

# オープン型磁気ナノ粒子イメージングシステムの開発

## Development of open magnetic nanoparticle imaging system

研究代表者 九州大学大学院システム情報科学研究所 准教授 笹山 瑛由

Teruyoshi Sasayama

A magnetic marker is composed of magnetic nanoparticles (MNPs) coated with polymer and surface-bounded test reagent. Magnetic particle imaging (MPI) is one of the technique to accumulate the magnetic markers (MNPs) at the affected area of the body and magnetically detect its position. MPI is expected to be new in-vivo diagnostic technique. Current MPI studies employ a strong magnetic gradient field to achieve high resolution, however, it is difficult to apply the size of the human body. In this study, we propose an MNP imaging method that uses multiple magnetic sensors and does not require gradient coils. The imaging system is simplified by using this technique, and it is expected to develop an open MNP imaging system that can be inspected in a wide open space as with an open MRI.

### 要旨

ナノメートルサイズの強磁性体（磁気ナノ粒子）を高分子で被覆し、その表面に検査試薬等を結合したものは磁気マーカーと呼ばれている。この磁気マーカーを体内の疾患部に蓄積させ、磁気を用いてその位置を体外から検出し可視化する技術（磁気粒子イメージング, MPI）は、新しい体内診断技術として期待されている。現在の MPI 研究では強い傾斜磁場を利用するが、それを人体サイズで実現するのは困難である。本研究では、傾斜磁場を利用しなくて済むよう、磁気センサーのアレイ化および高磁場生成技術を導入した新規の磁気ナノ粒子イメージングシステムを提案する。これによりシステムが簡素化され、オープン型 MRI と同様に、広く開放した環境で検査できるオープン型磁気ナノ粒子イメージングシステムの構築が可能であることを見出した。

### 1. まえがき

ナノメートルサイズの強磁性体（磁気ナノ粒子）を高分子で被覆し、その表面に検査用抗体や薬剤等を結合したものは磁気マーカーと呼ばれている。この磁気マーカーを体内の疾患部に蓄積させた後、磁気マーカーを体外から磁化させて、磁気マーカーからの磁界を計測することで磁気マーカーを可視化する技術の一つである MPI (Magnetic Particle Imaging) は、新しい体内診断技術として期待されている<sup>(1)~(3)</sup>。

磁気マーカーから磁気信号を発生するために外部磁界を印加する必要があるが、その大きさは mT オー

ダーとなる。その一方、信号磁界は 100 pT 程度となる。つまり、大きな励起磁界中で非常に微弱な信号磁界を検出できるセンシングシステムを開発する必要がある。

MPI では、その問題を回避するために磁気マーカーの M-H 特性の非線形性を利用する方法が用いられる。すなわち、非線形性により基本波だけではなく高調波の磁気信号が磁気マーカーから生ずるため、その高調波磁気信号を測定する。これにより、励起磁界と信号磁界を周波数領域で容易に分離できるため、励起磁界の干渉の問題を回避できる。MPI ではさらに直流傾斜磁界を用いて空間分解能を上げている。一方、その直流傾斜磁界は非常に大きいものである必要があり、さらに、3 次元的に画像化するためには、検査対象物を覆うように傾斜コイルを配置する必要があるなどし、人体サイズに対応した MPI システムの構築が困難という課題がある。そのほか、MPI ではこの直流傾斜磁界を高速に走査して画像を得るが、その高速な磁場変化が、人体に悪影響を与える可能性がある<sup>(4) (5)</sup>。

そこで著者は、脳磁 (Magnetoencephalography; MEG) のように非常に多数の磁気センサーをアレイ化して逆問題解析を行うことで、直流の傾斜磁界を用いなくても（現在は基礎検証として 2 次元にとどまっているが、原理的に）3 次元的に磁気ナノ粒子の位置推定ができる方法を提案している（著者は磁気ナノ粒子トモグラフィと呼んでいる）<sup>[1]~[5]</sup>。これにより、オープン型 MRI のように、閉鎖的ではなく開

