

生体磁場計測に向けた低磁気異方性電極強磁性トンネル接合

加藤 大樹¹, 大兼 幹彦¹, 藤原 耕輔¹, 城野 純一², 永沼 博¹, 桂田 弘之², 安藤 康夫¹
(東北大院工¹, コニカミノルタ²)

Magnetic Tunnel Junctions with Low Magnetic Anisotropy Electrodes for Bio-magnetic Field Measurement

D. Kato¹, M. Oogane¹, K. Fujiwara¹, J. Jono², H. Naganuma¹, H. Katsurada and Y. Ando¹
(Tohoku Univ.¹, Konicaminolta²)

背景

微小な生体磁場(心磁場: 10^{-8} 、脳磁場: 10^{-10})の計測により、病気の早期診断や高次機能解明を行える。しかし、生体磁場を実用レベルで測定可能な磁場センサは SQUID のみであり、液体ヘリウムによる冷却が必要で、デュワー等によるサイズの大型化などの問題点を有している。そこで、トンネル磁気抵抗(TMR)効果を用いた強磁性トンネル接合(MTJ)素子を用いた生体磁場計測に期待が集まっている。MTJは室温動作可能であり、素子の微細化が可能であるため、センサユニットを小型化、低ランニングコスト化することが可能である。これまでの研究において、低異方性磁場を有する CoFeSiB (30 nm)/Ru/CoFeB フリー層を用いた MTJ において最大 40%/Oe の磁場感度(TMR 比/ $2H_k$, H_k : 異方性磁場)を達成している¹⁾。しかし、生体磁場計測を行うためには、さらなる高感度化(脳磁場計測には最低でも 100%/Oe 以上)が必要である。本研究では、異方性磁場をさらに低減させて磁場感度を向上させるため、CoFeSiB 膜厚の最適化を行った。

実験方法

超高真空マグネトロンスパッタ装置を用い、熱酸化膜付シリコン基板の上に MTJ 薄膜を作製した。MTJ の膜構成は Si, SiO₂ subs./Ta (5)/Ru (10)/ Ta (5)/Co_{70.5}Fe_{4.5}Si₁₅B₁₀ ($t_{\text{CoFeSiB}} = 30, 50, 70, 100$)/Ru (0.4)/Co₄₀Fe₄₀B₂₀ (3)/MgO (2.5) /Co₄₀Fe₄₀B₂₀ (3)/Ru (0.85)/Co₇₅Fe₂₅ (5)/Ir₂₂Mn₇₈ (10)/Ta (5)/Ru (8) (in nm)である。フォトリソグラフィ法により 4 端子 MTJ 素子を作製した。磁場センサ型の線形的な磁気抵抗曲線を得るために、2 度の磁場中アニールにより MTJ のフリー層とピン層の磁化容易軸を直交させた。磁気抵抗曲線の測定は室温で直流 4 端子法により行った。

実験結果

1st アニール後全ての CoFeSiB 膜厚において 200%程度の高い TMR 比が得られた。一方で CoFeSiB 膜厚増加に伴い、磁化容易軸方向の保磁力(H_k)が減少した。これは CoFeSiB 膜厚増加により、CoFeSiB/Ru/CoFeB 構造において、CoFeSiB の磁化反転が支配的になることを意味している。また、2nd アニールを行うことで全ての膜厚において、磁化困難軸的な磁気抵抗曲線を得ることに成功し、CoFeSiB 膜厚を 100 nm とした素子において、最大 115%/Oe という磁場感度を得ることに成功した。この値はフラックスコンセントレータ等を使用しない、単一の MTJ において最大の磁場感度であり、MTJ を用いた生体磁場計測に向け大きく前進した。

謝辞

本研究は JST 研究成果展開事業「戦略イノベーション創出推進プログラム(S-イノベ)」、東北大学国際集積エレクトロニクス研究開発センター、JSPS 特別研究員奨励費(課題番号: 15J02067)の支援を受けて行われました。

