

# M 変換を用いる筋電信号処理\*

原田博之\*\* 大淵慶史\*\*\* 西村 光† 柏木 潤†† 山口晃生†

Electromyogram Signal Processing by Using M-transform

Hiroshi HARADA, Yoshifumi OHBUCHI, Hikaru NISHIMURA, Hiroshi KASHIWAGI and Teruo YAMAGUCHI

The authors propose a new method for reducing both impulsive noise and white noise by use of M-transform and wavelet shrinkage. M-transform is a new signal transformation proposed by the authors, and any periodic time signal can be considered as the output of a filter whose input is an M-sequence. By using the properties of M-transform, it is shown that both impulsive noise and white noise can be eliminated by use of first M-transform and then wavelet shrinkage. In this paper, the proposed noise reduction method is applied to electromyogram signal which sometimes contains many impulsive noise and white noise. From the results of the experiment, it is shown that the proposed method is very efficient for impulsive noise reduction.

**Key words :** electromyogram signal, M-sequence, M-transform, signal processing, power spectrum

## 1. ま え が き

筋電信号は人間が筋肉を動かすときに発生する生体信号であり、筋肉の活動レベルを表す。このため、人体に装着して動作する人間動作補助用ロボットと人間とのインターフェースとして利用されている<sup>1)</sup>。このような場合、筋電信号の特長抽出に RMS (Root Mean Square) 信号がしばしば用いられる。しかし、得られた RMS 信号には後述のように、インパルス状雑音や白色雑音が多く含まれており、これを利用した機械動作の制御などへの応用のためにはさらなる信号処理が必要となる。このような信号中に含まれるインパルス状雑音および白色雑音の両方を除去する問題に対しては、従来より、ハイブリッドフィルタなど様々なフィルタが提案されている<sup>2)</sup>。筆者等は M 系列信号をもとにした新たな信号の変換である M 変換を提案し<sup>3)</sup>、M 変換した信号に Donoho により提案されたウェーブレット縮退<sup>4)</sup>を適用することにより、インパルス状雑音と白色雑音を同時に除去する手法を提案した<sup>5)</sup>。この手法は、M 変換により信号に含まれるインパルス状雑音と白色雑音を小振幅の不規則信号に変換されるという性質を利用したものであり、パラメータの設定が容易かつ効果的にインパルス状雑音と白色雑音を同時に除去する手法である。本論文は、筋電信号の雑音除去に M 変換を用いる雑音除去手法を適用し、その有効性を確認したものである。

本論文の構成は以下のとおりである。まず、第 2 章において M 変換とウェーブレット縮退を用いてインパルス状雑音と白色雑音を除去する新たな手法の概要を述べる。提案する雑音除去方法が実際に測定された筋電信号の RMS 値中に含まれるインパルス状雑音の除去に有効であることを第 3 章において実験により確認する。さらに、提案する雑音除去手法を筋電信号のパワースペクトル解析に適用し、筋電信号中に含まれる交流電

源からの正弦波状雑音の影響を除去する方法について述べる。最後に第 4 章にまとめを示す。

## 2. M 変換とウェーブレット縮退を用いる雑音除去手法

### 2.1 M 変換

筆者等が文献 (3) で提案した M 変換は以下のようなものである。ガロア体  $GF(2)$  上で定義された  $n$  次原始多項式  $f(x)$  より発生した M 系列信号を  $\{a_i\}$  ( $a_i = 0$  または  $1$ ) をもとに、2 値系列  $\{m_i\}$  を (1) 式のように定義する。

$$m_i = \begin{cases} 1 & (\text{if } a_i = 0) \\ -1 & (\text{if } a_i = 1) \end{cases} \quad (0 \leq i \leq N-1) \quad (1)$$

この 2 値系列  $\{m_i\}$  を用いて  $N \times N$  の行列  $M_i$  を (2) 式のように構成する。ここで、 $N = 2^n - 1$  は  $n$  次 M 系列の周期である。

$$M_i = \begin{bmatrix} m_i & m_{i-1} & \dots & m_{i-N+1} \\ m_{i+1} & m_i & \dots & m_{i-N+2} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ m_{i+N-1} & m_{i+N-2} & \dots & m_i \end{bmatrix} \quad (2)$$

