

特別賞

量子スピントロニクスセンサを利用した
Spin-MRI 装置の開発

東北大学大学院工学研究科 応用物理学専攻

高野 星哉 大兼 幹彦

フリーランス

赤間 洋祐

株式会社 エム・オー・シー

石井 泰博 三宅 久雄

1. 緒 言

高度な医療装置である磁気共鳴イメージング (Magnetic Resonance Imaging: MRI) 装置は、非侵襲で高精細な画像診断を可能にし、脳疾患やがんなどの多くの病気の早期発見、および、高精度な診断を可能にしている。しかし、その高い導入コストや大掛かりな高磁場発生 (超伝導磁石やヘリウム冷却) 機構と特殊な設置環境 (大型磁気シールドルーム) により、MRI 装置は依然として医療資源に恵まれた大都市病院や先進国に偏在しているのが現状である。途上国や離島・僻地はもちろん、国内でも小規模医療機関では MRI を備えることはできないため、大きな医療格差が生まれている。これらの制約を打ち破り、低磁場で動作するコンパクトな MRI 装置が実現したらどうなるだろうか。僻地や途上国への普及、医療機関のみならず救急車や外来クリニック、さらにはリハビリ・在宅医療の現場にまで MRI を導入することが可能になるかもしれない。その結果、重大な疾病の早期発見や迅速な救急処置が世界各地で行われるようになり、医療格差を大幅に是正できる。

本研究では、近年飛躍的な感度の向上が報告されている量子スピントロニクスセンサ (通称: TMR センサ) を用いて、低磁場で動作するコンパクトな MRI (Spin-MRI と呼ぶ) の実現を目指して研究を行った。TMR センサは、トンネル磁気抵抗 (TMR) 効果により極めて微弱な磁場を高感度に検出できる量子磁気センサである [1]。また、室温動作であるため、大掛かりな冷却機構を不要とする特徴を持つ。こうした特徴を有する TMR センサを MRI の磁場検出部に組み込むことができれば、低磁場においても高解像度な MRI の撮像が原理的に可能であり、さらに、冷却が不要であるため、装置の大幅な小型化が期待される (図1)。MRI はすでに医療分野において多大な恩恵をもたらしているが、高画質な画像が撮影可能なコンパクト Spin-MRI が実現すれば、その普及をさらに推し進めることになり、世界規模で健康水準を向上させるほどのインパクトになる。本論文では、Spin-MRI を実現するための TMR センサの作製、Spin-MRI 用回路およびシステムの開発を行った結果と、開発した Spin-MRI を用いた MRI の撮像結果を報告する。

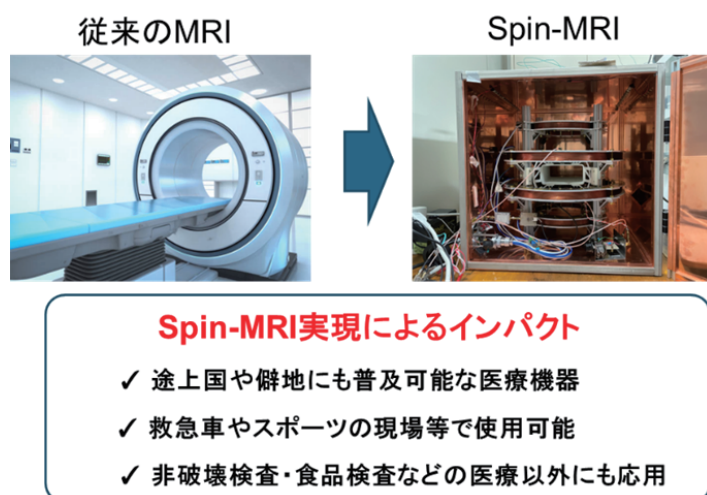


図1 Spin-MRI の概要と実現によるインパクト

2. 低磁場 MRI と TMR センサ

2.1 低磁場 MRI の可能性と課題

MRI とは、現在では多くの医療現場で用いられる代表的な画像診断装置であるが、その原理はプロトンの核磁気共鳴 (NMR) である。原子が持つ核磁気モーメントは外部直流磁場中で $f = \gamma B$ の周波数で歳差運動を行う (γ : 磁気回転比、 B : 外部直流磁場)。この時、その歳差運動と同じ周波数の交流磁場を印加すると共鳴現象が起こり、核磁気モーメントが電磁波を放出する。MRI では、主に体内の水分子からのプロトン NMR 信号を検出し、その分布や緩和時間の差を利用して画像を得ている。MRI は非侵襲的に三次元的な画像を取得できる数少ない技術であり、さらなる性能向上や新たな応用を目指した研究が世界中で続けられている。MRI では、外部直流磁場 B を強くするほど NMR 信号の強度が増大するため、高画質な MR 画像が得られる。そのため、外部直流磁場の高磁場化が長らく研究のトレンドである [2, 3]。しかしながら、その結果として高磁場発生のための超伝導磁石や液体ヘリウム冷却などの大規模かつ高コストなシステムが必要となり、現状では、高度な医療施設や先進国への MRI 技術の集中が進んでいる。

