

表面筋電図に混入するアーチファクトの一除去法

准 員 金子 秀和[†] 正 員 木 竜 徹[†]
正 員 牧野 秀夫[†] 正 員 斉藤 義明[†]

An Elimination Method of Artifacts Added in Surface Myoelectric Signals

Hidekazu KANEKO[†], Associate Member, Tohru KIRYU[†], Hideo MAKINO[†]
and Yoshiaki SAITOH[†], Members

あらまし 表面筋電図測定において、電極界面の機械的じょう乱、信号線の揺れ等によるアーチファクトの混入は測定データを劣化させる。このようなアーチファクトの影響は、動的運動時筋活動解析を目的とした筋電図測定において更に顕著となる。従来のアーチファクト除去法は、筋電図波形またはアーチファクト波形の形状をモデル化していた。しかし、その種の方法はモデル決定の複雑さ、モデル化の対象となる波形の時間変化に対する処理の仕方などに問題があった。今回は、筋電図信号の選択的小振幅化、その作用の打消し、小振幅信号の除去、以上3種類のフィルタを、 H -フィルタの構造と同様に接続して用いるアーチファクト除去法を提案した。但し、静的運動時筋電図信号に対し、局所定常性を仮定してARモデルを適用している。その結果、種々のアーチファクトの除去、モデル決定の簡単化、アーチファクト波形の形状変化による影響の軽減、そして、他の処理法と比較して推定誤差の低減、処理系の簡単化等がなされた。

1. ま え が き

生体電気信号を測定する際、電極界面の機械的じょう乱、信号線の揺れなどの人為的な原因によって、出力にアーチファクトと呼ばれる雑音が現れる。観測信号にアーチファクトが混入すると、診断や制御の段階で誤診や誤動作を招く可能性がある。これを避けるために再測定を行うが、生体信号の中には再測定不可能な現象もある。従って、アーチファクトの除去は、生体信号測定の分野における重要な課題である。

筋電図測定の場合、電極部分で発生するアーチファクトには、

- (a) 初期ドリフト等のゆっくりとした電位の基線変動
 - (b) 電極を弾いたときの指数関数的な減衰
 - (c) 電極を押したときの方形波的な基線変動
- などがある⁽¹⁾。(a)~(c)の波形を含むアーチファクトの除

去法を考案するとき、アーチファクトと筋電図信号の周波数帯域が低減で重なっているため、周波数領域からのアプローチが困難である。

従来は、時間領域からのアプローチが行われてきた。J. S. Barlow は、アーチファクト波形をモデル化して観測信号から差し引いた⁽²⁾。しかし、モデルを指数関数的な減衰波形に限定したため、アーチファクト波形の形状がモデルと異なっている場合には、良好な処理結果が得られなかった。また、R. M. Studer らは筋電図波形をモデル化して同様に行った⁽³⁾。だが、筋電図波形をMUAP(運動単位活動電位)の重ね合せと考えたため、処理に多大な労力を必要とした。

本論文では、周波数領域からのアプローチを非線形処理を用いて実現する。すなわち、静的運動時筋電図測定において、 H -フィルタ⁽⁴⁾と同じ構造のフィルタによるアーチファクト除去法を提案する。その除去法は筋電図信号成分の選択的小振幅化、小振幅信号の除去、小振幅化作用の打消しを行う三つのフィルタから成る。筋電図信号の小振幅化およびその逆作用には、白色化フィルタとその逆フィルタを用いた。また、小

[†] 新潟大学工学部情報工学科, 新潟市

Faculty of Engineering, Niigata University, Niigata-shi, 950-21 Japan

振幅信号の除去には適応化平滑化フィルタ⁽⁵⁾による非線形処理を用いた。更に、本処理法の有効性をシミュレーション実験および実際に観測されるアーチファクトへの応用例によって示した。

2. 処理方法

2.1 フィルタ構成と動作原理

図1に、今回提案するアーチファクト除去法の原理図を示す。処理手順は大きく分けて、観測信号 $y(t)$ からアーチファクト推定値 $\hat{e}(t)$ を得るフィルタリング部分と、 $y(t)$ と $\hat{e}(t)$ の差を筋電図信号推定値 $\hat{x}(t)$ とする部分から成る。