つぎに、時間信号  $x(t)$  を一定のサンプリング間隔  $\Delta t$  おきにサンプリングした時系列信号を  $x(i\Delta t)$  とし、これを  $x(i)$  と略記して時間信号  $X_i$  を (3) 式のように定義する。

$$X_i = (x(i), x(i+1), \dots, x(i+N-1))^T \quad (3)$$

このとき、時系列信号  $\{x_i\}$  の M 変換  $A$  は (4) 式により定義され、(5) 式により一意に決定される<sup>3)</sup>。

$$X_i = M_i A \quad (4)$$

$$A = (\alpha_0, \alpha_1, \dots, \alpha_{N-1})^T \\ = M_i^{-1} X_i \quad (5)$$

M 変換の定義は図 1 のように表される。すなわち、長さ  $N$  を有する任意の時間信号  $X_i$  は M 系列信号  $\{m_i\}$  を入力とす

\* 原稿受付 平成 20 年 9 月 22 日

\*\* 正会員 熊本大学大学院自然科学研究科 (熊本市黒髪 2-39-1)

\*\*\* 正会員 熊本大学工学部ものづくりセンター

† 熊本大学大学院自然科学研究科

†† 正会員 放送大学熊本学習センター (熊本市黒髪 2-40-1)

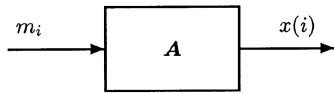


Fig.1 Definition of M-transform

るフィルタの出力と考えることができ、M 変換  $A$  はこのフィルタの係数となる。

観測された時間信号  $X$  が、(6) 式のようにもとの信号  $U$  とインパルス状雑音  $P$  および白色雑音  $W$  から成るとすると、時間信号  $X$  の M 変換  $A_x$  は (7) 式のようになる。

$$X = U + P + W \quad (6)$$

$$A_x = A_u + A_p + A_w \quad (7)$$

ここで、 $A_u, A_p, A_w$  はそれぞれ、もとの信号とインパルス状雑音および白色雑音の M 変換である。インパルス状雑音  $P$  が (8) 式で表されるような  $j$  の位置に大きさ  $p_j$  の単一のインパルスを有する場合、その M 変換  $A_p$  の要素  $\alpha_i$  は、(9) 式のように表される<sup>5)</sup>。

$$P = (0, 0, \dots, p_j, 0, \dots, 0)^T \quad (8)$$

$$\alpha_i = \frac{1}{N+1}(m_{i+j} - 1)p_j \quad (9)$$

(9) 式より、インパルス状雑音に M 変換をほどこすことにより、これを小振幅の M 系列信号に変換できることがわかる。したがって、観測信号中に含まれるインパルス状雑音の数が多い場合、その M 変換は小振幅の M 系列信号の和となり、ガウス性不規則信号とみなすことができる。一方、M 変換は時系列信号と M 系列信号との相互相関関数を求めることと等価<sup>3)</sup> であるため、M 系列信号と無相関である白色雑音  $W$  の M 変換はやはり小振幅の不規則信号となる。したがって、インパルス状雑音および白色雑音を含む観測信号  $X$  の M 変換  $A_x$  中に含まれる小振幅の雑音を除去することにより、ガウス性不規則信号のみならず、インパルス状雑音の除去も可能となる。

## 2.2 ウェーブレット縮退

変換された小振幅雑音の除去には Donoho により提案されたウェーブレット縮退による De-noising 手法<sup>4)</sup> を適用する。まず、雑音を含む信号の M 変換  $A$  を正規直交ウェーブレット変換することにより、レベル  $j_L$  のウェーブレット係数  $w_a^{(j)}(k)$  ( $j = 1, \dots, j_L; k = 0, \dots, L_j - 1$ ) を計算する。直交変換による信号の変換を行った場合、信号の統計的な性質に変化はないため、白色雑音のウェーブレット係数は変換後も白色雑音となる。したがって、得られたウェーブレット係数  $w_a^{(j)}(k)$  に対してあるしきい値  $\lambda$  を定め、しきい値以下の成分を除去することにより、白色雑音成分を除去することが可能となる。

