

適応フィルターによる脳波中アーチファクトの除去

TAKANO, Noriyuki / FUKUDA, Mamoru / 八名, 和夫 / 高野, 文之 / 福田, 守 / YANA, Kazuo

(出版者 / Publisher)

法政大学計算センター

(雑誌名 / Journal or Publication Title)

法政大学計算センター研究報告 / Bulletin of Computer Center, Hosei University

(巻 / Volume)

1

(開始ページ / Start Page)

19

(終了ページ / End Page)

23

(発行年 / Year)

1987-08-01

(URL)

<https://doi.org/10.15002/00024614>

適応フィルターによる脳波中アーチファクトの除去

福田 守, 高野 文之, 八名 和夫

法政大学工学部電気工学科[†]

人の頭皮上で観測される脳波 (EEG: Electroencephalogram) には眼球電位 (EOG: Electrooculogram) をはじめとするさまざまなアーチファクトが大きく混入し, しばしばその解析を困難にする。そこで, EEG 信号を主観測入力 (primary input), EOG 信号を参照入力 (reference input) とした適応フィルターを用いて EEG 中の EOG 成分のキャンセルを試みた。フィルタ処理前後の EEG と EOG を比較してみるとフィルタ処理後, EOG 成分が有効に除去されている様子が観察された。また, 本手法を事象関連電位計測に応用した結果, 平均加算処理では刺激に同期した EOG 変動が発生し, 推定波形を大きく変形させていたがフィルタリングにより妥当な推定波形が得られるようになった。

緒 言

EEG は 1929 年 H. Berger によって発見され E.D. Adran と B.H.C. Matthews によって詳細な報告がなされて以来¹⁾, 多くの研究者により精神作用との対応を見つけ出そうとする努力がなされてきた。1960 年代以降, 平均加算技術の導入²⁾, コンピュータの普及に伴い, それまでにない EEG の解析が行われ, 新たなアプローチがなされるようになった³⁾。そのような中で音刺激の弁別実験において, 刺激の認知にともなうて誘発される事象関連電位を用いて精神神経疾患の診断に使用することが試みられている⁴⁾。

一般に EEG は, 振幅 50 μ V 程度の微小な電位変動であり特に事象関連電位は, 定常状態の EEG に比較して更にその振幅が小さい。このため事象関連電位計測のシステムにはノイズ対策に関する細心の注意が払われている。またデータの処理面でも平均加算法等を用い微小電位の検出を行っている。しかし, 平均加算法は刺激と同期したアーチファクトには非常に弱いという側面を持っている。このアーチファクトとして大きく問題となるのは眼球運動に付随して生じる EOG であり, この対策として被検者に対して開眼で一点を凝視させる等の制約を与えたり, アーチファクトの混入したデータを使用しないなど消極的な方法を採用するのが一般的である。しかし, 臨床での実用性やデータの有効利用という点で改善すべき問題である。そこで, 特に EOG 成分を EEG から除去するシステムを構築した。

この EOG キャンセルには EOG を EEG 信号から単純に差し引くことがまず考えられるが, EOG の発生源である眼球から EEG 電極への伝達特性やその時間的変化, 更に電極の状態の変化の可能性等を考慮すると必ずしも単なる減算で望ましいキャンセルが実現できると思われえない。そこで, EOG 観測電極から EEG 中の EOG 成分を推定するウィナーフィルターを構成しこれを観測された EEG から差し引くことを試みた。ウィナーフィルターの係数学習には LMS アルゴリズムを用い適応的にフィルター係数を変化させる方法を採用した。

