高分解能 SQUID 磁束計の開発と特性評価

正員 小林宏一郎*

非会員 橋本 秀仁**

正員 川勝 真喜***

正員 内川 義則**

Development and Characteristic Evaluation of High Resolution SQUID Magnetometer

Koichiro Kobayashi*, Member, Hidehito Hashimoto**, Non-member, Masaki Kawakatsu***, Member,
Yoshinori Uchikawa**, Member

High resolution SQUID magnetometers had previously been developed which was designed for nerves, muscles, slices of brain tissue and small animals. In these SQUID system, diameters of the pickup coil were a few mm and the distances between the pickup coil and the outside surface of the dewar was a few mm. In this study, we developed a super high resolution SQUID magnetometer having higher spatial resolution than previous systems. In this system, diameter of the pickup coil is 200 μm , the distance between the pickup coil and the outside surface of the dewar is 800 μm . The typical system noise in the magnetic shielded room is $2.7\text{pT}/\sqrt{\text{Hz}}$ in the frequency from 1Hz to 10kHz.

We discuss features of the measurement system and the spatial resolution of this SQUID system using a current source model. It can be discriminated extreme of magnetic field pattern obtained from the meander line of 500 μm interval.

キーワード：高分解能 SQUID 磁束計，特性評価，空間周波数

Keywords : high resolution SQUID magnetometer, characteristic evaluation, spatial frequency

1. はじめに

SQUID 磁束計は，磁界計測装置の中で最も感度が良く，微小磁界の研究として，生体磁気計測を始め，非破壊検査や磁気顕微鏡として応用されている。中でも生体磁気計測装置として，多くのシステム⁽¹⁾⁽²⁾が開発されている。これらの目的の 1 つは，脳や心臓の電気的な活動源の推定や各種疾患に対する臨床応用である。臨床応用においては，各疾患と生体からの磁界発生メカニズムの関係を明らかにするため，小動物を対象とした基礎研究が必要である。しかし，多くの SQUID 磁束計は，人間の脳や心臓を対象としているため，検出コイルの直径が 15～25mm であり，小動物の計測には空間分解能が不足している。従って，高分解能

SQUID 磁束計の開発が望まれている。

高分解能 SQUID 磁束計において，測定対象を SQUID と同様に低温へ冷却して計測するタイプと測定対象は常温のまま計測するタイプがある。前者は，半導体などの磁気顕微鏡として利用され，後者より高い空間分解能（数 μm 程度）を有している。一方，後者は，測定対象を低温部から熱絶縁する必要があり，測定対象と検出コイルの距離が長くなる。これに伴い，検出コイルに鎖交する磁束が減少し，感度と空間分解が悪くなる。そのため，低温部における検出コイルの実装や小型化に伴う各種電氣的パラメータの設定に工夫が必要になる。

測定対象を常温のまま計測するタイプの高分解能 SQUID 磁束計は，Wiksw⁽³⁾，Buchanan⁽⁴⁾，Okada⁽⁵⁾，Kyuhou⁽⁶⁾，Iramina⁽⁷⁾らが開発し，神経や筋肉などの組織の計測およびラットの脳磁図，心磁図が計測されている。これらの高分解能 SQUID 磁束計は，検出コイルの直径が 3～5mm である。

本研究では，上述の高分解能 SQUID 磁束計よりもさらに高分解能を可能にする直径 200 μm の磁界検出コイルを有する SQUID 磁束計を開発した。開発した高分解能 SQUID 磁束計の空間分解能の評価を行い，電流モデルを用いた実験とシミュレーションより検討したので報告する。

* 岩手大学 工学部 福祉システム工学科
〒020-8551 岩手県盛岡市上田 4-3-5
Faculty of Engineering, Iwate University
4-3-5, Ueda, Morioka, Iwate 020-8551

** 東京電機大学大学院 理工学研究科
〒350-0394 埼玉県比企郡鳩山町石坂
Graduate School of Science and Engineering,
Tokyo Denki University
Ishizaka, Hatoyama, Hiki-gun, Saitama 350-0394

*** 東京電機大学 超電導応用研究所
〒270-1382 千葉県印西市武西学園台 2-1200
Applied Superconductivity Research Laboratory,
Tokyo Denki University
2-1200, Muzaigakuendai, Inzai, Chiba 350-0394