このしきい値  $\lambda$  の決定方法としては、雑音の標準偏差  $\sigma$  が既知であるとき、

$$\lambda = \sigma \sqrt{2 \log L} \quad (10)$$

とする方法が提案されている<sup>4)</sup>。また、観測信号に含まれる雑音成分の標準偏差の値  $\sigma$  が未知である場合には、(11) 式のような標準偏差の推定値  $\hat{\sigma}$  を用いる<sup>4)</sup>。

$$\hat{\sigma} = \frac{\text{median}\{|W_x^{(1)}(0)|, \dots, |W_x^{(1)}(L_1 - 1)|\}}{0.6745} \quad (11)$$

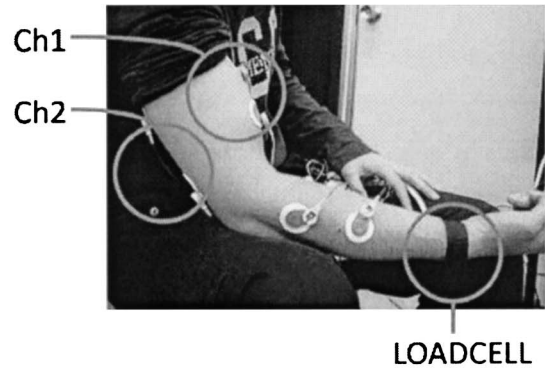


Fig.2 Measuring method of electromyogram and torque

(11) 式において、 $\text{median}(\cdot)$  は中間値をとる操作を表す。得られたウェーブレット係数  $w_a^{(j)}(k)$  に (10) 式で得られたしきい値  $\lambda$  を用いて (12) 式のような Soft-thresholding 手法<sup>4)</sup> を適用し、小振幅の雑音成分を除去する。

$$w_x^{(j)}(k) = \begin{cases} (|w_x^{(j)}(k)| - \lambda) & (\text{if } w_x^{(j)}(k) > \lambda) \\ 0 & (\text{if } |w_x^{(j)}(k)| \leq \lambda) \\ -(|w_x^{(j)}(k)| - \lambda) & (\text{if } w_x^{(j)}(k) < -\lambda) \end{cases} \quad (12)$$

最後に雑音除去後の M 変換を逆 M 変換し、もとの時間信号に変換することにより、雑音が除去された信号が得られる。

提案する雑音除去手法の利点はパラメータの設定がきわめて容易な点である。ウェーブレット縮退のみを用いてインパルス状雑音を除去する方法も提案されている<sup>6)</sup>。しかし、この手法では雑音除去のためのしきい値をあらかじめ求めておかなければならず、またその決め方も経験的なものである。これに対して、提案する手法では設定するパラメータはウェーブレット展開の次数  $j_L$  のみであり、しきい値  $\lambda$  は (10) 式により自動的に決定される。

## 3. 雑音除去手法の筋電信号への適用

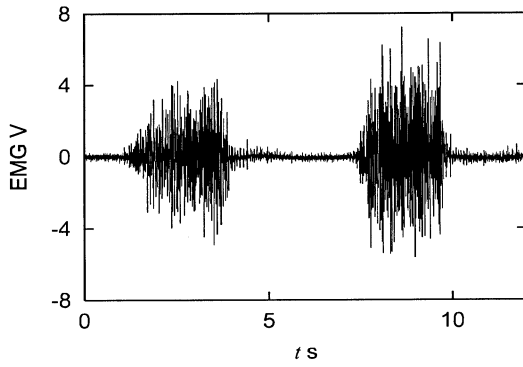
### 3.1 RMS 値の推定

筋電信号は筋肉の活動電位を計測したものであり、筋肉の活動レベルを示すのであるため、人間と様々な機器とのインターフェースとしてしばしば用いられる。この場合、筋電信号の特徴を抽出するために次式のように定義される 2 乗平均平方値が用いられる。

