駒、内山 剛  
(名古屋大学)

Development of Peak to Peak Voltage Detector Type MI Gradiometer for Magnetocardiography

J. Ma, T. Uchiyama

(Graduate School of Engineering, Nagoya University)

## はじめに

MIセンサはアモルファスワイヤの磁気インピーダンス(MI)効果を利用した小型で高感度な磁気センサであり、色々な領域に、例えば、電子コンパス、ITS、非破壊検査と生体磁気計測などへの応用が、期待されている。生体磁気などの微小な磁気信号を計測するため、pTレベルの磁気分解能が必要と考えられる。本研究では、センサシステム感度の向上とノイズの減少を目的として、高感度、低ノイズ化のピークピーク電圧検出型高性能MIセンサを開発し、脳磁場など生体磁気計測を行った。

## ピークピーク型MIセンサ

従来型と比べて、新しいセンサシステムはシステムの動作方法を改善し、ワイヤへのパルス電流とサンプリングスイッチパルスの形を調整した。従来型は、ピーク値と基準電位両方を取って、その差を出力する。ピークピーク型MIセンサは、発振回路から方形波電圧を生成し、微分回路と遅延回路により、二つのタイミングがずれたスイッチパルスを生成する。センサヘッドのコイル波形には通電パルス電流の立ち上がりと立下りに対応した二つのピークがある。アナログスイッチを使って、波形の最大値と最小値の差を出力する。短い時間で時間差分計測により、低周波ノイズ、基準電位の変動や通電周期の揺らぎによる影響が抑制できる。従来型より、新しいシステムの感度は約1.4倍向上を達成し、良好な線形性が得られ、ヒステリシスは、ほとんど見られない。Fig. 1は出力ノイズの磁界スペクトル密度を示す。ノイズレベルは、1Hzから100Hzのバンド幅1pT程度(60Hz除く)である。

## 脳磁場計測

P300は誘発脳波の中でも認知や判断と関連があり、誘発脳波の中では比較的振幅が大きく、odd-ball課題などの単純な課題設定で誘発することが可能である。P300は、刺激の発生後に250~500msの潜時を有する正の偏向である。P300では同一の被験者においても与えられる判別課題の難易度が高くなるとピーク潜時の遅延が報告されているため、今回の実験は、標準と標的刺激の直径の比を10:5、10:6、10:7、10:8と変えてそれぞれ計測を行った。Fig. 2は被験者1から得られた結果である。実線は標的刺激に対する波形。点線は標準刺激に対する波形。標的刺激に対する波形には、300msから420msの間で、陽性のP300ピークが確認できた。標準の方、P300信号はほとんど誘発されなかった。判別課題の難易度によって、P300成分の潜時は、標準と標的刺激の直径の比によって増加することを確認できた。

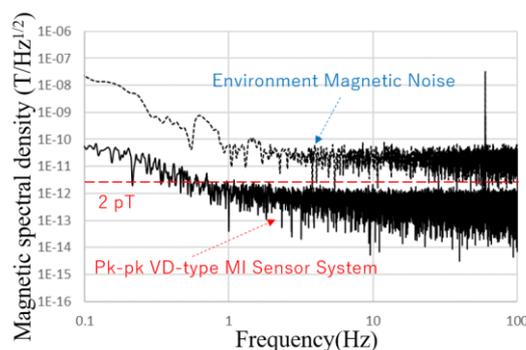


Fig. 1. The magnetic noise spectral density of Pk-pk VD-type MI sensor system comparing with the environment magnetic noise spectral density

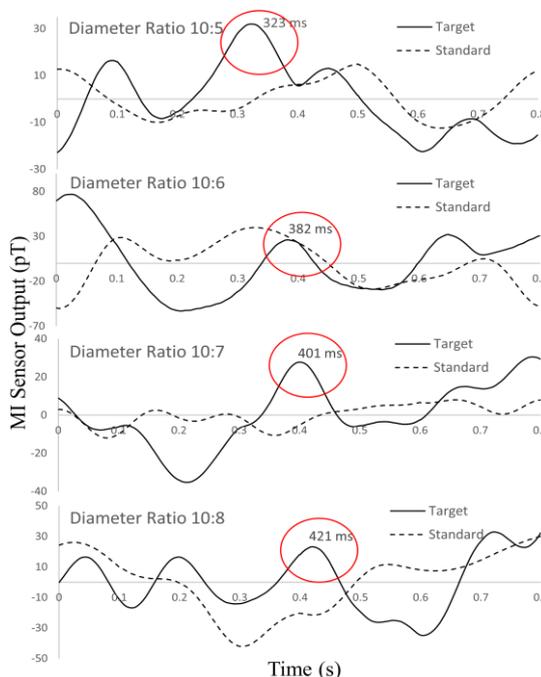


Fig. 2. Averaged P300 waveforms evoked by target and standard stimuli in 4 kinds of diameter ratio task conditions

1) J. Ma, and T. Uchiyama, IEEE TRANSACTIONS ON MAGNETICS, VOL. 53, NO. 11, 4003404, NOVEMBER

## 適応フィルタを前処理とした ICAによる低SNR心磁図のノイズ除去法

三浦克哉、岩井守生、安倍正人、藤岡豊太、小林宏一郎  
(岩手大学)

Noise Reduction Method for Low SNR Magnetocardiogram by ICA with Adaptive Filter Preprocessing  
K. Miura, M. Iwai, M. Abe, T. Fujioka, K. Kobayashi  
(Iwate University)

### はじめに

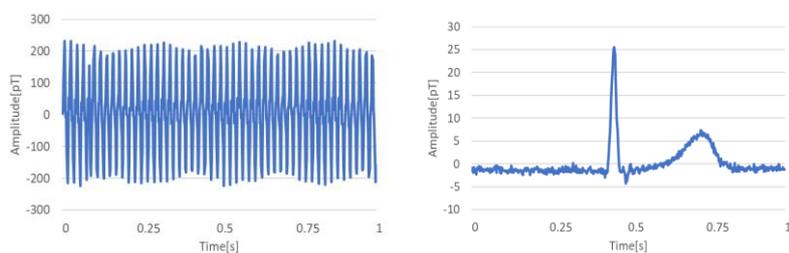
心磁図は、心疾患の診断に有効であり、近年臨床研究において注目されている。しかし、心磁図は環境磁気ノイズに比べて非常に小さいため、ノイズ除去なしに心臓活動を正確に評価することは困難である。そのため現在多くの場合、独立成分分析(Independent Component Analysis:ICA)<sup>1)</sup>を用いたノイズ除去が行われているが、心磁界成分に比べて磁気ノイズが非常に大きい場合、信号分離の妨げとなりノイズ除去が困難になる。そこで本研究では、適応フィルタ<sup>2)</sup>を用いて定常ノイズを除去したデータに対しICAを行うことで、低SNR下における心磁図のノイズ除去精度の向上を目指しシミュレーションによる検討を行った。

### 提案方法

シミュレーションでは、磁気シールド内で測定した心磁図に対し加算平均を行い十分にノイズを落とした信号を理想信号、環境磁気を測定したものをノイズデータとして、これらのデータを任意のSNRとなるように混合して用いた。提案方法は、任意の周波数成分 $f_1$ または $f_n$ (環境磁気データに多く含まれる50Hz成分、およびその高調波)の正弦波信号を参照信号としてフィルタ入力に用い、出力信号に存在する $f_1$ または $f_n$ の正弦波信号のみを推定する。適応フィルタにより推定された $f_1$ または $f_n$ の正弦波信号をシミュレーションデータから減算することによって、特定の周波数成分のみを除去する方法である。

### シミュレーション結果

本研究ではシミュレーションによりノイズ除去精度を確認した。Fig.1にSNR-30dBのシミュレーションデータを用いた場合のシミュレーション結果を示す。Fig.1(a)に-30dBのシミュレーションデータの波形を示し、(b)に提案方法による前処理を行い、ICAによるノイズ除去後の波形を示す。Table1はシミュレーションデータと理想信号との相関およびSNRを測定した結果である。シミュレーションの結果、提案手法は約30dBの雑音下で、前処理を加えていないデータ、帯域通過フィルタ(BPF)・帯域除去フィルタ(BEF)を前処理に使用したデータと比較して、より理想信号に近いデータを再現できていることが分かった。(ノイズ除去の結果、理想信号との相関は0.93、SNRは21.22dBであった)。



(a) Simulation data

(b) Signal processed data

Fig.1 Waveforms at -30dB simulation data.

