

光ポンピング磁力計を用いた磁気粒子イメージングの基礎検討

笹山瑛由¹、田上周路²、吉田敬¹

(¹九大、²高知工科大)

Basic Study of Magnetic Particle Imaging Using Optically Pumped Magnetometer

T. Sasayama¹, S. Taue², T. Yoshida¹

(¹ Kyushu Univ., ² Kochi Univ. of Technology)

はじめに

磁性ナノ粒子を用いてがん等の疾患部分を可視化する磁気粒子イメージング (MPI) が、新規の医療診断技術として期待されている。しかし、人体に対し、磁性ナノ粒子を十分かつ安全な磁界強度、周波数で励磁し、人体の深部に蓄積した磁性ナノ粒子からの磁界信号を検出することが困難なことから、人体用の MPI 装置は普及していない。その一方、脳磁計測では、非常に高感度な磁気センサである光ポンピング磁力計 (OPM) の普及が進んでおり、MPI に OPM を用いれば人体用の MPI 装置が実現できるものと期待できる。その課題として、高感度な OPM で計測できる磁界の範囲 (ダイナミックレンジ) は狭く、シールドルーム内で動作させる必要がある等といった理由から、脳磁計測以外の分野で OPM が使用されている例は少ない。

ダイナミックレンジの問題に対する検討のため、先行研究として OPM を用いた磁性ナノ粒子の交流磁化率計を構築した¹⁾。本研究では、その磁化率計を基に、OPM を用いた MPI 装置の構築をし、基礎検討をした。

方法

実験システムを図 1 に示す。ヘルムホルツコイルにより 90 Hz の交流磁界を生成して、磁性ナノ粒子サンプルを磁化した。ダイナミックレンジの問題を回避するため、ピックアップコイルと入力コイルから成るフラックストランスフォーマを用いて、磁性ナノ粒子サンプルで生じる磁界を検出した。磁性ナノ粒子サンプルで生じる磁界をピックアップコイルで検出し、その検出した磁界を入力コイルに出力して OPM (QuSpin 社、QZFM Gen-3) に磁界信号を伝達した。

磁性ナノ粒子サンプルは Resovist 500 $\mu\text{g-Fe}$ を Glycerol で固相化したものを使用した。自動ステージを用いて、深さ 50 mm で磁性ナノ粒子サンプルを xy 平面上で走査して磁気画像を取得した。なお、磁気画像は、励磁コイルの直接磁界の影響を回避するため、磁性ナノ粒子サンプルで生じる第 3 高調波の磁界信号とした。

結果

磁気画像の計測結果を図 2 に示す。図より、磁性ナノ粒子からの高調波磁界を計測できていることが分かる。講演では、図 2 の結果を用いた逆問題解析による磁性ナノ粒子の位置推定結果も含め、詳細に述べる。

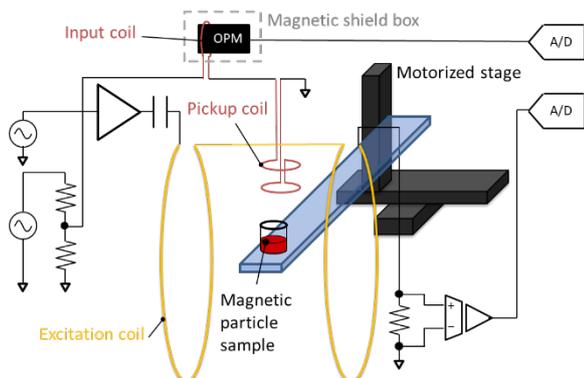


Fig. 1 Overview of MPI scanner using OPM

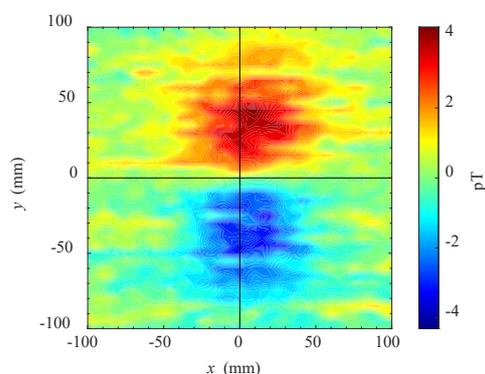


Fig. 2 Measured magnetic image ($z = -50$ mm, 500 μgFe)

謝辞：本研究は JSPS 科研費 JP23K20939、JP20H05652 の助成を受けたものである。

参考文献

- 1) T. Sasayama, S. Taue, and T. Yoshida, *AIP adv.* **14**, 015029 (2024)

1-10 μT の交流磁界で励磁する磁気粒子の検出

Ahn Hyuna¹、Suko Bagus Trisnanto¹、笠島多聞²、澁谷朝彦²、竹村泰司¹
(¹横浜国立大学、²TDK 株式会社)

Detection of magnetic particles excited by AC magnetic field of 1-10 μT
Hyuna Ahn¹, Suko Bagus Trisnanto¹, Tamon Kasajima², Tomohiko Shibuya²,
Yasushi Takemura¹
(¹Yokohama National University, ²TDK Corporation)

はじめに

磁気粒子イメージング (magnetic particle imaging, MPI)^{1,2)}では、磁気粒子に外部から交流磁界を印加する。人体への影響を考慮し低強度かつ低周波の励磁条件が望まれる。また、臨床応用のためには $1 \mu\text{g-Fe}$ 以下の磁気粒子を体外から検出できるような高感度な検出機構が求められる。我々は磁気粒子からの信号検出に磁気抵抗効果 (MR) センサ³⁾を使用する磁気粒子イメージングを検討している。MR センサは磁気マーカーを用いた免疫検査⁴⁾などでも使用されている。今回、1-10 μT の弱い交流磁界を磁気粒子に印加する励磁コイルを、磁気粒子や MR センサから一定距離の離れている配置を採用し、磁気粒子から発生する磁化信号を検出した結果を報告する。

実験方法と結果

Fig. 1 に磁気粒子の検出システムを示す。磁化信号の検出には、心磁界などの生体磁気計測用に開発された高感度磁気センサ、TDK Nivio xMR センサを使用した³⁾。中央の励磁コイルから発生する磁界をキャンセルするために一対の MR センサを励磁コイルから同距離に配置した。磁気粒子としては MRI 造影剤に使用されている酸化鉄磁性流体、Resovist[®]を用いた。Resovist[®]の濃度を变化させた体積 0.1 mL の試料を検出 MR センサの 5 mm 手前に固定し、磁気粒子の磁化変化を測定した。

