生体磁場計測に向けた低ノイズ TMR 磁気センサの開発

藤原耕輔¹、大兼幹彦²、熊谷静似¹、有本直³、安藤康夫^{1,2} (¹スピンセンシングファクトリー(株)、²東北大、³コニカミノルタ(株)) Development of low-noise TMR magnetic sensor for bio-magnetic field measurement K. Fujiwara¹, M. Oogane², S. Kumagai¹, T. Arimoto³, Y. Ando^{1,2} (¹Spin Sensing Factory Corp., ²Tohoku univ., ³KONICA MINOLTA INC.)

はじめに

強磁性トンネル接合 (Magnetic Tunnel Junction: MTJ) を用いたトンネル磁気抵抗 (Tunnel Magneto-Resistance: TMR) センサは、室温動作する小型・低消費電力の磁気センサである。近年の TMR センサの高感度化により、人体の電気的活動に起因する生体磁場の室温下での計測に期待が高まっている。我々はこれまでに TMR センサを用いた心臓磁場(心磁図: MCG)や脳磁場(脳磁図: MEG)の計測を報告してきた¹⁾。一方で、TMR センサのもう一つの特徴である、広い磁場ダイナミックレンジを利用したウェアラブル・磁気シールドルームレスの生体磁場計測の実現には、TMR センサ自身のノイズ低減・シグナル向上と、環境ノイズのキャンセリング技術の確立が必要である。本講演では、TMR センサのノイズ・シグナル改善のための要素技術検討と、二つの TMR センサを用いた環境ノイズキャンセリングの検討結果について報告する。

実験方法と実験結果

TMR センサの作製に用いた MTJ 多層膜は超高真空スパッタリング装置を用いて成膜を行った。MTJ 膜は 絶縁層として MgO 層を用い、低ノイズ化のためフリー層に CoFeSiB/ Ru/ CoFeSiB の三層構造を用いた。 また、多数の MTJ を用いてアレイを形成することで、低周波数領域での大幅なノイズの低減を実現している。 加えて、MTJ アレイの近傍にフラックスコンセントレータと呼ばれる磁束の収束構造を配置することで、シ グナルを大幅に向上させた。以上、作製した TMR センサの磁場分解能は約 10 pT/Hz^{1/2}(@1 Hz)であった。

環境ノイズのキャンセリングを検討するため、二台の上記 TMR センサを作製し、50 mm 離して配置した。 環境ノイズは発生源が遠方にあると考えられるため、

それぞれのセンサ信号の差をとることで低減すること ができる。一方、計測の対象である生体磁場の場合、 人体を片方のセンサの近傍に配置しておくことで片方 のセンサのみが強く信号を出力するため、二台のセン サ信号の差には生体磁場の情報のみが残ることとなる (グラジオメータ)。Fig.1 に通常の会議室の環境ノイ ズ低減の検討を行った結果を示す。二台の Ch1・Ch2 の TMR センサ信号には、空調が原因であると考えられ る数 Hz、約1 nT の環境ノイズが観測されたが、それ ぞれのセンサ信号の差をとることでこのノイズ信号を 大幅に低減することができた。この低減後の環境ノイ ズを含んだ磁場分解能は約 40 pT/Hz¹²(@1 Hz)であり、 シールドルームを用いない通常の環境下で、心臓の脈 拍に伴う MCG の R 波信号 (数+ pT)を数十秒の計測 で観測することが十分に可能であると考えられる。

この研究の一部は、科学技術振興機構(JST)の S-イノベプログラムの支援によって行われた。

<u>参考文献</u>

1) K. Fujiwara et al., Appl. Phys. Express 11, 023001 (2018).



Fig.1 Output waveform of each channel of the TMR sensor.

