

# 척추 손상 환자의 근신호 수축 및 이완 패턴 분석

이영석, 이진, 김현동\*, 박인선\*, 고현윤\*\*, 김성환

인제대학교 의과대학 재활의학과\*

부산의대\*\*

서울시립대학교 공과대학 전자공학과

## Muscle Contraction and Relaxation Pattern Analysis of Spinal Cord Injured Patient

Y.S.Lee, J.Lee, H.D.Kim\*, I.S.Park\*, H.Y.Ko\*\*, S.H.Kim

Dept. of Rehabilitation medicine, College of Medicine, Inje University\*

Pusan National University Hospital\*\*

Dept. of Electronics Engineering, College of Engineering, Seoul City University

### ABSTRACT

The EMG signal of spinal cord injured patient is very feeble because that the information from central nervous system is not sufficiently transmitted to motor neuron or muscle fiber. Therefore the observer can not observe contraction and relaxation movement of muscle from the raw EMG signal.

In this paper, we propose the muscle contraction and relaxation pattern analysis method of spinal cord injured patient whose EMG signal is composed of the sum of motor unit action potential train with additive white Gaussian noise and impulsive noise.

From the EMG model, we denoise impulsive noise using median filter which is a kind of nonlinear filter and the output of median filter is transformed to wavelet transform domain for denoising additive white Gaussian noise using threshold level removal technique.

As a result, we can obtain the clear contraction and relaxation pattern.

### 서론

근전도 신호(electromyogram; EMG)는 근육이 수축할 때 발생하는 생체전기 신호로서, 근섬유들과 연결된 운동 신경(motor neuron)이 두뇌 및 척추로부터의 전기적인 자극에 의해 수축 및 이완 운동을 하게 된다. 따라서 근전도 신호의 패턴에 관한 연구는 근육 질환의 병변을 발견하여 임상적인 증상의 분류에 이용하는 것뿐만 아니라 얻어진 근전도 신호를 해석함에 있어 파라미터를 이용한 모델링이나, 이를 통한 기능 인식 및 보철 제어에 이용하는 시도가 지속적으로 이루어지고 있다[1].

그러나, 대뇌의 운동 관련 영역이나, 척추의 손상으로 인하여 운동 명령이 운동 신경을 통하여 근섬유들을 자극하지 못하는 기능적 손상을 입은 환자들의 경우에는 관측을 할 수 있는 근전도 신호가 대

단히 미약하게 나타나기 때문에 주위의 잡음 환경에 묻히거나, 또는 마치 운동 신경단의 활동으로 인식하기 쉬운 impulsive 잡음등이 첨가되어 근전도 신호의 정상적인 관측에 어려움이 있다. 따라서 본 연구에서는 척추 손상 환자들의 미약하고 impulsive 잡음등 각종 잡음으로 오염된 근전도 신호의 수축 및 이완 운동을 정확히 관측할 수 있도록 하기 위하여, 척추 손상 환자로부터 침전극을 이용하여 추출한 근전도 신호를 운동단위 활동 전위열(motor unit action potential train; MUAPT)들에 백색 가우시안 잡음과 impulsive 잡음이 가산된 신호로서 모델링을 하고, 전처리기로 비선형 필터의 일종인 median 필터를 이용하여 impulsive 잡음을 제거하고, 그 출력을 웨이브렛 변환 평면으로 변환하여 적절한 문턱 레벨(threshold level) 이하의 신호는 제거한 후 역 웨이브렛 변환을 취하여 척추 손상 환자의 미약한 근전도 신호로부터 수축 및 이완 운동을 관측할 수 있었다.

### 근전도 신호 모델링

침전극을 통하여 추출한 근전도 신호  $y(t)$ 는 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$y(t) = \sum_{i=1}^m s_i(t) + w(t) + n(t) \quad (1)$$

여기서, 근전도 신호는 서로 다른 MUAPT들인  $s_i(t)$ 가 중첩되었으며, 이와함께 측정 시스템의 백색 가우시안 잡음  $w(t)$ 와 impulsive 잡음  $n(t)$ 가 부가되어 있는 모델로서 나타낼 수 있다. 따라서 백색 잡음 및 impulsive 잡음은 관측된 근전도 신호를 이용한 진단시에 정상적인 관측을 어렵게 하는 요소로서 작용한다[2]. 특히, 척추 손상 환자의 근전도 신호는 정상적인 사람의 근전도 신호보다 훨씬 미약하여 상대적으로 신호대 잡음비가 낮아져 백색 잡음에 묻혀버리기 때문에 근육의 수축 및 이완시 근전도 신호의 패턴이 정확히 나타나지 않는 현상이 발생할 수 있으며, 척추 손상 환자들에게서 통상적으로 보이는 impulsive 잡음은 마치 활성화

된 MUAP가 단독으로 나타나는 현상처럼 보이기 때문에 진단에 장애 요소로서 작용한다. 따라서 본 연구에서는 식(1)과같이 정의된 근전도 신호의 모델로부터 백색 잡음 및 impulsive 잡음을 제거하여 근전도 신호의 수축 및 이완 패턴을 밝혀내는 것을 목적으로 하고 있다.