以下にその詳細と実際の EEG データに対する処理結果を報告する。

データ収集システム

本研究でデータ収集の為に用いられたシステムを図 1 に示す。システムはアナログ部とデジタル部に大別され, アナログ部は高利得増幅器, 折り返し誤差除去のための低域通過フィルター, アナログデータレコーダ等によって構成され, デジタル部はパーソナルコンピュータ, 同時 AD/DA 変換器, デジタル磁気テープレコーダ, FFT アナライザ等によって構成される。観測される EEG 及び EOG は, まず頭部に固定されたインピーダンス変換用のプリアンプを経て約 1000 倍に増幅される。この信号はアナログ信号としてデータレコーダ, または PCM レコーダにより記録される他ペンレコーダによる紙記録として残される。更に DC アンプで増幅され AD 変換器によりデジタル化される。デジタル化されたデータは AD/DA 変換器に接続されたメモリバンクに蓄えられる他 1600 BPI の磁気テープ記録として残される。被検者に対して, 音刺激を与えるがこのデータはパーソナルコンピュータで作成しアナログ化して低周波増幅器を経て軽量のヘッドホンで与えられる。

データ処理システム

準備として離散化された信号に対するウィナーフィルタについて述べる。(図 2 参照)。観測時系列を x_i , 期待フィルター出力を d_i とするとき, 観測時系列 x_i の線形な変換 y_i によって d_i を推定する問題を考える。平均二乗誤差

$$\xi = E [(d_i - y_i)^2]$$

を最小とするような線形変換規則 $x_i \rightarrow y_i$ をウィナーフィルタと呼ぶ。一般に, 離散時系列 x_i の線形時不変な変換 y_i は x_i とデルタ応答 W_k の畳み込み和によって表現される。すなわち,