2. システム構成と改良点

本磁束計システムは、SQUID、クライオスタット(デュワー)、制御回路、非磁性ステージから構成されている。図1にクライオスタットと磁界検出コイル一体型素子(SQUID)を示す。クライオスタットの外装はアルミニウム、内装はアルミニウムと一部 FRP を使用し、外径は 220mm、高さ 290mm である。使用する液体ヘリウムは約 1 L で、連続 2 回以降のトランスファーを行った場合計測可能な時間は 10 時間程度である。

SQUID はトンネル型ジョセフソン接合を用いた Nb 系低温超電導のマグネトメータであり、磁界検出コイルの直径が 200 μm である。磁界検出コイルの開発において、従来の生体磁気計測システムのように SQUID と外付けタイプコイルとして磁氣的にカップリングを行うと、検出コイルが小さいため結合効率を稼ぐことができず、結果的に感度を得ることができなくなる。そこで、本磁界検出コイルは、SQUID 自体で検出コイルを構成している。また、磁界検出コイル (SQUID 自体) を 1 巻きで直径 200 μm に構成すると、SQUID のインダクタンス L がおよそ 400 pH となり、DC-SQUID の基本パラメータの 1 つであるインダクタンスパラメータ (β_L) が最適値 ($\beta_L = 1$) から大幅にずれてしまい $\beta_L = 6$ となる。その結果、正常な動作が行えなくなる。そこで本システムでは、検出コイルを 4 分割してそれぞれを並列に接続することで、 L を 1/16 のおよそ 25pH とし、 $\beta_L = 0.4$ とすることができ DC-SQUID の安定した駆動が可能となる。この時の磁界換算ノイズは、9.1 $\mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ である。また、計測磁界感度を上げるため、検出コイル (SQUID 自体) を測定対象に近づけることが有効である。そこで、本システムでは、SQUID を冷媒に直接浸すのではなく、液体ヘリウム槽へ熱的に接続させた無酸素銅製素子ホルダーに装着して真空中に設置することで、素子ホルダーの熱伝導を介して間接的に冷却する方法を用いた。このことにより、後述する検出コイル実装部とクライオスタット外壁間の距離を短くすることが可能となった。

制御回路は FLL 回路、アンプ・フィルタユニットから構

図1 クライオスタットと磁界検出コイル一体型 SQUID
Fig. 1. The dewar and the SQUID with pickup coil.

成され、計測可能な周波数帯域は DC~10kHz、感度は 154nT/V である。非磁性ステージは、セラミック製であり、測定平面である XY 軸方向へはコンピュータ制御により駆動できる。XY 軸方向への移動は、超音波リニアモータを用い、走査速度 50mm/s、測定範囲 60mm、位置決め精度 $\pm 1\mu\text{m}$ である。高さ方向である Z 軸方向への移動は、手動でありマイクロメータを用い、測定範囲 20mm、最小目盛 10 μm である。非磁性ステージは、計測用ソフトウェアと連動しており、測定範囲、間隔、時間を設定することにより自動計測が可能である。

3. 特性評価

〈3・1〉 システムノイズ 本磁束計のシステムノイズを評価するために、SQUID をニオブ管にてシールドしてノイズ計測を行った。計測されたノイズのパワースペクトラム密度を図2に示す。システムノイズは、ホワイトノイズレベルで 2.7 pT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ (1Hz~10kHz) である。

〈3・2〉 検出コイルとクライオスタット底部外壁間の距離 検出コイル実装部とクライオスタット底部外壁間の

図2 システムノイズのパワースペクトラム密度
Fig. 2. The power spectrum density of system noise.

図3 直線の電流線を作る磁界の検出特性
Fig. 3. The characteristics of detected magnetic flux obtained from the line current.