Table1 Correlation and SNR  
at -30dB simulation data

	相関	SNR[dB]
ICA	0.32	17.11
BPF+BEF+ICA	0.90	22.30
適応フィルタ+ICA	0.93	21.22

### 参考文献

- 1) [詳解]独立成分分析 信号処理の新しい世界 (著者: Aapo Hyvärinen, Juha Karhunen, Erkki Oja)
- 2) 藤岡豊太, 永田仁史, 安倍正人, 電子情報通信学会論文誌 A, Vol. J92-A No.2 pp.71-83, 2009

# DPM 制御を用いたアクティブ磁気シールドの シミュレーションによる検討

山崎皓正、岩井守生、Madan M. Gupta\*, Francis M. Bui\*, 小林宏一郎  
(岩手大学、\*サスカチュワン大学)

Investigation by Simulation of Active Magnetic Shield with DPM Controller  
H. Yamazaki, M. Iwai, Madan M. Gupta\*, Francis M. Bui\*, K. Kobayashi  
(Iwate University, \*University of Saskatchewan)

## はじめに

微弱な生体磁気信号の計測を行う際に必要不可欠である磁気シールドの一種にアクティブ磁気シールド(AMS)がある。AMSは従来の磁気シールドルームに比べ、安価かつ軽量などのメリットがある。一般的なシステムに用いられているPID制御では、作動中に制御パラメータが固定させているため、応答性と安定性がトレードオフの関係である。そこで、本研究ではAMSの新たな制御方法として、DPM(Dynamic Pole Motion)制御<sup>1)</sup>、I-DPM(Integral-DPM)制御を用いたシミュレーションによる磁気シールド特性の検討を行った。

## 提案方法

提案方法であるDPM制御は、比例要素、微分要素をフィードバック補償として用い、それぞれの要素におけるパラメータを、制御器に入力される偏差によって変化させるものである。本研究で用いるAMSの伝達関数を2次遅れ系のシステムとして推定し、DPM制御ブロックも含めたシステム全体の閉ループ伝達関数の特性方程式から、各パラメータの関数を決定した。また、定常偏差を減少させるためにDPM制御にI-PD制御と同様の方法で積分要素を取り入れたI-DPM制御も重ねて提案する。Fig.1にI-DPM制御のブロック線図を示す。また、本図中点線部で囲まれた部分がDPM制御ブロックである。

## 実験結果

本研究では、PID制御、DPM制御、I-DPM制御におけるステップ信号の外乱を入力した場合のシステム出力特性をシミュレーションした。この時の出力波形をFig.2に示す。シミュレーション結果より、DPM制御では15.6%の定常偏差が残り、目標値の0に収束しなかった。一方、積分要素を取り入れたI-DPM制御では、定常偏差が0となった。また、PID制御で整定時間が1.3ms、行き過ぎ量が24.4%であるのに対し、I-DPM制御では整定時間が0.3ms、行き過ぎ量が1.58%となりPID制御よりも応答性と安定性が共に向上した結果となった。

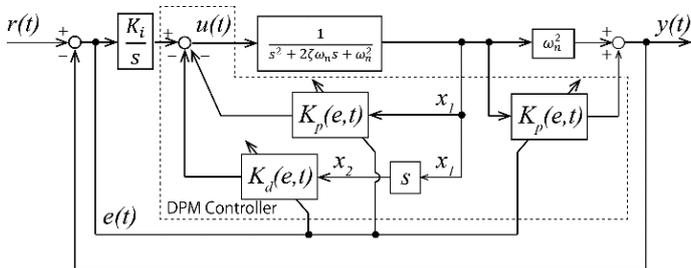


Fig.1 AMS's block diagram

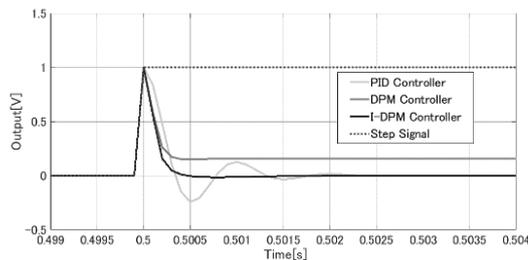


Fig.2 AMS's simulation output at the time of inputting step signal

## 参考文献

- 1) M. M. Gupta, et al, The 28th North American Fuzzy Information Processing Society Annual Conference, 2009.
- 2) M. M. Gupta, et al, 2010 International Conference on Industrial Electronics, Control and Robotics.

# 体内インプラントへの無線給電における Wiegand ワイヤの発電効率

和口修平、川添駿平、酒井貴文、山田努、竹村泰司  
(横浜国立大学)

Wireless power transmission to implantable medical devices using Wiegand wire  
Shuhei Waguchi, Shumpei Kawazoe, Takafumi Sakai, Tsutomu Yamada, Yasushi Takemura  
(Yokohama National University)

## はじめに

現在、人体内インプラントやマイクロロボットへ電磁界を用いて給電・治療を行う研究が進められている。その際の動作周波数は人体へ刺激・熱作用を引き起こさせる可能性があるため、低周波数帯で給電を行うことが望ましい。そこで、本研究では Wiegand ワイヤ(FeCoV ワイヤ)を受電コイルのコアに用いた無線給電を提案している<sup>1)</sup>。

熱ひねり加工を施した Wiegand ワイヤは、高速な磁壁移動によって大バルクハウゼンジャンプと呼ばれる急激な磁化反転を生じ、この周りに検出コイルを設置することでこの磁化反転からパルス電圧が得られる<sup>2,3)</sup>。

この Wiegand ワイヤを用いると、MnZn フェライトよりも低周波数帯で大きな電力を得られることが報告されている<sup>1)</sup>。その一方で、Wiegand ワイヤは保磁力を示すためにヒステリシス損失が生じる。この損失を定量化することは、回路解析において重要だと言える。本講演では、直流・交流磁化測定からヒステリシス損失の計算を行い、その損失と発電電力の効率および MnZn フェライトとの発電電力の差を比較考察した結果を報告する。

## 実験方法

Wiegand ワイヤに振動試料型磁力計(VSM)を用いて直流磁化測定を行った。ヒステリシス損失は磁化曲線のループ面積と動作周波数の積で得られるため、磁化曲線からループ面積を導出し、ヒステリシス損失の算定を行った。

次に、Fig.1 に示すように、ワイヤの周りに給電用検出コイルを設置し、さらにその外側にはワイヤの中央部が励磁されるように励磁コイルを置き、正弦波交流磁界で励磁させた。検出コイルの両端にはダイオードブリッジを接続し、正負双方のパルス出力を整流させ、パルス出力による電力と交流磁界の誘導による電力の計算を行った。

## 実験結果

Fig. 2 に直流磁化曲線を示す。結果より、印加磁界の増加に従い、磁化の増加とループ面積の増加を確認した。また、そのループ面積は次第に飽和していくことも分かった。

ヒステリシス損失の算定や、発電効率、MnZn フェライトとの発電電力の差に関しては当日に発表する。

## 参考文献

- 1) Takahashi *et al.*, *J. Magn Soc. Jpn.*, **42**, 49, 2018.
- 2) Wiegand and Velinsky, U.S. Patent 3, 820, 090, 1974.
- 3) Takemura *et al.*, *IEEE Trans. Magn.*, **53**, 4002706, 2017.

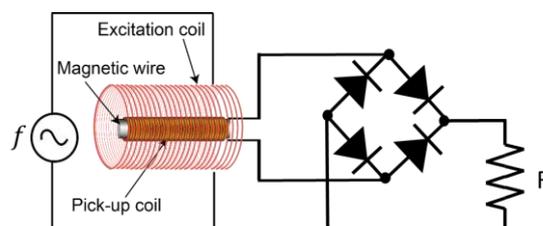


Fig. 1 Configuration of measurement.

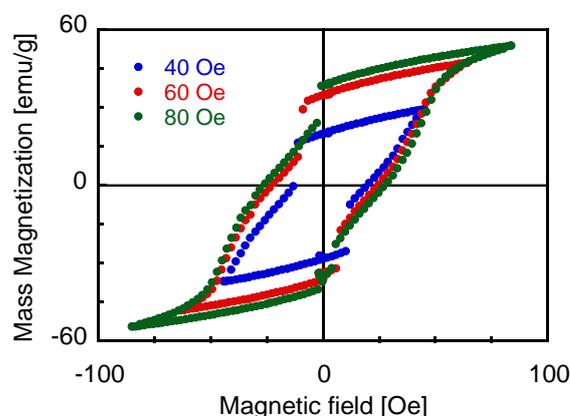


Fig. 2 DC magnetization curve of Wiegand wire.

## 交流磁界によるヒトがん細胞の膜電位への影響評価

林誠也<sup>1</sup>, 柿川真紀子<sup>1</sup>, 山田外史<sup>2</sup>

(<sup>1</sup>金沢大学, <sup>2</sup>公立小松大学)

Effect of ELE Magnetic Field on membrane potential of human cancer cells

S.Hayashi<sup>1</sup>, M.Kakikawa<sup>1</sup>, S.Yamada<sup>2</sup>

(<sup>1</sup>Kanazawa University, <sup>2</sup>Komatsu University)

### はじめに

これまでに、がん細胞に交流磁界を曝露することで抗がん剤の作用が増強することが明らかとなっている。このメカニズムは解明されていないが、他のグループの研究によると、磁界によりがん細胞の細胞膜に含まれるタンパク質の構造が変化することが報告されている。また、外部刺激により細胞膜に存在する膜電位と膜タンパク質の構造が共に変化するとされている。これらより磁界が細胞膜に何らかの影響を与え、薬剤作用が増強する可能性が考えられる。そこで、本研究では膜電位に焦点を当て、交流磁界がヒトがん細胞の膜電位に与える影響評価を目的とした。

なお、ヒトがん細胞には薬剤の添加により耐性を獲得した細胞が存在しており、この耐性を持ったがん細胞はより多くの薬剤を細胞膜外へ吐き出すため通常のがん細胞とは細胞膜の構造が異なっている。そこで本実験では、ヒト肺がん細胞株 A549 と多剤耐性細胞であるヒト子宮肉腫株 MES-SA/Dx5 を用いた。MES-SA/Dx5 は抗がん剤 Doxorubicin に対し 100 倍の耐性率を持ち、また複数の薬剤に対しても耐性を持つがん細胞である。これらのヒトがん細胞を比較することにより、異なる構造の細胞膜に対して交流磁界が与える影響の違いがあるのかを調査した。

