

## 科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成 25 年 6 月 6 日現在

機関番号：12601

研究種目：若手研究（A）

研究期間：2009～2011

課題番号：21680040

研究課題名（和文） 金属含有体の検査を可能にする超低磁場MRI装置の開発

研究課題名（英文） Development of an ultralow field MRI system for metallic implant

研究代表者

関野 正樹（SEKINO MASAKI）

東京大学・大学院工学系研究科・准教授

研究者番号：20401036

研究成果の概要（和文）：MRI が苦手とする測定体の一つに、金属含有体がある。本研究では、MRI の磁場強度を従来の 10000 分の 1 のレベルまで下げることで、金属含有体の画像検査を可能にする MRI 装置の開発を、目的とした。磁気シールドおよび液体ヘリウム容器、画像取得用コイル、駆動回路を、新規に設計・製作した。SQUID の動作特性や感度を、理論と実験の両面から評価した。

研究成果の概要（英文）：Metallic implant causes distortion of images in conventional MRI. The purpose of this study is to develop an ultralow-field MRI system which enables us to obtain images of samples with metallic implants. A magnetic shield, a liquid-helium dewar, imaging coils, and driving circuits were newly developed. The characteristics of the SQUID was evaluated theoretically and experimentally.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2009 年度	16,100,000	4,830,000	20,930,000
2010 年度	3,600,000	1,080,000	4,680,000
2011 年度	2,000,000	600,000	2,600,000
総計	21,700,000	6,510,000	28,210,000

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：人間医工学・医用生体工学・生体材料学

キーワード：超伝導材料・素子、計測工学、生物・生体工学、バイオ関連機器、磁気共鳴

## 1. 研究開始当初の背景

1T 以上の強磁場を用いることが多い従来の MRI 装置は、測定対象となる人体がインプラントやペースメーカーのような金属を含む場合、発熱によって周辺組織に障害を与える危険性があるほか(1)、信号の消滅などの問題が生じる。信号の消滅を起こす原因は大きく二つに分けられ、一つ目は金属とその周辺の身体組織との磁化率の差異、二つ目は金属から発生する渦電流である。

金属とそれを囲む組織との磁化率が異なると、そこから磁場が不均一になり、画像の歪みが発生する。ある磁化率の差に対して、

磁場を弱くする事によって、物質の境界での歪みを減らすことができることが知られている。また、励起パルスを加えるときに、金属に誘導された渦電流によって、NMR 信号が遮蔽され、画像の歪みが発生する。測定対象に与える磁場を低く抑え、身体組織から発生する NMR 信号の周波数を低くすることによって、金属内へ浸透する深さが伸び、金属の影響を受けずに NMR 信号を取得できる。

## 2. 研究の目的

本研究では、SQUID を用いた MRI 用信号検出器と、磁気シールドボックスを開発した。

小動物などの MRI 測定を想定しており、ヒトの脳磁図計測用の磁気シールドルームに比べて、コンパクトな構成が特徴である。磁気共鳴信号を模擬した磁場を、外部コイルから SQUID 検出器に加えて、測定を行った。

### 3. 研究の方法

SQUID は超電導状態で動作するため、液体窒素や液体ヘリウムなどの冷媒を断熱保持するデュワーの中に組み込まれて、使用される。

実験に用いたデュワーは、外板が繊維強化プラスチックで作られ、全ての部品を非磁性材料で構成するとともに、金属の使用量が可能な限り抑えられている。デュワーの構造図と写真を図 1 に示す。デュワーは 2 層構造の真空容器であり、その間に断熱のためのスーパーインシュレーションが施されている。真空引きは、油拡散ポンプによって行う。デュワーの下部にピックアップコイルが位置し、磁場を検出する。空の状態のデュワーの質量は 10 kg、デュワーに入る液体ヘリウムの容量は 7.5 リットルであった。

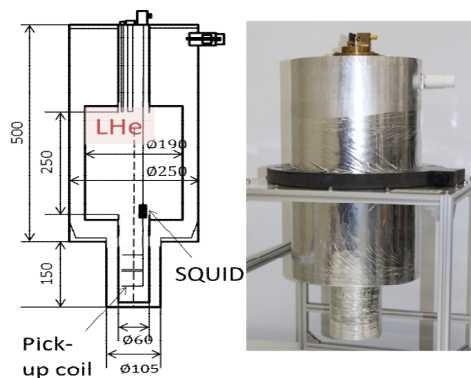


図 1 デュワーの構造と外観

SQUID は、ジョセフソン接合を有する超電導リングを利用して、鎖交磁束を電圧に変換する機能を持つ。超電導体の特徴の一つである量子効果により、リングを貫く磁束  $\Phi$  と電圧  $V$  との関係は周期的になる。