放的なシステムとできる。

本研究課題では、その磁気ナノ粒子トモグラフィの実用化に向け、まず、正弦波励磁によって磁気ナノ粒子トモグラフィのその空間分解能の検証をした。引き続き、深部でも十分な高磁場の交流磁界の生成を行うため、インバータ励磁を用いた方法について検討したほか、対ノイズ性を高めるため、多チャンネル信号に係る各種信号処理の方法について検討を行ったので、それらについて報告する。

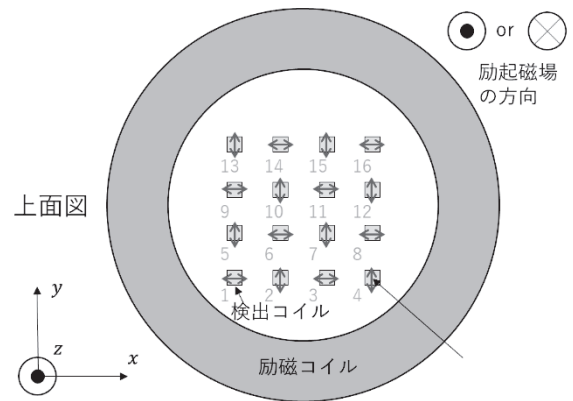


図2 励起磁界と検出コイルの感度方向の関係性

## 2. 高磁場生成法に係る研究開発

### 2.1 正弦波励磁のシステム

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。励磁コイルの大きさは内径200 mm、外径280 mm、高さ20 mmであり、巻数は50 turnである。検出コイルは内径2 mm、外径8 mm、高さは6 mm、巻数は1200 turnである。

励磁コイルの軸(z軸方向)と検出コイルの軸(x軸方向もしくはy軸方向)とは直交方向となるようにし、励磁コイルから生ずる直接磁界が検出コイルに鎖交しないように工夫している(図2)。これにより、磁気ナノ粒子からの信号磁界のみ検出コイルに鎖交するようになる。また、検出コイルは、隣り合うコイルとは互いに直交するよう配置することにより、磁気ナノ粒子から得られる磁気信号の空間パターンが異なるようにして、情報量が増えるような工夫を行っている。

励磁電流はシャント抵抗を用いて計測しており、交流電流の振幅値が一定になるようフィードバック制御を行っている。

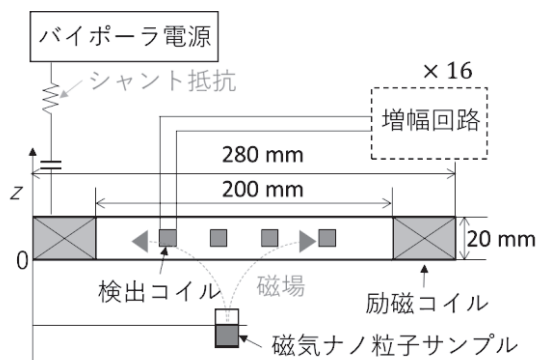


図1 磁気ナノ粒子トモグラフィシステム

励磁コイルは共振回路によって大電流を通电できるようにしているが、励磁コイルに高周波かつ大電流を流した際、高電圧が生じるため、安全性や性能を考慮する必要があるため、設計上の制約となる。そこで、コイルの巻き方や共振回路の設計の工夫を行うことで、高電圧を生じずに安全に運用できるようにする。具体的には図3のように、一つのLとCの直列共振回路を、複数(ここでは5段)のLとCの直列共振回路を直列接続した回路構成に変更する。こうすることにより、LやCに生ずる電圧が大幅に減少する(この場合、5分の1)。これにより、一つのコイル(あるいはキャパシタ)に印加される電圧が、その段数の数に応じて減少(5段であれば1/5)するため、コイル(MPIシステム)と人体との距離を短くすることができ、深部にある磁気ナノ粒子の検出が容易となる。なお、複数の共振回路に分離した場合、その分、Cの容量を大きくする必要はあるが、Cの耐電圧が低く済むため、回路に必要なスペースが増えることはない。