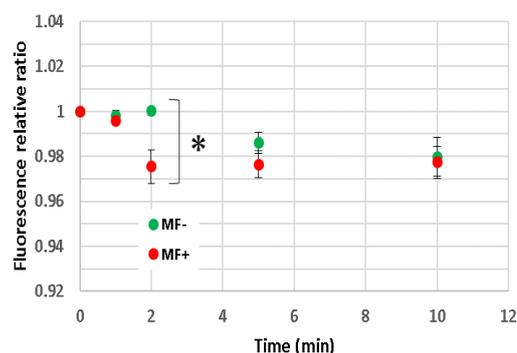
### 細胞膜電位への交流磁界影響の評価方法

交流磁界条件は周波数 60 Hz, 磁束密度 50 mT ± 10 % で行った。先行研究において A549 と MES-SA/Dx5 で共に作用増強が確認された薬剤 Cisplatin, Doxorubicin, Mitomycin C を使用した。膜電位の測定には、膜電位感受性色素 DiBAC<sub>4</sub>(3) を用いた。DiBAC<sub>4</sub>(3) は外部刺激により細胞膜が脱分極すると細胞内に取り込まれ、細胞膜内のタンパク質などと結合することで蛍光が大きくなり、逆に過分極すると蛍光が小さくなる色素である。また、DiBAC<sub>4</sub>(3) は 1 mV の膜電位変化に応じ、蛍光強度が 1 % 変化する特性をもつ。この性質を利用し、膜電位が変化する様子を蛍光強度の変化により測定した。

### 細胞膜電位への交流磁界影響評価の結果

ヒト肺がん細胞 A549 において、反応時間 2 min で約 2.5 % の蛍光相対比の有意な減少、つまり約 2.5 mV の膜電位増加が見られた(Fig.1)。一方、多剤耐性細胞であるヒト子宮肉腫株 MES-SA/Dx5 では、反応時間 10 min で約 2.5 mV の膜電位増加が見られた。この結果から本実験での反応時間では、肺がん細胞 A549 と子宮肉腫株 MES-SA/Dx5 共に交流磁界単独によって膜電位が増加し、また A549 と MES-SA/Dx5 の間では交流磁界によって影響が表れる時間に違いがあることがわかった。

現在、細胞膜構造の違いによる膜電位の変化を比較するため、MES-SA/Dx5 が耐性を持つ前のがん細胞であるヒト子宮肉腫株 MES-SA においても実験を進めている。また、抗がん剤の反応時に交流磁界を併用させることで膜電位に影響が表れるのかを調査している。



(n=6, \*p<0.05)

Fig.1 Effect of MF alone on membrane potential of A549 cells

## 超伝導磁気分離による火力発電所給水中からのスケール除去

廣田 憲之<sup>1</sup>, 岡田 秀彦<sup>1</sup>, 三島史人<sup>2</sup>, 西嶋茂宏<sup>2</sup>, 秋山庸子<sup>3</sup>, 松浦英樹<sup>4</sup>, 難波正徳<sup>4</sup>, 関根智一<sup>5</sup>  
(<sup>1</sup> 物材機構, <sup>2</sup> 福井工大, <sup>3</sup> 阪大, <sup>4</sup> (株)四国総合研究所, <sup>5</sup> 荏原工業洗淨)

Application of superconducting magnetic separation for the removal of scales from boiler feed water in thermal power plants

N. Hirota<sup>1</sup>, H. Okada<sup>1</sup>, F. Mishima<sup>2</sup>, S. Nishijima<sup>2</sup>, Y. Akiyama<sup>3</sup>, H. Matsuura<sup>4</sup>, S. Namba<sup>4</sup> and T. Sekine<sup>5</sup>  
(<sup>1</sup> NIMS, <sup>2</sup> Fukui Univ. of Tech., <sup>3</sup> Osaka Univ., <sup>4</sup> Shikoku Research Institute Inc., <sup>5</sup> Ebara Industrial Cleaning Co. Ltd.)

火力発電は主要な発電手段であるが、二酸化炭素の排出量が多い。このため、火力発電所において発電効率を向上させれば、発電のための燃料消費量の低減につながり、ひいては、二酸化炭素の排出量の削減につながると期待される。火力発電所においては、ボイラーにおいて発生した高温の蒸気はタービン発電機を回して発電を行ったのち、凝縮して水となり、配管を通じてボイラーに戻る。火力発電所給水配管には鉄系酸化物スケールの付着が起これ、この酸化物層が熱交換効率を低下させる原因となっている。したがって、スケールの付着を低減できれば、二酸化炭素排出量の削減に寄与できると考えられる。スケールは主として酸化鉄で構成される。鉄は給水配管中の比較的低温部分の壁面から溶出し、200°C以上の高温になる部分でマグネタイトとなって、給水配管壁面に付着する。マグネタイトはその磁氣的性質を利用して容易に分離することができる。そこで我々は火力発電所給水配管中のスケール除去に高勾配磁気分離技術を適用する方法を検討している。高勾配磁気分離では強磁性ワイヤーを編んだ網を積層して構成されるフィルターマトリックスを超伝導磁石のボア中を通過する流路内に設置して使用する。マグネタイト粒子は磁化された強磁性ワイヤー表面に磁気力によって引き寄せられることで流体中から分離される。本研究プロジェクトでは、火力発電所ボイラー給水系のどの部分に磁気分離システムを設置するのが適切か、最適なマトリックス構造、磁場条件、運転条件や手順などについてシミュレーションと実験により検討を行なった。AVTタイプの火力発電所の場合、温度 200°C、流量 400–500 m<sup>3</sup>/h、圧力 20 atm の高圧ドレインと呼ばれる場所が適切な設置場所と考えられることがわかった。バッチ式の高圧高温実験、常温常圧大流量の循環式実験を通して、マトリックスに必要な条件を検討した。当日はこれらの検討結果の詳細を報告する。

### 謝辞

本研究の一部は国立研究開発法人 科学技術振興機構(JST) 先端的低炭素化技術開発(ALCA)のグラント番号 JPMJAL1304 を受けて実施したものである。

## 磁気マーカーのクラスタ形成を利用した 洗浄工程不要の免疫検査法の開発

秋吉一輝、五藤仁哉、吉田敬、笹山瑛由、圓福敬二、原美里\*  
(九州大学、多摩川精機\*)

Wash Free Detection of Biological Targets Utilizing Cluster Formation of Magnetic Markers  
K. Akiyoshi, J. Goto, T. Yoshida, T. Sasayama, K. Enpuku, M. Hara\*  
(Kyushu University, Tamagawa Seiki\*)

### はじめに

免疫検査とは血液検査などの医療診断において、疾患由来の蛋白質や病原体などのバイオ物質（抗原）の有無や量を測定する方法である。磁気マーカーを用いた免疫検査法では、ブラウン磁気緩和現象を用いることにより、バイオ物質に結合した磁気マーカー（Bound markers）と未結合マーカー（Free markers）を磁氣的に識別できる。このため、従来の光学的手法で必要とされてきた B/F 分離のための洗浄工程を省いた迅速な検査が可能となる。今回、磁気マーカーとバイオ物質の結合により磁気マーカーのクラスタを形成させる手法を導入し、このクラスタを用いた洗浄工程不要の検査法を開発した。

### 実験方法

Fig. 1 に磁氣的免疫検査法の原理を示す。本研究では、バイオ物質として C-反応性蛋白質（CRP）を用いており、磁気マーカーは C6cc 抗体付き FG ビーズと C2 抗体付き FG ビーズ（多摩川精機）を用いた。CRP 及び 2 種類の磁気マーカーを溶液中で 1 時間反応させることで、Fig. 1 に示すように、CRP を介して磁気マーカーがクラスタを形成する、これが結合マーカーとなる。なお、溶液中には結合していない磁気マーカー（Free markers）も共存する。

粒子のブラウン緩和時間  $\tau_B$  は粒子の直径により決まり、動的光散乱法により計測した結合マーカー（クラスタ）の直径は  $d_{HB} > 1 \mu\text{m}$  であるため、緩和時間は  $\tau_{BB} > 0.4 \text{ s}$  となる。一方、未結合マーカーの流体力学的直径は  $d_{HF} = 160 \text{ nm}$  であり、緩和時間は  $\tau_{BF} = 1.6 \text{ ms}$  となる。

この緩和時間の違いにより、 $f \gg 1/\tau_{BB}$  となる周波数の交流磁界を印加した場合には、結合マーカーからは磁気信号が発せられず、未結合マーカーからのみ信号が発せられる。従って、B/F 分離を磁氣的に行うことが可能となる。実験では振幅 4 mT、周波数 330Hz の励起磁界を印加し、検出コイルにより検出した第三高調波 ( $f = 990 \text{ Hz}$ ) を測定信号とした。

### 実験結果

Fig. 2 に CRP の検出結果を示す。図の横軸は CRP の濃度  $\phi_{\text{CRP}}$  である。図の縦軸は第三高調波信号の減少率  $g$  を示す。ここで減少率  $g$  は、CRP がいない状態の測定信号  $V_0(\phi_{\text{CRP}} = 0)$  から各 CRP 濃度の測定信号  $V(\phi_{\text{CRP}})$  を引いた値を  $V_0$  で割った値である。図に示すように、減少率は CRP 濃度とともに増加し、両者には良い相関が得られた。最小の検出限界は 0.1 ng/mL となった。この結果は、洗浄工程なしで CRP の検出が可能であることを示しており、本手法の有効性が示された。

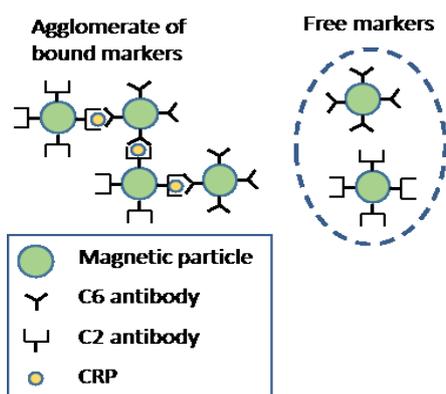


Fig. 1. Wash-free detection of biological targets using cluster formation of magnetic markers.