しかしながら、外部からの磁場に対して周期的な信号が出力される場合、SQUID の鎖交磁束と出力電圧の関係が 1 対 1 の対応にならないため、測定が困難である。そのため、増幅器と積分器で構成される回路からフィードバックをかけて、外部からの鎖交磁束と等しい大きさで逆向きの磁束を加え、超電導リングの磁束をゼロに維持する。この回路を FLL (flux locked loop) と呼び、結果的に、外部から印加される磁場に比例した電圧を出力する。

外来ノイズの影響を抑えるために、全ての実験を磁気シールドボックスの中で行った。シールドボックスは 2 層のパーマロイを有し

ており、床の鉄筋等の影響を防ぐために、アルミニウムで作られた非磁性架台の上に固定されていることが特徴である。

NMR 信号は、水素原子核の歳差運動によって発生する磁気信号であり、MRI 撮像の元になる信号である。NMR 信号を取得するために、磁気シールドボックスの中に一式のコイルを設置した。その様子を図 2 示す。

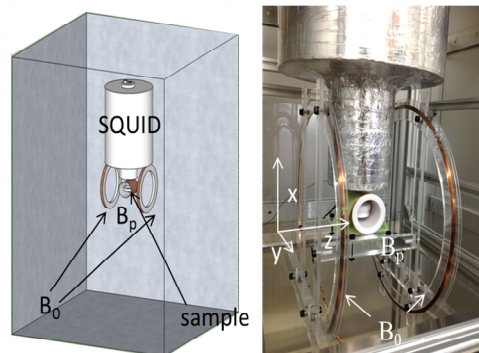


図 2 デュワーと分極コイル、 $B_0$  コイルの配置

SQUID センサのピックアップコイルの下にサンプル(水、10 ml)を収容可能な分極コイル  $B_p$  を設置し、その両側に NMR 歳差運動を誘起する  $B_0$  コイルを固定した。全てのコイルは、独自開発した回路を用いて駆動し、バッテリーから給電した。

$B_0$  コイルは半径が 15 cm のヘルムホルツ型であり、ボビンを非磁性の亚克力樹脂で製作した。NMR 信号を取得するためには、 $B_0$  コイルから均一度の高い磁場を発生することが求められる。そのため、サンプルが置かれる周辺の  $z$  軸方向 4 cm の磁場分布の計算と均一度の計算を行い、コイルの間隔を 15.2 cm と決定した。

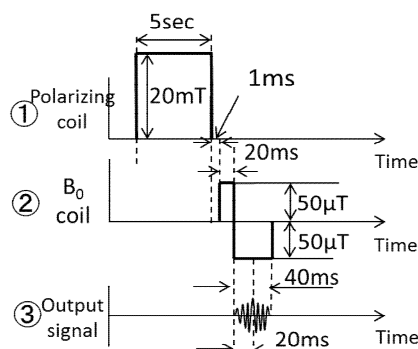


図 3 分極コイルと  $B_0$  コイルのパルスシーケンス

NMR 信号を取得するために、測定対象を含む水素原子を歳差運動させる必要があり、図 4 のようなパルスシーケンスを使用した。図 3 の  $y$  方向に分極コイルから 20 mT を発生

させた後に、 $B_0$  コイルから  $z$  方向と  $-z$  方向に地磁気とほぼ等しい  $50 \mu\text{T}$  を発生させた。また、図 3 ようなパルスが印加された条件でサンプルの磁化の計算を行った。サンプルの磁化の計算結果は  $6.58 \times 10^{-5} \text{ A/m}$  であった。

磁化計算の結果から、サンプルから発生する磁束密度を、見積もることができた。その磁場強度の約 10 倍に相当する約  $30 \text{ pT}$  の磁場を、 $B_0$  コイルと  $B_0$  コイルを外した条件で発振器と作成したコイルを用いて発生させた。図 5 のように、サンプルとピックアップコイル間の距離と等しく  $5 \text{ cm}$  離れたところから SQUID に与えることによって、低磁場を用いた NMR 信号に対する出力信号の大きさを予測出来た。