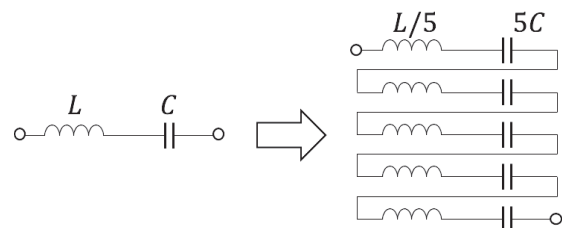


図3 LC共振回路の多段接続化

一方、励磁コイルから生ずる直接磁界が検出コイルに鎖交しないように工夫はしているものの、機械的精度の限界から少なからず直接磁界が鎖交する。そこで、図4のように、直接磁界によって生ずる基本波成分を打ち消すよう、D/A コンバータによって補償電圧を生成し、磁気ナノ粒子から生ずる高調波成分のみを取得する、新規の補償方法を考案した<sup>[3]</sup><sup>[4]</sup>。さらに、保証誤差等により除去しきれなかった基本派成分はノッチフィルタで除去後、再度増幅してA/D コンバータにデータを取り込んだ。その後、高速フーリエ変換を行うことにより、第3高調波信号を取得した。

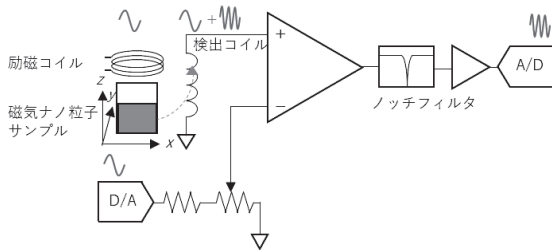


図4 直接磁界の影響の抑制方法

励磁コイルの大きさを検討する上で、電磁界解析技術も導入することにより、コイルの寸法、巻数、線材の太さを定めたとき、特定の電流を通电した時にどの程度磁場が生ずるかも評価できるようにし、コイルの最適設計に活用した(図5)。

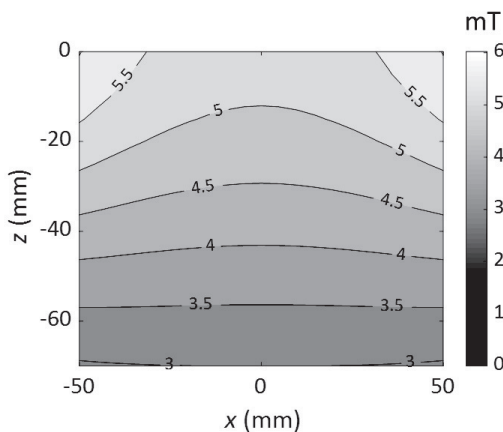


図5 電磁界解析結果 (20 A 通电時)

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(図6)。粘性の高いグリセロールで固相化しているのは、細胞内に取り込まれた時の磁気ナノ粒子の応答を模擬するためである。

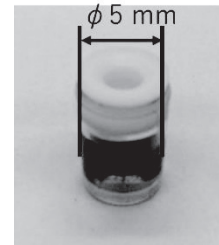


図6 グリセロールで固相化した Resovist 磁気ナノ粒子サンプル

磁気ナノ粒子トモグラフィでは順問題を次式のように定式化する。なお、MPI においても同様の定式化がよく行われる。

$$\mathbf{v} = \mathbf{A}\mathbf{c}$$

ここで、ベクトル $\mathbf{v}$ は各センサーで計測される第3高調波電圧、ベクトル $\mathbf{c}$ は特定の位置における磁気ナノ粒子の濃度を表すベクトル、行列 $\mathbf{A}$ はMEG解析ではリードフィールド行列に対応する行列であるが、MPIの研究分野ではシステムマトリックスあるいはシステムファンクション等と呼ばれる。

傾斜磁場を用いず、MEGのように多チャンネル計測を行うことで高分解能化を計っているものの、本研究ではMEGのように100チャンネル強のセンサーアレイとはなっていない。そこで、励磁電流を変化させると磁気ナノ粒子の高調波信号の現れ方が変化することを利用して、磁気ナノ粒子から得られる情報量を増やす。具体的には、励磁電流の振幅を励磁電流の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る工夫を行った。これにより、システム行列が複数生成されることになる。それゆえ、励磁電流1, 2, ..., 20 Aに対するシステム行列を $\mathbf{A}_1, \mathbf{A}_2, \dots, \mathbf{A}_{20}$ とし、全体のシステム行列として

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \mathbf{A}_1 \\ \mathbf{A}_2 \\ \vdots \\ \mathbf{A}_{20} \end{bmatrix}$$

を定義する.