磁気粒子の測定結果を Fig 2 に示す。横軸は測定試料中に含まれる酸化鉄の鉄量、縦軸は検出 MR センサで測定する試料からの磁界強度である。試料の鉄量は、 $14 \mu\text{g-Fe}$ から 18.4 mg-Fe とした。印加する交流磁界の周波数は 10 kHz とし、この測定では、試料に印加される磁界強度は $H = 8.5 \mu\text{T}/\mu_0$ である。得られた結果の詳細は当日発表する。

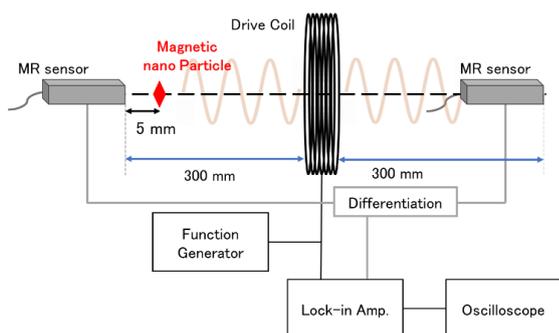


Fig. 1 Measurement system for detection of magnetic particle using MR sensor.

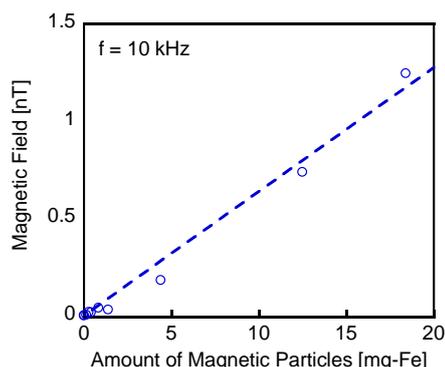


Fig. 2 Magnetic field detected by MR sensor from the MNP samples containing different amount of Resovist[®].

参考文献

- 1) B. Gleich, J. Weizenecker, *Nature*, **435**, 1214, 2005.
- 2) 吉田、日本磁気学会 まぐね, **13**(4), 161, 2018.
- 3) 寺園、澁谷、大川、日本磁気学会 まぐね, **14**(4), 211, 2019.
- 4) 野口、吉田、圓福、第39回日本磁気学会学術講演会, 8pE-1, 2015.

磁気センサを利用する磁気粒子イメージングでの 検出感度向上

須崎健¹、鍋田智志¹、Suko Bagus Trisnanto¹、笠島多聞²、澁谷朝彦²、竹村泰司¹

(¹横浜国立大学、²TDK 株式会社)

Improved detection of magnetic nanoparticles by using magnetoresistive sensor

Ken Suzaki¹, Satoshi Nabeta¹, Suko Bagus Trisnanto¹, Tamon Kasajima², Tomohiko Shibuya²,

Yasushi Takemura¹

(¹Yokohama National University, ²TDK Corporation)

はじめに

磁気粒子イメージング (magnetic particle imaging, MPI) は、交流磁界で励磁した超常磁性酸化鉄ナノ粒子 (SPION: SuperParamagnetic IronOxide Nanoparticle) の磁化応答を測定データとして画像再構成する新しい画像診断法である^{1,2)}。一般的には、磁性ナノ粒子の磁化応答を検出コイルに生じる誘導起電力として測定するが、本稿では磁界トランス方式を用いた SPION の検出^{3,4)}を行った。磁界トランス方式の構成要素である磁気センサには、磁気抵抗効果 (MR) センサを用いた。

実験方法と結果

磁界トランス方式は、SPION の磁化応答によって一次コイルに誘導された電流が二次コイルに作る磁界を計測する。使用した MR センサは心磁界などの生体磁気計測に用いられている TDK Nivio xMR センサである⁵⁾。測定系を Fig. 1 に示す。キャンセルコイルを一次コイルと逆相に直列接続し、励磁磁界による誘導起電力成分をキャンセルした。また、それらと直列に二次コイルおよび共振コンデンサを閉接続した。

Fig. 2 に磁気粒子の測定結果を示す。縦軸は二次コイルに発生する磁束密度、横軸は時間である。試料には磁性流体、Resovist[®]を使用、濃度を調整し、含まれる Fe 重量の異なる 2 つのサンプルを測定した。サンプルを検出コイル内に移動させることで磁気信号が検出されている。

実験条件並びに得られた結果の詳細は当日発表する。

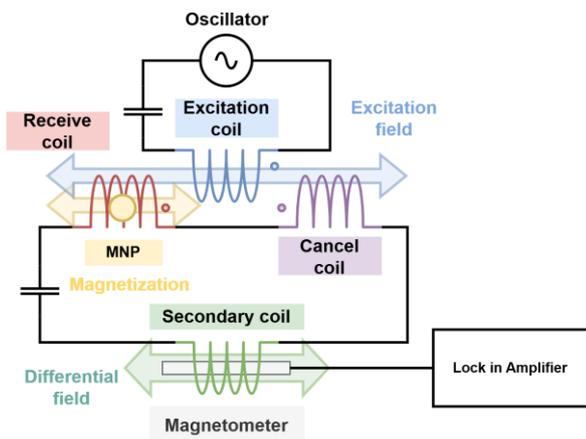


Fig. 1 Measurement setup using flux transformer and magnetoresistive sensor.

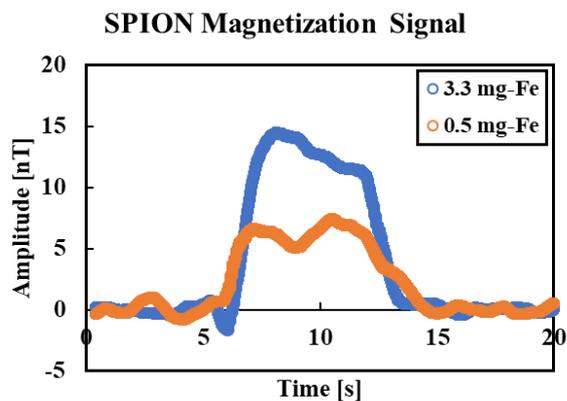


Fig. 2 Detected magnetization signals from SPION samples (Resovist[®]).