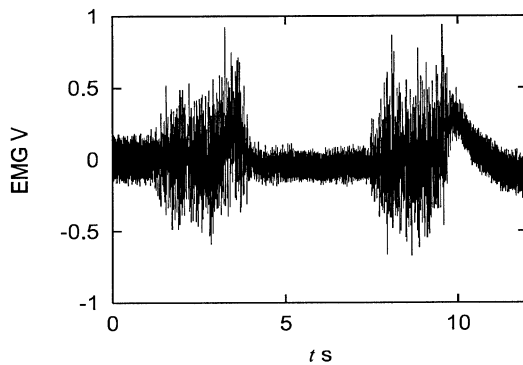
$$x_{rms} = \sqrt{\frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} x^2(i)}. \quad (13)$$

上式において、 $x(i)$  は筋電信号であり、 $L$  はセグメントの長さを表す。しかし、RMS 処理された筋電信号にはインパルス状雑音が含まれており、筋電信号の特徴を抽出するためにはこれらの雑音を除去することが必要不可欠である。そこで、本研究では M 変換とウェーブレット縮退を用いる雑音除去手法を適用する。

提案した雑音除去手法が筋電信号処理に有効であることを確認するため、以下の手順で実験を行った。実験は図 2 に示すような環境で行われた。図中の電極 Ch1 および Ch2 はそれぞれ



(a) in case of humerus biceps



(b) in case of humerus triceps

Fig.3 An example of EMG signal

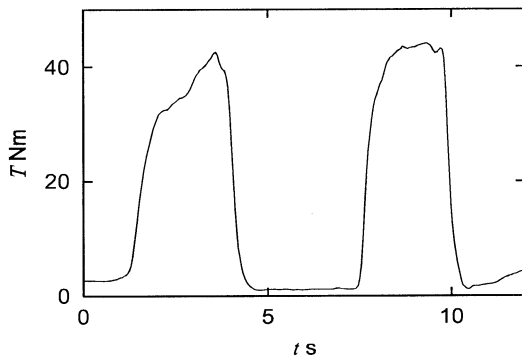
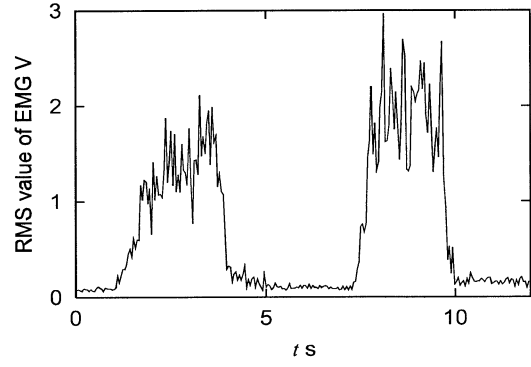


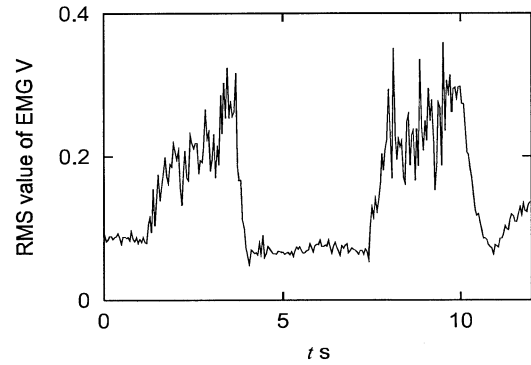
Fig.4 Measured Torque  $T$

れ、上腕二頭筋および上腕三頭筋の筋電図を測定するための電極である。手首にかけられたベルトは床面に固定されたロードセルにつながっており、筋肉により発生した張力をひじ関節を回転の中心としたトルクに換算し、測定するために使用される。筋電信号およびロードセルの出力はサンプリング周波数  $f_s = 10\text{kHz}$  で 12 秒間測定された。筋電信号およびトルクの測定は 2 回行われ、最初の実験により測定された筋電信号およびトルクは後述の重回帰分析の回帰係数を求めるために使用され、第 2 回目の測定結果は得られた回帰係数を用いて筋電信号からトルクを推定するために使用した。

図 3 (a), (b) に、第 1 回目の測定で計測された上腕二頭筋および上腕三頭筋の筋電信号を示す。また、図 4 に測定した張力から求めたトルク  $T$  を示す。図 3 と図 4 を比較すると、筋電信号の振幅が大きいほど大きなトルクが発生していることがわかる。