次に、 $B_0$  コイルと分極コイルを配置した後に、実際にサンプルを置く場所に、サンプルの容器と等しい大きさ(半径  $16 \text{ mm}$ 、高さ  $8 \text{ mm}$ )のコイルを置いて、分極コイルの内部から磁場を発生した。磁場の強さはサンプルから発生すると予測される磁束密度と等しい強さ、また水素原子核のラーモア周波数と等しい  $2 \text{ kHz}$  の周波数で振動する磁場を与えた。この実験によって、分極コイルの遮蔽効果を評価した。その様子を図 4 に示す。

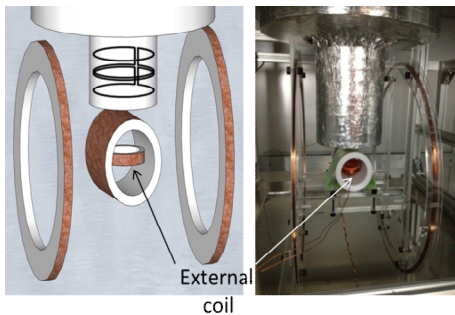


図 4 分極コイルの内部に置いたコイルからの磁場印加

#### 4. 研究成果

SQUID の電流-電圧特性と電圧-磁束特性の測定を行った。ジョセフソンリングを貫く磁束が存在しない場合 (FLUX  $0 \text{ Wb}$ ) と、約  $7.25 \times 10^{-15} \text{ Wb}$  の磁束がリングを貫く場合 (FLUX  $7.25 \times 10^{-15} \text{ Wb}$ ) について、ジョセフソンリングに流れるバイアス電流とその両端にかかる電圧を測定した結果を図 5 に示す。それぞれ約  $-16 \mu\text{A}$  から  $16 \mu\text{A}$  と  $-8 \mu\text{A}$  から  $8 \mu\text{A}$  の間で、両端に生じる電圧がゼロとなる超電導状態が観測された。

ジョセフソンリングに超電導電流の最大値よりも大きな一定のバイアス電流 ( $17.54 \mu\text{A}$ ,  $18.63 \mu\text{A}$ ,  $19.18 \mu\text{A}$ ) を流した状態で、リングを貫く磁束を変えた場合の、リングの両端に生じる電圧の変化を測定した結果を図 6 に示す。図 5 から見ると、図 6 に相当する異なるバイアス電流値の FLUX  $0 \text{ Wb}$  と FLUX

$7.25 \times 10^{-15} \text{ Wb}$  の間の電圧の値を取り、変化する磁束に対して、電圧は振幅が約  $35 \mu\text{V}$  で周期的に変化することが観測された。

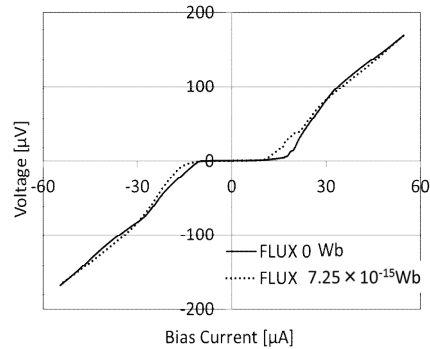


図 5 SQUID の電流-電圧特性

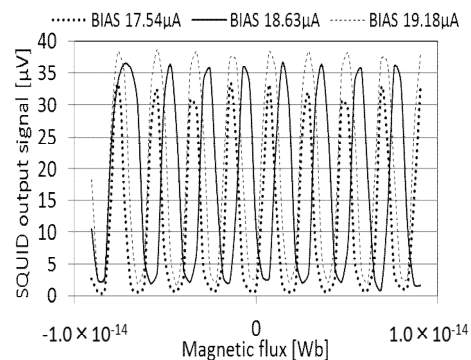


図 6 SQUID の磁束-電圧特性

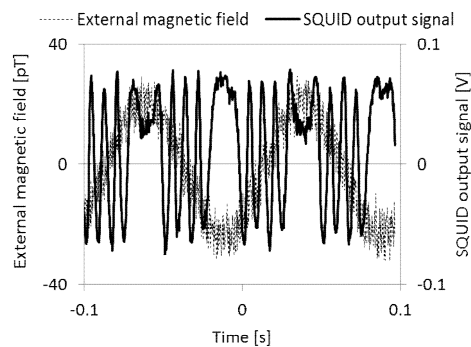


図 7 外部磁場と SQUID 出力 (FLL フィードバック off)