次に,  $\mathbf{c}$  を求めるため, 次式のような非負最小二乗問題 (逆問題) (Non-negative least squares; NNLS) を解く.

$$\mathbf{c} = \underset{\mathbf{c}}{\operatorname{argmin}} \|\mathbf{A}\mathbf{c} - \mathbf{v}\|^2 + \lambda \|\mathbf{c}\|^2$$

$$\text{subject to } \mathbf{c} \geq \mathbf{0}$$

逆問題解析を解くには, リードフィールド行列 (MPI の研究分野においてはシステムマトリックス, あるいは, システムファンクションと呼ばれるもの) が必要となってくる. そこで, まず, サンプルを自動ステージで走査して実験で気にデータを収集してそのデータを基にリードフィールド行列を生成した. 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に取得したリードフィールド行列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.

図 7 に, 100  $\mu\text{g}$  (Fe) の磁気ナノ粒子サンプル 2 個を 15 mm 離して配置した時の, 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.

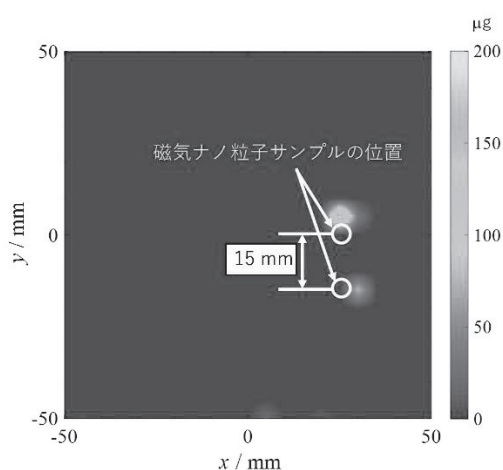


図 7 磁気ナノ粒子サンプルの位置推定結果

## 2.2 インバータ励磁のシステム

正弦波励磁を基本とするシステムの場合, 一般的には高価なリニアアンプ方式の電源を使う必要がある. また, そこでの電力損失が大きく強磁場を生成することが物理的に困難となっている (変換効率 50 ~ 80%). 現在研究室で保有しているリニアアンプ方式の電源装置は, 電流振幅 20 A が最大となっており, さらに大きな電流を流す装置が求められている.

そこで, インバータ等のパワーエレクトロニクスの技術を導入し矩形波励磁のシステムとする (変換効率 100%) ことで, 電源装置部分の電力損失の低減ならびに低コスト化を図り, 強磁場を容易に生成する方法を提案する. 強磁場を生成できるようになれば, 人体の片側にのみコイルを配置しても, 深部にある磁気ナノ粒子のイメージングをできるようになる. ただし, 矩形波により強磁場を生成した際, 高調波の影響により磁気ナノ粒子からの磁場の検出ができない可能性がある. その影響を抑制するよう, 各所にフィルタ回路を入れている.

現在作成および検証している励磁回路 (インバータ回路) を図 8 に示す. N チャネル MOSFET を 4 つ使ったフルブリッジインバータの構造としており, 励磁コイル L と共振用キャパシタ C から成る共振回路が負荷となっている. できるだけ低いオン抵抗によるインバータ回路とするため, ハイサイド側は P チャネル MOSFET ではなく N チャネル MOSFET を使用し, また, それを制御できるゲートドライバ IC を用いた. また, インダクタからの逆起電力を吸収できるよう, MOSFET と並列してバリャショットキーダイオードを配置している.

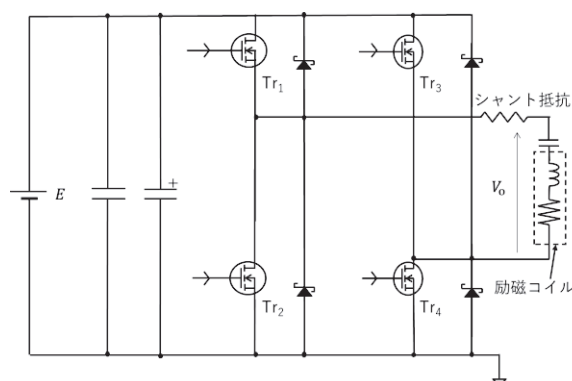


図 8 インバータ回路

ところで、矩形波インバータで励磁するときには、基本波だけでなく、第3、第5高調波などの高調波が出る。これは、図9のような矩形波があった場合、その時間波形をフーリエ級数展開すると、次式が得られることから説明できる。

$$V_o = \frac{4E}{\pi} \left\{ \sin \omega t + \frac{1}{3} \sin 3\omega t + \frac{1}{5} \sin 5\omega t + \dots \right\}$$

