

## 근 질환자의 표면 근전도 신호에 대한 근섬유 전도속도 측정방법

이진, 정정균\*, 신승현\*, 박인선\*\*, 고현윤\*\*\*, 김성환\*  
한려산업대 의공학과, \*서울시립대 전자공학과, \*\*인제대 재활의학과, \*\*\*부산의대

### A measurement method of muscle fiber conduction velocity for surface EMG signal of muscle diseased patient

J. Lee, J. K. Jung\*, S. H. Shin\*, I. S. Park\*\*, H. Y. Ko\*\*\*, S. H. Kim\*  
Dept. of Biomedical Engin. Hanlyo Sanup Univ., \*Dept. of Electronics Engin. Univ. of Seoul,  
\*\*Dept. of Rehabilitation Medicine Inje Univ., \*\*\*Pusan National Univ. Hospital

#### Abstract

A new approach to the measurement of muscle fiber conduction velocity by surface electromyography(EMG) is developed, based upon a robust time-delay estimation algorithm. Unlike previously reported methods, it does not require the Gaussian assumption of raw EMG signal, and can be applied accurately in non-gaussian impulsive EMG signal. For five healthy subjects the conduction velocity in the biceps brachii and vastus medialis was measured and compared with various other techniques.

As a result, the average muscle fiber conduction velocity was  $4.59 \pm 0.20$ m/s in case of biceps brachii and  $5.67 \pm 0.33$ m/s in vastus medialis.

#### 서론

근전도(electromyogram:EMG)는 근육이 수축·이완할 때 발생되어 근섬유(muscle fiber)를 따라 전도되는 운동 단위 활동 전위(motor unit action potential : MUAP)의 기록이다. 그러므로 이때 근섬유를 통한 활동전위의 전도속도(conduction velocity)는 근육의 전기적 활동의 분석에 영향을 미치는 중요한 요소로 작용한다. 예를 들면 근육의 피로도에 따른 근전도 신호의 주파수변화[1]는 기본적으로 근섬유 전도속도의 변화에 의해서 기인한 현상이며, 기능적 근육 손상을 가진 환자의 경우 근섬유 전도속도의 변화를 측정함으로써 임상에서 근질환 진단의 유용한 정보로써 활용할 수 있다[2].

1955년경, Buchthal[3]과 Stalberg[4] 등은 침전극(needle electrode)으로 얻은 SFAP(single fiber action potential)으로부터 골격근의 근섬유 전도속도의 측정을 시도하였다. 1970년 Lindström[1] 등은 관혈적(invasive) 방법의 단점을 보완하기 위하여 표면전극(surface electrode)으로 수집한 근전도 신호의 주파수 스펙트럼을 분석하여 전도속도를 측정할 수 있는 비관혈적(noninvasive) 방법을 보고하였으며, 그 이후로 여러 연구자들에 의해 실제 임상에서 사용하기에 편리한 근육의 표면으로부터 수집한 근전도 신호를 가지고 다양한 신호처리 알고리즘을 이용하여 근섬유 전도속도를 정량적이고 on-line으로 측정할 수 있도록 하기 위한 연구가 계속 발표되었다[5][6].