フィルタリング部分の構造はH-フィルタの構造と対応関係がある。すなわち本処理法のフィルタは、筋電図信号 $x(t)$ の小振幅化を行う線形フィルタ $h_w(t)$ （以下、インパルス応答関数でフィルタを表す）、小振幅信号を除去する非線形フィルタ $g_s(t, p)$ （ p は非線形性を示すパラメータ）、 $h_w(t)$ の逆フィルタ $h_w^{-1}(t)$ 、以上三つのフィルタの従属接続から成る。

いま、筋電図信号 $x(t)$ とアーチファクト $e(t)$ の和を観測信号

$$y_h(t) = x(t) + e(t) \tag{1}$$

とする。

筋電図小振幅化フィルタ $h_w(t)$ により $x(t)$ を小振幅信号 $x_h(t)$ に、一方、 $e(t)$ を大振幅信号と基線変動からなる $e_h(t)$ に変換する。その結果、 $h_w(t)$ の出力は、

$$y_h(t) = x_h(t) + e_h(t) \tag{2}$$

となる（図中①）。

非線形フィルタ $g_s(t, p)$ は、以下の条件を満たすものとする。

$$g_s(t, p) * x_h(t) \approx 0 \tag{3a}$$

$$g_s(t, p) * e_h(t) \approx e_h(t) \tag{3b}$$

但し、 $*$ はコンボリューション演算を表す。このとき、 $y_h(t)$ は非線形処理を施されて、

$$y_{hg}(t) = g_s(t, p) * y_h(t) \approx e_h(t) \tag{4}$$

となり、図中②に $e_h(t)$ が主として現れる。

次に、 $e_h(t)$ から $h_w(t)$ の作用を打ち消すため、その逆フィルタ $h_w^{-1}(t)$ に通す。その結果図中③に現れる信号を、アーチファクト推定値 $\hat{e}(t)$ とする。

$$\hat{e}(t) = h_w^{-1}(t) * y_{hg}(t) \tag{5}$$

最後に、 $y(t)$ から $\hat{e}(t)$ を除去することにより、筋電図信号推定値 $\hat{x}(t)$ を、

$$\hat{x}(t) = y(t) - \hat{e}(t)$$

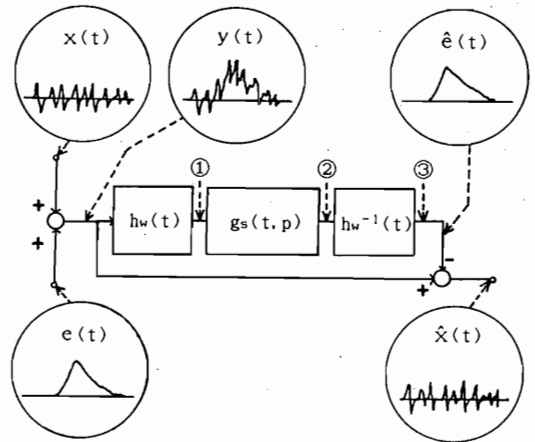


図1 原理図

Fig. 1 The fundamental block diagram.

$$= y(t) - h_w^{-1}(t) * \{g_s(t, p) * (h_w(t) * y(t))\} \tag{6}$$

から得る。

以上が、今回提案するアーチファクト除去法である。

2.2 実際の処理法

2.2.1 筋電図信号の小振幅化

本論文では、静的運動時筋電図信号に関して局所定常状態が成立し、負荷を軽くして弱い収縮状態を保つことで筋活動系が線形システムで表せると考えた。その上で筋電図白色化フィルタを構成し、これを筋電図小振幅化フィルタ $h_w(t)$ として用いる。