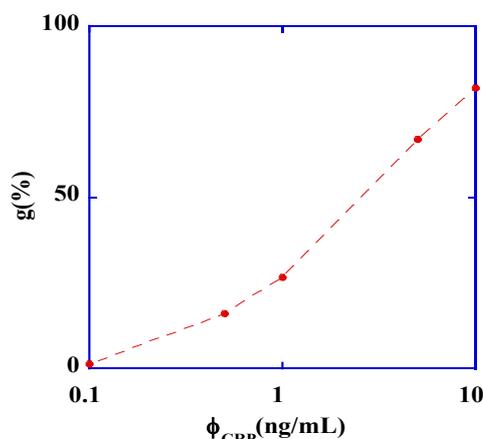


Fig. 2. Wash-free detection of CRP. Reduction of 3<sup>rd</sup> harmonic signal is shown when concentration of CRP is changed from 0.1 to 10 ng/mL.

## スイッチ磁界に対する磁性ナノ粒子の応答性を利用した細菌検出

高橋隼之介\*, トンタットロイ\*, 小野寺英彦\*\*, 沖田和彦\*\*, 藪上信\*\*\*, 横田琴音\*\*\*,  
古谷真衣子\*, 金高弘恭\*, 三浦由則\*\*\*, 高橋英樹\*\*\*  
(\*東北大学, \*\*東北学院大学, \*\*\*ジーエヌエス有限会社)

Measurement of bacteria using magnetic beads by switching magnetic field.

S. Takahashi\*, L. Tonthat\*, H. Onodera\*\*, K. Okita\*\*, S. Yabukami\*\*\*, K. Yokota\*\*\*, M. Furuya\*, H. Kanetaka\*,  
Y. Miura\*\*\*, H. Takahashi\*\*\*

(\*Tohoku University, \*\*Tohoku Gakuin University, \*\*\*JNS Co., Ltd.)

1 はじめに スイッチ磁界に対する磁気ビーズの応答性から抗原抗体反応により培養したう蝕菌等を検出した。

2 計測方法 Fig. 1 は試作システムの構成を示したものである。本システムは容器、回転機構、磁石および励磁コイル、磁気ビーズからの漏れ磁界を検出する磁界センサ (ジーエヌエス製 MI センサ) から構成される。試料は永久磁石 (NdFeB 磁石, 4mm × 4mm × 1mm) で約 600 秒間着磁され、永久磁石を取り除いて 54 回転する (回転速度は 100 degree/sec)。励磁コイルにより周回毎にスイッチ磁界により磁性ナノ粒子をスイッチし、段階的に磁界を増加させる。コイルによる毎回の着磁時間は 10 秒~30 秒程度、磁界強度は最大 10 mT 程度とした。容器は周回して磁界センサで磁性ナノ粒子の漏れ磁界を検出して、細菌との結合の違いによりスイッチ磁界に対する磁性ナノ粒子の応答性が異なることから細菌数を検出する。

3 計測結果 Fig. 2 は培養菌の検出結果を示したものである。Protein A が添加された磁性ナノ粒子 (Nanomag-D, 平均粒径 0.5 μmφ) と 1 次抗体 (Anti-*S. mutans* antibody あるいは Anti-*P. gingivalis* antibody) を結合させた後、う蝕菌 (*S. mutans*) あるいは歯周病菌 (*P. gingivalis*) と抗原抗体反応をさせた。細菌の濃度を変化させてスイッチ磁界に対して磁性ナノ粒子が磁化反転する際の磁束密度を縦軸に表した。*S. mutans* あるいは *P. gingivalis* の濃度が高くなるに従って、磁性ナノ粒子の磁化反転に必要な磁束密度が高くなることから、細菌濃度、細菌数が計測可能であると考えられる。また細菌濃度については 10<sup>4</sup> CFU/ml 程度までの検出が可能であり、実用化されている別評価方法と比較して同程度かより高感度であることがわかる<sup>2)</sup>。健常者および高齢者施設入居者の口腔細菌を検出しており、学術講演会では報告予定である。

謝辞 本研究の一部は JST COI TOHOKU プロジェクト

トの研究成果である。本研究の一部は JST ASTEP の成果である。

参考文献 1) W.F. Brown, J. Appl. Phys. 34, 1319 (1963). 2) 細菌カウンタカタログ(パナソニック).

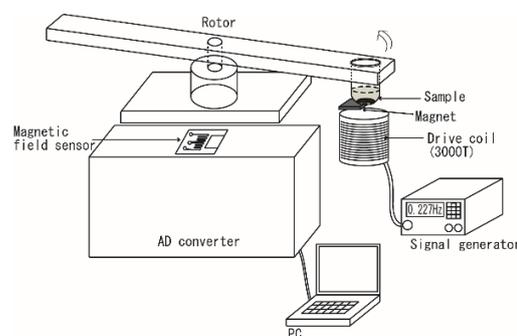
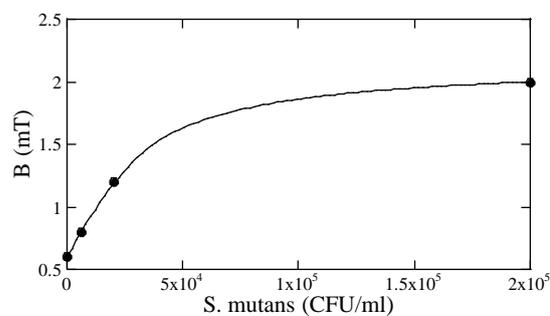
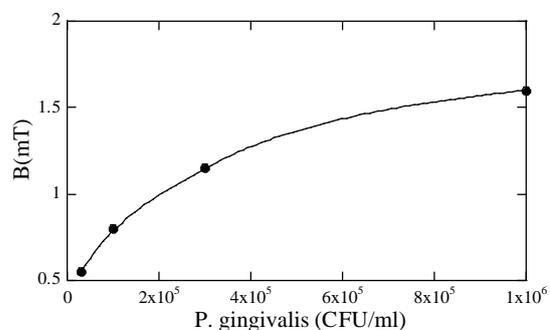


Fig. 1 Schematic view of the sensor.



(a) *S. mutans*



(b) *P. gingivalis*

Fig. 2 Magnetic flux density when the magnetic nanoparticles are reversed as a function of density of bacteria.

# MPIにおける未結合粒子と結合粒子の識別手法の開発

東大路、野口裕希、吉田敬、圓福敬二  
(九州大学)

Development of the discrimination method of mobile and immobilized magnetic nanoparticles in MPI

Oji Higashi, Yuki Noguchi, Takashi Yoshida, Keiji Enpuku  
(Kyushu University)

## 1 はじめに

近年、磁気応用による医療診断技術が注目されており、その中の一つに磁気粒子イメージング(MPI)が挙げられる。本研究では、MPIで用いられる磁気ナノ粒子MS1において、検査対象と結合した粒子を「固相サンプル」、未結合の粒子を「液相サンプル」として疑似的に再現し、それぞれの高調波信号特性の違いにより両者の識別を行うことを目指した。

## 2 原理

### 2.1 高調波磁化特性

MPIで用いられる直流傾斜磁界に対する、高調波の信号特性を利用して識別を行う。液相サンプルと固相サンプルでは、磁気緩和の違いが生じるため、直流傾斜磁界に対する信号の減衰に差異が生じる。

本研究では、固相サンプルの磁化容易軸を交流励起磁界と同じ方向に揃え、また検出信号として第三、第五高調波を用いることで、精度の高い状態識別を目指した。

### 2.2 画像再構成

第三、第五高調波の検出信号  $v_{3rd}$  と  $v_{5th}$  から、液相及び固相サンプルの空間分布  $c_{liq}$  と  $c_{sol}$  を再構成する手法として、以下に示すNNLS(Nonnegative Least Squares)法を用いる。

$$\begin{pmatrix} v_{3rd} \\ v_{5th} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} A_{liq3rd} & A_{sol3rd} \\ A_{liq5th} & A_{sol5th} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c_{liq} \\ c_{sol} \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$\left\| \begin{bmatrix} A_{liq3rd} & A_{sol3rd} \\ A_{liq5th} & A_{sol5th} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c_{liq} \\ c_{sol} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} v_{3rd} \\ v_{5th} \end{bmatrix} \right\|^2 + \lambda \left\| \begin{bmatrix} c_{liq} \\ c_{sol} \end{bmatrix} \right\|^2 \rightarrow \min \quad (2)$$

ここで、 $A_{liq3rd}, A_{sol3rd}$  は、液相・固相サンプルの第三高調波 PSF(Point Spread Function)、 $A_{liq5th}, A_{sol5th}$  は、液相・固相サンプルの第五高調波 PSF である。

## 3 実験結果

サンプル容器のサイズは、直径 6 mm、深さ 13 mm の物を使用した。液相サンプルは MS1 を 10.8  $\mu\text{L}$  に精製水 139.2  $\mu\text{L}$  加えて作成し、固相サンプルは MS1 を 10.8  $\mu\text{L}$  にエポキシ樹脂 180 mg 混ぜ合わせて作成した。

本研究では液相サンプルを  $(x, y) = (7 \text{ mm}, 0 \text{ mm})$  に置き実験を行った。測定条件は交流励起磁界の振幅 3.5 mT、周波数 3 kHz、直流傾斜磁界が  $x$  軸方向に 1 mT/mm、 $y$  軸方向に 2 mT/mm とした。

Fig 1. に示すように、高調波信号特性を利用することで、状態識別が行えていることが分かる。固相サンプルと液相サンプルを同時に配置し、イメージングを行った結果についても報告する予定である。

## 参考文献

- 1) Yoshida, Takashi, et al. "Effect of alignment of easy axes on dynamic magnetization of immobilized magnetic nanoparticles." Journal of Magnetism and Magnetic Materials 427 (2017): 162-167.

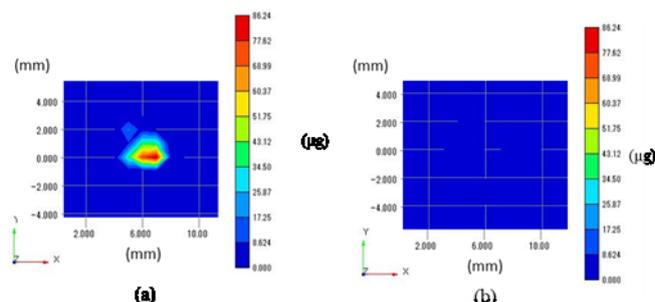


Fig. 1 MPI images for (a) mobile and (b) immobilized samples.

