

ピークピーク電圧検出型高性能MIセンサによる脳磁場の計測

馬 家駒、内山 剛
(名古屋大学)

Development of Peak to Peak Voltage Detector Type MI Gradiometer for Magnetocardiography
J. Ma, T. Uchiyama
(Graduate School of Engineering, Nagoya University)

はじめに

MIセンサはアモルファスワイヤの磁気インピーダンス(MI)効果を利用した小型で高感度な磁気センサであり、色々な領域に、例えば、電子コンパス、ITS、非破壊検査と生体磁気計測などへの応用が、期待されている。生体磁気などの微小な磁気信号を計測するため、pTレベルの磁気分解能が必要と考えられる。本研究では、センサシステム感度の向上とノイズの減少を目的として、高感度、低ノイズ化のピークピーク電圧検出型高性能MIセンサを開発し、脳磁場など生体磁気計測を行った。

ピークピーク型MIセンサ

従来型と比べて、新しいセンサシステムはシステムの動作方法を改善し、ワイヤへのパルス電流とサンプリングスイッチパルスの形を調整した。従来型は、ピーク値と基準電位両方を取って、その差を出力する。ピークピーク型MIセンサは、発振回路から方形波電圧を生成し、微分回路と遅延回路により、二つのタイミングがずれたスイッチパルスを生成する。センサヘッドのコイル波形には通電パルス電流の立ち上がりと立下りに対応した二つのピークがある。アナログスイッチを使って、波形の最大値と最小値の差を出力する。短い時間で時間差分計測により、低周波ノイズ、基準電位の変動や通電周期の揺らぎによる影響が抑制できる。従来型より、新しいシステムの感度は約1.4倍向上を達成し、良好な線形性が得られ、ヒステリシスは、ほとんど見られない。Fig. 1は出力ノイズの磁界スペクトル密度を示す。ノイズレベルは、1Hzから100Hzのバンド幅1pT程度(60Hz除く)である。

脳磁場計測

P300は誘発脳波の中でも認知や判断と関連があり、誘発脳波の中では比較的振幅が大きく、odd-ball課題などの単純な課題設定で誘発することが可能である。P300は、刺激の発生後に250~500msの潜時を有する正の偏向である。P300では同一の被験者においても与えられる判別課題の難易度が高くなるとピーク潜時の遅延が報告されているため、今回の実験は、標準と標的刺激の直径の比を10:5、10:6、10:7、10:8と変えてそれぞれ計測を行った。Fig. 2は被験者1から得られた結果である。実線は標的刺激に対する波形。点線は標準刺激に対する波形。標的刺激に対する波形には、300msから420msの間で、陽性のP300ピークが確認できた。標準の方、P300信号はほとんど誘発されなかった。判別課題の難易度によって、P300成分の潜時は、標準と標的刺激の直径の比によって増加することを確認できた。

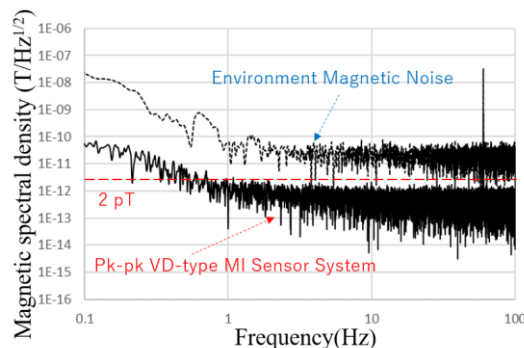


Fig. 1. The magnetic noise spectral density of Pk-pk VD-type MI sensor system comparing with the environment magnetic noise spectral density