距離を求めるため、直線の電流線により生じる磁界の計測を行った。クライオスタット底部外壁より 100 μm 離れた直線の電流線に 1mA の電流を流したとき、計測された磁束を図 3 に示す。図 3 では、縦軸に計測した磁束より求めた磁束密度、横軸に直線の電流線の位置を 0mm とした測定点を示す。検出コイルと直線の電流線との距離は、(磁界の最大・最小値をとる測定点の距離) / 2 で表されるため、図 3 から得られた最大・最小の距離 1.80mm より、900 μm (1.8 / 2 mm = 0.9mm) である。したがって、検出コイルとクライオスタット底部外壁間の距離は、(検出コイルと直線の電流線の距離 : 900 μm) - (クライオスタット底部外壁と直線の電流線の距離 : 100 μm) = 800 μm である。

従来の高分解能 SQUID 磁束計において、検出コイルとクライオスタット底部外壁間の距離は、1,200 μm ⁽⁵⁾ から 5,000 μm ⁽⁷⁾ である。空間分解能は検出コイルと測定対象との

距離に影響を受けるため、本磁束計システムは、従来の高分解能 SQUID 磁束計と比較して高い空間分解能が得られることが分かる。また、小動物などの生体が発生する磁界は、ビオ・サバルの法則より距離の 2 乗で減衰するため、検出コイルとクライオスタット底部外壁間の距離が短いことは、磁場強度の点においても有効である。

〈3・3〉 シミュレーションによる空間周波数 計算機シミュレーションにより、直線の電流線から生じる磁界を本検出コイルで計測した磁束について空間周波数の検討を行った。検出コイルと直線の電流線の距離を 800 μm 、磁界検出コイル径 a を 0.2, 0.5, 1.0, 5.0mm とし、それぞれのコイルにより計測される磁束の検出特性 (以後、磁界検出特性と呼ぶ) を図 4(a) に示す。

ここで測定点 n における磁束密度を $x(n)$ とおき、式(1)の離散フーリエ変換を行うと、空間周波数 $k=1/n$ とするパワー $X(k)$ と表すことができる。

$$X(k) = \sum_{n=1}^N x(n) \exp\left(\frac{-j2\pi(k-1)(n-1)}{N}\right), \quad 1 \leq k \leq N$$

..... (1)

空間分解能の評価として、式(1)を用いそれぞれの検出コイルにより計測される磁束の空間周波数特性⁽⁸⁾を図 4(b) に示す。図 4(a),(b)は、空間分解能の比較を目的としているため、最大強度で正規化を行い、百分率で示している。

図 4(a)を見ると、コイル径 a が 0.2~1.0mm では同様な磁界検出特性となり、50%の強度を持つ範囲 (半値幅) は約 6.0mm である。 a が 5.0mm 程度の大きになると半値幅が約 10.4mm となり広い範囲で感度を持つ事がわかる。磁界検出コイル径 a が大きくなるにつれて、感度を持つ範囲が大きくなる事が分かる。図 4(b)の空間周波数特性において、強度が 50%になる時の値を比較すると、コイル径 a が 0.2~1.0mm では空間周波数が約 95 m^{-1} であるが、 a が 5.0mm では約 66 m^{-1} となる。つまり、コイル径が大きくなると、より広い範囲の磁界に感度を持つため、検出磁束の空間周波数が低下して空間分解能が悪くなる。

4. 評価実験

本磁束計システムの空間分解能の評価として、2つの平行線に電流が同方向に流れる時、逆方向に流れる時 (ミアンダライン)、およびツイステドケーブル (より線で逆方向電流) の3つの実験を行った。電流線に 1mA の電流を流し、クライオスタット底部外壁より 0.5mm 以下 (線がクライオスタットに触れない程度) に離れた時の磁界を計測した。

〈4・1〉 同方向電流の平行線からの磁界計測 2つの平行線に同方向に電流を流した時に計測された磁束を図 5 に示す。縦軸は正規化した磁束密度を表し、横軸は2つの平行線の中央を 0mm とした測定点を表している。また図 5 は、同方向の平行線の間隔を(a)2.50mm, (b)3.13mm とした時であり、実験値 (実線) と理論計算値 (破線) を示し

(a) 磁界検出コイルの直径を変化させた時の検出特性
(a) The characteristics of detected magnetic flux by the various diameter of pickup coils.

(b) 空間周波数特性
(b) The characteristic of spatial frequency.

図 4 磁界検出特性と空間周波数特性

Fig. 4. The characteristics of detected magnetic flux and spatial frequency.