$$y_i = \sum_k W_k \cdot x_{i-k} \quad (1)$$

$$\text{ここで, } X_i = [x_i, x_{i-1}, \dots, x_{i-L}]^T \quad (2)$$

[†] 〒184 小金井市梶野町 3-7-2

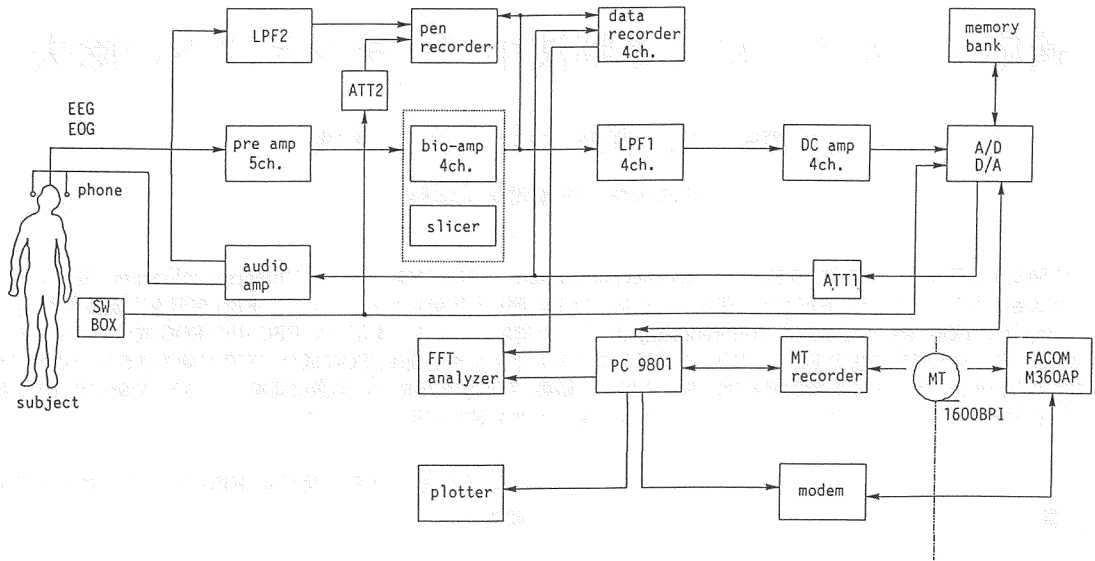


図1 システム構成

$$W = [w_0, w_1, \dots, w_L]^T \quad (3)$$

とし、それぞれ入力ベクトル及び重みベクトルと呼ぶことにすれば、式(1)は簡単に

$$y_i = X_i^T W = W^T X_i \quad (4)$$

と表現することができる。ここで、平均二乗誤差を最小とする重みベクトル W^* 及び最小平均二乗誤差 $\xi_{\min}$ はそれぞれ、

$$W^* = R^{-1}P \quad (5)$$

$$\xi_{\min} = E[d_i^2] - P^T W^* \quad (6)$$

となる。ここで

$$P = E[d_i \cdot X_i] \quad (7)$$

$$R = E[X_i \cdot X_i^T] \quad (8)$$

である。さて EEG 中の EOG キャンセルに用いた適応フィルターのブロック図を図3に示す。フィルターの入力は二系統あり、EEG 電極の入力信号を主観測入力 $s_i + n^{(p)}_i$ 、EOG を参照入力 $n^{(r)}_i$ とする。EEG 電極での信号の第1項 s_i は真の

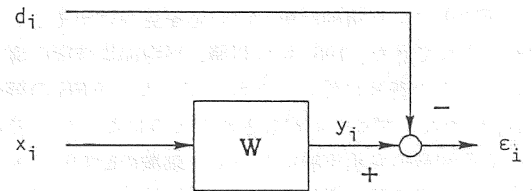


図2 ウィナーフィルター

EEG であり、第二項 $n^{(p)}_i$ は EEG 電極に波及する EOG 成分である。システム出力を ϵ_i とすると、

$$\epsilon_i = s_i + n^{(p)}_i - y_i \quad (9)$$

従って

$$\epsilon_i^2 = s_i^2 + (n^{(p)}_i - y_i)^2 + 2 s_i (n^{(p)}_i - y_i) \quad (10)$$

両辺の期待値をとり、 s_i 、 $n^{(p)}_i$ 、 $n^{(r)}_i$ 、 y_i は全てゼロ平均の定常時系列であり、 s_i と $n^{(r)}_i$ が統計的に独立であると仮定すると、

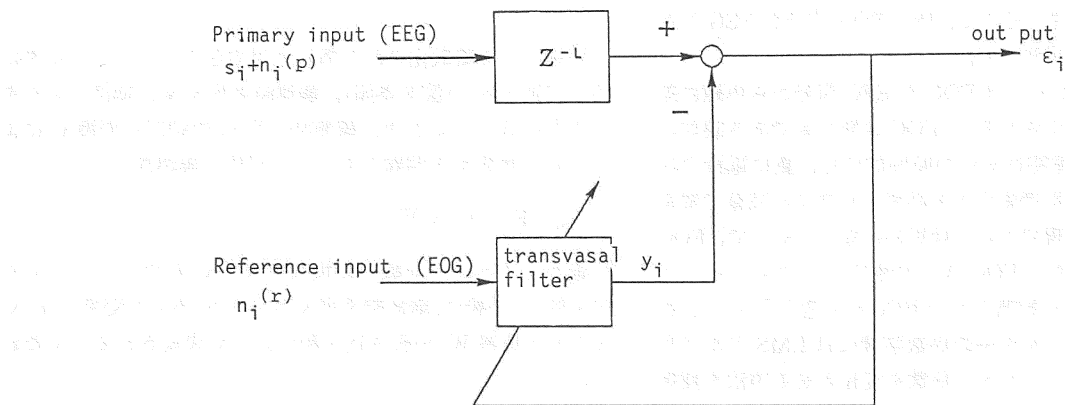


図3 EOG キャンセルに用いた適応フィルター

$$\xi_{\min} = E[\epsilon_i^2] + \min E[(n^{(p)}_i - y_i)^2] \quad (11)$$

となることから解る。このことより図3のシステムにおいてシステム出力 ϵ_i の平均パワー ξ を最小にすることによって最適なノイズキャンセルが行われる。

このことは入力信号を参照信号 $n^{(r)}_i$ とし期待出力を主観測入力とするウィナーフィルタを構成することによって実現される。または、以下で述べる LMS アルゴリズムによって適応的にフィルタ係数を決めることもできる。