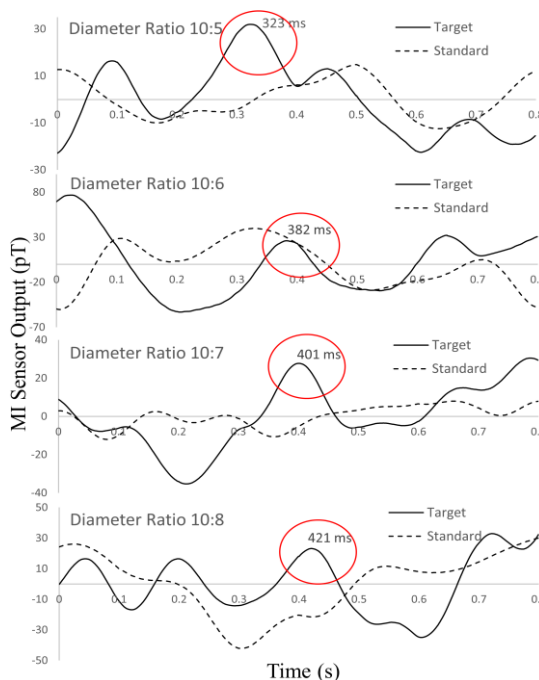


Fig. 2. Averaged P300 waveforms evoked by target and standard stimuli in 4 kinds of diameter ratio task conditions

1) J. Ma, and T. Uchiyama, IEEE TRANSACTIONS ON MAGNETICS, VOL. 53, NO. 11, 4003404, NOVEMBER

適応フィルタを前処理とした ICAによる低SNR心磁図のノイズ除去法

三浦克哉、岩井守生、安倍正人、藤岡豊太、小林宏一郎
(岩手大学)

Noise Reduction Method for Low SNR Magnetocardiogram by ICA with Adaptive Filter Preprocessing

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

(Iwate University)

はじめに

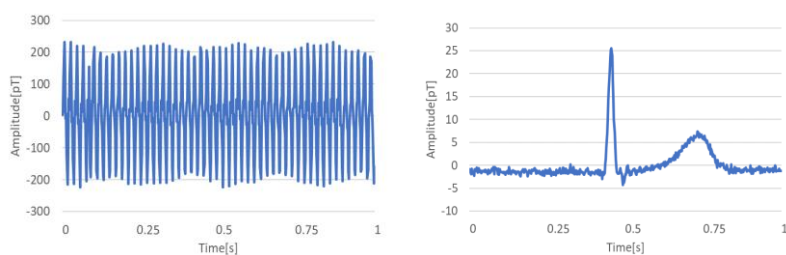
心磁図は、心疾患の診断に有効であり、近年臨床研究において注目されている。しかし、心磁図は環境磁気ノイズに比べて非常に小さいため、ノイズ除去なしに心臓活動を正確に評価することは困難である。そのため現在多くの場合、独立成分分析(Independent Component Analysis:ICA)¹⁾を用いたノイズ除去が行われているが、心磁界成分に比べて磁気ノイズが非常に大きい場合、信号分離の妨げとなりノイズ除去が困難になる。そこで本研究では、適応フィルタ²⁾を用いて定常ノイズを除去したデータに対しICAを行うことで、低SNR下における心磁図のノイズ除去精度の向上を目指しシミュレーションによる検討を行った。

提案方法

シミュレーションでは、磁気シールド内で測定した心磁図に対し加算平均を行い十分にノイズを落とした信号を理想信号、環境磁気を測定したものをノイズデータとして、これらのデータを任意のSNRとなるように混合して用いた。提案方法は、任意の周波数成分 f_1 または 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 f_1 または f_n 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 f_1 または f_n の正弦波信号をシミュレーション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。

シミュレーション結果

本研究ではシミュレーションによりノイズ除去精度を確認した。Fig.1にSNR-30dBのシミュレーションデータを用いた場合のシミュレーション結果を示す。Fig.1(a)に-30dBのシミュレーションデータの波形を示し、(b)に提案方法による前処理を行い、ICAによるノイズ除去後の波形を示す。Table1はシミュレーションデータと理想信号との相関およびSNRを測定した結果である。シミュレーションの結果、提案手法は約30dBの雑音下で、前処理を加えていないデータ、帯域通過フィルタ(BPF)・帯域除去フィルタ(BEF)を前処理に使用したデータと比較して、より理想信号に近いデータを再現できていることが分かった。(ノイズ除去の結果、理想信号との相関は0.93、SNRは21.22dBであった)。



(a) Simulation data

(b) Signal processed data

Fig.1 Waveforms at -30dB simulation data.