(a) 2.50 mm 間隔
(a) 2.50 mm interval.

(b) 3.13 mm 間隔
(b) 3.13 mm interval.

図 5 同方向の電流線作る磁界の検出特性

Fig. 5. The characteristics of detected magnetic flux obtained from two lines current oriented in the same direction.

ている。図 5(a)を見ると、理論計算値で 2 つの平行線の中央付近で、磁界の正負の反転（横軸の負側で磁界が負になり、横軸の正側で磁界が正になる）を確認できている。この時、2 つの同方向の平行線が分離可能になる。実験値では、2 つの平行線の中央付近で、磁界の正負の反転は見えないものの、磁界の変化（直線的でない様子）が捕らえられている。

図 5(b)を見ると、理論計算値と実験値ともに 2 つの平行線の中央付近で磁界の極大・極小が確認でき、2 つの同方向の平行線が分離可能となる。

〈4・2〉 ミアンダライン（逆方向電流線）からの磁界計測 図 6 に実験で使った間隔 500 μ m のミアンダライン（逆方向の電流線）の模式図と計測された磁束を示す。縦軸は計測した磁束より求めた磁束密度、横軸は測定位置を表し、図中の丸で囲まれた数字 ①、②、③ はそれぞれ対応する位置を表している。図 6 を見ると、磁束密度は、

図 6 500 μ m 間隔のミアンダラインと計測結果

Fig. 6. The meander line of 500 μ m interval and the result of measured magnetic flux.

(a) ツイストペアケーブル
(a) A twist pair line current.

(b) 等磁界線図
(b) the isofield contour map.

図 7 ツイストペアケーブルと等磁界線図

Fig. 7. The twist pair line current and the isofield contour map.

ミアンダラインの①、②、③に対応した位置で極大、極小、極大の変化を示し、逆方向の電流線が分離できている事が分かる。ミアンダラインは、電流線の間隔の短い場合でも発生する磁界の変化が大きい例である。このように逆方向を流れる電流であれば、500 μ m の短い間隔でも分離ができる。

〈4・3〉 ツイストペアケーブル（より線）からの磁界計測 図 7 に実験で使ったツイストペアケーブルと等磁

界線図を示す。

図 7 (b) の等磁界線図は、図 7(a) のツイストペアケーブルに逆方向の電流 1mA を流し、サンプリング間隔 100 μ m で計測した結果である。図 7(b) において、黒い破線がツイストペアケーブルを模式的に表し同図の矢印が電流の流れる向きを、濃淡と白い細線が磁束密度の強度を表している。ツイストペアケーブルに逆方向の電流を流すと、逆向きに流れる電流によって磁界を相殺し、外部に磁場を発生しにくい条件である。しかし、図 7 (b) を見ると、磁界の湧き出し、吸い込みを捉えることができ、本磁界計測システムが高い空間分解能を有することが分かる。

5. まとめ

高分解能 SQUID 磁束計の開発を行い、その特性評価を行った。本計測システムは、磁界検出コイルの直径 200 μ m、磁界検出コイルとクライオスタット底部外壁間の距離 800 μ m、システムノイズは 2.7pT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ (1Hz $\sim$ 10kHz) である。計算機シミュレーションより、磁界検出コイルの直径を変化させた時の空間分解能の検討を行い、本検出コイルでは、磁界検出特性より 50% の強度を持つ範囲は約 6.0mm、空間周波数特性より強度が 50% になる時の空間周波数は約 95m $^{-1}$ である。また、評価実験として、同方向に流れる電流線から発生する磁界計測を行い、電流線の間隔が 2.50mm の時 2 つの電流線は分離が可能である。間隔 500 μ m のミランダラインから発生する磁界計測を行い、計測された磁束の極大・極小になる変化より、間隔 500 μ m の電流線の分離ができた。ツイストペアケーブルから発生する磁界計測を行い、磁界の湧き出し、吸い込みを捉えることができた。本磁界計測システムは、従来の高分解能 SQUID 磁束計に比較してさらに高分解能であることを示した。