参考文献

1) D. Kato *et al.*, Appl. Phys. Express 6, (2013) 103004

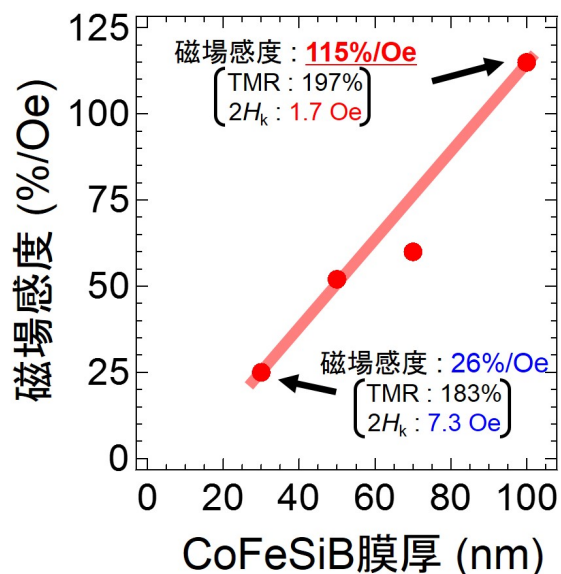


Fig.1 CoFeSiB thickness dependence of sensitivity

心磁計測のためのシェル分離型能動磁気シールド

下田健一朗 前田好章 加呂光 笹田一郎
(九州大学)

The separate-shell active magnetic shield for MCG measurement
Kenichiro Shimoda, Yoshiaki Maeda, Hikaru Karo, Ichiro Sasada
(Kyushu University)

1.はじめに

心臓磁界は低周波微小磁気信号のため、その計測には地磁気や電子機器等から発生する磁界を遮蔽する必要があり、磁気シールドが必要不可欠となる。我々は心磁計測を目指し、能動補償を組み合わせたシェル分離型磁気シールドを提案してきた⁽¹⁾。シェル分離型磁気シールドでは、フラックスゲートセンサで雑音磁界を検出し、シールド外部に設置したコイルによって補償磁界を発生させるフィードバック型の方法により能動補償を行っている。我々はフィードバック用センサをシールドの外に置く方がより効果的であることを見出した。また、これによって心磁計測に成功した。これらの成果について報告する。

2.実験方法

シェル分離型磁気シールドは多層のアモルファス素材で直径 65 cm、長さ 240 cm の円筒を間隔が 4 cm になるように上下に二分し、その半円の両端部に高さ 28 cm の平板をそれぞれ合わせ上部はスライドできる構造となっている。Fig.1 にシールドシェル断面と補償コイル配置、およびフィードバック用センサの配置を示す。フィードバック用のセンサをシェル内部に設置したときの内部雑音とシェル内部に設置した地点から 60 cm 鉛直上方向にフィードバック用センサを設置したときの内部雑音の比較を行う。このシールド中心から上に 60 cm という点は能動補償コイルに電流を流して補償磁界を発生させシールド中心磁界を 0 にした時、同じく磁界が 0 になる点である。またフィードバック用センサをシェル外部に設置したときの心臓磁界をフラックスゲートセンサを用いて計測を行う。

3.実験結果

フィードバック用センサをシェル内部に設置したときとシェル外部に設置したときの内部雑音の比較のグラフを Fig.2 に示す。1 Hz の雑音を比較するとシェル内部に設置したときが 35.8 pT/√Hz、シェル外部に設置したときが 10.2 pT/√Hz となり低周波の雑音を低減できることがわかった。また 60 Hz 付近の雑音も大きく低減できた。フィードバック用センサをシェル外部に設置したときの心磁計測の 1ch 分の結果を Fig.3 に示す。心電波形に同期して平均化し良好な心磁の計測例を示す波形が計測できた。

参考文献

- 1) I. Sasada and Y. Nakashima: "A new method of magnetic shielding: Combination of flux repulsion and backing up magnetic pathways," J. Appl. Phys, 103, 07E932 (2008)