線形定常信号は一般にARMAモデルによって表せるが、それは高次ARモデルで近似可能である。

いま、 n は信号を等間隔にサンプリングしたときの n 時点を表すものとし、以後、信号およびインパルス応答関数を離散系で表すことにする。そのとき、筋電図信号 $x(n)$ は、次数 J 、AR係数 a_j ($j=1 \sim J$)のARモデルで次のように表せる。

$$x(n) = - \sum_{j=1}^J a_j \cdot x(n-j) + w(n) \tag{7}$$

但し、残差 $w(n)$ は白色雑音とみなせるものと考える。

ここで、式(7)の出力 $w(n)$ を $x_h(n)$ と置いて構成した筋電図白色化フィルタを $h_w(n)$ とする。

2.2.2 筋電図信号成分の除去

式(3)の機能をもつ非線形フィルタ $g_s(n, p)$ として、今回は目的指向型非線形デジタルフィルタ⁽⁴⁾の一種である適応化平滑化フィルタを用いた。

このとき、 $g_s(n, p)$ の出力 $y_{hg}(n)$ は、次式で表せ

る。

$$y_{ho}(n) = \gamma(n) \cdot (y_h(n) - \bar{y}_h(n)) + \bar{y}_h(n) \quad (8)$$

$$\gamma(n) = \frac{\sigma_y^2(n) - \sigma_x^2}{\sigma_y^2(n)} \quad (\sigma_y^2(n) \geq \sigma_x^2 \text{ のとき}) \quad (9a)$$

$$\gamma(n) = 0 \quad (\sigma_y^2(n) < \sigma_x^2 \text{ のとき}) \quad (9b)$$

但し、 σ_x^2 は $x_h(n)$ の分散であり、 $x_h(n)$ の定常性が成り立てば、一定値であると考えられる。 $\bar{y}_h(n)$ と $\sigma_y^2(n)$ は時刻 n を中心としたフレーム(区間長 M)内での $y_h(n)$ に関する平均および分散である。以後、このフレームを特性算出フレームと呼ぶ。

図2に適応化平滑化フィルタの振幅特性を示す。 $g_s(n, p)$ の特性は、式(9)を用いて決定され、 $\gamma(n)$ は

$g_s(n, p)$ の非線形性を示すパラメータ p に相当する。図より、 $\gamma(n)$ が0に近い値($\sigma_y^2(n) \approx \sigma_x^2$)ではフィルタ特性は低域通過型であり、 $\gamma(n)$ が1に近い値を取る($\sigma_y^2(n) \gg \sigma_x^2$)と全域通過型になることがわかる。

2.2.3 処理方法の改善

いま、原理図に従って処理した場合、アーチファクトが突発的に変化する時刻の前後で推定誤差が大きい。その原因は、アーチファクトの突発的な変化の影響により、 $g_s(n, p)$ の特性が全域通過特性となってしまうことである。その結果、 $g_s(n, p)$ は筋電図信号を十分に除去できない。

そこで、突発的なアーチファクトを χ^2 検定により検出し、 $g_s(n, p)$ の特性の改善および時間軸に対する順方向と逆方向の処理の導入による処理法の改善を試みる。

帰無仮説 H_1 :「 $y_h(n)$ がアーチファクトを含まないとき、確率変数 $X(=y_h^2(n))$ が χ^2 分布に従う」の χ^2 検定により、 $y_h(n)$ の大振幅部分を H_1 の棄却区間(区間A)として検出する。但し、突発的なアーチファクトは $y_h(n)$ に大振幅信号となって現れている。

$g_s(n, p)$ の特性は、突発的なアーチファクトの現れる半フレーム前から変化している。そこで、上述の区間Aの前後を処理する際、区間Aと重なる部分を特性算出フレームから除くようにする。このことは、区間Aの直前まで $\gamma(n)$ が1に近づくことを抑え、 $g_s(n, p)$ の特性を低域通過特性として維持することに相当する。その結果、突発的なアーチファクトの直前に残っていた筋電図信号が除去される。しかし、その直後では除去されないままである。