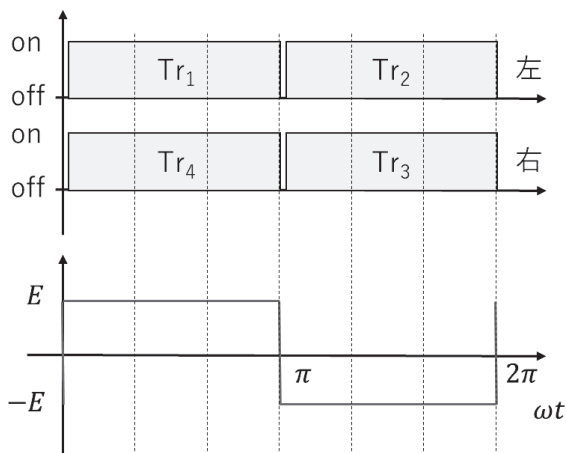


図9 標準的な矩形波インバータの電圧時間波形

先行研究では、フィルタが大型化する課題もあるほか、フィルタ装着により損失が大きくなることも懸念される。

そこで、フィルタ回路以外による第3高調波の除去方法として、スイッチングのタイミングを、左アームと右アームとで180度位相をずらすのではなく、120度位相をずらすという手法を提案する。この時の時間波形を図10に示す。

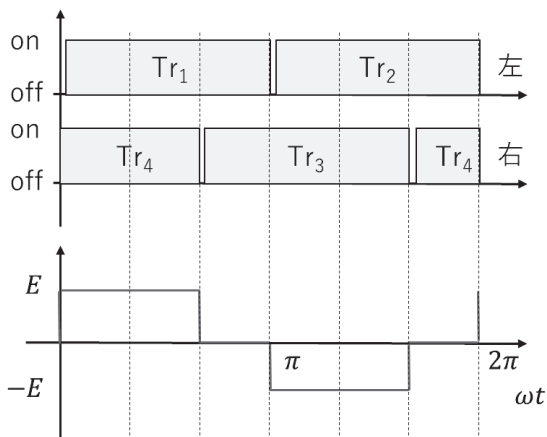


図10 120°位相をずらした矩形波インバータの電圧時間波形

これにより、第3高調波成分は打ち消し合って消える。これは、実際、与えられた式を次式のようにフーリエ級数展開することにより容易に確認することができる。

$$V_o = \frac{4\sqrt{3}E}{\pi} \left\{ \sin \left( \omega t + \frac{\pi}{6} \right) + \frac{1}{5} \sin \left( 5\omega t - \frac{\pi}{6} \right) + \frac{1}{7} \sin \left( 7\omega t + \frac{\pi}{6} \right) + \frac{1}{11} \sin \left( 11\omega t - \frac{\pi}{6} \right) + \dots \right\}$$

位相を180°ずらした場合と、120°ずらした場合とで電流振幅のスペクトルを比較したところ、基本波の電流振幅が30Aとしたときに、前者の場合だと第3高調波の電流振幅が約100mAであるのに対し、後者だと第3高調波の電流振幅は約10mAを大きく下回ることが確認できた。このように、フィルタ回路を特に設けることなく、第3高調波を大幅に減少させることに成功した。

基本波の電流振幅が30Aとしてインバータ励磁した時の、特定のセンサーにおいて、磁気ナノ粒子サンプルを移動させて得られた第3高調波の強度の画像を図11に示す。図の通り、インバータ励磁においても、そのノイズの影響を効果的に抑制できているため、磁気ナノ粒子の高調波信号を取得できていることが分かる。

本研究で設計したインバータ回路は、仕様上、100A程度の電流が流せるが、誘導起電力などの安全性や、コイルの発熱の問題があり、30A程度の通電電流でしか実験を行っていない。今後は、励磁コイルの再設計のほか、コイルの冷却方法の検討を行い、さらに大電流を安定して通電できるシステムを構築する予定である。

