

## 근 질환자의 표면 근전도 신호에 대한 근섬유 전도속도 측정방법

이진·김성환\*

삼척대학교 제어계측공학과, \* 서울시립대학교 전자,전기 공학부  
(2000년 8월 7일 접수, 2001년 3월 8일 채택)

### A Measurement Method of Muscle Fiber Conduction Velocity for Surface EMG Signal of Muscle Diseased Patient

J. Lee, S. H. Kim\*

Dept. of Control and Instrumentation Eng., Samchok National Univ.

\* Dept. of Electronics and Electrical Eng., Univ. of Seoul

(Received August 7, 2000. Accepted March 8, 2001)

**요약**: 본 연구에서는 강건 시지연추정 알고리즘을 바탕으로 하여 표면근전도 신호로부터 새로운 근섬유 전도속도 측정방법을 제안하였다. 제시한 방법은 가우시안 가정 하에서 유도된 기존의 방법들로는 불가능한 비가우시안 충격성잡음을 포함하는 표면근전도 신호를 대상으로도 정확하게 근섬유 전도속도를 측정할 수 있다. 제시한 방법의 평가를 위하여 먼저, 마미총 증후군에 걸린 근질환자의 근전도 신호가 비가우시안  $\alpha$ -stable 확률분포로 모델링할 수 있음을 보였으며, 정상인과 근질환자 6명의 피검자로부터 족저단신근과 내측광근에서 각각 근전도 신호를 수집하여 실험한 근섬유 전도속도 측정결과를 타 연구자들과 비교, 평가하였다. 실험결과, 족저단신근의 경우 근섬유 전도속도가 평균  $4.60 \pm 0.50\text{m/s}$ 로 내측광근의 경우  $5.66 \pm 0.59\text{m/s}$ 로 각각 구할 수 있었다.

**Abstract**: A new approach to the measurement of muscle fiber conduction velocity by surface electromyogram(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. To evaluate the proposed method, we showed first that the surface EMG signal of muscle diseased patient can be modeled in non-Gaussian  $\alpha$ -stable distribution and then its performance was tested various experimental works. For six subjects composed of healthy and muscle diseased patients, the conduction velocities in the extensor digitorum brevis and vastus medialis were measured and compared with various other techniques.

As a result, the average muscle fiber conduction velocity was  $4.60 \pm 0.50\text{m/s}$  in case of extensor digitorum brevis and  $5.66 \pm 0.59\text{m/s}$  in vastus medialis.

**Key words**: Surface EMG, Muscle fiber conduction velocity, Non-gaussian impulsive EMG

## 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 표면 전극(surface electrode)으로 수집한 근전도 신호

통신저자 : 이진, (245-711) 삼척대학교 제어계측공학과  
강원도 삼척시 교동 산253  
Tel. (033)570-6386, Fax. (033)570-6389  
E-mail. jlee@samchok.ac.kr