そこで、順方向処理および逆方向処理を行い、各々の出力を選択する。いま、順方向処理における出力信号選択のための参照信号 $L_f(n)$ を次式で計算する。

$$L_f(n) = 0 \quad (\text{区間 A 内}) \quad (10a)$$

$$L_f(n+1) = L_f(n) + 1 \quad (\text{区間 A 以外}) \quad (10b)$$

一方、逆方向処理での参照信号 $L_b(n)$ は、時間軸の逆方向から $L_f(n)$ とを同様に求めて求める。最終的な出力信号は、 $L_f(n)$ と $L_b(n)$ とを比較し、値の大きい側の処理結果を選択する。但し、 $L_f(n) = L_b(n)$ の場合は、両処理結果の平均値を出力する。

図3は、以上の改良を加えた実際の処理法のブロックダイアグラムである。但し、 T^{-1} はデータの時間軸を反転させることを表している。

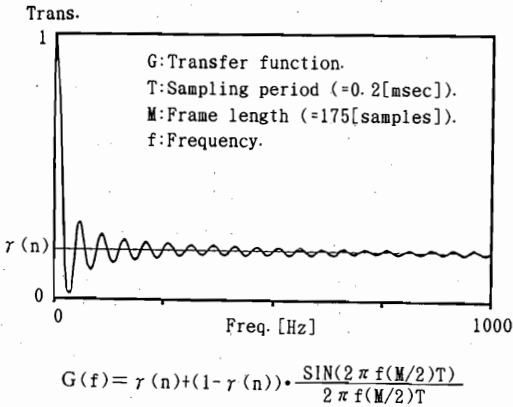


図2 適応化平滑化フィルタの伝達関数

Fig. 2 Transfer function of the adaptive smoothing filter.

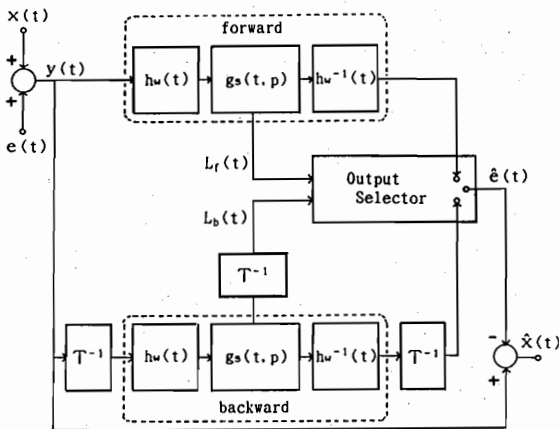


図3 実際の処理法

Fig. 3 The actual block diagram.

3. 結 果

3.1 シミュレーション結果

図4はシミュレーションに用いた波形である。(a)はアーチファクトの混入していない筋電図信号 $x(n)$ である。(b)は種々のアーチファクトの合成波形 $e(n)$ である(指数関数的な変動, 方形波的な変動, ゆっくりとした基線変動, 三角波的な変動を含む)。(c)は(a)と(b)の波形を加えたもので, 観測信号 $y(n)$ である。なお, AR係数および式(9a)での分散 σ_x^2 は波形(a)から求めた。但し, ARモデルの次数は, AIC(赤池の情報量規範)

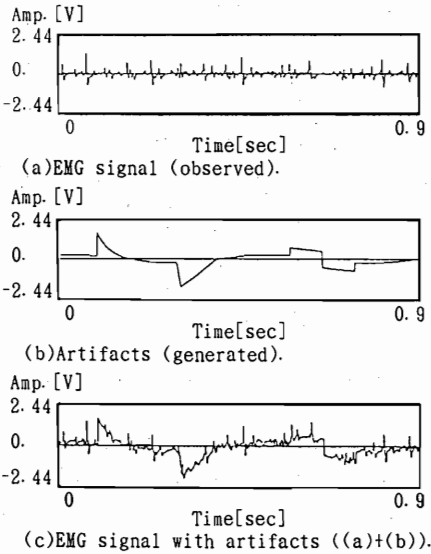


図4 シミュレーション波形
Fig. 4 Signals for simulations.