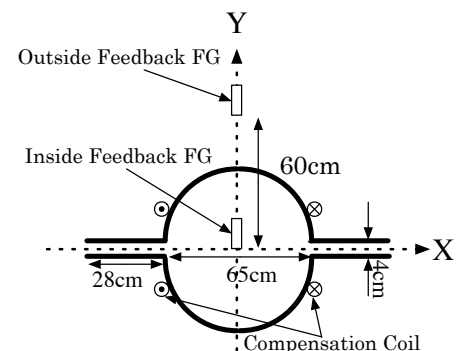


Fig.1 The position of the Feedback FG sensor

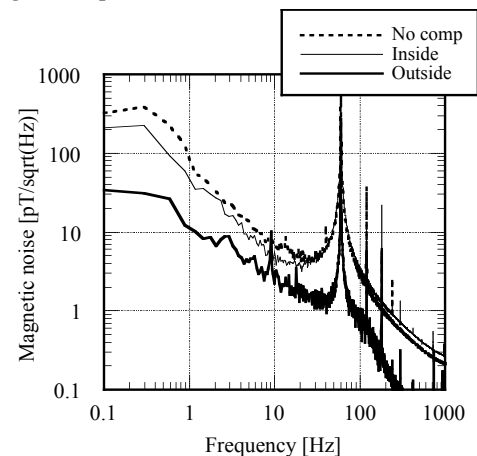


Fig.2 Magnetic noise spectra of sensor position inside and outside

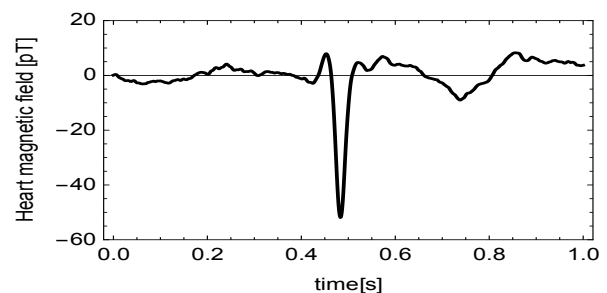


Fig.3 Waveform of the MCG

高感度 MI センサによる心磁場計測

浅野友佳理、内山剛、田島真吾*、奥田有記浩、中山晋介
(名古屋大学、*オレゴン州立大学)

Magnetic field measurement from the heart with supersensitive MI sensor

Y.Asano,T.Uchiyama,S.Tajima,Y.Okuda,S.Nakayama
(Nagoya Univ.,*Oregon State Univ.)

はじめに

現在、日本人の死因の第2位が心疾患であることと高齢者の増加による医療費の増大の問題があると考えられる。心磁図の利点として虚血性心疾患の診断や胎児の心臓の磁場測定に有効ということがある。これまで SQUID において 100pT 程度の心磁界が測定されているが⁽¹⁾、SQUID は液体ヘリウムを使用しているためランニングコストが高く装置が大きいといった問題がある。室温で動作するセンサとして FG センサ⁽²⁾や伝送線路型薄膜センサ⁽³⁾による心磁場計測の研究が行われている。MI センサもまた室温で動作するため、心磁場測定が可能であればコストの削減につながる事が考えられる。本研究ではシールドルームなしで MI センサによる心臓の磁場の測定を試みた結果を報告する。

実験方法

被験者は 20 代男性である。被験者にはベッドの上に俯せになってもらい、その下に MI センサを置いた。被験者に息を吸ってもらい、その後約 25 秒間息を止めた状態で心臓の磁場を測定した。このとき、同時に心電図も計測をした。得られたデータは遮断周波数 31.6Hz で移動平均をし、さらに基線の揺らぎを補正した。その後 5 秒以降のデータに対して加算平均を 10 回を行い、測定した磁場の代表的な波形を出した。体の表面とセンサのコイル上端との間隔は約 3mm とした。測定した磁界の方向は体に垂直な向きである。

実験結果

Fig.1 は心窩部から左に 4cm の位置、Fig.2 は心窩部から右に 4cm の位置における磁場を測定した結果である。心窩部から左 4cm の位置において心電図とよく似た波形が確認された。心窩部から右側 4cm の位置においては心電図と同期したピークはあるが、左側とは違った波形が観測された。今後は被験者の体勢を変えて測定を行うことと、体に近接して測定する予定である。

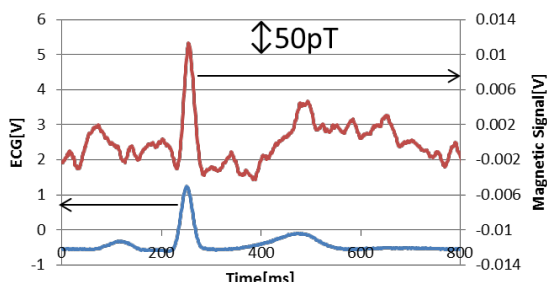


Figure 1 Magnetic signal recorded along with ECG at 4cm left of the pit of the stomach