サンプルの磁化は、 $6.58 \times 10^{-5} \text{ A/m}$  であった。この結果から、 $10 \text{ ml}$  の水を含む半径  $16 \text{ mm}$ 、高さ  $8 \text{ mm}$  の容器から SQUID のピックアップコイルにかかる磁束密度を計算すると、 $5 \text{ cm}$  の距離において  $3.08 \times 10^{-12} \text{ T}$  であった。

発振器とコイルを用いて、計算結果に相当する  $10 \text{ Hz}$  で振動する最大磁場強度は  $3.0 \times 10^{-11} \text{ T}$  の外部磁場と、それを SQUID センサのピックアップコイルに与えたときの出力信号を、図 7 に示す。これは FLL 回路のフィードバックを動作させない場合の結果で

あり、外部磁場に対して、SQUID センサの出力信号は約 150 mV の振幅を持つ周期関数であったため、検出範囲内であると考えた。

続いて、FLL フィードバックを有効にして、等しい外部磁場を与えた結果を、図 8 に示す。外部磁場の強度に比例した SQUID の出力信号が得られ、出力電圧の最大値は 0.6 V であった。FLL フィードバックを有効にした場合、外部磁場に SQUID の出力信号が比例するため、3 pT の外部磁場を与えた場合、30 mV の出力信号が発生すると考えられる。この結果はノイズレベルを考慮しても、十分に検出可能である。

分極コイルの中にコイルを入れ、水素原子核の NMR 周波数と等しい 2 kHz で振動する約 3 pT の磁場を与えた結果を、図 9 に示す。FLL フィードバックは有効であったため、変動する外部磁場に比例した出力信号が得られた。

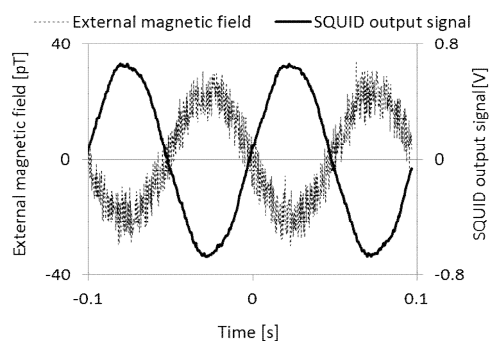


図 8 外部磁場と SQUID 出力 (FLL フィードバック on)

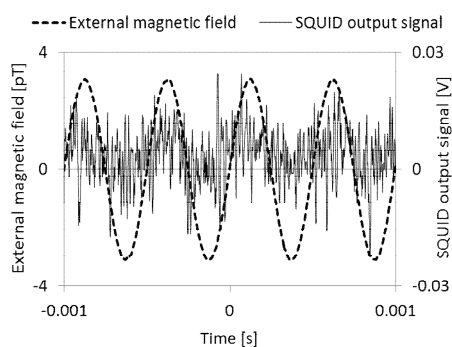


図 9 分極コイルの内部に置いたコイルから発生させた磁場と SQUID 出力 (FLL フィードバック on)

SQUID は極めて微弱な磁場に対して感度を有するので、ノイズをいかに抑制するかが重要である。今回の実験では、磁気シールドボックスへの収容、アルミ蒸着フィルムによるデューワーのシールド、コイル駆動回路のバッテリー給電等の様々な工夫を施した。しかし、目標としているフェムトテスラ単位の磁場

の検出には、まだ到達していない。ノイズ混入に関与し得るのは、シールドボックスの外からコイルのケーブルを通して入る経路、シールドボックスの側面のコネクタ盤から入る経路等である。さらにノイズを低減するために、分極コイルと  $B_0$  コイルの駆動回路をシールド材で覆うことや、ケーブルのシールド強化などを考えている。