参考文献

- 1) B. Gleich, J. Weizenecker, *Nature*, **435**, 1214, 2005.
- 2) 吉田、日本磁気学会 まぐね, **13**(4), 161, 2018.
- 3) Oida *et al.*, *Int. J. Magn. Part. Imag.*, **5**, 190906001, 2019.
- 4) S. B. Trisnanto, Y. Takemura, *Phys. Rev. Applied* **14**, 064065, 2020.
- 5) 寺園、澁谷、大川、日本磁気学会 まぐね, **14**(4), 211, 2019.

磁気抵抗効果センサとフラックス・トランス方式を用いた頭部 MPI 装置での磁気粒子検出信号

Suko Bagus Trisnanto¹、野村航大²、鷲野将臣²、竹村泰司¹
(¹横浜国立大学、²三菱電機株式会社)

Signal acquisition of human head MPI scanner using magnetoresistive sensor-based flux transformer

Suko Bagus Trisnanto^{*1}, Kota Nomura², Masaomi Washino², Yasushi Takemura¹
(¹Yokohama National University, ²Mitsubishi Electric Corporation)

はじめに

磁気粒子イメージング(magnetic particle imaging, MPI)は、磁性ナノ粒子の空間分布を視覚化する画像診断方法であり¹⁻²、近年人体への適応が注目されている。頭部用の MPI 装置³⁻⁴は、市販されている小動物用 MPI 装置と比べて、ボア径が大きいこと、レシーブ・コイルの検出感度が低下する問題に直面する。磁気抵抗効果 (MR) センサは、フラックス・トランス方式を活かすことにより高感度な磁化測定が行え⁵⁻⁶、磁性ナノ粒子の検出感度の向上が期待される。本講演では、三菱電機株式会社らが開発した頭部用 MPI 装置⁴に MR センサを用いて磁性ナノ粒子の検出を行ったので報告する。

実験方法と結果

ボア径が異なる小動物用⁷と人頭部用⁴の各 MPI 装置のグラジオ・コイル出力に、心磁界などの生体磁気計測用に開発された高感度磁気センサ、TDK Nivio xMR センサ⁸)を用いたフラックス・トランス回路を接続した[Fig. 1(a)]。励磁強度 H に対して、磁性ナノ粒子の検出信号において、その誘導電流 i_R の高周波成分が LC トランス回路で削減され、MR センサ出力(V_S)に反映されていると考えている[Fig. 1(b)、小動物用]。また人頭部用装置では傾斜磁場に依存する V_S の第三高調波成分の強度や位相変化が得られた[Fig. 1(c)]。

謝辞 本研究の一部は、科研費 JP20H05652、JP22K14268 の助成を受けて実施した。

参考文献

- 1) B. Gleich, J. Weizenecker, *Nature*, **435**, 1214, 2005.
- 2) 吉田、日本磁気学会 まぐね, **13**(4), 161, 2018.
- 3) M. Graeser, F. Thieben, P. Szwargulski, F. Werner, et al, *Nat. Commun.*, **10**, 1936, 2019.
- 4) K. Nomura, M. Washino, T. Matsuda, S. Seino, et al, *Int. J. Mag. Part. Imag.*, **10**(1), 2403001, 2024.
- 5) T. Oida, K. Kato, Y. Ito, T. Kobayashi, *Int. J. Magn. Part. Imag.*, **5**(1-2), 1906001, 2019.
- 6) S. B. Trisnanto, T. Kasajima, T. Shibuya, Y. Takemura, *IEEE Trans. Magn.*, **59**(11), 10153680, 2023.
- 7) M. Washino, K. Nomura, T. Matsuda, S. Seino, et al, *J. Magn. Soc.*, **48**(3), 47, 2024.
- 8) 寺園、澁谷、大川、日本磁気学会 まぐね, **14**(4), 211, 2019.

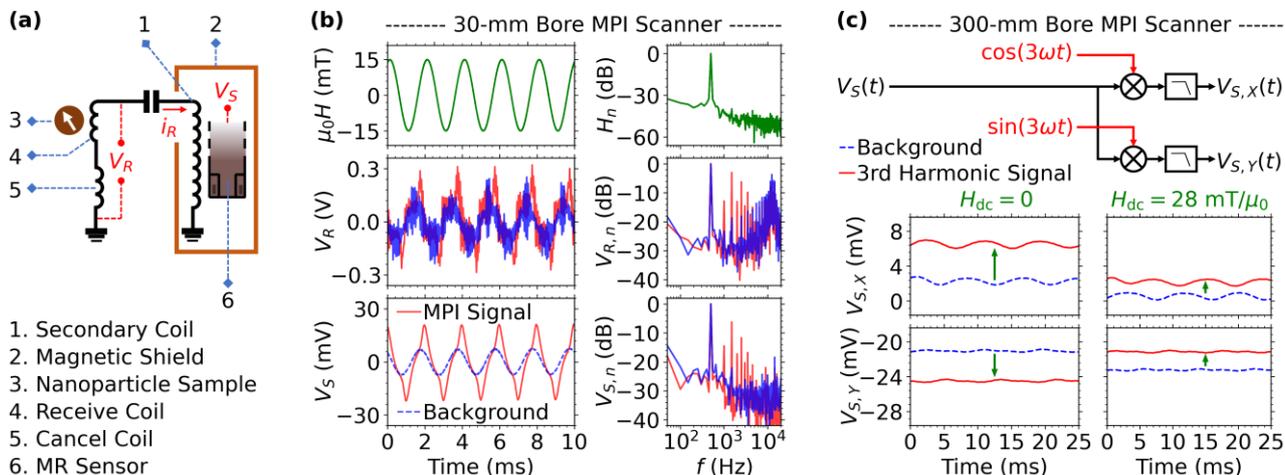


Fig. 1 (a) Measurement scheme of gradiometer coil-coupled flux transformer circuit with MR sensor for i_R current sensitive detection. (b) Signal quality of MR sensor output (V_S) and gradiometer output (V_R) for small MPI scanner. LC circuit of flux transformer filters high frequency-noises of i_R . $V_{S,n}$, $V_{R,n}$, and H_n are harmonic spectra of V_S , V_R , and excitation field H normalized to its magnitude at frequency $f = 0.5$ kHz. (c) Decomposition of V_S into 3rd harmonic components ($V_{S,x}$ and $V_{S,y}$) for a given DC-bias field H_{dc} relative to field-free line of head MPI scanner.