シールドルーム不要の TMR センサアレイ心磁計測システム

中村威信,加藤静一,片岡誠,市村翔,益田征典,湯澤雅樹,森安嘉貴,岡武茂樹*,安藤康夫** (旭化成エレクトロニクス株式会社,*旭化成株式会社,**東北大学)

An MCG measurement system using TMR sensor array without an MSR

T.Nakamura, S.Kato, M.Kataoka, K.Ichimura, M.Masuda, M.Yuzawa, Y.Moriyasu, S.Okatake*, Y.Ando** (Asahi Kasei Microdevices Corp., *Asahi Kasei Corp., ** Tohoku University, Japan)

心臓の電気的活動として生じる磁場(心磁)の計測は、環境ノイズを低減するためにシールドルーム(MSR) 内で高感度な磁気センサを利用して行うのが一般的である。しかしながら、シールドルームは、大きい、重 い、価格が高いという課題があった。

我々は、一昨年提案した、高感度・高分解能かつ線形性が極めて優れているクローズドループ型のTMR センサデバイス¹⁾を多数採用することで、高精度な信号空間分離法(Signal Space Separation method)²⁾を適用 可能であり、信号処理のみによる環境磁場キャンセルにより、シールドルーム不要の心磁計測実現の可能性 を見出した。

そこで、上述の TMR センサデバイスを 96 個用意し、環境磁場を含めて 3 軸方向の磁場を計測でき、かつ、 人の胸部を覆うように配置したセンサアレイと専用の計測システムを作製した。

このセンサアレイ計測システムを用いて、オフィスビル内のシールドルームのない実験室において、環境 磁場を観測し、信号空間分離処理による環境磁場キャンセル性能を確認したものが Fig.1 である。実験室にお ける環境磁場は、20Hz、50Hz などに 1nT 以上の雑音が存在した (Fig.1(a))。この環境磁場計測結果に対して、 信号空間分離処理を行うと、それらの雑音は三重シールドルーム相当の低減ができた (Fig.1(b))。

我々はさらに同環境磁場下において、40代男性の心磁計測を実施した※。信号空間分離処理を適用後、50Hz ノッチフィルタ、ローパスフィルタ(Fc:100Hz)、及び、心電波形と同期した 60 拍分のデータを積算処理し たところ、左胸部近傍に置かれたセンサデバイスでの計測結果は Fig.2 のようであった。このセンサデバイス における R 波のピーク値は約 30pT、ノイズは 3pTrms であった。これにより、シールドルームが不要となり、 SQUID のように液体 He を必要としない室温動作の TMR センサデバイスで、安価な心磁計測装置の実現可能 性を実証した。

(※本研究における人の心磁計測実験は、旭化成内研究倫理審査会承認済み。)

<u>謝辞</u>

このシステム開発におきましては、スピンセンシングファクトリー株式会社より TMR センサをご供給頂いたことに深く感謝いたします。

参考文献

1) M.Masuda et al., 第 42 回日本磁気学会学術講演会概要集 13pA-2(2018)







Fig.1 Shield effect of environmental magnetic field noise.

Fig.2 MCG measurement result.

低 SNR 時における心磁図を用いたノイズ除去法の前処理の検討

岩井守生,三浦克哉,安倍正人,藤岡豊太,小林宏一郎 (岩手大学理工学部システム創成工学科)

Consideration of preprocessing of noise reduction method using ICA at low SNR.

M. Iwai, K. Miura, M. Abe, T. Fujioka, K. Kobayashi

(1) Department of System Innovation Engineering, Iwate University

<u>はじめに</u>

心磁図は、心疾患の診断に有効であり、近年臨床研究において注目されている.しかし、心磁図は環境磁 気ノイズに比べて非常に小さいため、ノイズ除去なしに心臓活動を正確に評価することは困難である.その ため現在多くの場合、独立成分分析(Independent Component Analysis:ICA)¹⁾を用いたノイズ除去が行われてい るが、心磁界成分に比べて磁気ノイズが非常に大きい場合、信号分離の妨げとなりノイズ除去が困難になる. そこで本研究では、適応フィルタ³⁾を用いて定常ノイズを除去したデータに対し ICA を行うことで、低 SNR 下における心磁図のノイズ除去精度の向上を目指しシミュレーションによる検討を行った.

提案方法

任意の周波数成分 f_n (環境磁気データに多く含まれる 50Hz 成分,およびその高調波)の正弦波信号を参照 信号としてフィルタ入力に用い,出力信号に存在する fn の正弦波信号のみを推定する.適応フィルタにより 推定された fn の正弦波信号を計測データから減算することによって,特定の周波数成分のみを除去する方法 である.