(a) in case of humerus biceps



(b) in case of humerus triceps

Fig.5 Rms value of EMG signals shown in Fig.3

Table 1 Daubechies' sequence

Length $L$	Daubechies' sequence $h(n)$			
8	0.1629,	0.5055,	0.4461,	-0.0198,
	-0.1323,	0.0218,	0.0233,	-0.0075

筋電信号の振幅を評価するため、式 (13) により、筋電信号の RMS 値が計算された。ここで、測定された筋電信号は各々  $N = 511$  のセグメントに分割している。得られた RMS 値を図 5 に示す。

図 5 より、筋電信号の RMS 値は筋電信号の振幅と対応しているが、まだ多くのインパルス状雑音を残していることがわかる。そこで、筆者等が提案した方法を図 5 に信号に適用し、雑音の除去を試みる。この場合、RMS 値のセグメント数は  $N = 511$  であるため、次数  $n = 9$  の M 系列信号を用いて M 変換を行った。M 系列信号発生のための特性多項式  $f(x)$  は次式のとおりである。

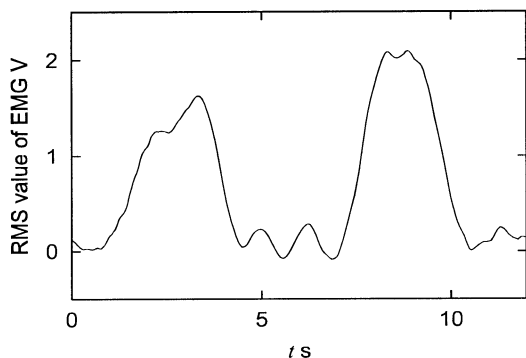
$$f(x) = x^9 + x^4 + 1 \quad (14)$$

また、ウェーブレット変換には表 1 に示す長さ  $L = 8$  の Daubechies 系列を用い、ウェーブレット変換のレベル  $J$  は  $J = 4$  に設定した。

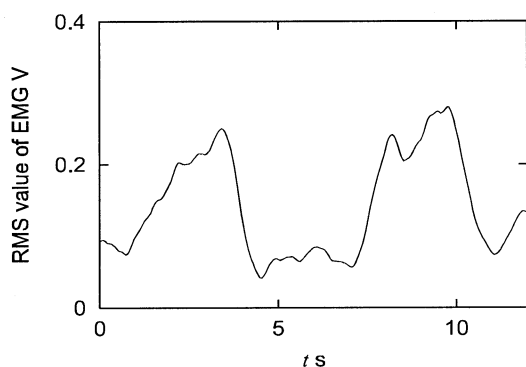
雑音除去後の RMS 信号を図 6 に示す。図 5 と図 6 を比較すると、提案する方法により RMS 信号中のインパルス状雑音が除去され、滑らかな推定値が得られていることがわかる。

### 3.2 筋電信号の重回帰分析

提案した雑音除去手法の有効性を確認するため、得られた筋電信号とトルクを用いて重回帰分析を行った。まず、トルクの



(a) in case of humerus biceps



(b) in case of humerus triceps

Fig.6 Rms value of EMG signals after noise reduction

Table 2 Partial regression coefficients

RMS value	$b_0$	$b_1$	$b_2$
before noise reduction	-4.04	15.23	70.65
after noise reduction	-5.42	16.96	73.13

推定値  $\hat{T}$  が式 (15) により表されるものとする。

$$\hat{T} = b_0 + b_1 E_{bi} + b_2 E_{tri} \quad (15)$$

ここで、 $E_{bi}$  および  $E_{tri}$  はそれぞれ、上腕二頭筋および上腕三頭筋の筋電信号の RMS 値である。また、式中の  $b_i (i = 0, 1, 2)$  は偏自己回帰係数とする。図 5, 6 に示した筋電信号の RMS 値を用いて最小二乗法により求めた偏自己回帰係数は表 2 のとおりである。