磁気粒子イメージングの多重高調波画像再構成に向けたMRセンサと非対称グラジオメーターを用いた位相検波

Suko Bagus Trisnanto¹、笠島多聞²、澁谷朝彦²、竹村泰司¹

(¹横浜国立大学、²TDK 株式会社)

Phase-sensitive detection of magnetization signal using MR sensor-coupled asymmetric gradiometer toward multi-harmonic image reconstruction in magnetic particle imaging

Suko Bagus Trisnanto¹, Tamon Kasajima², Tomohiko Shibuya², Yasushi Takemura¹

(¹Yokohama National University, ²TDK Corporation)

はじめに

磁気粒子イメージング(magnetic particle imaging, MPI)は、磁性ナノ粒子の空間分布を画像化する方法であり¹⁻²、神経血管疾患の危険を感知する脳診断などへの適応が期待されている。人頭部 MPI システムには、粒子の許容投与量を識別できる高空間分解能が求められ、受信チェーンにおける信号対雑音比の向上が実用的な課題である。本講演では、多重高調波画像再構成³の採用及び高感度な磁化測定に向けて、フラックス・トランス方式⁴と磁気抵抗効果(MR)センサ⁵を活かした頭部グラジオ・コイルの位相検波について報告する。

実験方法と結果

作成した頭部 MPI システムに基づく画像シミュレーションにおいて、高調波磁化成分の異なる強度マップが得られ、第三次高調波では高空間分解能を推測した(Fig. 1)。頭部サイズ MPI のグラジオ・コイル出力に TDK Nivio xMR センサ⁶を用いたフラックス・トランス回路を接続し、フェルカルボトランの第三次高調波信号の強度(R_3)と位相(θ_3)を 2 kHz、1.5 mT/ μ_0 で測定した。 θ_3 と違い、 R_3 は鉄量に対する線形性が確認できた(Fig. 2)。

謝辞 本研究の一部は、科研費 JP20H05652、JP22K14268 の助成を受けて実施した。

参考文献

- 1) B. Gleich, J. Weizenecker, *Nature*, **435**, 1214, 2005.
- 2) 吉田、日本磁気学会 まぐね, **13**(4), 161, 2018.
- 3) T. Sanders, E. Mason, J. Konkle, P. Goodwill, *Int. J. Mag. Part. Imag.*, **10**(1), Short Abstracts Suppl 1, 2024.
- 4) T. Oida, K. Kato, Y. Ito, T. Kobayashi, *Int. J. Magn. Part. Imag.*, **5**(1-2), 1906001, 2019.
- 5) S. B. Trisnanto, T. Kasajima, T. Shibuya, Y. Takemura, *IEEE Trans. Magn.*, **59**(11), 10153680, 2023.
- 6) 寺園、澁谷、大川、日本磁気学会 まぐね, **14**(4), 211, 2019.

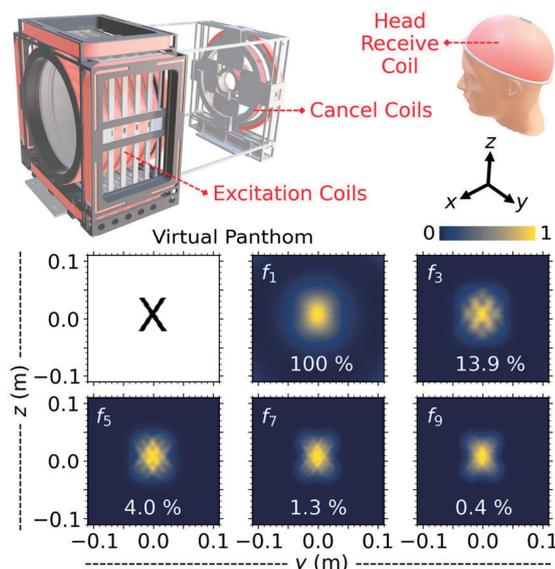


Fig. 1 Prototype of human head MPI scanner with asymmetric gradiometer. Imaging simulation of letter “X” virtual Resovist[®] phantom under 0.2 T/m and 5 mT/ μ_0 for $f = 2$ kHz confirms unique odd harmonic portraits at $f_n = nf$ with $n = 3, 5, 7, 9$.

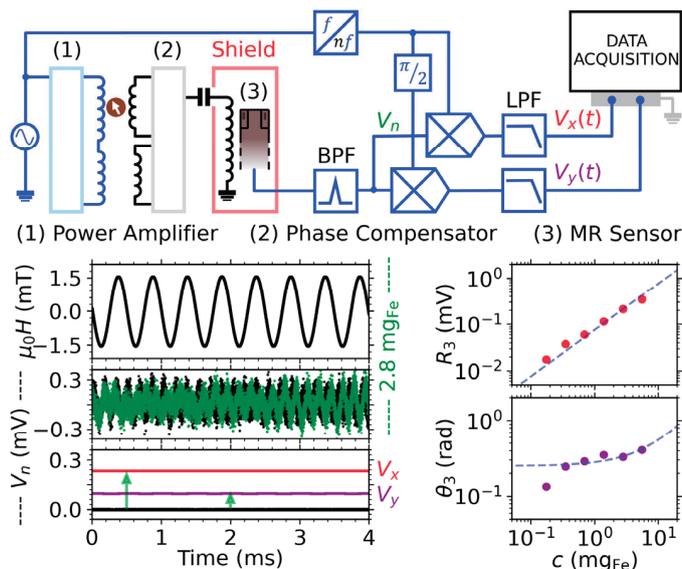


Fig. 2 Phase-sensitive detection of gradiometric head receive coil-coupled MR sensor output V_n into V_x and V_y . For $n = 3$, 3rd harmonic signal (R_3) is linearly c concentration-dependent at 75 nV/ μg_{Fe} for 0.1 mL Ferucarbotran sample under 1.5 mT/ μ_0 at $f = 2$ kHz, while its phase (θ_3) shows less c -dependence.

微小領域を対象とする磁気粒子の検出

西野成希¹, Suko Bagus Trisnanto¹, 大多哲史², 竹村泰司¹
(横浜国立大学¹, 静岡大学²)

Detection of magnetic nanoparticles dispersed in small area.