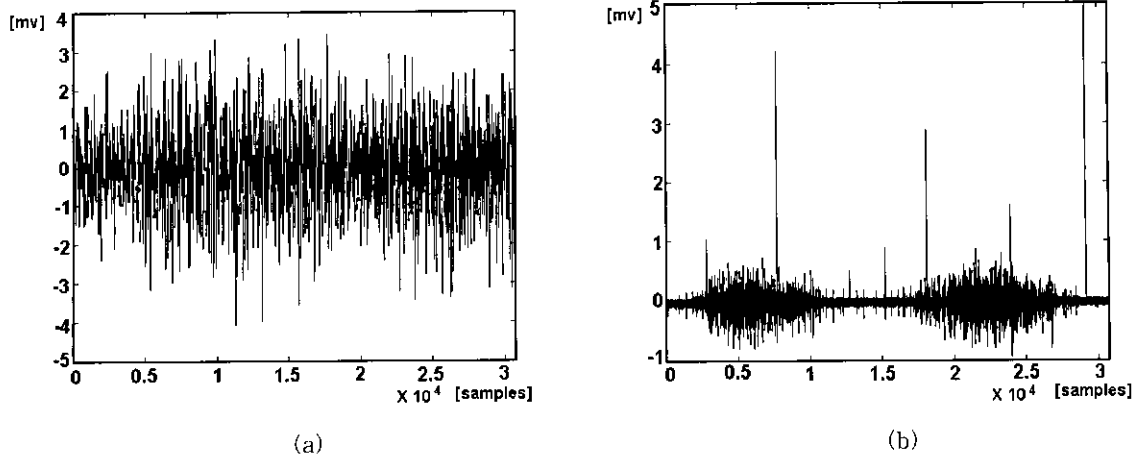


그림 1. 표면 근전도 신호(차동증폭기 이득:1000, 필터 대역폭:10Hz-2kHz, 샘플링 주파수:8192Hz)

(a) 정상인 (b) 마미총 증후군 환자

Fig. 1. Surface EMG signal (differential amplifier gain:1000, filter bandwidth:10Hz-2kHz, sampling frequency:8192Hz)

(a)normal subject (b)cauda equina syndrome patient

의 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 거리차를 두고 위치시킨 2개의 표면 전극으로부터 동일한 근섬유 다발에서 수집한 근전도 신호 사이의 시지연을 측정함으로써 근섬유 전도속도를 측정하는 것이다. Zorn의 상호상관(crosscorrelation) 알고리즘을 이용한 근섬유 전도속도 측정 방법[6]은 랜덤 신호 사이의 시지연 추정법으로 가장 보편화된 신호처리 알고리즘을 근섬유 전도속도 추정기에 응용한 것으로서 실제 측정 시스템 구성시 여러 가지 장점을 제공하였다.

그러나 위의 모든 방법들은 표면 근전도 신호를 구성하는 신호 및 잡음의 통계적 특성이 가우시안(Gaussian) 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 패턴에서는 대뇌의 운동관련 영역이나 척수의 손상으로 인하여 기능적 근육 손상을 가진 환자들의 경우 관측되는 표면 근전도 신호가 대단히 미약하고, 마치 운동 신경단의 활동으로 인식하기 쉬운 충격성(impulse) 잡음이 첨가되어, 정상적인 근전도 신호와는 상이하게 관측되는 것으로 나타났다[7].

그러므로 본 연구에서는 이러한 단점을 해결하기 위하여 정상인뿐만 아니라 기능적 손상환자를 포함한 모든 표면 근전도 신호에 적용할 수 있는 새로운 근 섬유 전도속도 측정 방법을 제안하였다. 제안한 방법들은 실제 여러분야의 환경에서 발생될 수 있는 충격잡음을 가장 잘 묘사하는  $\alpha$ -stable 확률 분

포 모델[8]을 바탕으로 음의 분수 차수 모멘트를 이용한 FNO (fractional negative order covariance)[9]와  $\alpha$ -stable 분포 함수의 산란 파라미터를 이용한 MD(minimum dispersion)[9]의 강건 시지연 추정 알고리즘을 각각 기초로 하여 구성하였다. 또한 제시한 두가지 시지연 추정 알고리즘은 다양한 확률 분포의 부가잡음에 대하여 기존의 여러 가지 방법들과 비교·실험하여 강건한(robust) 시지연 추정 능력을 가지는 것이 이론적으로 증명되었으며[9], 본 연구에서는 실제 근질환 환자의 표면 근전도 신호가  $\alpha$ -stable 분포함수로 모델링 될 수 있는 충격성 잡음을 포함하고 있음을 보이고, 피검자 6명을 대상으로 근섬유 전도속도 측정 실험을 수행하여 기존 연구자의 결과와 비교,분석 함으로써 제시한 방법의 성능을 평가하였다.

### 근 질환자 근전도 신호의 SaS 확률 과정 모델링

그림 1에 횡단성 척수염(transverse myelitis)으로 인한 마미총 증후군(cauda equina syndrome)에 걸린 환자가 족저 단신근(extensor digitorum brevis)에 힘을 주었을 때 표면 전극으로 수집한 근전도 신호를 정상인의 경우와 비교해서 나타내었다.