# 磁気センサアレイによる磁気ナノ粒子トモグラフィの開発

笹山 瑛由、吉田 敬  
(九州大学)

Magnetic nanoparticle tomography using magnetic sensor array

Teruyoshi Sasayama, Takashi Yoshida

(Kyushu University)

## 1. はじめに

ナノメートルサイズの磁気ナノ粒子を高分子でコーティングし、その表面に検査試薬や薬剤を固定したものは磁気マーカーと呼ばれる。その磁気マーカーを体内に注入し、磁気マーカーからの磁気信号を検出することにより、癌等の疾病領域を高感度・高分解能に画像化する磁気粒子イメージング (MPI) が医療診断において注目されている。MPI は強い傾斜磁場を用いることで空間分解能が高くなるが、人体スケールで実現しようとする、その傾斜磁場を生成することが困難なことが課題となっている。

一方、心磁図や脳磁図は体内で自発的に生成された磁界を磁気センサアレイで計測する手法がある。これらの特長として、時間分解能が高い他、磁気センサーを高密度に配置することにより空間分解能を高められる。また、人体を覆うような傾斜磁場コイルは不要となる。そこで、本稿では、傾斜磁場コイルを用いず磁気センサアレイを用いて磁気ナノ粒子の分布を可視化する手法 (磁気ナノ粒子トモグラフィ) を提案する。

## 2. 方法

図1に開発している磁気ナノ粒子トモグラフィシステムを示す。1個の大きな励磁コイルの内側に16個の小さな検出コイルを配置している。励磁電流の周波数は5400 Hz とし、振幅は1, 2, ..., 20 A と変化させて、磁気ナノ粒子より得られる磁界データを増加させた。検出コイルの電圧をA/Dコンバータで計測し、磁気ナノ粒子から生ずる第3高調波の磁界信号を高速フーリエ変換により取得した。磁気マーカーは、MPIの研究でも広く用いられている Resovist (富士フィルム RI ファーマ製) を用い、それをグリセロールで固相化したサンプルを用いた。まず、サンプルを自動ステージで走査しシステムファンクションを生成した。次に、サンプルを複数配置して磁界計測を行い、その計測結果と事前取得したシステムファンクションを用いて逆問題を解き、サンプルの位置を推定した。なお、励磁コイルとサンプルとの距離は30 mm とした。

## 3. 結果

図2に、2個サンプルを配置した時の、逆問題解析によるサンプル位置の推定結果を示す。図より、2個のサンプル位置を区別して推定できていることから、本提案手法が有効であることがわかる。

謝辞：本研究はJSPS 科研費 (19K14996) および公益財団法人マツダ財団助成による。

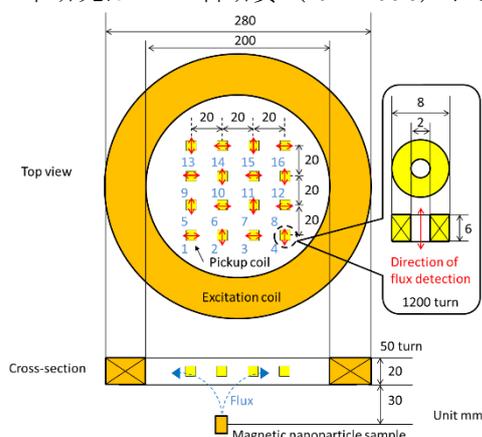


Fig. 1 The arrangement of the coils.

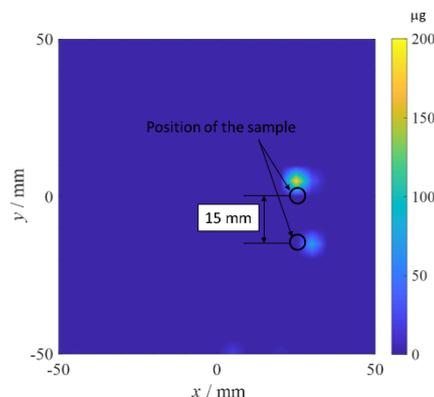


Fig. 2 Estimated distribution of the magnetic nanoparticle concentration

# 振動磁場中における酸化鉄ナノ粒子分散液の磁気誘起直線二色性

諏訪雅頼、魚谷明良、塚原聡  
(大阪大学)

Magnetic linear dichroism of iron oxide nanoparticle suspension under alternating magnetic field  
Masayori Suwa, Akira Uotani, Satoshi Tsukahara  
(Osaka Univ.)

## はじめに

振動磁場中における磁気ナノ粒子 (Magnetic nanoparticle, MNP) の配向・回転運動は、磁気粒子イメージングの精度やハイパーサーミアの発熱効率に影響を及ぼす。また、MNP の流体力学径の変化を利用したバイオアッセイや、MNP をプローブとしたナノレオロジー測定など、MNP の回転を利用した新手法も考案されている。我々は以前の研究で、振動磁場中で MNP 分散液の吸光度を Faraday 配置で測定したところ、その時間変化から MNP の配向・回転運動が観測できることを実証した。これは測定した MNP の磁化容易軸と光軸が平行で、光の進行方向 (即ち磁場の方向) に光軸が配向するためである。しかし、流体力学的に取り扱いが容易な球状の MNP を測定した場合、吸光度変化が非常に小さく解析が困難であった。そこで本研究では、磁場と光を垂直とする Voigt 配置により磁気誘起直線二色性の直接測定を試みた。

## 実験方法

Fig.1 に磁気誘起直線二色性測定装置を示す。以前と同様に、LCR 回路の放電で得られる減衰振動磁場を利用した。回路内のキャパシタを交換することで、27 kHz~180 kHz の間で離散的に周波数を変えた。Voigt 配置に設定するためスプリット型の空芯コイル (ボア径 10 mm  $\phi$ ) を作製した。MNP 分散試料は光路長 3 mm の石英光学セルに入れ、コイル内に設置した。光源には波長 405 nm のレーザー光を用い、入射偏光角を磁場に対して 45° に調節した。ウォラストンプリズムで透過光を 0° と 90° の直線偏光に分離し、その差分をバランス検出器により測定した。得られたシグナルから、試料内の磁気誘起二色性による偏光角変化を見積もった。試料として、粒径 10 nm ~ 25 nm のマグネタイト MNP 分散液 (Sigma-Aldrich) を測定した。

## 結果と考察

Fig.2 に減衰振動磁場印加に伴った直径 10 nm の MNP 分散液中の偏光角変化を示す。MNP はほぼ球形で個々の MNP の二色性が小さいため、以前の吸光度変化測定系では質の良い信号が得られなかったが、本研究では直線二色性の直接観測により高感度化に成功し、明瞭な信号が観測できた。さらに、偏光角変化から MNP 容易軸の平均角を見積もり、MNP の配向・回転運動の粒径依存性を調査した。

## 参考文献

- 1) M. Suwa, A. Uotani, S. Tsukahara, J. Appl. Phys. **125**, 123901 (2019).

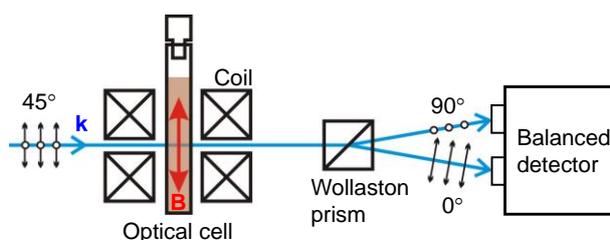


Fig.1 The illustration of the experimental setup for magnetic linear dichroism measurement under oscillating magnetic field.

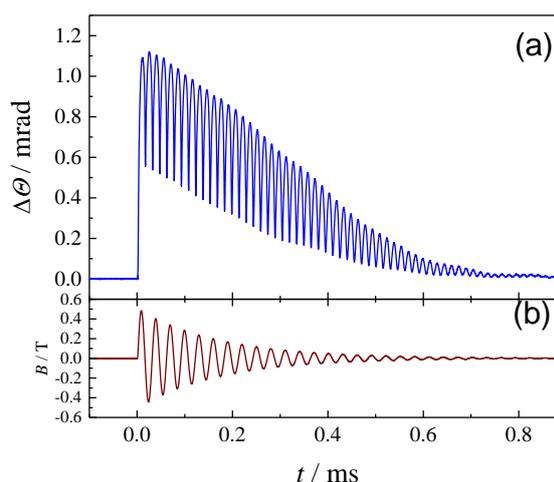


Fig.2 Typical waveform of polarizing angle change  $\Delta\theta$  in MNP suspension (a) under the damped oscillating magnetic field (b).