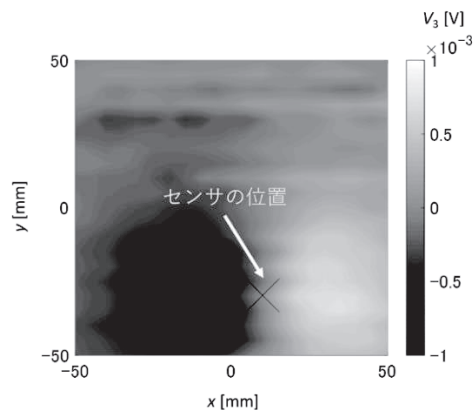


図11 インバータ励磁による磁気ナノ粒子の画像結果

### 3. 空間フィルタ法の適用

#### 3.1 背景および目的

2章においては、先行研究<sup>[1]~[4]</sup>では従来の磁気ナノ粒子のイメージング<sup>(1)(2)</sup>でよく用いられる非負最小二乗法による逆問題解析 (NNLS) によって磁気ナノ粒子の位置推定をしていたが、深い位置になると磁気ナノ粒子からの信号が小さく、外来ノイズの影響を受け、アーチファクト (磁気ナノ粒子が存在しないはずの箇所に、磁気ナノ粒子があるものと推定される現象) が生ずる課題があった。一方、ノイズに埋もれた MEG 計測データから特定の領域の脳活動の信号源を推定する手法に、逆問題解析の一種である空間フィルタ法<sup>(6)</sup>がある。そこで、そのような脳磁図の逆問題解析でよく用いられるミニмумバリエーション空間フィルタ<sup>(6)</sup>の適用を検討した<sup>[5]</sup>。これを用いることにより、先ほどのアーチファクトの問題が回避できると期待できる。

#### 3.2 方法

空間フィルタとは、センサーアレイの計測値に対し適切な重みを設けたものであり、計測値 $\mathbf{v}$ に対しそのフィルタを適用することにより、特定の位置 $\mathbf{r}$ における信号 $s(\mathbf{r}, t)$ を推定することができる。図12では、空間フィルタを簡単に説明するためのイメージ図を示している。信号の位置がセンサーの位置に近い場合に信号強度が強いと仮定し、信号を推定しようとしている場所に近いセンサーに対して重みを大きくしている空間フィルタとしている。ただし、これはあくまで空間フィルタのイメージ図であり、着目している場所以外からの信号を抑制する条件も加える等するため、必ずしもこのような単純な空間フィルタとはならない。この空間フィルタを適切に設計することにより、インバータ等の外乱に対しても強くなると考えられる。

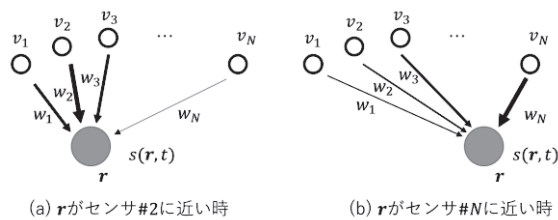


図12 空間フィルタのイメージ図

アレイゲイン制約付ミニмумバリエーション空間フィルタ $\mathbf{w}(\mathbf{r})$ は次式で表される<sup>(6)</sup>。

$$\begin{aligned} \mathbf{w}(\mathbf{r}) &= \arg \min_{\mathbf{w}(\mathbf{r})} \langle \hat{s}(\mathbf{r}, t)^2 \rangle \\ &= \arg \min_{\mathbf{w}(\mathbf{r})} \text{tr}\{\mathbf{W}(\mathbf{r})^T \mathbf{C} \mathbf{W}(\mathbf{r})\} \end{aligned}$$

$$\text{subject to } \mathbf{w}(\mathbf{r})^T \mathbf{l}(\mathbf{r}) = \|\mathbf{l}(\mathbf{r})\|$$