Table1 Correlation and SNR at -30dB simulation data

	相関	SNR[dB]
ICA	0.32	17.11
BPF+BEF+ICA	0.90	22.30
適応フィルタ+ICA	0.93	21.22

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 Hyvärinen, Juha Karhunen, Erkki 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

DPM 制御を用いたアクティブ磁気シールドの シミュレーションによる検討

山崎皓正、岩井守生、Madan M. Gupta*, Francis M. Bui*, 小林宏一郎
(岩手大学、*サスカチュワン大学)

Investigation by Simulation of Active Magnetic Shield with DPM Controller
H. Yamazaki, M. Iwai, Madan M. Gupta*, Francis M. Bui*, K. Kobayashi
(Iwate University, *University of Saskatchewan)

はじめに

微弱な生体磁気信号の計測を行う際に必要不可欠である磁気シールドの一種にアクティブ磁気シールド(AMS)がある。AMSは従来の磁気シールドルームに比べ、安価かつ軽量などのメリットがある。一般的なシステムに用いられているPID制御では、作動中に制御パラメータが固定させているため、応答性と安定性がトレードオフの関係である。そこで、本研究ではAMSの新たな制御方法として、DPM(Dynamic Pole Motion)制御¹⁾、I-DPM(Integral-DPM)制御を用いたシミュレーションによる磁気シールド特性の検討を行った。

提案方法

提案方法であるDPM制御は、比例要素、微分要素をフィードバック補償として用い、それぞれの要素におけるパラメータを、制御器に入力される偏差によって変化させるものである。本研究で用いるAMSの伝達関数を2次遅れ系のシステムとして推定し、DPM制御ブロックも含めたシステム全体の閉ループ伝達関数の特性方程式から、各パラメータの関数を決定した。また、定常偏差を減少させるためにDPM制御にI-PD制御と同様の方法で積分要素を取り入れたI-DPM制御も重ねて提案する。Fig.1にI-DPM制御のブロック線図を示す。また、本図中点線部で囲まれた部分がDPM制御ブロックである。

実験結果

本研究では、PID制御、DPM制御、I-DPM制御におけるステップ信号の外乱を入力した場合のシステム出力特性をシミュレーションした。この時の出力波形をFig.2に示す。シミュレーション結果より、DPM制御では15.6%の定常偏差が残り、目標値の0に収束しなかった。一方、積分要素を取り入れたI-DPM制御では、定常偏差が0となった。また、PID制御で整定時間が1.3ms、行き過ぎ量が24.4%であるのに対し、I-DPM制御では整定時間が0.3ms、行き過ぎ量が1.58%となりPID制御よりも応答性と安定性が共に向上した結果となった。

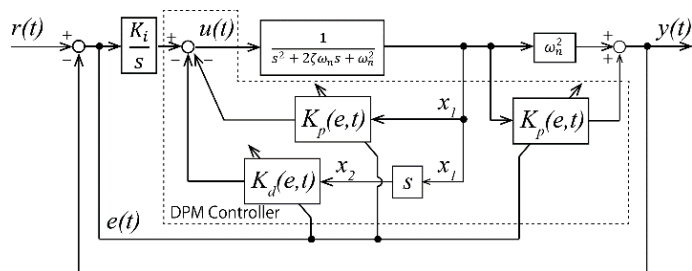


Fig.1 AMS's block diagram

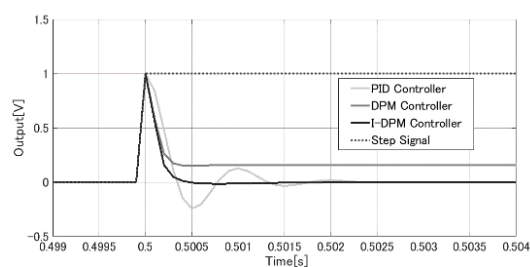


Fig.2 AMS's simulation output at the time of inputting step signal

参考文献

- 1) M. M. Gupta, et al, The 28th North American Fuzzy Information Processing Society Annual Conference, 2009.
- 2) M. M. Gupta, et al, 2010 International Conference on Industrial Electronics, Control and Robotics.