# 転移性骨腫瘍ハイパーサーミア用マグネタイト含有 生体活性骨セメントの発熱特性

○久保田萌<sup>1</sup>, 小川智之<sup>1</sup>, 斉藤伸<sup>1</sup>, バラチャンドラン ジャヤデワン<sup>2</sup>, 川下将一<sup>3</sup>  
(<sup>1</sup>東北大学, <sup>2</sup>滋賀県立大学, <sup>3</sup>東京医科歯科大学)

Heat generation characteristics of bioactive bone cement containing magnetite  
for hyperthermia of metastatic bone tumor

○Moe Kubota<sup>1</sup>, Tomoyuki Ogawa<sup>1</sup>, Shin Saito<sup>1</sup>, Balachandran Jeyadevan<sup>2</sup>, Masakazu Kawashita<sup>3</sup>  
(<sup>1</sup>Tohoku University, <sup>2</sup>University of Shiga Prefecture, <sup>3</sup>Tokyo Medical and Dental University)

## 1. 研究背景

近年、がん罹患者数は増加の一途をたどっており、骨転移は多くのがん患者に認められる症状である<sup>[1]</sup>。骨転移に対する主な治療法としては、外科的療法、放射線療法、化学療法などが挙げられるが、副作用など身体への負担が大きいことが課題となっている。また、骨腫瘍は骨を破壊しながら増殖するため、強い痛みや圧迫骨折をもたらすことがある。痛みを軽減し、骨の強度を高める方法として、脆くなった骨（特に椎骨）の内部に骨セメントを充填する治療法（経皮的椎体形成術）がある。そこで我々は、経皮的椎体形成術において骨セメントの充填と同時にがんの治療を行えば、より効果的な治療が実現できると考え、身体への負担が少なく局所的な治療が可能な、磁性体を利用したハイパーサーミア（温熱療法）に注目した。本研究は、骨セメントに高い生体親和性を有するチタニア（TiO<sub>2</sub>）及び、温熱種としてマグネタイト（Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>）を含有させることで、骨との親和性が高く、しかもがんの温熱治療が可能な骨セメントの創製を目的とする。

## 2. 実験方法

セメント粉末として、ポリメチルメタクリレート（PMMA）、過酸化ベンゾイル（開始剤）、Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>粉末及びTiO<sub>2</sub>粉末を Table 1 の重量比通りに乳鉢を用いて 10 分間混合した。また、セメント液として、メタクリル酸メチル（MMA）及び N,N-ジメチル-p-トルイジン（促進剤）を用いた。開始剤は MMA の重量に対して 4 %、促進剤は MMA の重量に対して 2 % とした。その後、セメント粉末とセメント液を約 3 分間、均一に混和した。作製した試料の磁気特性を振動試料型磁力計により調べ、600 kHz, 40 Oe の交流磁場下における試料の発熱特性を調べた。

Table 1 Composition of cement

Sample	Powder (wt %)			Liquid (wt %)
	TiO <sub>2</sub>	Fe <sub>3</sub> O <sub>4</sub>	PMMA	MMA
Control	0	0	40	60
T10M10	10	10	32	48
T15M15	15	15	28	42
T20M20	20	20	24	36
T15M25	15	25	24	36
T15M30	15	30	22	33

## 3. 結果

各試料の飽和磁化(Ms)と保磁力(Hc)を Table 2 に、各試料に交流磁場を 10 分間印加したときのセメント表面の温度変化を Fig. 1 にそれぞれ示す。T15M25 及び T15M30 は交流磁場の印加によって 42 °C 以上に到達した。この温度は、温熱治療に有効な温度といわれているため、本研究で作製した骨セメントは、磁気ハイパーサーミアの温熱種として機能する可能性が示唆された。

Table 2 Magnetic properties of each sample

Sample	Ms [emu/g]	Hc [Oe]
T10M10	9.5	116.6
T15M15	16.2	114.5
T20M20	18.5	117.4
T15M25	25.0	123.4
T15M30	28.7	123.4

当日は、各セメントの磁気的性質と温度上昇との関連性や、骨結合性の指標の一つである擬似体液中におけるアパタイト形成能評価の結果についても報告する予定である。

## 参考文献

[1] 日本臨床腫瘍学会, 骨転移診療ガイドライン, 南江堂, pp.2-10 (2015)

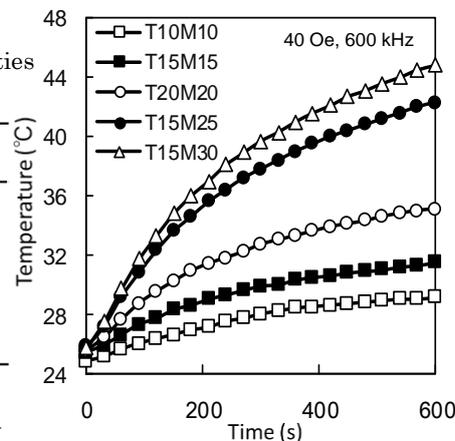


Fig. 1 Change in temperature of samples placed under alternating magnetic field of 600 kHz, 40 Oe for 10 min.

## 高周波磁化過程測定の高精度化と直流磁場重畳

小野寺礼尚<sup>1</sup>、黒岩拓也<sup>2\*</sup>、柳原英人<sup>3</sup>、喜多英治<sup>1</sup>  
 (<sup>1</sup>茨城高専、<sup>2</sup>筑波大学大学院(現シャープ)、<sup>3</sup>筑波大学)

Improvement of accuracy in a high frequency magnetization process measurement and superposition of a static magnetic field

R. Onodera<sup>1</sup>, T. Kuroiwa<sup>2</sup>, H. Yanagihara<sup>2</sup> and E. Kita<sup>1</sup>  
 (<sup>1</sup>NIT Ibaraki College, <sup>2</sup>Univ. of Tsukuba)

### はじめに

磁性ナノ粒子の高周波磁場印加による発熱をがん治療に利用するハイパーサーミア技術では、発熱量はナノ粒子のヒステリシス損失に依存するため、その  $M-H$  ループを正確に評価することは重要である。また、この損失は磁気モーメントのプラン緩和およびネール緩和によって生じるが、 $M-H$  ループからそれぞれの緩和機構の寄与を分離することはできない。直流磁場により粒子を配向させた上で交流磁化測定を実施すれば、粒子の回転を抑制した上での  $M-H$  ループが得られると考えられるため、直流・交流の複合磁場下の磁気特性評価は、ナノ粒子の発熱特性に対する緩和機構の寄与の実験的検討に資すると考えている。

以上のことから本研究では、ハイパーサーミア用磁性ナノ粒子の開発過程で要求される高精度な高周波磁化測定装置および、印加方向を制御可能な直流磁場重畳装置の開発を目的としている。

### 装置構成および実験方法

本装置は、DC 磁場発生部とこれまでに報告した AC 磁化測定装置を組み合わせた構成となっている。Fig. 1 に示すように、DC 磁場発生には  $\phi 50\text{mm}$  の磁極を有する電磁石を用い、この磁極間に AC 磁化測定用の AC 磁場発生コイルおよび、磁化・磁場検出コイルを設置している。DC 磁場は磁極中心でおよそ  $1\text{ kOe}$  の磁場発生が可能となっている。AC 磁場発生は磁場発生用空芯コイルとコンデンサからなる直列 LC 共振回路と高周波電源(1 kW) で構成されており、 $20\text{ k}\sim 1\text{ MHz}$  の範囲で高周波磁場を発生させることができる<sup>1)</sup>。

磁化測定の精度と周波数依存性を評価するために、標準試料として常磁性  $\text{Dy}_2\text{O}_3$  粉末、YIG 3 mm 球、MnZn フェライトなど、磁気特性が既知の試料を用いて周波数  $60\text{ k}\sim 200\text{ kHz}$ 、AC 磁場振幅  $600\text{ Oe}$ 、DC 磁場  $500\text{ Oe}$  の範囲で測定精度の評価を行なった。

### 結果

Figure 2 に、磁極間に設置した AC 磁場発生コイルの電源出力一定条件における、発生磁場の変化を示す。ここからわかるように、AC 磁場コイル長  $55\text{ mm}$  に対してギャップが  $65\text{ mm}$  の磁極では磁場の出力がおおよそ  $2/3$  ほどに減少していることがわかる。これは DC コイルに通電していない条件でも、発生した AC 磁場に対して磁極が応答しているためであると考えられる。また、この影響はギャップ  $95\text{ mm}$  ではほぼないが、一方で DC 磁場強度は  $560\text{ Oe}$  まで低下してしまうことが明らかとなった。標準試料および磁性流体の測定結果に関しては、当日報告する。

### 参考文献

1) A. Seki, *et al.*, J. Phys.: Conf. Ser., 521 (2014) 012014

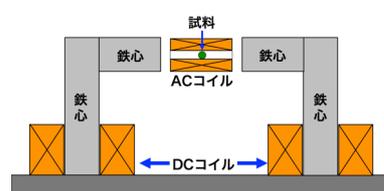


Fig. 1 Schematic representation of the experimental setup.

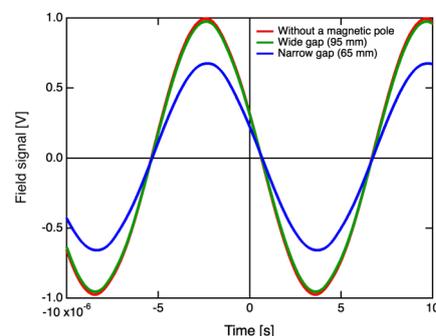


Fig. 2 Detected magnetid field with wide and narrow gaps, and without a magnetic pole.

## 磁気分離したフェルカルボトランの SLP

石川真守<sup>1</sup>, 竹内誠治<sup>1</sup>, 史冠男<sup>1</sup>, 大多哲史<sup>2</sup>, 吉田敬<sup>3</sup>, 圓福敬二<sup>3</sup>,  
加藤一郎<sup>4</sup>, 野原聡<sup>4</sup>, 山田努<sup>1</sup>, 竹村泰司<sup>1</sup>

(<sup>1</sup>横浜国立大学, <sup>2</sup>静岡大学, <sup>3</sup>九州大学, <sup>4</sup>名糖産業株式会社)

Specific loss power of magnetically fractionated Ferucarbotran

Mamoru Ishikawa<sup>1</sup>, Seiji Takeuchi<sup>1</sup>, Guannan Shi<sup>1</sup>, Satoshi Ota<sup>2</sup>, Takashi Yoshida<sup>3</sup>, Keiji Enpuku<sup>3</sup>,  
Ichiro Kato<sup>4</sup>, Satoshi Nohara<sup>4</sup>, Tsutomu Yamada<sup>1</sup>, Yasushi Takemura<sup>1</sup>

(<sup>1</sup>Yokohama National Univ., <sup>2</sup>Shizuoka Univ., <sup>3</sup>Kyusyu Univ., <sup>4</sup>Meito Sangyo Co. Ltd.)