近年、こうした設備やコスト面での制約を克服するために、低磁場 (一般的に 0.1T 以下の直流磁場のものを指す) で動作する MRI が注目されている [4, 5]。これは、信号処理技術や AI を用いた画像の再構成技術の進展によって、低磁場環境であってもある程度の MR 画像が得られるようになってきたことが大きな後押しになっている。また、非侵襲的に内部構造を可視化できる技術は、産業分野においても大きな応用可能性がある。しかし、低磁場 MRI の大きな課題は、MR 画像の低画質化である。これは、従来のピックアップコイルを検出センサとした手法では、直流磁場の強度が小さくなるほど NMR 周波数が小さくなるため、測定信号の強度が小さくなり、相対的にノイズの影響が増大するためである。この課題を乗り越えるには、体内から放出される微弱なプロトン NMR 信号を低周波領域でも高感度に検出する手法が求められる。このような背景から、我々は低周波領域においても超高感度な磁気センサである TMR センサに着目した。

2.2 量子スピントロニクスセンサ：TMR センサ

TMR センサとは、強磁性層 / 絶縁層 / 強磁性層の強磁性トンネル接合 (Magnetic Tunnel Junction : MTJ) 構造を有し、二つの強磁性層の磁化の相対角度によって抵抗値が変化する TMR 効果により、非常に微弱な磁場を検出することができる高感度な量子磁気センサである。他の磁気センシング手法と比較すると、高い感度や広い動作範囲に強みを持つ。また、最大の特徴の一つは、室温動作が可能であるため、大規模な冷却システムを必要としない。近年の報告では、超伝導を利用した高感度な磁気センサである SQUID (Superconducting Quantum Interference Device) に迫る高い感度 ($390 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ @ 1Hz) が室温下で実現されている [6]。また、この高感度な TMR センサを用いることで室温下において 1 pT 以下の微弱な脳磁場や心臓磁場の測定にも成功している [7, 8]。

本研究では、このような飛躍的な高感度化が進んでいる TMR センサを用いることで、低磁場下においても微弱なプロトン NMR 信号を高い信号対雑音比で検出できるのではないかと考えた。従来の MRI 装置で信号検出部に用いられるピックアップコイルは、電磁誘導の法則をその原理としているため、出力は周波数に比例する。そのため、上述の通り、強力な

外部磁場でプロトン NMR を励起し、核磁場の周波数を高くして大きな信号を得ている。一方で、TMR センサの出力は、原理的に数 GHz 程度までほぼ一定である。つまり、低磁場領域 (すなわち低周波領域) においても高い感度で核磁場を検出できる可能性がある。図2にその概要を示す。従来の TMR センサとピックアップコイルの信号強度を比較すると、数10 kHz 以下の領域で TMR センサが有利なことがわかる。さらに、TMR センサの性能を約10倍高めることができれば、低磁場 MRI と呼ばれる 100 mT 以下の周波数領域 (4 MHz 以下) の全帯域で TMR センサが優位である。本研究では、Spin-MRI の動作実証を目的とし、外部環境ノイズによる揺動磁場の影響が小さくなる 10 mT の直流磁場下 (NMR 信号周波数が約 425 kHz) での MRI 撮像をターゲットとした。

同様のコンセプトで SQUID や光ポンプ磁力計 (OPM) センサを用いた低磁場 MRI の研究開発が既になされている [9, 10]。しかし、SQUID や OPM はセンサ素子の動作レンジがナノテスラレベルで狭いことから、特殊な磁気シールド環境でのみ動作可能である。これでは、コンパクトな低磁場 MRI 装置が実現したとしても、大きな磁気シールドが普及の妨げとなってしまう。一方で、TMR センサの特徴は、その動作レンジが地磁気以上 (50 マイクロテスラ以上) と非常に広いことにある。このことによって、大型磁気シールドが不要で、かつ、低磁場で動作可能な画期的なコンパクト MRI が実現できる。次節で、本研究で開発した、TMR センサを用いた Spin-MRI システムを開発した結果について説明する。