(5)式において ϵ_i^2 の W に関する勾配 ∇_i は

$$\begin{aligned} \nabla_i &= \partial \epsilon_i^2 / \partial W \\ &= -2 \epsilon_i X_i \end{aligned} \quad (12)$$

となることから漸化式

$$\begin{aligned} W_{i+1} &= W_i - \mu \nabla_i \\ &= W_i + 2\mu \epsilon_i X_i \end{aligned} \quad (13)$$

によりフィルタ係数 W の学習的推定が行われる。(13)式による W の推定法は、LMS アルゴリズムとして知られている。収束性に関する考察から μ は

$$0 < \mu < \{(L+1)E[n^{(r)}_i^2]\}^{-1} \quad (14)$$

の範囲で選ぶ必要がある。

実 験

事象関連電位の測定実験は、5つのシーケンスによって構成されそれぞれ DA コンバータによって作られた 110 回の

音刺激を $1.7(s) \pm 50(ms)$ の間隔で被検者に対して与えて行われる。この 110 回の音刺激は、ターゲットと呼ばれる 16 回の 2(KHz) 持続時間 50 (ms) の音とノンターゲットと呼ばれる 94 回の 1 (KHz) 持続時間 50 (ms) の音をランダムに並べたものである。これらの音刺激に対して、ただ聴くのみ、刺激に対してスイッチ反応をさせる、ターゲットに対してスイッチ反応をさせる等の動作を被検者に行わせ、これらの反応も EEG, EOG と同時に記録する。ここで EEG 及び EOG はそれぞれ頭頂部におかれた電極、及び眼球に対して垂直及び水平におかれた電極から得られる。

結 果

この様にして得られた EEG, EOG を刺激時点をトリガーとして加算平均して得られた波形を図4(A)に示す。ここで刺激後 100(ms) で観測される負の電位を N 100 と呼び聴覚刺激によって誘発されるものであることが一般に知られている。また、ターゲットに反応したデータのみを加算平均してみると同図 (B) を得る。ここで刺激後 300 (ms) に発生する電位は P 300 と呼ばれ低頻度のターゲット刺激を認知することによって発生することが知られている。ところが、別の被検者のデータを図5に示してあるがこのデータで観測される 400 (ms) 以後の遅い応答成分はその持続時間から判断して真の応答と考えられない。

そこで同図 (C) に見る刺激時点をトリガーとした EOG の加算平均と比較してみると EEG と波形の類似性が認められ、その遅い応答成分には EOG の加算平均と比較してみる