### はじめに

がん細胞は正常細胞と比較して、血管組織が未発達であり細胞自身の冷却機能が低いため、約 42.5°C で死滅する。そして、この特徴を活かして、磁気ハイパーサーミアというがん細胞を熱で死滅させる治療法が注目されている。磁気ハイパーサーミアの実現化には人体影響を考慮した磁場強度・周波数下で磁性ナノ粒子が十分な発熱を得ることが課題である。本研究では磁性ナノ粒子の測定を行い、高い発熱効率 Specific loss power (SLP) が得られたので報告する。

### 実験方法・結果

本研究では測定粒子としてフェルカルボトラン (Ferucarbotran,  $\gamma\text{-Fe}_2\text{O}_3/\text{Fe}_3\text{O}_4$ ) を磁気分離した MS1 (名糖産業株式会社)<sup>1)</sup> (液中粒径 61 nm, コア粒径 21.6 nm<sup>1,2)</sup>) を使用した<sup>2)</sup>。それを希釈した液中試料とエポキシ樹脂で固定した 2 つの試料を作製した。固定試料においては、無磁場下で固定をした無配向固定試料 (Fig. 1 (a)) と 575 kA/m の直流磁場中で固定をして粒子の磁化容易軸を揃えた配向固定試料 (Fig. 1 (b),(c)) も 2 種類を作製した<sup>3)</sup>。どちらの試料においても鉄濃度が 2 mg/mL になるように調整した。それぞれの試料の直流磁化特性、また磁場強度 4 kA/m、16 kA/m、周波数 1–100 kHz で交流磁化特性の測定を行い、配向試料については磁化容易軸に対して平行方向と垂直方向に励磁をして、試料の磁化容易軸、困難軸方向の測定を行い、SLP を計算した。

Fig. 2 に MS1 の 4 kA/m の SLP を示す。低周波では液中試料の SLP が最大になり、高周波では容易軸方向の配向試料の SLP が最大となることが確認できた。当日はこれらの結果の詳細に加え、Resovist® との比較等も報告する。

### 参考文献

- 1) 吉田敬, まぐね. Vol. 13, No. 4, pp161-166, 2018
- 2) Sasayama *et al.*, *IEEE Trans.Magn*, Vol. 50, No. 11, 2015
- 3) Shi *et al.*, *J.Magn.Magn.Master*, Vol. 473, pp. 148–154, 2019

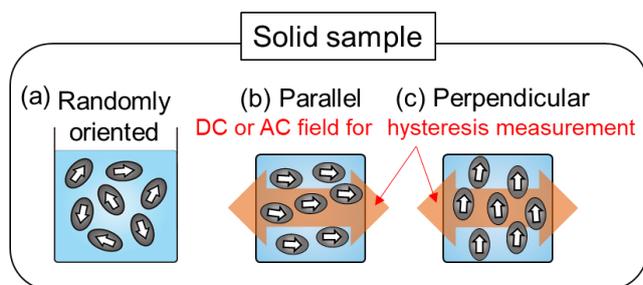


Fig. 1 Preparation process of oriented samples.

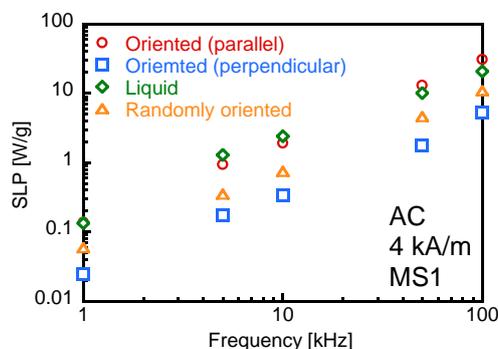


Fig. 2 Frequency dependence of SLP of MS1.

## Cu マトリクス中に配向する 強磁性単結晶ナノキューブの交流磁化特性

小林昌太<sup>1</sup>、山南豪<sup>1</sup>、坂倉響<sup>1</sup>、竹田真帆人<sup>1</sup>、山田努<sup>1</sup>、大多哲史<sup>2</sup>、竹村泰司<sup>1</sup>  
(<sup>1</sup>横浜国立大学、<sup>2</sup>静岡大学)

AC magnetization characteristics of oriented ferromagnetic single crystal nanocube in copper matrix

Shota Kobayashi<sup>1</sup>, Tsuyoshi Yamaminami<sup>1</sup>, Hibiki Sakakura<sup>1</sup>,  
Mahoto Takeda<sup>1</sup>, Tsutomu Yamada<sup>1</sup>, Satoshi Ota<sup>2</sup>, Yasushi Takemura<sup>1</sup>  
(<sup>1</sup>Yokohama National University, <sup>2</sup>Shizuoka University)

### はじめに

磁性ナノ粒子を用いた磁気ハイパーサーミア治療において、交流磁場中における磁性ナノ粒子の発熱が重視される。従来では磁性ナノ粒子の形状磁気異方性に着目した研究が行われていた<sup>1)</sup>一方、磁性ナノ粒子の結晶磁気異方性に着目した研究というものは少ないようである。本研究では、銅マトリクス中に配向して存在する強磁性ナノキューブについての磁化測定を行うことにより、結晶磁気異方性に由来する磁化特性を観測することに成功した。

### 実験方法

本研究では Fig. 1 に示すような合金立方体試料  $\text{Cu}_{75}\text{-Ni}_{20}\text{-Fe}_5$  alloys<sup>2)</sup>を用い、直流磁化測定を磁場強度 4-1200 kA/m、交流磁化測定を励磁周波数 1-100 kHz、磁場強度 4 kA/m の条件で行った<sup>3)</sup>。また、交流磁化測定においては、測定試料に直流磁場 1200 kA/m を印加することで銅マトリクス及び強磁性ナノキューブに生じる渦電流による信号のみを検出し、直流磁場を印加しない場合との差分より試料磁化のみを導出した。このとき、直流磁場は交流磁場と垂直に印加した。測定は試料の結晶方位 [100]、[110]、[111] 方向についてそれぞれ行った。

### 実験結果

直流磁化測定より得られた磁化曲線において、64 kA/m 以上の磁場を印加したとき、結晶磁気異方性に由来する磁化特性の変化を確認することができた。

結晶方位 [100] 方向における交流磁化曲線を Fig. 2 に示す。いずれの結晶方位においても、この交流磁化曲線に変化は見られなかった。これは交流磁化測定では、異方性を確認できるほど十分大きな磁場を印加することができないためであると考えられる。TEM 等の構造評価や、結晶磁気異方性による磁化特性の詳細は当日発表する。

### 参考文献

- 1). Guannan Shi, Ryoji Takeda, Suko Bagus Trisnanto, Tsutomu Yamada, Satoshi Ota, Yasushi Takemura, *J Magn Mater*, **473**, 148, (2019)
- 2). 金俊燮, 坂倉響, 竹田真帆人, 銅と銅合金, **56**, 102 (2017)

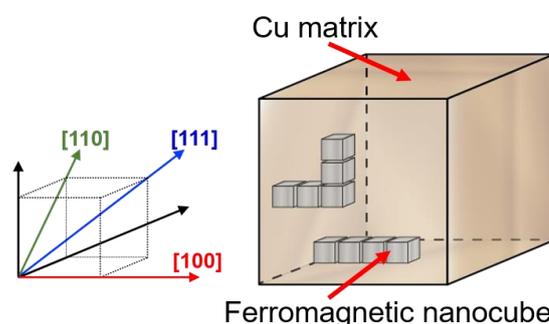


Fig. 1 Schematic representation of  $\text{Cu}_{75}\text{-Ni}_{20}\text{-Fe}_5$  alloys.

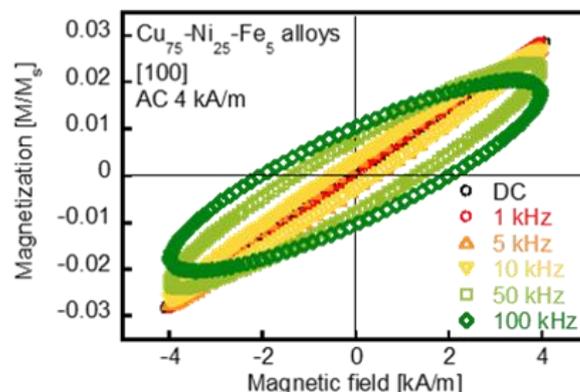


Fig. 2 Hysteresis loops of  $\text{Cu}_{75}\text{-Ni}_{20}\text{-Fe}_5$  alloys oriented in [100] direction.