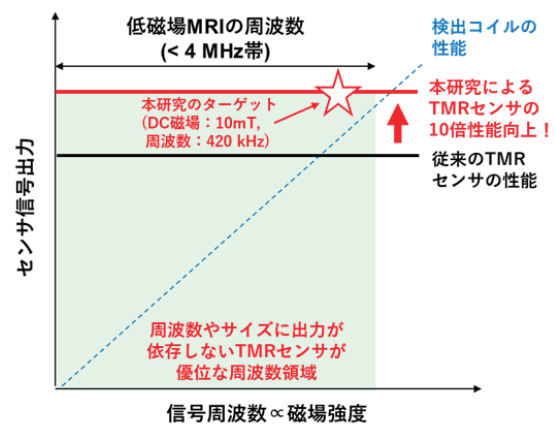


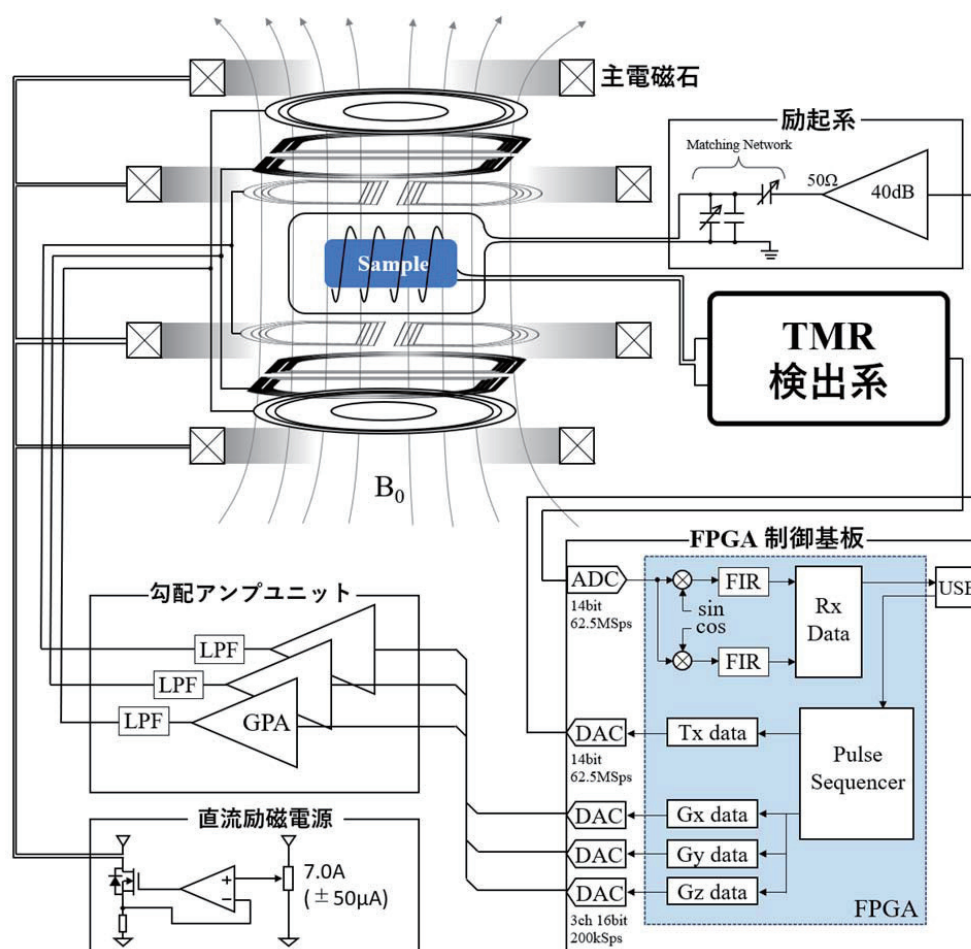
図2 Spin-MRI の低磁場領域での優位性と TMR センサの性能ターゲット

3. Spin-MRI システム

本研究で構築したのは、10 mT の直流磁場 (プロトン核スピンのラーモア周波数は 425 kHz) で動作する低磁場 MRI である。これは、低磁場 MRI の中でも超低磁場 MRI に位置づけられる。また、NMR 信号を検出するピックアップコイルにトロイダルコアを軸とする小さな二次コイルを直列接続することで、微弱な NMR 信号の集磁と増幅を行い、TMR センサの感度部分に入力する機構を開発した。さらに、低雑音アンプ回路の開発により、システムとしての信号対雑音比を大幅に向上させた。