Naruki Nishino¹, Suko Bagus Trisnanto¹, Satoshi Ota², Yasushi Takemura¹
(Yokohama National University¹, Shizuoka University²)

はじめに

磁気粒子イメージング (magnetic particle imaging, MPI) は、磁気粒子をトレーサとする画像診断技術である¹⁻²。人体を対象とする大型装置の研究開発が進められているが、細胞等、微小な空間領域を対象とする手法、技術への関心も高まっている。大多は、ハイパーサーミア応用の研究として、細胞中の磁気粒子に対して交流ヒステリシス測定を行い、その損失から磁気粒子から生じる熱エネルギーを計算した³。また昨年、生体内腫瘍における磁気粒子の磁気緩和機構の評価⁴や、接着細胞内における磁気粒子の磁気特性評価⁵を本学会で報告した。本発表では、我々が行った微小領域を測定範囲とする磁気粒子の検出実験について報告する。

実験方法と結果

磁気粒子イメージングにおける磁気粒子の位置を決定する原理である傾斜・変調磁界を印加し、イメージングを可能とする装置 (Fig.1)⁶と、磁気粒子を交流励磁するのみの装置、2機で測定を実施した。

Fig. 2 に後者の装置で得られる磁気粒子からの検出信号強度 (電圧) の測定結果を示す。試料には磁性流体、フェルカルボトラン (Ferucarbotran、 $\gamma\text{-Fe}_2\text{O}_3/\text{Fe}_3\text{O}_4$ 、名糖産業株式会社) を使用した。濃度を調整し、含まれる Fe 重量の異なる 4 つのサンプルを測定した。サンプルを検出コイル直下に移動させることで磁気信号を検出した。実験条件並びに得られた結果の詳細は当日発表する。

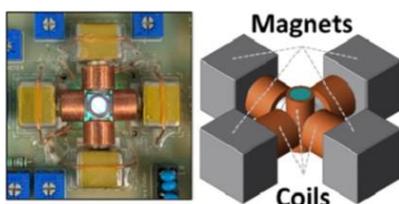


Fig. 1 Measurement setup for magnetic particle imaging for small size object.

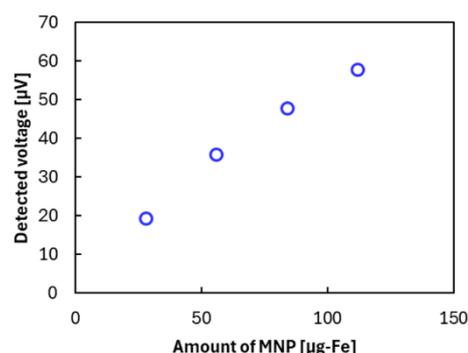


Fig. 2 Detected signal voltage from MNP samples with different Fe-weight.

参考文献

- 1) B. Gleich, J. Weizenecker, *Nature*, **435**, 1214, 2005.
- 2) 吉田、日本磁気学会 まぐね, **13**(4), 161, 2018.
- 3) S. Ota, T. Yamada, Y. Takemura, *J. Nanomaterials*, 836761, 2015.
- 4) 小坂他、第47回日本磁気学会学術講演会、27pE-2、大阪、2023年。
- 5) 西田他、第47回日本磁気学会学術講演会、27pE-4、大阪、2023年。
- 6) S. B. Trisnanto他、第45回日本磁気学会学術講演会、01aA-1、2021年。

磁性ナノ粒子の磁気緩和機構解析による生体内腫瘍の性状評価

小坂宏輝¹, 本多勁汰¹, 二川雅登¹, 竹村泰司², 清水広介³, 大多哲史¹

(¹静岡大学, ²横浜国立大学, ³浜松医科大学)

Characterization of living tumor by measurement of magnetic relaxation in magnetic nanoparticles

H. Kosaka¹, K. Honda¹, M. Futagawa¹, Y. Takemura², K. Shimizu³, and S. Ota¹

(¹Shizuoka University, ²Yokohama National University, ³Hamamatsu University School of Medicine)

はじめに

磁性ナノ粒子を用いたハイパーサーミアや磁気粒子イメージングは、新たながん診断治療技術として、研究が盛んに行われている¹⁾。これらの技術を実用化する上で、磁性ナノ粒子の腫瘍内における磁気緩和機構の解明が必要不可欠である。本研究では、腫瘍内における磁性ナノ粒子の磁気緩和機構の解明を目的とし、マウスに移植した腫瘍に投与した磁性ナノ粒子の動的な磁化応答をパルス磁場を用いて計測し、さらに磁気緩和特性から腫瘍内の性状解析を行った。

実験方法・結果

本研究では、酸化鉄ナノ粒子 (Resovist[®], PDR pharma Co. Ltd, Tokyo, Japan) を測定試料として用いた。腫瘍内の磁性ナノ粒子の計測に対する比較試料として、磁性ナノ粒子を純水中に分散させた液体試料、エポキシ樹脂により固定した固体試料に加え、純水とグリセリンの混合により溶媒の粘度を調整した試料 (1.7–45 mPa·s) についても計測を実施した。直径 8.5 nm、高さ 9.5 nm の円柱状容器に粒子濃度が 2.64 mg-Fe/mL になるように調整した。印加するパルス磁場については、磁場強度を 0.79 kA/m、立ち上がり時間を 22.5 μs とした。

Fig. 1 に磁性ナノ粒子を投与してから 70 分後に計測した、パルス磁場印加時のヒト線維肉腫 (HT1080) および膀胱がん (BxPC3) の計 2 種の腫瘍内における磁性ナノ粒子の磁気緩和過程を示した。2 種の腫瘍ともにパルス磁場を印加することで 2 段階に変化する波形が得られた。1 段階目の変化については、磁場の立ち上がり時間よりも遅い磁場の遷移に追従する磁気モーメントの回転と考えられる。2 段階目の変化は、2 種の腫瘍間で異なる磁化応答が確認された。この違いは腫瘍内性状に由来し、BxPC3 腫瘍はコラーゲンや組織液等の軟性組織が多いため、粒子の物理的回転が生じる可能性が考えられる。一方で HT1080 腫瘍はがん細胞の占める領域が多いため、BxPC3 腫瘍に比べ粒子回転が困難な領域が多いと考えられる。以上から、BxPC3 腫瘍において 2 段階目の変化が大きいのは、ブラウン緩和に由来する磁性ナノ粒子の磁気緩和特性が HT1080 腫瘍に比べて顕著に現れていると考えられる²⁾。

液体、固体、粘度調整試料および、HT1080 腫瘍と BxPC3 腫瘍内における磁性ナノ粒子の磁気緩和時間解析に基づく腫瘍内の性状解析の結果については当日報告する。

謝辞

本研究の一部は、科研費 20H02163、20H05652、23K26114、JST ACT-X JPMJAX21A5、高橋産業経済研究財団の助成を受けて実施した。

参考文献

- 1) C. Shasha and K. M. Krishnan: *Adv. Mater.*, **1904131** (2020).
- 2) S. Ota and Y. Takemura: *J. Phys. Chem. C*, **123**, 28859–28866 (2019).