<u>シミュレーション結果</u>

本研究では3つのノイズ除去法[ICA,従来法(帯域通過フィルタ³⁾+帯域除去フィルタ³⁾+ICA),提案法 (適応フィルタ+ICA)]をシミュレーションにて比較・検討した.Fig.1に3つのノイズ除去法のSN比0,-10, -20,-30,-40[dB]のシミュレーションデータにおけるノイズ除去結果の比較を示す.ノイズが付加される前 のデータとの相関で評価しており,他の2つの方法と比較して提案法はほぼすべてのSN比帯で従来法より も高いノイズ除去精度を示した.特に低SNRになるほどその差は顕著となった(ICA:0.18,従来法:0.24, 提案法0.66).Fig.2にSN比-40dBのシミュレーションデータを用いた場合のノイズ除去結果を示す.Fig.2(a) に-40dBのシミュレーションデータ,(b)に提案方法によるノイズ除去後の波形を示す.図示している波形は 最もノイズ除去精度が高かった結果であり,相関係数は0.96である.図からもわかる通りSN比を大幅に改 善していることが分かる.これらのことより,提案方法が低SNR時のICAを用いたノイズ除去の前処理とし て有効であり,磁気シールドルー外での心磁図の計測の可能性が示唆されたので報告する.



Fig.1 Noise reduction results comparison.



参考文献

- 1) [詳解]独立成分分析 信号処理の新しい世界(著者: Aapo Hyva rinen, Juha Karhunen, Erikki Oja)
- 2) 藤岡豊太, 永田仁史, 安倍正人, 電子情報通信学会論文誌 A, Vol. J92-A No.2 pp.71-83, 2009
- 3) はじめて学ぶディジタル・フィルタと高速フーリエ変換(著者:三上直樹)

空間フィルタ法による心磁図の信号源推定における

センサ領域と解析空間に関する研究

成田青峰⁽¹⁾,岩井守生⁽¹⁾,孫文旭⁽²⁾,小林宏一郎⁽¹⁾ (1) 岩手大学,(2) 国立循環器病研究センター研究所 Study on senser plane and analysis space in signal source estimation with spatial filter method for MCG Seihou Narita(1), Morio Iwai(1), Wenxu Sun(2), Koichiro Kobayashi(1) (1) Iwate University (2) Research Institute, National Cerebral and Cardiovascular Center, Osaka Japan

はじめに

心疾患の早期発見を目指し,病変個所の特定を可能とする技術として心磁図を用いて心筋活動を3次元的 に可視化する技術が期待されている.心筋の活動(信号源)は広がりを持っているため,その広がりを持つ 信号源の推定に適した手法として空間フィルタ法がある.本研究では,空間フィルタ法の心磁図への応用を 目指し,計測されるセンサ領域と解析点による解析空間の関係性に着目した手法を提案する.実際に計測さ れた心磁図データを用いて解析空間の大きさを変更した信号源推定を行い検討した.

実験方法

Fig.1 に解析条件の模式図を示す. センサは 175mm 四方に 64 個, 等間隔に配置されている 64chSQUID 磁 束計を使用した.本研究では,心磁図データの R 波ピークにおける信号源推定結果に関して検討した. 解析 空間は 1 辺 8mm の立方体の解析点で以下に示す 2 パターンを用いて構成する. 心臓の大きさに合わせた解析 空間(x:15 個, y:15 個, z:10 個, xy 平面 120mm 四方)以下(a),およびセンサ平面と同等の大きさの解析空 間(x:22 個, y:22 個, z:10 個, xy 平面 176mm 四方)以下(b)とする. また本研究では,空間フィルタ法の 1 つである eLORETA を用いた.

実験結果

Fig.2 に解析空間(a),(b)の推定結果を示す.ひし形の枠がセンサ領域を表し,その下の直方体が解析空間を表す.塗りつぶされている部分が推定解(推定解最高強度の80%以上)を表す.解析空間(b)の内側の 直方体は解析空間(a)を表す.R波は心室の活動信号であり1つのまとまった領域の活動と考えられる.Fig.2 より解析空間(a)では推定解が2つに分離しており正しく推定できていない.一方,解析空間(b)は推定 解が1つのまとまった領域に推定されている.したがって,解析空間の領域を広くすることで推定精度を向 上させることが可能である.これは,空間フィルタの各ボクセルの値が,センサ領域と解析空間の関係に影響しているためと考えられる.今後さらなる検討を行う.



(a) $15 \times 15 \times 10$ analysis space (b) $22 \times 22 \times 10$ analysis space Fig2. MCG current source estimated at two types analysis space

Fig1. Analysis condition