本研究は、東京電機大学ハイテクリサーチセンター研究助成の下で行った。

最後に本研究を進めるにあたり、SQUID 磁束計の製作および貴重なご助言を下されたセイコーインスツルメンツ株式会社 小田原成計氏、茅根一夫氏に心から感謝の意を表します。また、磁界計測に協力してくれた東京電機大学大学院生 佐々木聡君に感謝いたします。

(平成 14 年 9 月 30 日受付、平成 15 年 5 月 26 日再受付)

文 献

- (1) A.I. Ahonen, M.S. Hämäläinen, and M.J. Kajola : "A 122-channel magnetometer covering the whole head", in *Proc. Satel. Symp. Neurosci. Technol., 14th Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, Lyon, pp. 16-20 (1992)
- (2) D. Cheyne, J. Vrba, and D. Crisp : "Use of an unshielded 64-channel whole-cortex MEG system in the study of normal and pathological brain function", in *Proc. Satel. Symp. Neurosci. Technol., 14th Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, Lyon, pp. 46-50 (1992)
- (3) J.P. Wikswo, R.N. Friedman, A.W. Kilroy, J.M.V. Egeraat, and D.S. Buchanan: "Preliminary measurements with microSQUID",

Advances in Biomagnetism, Plenum Press., New York, pp. 681-684 (1989)

- (4) D.S. Buchanan, D.B. Crum, D. Cox, and J.P. Wikswo : "MicroSQUID: A close-spaced four channel magnetometer", *Advances in Biomagnetism*, Plenum Press., New York, pp. 677-679 (1989)
- (5) Y.C. Okada, S. Kyouhou, A. Lahteenmaki, and C. Xu : "A high-resolution system for magnetophysiology and its applications", *Biomagnetism: Clinical aspects.*, Elsevier, Netherlands, pp. 375-383 (1992)
- (6) S. Kyouhou and Y.C. Okada : "Detection of magnetic evoked fields associated with synchronous population activities in the transverse CA1 slice of the guinea pig", *J. Neurophysiol.* Vol. 70, pp. 2665-2668 (1993)
- (7) K. Iramina, B. Hong, S. Uchida, K. Goto, and S. Ueno : "Measurements of biomagnetic fields using a high-resolution dc superconducting quantum interference device magnetometer", *J. Appl. Phys. AIP*, Vol.83, No.11, pp. 6465-6467 (1998)
- (8) P.C. Ribero, A.C. Bruno, and C.C. Paulsen : "Spatial Fourier transform method for evaluating SQUID gradiometers", *Rev. Sci. Instrum.*, Vol. 58, pp. 1510-1513 (1987)

小 林 宏一郎

(正員) 1968 年 4 月生。94 年 3 月東京電機大学大学院理工学研究科応用電子工学専攻修士課程修了。同年、池上通信機(株)に入社。95 年東京電機大学理工学部応用電子工学科助手。98 年同大学超電導応用研究所助手。02 年岩手大学工学部福祉システム工学科講師、03 年同助教授。微小生体信号の計測と信号処理に関する研究に従事。博士(工学)。日本 ME 学会、応用磁気学会等に所属。

橋 本 秀 仁

(非会員) 1978 年 6 月生。01 年 3 月東京電機大学理工学部応用電子工学科卒業。同年同大学院理工学研究科応用電子工学専攻修士課程入学。脳波、生体磁気の計測と信号処理に関する研究に従事。応用磁気学会に所属。

川 勝 真 喜

(正員) 1970 年 2 月生。97 年 3 月東京電機大学大学院工学研究科電子工学専攻博士後期課程修了。博士(工学)。同年同大学電子工学科助手。98 年同大学超電導応用研究所助手。02 年より同大学情報環境学部講師。生体磁気計測システムの開発やその周辺技術に関する研究に従事。生体磁気学会、日本 ME 学会に所属。

内 川 義 則

(正員) 1949 年 11 月生。79 年 3 月東京電機大学大学院工学研究科博士課程修了。同年 4 月同大学工学部助手。81 年東京大学工学部助手。83 $\sim$ 85 年旧西ドイツ国立物理工学研究所研究員などを経て現在、東京電機大学理工学部教授。03 年同大学フロンティア共同研究センター長。工学博士。微小生体信号の計測と信号処理に関する研究に従事。IEEE、日本 ME 学会等に所属。