

脳磁計のための環境ノイズ軽減の研究：Remixing 法の提案

A proposal of “Remixing”: An approach to reduce environmental magnetic noise for unaveraging MEG analysis

小粥 貴善 (PY)[†], 青山 敦[‡], 武田常広[†]

Takayoshi Kogai(PY), Atsushi Aoyama, and Tsunehiro Takeda

[†] 東京大学大学院新領域創成科学研究科

[‡] 東京電機大学大学院先端工学研究所

kogai@brain.u-tokyo.ac.jp

Abstract— As for magnetoencephalography (MEG), it is very important to solve a problem associated with low signal to noise ratio. Therefore, we propose a remixing method which is for subtracting only environmental noise component from raw MEG data by means of Independent Component Analysis (ICA). As a result, we could detect N1m component even in single-trial MEG data.

Keywords— Magnetoencephalography (MEG), Environmental Noise, Independent Component Analysis (ICA)

1 はじめに

脳磁計 (MEG) は、神経細胞の微弱な電気的活動を計測する装置である。MEG では、超伝導量子干渉素子 (SQUID) という高感度なセンサーを用いているため、脳磁場活動 (数百～千フェムトテスラ) のような弱い信号でも計測できる。しかし外部磁場を 1/10000 以下に減衰させる磁気シールドルーム内で計測しているとはいえ、環境ノイズも計測してしまう [1]。環境ノイズとは、磁気ダイポールの移動 (e.g. エレベータの移動やドアの開閉、地下鉄など) や電気系統などにより発生する磁場を指す。

このため、一般に MEG データは次のような手順で解析する。まず、被験者は 100 回程度同じ課題を行う。課題を行ったタイミングで同期をとり、課題の回数だけ加算平均を行う。次に、数 Hz–40Hz 程度のバンドパスフィルタやノッチフィルタでデジタル信号処理を行う。しかしながら、この手法には本質的な問題がある。視覚の研究における問題の例を挙げると、同じ絵を複数回見る課題において、常に同じ誘発脳磁場が計測されているという前提に基づいている。この仮定の成立は極めて疑わしい [2]。また、ガンマ帯域 (40–70Hz) の同期信号が注意の脳機能に寄与するという可能性もあるため [3]、できる限りフィルタなどを使用せずに解析すべきだと考える。

2 参照チャネルによる環境ノイズ軽減

頭部から十分離れた位置にもセンサコイルを設置し、これを参照チャネルと呼ぶ。頭部から離れているため、参照チャネルは環境ノイズのみを計測することになる。既に、計測された信号を利用して、最小二乗法を用いた環境ノイズを軽減する手法 (CALM) が考案されている [4]。しかし、CALM で単一試行の MEG データを解析しても、従来の手順で解析することで得られる誘発脳磁場 (例えば、聴覚誘発脳磁場の N1m) は得られない。この理由の一つとして、正規性のモデルを仮定したところに問題があった可能性がある。そこで、別の手法で参照チャネルを生かす提案をする。

3 独立成分分析

計測されたデータのみから、ある仮定を認めることで発生源の因子を算出することができる。その仮定とは、それぞれの因子が確率的に発生し、それらが互いに独立だとみなすことである。これを学習 (逐次推定) により計算する方法が独立成分分析 (ICA) である。SN 比の悪い問題に ICA を適用する場合、前処理として有用なのが Robust pre-whitening (RPW) である [5]。RPW はノイズの分散も考慮に入れた主成分分析 (PCA) だとみなせる。また ICA のアルゴリズムとして、4 次のクロススキュムラントを除去する手法が提唱されている [6]。先行研究において正規性を仮定したところに問題があったとすれば、このアルゴリズムは高次統計量を基準としているので良い結果が期待される。

4 Remixing 法

提案手法の Remixing 法 (RMX) をフローチャートとした (Fig.1)。生データを ICA で基底展開し、それらの基底と参照チャネルのデータとの相関を算出することにより、環境ノイズ由来の基底を探す。相関係数によりランキングをつけて、上位 (相関係数の低い方が高い順位) 何位までを採用することにより可変的なフィルタリングとする。環境ノイズと生体信号が独立であるとすれば、本手法はアダプティブフィルタとして役目を果たすと考える。