ここで、 $\mathbf{w}(\mathbf{r})$ は位置ベクトル $\mathbf{r}$ に関する空間フィルタ (各センサーの計測値 $\mathbf{v}(t)$ に対する重みベクトル)、 $\mathbf{C}$ は計測共分散行列、 $\mathbf{l}(\mathbf{r})$ はリードフィールドベクトルである。これは、特定の位置からの分散 (バリエーション)、すなわち、パワーを最小とする式であり、トリビアルな解 (すなわち、0) を回避するため、制約条件 (ここでは、アレイゲイン制約) を加えているものである。

この式を解くと、次式を得る。

$$\mathbf{w}(\mathbf{r}) = \frac{\mathbf{C}^{-1} \tilde{\mathbf{l}}(\mathbf{r})}{\tilde{\mathbf{l}}(\mathbf{r})^T \mathbf{C}^{-1} \tilde{\mathbf{l}}(\mathbf{r})}$$

$$\text{where } \tilde{\mathbf{l}}(\mathbf{r}) = \mathbf{l}(\mathbf{r}) / \|\mathbf{l}(\mathbf{r})\|$$

この空間フィルタを用いて、 $\mathbf{r}$ を変更させながら (走査させながら)、 $\mathbf{r}$ における信号の時間波形の推定値 $\hat{s}(\mathbf{r}, t)$

$$\hat{s}(\mathbf{r}, t) = \mathbf{w}(\mathbf{r})^T \mathbf{v}(t)$$

を推定し、引き続いて、それに関する分散 (パワー) の推定値 $\hat{P}(\mathbf{r}, t)$

$$\hat{P}(\mathbf{r}, t) = \langle \hat{s}(\mathbf{r}, t)^2 \rangle$$

を計算し、それが最大となる場所が磁気ナノ粒子の場所として位置推定を行った。ここで、分散がパワーに相当するというのは、 $\hat{s}(\mathbf{r}, t)$ の平均値を0と仮定している。なお、ここでは、インバータ励磁ではなく、正弦波励磁として基礎的検討を行った。

### 3.3 結果

深さ 25 mm, 50 mm に Resovist 磁気ナノ粒子サンプルを中心位置 (0, 0) に配置し, 空間フィルタ法で信号源推定をした結果を図 13 に示す. 図 13(a) より, NLS に比べて信号の広がりはあるものの, 深さ 25 mm で中心丁度に位置推定できていることが分かる. また, 図 13(b) より, 深くなるほど信号の広がりが生じ, また, 推定誤差がやや大きくはなるものの, 深さ 50 mm でもアーチファクトを回避し磁気ナノ粒子の位置を安定して特定できていることが分かる.

本研究で用いた空間フィルタでは, 磁気ナノ粒子の位置は特定できるものの, その量を特定できないという課題があるため, さらに, 適用する空間フィルタについて検討を進める予定である.

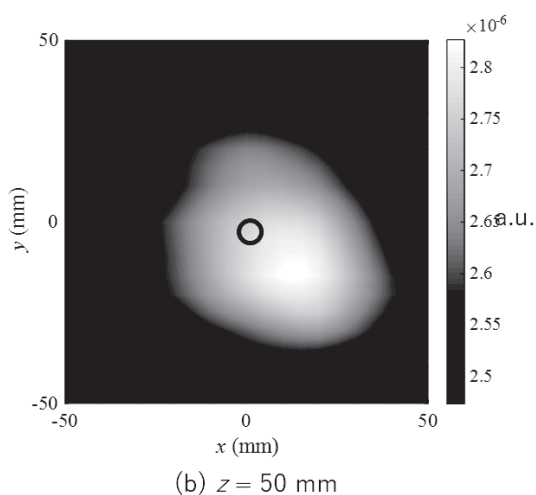
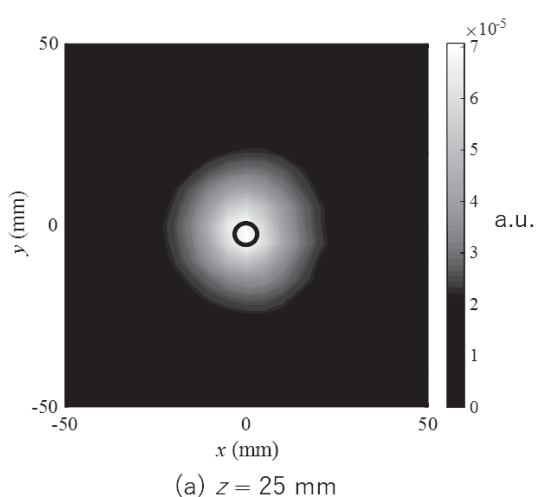