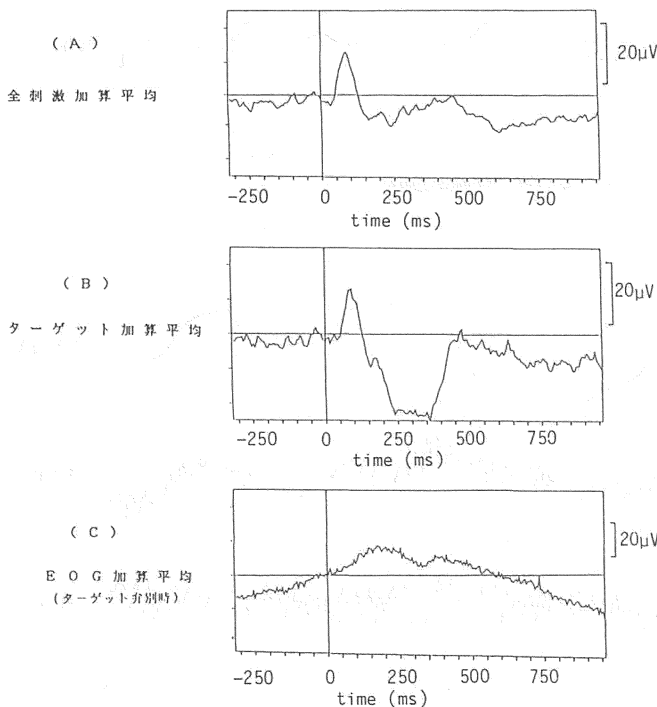


図4 刺激時点をトリガーとした加算平均データ
被検者 27歳 女

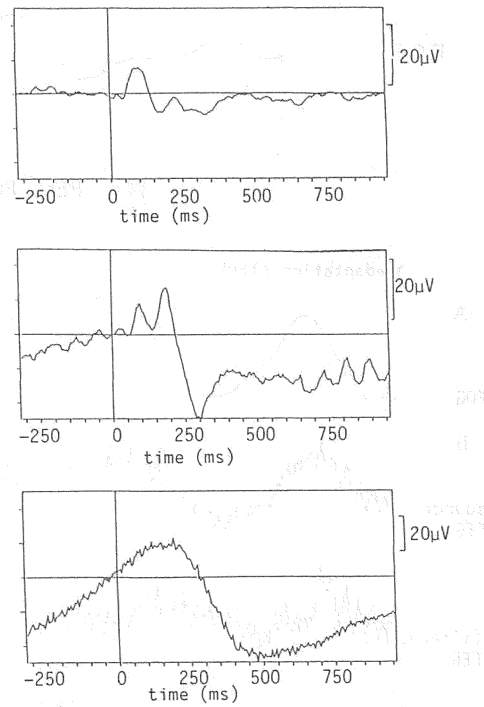


図5 刺激時点をトリガーした加算平均データ
被検者 39歳 男

と波形の類似性が認められ、その遅い応答成分には EOG が混入していることが示唆される。

人の眼球は電氣的に網膜を－、角膜を＋とするダイポールとなっており眼球の動きによつて頭皮上の電極に電位変動を起こすことが考えられる。このことは図 6 に示される閉眼安静時の EEG と EOG の同時記録からもうかがえる。

EOG, フィルタリング前の EEG, フィルタリング後の EEG を同時記録したものが図 7 である。EEG 中に波及した EOG 成分が時間と共にキャンセルされていく様子が観測される。

誘発電位推定の実験で、フィルタリング前のデータを加算平均したものと、フィルタリング後のデータの加算平均を比較したものが図 8 である。刺激後遅い時刻におけるオフセット電位がキャンセルされ妥当な誘発電位の推定値が得られていることがわかる。

結 言

以上から適応ノイズキャンセルの手法を用いて EEG 中の

EOG 成分のキャンセルを有効に行えるとの見通しを得た。今後計算機シミュレーションや多数の実験データの解析により手法の有効性を確かめると共に現在オフラインで行っているフィルタリング処理を DSP チップを用いてリアルタイムで行うなど実用化に関する検討も行っていきたい。

引用文献

- 1) Adrian, E. D. and Matthews, B. H. C (1934). 'Berger rhythm. Potential changes from the occipital lobes of man' Brain, 57, pf. 355.
- 2) Clynes, M. and Kohn, M. (1960) 'The use of the Mnemotron for biological data storage, reproduction, and for an average transient computer; Abstracts of 4th annual meeting of the Biophysics Society', 23
- 3) Coopre, R., Osselton, J. W. and Shaw, J. C. (1980) 'EEG Technology, Butterworth & Co. Ltd, London.
- 4) 下河内稔 (1981) "事象関連電位 (I) - (II)" 臨床脳波 Vol123 No. 11
- 5) Widrow, B et al. (1975) 'Adaptive noise cancelling: princi-