表 2 の偏自己回帰係数を用いて推定したトルクを図 7 および図 8 に示す。ここで、推定に用いた筋電信号およびトルクは図 3, 4 に示したものは異なり、新たに測定したものである。図中において、実線は推定されたトルクを表し、点線は実測されたトルクを表す。図 7 と図 8 を比較すると、RMS 値を用いて推定したトルクは大きく変動するのに対して、インパルス状雑音を除去した後の RMS 値を用いた場合の方がより実際のトルクに一致していることがわかる。

### 3.3 筋電信号のパワースペクトルの推定

筋電信号の周波数帯域はおよそ 10 ~ 2,000 Hz であり、そのパワースペクトルは速筋や遅筋などの筋繊維の種類により変化することが知られている。また、筋電信号のパワースペクトルは筋肉の活動状態の評価にも有用である。しかし、実際に測定された信号中に交流電源等からの周期雑音が混入した場合、正確なパワースペクトルを得ることは不可能である。筋電信号

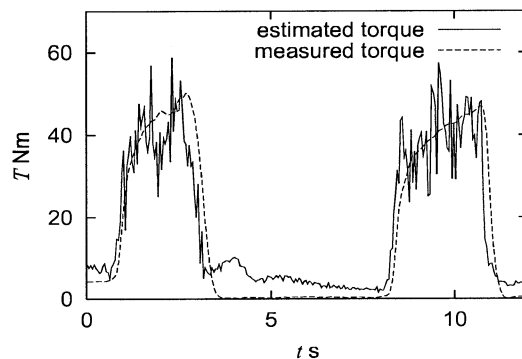


Fig.7 Estimated torque by using the original RMS signal

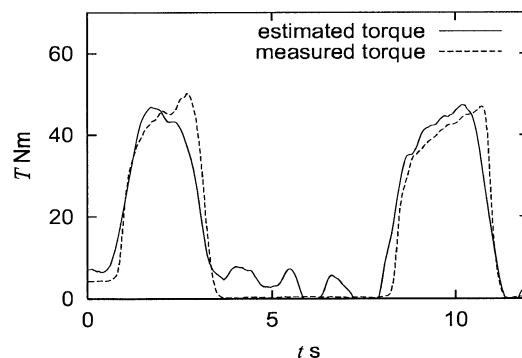


Fig.8 Estimated torque by using the filtered RMS signal

にこのような周期性の雑音加わる原因としては、以下のことがあげられる。近年、無線通信を用いて生体信号を測定する装置が市販され、被験者の身体を拘束することなく筋電信号などの測定を行うことが可能となった。その反面、このような測定では通信中に電源等からの雑音が混入しやすいという欠点を有している。一例を図 9 に示す。これは、周波数 10kHz でサンプリングした上腕三頭筋の筋電信号より求めたパワースペクトルであるが、図 9 より、この信号中には交流電源からの 60Hz の周期雑音およびその高調波成分が含まれている。

このような周期性雑音を除去するためにはノッチフィルタを使用するのが一般的である。しかし、ノッチフィルタを用いる場合、信号中の同じ周波数成分も除去されるため、正確なパワースペクトルの測定が困難となる。周期信号のパワースペクトルは周波数軸上ではインパルス状となるため、筆者等が提案した雑音除去手法を適用することにより、パワースペク