Median 필터를 이용한 impulsive 잡음 제거

먼저 식(1)의 근전도 신호 모델로부터 impulsive 잡음을 제거하기 위하여 식(2)와 같은 비선형 필터의 일종인 median 필터를 제안하였다[3].

$$x_M(k) = \text{Med}(x_{n/2-k}, \dots, x_k, \dots, x_{n/2+k}) \quad (2)$$

여기서  $n$ 은 median 필터의 윈도우 크기

식(2)로부터 median 필터의 출력은  $n$ 의 크기를 갖는 윈도우 안의 값들 가운데 그 중간값을 취하고 있음을 알 수 있다. 따라서 식 (2)의 median 필터를 식 (1)의 근전도 신호 모델에 적용하면 식(3)과 같이 median 필터를 통과한 근전도 신호 모델의 출력력을 얻을 수 있다.

$$y_M(t) = \sum_{i=1}^m s_{M,i}(t) + w_M(t) + n_M(t) \quad (3)$$

식(3)의 결과로부터 median 필터의 출력은 효과적으로 impulsive 잡음을 제거하기 때문에 MUAPT들의 median 필터 출력인  $\sum_{i=1}^m s_{M,i}(t)$ 와 가우시안 백색 잡음의 median 필터 출력인  $w_M(t)$ 에 비하여 상대적으로 impulsive 잡음의 median 필터 출력  $n_M(t)$ 는 작은 값을 갖는다.

따라서 impulsive 잡음의 median 필터 출력  $n_M(t)$ 는 전체 근전도 신호 모델에서 큰 영향을 미치지 않으므로 0으로 근사화 시킬 수 있다. 따라서 (3)은 식 (4)와같이 나타낼 수 있다.

$$y_M(t) \approx \sum_{i=1}^m s_{M,i}(t) + w_M(t) \quad (4)$$

또한 식(4)로부터 가우시안 백색 잡음의 median 필터의 출력  $w_M(t)$ 는 입력인 가우시안 백색 잡음

$w(t)$ 에 대하여 윈도우 영역내에서 중간값을 취한 것이므로 저역 통과 필터의 특성을 가지고 있다. 따라서 식(4)의 median 필터의 출력 신호는 중첩된 MUAPT들과 백색 가우시안 잡음의 median 필터의 출력들에 의해 낮은 주파수 영역에서 섞여있으며, 이와같은 현상은 근전도 신호의 수축 및 이완 패턴을 인식하는데 장애 요소로서 작용한다.

그림1은 평균이 0이고 분산이 1인 전형적인 백색 잡음이며, 그림2는 그림1을 5차의 median 필터를 통과하였을 경우에 나타나는 출력 신호이다.

따라서 본 연구에서는 웨이블릿 변환 평면으로 식 (4)의 median 필터의 출력을 변환하여  $w_M(t)$ 의 제거를 시도하였다

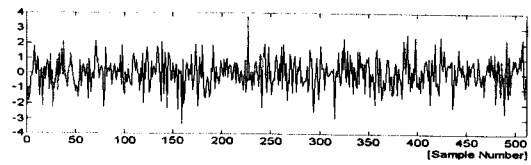


그림 1. 백색잡음 (평균 0, 분산 1)  
Fig. 1. White noise (mean 0, variance 1)

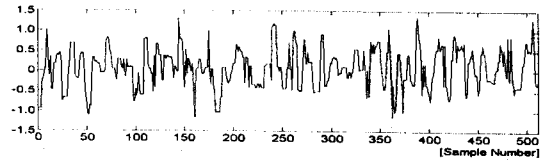


그림 2. 백색잡음의 median 필터 출력  
Fig. 2. Median filter output of white noise

### 웨이블릿 평면에서의 잡음 제거

시평면의 신호  $f(t)$ 를 웨이블릿 변환 평면으로 옮기는 웨이블릿 변환은 unitary 직교 변환의 일종으로서 식 (5)와 같이 나타 낼 수 있다[4].