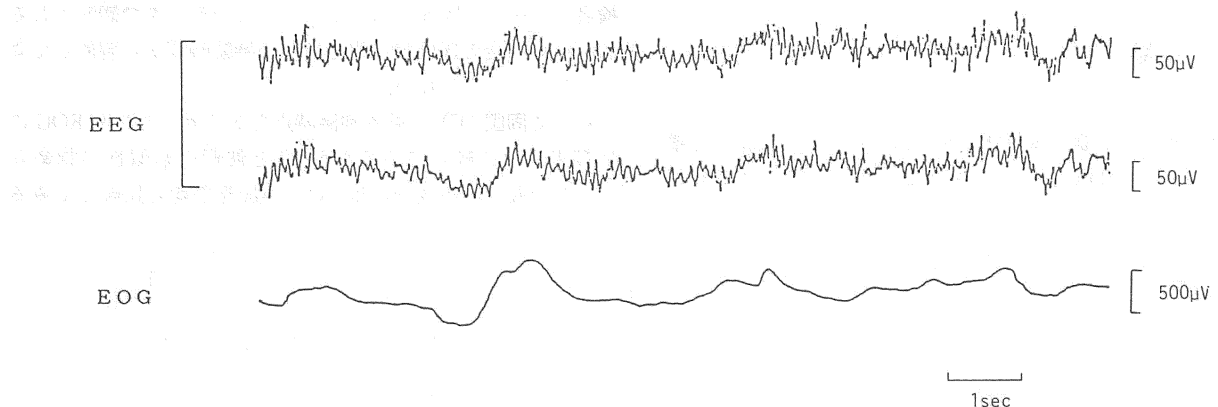


図 6 EEG, EOG ペンレコーダ記録 (閉眼安静時)