이 연구들의 기본적인 접근 방법은 일정한 거리차

를 두고 위치시킨 2개의 표면 전극으로부터 동일한 근섬유 다발에서 수집한 근전도 신호 사이의 시지연을 측정함으로써 근섬유 전도속도를 측정하는 것이다. H. Zorn[6]의 상호상관(cross-correlation)알고리즘을 이용한 근섬유 전도속도 측정 방법은 랜덤 신호 사이의 시지연 추정법으로 가장 보편화된 신호처리 알고리즘을 근섬유 전도속도 추정기에 응용한 것으로서 실제 시스템 구성시 여러 가지 장점을 제공하였다. 그러나 위의 모든 방법들은 표면 근전도 신호를 구성하는 신호 및 잡음의 통계적 특성이 가우시안 확률분포일 경우로 가정한 통계적 신호처리 알고리즘을 적용한 것으로서 이 확률 분포를 벗어나는 비가우시안 충격성 잡음이 존재하는 경우 전도속도 측정이 불가능하다는 공통된 단점을 가지고 있다. 또한 실제 임상에서 밝혀진 표면 근전도 신호의 패턴은 대뇌의 운동관련 영역이나 척수의 손상으로 인하여 기능적 근육 손상을 가진 환자들의 경우 관측되는 표면 근전도 신호가 대단히 미약하여, 마치 운동 신경단의 활동으로 인식하기 쉬운 충격성(impulse) 잡음이 첨가되어 정량적인 근전도 신호 모델과는 상이하게 관측되는 것으로 나타났다[7]. 그러므로 본 연구에서는 이러한 단점을 해결하기 위하여 정상인 뿐만 아니라 기능적 손상환자를 포함한 모든 표면 근전도 신호에 적용할 수 있는 강건(robust) 시지연 추정 알고리즘을 이용하여 새로운 근 섬유 전도속도 측정 방법을 제안하였다. 제안한 방법은 실제 여러 분야의 환경에서 발생될 수 있는 충격잡음을 가장 잘 묘사하는  $\alpha$ -stable 확률 분포 모델[8]을 바탕으로 음의 분수 차수 모멘트를 이용한 FNOC(fractional negative order covariance)와  $\alpha$ -stable 분포함수의 산란 파라미터를 이용한 MD(minimum dispersion)의 강건 시지연 추정 알고리즘을 중심으로 하여 구성하였다. 또한 제시한 두가지 시지연 추정 알고리즘은 다양한 확률 분포의 부가잡음에 대하여 기존의 여러 가지 방법들과 비교·실험하여 강건한 시지연 추정 능력을 입증하였으며[9], 본 연구에서는 실제 근질환 환자의 표면 근전도 신호가  $\alpha$ -stable 분포함수로 모델링 될 수 있는 충격성 잡음을 포함하고 있음을 보이고, 여러명의 피검자를 대상으로 근섬유 전도속도 측정 실험을 수행하여 그 성능을 평가하였다. 이를 위해서 정상인 피검자 5명으로부터 이두박근(biceps brachii)과 내측광근(vastus medialis)의 표면 근전도 신호를 대상으로 실험하여 기존 연구자의 결과와 비교·분석함으로써 제시한 방법의 타당성을 입증하였다.

근 질환자의 근전도 신호와 SaS 확률 과정 신호

그림 1에 횡단성 척수염(transverse myelitis)으로 인한 마미총 증후군(cauda equina syndrome)에 걸린 환자가 이두박근(biceps brachii)에 힘을 주었을 때 표면 전극으로 수집한 근전도 신호를 정상인의 경우와 비교해서 나타내었다.

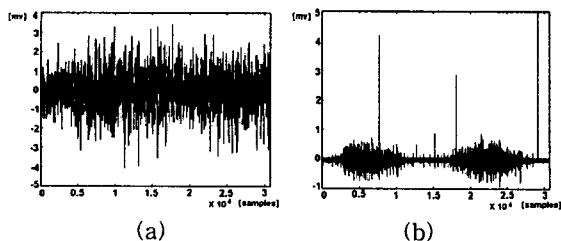


그림 1. 표면 근전도 신호  
(a) 정상인 (b) 마미총 증후군 환자  
Fig. 1. Surface EMG signal (a) normal subject (b) cauda equina syndrome patient

근 질환자의 근전도 신호는 정상인의 경우와 비교해 볼 때 진폭이 대단히 미약하며, 중간 중간에 상대적으로 큰 진폭을 갖는 충격성 잡음이 존재하는 것을 볼 수 있다. 모델링 할 수 있는 (a)의 경우에 비하여, (b)의 경우는 가우시안 분포모델에서 벗어나는 통계적 outlier인 충격 잡음의 존재로 인해서 강건한 통계적 신호처리 방법의 적용이 필요하다.

다음으로 그림 2에 SaS 확률밀도함수와  $\alpha=1.5$ 인 경우에 발생시킨 SaS 백색잡음의 예를 나타내었다.