3.1 Spin-MRI システムの開発

図3に Spin-MRI のシステム全体像を示す。本システムは FPGA によって構成されるシーケンサを軸に、直流磁場系、勾配磁場系、RF 磁場系および TMR センサ検出系にて構成される。TMR センサによる検出系については3.3節にて後述し、その他のそれぞれの構成部について、本節で説明する。



直流磁場系

直流磁場系は、主コイルおよび直流励磁電源によって構成される。主コイルは4対のヘルムホルツコイルで構成されており、これらは関心領域内の磁場不均質度を最小化することを目的として、最適化問題を解くことで設計した。直流磁場強度は10 mT に設定した。磁場は高精度な直流励磁電源からの電流供給により発生し、磁場安定度は ± 50 ppm 程度である。この磁場の揺らぎは、後述する勾配磁場系およびサンプリング時間により決定されるピクセルサイズに比べて十分に小さく、実験上問題とはならない。また、直流磁場の空間的均質度は関心領域内において500 ppm 程度であり、スピン・エコー (SE) 法による撮像シーケンスにおいては、実用上十分な均質度を実現している。

勾配磁場系

勾配磁場系は、勾配コイルおよび勾配コイルドライバによって構成される。勾配コイルは Bi-Planar 構成を前提とし、EMDM 法により設計した。設計したコイルパターンは、PCB の銅箔パターンへと変換することで、設計通りの勾配コイルを作成した。線形勾配範囲は ± 65 mm であり、関心領域である 130 mm を十分にカバーしている。勾配磁場の電流効率は約 $1 \mu\text{T/mm/A}$ であった。

RF 磁場系

RF 系は、直交する2つのコイル、送信アンプ、および TMR センサによる検出系から構成される。RF 磁場を発生させる励起コイルと、NMR 信号をピックアップするコイルは、検出感度を最大化するために分離して設計し、両者の磁氣的結合を最小化するように直交配置とした。低磁場 MRI では信号検出に対する要求が高いため、ピックアップコイルには高い Q 値が得られやすいソレノイド型コイルを、励起コイルにはサドル型コイルを採用した。送信アンプはプッシュプル型の RF アンプ構成とし、不要なノイズ放射を抑制するためにブランキング機能を付加した。

撮像シーケンス

撮像シーケンスは図4に示す2次元のスピン・エコーシーケンスを用いた。Z 方向の勾配磁場によるスライス像の撮影は省略し、Z 方向に投影された2次元画像を取得する。撮像画像はプロトン密度強調画像となるよう $TE = 50\text{ ms}$ 、 $TR = 2,000\text{ ms}$ に設定した。

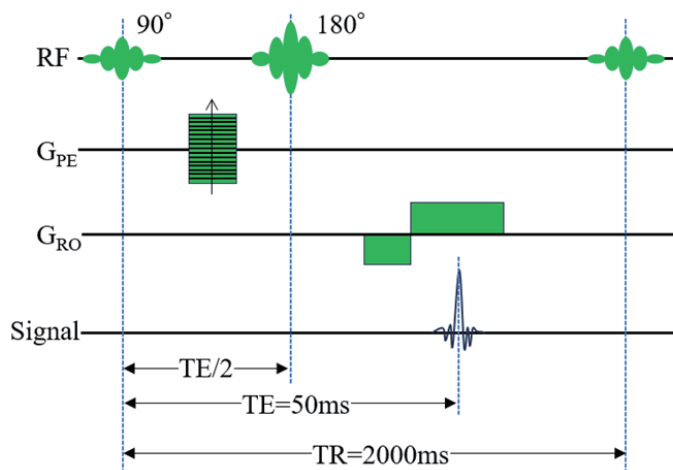


図4 MR 撮像のためのパルスシーケンス図

3.2 Spin-MRI 用 TMR センサの開発

前述した通り、TMR センサの感度を10倍以上向上することで、現在のピックアップコイルよりも十分大きな信号が得られることから、それを目標としてセンサ素子の開発を進めた。図5(a)に Spin-MRI 用の TMR センサ多層膜の構造を示す。図に示す通り、非常に複雑な多層膜構造を有しているが、これらの材料および構造の最適化を行った。特に重要な構造は自由層と呼ばれる層である。高い TMR 効果を実現することに加えて、外部磁場に対して敏感に応答するための軟磁気特性を保持する自由層が必要である。従来は有名な軟磁性材料であるパーマロイ (NiFe 合金) が自由層材料として用いられてきたが、TMR 効果が小さい欠点があった。本研究では軟磁性材料として、Co 基のアモルファス材料である CoFeSiB を検討した。NiFe は fcc 構造を有する結晶材料であるが、CoFeSiB はアモルファスであるために薄膜表面のラフネスが抑えられ、多層膜界面の良質化が期待できる。