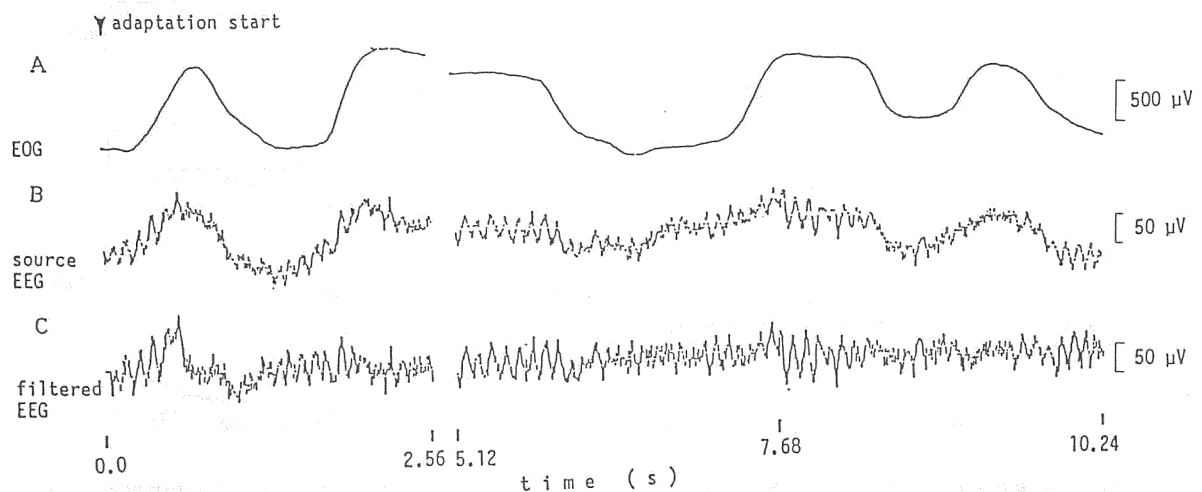


図 7 EOG キャンセル結果

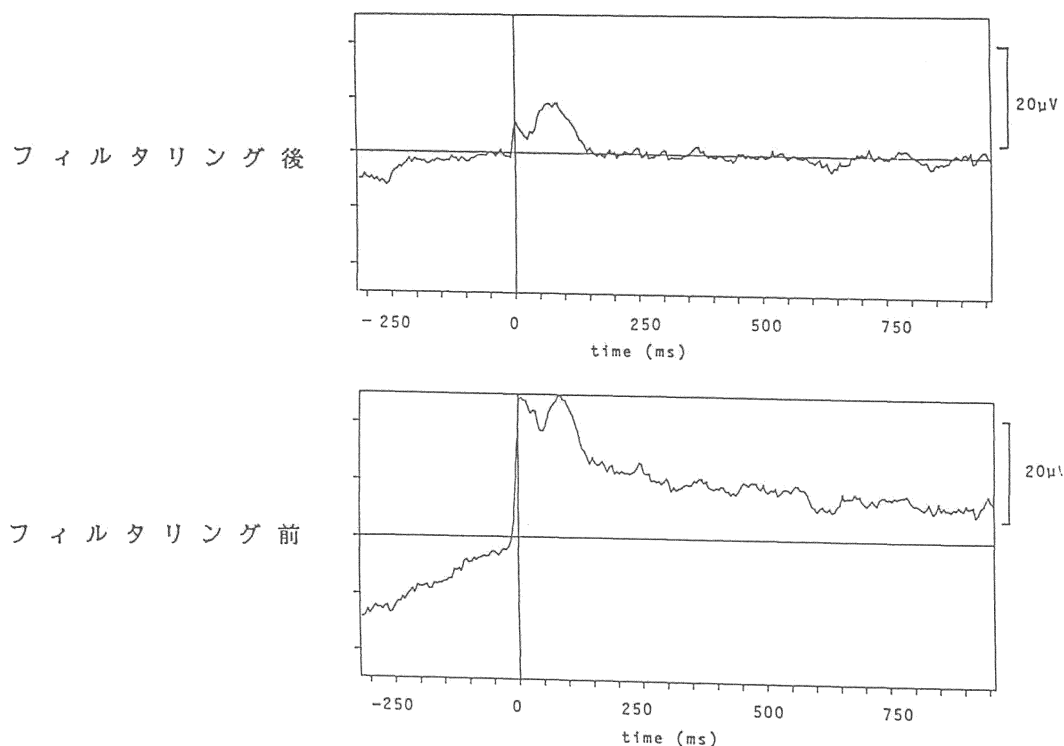


図8 EOG キャンセルデータの加算平均結果
被検者 22 歳 男

ples and applications', Proc. IEEE, 63, pf. 1692

キーワード

EEG, EOG, ウィナーフィルタ, 適応フィルタ, LMS アルゴリズム

Summary

Artifact Canczling in Electroencephalogram

Mamoru FUKUDA, Noriyuki TAKANO and Kazuo YANA

Department of Electrical Engineering, Hosei University [†]

Electroencephalogram (EEG) is often contaminated by Electrooculogram (EOG), which makes difficult to estimate various EEG signal parameters. In event related potential (ERP) estimation, for example, EOG is sometimes triggered by auditory or visual stimuli. This kind of synchronous EOG contamination adds systematic bias in estimated ERPs. Thus, we would like to propose the following steps to cancel EOG component in EEG record. Using simultaneous recording of both EEG and EOG, Wiener filter coefficients to cancel EOG component in EEG record are first calculated. To achieve this, pre-session of 10-20 seconds are to be set where large amplitude EOG contaminations are intentionally made. Obtained Wiener filter is thereafter applied to whole EEG record. We observed that the variance of filtered EEG typically was reduced to 20-30% as much as that of original EEG in the pre-session. Further, in ERP estimation, long lasting erroneous responses caused by EOG contamination were suppressed by this filtering. These observations imply the effectiveness of proposed procedure. The proposed procedure together with this dedicated hardware realization would be useful in both EEG research and routine clinical EEG analysis.

Key words

EEG, EOG, Wiener Filter, Adaptive Filter, LMS Algorithm.

[†] 3-7-2 Kajinocho, Koganei-shi, Tokyo 184, Japan.