体内インプラントへの無線給電における Wiegand ワイヤの発電効率

和口修平、川添駿平、酒井貴文、山田努、竹村泰司
(横浜国立大学)

Wireless power transmission to implantable medical devices using Wiegand wire
Shuhei Waguchi, Shumpei Kawazoe, Takafumi Sakai, Tsutomu Yamada, Yasushi Takemura
(Yokohama National University)

はじめに

現在、人体内インプラントやマイクロロボットへ電磁界を用いて給電・治療を行う研究が進められている。その際の動作周波数は人体へ刺激・熱作用を引き起こさせる可能性があるため、低周波数帯で給電を行うことが望ましい。そこで、本研究では Wiegand ワイヤ(FeCoV ワイヤ)を受電コイルのコアに用いた無線給電を提案している¹⁾。

熱ひねり加工を施した Wiegand ワイヤは、高速な磁壁移動によって大バルクハウゼンジャンプと呼ばれる急激な磁化反転を生じ、この周りに検出コイルを設置することでこの磁化反転からパルス電圧が得られる^{2,3)}。

この Wiegand ワイヤを用いると、MnZn フェライトよりも低周波数帯で大きな電力を得られることが報告されている¹⁾。その一方で、Wiegand ワイヤは保磁力を示すためにヒステリシス損失が生じる。この損失を定量化することは、回路解析において重要だと言える。本講演では、直流・交流磁化測定からヒステリシス損失の計算を行い、その損失と発電電力の効率および MnZn フェライトとの発電電力の差を比較考察した結果を報告する。

実験方法

Wiegand ワイヤに振動試料型磁力計(VSM)を用いて直流磁化測定を行った。ヒステリシス損失は磁化曲線のループ面積と動作周波数の積で得られるため、磁化曲線からループ面積を導出し、ヒステリシス損失の算定を行った。

次に、Fig.1 に示すように、ワイヤの周りに給電用検出コイルを設置し、さらにその外側にはワイヤの中央部が励磁されるように励磁コイルを置き、正弦波交流磁界で励磁させた。検出コイルの両端にはダイオードブリッジを接続し、正負双方のパルス出力を整流させ、パルス出力による電力と交流磁界の誘導による電力の計算を行った。

実験結果

Fig. 2 に直流磁化曲線を示す。結果より、印加磁界の増加に従い、磁化の増加とループ面積の増加を確認した。また、そのループ面積は次第に飽和していくことも分かった。

ヒステリシス損失の算定や、発電効率、MnZn フェライトとの発電電力の差に関しては当日に発表する。

参考文献

- 1) Takahashi *et al.*, *J. Magn Soc. Jpn.*, **42**, 49, 2018.
- 2) Wiegand and Velinsky, U.S. Patent 3, 820, 090, 1974.
- 3) Takemura *et al.*, *IEEE Trans. Magn.*, **53**, 4002706, 2017.

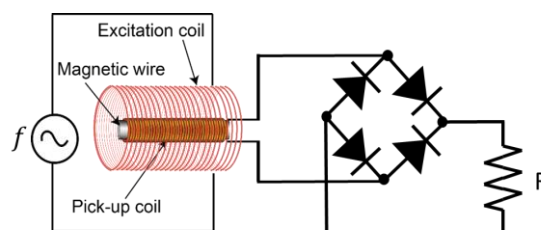


Fig. 1 Configuration of measurement.

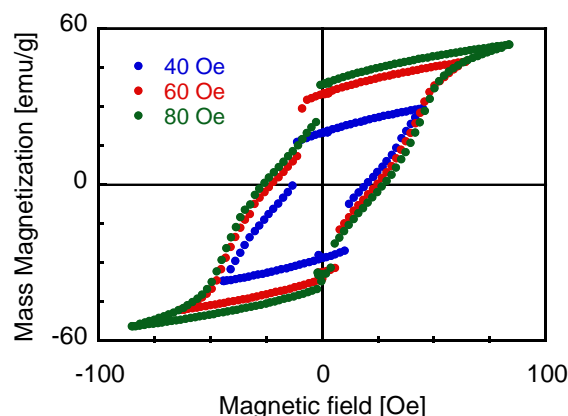


Fig. 2 DC magnetization curve of Wiegand wire.