図5(b)に素子の断面透過電子顕微鏡像を示す。図から分かる通り、CoFeSiB 層は平滑に形成されており、トンネル絶縁層である MgO 層界面は非常にシャープである。このことによって、室温下で150%を超える TMR 効果が CoFeSiB を用いた微細センサチップ ($3.1 \times 3.1\text{ mm}^2$) で実現された(図5(c))。さらに、図5(c)から分かる通り、ゼロ磁場近傍で急峻に抵抗値が変化しており、0.5V の電圧を素子に印加した状態で、約 $780\text{ }\mu\text{V}/\mu\text{T}$ の非常に高いセンサ感度(従来の NiFe 合金素子の感度 $140\text{ }\mu\text{V}/\mu\text{T}$ の5.5倍)を得ることに成功した。

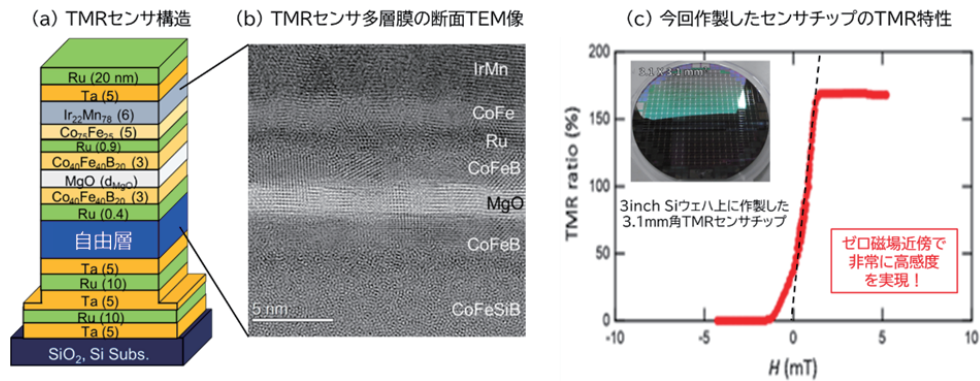


図5 開発した(a) TMR 多層膜構造、(b) 断面 TEM 像、(c) センサチップの TMR 特性

さらに TMR センサの感度を向上させるために、磁束集束板の検討を行った。図6(a)に磁束集束板の概念図を示す。TMR センサの両脇に配置した、高透磁率材料の板が磁束集束板である。測定対象である信号磁束が集束板によって集束されることで、TMR センサに効率的に磁束が流入し増幅される。このことによって、センサ感度を大幅に向上させることができる。本研究では、上述した3.1mm 角の TMR センサチップに適合する磁束集束板の設計及び制作を行った。図6(b)に磁束集束板を実装した3.1mm 角 TMR センサの写真を示す。磁束集束板にはパーマロイ合金を利用し、特殊な熱処理を施すことで高い透磁率を実現した。この磁束集束板を取り付けることで、約 $3,200 \mu\text{V}/\mu\text{T}$ にまでセンサ感度を増大させることに成功した。磁束集束板無しの感度である $780 \mu\text{V}/\mu\text{T}$ に比べて、4.1倍のセンサ感度である。以上のように、CoFeSiB フリー層と磁束集束板を用いることで、トータルのセンサ感度の増大は $5.5 \times 4.1 = 22.6$ 倍であり、目標とした10倍のセンサ感度を大きく上回った。