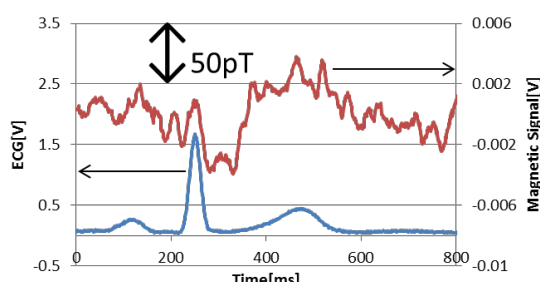


Figure 2 Magnetic signal recorded along with ECG at 4cm right of the pit of the stomach

参考文献

- 1) S H Liao, S C Hsu, C C Lin, H E Horng, J C Chen, M J Chen, C H Wu and H C Yang., "High-Tc SQUID gradiometer system for magnetocardiography in an unshielded environment". Supercond. Sci. Technol. 16, 2003, 1426-1429.
- 2) 原田翔夢, 笹田一郎, 韓峰 "一次元フラックスゲートアレイの製作と心磁界測定への適応", 電気学会論文誌 A Vol.133 No.6 pp333-338
- 3) 藪上信, 加藤和夫, 小澤哲也, 小林伸聖, 荒井賢一 "伝送線路型薄膜センサによる心磁界の多点計測", 電気学会論文誌 A, Vol.133 No.6 pp372-375

心磁図の空間フィルタを用いた信号源推定における 推定パラメータの検討

向口昂寿⁽¹⁾,小林宏一郎⁽¹⁾,吉澤正人⁽¹⁾,内川義則⁽²⁾

((1)岩手大学,(2)東京電機大学)

Examination of estimated parameter in signal source estimation using spatial filter for MCG

Akitoshi Mukaiguchi⁽¹⁾,Koichiro Kobayashi⁽¹⁾,Masahito Yoshizawa⁽¹⁾,Yoshinori Uchikawa⁽²⁾

((1)Iwate University,(2)Tokyo Denki University)

はじめに

近年、心臓疾患を早期発見する方法として、心臓の電氣的活動により生じる磁界を計測する心磁図が注目を集めている。心磁図の特長として計測磁界の歪みが少なく、多点同時計測が可能であることが挙げられる。このことから心磁図を用いて信号源推定(逆問題)を行い、心臓の活動部位を3次元的に推定することが可能である。脳活動の可視化に関しては、sLORETA (standardized LORETA)は信号最強点の推定精度が高く、多くの脳磁図解析に用いられているが、現状のsLORETAを心磁図へ応用すると、推定解は大きな広がりを持ち、信号源の深さによって推定解の広がりには差が生じる。本研究ではsLORETAを心磁図へ応用するために、空間フィルタの各パラメータを変更してシミュレーションを行い、推定精度について検討を行った。

実験方法

1辺15mmの立方体のボクセル1690個(平面方向に13個×13個、深さ方向に10個)を解析空間として1つのボクセルに電流ダイポールを設定し、これにより得られる磁界分布から信号源推定を行った。設定した電流ダイポールの向きは平面方向、強度は $1\mu\text{Am}$ とし、深さのみ変更した2パターン(0,0,-20)と(0,0,-110)のシミュレーションを行った。センサは175mm四方に64個、等間隔に配置されている。今回作成した空間フィルタは、深いボクセル位置のフィルタ係数の差を大きくするため、深さごとの最大値の比が伝達行列の最大値の比と等しくなるようにsLORETAの空間フィルタ係数に重みを乗じた。sLORETAおよび重みを乗じた時のシミュレーションを行った。

実験結果

信号源が浅い位置にある場合、作成した空間フィルタは、sLORETAの結果と同様に正しい位置の推定が行われた。一方Fig.1に示す信号源が深い位置にある場合、作成した空間フィルタは、信号最強点が深い位置に推定されるが、sLORETAの結果と比べると推定解の広がりが抑制された。このことから、空間フィルタの各パラメータを調整することで、推定された信号源の空間分布の広がりを抑制可能であることがわかる。