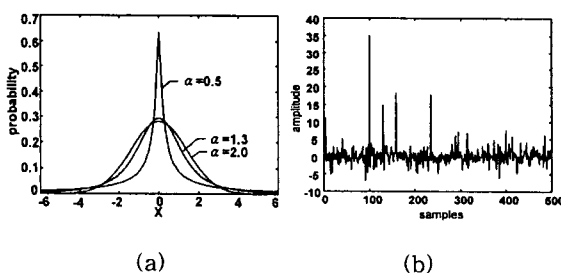


그림 2. SaS 확률분포  
(a) 밀도함수 (b) SaS 백색잡음 ( $\alpha=1.5$ )  
Fig. 2. SaS probability distribution  
(a) density function (b) SaS white noise

$\alpha$ -stable 분포는 stability 특성과 일반화 중심 극한 정리(generalized central limit theorem)[8]이 성립하는 유일한 확률 분포 모델로, 이러한 성질은 불확실한 실제 상황에서 발생할 수 있는 오차나 충격성 랜덤 잡음의 모델링에 적합하게 사용될 수 있는 근거를 제공한다.

새로운 근섬유 전도속도 측정 알고리즘

근섬유 전도속도의 측정은 일정한 거리 간격을 두

고 위치시킨 2개의 근전도 센서로부터 얻어진 다음의 두 신호 사이의 시지연을 알아냄으로써 구할 수 있다.

$$\begin{aligned} x_1[i] &= s[i] + w_1[i] \\ x_2[i] &= As[i-D] + w_2[i], \quad -\infty < i < \infty \end{aligned} \quad (1)$$

여기서  $x_1[i]$ ,  $x_2[i]$ 는 두 센서에 의해서 관측된 신호이며,  $s[i]$ 는 동일한 근섬유 다발에서의 활동전위 신호이고,  $w[i]$ 는 부가 잡음,  $A \in (0, 1]$ 는 감쇠 상수이며  $D$ 가 두 관측 신호 사이의 시지연 상수이다.

이때 부가 잡음  $w[i]$ 가 가우시안 분포모델에서 벗어나는 임펄스 잡음을 포함하고 있을 경우, 즉 그림 1에서 나타낸 바와 같이 마미총 증후군 환자의 표면 근전도 신호의 경우, 이는 가우시안 통계학을 바탕으로 하는 기존의 근섬유 전도속도 측정 알고리즘을 적용할 수 없게 된다. 그러므로 본 연구에서는  $\alpha$ -stable 분포 모델 하에서 다음의 강건 시지연 추정 알고리즘을 제안한다.

1) 음의 분수 차수 공분산(fractional negative order covariance) 알고리즘

SaS 확률 변수(random variable) X의 모멘트는 특성지수  $\alpha$ 값에 따라서 유한하게 존재하여  $\alpha < 1$ 인 경우 가우시안 통계학에서 기본 해석 파라미터가 되는 평균, 분산의 1,2차 모멘트들은 발산한다[8]. 그러나 음의 차수 모멘트(negative order moment)는  $0 < \alpha \leq 2$ 인 모든 경우의 SaS 확률변수에 대하여 식(2)로 유한한 값으로 구할 수 있다[9].

$$\begin{aligned} E(|X|^p) &= -\frac{2}{\alpha\pi} \gamma^{p/\alpha} \Gamma(p+1) \Gamma(-p/\alpha) \sin(p\pi/2) \\ &= \frac{2^{p+1} \Gamma(\frac{p+1}{2}) \Gamma(-p/\alpha)}{\alpha \sqrt{\pi} \Gamma(-p/2)} \gamma^{p/\alpha}, \quad -1 < p < 0 \end{aligned} \quad (2)$$

여기서  $\alpha$ 는 특성지수,  $\gamma$ 는 산란(dispersion) 파라미터,  $\Gamma(\cdot)$ 는 감마함수(gamma function)를 각각 나타낸다.