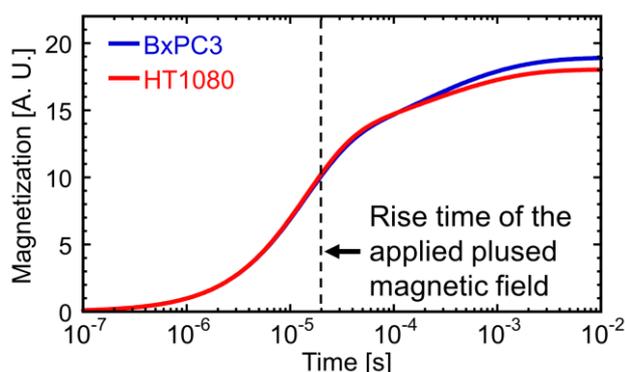


Fig. 1 Magnetic relaxation process of magnetic nanoparticles in HT1080 and BxPC3 tumors.

高調波磁化を用いた磁性ナノ粒子の高精度な状態識別

藤堂瑞貴、松崎勇海、吉田敬
(九州大学)

High-precision identification of magnetic nanoparticles using harmonic magnetizations

Mizuki Todo, Isami Matsuzaki, Takashi Yoshida
(Kyushu University)

はじめに

免疫検査とは病原菌や環境有害物質などの抗原の種類や量を測定する検査である。磁性ナノ粒子を抗体で表面修飾させた磁気マーカーを用いた磁気免疫検査は、従来の免疫検査と比較して高感度であることや洗い工程を省略できることなどの利点から近年注目を集めている。本研究では、抗原と結合した磁気マーカーを固相、抗原と結合していない磁気マーカーを液相で模擬した固相・液相サンプルを作製し、サンプル内に含まれる固相・液相それぞれの鉄量を推定し、推定誤差の最小化を図ることで洗い工程なしでの磁気免疫検査の高精度化を目指した。

実験方法

一つの容器に液相、固相状態の磁性ナノ粒子が混在している総量 150 μ l のサンプルを作製した。そのサンプルに交流励起磁界を印加し、磁性ナノ粒子の高調波磁化に対応する信号電圧 $v_{m1}, v_{m2}, \dots, v_{mn}$ を検出し、その信号電圧から(1)式により液相、固相それぞれに含まれる磁性ナノ粒子の鉄量 w_L, w_S を推定した。

$$\mathbf{v} = [v_{m1} \ v_{m2} \ \dots \ v_{mn}]^T = \mathbf{A}[w_L \ w_S]^T = \mathbf{A}\mathbf{w} \quad (1)$$

ここで、 \mathbf{v} は信号電圧ベクトル、 \mathbf{A} は液相・固相それぞれ 1 μ g あたりの信号電圧を要素に持つシステム行列である。

推定するにあたりシステム行列の最小特異値 λ_2 と測定ノイズ $\Delta\mathbf{v}$ から鉄量推定誤差を見積もった。そして、実際に測定した信号電圧からサンプル内の鉄量を推定し、鉄量推定誤差を算出することで、鉄量推定に用いる最適な高調波信号の個数とその組み合わせを評価した。

実験結果

励起周波数 20 kHz、磁界振幅 20 mT の条件のもと実験を行った。磁性ナノ粒子は Perimag[®] (Micromod) を使用した。Fig.1 に使用する高調波磁化信号の全組み合わせにおけるシステム行列の最小特異値 λ_2 と測定ノイズの実測値 $\Delta\mathbf{v}$ から見積もった推定誤差の理論値 (横軸) と信号電圧の実測値から(1)式により算出した推定誤差の実測値 (縦軸) を示す。理論値と実測値に相関関係があり、理論値で実験値が小さくなる組み合わせをおおむね評価できることが確認できた。また推定誤差の実測値が最小になったのは 3 つの高調波成分を用いた推定で 1.90 μ g となった。

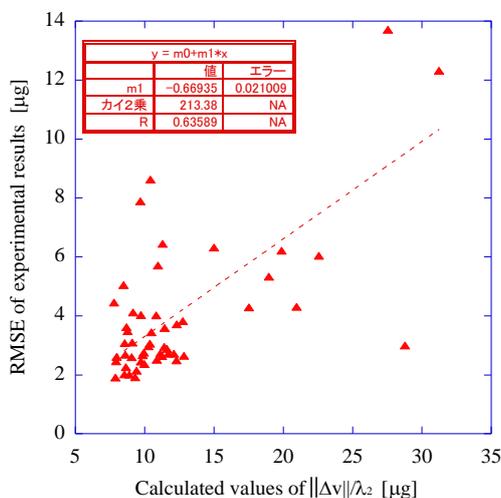


Fig.1. Calculated values of $\|\Delta\mathbf{v}\|/\lambda_2$ and RMSE of experimental results

三次元 MPI スキャナーの設計と性能検証

王 浩哲*, 孫 毅, 張 昊晨, 吉田 敬

(九州大学)

Design and Performance Verification of a Three-Dimensional MPI Scanner

Wang Haozhe, Sun Yi, Zhang Haochen, Takashi Yoshida

(Kyushu University)