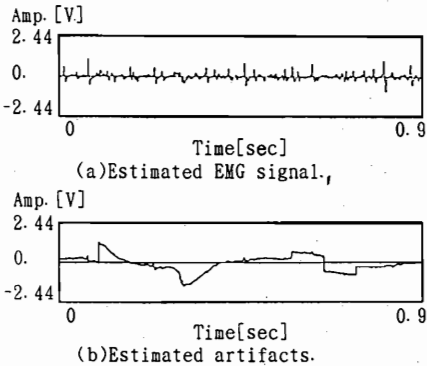


図5 シミュレーション波形に対する処理結果
Fig. 5 Results of eliminating artifacts by the actual block diagram in Fig. 3.

では7であるが, ここでは単に10次としている。また, 特性算出フレーム長 M は175サンプルとした。

図5は, 本処理法によるシミュレーション結果であ

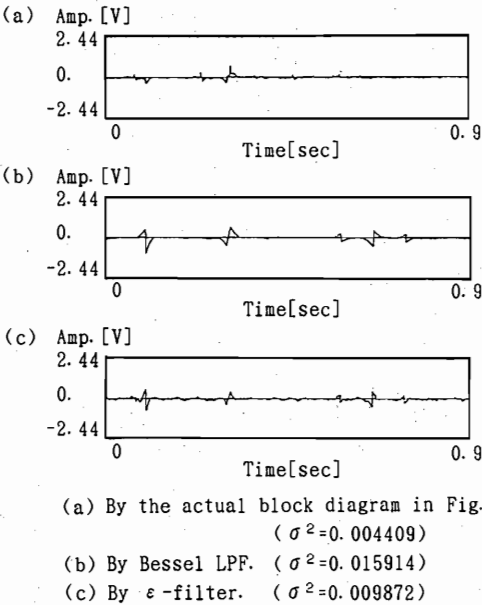


図6 本処理法および他の処理法による推定誤差
Fig. 6 Errors caused by eliminating artifacts(σ^2 : Variance of error).

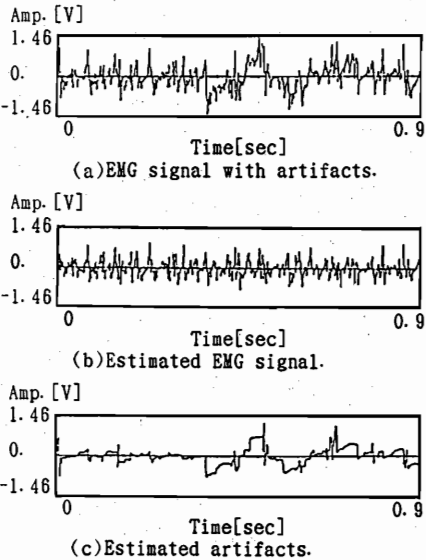


図7 実際の観測信号に対する処理結果
Fig. 7 Results of eliminating artifacts by the actual block diagram in an actual condition.

る。 $e(n)$ のうち指数関数的な変動、方形波的な変動、ゆっくりとした基線変動は、かなり除去された。

これを更に正確に議論するため、図6に本処理法および種々の処理法を用いたときの推定誤差の比較を示す。種々の処理法としてはベッセルLPFまたは傾斜適応形 ε -フィルタ⁽⁶⁾をフィルタリング部分に挿入したもの考えた。ベッセルLPFで処理した場合(b), $e(n)$ が高周波数成分を含む部分で推定誤差が大きい。これに対し、傾斜適応形 ε -フィルタで処理した場合(c), ベッセルLPFよりも推定誤差が低減されている。しかし、本処理法(a)ほど推定誤差が小さくない。但し、傾斜推定および平滑化の際の重み関数の形を方形として用いている。図5で明らかであったように、本処理法の場合、 $e(n)$ が急しゅんに変動する部分で著しく推定誤差が小さい。しかし、三角波的な変動の頂上部分では十分に除去されていない。

3.2 実際の観測信号に対する処理結果

図7は、本処理法を実際の観測信号の処理に適用した結果である。アーチファクトは電極を押すことにより加えた。本除去法でのAR係数および式(9a)での分散 σ_x^2 は、アーチファクトの混入していない区間で決定した。今回は、その区間を目視で与えた。その結果、明らかにアーチファクトと分かる基線変動が観測信号から除去されている。