図 13 インバータ励磁による磁気ナノ粒子の画像結果

### 4. まとめ

本研究では, 磁気ナノ粒子を用いて癌などのターゲットをイメージングする手法である MPI における直流傾斜磁界の生成の困難さを回避すべく, 多チャンネル計測によりイメージングする手法 (磁気ナノ粒子トモグラフィ) を提案した. また, 傾斜磁界を用いない状況下においても, 深部の磁気ナノ粒子を検出できるよう, 交流の強磁場の生成方法について検討を行った.

まず, 多チャンネル計測をするうえで, 直接磁界の影響を抑制するため, 励磁方向と直交する方向にコイル配置をする工夫を行ったほか, それでも回避できない直接磁界成分は D/A コンバータを用いた補償方法を考案し, 効果的にその成分を除去できることを示した.

引き続き, 深部の磁気ナノ粒子の検出感度を高めるため, 交流磁界を強めるべく, インバータ励磁の検討を行った. その際, インバータから生ずる第 3 高調波の抑制法を考案し, インバータ励磁においても, 正弦波励磁と同様の結果が得られた. このことから, 励磁電流のさらなる大電流化が今後期待できる.

最後に, 磁気ナノ粒子トモグラフィが多チャンネル計測システムであることから, 同じように多チャンネル計測で高感度, 高空間分解能を図る MEG において, 広く適用されている空間フィルタの一つである, ミニマムバリエーションビームフォーマを用いた信号処理を行った結果, 深部の磁気ナノ粒子を, ノイズに対し頑健に, 安定して推定できることが分かった. このことより, 今後, 他の空間フィルタ等を適用することにより, さらなる高感度, 高空間分解能が期待できる.

以上のことから, オープン型磁気ナノ粒子イメージングシステムの構築が可能であることを見出したと言える.

## 発表論文

- [1] 笹山 瑛由, 吉田 敬, 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, 日本磁気学会学術講演概要集, p. 102, 2019年9月.
- [2] T. Sasayama, T. Yoshida, and K. Enpuku, Two-dimensional magnetic nanoparticle imaging using multiple magnetic sensors based on amplitude modulation, *J. Magn. Magn. Mater.* Vol. 505, 166765, July 2020.
- [3] 岡村 直樹, 笹山 瑛由, 吉田敬, D/A コンバータを用いた直接磁場の補償による磁気ナノ粒子トモグラフィの位置推定精度の評価, 電気・情報関係学会九州支部連合大会 大会講演論文, p. 43, 2020年9月.
- [4] T. Sasayama, N. Okamura, and T. Yoshida, Sensitivity improvement of magnetic nanoparticle imaging by compensation with digital to analog converter, *IEEE Trans. Magn.*, Vol. 57, No. 2, 530605, Feb. 2021.
- [5] 岡村 直樹, 笹山 瑛由, 吉田 敬, 磁気ナノ粒子トモグラフィへのミニマムバリエンス空間フィルタの適用, 電気学会全国大会講演論文集, p. 118, 2021年3月.

## 参考文献

- (1) B. Gleich and J. Weizenecker, Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles, *Nature*, Vol. 435, No. 7046, pp.1214-1217, 2005.
- (2) T. Knopp and T. M. Buzug, *Magnetic particle imaging—an introduction to imaging principles and scanner instrumentation*, Springer, 2012.
- (3) 圓福 敬二, 吉田 敬, 磁気ナノバイオセンシングの最新動向, 電気学会誌, Vol.132, No. 5, pp.294-297, 2012.
- (4) E. U. Saritas, P. W. Goodwill, G. Z. Zhang, and S. M. Conolly, “Magnetostimulation limits in magnetic particle imaging,” *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 32, no. 9, pp. 1600-1610, Sep. 2013.
- (5) S. Sammet, “Magnetic resonance safety,” *Abdom. Radiol.*, vol. 41, no. 3, pp. 444-451, 2016.
- (6) K. Sekihara and S. S. Nagarajan, *Adaptive spatial filters for electromagnetic brain imaging*, New York, USA: Springer-Verlag, 2008