はじめに

新しい断層撮影技術としてナノメータサイズの磁性ナノ粒子 (MNPs) を用いた磁気粒子イメージング (MPI) が注目を集めている⁽¹⁾。MPI は、体内に注入した MNPs からの交流磁化信号を検出し、癌などの疾病領域を高感度・高分解能にイメージングする技術である。同等の機能を持つ技術として、ポジトロン断層法 (PET) が既に実用化されているが、放射性同位体を使用するなど使用に制限がある。また、MPI では、PET では実現が困難な、ターゲットと結合した MNPs と結合していない MNPs の識別や⁽²⁾、ハイパーサーミア (癌温熱療法) との一体化⁽³⁾ (診断と治療の一体化) が原理的には可能であり、これら MPI でしか実現できない新たな医療技術に関する研究が盛んに行われ始めている。我々の研究グループでは、MPI による MNPs の結合の識別や MPI とハイパーサーミアの一体化を最終目標としており、本研究では、その第一歩として、高感度な三次元 MPI スキャナーの開発を行ったので以下に報告する。

3次元 MPI スキャナー

設計・作製した MPI スキャナーは、①MNPs を交流励起するためのコイル (Excitation coil)、②MNPs の磁化信号が発生する位置を限定するための傾斜磁界磁石 (PM)、③傾斜磁界磁石による磁界が零となる点 (FFP) を空間的にスキャンするためのコイル (Shift coil)、④MNPs の磁化信号を検出するための検出コイル (Receive coil) で構成されている (図 1 参照)。

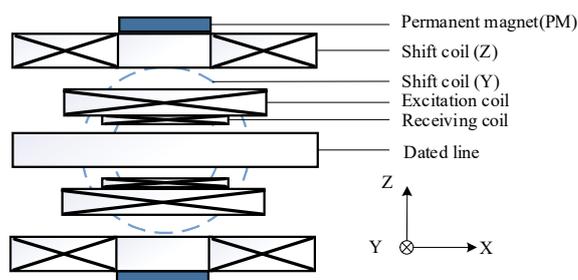


Fig.1 Scanner Structure

検出限界

開発されたスキャナーの検出限界を調べるため、鉄量が $10 \mu\text{g}$ と $100 \mu\text{g}$ の液相 Resovist サンプルを用いたスキャンテストを実施した。サンプルを x 軸方向に往復移動した際に検出コイルに誘起される第三高調波信号の電圧波形を図 2 示す。 $10 \mu\text{g}$ のサンプルではノイズが目視で確認できるが、信号は識別可能であることが確認された。この観測結果から、装置は $10 \mu\text{g}$ の液相 MNPs を検出する能力があると判断される。

また、 $10 \mu\text{g}$ から $100 \mu\text{g}$ の 5 つのサンプルを複数回測定を行い、電圧 peak-to-peak 信号の分散を算出した。この分散に基づいて 99.7% のサンプルの分布範囲を描き、検出限界 (LOD, Limit of Detection) が約 $10 \mu\text{g}$ であると推定する。

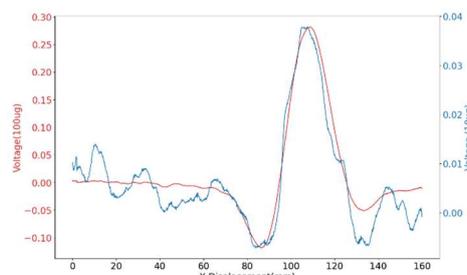


Fig.2 Magnetization signals for liquid phase samples of $10 \mu\text{g}$ (blue) and $100 \mu\text{g}$ (red) iron content

参考文献

- Knopp, Tobias: Magnetic Particle Imaging: An Introduction to Imaging Principles and Scanner Instrumentation. (2012)
- Frank Ludwig, Dietmar Eberbeck: Biomed Tech 2013; 58(6): 535-545,(2013)
- Zhi Wei Tay, Prashant Chandrasekharan: ACS Nano 2018, 12, 4, 3699-3713(2018)

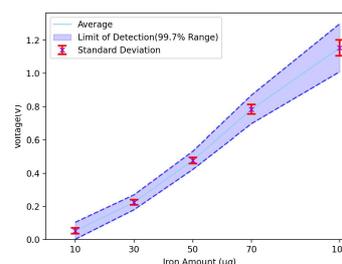


Fig.3 Detection voltage vs. weight of MNPs (iron amount of Resovist)

1/5 人体サイズ高温超伝導磁気粒子イメージング装置の開発

長野竜也¹、笹山瑛由¹、佐々滉太¹、竹村泰司²、吉田敬¹
(¹九州大学、²横浜国立大学)

Development of a 1/5-scale human-sized magnetic particle imaging device using HTS coil
T. Nagano¹, T. Sasayama¹, H. Sasa¹, Y. Takemura², T. Yoshida¹
(¹Kyushu Univ., ²Yokohama National Univ.)

はじめに

磁性ナノ粒子を用いた磁気粒子イメージング (MPI) の医療応用が期待されている。現在、小動物サイズ¹⁾および頭部サイズ²⁾に対する MPI スキャナーは作製されているが、人の全身サイズの MPI の実現には至っていない。全身サイズの MPI 実現の課題の1つが傾斜磁界コイルの作製である。本研究では高磁界を発生可能な高温超伝導コイルを用いて人体 1/5 サイズ (ボア径 120 mm) の MPI スキャナーを作製し、磁性ナノ粒子の磁化信号の検出を行ったので報告する。

装置概要

本研究で作製した MPI スキャナーの断面図を Fig.1 に示す。主に4つのコイルを使用しており、AC coil, Gradient coil, Detection coil, Cancel coil がある。巻数はそれぞれ 7 Turn×25 Layer, 90 Turn×2 Layer×6, 11 Turn, 5 Turn×2 Layer である。Gradient coil に高温超伝導線材 (SCS4050-APi, SuperPower)、その他のコイルにリッツ線を用いている。

磁化信号測定

磁性ナノ粒子サンプル (Resovist, 4 mg) を x 方向にスキャン (y, z 座標はボア中心) したときの検出磁化信号を Fig.2 に示す。測定条件は、AC coil による中心磁界振幅が 11.2 mT、周波数 15.06 kHz であり、Gradient coil による傾斜磁界の大きさは 0.34 T/m である。高温超伝導コイルを用いた傾斜磁界を印加することで、信号の半値幅が、傾斜磁界を印加しない場合と比較して約 50% となり空間分解能が向上していることを確認した。現在は、更なる空間分解能向上の対策を行っている。

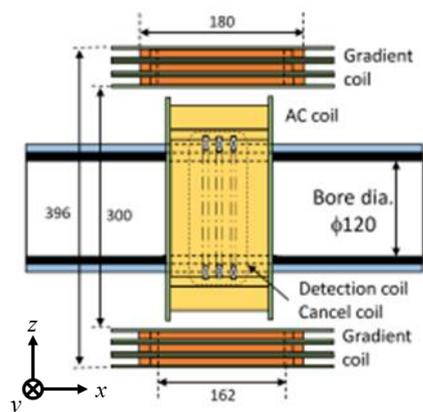


Fig.1 Cross section of AC, DC gradient, and detection coils.