4. 処理法の評価検討

[ARモデルの適用に関して] 本論文では、筋電図小振幅化フィルタの設計のために、静的運動時筋電図信号に対してARモデルを適用している。その有効性に関しては、文献(7)で実験的に報告されている。本論文でも、シミュレーション波形(図4(a))に関して、文献(8)の白色化検定によりそれを確認した。

[筋電図小振幅化フィルタの作用] $h_w(n)$ の作用と処理に与える影響について述べる。図8はARモデルの次数 j での $e_h(n)$ と $x_h(n)$ の分散およびそれらの比 $\zeta(j)$ を示している。但し、波形は図4を用いた。図8より、 $x_h(n)$ の分散は次数 j が高くなるにつれて単調減少している。一方、 $e_h(n)$ の分散は振動しながら一定値に収束している。これは、 $h_w(n)$ を $x(n)$ のAR係数により構成しているためである。従って、 $\zeta(j)$ は低次で振動するが、4~5次以上で安定したとき $\zeta(0)$ (= $e(n)$ の分散/ $x(n)$ の分散)の1.15~1.35倍ほど大きく、その結果、 $h_w(n)$ による $x(n)$ の選択的小振幅化がなされている。ところで、 $g_s(n, p)$ は大振幅変動

および基線変動と小振幅信号を分離するものである。従って、単に $e(n)$ と $x(n)$ の分離を行うよりも $e_h(n)$ と $x_h(n)$ を分離する方が効果的であると考える。[非線形フィルタに関して] 突発的なアーチファクト $e(n)$ の変化に対し、 $g_s(n, p)$ の改善(2.2.3)が実際どのように行われているかを各処理手順ごとに示す(図9)。

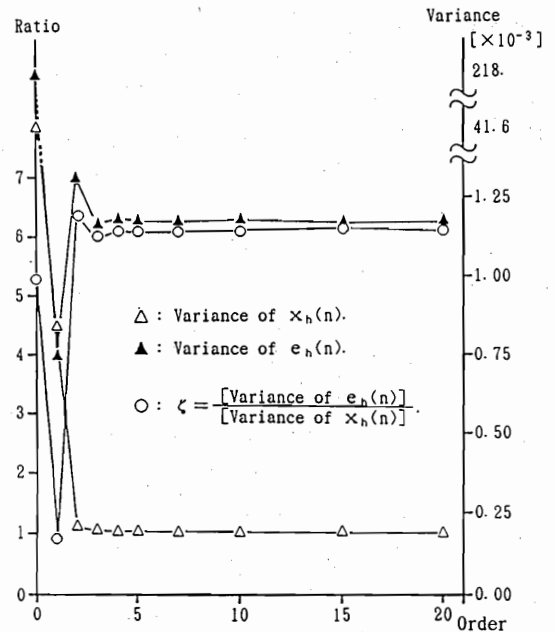


図8 ARモデルの次数と分散比 ζ の関係
Fig. 8 Ratios ζ with orders of AR model.

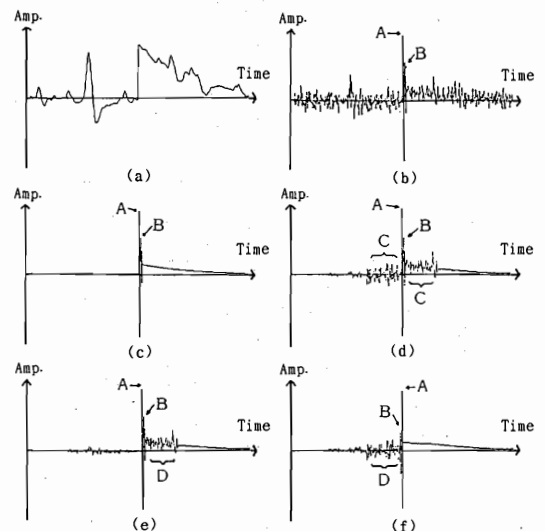


図9 アーチファクトの突発的な変動による影響
Fig. 9 The influence of artifacts with a sudden change.