## Au コート Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 粒子の交流磁化特性と発熱特性

山南豪<sup>1</sup>, 小林昌太<sup>1</sup>, Tonthat Loi<sup>2</sup>, 水戸部一孝<sup>3</sup>, 藪上信<sup>2</sup>, 山田努<sup>1</sup>, 大多哲史<sup>4</sup>, 竹村泰司<sup>1</sup>  
 (<sup>1</sup>横浜国立大学,<sup>2</sup>東北大学,<sup>3</sup>秋田大学,<sup>4</sup>静岡大学)

Evaluation of AC magnetization and heat dissipation of Au coated Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub> particles

Tsuyoshi Yamaminami<sup>1</sup>, Shota Kobayashi<sup>1</sup>, Loi Tonthat<sup>2</sup>, Kazutaka Mitobe<sup>3</sup>,  
 Shin Yabukami<sup>2</sup>, Tsutomu Yamada<sup>1</sup>, Satoshi Ota<sup>4</sup>, Yasushi Takemura<sup>1</sup>

(<sup>1</sup>Yokohama National University, <sup>2</sup>Tohoku University, <sup>3</sup>Akita University, <sup>4</sup>Shizuoka University)

### はじめに

近年磁性体には様々な医療応用が期待されており、その1つに磁気温熱治療がある<sup>1)</sup>。この技術の実用化に向けて、磁性体の磁化と発熱の振る舞いを解明することが重要である。本研究では、Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>にAuをコーティングした粒子について磁化測定をすることにより、試料の磁化特性及び発熱特性を検討した。

### 実験方法

本研究では測定試料として粒径が50-120 μmのFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>粒子とAuをコーティングしたFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>粒子を用い、それぞれ直流磁化測定を磁場強度4, 8, 16, 1200 kA/m、交流磁化測定を励磁周波数10-400 kHz、磁場強度4 kA/mの条件で行った。交流磁場印加時、光ファイバプローブで温度測定を行った際AuコートFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>粒子はFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>粒子に比べて温度上昇が非常に大きいことが報告されている<sup>2)</sup>。また、磁気温熱治療用インプラントのAuコートしたフェライトにおいて発熱量が向上することも報告されている<sup>3)</sup>。Auコートの有無で異なる2つの試料において磁化測定をすることにより、Auコートによる影響を検討した。

### 実験結果

両試料について直流磁化測定において保磁力がほとんど確認されなかった。Fig. 1にFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>粒子の4 kA/m、10-400 kHzにおける交流磁化曲線、Fig. 2にFig. 1の交流磁化曲線における原点付近の拡大図をそれぞれ示す。Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>粒子の交流磁化曲線において概形は直流磁化測定結果とほぼ同じであるが、周波数の増加に伴い保磁力の増加が確認された。AuコートFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>粒子の交流磁化曲線においてはFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>粒子の場合と同様に概形の周波数変化はほぼなく、周波数の増加に伴う保磁力の増加が確認された。AuコートFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>粒子の発熱は、その交流磁化特性並びに渦電流損失より説明される。詳細は当日発表する。

### 参考文献

- 1) Jordan, *et al*, *J Magn Mater*, **201**, pp.413-419 (1999).
- 2) Loi Tonthat, *et al.*, *IEEE Trans. Magn.*, **54**, 5400506, (2018).
- 3) Takura, *et al.*, *IEEE Trans. Magn.*, **43**, 2454, (2007).

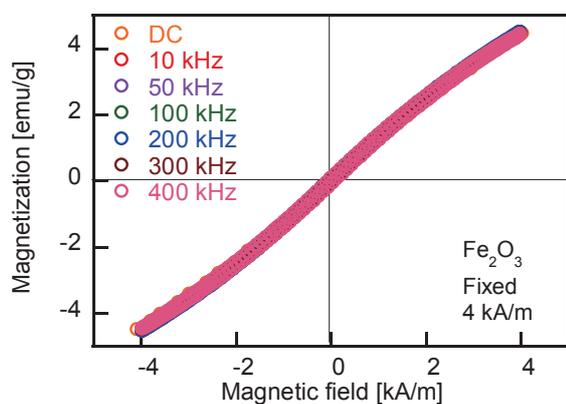


Fig. 1 Hysteresis loops of Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub> particles.

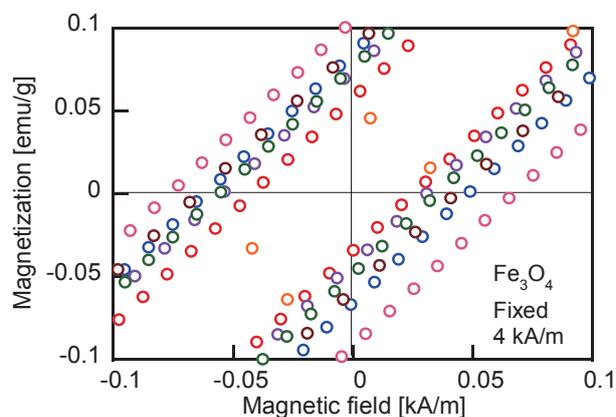


Fig. 2 Enlarged view of the hysteresis loops.

# パルス磁場を用いた磁性ナノ粒子の ネール緩和とブラウン緩和過程の重畳観測

大多哲史<sup>1</sup>, 竹村泰司<sup>2</sup>

(<sup>1</sup>静岡大学, <sup>2</sup>横浜国立大学)

Superposition of Néel and Brownian relaxations of magnetic nanoparticles in applying pulse field

S. Ota<sup>1</sup>, Y. Takemura<sup>2</sup>

(<sup>1</sup>Shizuoka University, <sup>2</sup>Yokohama National University)

## はじめに

磁性ナノ粒子のハイパーサーミアや磁気粒子イメージング(Magnetic particle imaging: MPI)といった医療応用を考える際に、磁気緩和をはじめとする磁化ダイナミクスを解明は必要不可欠である。著者らはネール緩和とブラウン緩和の重畳を交流磁化曲線計測及び、パルス磁場を印加することによる二段階の磁化上昇を実験的に観測することで、Rosensweigの示した実効的緩和時間 $\tau_{\text{eff}}$ がネール緩和時間 $\tau_N$ とブラウン緩和時間 $\tau_B$ の逆数の和 $1/\tau_{\text{eff}} = 1/\tau_N + 1/\tau_B$ で表されるとした理論<sup>1)</sup>では、表現できない磁気緩和現象を解明した<sup>2,3)</sup>。また数値シミュレーションにおいても、磁気緩和の重畳は観測されている<sup>4)</sup>。本研究では、ネール緩和時間以下の高速で応答するパルス磁場を用いて、磁化の線形応答領域の磁場強度におけるネール緩和とブラウン緩和が重畳した磁化応答を観測し、2つの緩和過程を分離した解析を行った。

## 実験方法・結果

純水中に分散した $\text{Fe}_3\text{O}_4$ ナノ粒子を試料として、立ち上がり時間は18 ns、磁場強度は384 A/mのパルス磁場を印加した。粒子体積濃度は1.24 v/v%とした。実効的磁化応答 $M_{\text{eff}}(t)$ は、以下の式で表すことができる。

$$M_{\text{eff}}(t) = M_N(t) + M_B(t) = M_{N,\text{max}} \left\{ 1 - \exp\left(-\frac{t}{\tau_N}\right) \right\} + M_{B,\text{max}} \left\{ 1 - \exp\left(-\frac{t}{\tau_B}\right) \right\} \quad (1)$$

ここで、ネール過程 $M_N(t)$ とブラウン過程 $M_B(t)$ の最大磁化をそれぞれ $M_{N,\text{max}}$ ,  $M_{B,\text{max}}$ としたときに、コア粒径 $d_c$ 、実効的磁気異方性 $K_u$ 、流体力学的粒径 $d_H$ 、 $M_{N,\text{max}}$ に対する $M_{B,\text{max}}$ の比率 $M_{B,\text{max}}/M_{N,\text{max}}$ を見積もった。緩和時間は、 $\tau_N = \tau_0 \exp(K_u V_M / k_B T)$ 及び $\tau_B = 3\eta V_H / k_B T$ として、ここで $\tau_0$ は磁気回転に関わる試行時間、 $V_M$ はコア粒子の体積、 $k_B$ はボルツマン定数、 $T$ は温度、 $\eta$ は溶媒粘度、 $V_H$ は流体力学的体積である。

Figure 1に計測した磁化 $M_{\text{exp}}$ と、計算値である $M_{\text{eff}}(t)$ ,  $M_N(t)$ ,  $M_B(t)$ を示した。実測では、ネール過程の後にブラウン過程が続く二段階の緩和過程が明瞭に観測された。式(1)を用いた計算では、粒径分布を考慮することで良好な実験値へのフィッティングを行えた。最小二乗法により見積もった計算に用いたパラメータは、 $d_c = 11.9 \pm 2.0$  nm,  $K_u = 18$  kJ/m<sup>3</sup>,  $d_H = 40 \pm 11$  nm,  $M_{B,\text{max}}/M_{N,\text{max}} = 3.7$ であった。以上より、式(1)のようなネール緩和とブラウン緩和の重畳は2つの磁化過程の和として表されることを実験的に確認した。本研究では、さらに2つの緩和過程の支配度である $M_{B,\text{max}}/M_{N,\text{max}}$ と緩和時間の関係性についても、粒子濃度を変えた試料について計測を行うことで、双極子相互作用の磁気緩和への影響を合わせて解析した。

## 謝辞

本研究の一部は、双葉電子記念財団、科研費15H05764、17H03275、17K14693の助成を受けて実施した。

## 参考文献

- 1) R. E. Rosensweig, *J. Magn. Magn. Mater.*, **252**, 370 (2002).
- 2) S. Ota, T. Yamada, and Y. Takemura, *J. Appl. Phys.*, **117**, 17D713 (2015).
- 3) S. B. Trisnanto, S. Ota, and Y. Takemura, *Appl. Phys. Express*, **11**, 075001 (2017).
- 4) H. Mamiya and B. Jayadevan, *Sci. Rep.*, **1**, 157 (2011).

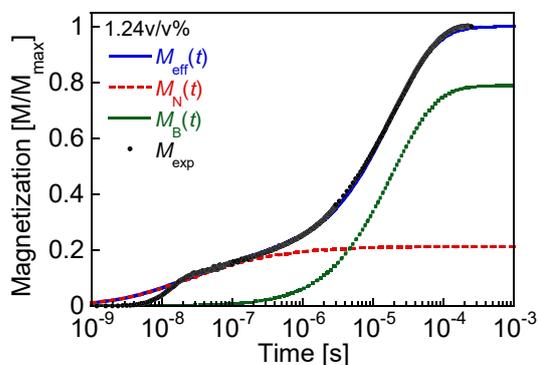


Fig. 1 Experimental magnetization  $M_{\text{exp}}$ , and calculated values of effective magnetization  $M_{\text{eff}}(t)$ , Néel relaxation regime  $M_N(t)$ , and Brownian relaxation regime  $M_B(t)$ .