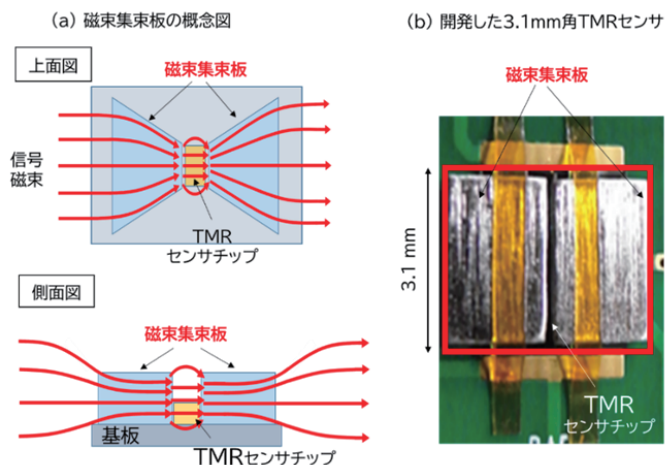


図6 (a) 磁束収束板の概念図と(b)開発した TMR センサ

3.3 Spin-MRI 用 NMR 検出回路の開発

NMR 信号を TMR センサで検出する回路は、図7に示す通り、①ピックアップコイルとチューナ、②二次コイルと TMR センサ、③ TMR センサの抵抗変化を増幅する低雑音アンプ回路により構成されている。①-③の開発のポイントについて以下で説明する。

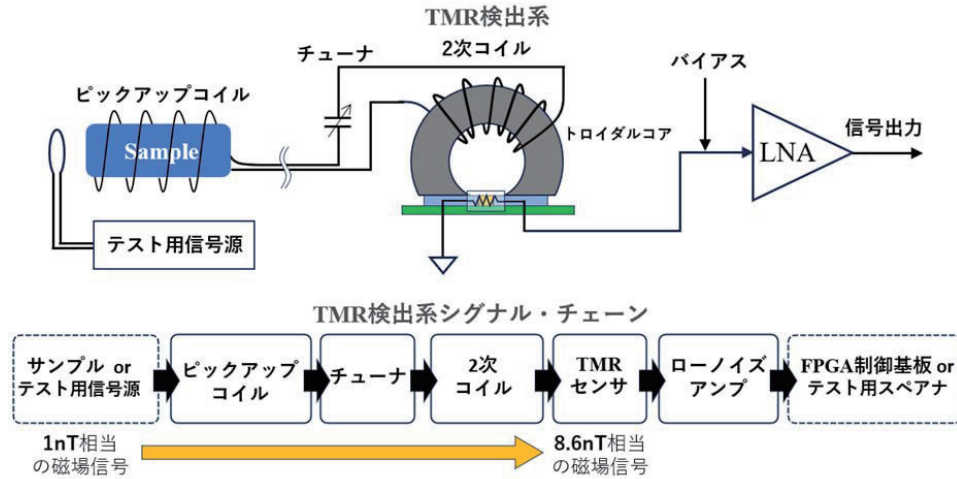


図7 Spin-MRI 用検出回路の模式図(上)とブロック図(下)

- ① 対象物からの NMR 信号を検出する初段のピックアップコイルは、リッツ線のソレノイドコイルで、直列のコンデンサで直列共振させることで目的周波数の425 kHz(10mT の外部磁場下でのプロトン NMR 周波数)にチューニングできる。コンデンサを可変にすることで、実験室環境によるわずかな直流磁場変動の影響があった場合にも、NMR 信号を最大化できるように工夫を施した。
- ② ①の出力ラインを小型のトロイダルコアに巻き付けた二次コイルに直列接続する。直列抵抗成分を極力小さくすることで低損失にし、ジョンソンノイズによる雑音成分も抑えた。二次コイルで発生させた磁束をトロイダルコアで増幅し、かつ、TMR センサの磁束集束板とコアを近接させることで、微弱な NMR 信号磁場を TMR センサに効率的に入力できるような工夫を行った(図8)。このような工夫を行うことで、初段のピックアップコイルで NMR を検出するよりも、大きな SN 比で信号を検出することが可能になった。
- ③ 数100 kHz 帯域で低雑音のアンプ回路を設計、製作した。開発したアンプの入力部分に②の TMR センサの出力を直列に接続し、アンプの入力部分にバイアス電流を供給する回路を設けることでセンサの抵抗変化を電圧変化に変換した。この低雑音アンプ回路により大きなゲインが得られ、システムとしての信号対雑音比を大幅に向上させた。

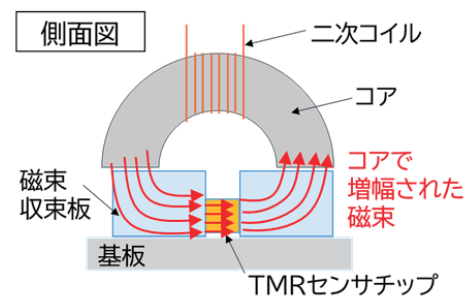


図8 コア、二次コイル、磁束集束板の配置

以上の開発した検出回路を用いると、1 nT 程度のプロトン NMR 信号をピックアップコイルで受信し、二次コイルで増幅することで8.5 nT 相当の磁場が TMR センサに入力される。この時のアンプの出力は +0.3dBm であった(図9(左))。無信号状態でのノイズレベルは