(a)は筋電図信号 $x(n)$ に既知の $e(n)$ を重畳させたシミュレーション波形 $y(n)$ であり, (b)は $y_h(n)$ である. また(c)は $e_h(n)$ であるから, (b)を $g_s(n, p)$ に通した結果が(c)のようになればよい. しかし, $g_s(n, p)$ だけでは(d)となる. 図中区間 A および区間 B は, 各々 $e(n)$ の突発的な変化により現れた大振幅変動, その後に続く振動部分である. 区間 C は, $x_h(n)$ が除去されなかった部分である.

$g_s(n, p)$ の改善に用いた特性算出フレームの移動法により, (b)は順方向処理で(e)に, 逆方向処理で(f)になる. その結果, 依然として区間 D が残るが, 最終的には順方向および逆方向処理による出力信号を選択して区間 D を除いている.

次に, 図 5 に見られる三角波での問題点を考察しておく. このように高周波成分を含むが突発的な変動を伴わないアーチファクトでは, $g_s(n, p)$ が常に低域通過型であるため, アーチファクトが筋電図信号成分と混同されてしまう. これに対する対策は検討中である. [処理に用いる種々のパラメータの影響] 本処理法の特性を決定するパラメータには, AR モデル次数, 特性算出フレーム長 M , 式 (9a) の σ_x^2 がある.

AR モデルの次数の影響を見るために, シミュレーションによるアーチファクト除去処理での推定誤差分散を図 10 に示す. その結果, 次数が AIC による最適次数 (この例では, 7) 以上であれば処理結果にあまり影響しないことがわかった.

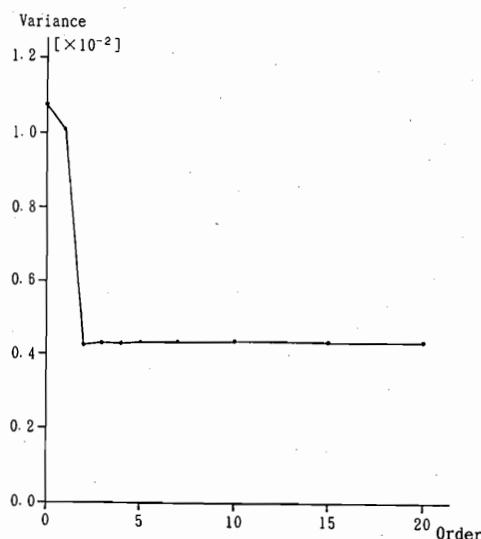


図 10 AR モデルの次数と誤差分散 σ^2 の関係
Fig. 10 Variances of error with orders of AR model.

特性算出フレーム長 M の最適値はアーチファクトの影響を受けて変化する. 文献(5)によれば, 図 4 (b)のアーチファクトに適した M の値は 150~200 サンプルである. 今回は M を変化させてシミュレーションを行い, 推定誤差が最小となるように M の最適値を定めた. その結果, M の最適値は 175 サンプル (=33 msec) であった. 図 7 より, この値を実際の波形に対し用いても大きな問題はないと考えている.

分散 σ_x^2 は, その大小により $g_s(n, p)$ の特性に強い影響を与える. この影響は, 他のパラメータに比べて非常に大きいものである. 従って, σ_x^2 の推定は厳密にアーチファクトを含まない区間における筋電図信号に対して行う必要がある. 但し, これまでの実験結果から明らかなように, この区間を目視によって選択しても図 7 のような結果が得られている.

5. む す び

本論文では, アーチファクト除去法として, 非線形フィルタを中心とした一方法を提案した. 非線形フィルタは適応化平滑化フィルタを基礎としており, 信号の分散に応じて特性を変化できる. 提案したアーチファクト除去法では, 非線形フィルタの前後に筋電図小振幅化フィルタおよび逆フィルタを更に配置した. また, 突発的なアーチファクトに対しては, その区間だけ非線形フィルタの特性を特別に変化させた. 以上の結果, 種々のアーチファクトの除去が一度の処理で可能となった. 但し, アーチファクトとしては指数関数的な減衰, 方形波的な変化, ゆっくりとした基線変動等を考え, 筋電図信号については局所定常性と AR モデルのあてはめを仮定した.