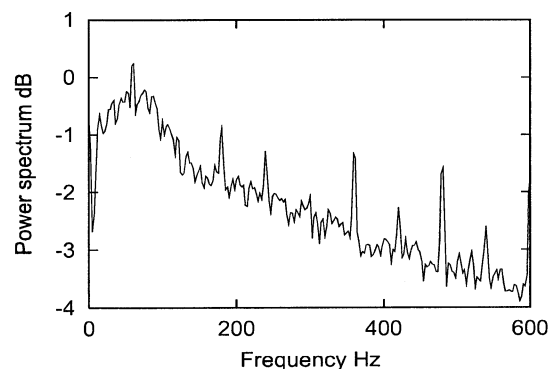


Fig.9 Power spectrum of EMG signal including periodic noise

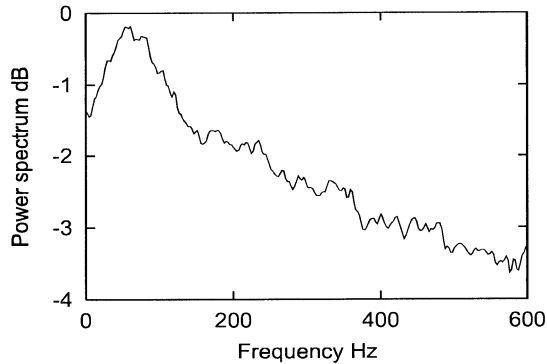


Fig.10 Estimated power spectrum of EMG signal

トルの推定が可能となる。さらに、測定された長さ  $N$  の筋電信号を  $x(i) (0 \leq i \leq N-1)$  とすると、そのピリオドグラム  $I_x(k) (0 \leq k \leq N-1)$  は式 (16) のように表される。

$$I_x(k) = \frac{1}{N} |X(k)|^2 \quad (0 \leq k \leq N-1) \quad (16)$$

ここで、 $X(k)$  は信号  $x(i)$  の離散フーリエ変換である。ピリオドグラムは変動が大きく、パワースペクトルの推定値としては不适当であり、ウィンドウを用いることにより変動を抑え、パワースペクトルの推定値とすることが一般的である<sup>7)</sup>。この場合、(16) 式で表されるピリオドグラムを時系列信号と見ますと、その変動は白色雑音と考えることができる。したがって、式 (16) により求めたピリオドグラムに筆者等が提案した雑音除去手法を適用することにより、周期性雑音を除去し、ピリオドogramの変動を抑え、良好なパワースペクトルの推定が可能となる。図9のパワースペクトルに対してM変換を用いる雑音除去手法を適用した結果が図10のパワースペクトルである。ここで、M変換には次式の特性多項式  $f(x)$  を有する次数  $n=14$  のM系列信号を用いている。

$$f(x) = x^{14} + x^{13} + x^{10} + x^8 + x^6 + x^4 + x^2 + 1 \quad (17)$$

また、ウェーブレット変換には表1に示す長さ  $L=8$  のDaubechies系列を用い、ウェーブレット変換のレベル  $J$  は  $J=7$  に設定した。図9と図10を比較すると、パワースペクトル中に含まれていた周期雑音のスペクトルが除去され、変動

の少ない滑らかなパワースペクトルが得られていることがわかる。

#### 4. あとがき

本研究では、筆者等が提案したM変換とウェーブレット縮退を用いる雑音除去手法を筋電信号に適用し、その有用性を確認した。本研究で得られた結果は以下のとおりである。

- (1) 筋電信号のRMS値に雑音除去手法を用いることにより、実際のトルクと良く一致する推定値が得られた。
- (2) 周期雑音を含む筋電信号のパワースペクトルに雑音除去手法を適用することにより、良好なパワースペクトルの推定値が得られた。

今後の課題としては、高速化により実時間で雑音除去が期待される。

#### 謝辞

本研究は文部科学省科学研究費補助金(基盤研究(C) No. 19560235)の助成の一部により行われた。

#### 参考文献

- 1) 木口量夫: 人間動作補助用福祉ロボット, 日本機械学会誌, **110**, 1058, (2007), 46.
- 2) P.Heinonen and Y.Neuvo: FIR-median hybrid filters, IEEE Trans. on Acoustic Signal and Signal Processing, **35**, 6, (1987), 832.
- 3) 柏木潤, 劉旻, 原田博之, 山口晃生: M変換の性質と同定への応用, 計測自動制御学会論文集, **34**, 12, (1998), 1785.
- 4) D.L.Donoho: De-noising by Soft-thresholding, IEEE Trans. Information Theory, **41**, 3, (1995), 613.
- 5) H.Harada, H.Kashiwagi, K.Kaba and T.Yamaguchi, Impulsive Noise Reduction by Using M-Transform and Wavelet Shrinkage, Systems Science, **31**, 3, (2005), 5.
- 6) 章忠, 戸田浩, 川畑洋昭: RI-Spline ウェーブレットおよびその非定常信号解析への応用—第2報: RI-Spline ウェーブレットによる複素数多重像度解析—, 計測自動制御学会論文集, **39**, 7, (2003), 615.
- 7) 森下巖, 小畑秀文: 信号処理 (1994).