$$Wf(m, n) = 2^{-\frac{m}{2}} \int f(t) \Psi^*(2^{-m}t - n) dt \quad (5)$$

식(5)로부터  $m$ 과  $n$ 은 각각 스케일링 파라미터 (scaling parameter)와 병진 파라미터(translation parameter) 이고,  $\Psi(t)$ 는 mother wavelet이다. 따라서 웨이블릿 변환은 시평면의 신호  $f(t)$ 를 각각 스케일링 시키고 병진 시킨 웨이블릿에 내적을 해 준것과 같은 효과를 갖고 있으며, 특히 각각의 스케일링 및 병진된 서로 다른 웨이블릿들 간에는 직교성(orthogonality)이 성립하기 때문에 웨이블릿 변환을 통해 발생하는 신호  $f(t)$ 에 대한 웨이블릿 계수들은 각 웨이블릿들을 기저(basis)로 하는 선형적인 결합의 정도를 나타내는 값들이라 할 수 있다. 웨이블릿 변환은 다단의 QMF(quadrature millor filter) 구조를 통하여 대역 통과 필터와 저역 통과필터 및 외삽(decimation)을 이용한 필터뱅크로서 효율적인 연산량으로 구현이 가능하며 그림3은 2단의 QMF 구조를 나타내고 있다[5].

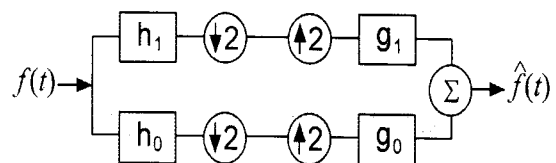


그림 3. QMF 구조  
Fig. 3. QMF structure

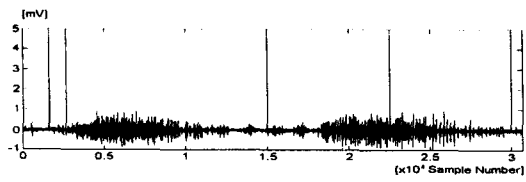
식(4)의 근전도 신호에 대한 median 필터의 출력  $y_M(t)$ 를 웨이블릿 평면으로 변환하면 각 대역으로

중첩된 근전도 신호 성분과 백색 가우시안 잡음의 median 필터 출력인  $w_M(t)$ 이 분포하게된다.

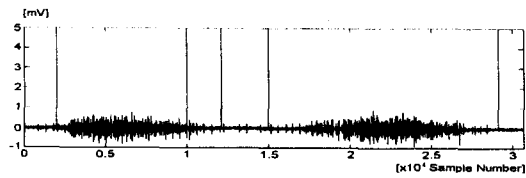
따라서 적절한 문턱 레벨을 이용하여 그 이상의 값들은 남겨두고 이하의 값들은 모두 0으로 놓은 다음 역웨이브렛 변환을 취하면 효과적으로 근전도 신호에 가산된 잡음  $w_M(t)$ 를 제거할 수 있다.

실험 및 결과 고찰

본 연구에서는 식(1)에서 모델링한 근전도 신호로부터 근육의 수축 및 이완 패턴을 구하기 위하여 인제대 의대 부속 백병원으로 부터 횡단성 척수염(transverse myelitis)으로 인한 마미충 증후군(cauda equina syndrome)에 걸린 환자의 족저 단신근(extensor digitorum brevis)에서 받은 그림 4(a) 및 4(b)와같은 근전도 신호를 이용하여 실험을 수행하였다.



(a)



(b)

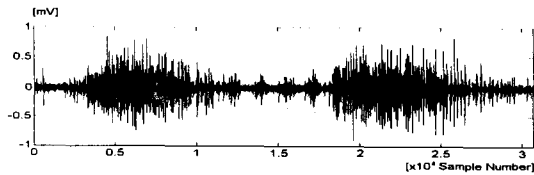
그림 4. 척추 손상환자의 근전도 신호

(a) LSJ.DAT (b) LHS.DAT

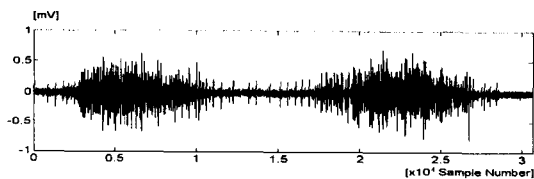
Fig. 4.EMG signal of spinal cord injured patient

(a) LSJ.DAT (b) LHS.DAT

그림 4에서 보는 바와 같이 척추 손상 환자의 근전도 신호는 근육의 수축 및 이완 패턴을 알아보기 어렵고 impulsive 잡음이 나타나는 특징이 있음을 알 수 있다



(a)