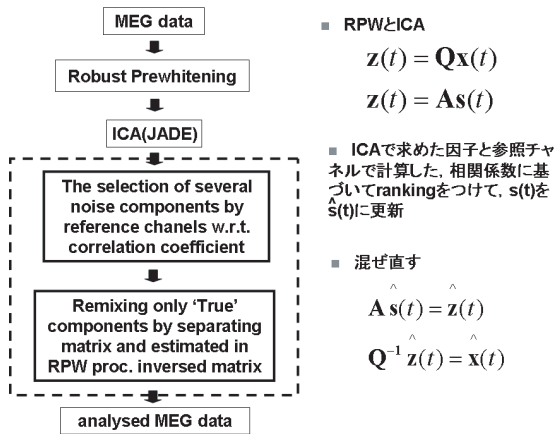


Fig. 1: Remixing 法のフローチャート．特に，提案手法の骨子は破線で囲われた部分である．

5 実験方法

2 kHz の純音を提示時間 116 ms，提示間隔 3 s で健康な被験者 2 名に提示した．MEG 計測には，440 チャネル全頭型（横河電機）を用いた．

6 実験結果

6.1 従来法による解析結果

同期加算平均およびデジタル信号処理により，聴覚誘発脳磁場活動である N1m が確認された (Fig.2)．目的は，これを単一試行にて確認することである．

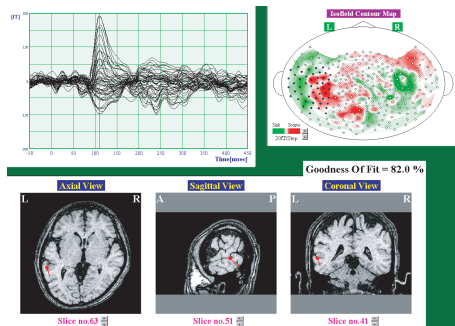


Fig. 2: 従来手法による N1m 成分．MR 画像と MEG を併用することにより，側頭部の聴覚野にダイポール性の活動源が推定できる．

6.2 CALM と Remixing 法の比較

計算途中で得られるランキング (Fig.3) および単一試行の誘発脳磁場について，CALM と RMX で処理した結果を並列して示した (Fig.4)．

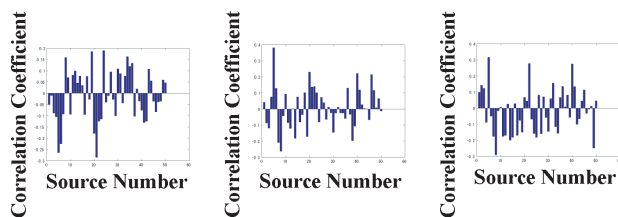


Fig. 3: 直交する三方向の参照チャネルによりランキングをつけた結果．ICA の計算なので，横軸（因子の順序）には任意性がある．

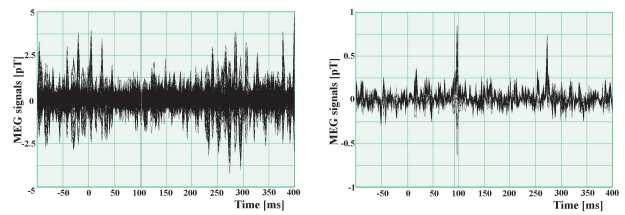


Fig. 4: (左)CALM / (右)RMX で単一試行の誘発脳磁場をそれぞれ解析した結果．RMX においてのみ，スパイクらしき応答として N1m 成分を拾えていることが分かる．

7 まとめと考察

CALM よりも RMX の方が S/N 比は改善した．脳磁場活動は方向によって環境ノイズとの相関が変わることが示せた．これらの結果は，MEG 研究の単一試行解析の可能性を示唆している．

また，RMX によって，MEG の生データに埋め込まれたスパイクを検出できる可能性がある．

参考文献

- [1] H. Weinstock (ed.), (2000) "Applications of Superconductivity." Kluwer Academic Publishers, 61–138.
- [2] A. Tales, S. Butler (2006) "Visual mismatch negativity highlights abnormal preattentive visual processing in Alzheimer's disease." *NeuroReport*, **Vol. 17, No. 9**, 887–890.
- [3] T. Womelsdorf, P. Fries, P. P. Mitra, R. Desimone (2006) "Gamma-band synchronization in visual cortex predicts speed of change detection." *Nature*, **Vol. 439, 9**, 733–736.
- [4] Y. Adachi, M. Shimogawara, M. Higuchi, Y. Haruta, M. Ochiai (2001) "Reduction of Non-periodic Environmental Magnetic Noise in MEG Measurement by Continuously Adjusted Least Squares Method." *IEEE Trans. On Appl. Superconductivity*, **Vol. 11, No. 1**, 669–672.
- [5] J. Cao, N. Murata, S. Amari, A. Cichocki, T. Takeda(2002) "Independent component analysis for unaveraged single-trial MEG data decomposition and single-dipole source localization." *Neurocomputing*, **49**, 255–277.
- [6] J.-F. Cardoso (1999) "High-Order Contrasts for Independent Component Analysis." *Neural Computation*, **11**, 157–192.