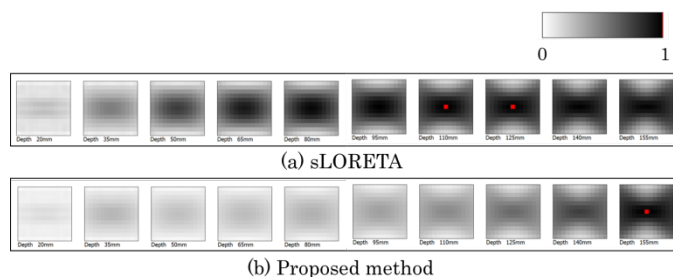


Fig.1 Simulation result of signal source estimate

参考文献

- 1) R.D. Pascual-Marqui : Methods Findings Exp. Clin. Pharmacol., 24, 5 (2002).

Component selection method of noise rejection based on Independent Component Analysis for MCGs

Morio Iwai(1), Koichiro Kobayashi(1), Masahito Yosizawa(1), Yoshinori Uchikawa(2), Francis M.Bui(3)

(1)Iwate University, (2)Tokyo Denki University, (3)University of Saskatchewan

[Background]

In recent years, a magnetocardiogram (MCG) measurement which can detect heart disease early has become important in clinical research. However, it is difficult to know the exact heart activity without noise rejection because MCGs are extremely small compared with the environmental magnetic noise. The most effective noise rejection method is that of using a magnetically shielded room (MSR). But, the MSR has problems on cost and weight. Then, MCG measurement without the MSR is desired.

To solve this problem, we studied noise rejection methods using independent component analysis (ICA). In many cases, noise rejection methods using ICA are performed qualitatively and manually because we must perform component selection with experimental judge from waveforms of components separated by ICA. We proposed new component selection method to carry out this process quantitatively and automatically.

[Algorithm]

The proposed method is based on average of autocorrelation function peaks. First, we calculate component's autocorrelation function which is time-shifted from 0 to T-1 seconds (T is measurement time and calculate blocks are 1 second). After getting autocorrelation function, we get that peaks and calculate average of that peak values. Finally, we distinguish noise from MCGs signal components using that value.

[Simulation]

We performed simulation to compare experimental judge from waveforms and the proposed method. Three simulation data (0, -10, -20 [dB]) this simulation used were made from row noise data and row MCGs signal data. These data were measured by using 64ch-SQUID magnetometer at the sampling frequency 500Hz.

[Result and Conclusion]

Fig.1 shows averages of peak values calculated from each components separated by ICA at 0 dB simulation data and those waveforms. Fig.2 shows averages of peak values calculated from each components separated by ICA at 0, -10, -20 dB simulation data and these averages are arranged in decreasing order. White bars indicate noise components by experimental judge from waveforms. Black bars indicate MCGs signal components by experimental judge from waveforms. Fig.1 and Fig.2 show first 8 components from high contribution ratio.

As shown in Fig.1, the proposed method can distinguish noise form MCGs signal components as experimental judge from waveforms. As shown in Fig.2, the boundary between peaks average of noise and MCGs signal components is 0.6 when simulation used simulation data at 0, -10, -20 [dB].

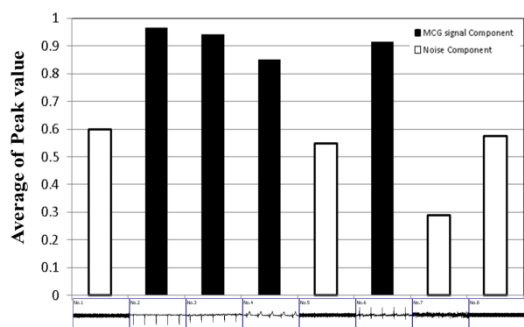


Fig.1 Average of peak values at 0dB

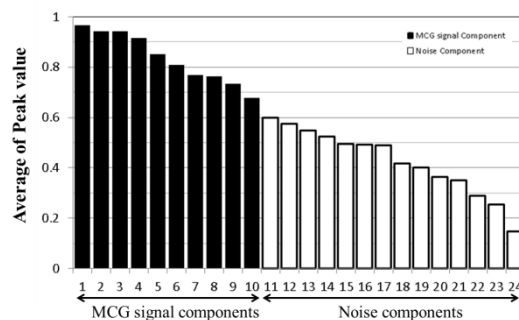


Fig.2 Average of peak values at 0, -10, -20 dB