本研究では、low-Tc SQUID と、分極コイルおよび  $B_0$  コイルを用いた MRI 用信号検出器、ならびに磁気シールドボックスを開発した。91 ppm の高い均一度を持つ静磁場において、磁気共鳴信号と等価な周波数と磁束密度を持つ磁場を、発振器を用いて外部コイルから SQUID 検出器に加え、測定を行った。その結果、1 pT の微弱な磁場の検出に成功した。しかし、ノイズの影響がまだ相対的に大きいため、ノイズをさらに抑制する対策を行い、SQUID の検出感度を向上させるとともに、実際の NMR 信号の測定を行う予定である。

## 5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔雑誌論文〕 (計 2 件)

- ① M. Sekino, H. Yasuda, A. Miyazoe, and H. Ohsaki, "Concentric slitting of a ring-shaped bulk superconductor for a reduction in circumferential inhomogeneity of the trapped magnetic field," *IEEE Transactions on Applied Superconductivity*, vol. 21, pp. 1588-1591, 2011 (査読有).
- ② M. Takeuchi, D. Kim, M. Sekino, S. Ueno, H. Ohsaki, and N. Iriguchi, "Subvoxel limits of magnetic resonance angiography: One-dimensional case," *Journal of Applied Physics*, vol. 107, pp. 09B326, 2010 (査読有).

〔学会発表〕 (計 9 件)

- ① T. Woo, M. Nagase, H. Ohsaki, and M. Sekino, "Development of a SQUID system for ultralow-field MRI measurement," *International Symposium on Applied Electromagnetics and Mechanics*, Quebec, Canada, 1 August 2013.
- ② T. Woo, M. Nagase, and M. Sekino, "A low-Tc SQUID system for ultralow-field MRI," *Seoul National University-University of Tokyo Joint Seminar*, Seoul, Korea, 14 March 2013.
- ③ 禹泰城, 長瀬まさえ, 関野正樹: 超低磁場 MRI 用の SQUID システムの基礎研究. 電気学会マグネティクス研究会, 東京, 2013 年 2 月 28 日.

- ④ M. Sekino, H. Ohsaki, and H. Wada, "Novel superconductor configurations for MRI magnets," 24th International Symposium on Superconductivity, Tokyo, Japan, 26 October 2011.
- ⑤ M. Sekino, H. Yasuda, and H. Ohsaki, "Concentric slitting of a ring-shaped bulk superconductor for a reduction in circumferential inhomogeneity of the trapped magnetic field," Applied Superconductivity Conference, Washington DC, 4 August 2010.
- ⑥ 関野正樹: MRI と光脳機能イメージングの融合が持つ可能性. JST 戦略的イノベーション創出推進事業のためのワークショップ「脳, 神経等の疾患を対象とした安全なイメージング技術・機器開発」, 東京, 2010年3月25日.
- ⑦ N. Boulant, M. Sekino, M. Cloos, A. Amadon, and M. Luong, "T1 and T2 effects during RF pulses in MRI sequences," 7th Bi-Annual High Field Workshop, Minneapolis, USA, 9 October 2009.
- ⑧ 竹内道広, キムドンミン, 関野正樹, 上野照剛, 大崎博之, 入口紀男: スピンエコー法による MR 画像の定量化誤差の検討. 第 37 回日本磁気共鳴医学会大会, 横浜, 2009年10月2日.
- ⑨ 関野正樹, N. Boulant, M. Luong, A. Amadon, 大崎博之, D. Le Bihan: 7T 装置でのパラレル送信において RF 照射中の緩和が信号均一度に与える影響. 第 37 回日本磁気共鳴医学会大会, 横浜, 2009年10月1日.

[その他]

ホームページ等

[http://www.bee.t.u-tokyo.ac.jp/index\\_j.html](http://www.bee.t.u-tokyo.ac.jp/index_j.html)

## 6. 研究組織

### (1) 研究代表者

関野 正樹 (SEKINO MASAKI)  
東京大学・大学院工学系研究科・准教授  
研究者番号: 20401036

### (3) 連携研究者

大崎 博之 (OHSAKI HIROYUKI)  
東京大学・大学院新領域創成科学研究科  
研究者番号: 10203754  
上野 照剛 (UENO SHOOGO)  
九州大学・大学院工学研究院  
研究者番号: 00037988  
伊良皆 啓治 (IRAMINA KEIJI)  
九州大学・大学院システム情報科学研究院  
研究者番号: 20211758