이를 바탕으로 음의 차수 공분산은 식(3)으로 정의할 수 있다.

$$\begin{aligned} R_d[k] &\triangleq E\{x_2[i]^{(p)} (x_1[i+k])^{(q)}\} \\ &\quad , \quad -0.5 < p, q < 0 \\ X^{(p)} &= |X|^p \text{sign}(X), \quad X \text{가 실수} \end{aligned} \quad (3)$$

그러므로 식(3)을 이용하여 관측된 N 샘플 표면 근전도 신호로부터 음의 차수 공분산은 식(4)로 추정할 수 있다.

$$\begin{aligned} \hat{R}_d[k] &= \frac{1}{L_2 - L_1} \sum_{i=L_1+1}^{L_2} (x_2[i])^{(p)} (x_1[i+k])^{(q)} \\ &\quad , \quad -0.5 < p, q < 0 \end{aligned} \quad (4)$$

여기서  $L_1 = \max(0, -k)$ ,  $L_2 = \min(N-k, N)$ 이며 식(4)의 값은  $k = -D$ 일 때 최대가 되며, 이 성질을 이용하여  $\hat{D} = -\arg \max_k \hat{R}_d[k]$ 로 두 근전도 신호 사이의 시지연을 구할 수 있다.

2) 최소 산란(minimum dispersion) 알고리즘

SaS 확률변수  $X$ 로부터,  $Y = \log|X|$ 의 새로운 랜덤 변수를 정의하면  $\log|SaS|$  확률변수  $Y$ 의 1, 2, 3차 모멘트들은 항상 유한한 값으로 구할 수 있다 [8]. 이러한 특성을 이용하기 위하여 식(1)의 신호 모델을 변형해 보자.

$$x_2[i] = Ax_1[i-D] + w_2[i] - Aw_1[i-D] \quad (5)$$

$$= Ax_1[i-D] + u[i]$$

$$u[i] = w_2[i] - Aw_1[i-D]$$

다음으로,

$$v[i, k] = \log|x_2[i] - Ax_1[i+k]| \quad (6)$$

$$= \log|A(s[i-D] - s[i+k]) + w_2[i] - Aw_1[i+k]|$$

을 정의하면 식(6)은  $k = -D$ 일 때  $s[i]$ 에 의한 성분이 모두 제거되어  $\log|u[i]|$  성분만 남게 되므로 이때 생성된  $\log|SaS|$  분포의 산란 파라미터  $\gamma$ 값은 최소가 된다.

그러므로  $v[i, k]$ 의 샘플 분산과 평균을 구하고 식(7)과 식(8)로  $k$ 에 따른  $\gamma$ 를 추정할 수 있다.

$$\hat{\alpha}[k] = \left( \frac{6}{\pi^2} * var(v[i, k]) - \frac{1}{2} \right)^{-\frac{1}{2}} \quad (7)$$

$$\hat{\gamma}[k] \quad (8)$$

$$= \text{Exp} \left( E(v[i, k]) - C_e \left( \frac{1}{\hat{\alpha}[k]} - 1 \right) - \frac{1}{\hat{\alpha}[k]} \right)$$

여기서  $C_e = 0.57721566 \dots$ 로 Euler 상수이며,  $k = -D$ 일 때 식(8)의  $\hat{\gamma}[k]$ 는 최소가 되며,  $\gamma > 0$ 이므로 시지연은  $\hat{D} = -\arg \max_k (1/\hat{\gamma}[k])$ 로 시지연을 추정할 수 있다.

실험 방법 및 결과 고찰

본 연구에서는 제안한 알고리즘을 적용하여 정상인 5명을 대상으로 표면 전극으로 근전도 신호를 수집하여 근섬유 전도속도 측정 실험을 수행하였다. 이를 위해서 24~48세 사이의 5명의 대상자로부터 이두박근(biceps brachii)과 내측광근(vastus medialis)에서 각각 근전도 신호를 8192Hz의 샘플링 주파수로 취득하였다.

그림 3에 2쌍의 표면전극으로 수집한 실제 근전도 신호의 예를 나타내었다.

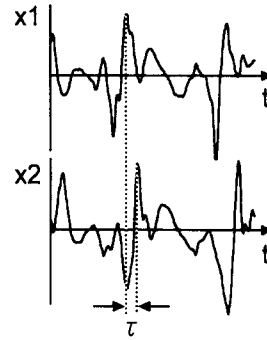


그림 3. 실제 근전도 신호의 예  
Fig. 3. Typical example of the EMG recordings

근육의 신경자극부위(innervation zone)에서 동일한 방향으로 표면 전극을 부착하여 수집한 그림 3의 두신호를 가지고 추정함으로써,  $v = D/\tau$  ( $v$ =전도속도,  $D$ =전극사이의 거리,  $\tau$ =시지연)로 구할 수 있다.