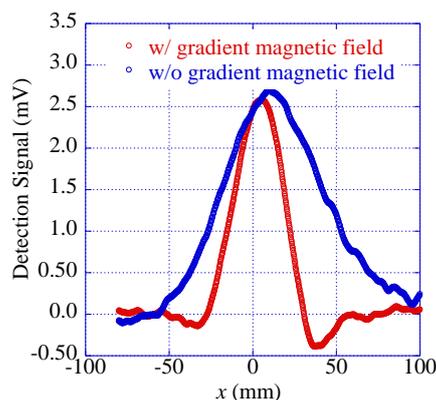


Fig.2 Comparison of magnetization signals with and without gradient magnetic field.

謝辞：本研究は JSPS 科研費 JP20H05652 の助成を受けたものである。

参考文献

- 1) Retrieved June 20, 2024, from <https://magneticinsight.com/>
- 2) S.B. Trisnanto, T. Kasajima, T. Shibuya, Y. Takemura, IJMPI, 9, 2303086 (2023)

人体適用に向けた大径磁性粒子イメージング装置の開発

野村航大¹, 鷲野将臣¹, 松田哲也¹, 清野智史², 中川貴², 紀和利彦³
 (¹三菱電機株式会社, ²大阪大学, ³岡山大学)

Development of Large-Bore Magnetic Particle Imaging System for Human brain imaging

K. Nomura¹, M. Washino¹, T. Matsuda¹, S. Seino², T. Nakagawa², T. Kiwa³
 (¹Mitsubishi Electric Corp., ²Osaka University, ³Okayama University)

1. 研究背景

酸化鉄を主成分とする磁性ナノ粒子 (MNP) からの高周波磁場応答を検出し, 高感度にイメージングする磁気粒子イメージング (Magnetic Particle Imaging: MPI) は新しい医療画像診断技術として注目されている¹⁾. 我々は, 対象をアルツハイマー型認知症の早期診断を目標とし, 専用磁性ナノ粒子と装置を開発している²⁾. ヒト頭部サイズのコイルを撮像可能な大径の MPI 装置を設計試作した³⁾. 磁場解析によるコイル設計結果と大径ファントムを用いたイメージング性能の評価結果を報告する.

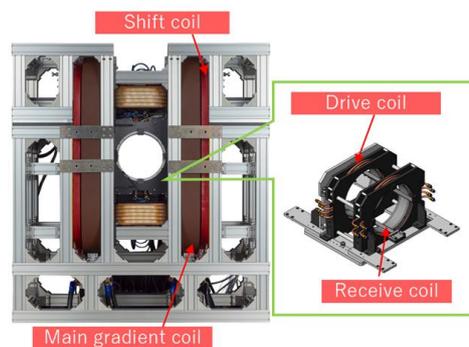


Fig. 1 Appearance of Large-Bore MPI system.

2. 実験

試作した大径 MPI 装置の外観写真を Fig. 1 に示す. 試作した MPI 装置は, ボア径が直径 300 mm を有する. 大径 MPI 装置の撮像性能を評価するために試作した 150×140 mm の M 字型ファントムの外観写真を Fig. 2 に示す. ファントムに封入する MNP は, MRI 造影剤に用いられるフェルカルボトラン (γ -Fe₂O₃, 名糖産業(株)製)を用いた. 内径 6 mm のシリコンチューブに MNP を封入し, M 字型に溝を設けたポリマー板に固定した. 磁性粒子からの信号を励起する交流磁場は, 周波数 500 Hz および磁場強度 20 mTp-p を印加し, 3° ピッチの回転角でファントムを回転させながら撮像した.

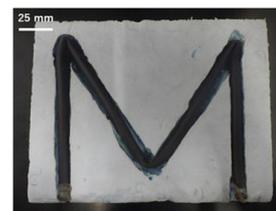


Fig. 2 Appearance of M-shape phantom.

3. 結果と考察

M 字型ファントムの撮像した結果を Fig. 3 に示す. 傾斜磁界分布は, Shift coil に通電する電流値を ±500 A 変化させることで ±90 mm 走査できるようにコイル設計しており, 想定される撮像可能領域は直径 190 mm である. 画像再構成結果から, 150 mm×140 mm 以上の撮像領域を有していることが確認できた. 発表では, コイル設計結果および高次高調波信号の取得結果などの詳細についても議論する. 本研究は, AMED の課題番号 JP22hm0102073 の支援を受けた.

参考文献

- 1) B. Gleich, J and Weizenecker: Nature, 435, 1214-1217(2005).
- 2) S. Seino et al., Journal of Controlled Release. 367, 515-521 (2024).
- 3) K. Nomura, M. Washino et al., IJMPI, Vol. 10 No. 1 Suppl 1 (2024).

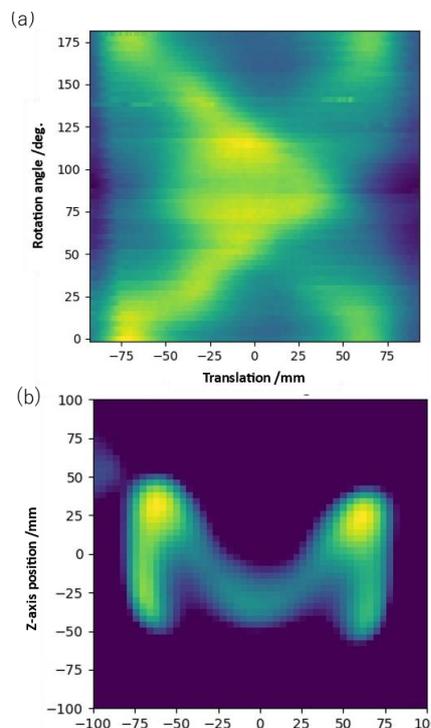


Fig. 3 a) Sinogram of third-harmonic signal, b) Resulting reconstructed MPI image.