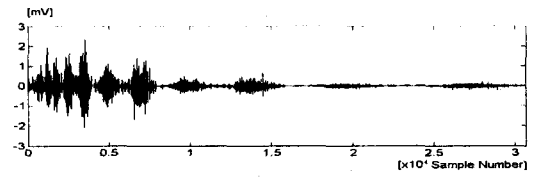


(b)

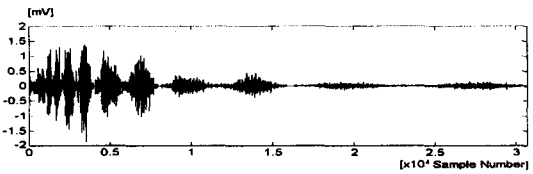
그림 5. 그림4의 근전도 신호에대한 median 필터의 출력

Fig. 5. Median filter outputs for the EMG signals of fig. 4

그림 5는 그림 4의 근전도 신호에 대하여 median 필터를 통과한 출력 신호들로서, 근전도 신호들의 모양은 대부분이 유지한 채 impulsive 잡음이 사라진 것을 관측할 수 있다.



(a)

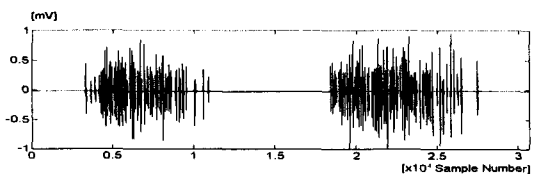


(b)

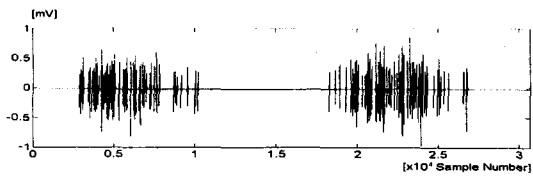
그림 6. 그림 5의 median 필터 출력에 대한 웨이브렛 변환 결과

Fig. 6. Results of wavelet transform for Median filter output of the fig. 5

또한 그림 6은 Daubechies에 의해 제안된  $D_4$  웨이브렛을 이용하여 그림 5의 median 필터를 통과한 근전도 신호들에 대한 웨이브렛 변환 결과를 나타내고 있다. 따라서 그림 6의 변환 결과를 이용하여 근전도 신호의 수축 및 이완 패턴을 구하기 위해 적절한 문턱 레벨링을하고 역 웨이브렛 변환 과정을 통하여 그림 7과 같이 최종적인 근전도 신호의 수축 및 이완 패턴을 얻을 수 있었다.



(a)



(b)

그림 7. 최종적인 근전도 신호의 수축 및 이완 패턴  
Fig. 7. Final contraction and relaxation pattern of EMG signal

결 론

본 연구에서는 척추 손상 환자의 근전도 신호로부터 수축 및 이완 패턴을 구하기 위하여 우선 근전도 신호에 대한 모델링을 통하여 근전도 신호는

MUAPT들의 중첩 신호와 이에 가산된 impulsive 잡음 및 백색 가우시안 잡음의 합으로서 가정하고, impulsive 잡음을 제거하기 위하여 median 필터를 사용하였다.

그리고, median 필터의 출력을 웨이브렛 변환 평면으로 옮겨 적절한 문턱 레벨을 설정하고 그 레벨 이상의 값들만을 남겨두고 나머지 값들을 모두 0으로 소거하여 근전도 신호내에 있는 백색 가우시안 잡음의 영향을 줄인다음 역웨이브렛 변환 과정을 통하여 근전도 신호의 수축 및 이완 패턴을 구할 수 있었다. 이와같은 실험 결과는 근육의 수축 및 이완 패턴에대한 임상 진단이나, 신경 계통의 손상으로 인하여 운동 장애를 받는 환자들을 위한 보철 제어에서 근육의 수축 및 이완 패턴을 연구하는데 응용할 수 있으리라 생각된다.

### 참 고 문 헌

- [1]D. Graupe, "EMG pattern analysis for patient response control of FES in paraplegics for walker supported walking", IEEETrans., BME, vol. 36, no. 7, pp. 711-719, July, 1989.
- [2]Rouzky, Batista, Longbotham, "An application of wavelet to electromyographic signals", SPIE Wavelet applications, vol. 2242, pp. 736-743, 1994.
- [3]L. Pitas, "Digital image processing algorithms", P.H., 2nd Ed.,pp. 134-145,1993.
- [4]I. Daubechies,"Orthonormal basis of compactly supported wavelets", Comm. Pure Applied Math., vol. 41, pp. 909-996, 1988.
- [5]Akansu, Haddad, "Multiresolution signal decomposition", AP press, 1st Ed., pp. 321-325, 1992.