표 1과 표 2에 이두박근과 내측광근으로부터 본 방법으로 구한 근섬유 전도속도를 각각 나타내었다.

표 1. 대상자별 근섬유 전도속도(이두박근)  
Table 1. Muscle fiber conduction velocity of subjects(biceps brachii)

| 대 상 자 | 근섬유 전도속도[m/s] |             |
|-------|---------------|-------------|
|       | FNOC 방법       | MD 방법       |
| S1    | 4.15 ± 0.39   | 4.17 ± 0.25 |
| S2    | 5.50 ± 0.87   | 5.35 ± 0.61 |
| S3    | 4.48 ± 0.72   | 4.44 ± 0.37 |
| S4    | 4.74 ± 1.05   | 4.45 ± 0.57 |
| S5    | 4.38 ± 1.33   | 4.22 ± 0.43 |
| 평 균   | 4.59 ± 0.20   |             |

표 2. 대상자별 근섬유 전도속도(내측광근)  
Table 2. Muscle fiber conduction velocity of subjects(vastus medialis)

| 대 상 자 | 근섬유 전도속도[m/s] |             |
|-------|---------------|-------------|
|       | FNOC 방법       | MD 방법       |
| S1    | 6.22 ± 1.55   | 6.58 ± 0.85 |
| S2    | 5.35 ± 2.24   | 5.27 ± 0.95 |
| S3    | 6.53 ± 2.06   | 6.06 ± 1.79 |
| S4    | 5.14 ± 1.66   | 5.25 ± 2.74 |
| S5    | 5.27 ± 1.52   | 5.03 ± 1.57 |
| 평 균   | 5.67 ± 0.33   |             |

표에서 나타난 바와 같이 제안한 방법으로 측정된 근섬유 전도속도는 이두박근의 경우 평균  $4.59 \pm 0.20$ m/s이며, 내측광근의 경우  $5.67 \pm 0.33$ m/s로 기존의 여러 연구자들에 의해서 발표된 결과와 일치함을 알 수 있다.

다음으로 표 3에 지금까지 제안된 여러 연구자들의 시지연 추정 알고리즘을 이용하여 근섬유 전도속

도를 구한 결과를 비교해서 나타내었다.

결 론

표 3. 기존 연구와 근섬유 전도속도 비교

Table 3. Comparison of muscle fiber conduction velocity with other studies.

| 추정 방법             |             | 근섬유 전도속도[m/s] |           |
|-------------------|-------------|---------------|-----------|
|                   |             | 이두박근          | 내측광근      |
| cross-correlation |             | 4.55±0.22     | 5.72±0.39 |
| LMS               |             | 4.51±0.19     | 5.75±0.42 |
| Nikias의 방법        | covariation | 4.57±0.22     | 5.70±0.39 |
|                   | FLOC        | 4.60±0.24     | 5.75±0.37 |
|                   | LMP         | 4.54±0.21     | 5.73±0.43 |
| 본 연구에서 제안한 방법     | FNOC        | 4.66±0.22     | 5.70±0.32 |
|                   | MD          | 4.53±0.18     | 5.64±0.34 |

지금까지 제안된 여러 연구자들의 방법을 비교·실험해 본 결과 정상인의 경우에는 표면 근전도 신호가 가우시안 분포모델에 포함되므로 모두 유사한 근섬유 전도속도값으로 측정되었으나, Zorn과 Chan의 방법은 마미총 증후군 환자와 같은 근질환자의 경우에는 적용할 수 없으며[9], 최근의 Nikias[10] 방법도 분포함수의 특성지수  $\alpha$ 값에 의존하는 알고리즘으로 구성되었기 때문에 임의의  $\alpha$ -stable 분포함수로 나타나는 근질환자의 표면 근전도 신호에 강건하게 적용할 수 없는 반면, 본 연구에서 제안한 방법은 정상인뿐만 아니라, 임의의 분포를 갖으며 부가되는 충격잡음을 포함하고 있는 다양한 근질환자의 표면 근전도 신호에 대해서도 근섬유 전도속도를 강건하게 측정할 수 있음을 알 수 있었다.