-78.3 dBm/Hz であったため (図9 (右))、NMR 信号を 78.6 dB (ノイズに対して約 10,000 倍) の高い SN 比で測定できることになる。二次コイルを利用した検出方法は、SQUID や OPM を用いた MRI でも用いられているが、二次コイルをトロイダルコアに巻き付け、TMR センサの磁束収束構造に密着することで大きな信号を得る工夫は、本研究の独自のアイデアであり、Spin-MRI の動作実証における大きなポイントであった。

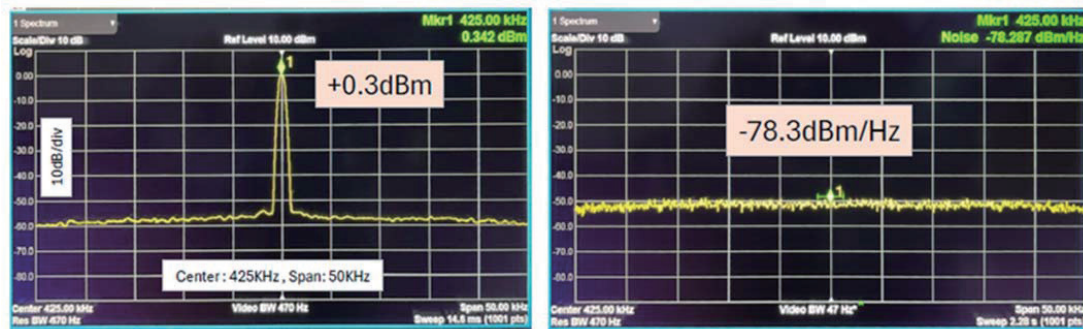


図9 NMR 信号を構築した検出回路で測定した波形(左)、無信号時のノイズ波形(右)

4. MR 画像の撮像

図10 (左) に示すように、アルファベット「N」の形状の容器に水を充填し、構築した Spin-MRI システムを用いて撮像を行った。容器は、一辺が 10cm、厚さが 4cm で、内容積は 340 mL 程度である。本 MRI システムの空間分解能は、勾配磁場強度、サンプリング周期、および、サンプリング時間から 1.2 mm^2 と見積もられ、容器の形状を識別するには十分な空間分解能である。図10 (右) に撮像した MR 画像を示す。ノイズに起因する輝線が横方向に観察されるものの、アルファベット「N」の形状が明瞭に再構成されている。TMR センサを用いた世界で初めての MR 画像の取得結果である。

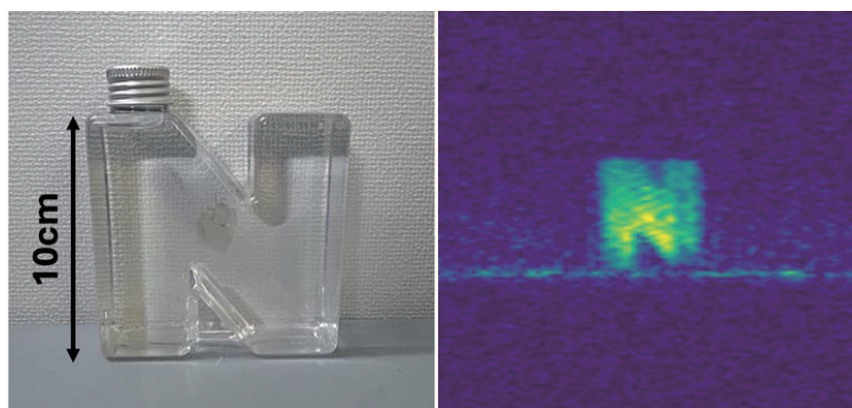


図10 アルファベット「N」の形状の容器(左)、撮像した2次元 MR 画像(右)