交流磁界によるヒトがん細胞の膜電位への影響評価

林誠也¹, 柿川真紀子¹, 山田外史²

(¹金沢大学, ²公立小松大学)

Effect of ELE Magnetic Field on membrane potential of human cancer cells

S.Hayashi¹, M.Kakikawa¹, S.Yamada²

(¹Kanazawa University, ²Komatsu University)

はじめに

これまでに、がん細胞に交流磁界を曝露することで抗がん剤の作用が増強することが明らかとなっている。このメカニズムは解明されていないが、他のグループの研究によると、磁界によりがん細胞の細胞膜に含まれるタンパク質の構造が変化することが報告されている。また、外部刺激により細胞膜に存在する膜電位と膜タンパク質の構造が共に変化するとされている。これらより磁界が細胞膜に何らかの影響を与え、薬剤作用が増強する可能性が考えられる。そこで、本研究では膜電位に焦点を当て、交流磁界がヒトがん細胞の膜電位に与える影響評価を目的とした。

なお、ヒトがん細胞には薬剤の添加により耐性を獲得した細胞が存在しており、この耐性を持ったがん細胞はより多くの薬剤を細胞膜外へ吐き出すため通常のがん細胞とは細胞膜の構造が異なっている。そこで本実験では、ヒト肺がん細胞株 A549 と多剤耐性細胞であるヒト子宮肉腫株 MES-SA/Dx5 を用いた。MES-SA/Dx5 は抗がん剤 Doxorubicin に対し 100 倍の耐性率を持ち、また複数の薬剤に対しても耐性を持つがん細胞である。これらのヒトがん細胞を比較することにより、異なる構造の細胞膜に対して交流磁界が与える影響の違いがあるのかを調査した。

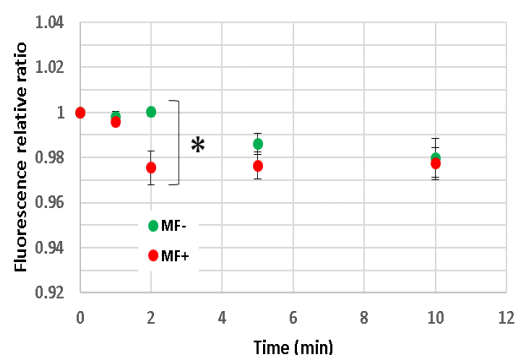
細胞膜電位への交流磁界影響の評価方法

交流磁界条件は周波数 60 Hz, 磁束密度 50 mT ± 10 % で行った。先行研究において A549 と MES-SA/Dx5 で共に作用増強が確認された薬剤 Cisplatin, Doxorubicin, Mitomycin C を使用した。膜電位の測定には、膜電位感受性色素 DiBAC₄(3) を用いた。DiBAC₄(3) は外部刺激により細胞膜が脱分極すると細胞内に取り込まれ、細胞膜内のタンパク質などと結合することで蛍光が大きくなり、逆に過分極すると蛍光が小さくなる色素である。また、DiBAC₄(3) は 1 mV の膜電位変化に応じ、蛍光強度が 1 % 変化する特性をもつ。この性質を利用し、膜電位が変化する様子を蛍光強度の変化により測定した。

細胞膜電位への交流磁界影響評価の結果

ヒト肺がん細胞 A549 において、反応時間 2 min で約 2.5 % の蛍光相対比の有意な減少、つまり約 2.5 mV の膜電位増加が見られた(Fig.1)。一方、多剤耐性細胞であるヒト子宮肉腫株 MES-SA/Dx5 では、反応時間 10 min で約 2.5 mV の膜電位増加が見られた。この結果から本実験での反応時間では、肺がん細胞 A549 と子宮肉腫株 MES-SA/Dx5 共に交流磁界単独によって膜電位が増加し、また A549 と MES-SA/Dx5 の間では交流磁界によって影響が表れる時間に違いがあることがわかった。

現在、細胞膜構造の違いによる膜電位の変化を比較するため、MES-SA/Dx5 が耐性を持つ前のがん細胞であるヒト子宮肉腫株 MES-SA においても実験を進めている。また、抗がん剤の反応時に交流磁界を併用させることで膜電位に影響が表れるのかを調査している。



(n=6, *p<0.05)

Fig.1 Effect of MF alone on membrane potential of A549 cells