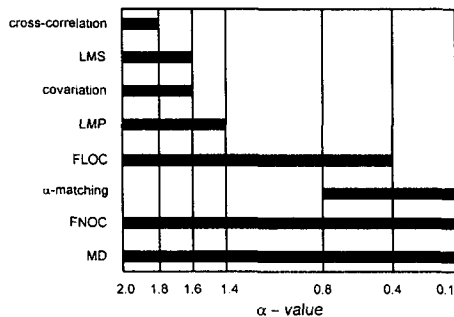


그림 4. 본 연구의 결과로 얻어진  $\alpha$  값에 따른 각 알고리즘의 시지연 추정 가능 영역

Fig. 4. Reliable estimation region of each TDE algorithm with  $\alpha$ , obtained from this study

$\alpha$  값에 따른 각 방법들의 성능을 비교해 본 결과 그림 4에 나타난 것처럼 기존의 방법들은 제한된  $\alpha$  값에 대해서만 그 성능을 발휘하는 반면 제안된 FNOC과 MD 방법은 모든  $\alpha$  값에 대해서 뛰어난 성능을 보이고 있다. FNOC 방법은 모멘트 이론을 사용하므로 기존의 상호상관이나 covariation과 호환성을 가지는 잇점이 있으나 MD 방법은 곱셈연산을 많이 하지 않으므로 계산 속도가 상당히 빠르다. 따라서 제안된 두 방법중 MD 방법이 좀더 우수하다고 볼 수 있다.

본 연구에서는 정상인뿐만 아니라 대뇌나 척추 손상환자의 표면 근전도 신호에도 적용할 수 있는 근섬유 전도속도측정 방법을 제안하였다. 횡단성 척수염으로 인한 마미총 증후군에 걸린 환자의 경우 기존의 방법들로는 근섬유 전도속도 측정이 불가능한 비가우시안 충격잡음을 포함한 형태로 표면 근전도 신호가 구성되므로 제시한 방법의 유용성을 알 수 있으며, 또한 정상인 대상자 5명을 통해서 이두박근과 내측광근의 근섬유 전도속도 측정 실험을 수행하여 타 연구자들의 결과와 비교·검토함으로써 제안한 방법의 타당성을 입증하였다.

따라서 제안된 방법은 실제 임상에서 기존의 방법들을 대신하여 근질환 환자들의 상태를 파악하는데 유용하게 사용될 수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- Lindström L., Magnusson R. and Petersén I., "Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals," *Electromyography*, vol. 4, pp. 341-356, 1970.
- Gruener R., Stern L. Z. and Weisz R. R., "Conduction velocity in human muscle fibers in situ," *Neurology*, vol. 52, pp. 1293-1297, 1979.
- F. Buchthal, C. Guld, and P. Rosenfalck, "Propagation velocity in electrically activated muscle fibers in man," *Acta Physiol. Scand.*, vol. 34, pp. 75-89, 1955.
- E. Stalberg, "Propagation velocity in human muscle fibers in situ," *Acta Physiol. Scand.*, vol. 70, suppl. 287, 1960.
- T. Masuda, H. Miyano and T. Sadoyama, "The Position of Innervation Zones in the Biceps Brachii Investigated by Surface Electromyography," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, No. 1, pp. 36-42, 1985.
- H. Zorn and M. Naeije, "Online muscle fiber action potential conduction velocity measurements using the surface e.m.g cross-correlation technique," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 21, pp. 239-240, 1983.
- R. Rouzky, M. Batista and H. Longbotham, "An application of wavelets to Electromyographic Signals," *SPIE*, vol. 2242, pp. 736-743, 1994.
- G. Samorodnitsky and M. S. Taqqu, *Stable Non-Gaussian Random Process*, New York, Chapman & Hall, 1994.
- 이진, 정정균, 이영석, 김성환, "임펄스 잡음 환경에서의 FNOM과 MD를 이용한 새로운 시지연 및 시간-주파수 지연 복합 추정 방법", *한국음향학회지*, vol. 16, No. 5, pp. 96-104, 1997.
- X. Ma, C. L. Nikias, "Joint Estimation of Time Delay and Frequency Delay in Impulsive Noise using Fractional Lower Order Statistics," *IEEE Trans. Signal Processing*, vol. 44, No. 11, Nov. 1996.