5. 結論および今後の展望

本研究では、TMR センサをプロトン NMR の検出部に用いた低磁場 MRI システムを構築し、世界で初めて MR 画像の撮像に成功した。このことで、TMR センサにより低磁場下においても高解像度の MR 画像が取得可能であることが実証された。システム全体の重量は他技術と比較すると非常に軽量であり (20-30kg 程度)、従来のコンパクト MRI や SQUID、OPM などを用いた低磁場 MRI に対して優位性がある。本研究で開発したデスクトップサイズの Spin-MRI は次世代の有望な量子技術に位置づけられており、今年開催される大阪万博の量子技術ブースで展示されることが決定している (図11(左))。

TMR センサは、さらなる高性能化が進むと考えられており、その進展に伴って Spin-MRI の小型化が進むことが期待される。図11(右)に示すように、将来的には地磁気レベルで動作可能なモバイル型 MRI デバイスの実現も夢ではなく、脳情報や心身の状態などを日常環境下で簡便に取得できる可能性がある。また、Spin-MRI は、産業機器、インフラ、食品の検査など、医療やヘルスケア以外の分野への応用展開も期待される。さらに、本技術は地磁気を高精度に検出可能なプロトン磁力計にも応用可能であり、ドローンや空飛ぶ車などの新型移動体の超高精度ナビゲーション用センサとして適用できる。このように非常に波及効果が大きく、新技術や新産業の創出に結びつく可能性のある Spin-MRI の開発に成功した意義は極めて大きく、量子技術の進展に大きく貢献するものである。

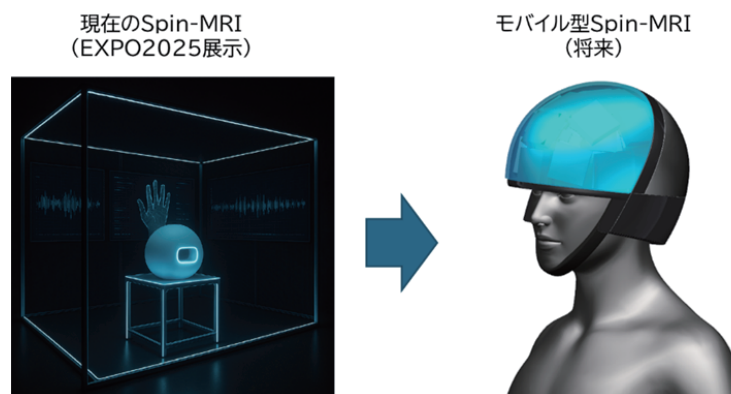


図11 大阪万博での展示イメージ(展示では来場者の手を撮像)と
将来のモバイル型 Spin-MRI のイメージ

応募者の役割

本研究は、東北大学の高野、大兼、フリーランスの赤間、および、エム・オー・シーの石井、三宅の共同研究により実施された。東北大学の赤間グループは、量子スピントロニクスセンサ研究で断トツの実績を有する研究室であり、本研究では MRI 用の TMR センサの開発を担った。また、フリーランスの赤間は、従来型のピックアップコイルを利用した小型 MRI の第一人者であるが、Spin-MRI 用にシステムを新たに設計・構築した。エム・オー・シーは医療用の強磁場 MRI の回路開発で多くの知見とノウハウを有しているが、本研究では TMR センサ用の検出回路を新規で開発した。このように、それぞれの研究者の有する尖っ

た能力と技術を代表応募者である高野がまとめあげ、画期的なシステムの実現に至った。

謝 辞

本研究の一部は、第3期 SIP プロジェクト「先進的量子技術基盤の社会課題への応用促進」の支援を受けて実施された。また、TMR センサ素子の開発について、東北大学発ベンチャー企業であるスピンセンシングファクトリー社のサポートを受けた。

参考文献

- [1] M. Oogane *et al.*, Appl. Phys. Express, 14, 123002 (2021).
- [2] D. A. Feinberg *et al.*, Nat Methods, 20, 2048–2057 (2023).
- [3] Research briefing, Nat Methods, 21, 1982–1983 (2024).
- [4] M. L. de Leeuw den Bouter *et al.*, Sci Rep., 12, 6362 (2022).
- [5] R. Ayde *et al.*, Sci Rep., 12, 11394 (2022).
- [6] M. Oogane *et al.*, IEEJ Transactions on Fundamentals and Materials, 144, 306 (2024).
- [7] K. Kurashima *et al.*, Sensors, 23, 646 (2023).
- [8] A. Kanno *et al.*, Sci Rep., 12, 6106 (2022).
- [9] K. Buckenmaier *et al.*, Sci Rep., 7, 13431 (2017).
- [10] S. Hori *et al.*, *Journal of Magnetic Resonance*, 343, 107280 (2022).