今回は, 静的運動時筋電図測定におけるアーチファクト除去を中心に述べてきた. 本処理法を動的運動時筋電図測定に適用する場合, 筋肉の活動状態に現れる急激な変化が問題となる. 従って, 筋電図信号の局所定常性が弱い場合に対応できるように本処理法を改良する必要がある. 動的運動時筋電図測定におけるアーチファクト除去が実現できれば, 電動義肢等の応用分野へより多くの基礎的な情報を与えるものと考え.

文 献

- (1) 金子, 木竜, 牧野, 齊藤: “表面筋電図に混入するアーチファクトの一除去法”, 信学技報, **MBE87-21** (1987).
- (2) J.S.Barlow: “Automatic elimination of electrode-pop artifacts in EEG's”, *IEEE Trans Biomed. Eng.*, **BME-33**, 6, pp.517-521 (May 1986).
- (3) R. M. Studer, R. J. P. de Figueiredo and G. S. Moschytz:

"An algorithm for sequential signal estimation and system identification for EMG signals", IEEE Trans. Biomed. Eng., **BME-31**, 3, pp.285-295 (March 1984).

- (4) 原島, 荒川: "非線形デジタルフィルタ", 信学技報, **NLP86-54** (1986-12).
- (5) S.Kawata and S.Minami: "Adaptive smoothing of spectroscopic data by a linear mean-square estimation", Applied Spectroscopy, **38**, 1, pp. 49-58 (1984).
- (6) 原島, 小田島, 鹿喰, 宮川: " ϵ -分離非線形デジタルフィルタとその応用", 信学論(A), **J65-A**, pp.297-304 (昭57-04).
- (7) Y. Zhou, R. Chellappa and G. Bekey: "Estimation of intramuscular EMG signals from surface EMG signal analysis", IEEE Trans. ICASSP 86, TOKYO, pp. 1805-1808 (April 1986).
- (8) G.M.Ljung and G.E.Box: "A modification of the overall χ^2 test for lack of fit in time series modules", Technical Report 477, Department of Statistics, University of Minnesota (1976).

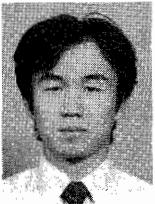
(昭和63年1月4日受付, 4月8日再受付)

斉藤 義明



昭38新潟大・工・電気卒。昭40北大大学院修士課程了。同年より新潟大学に勤務。昭46同助教授、現在同教授。工博。この間、半導体電子回路、情報処理、ME機器について研究。最近では生体の各種臓器の高感度計測、安全刺激およびハイバサーミアに興味をもっている。医師、歯科医師および獣医との円滑な意思の伝達をめざしている。日本ME学会評議員、日本ハイバサーミア学会理事、日本ME学会、情報処理学会、日本人工臓器学会、IEEE各会員。

金子 秀和



昭62新潟大・工・情報卒。現在、同大学修士課程在学中。生体信号の非線形処理に関する研究に従事。

木竜 徹



昭50新潟大・工・電子卒。昭52同大大学院修士課程了。同年同大・歯学部・助手。下顎運動測定装置、咀嚼(そしゃく)筋筋電図自動診断の研究に従事。同54年同大・工・情報助手。昭58同講師を経て、昭61同助教授、現在に至る。工博。非正常生体信号処理を目的とし、非正常性の特徴分類、時変性パラメータ推定等研究に従事。最近では、動的筋活動の解析を進めている。日本ME学会、日本補綴歯科学会、日本脳波・筋電図学会、IEEE各会員。

牧野 秀夫



昭51新潟大・工・電子卒。昭53同大大学院修士課程了。同年新潟大・工・教務職員。昭54新潟大・工・助手。医工学、特に心臓ペースメーカーおよび自動除細動器関連の研究に従事。工博。日本ME学会、IEEE等各会員。