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. 가우시안 분포로 모델링 할 수 있는 (a)의 경우에 비하여, (b)의 경우는 가우시안 분포모델에서 벗어나는 통계적 외란(outlier)인 충격잡음의 존재로 인해서 근섬유 전도속도 측정을 할 경우 기존에 발표된 방법[6][10] [13] 으로는 측정 알고리즘이 발산하게 되므로 강건한 통계적 신호처리 방법에 의한 시지연 추정 방법의 개발이 필요함을 알 수 있다.

$\alpha$ -stable 분포는 실제 다양한 잡음들을 물리적 잡음원으로

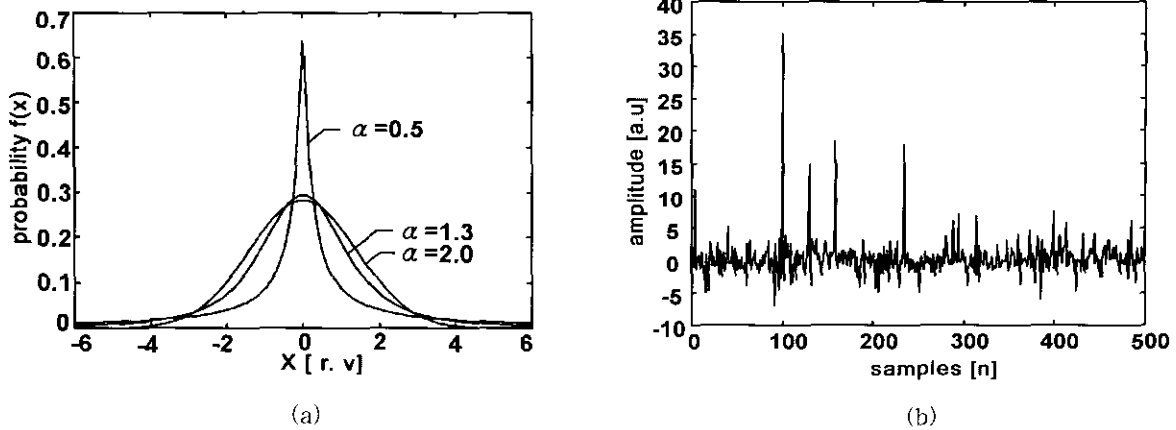


그림 2. SaS 확률밀도 함수와 백색잡음 (a) 비가우시안 밀도함수 (b) SaS 백색잡음(  $\alpha = 1.5$  )  
 Fig. 2. SaS probability density and white noise (a) non-Gaussian density function (b) SaS white noise

부터 잡음 발생 메카니즘을 고려하여 표현한 통계적 모델로서, 작은 진폭 범위에서는 가우시안 특성을 나타내며, 가우시안 분포에 비해 높은 확률을 갖는 큰 진폭 변수들의 존재를 특징으로 묘사할 수 있으며, 마미총 증후군 환자의 근신호와 같은 충격잡음이 부가되는 환경에서 관측된 데이터들과 가장 일치하는 통계적 모델이다. 그러므로 본 연구에서는 마미총 증후군 환자의 표면근전도 신호가  $\alpha$ -stable 분포로 모델링 할 수 있음을 증명하기 위하여 그림 1. (b)의 신호를 가지고, 임의의 확률과 정으로부터 확률분포함수를 추정할 수 있는 방법인 무한분산 검사[11]와 sample fractile 검사[11]를 수행해 본 결과, 이 표면근전도 신호는  $\alpha = 1.4$ 인 SaS(symmetric  $\alpha$ -stable) 확률 분포함수로 나타났다. 이와같이 정상인의 근전도 신호와는 상이한 통계적 특성을 갖는 마미총 증후군 환자의 근전도 신호를 대상으로 강건한 근섬유 전도속도 추정을 위해서는  $\alpha$ -stable 통계학을 바탕으로 한 새로운 방법의 적용이 요구된다.

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

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

### 근섬유 전도속도 측정 알고리즘의 제안

근섬유 전도속도는 일정한 거리 간격을 두고 위치시킨 2채널(channel) 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, 예를들어 마미총 증후군 환자의 표면 근전도 신호의 경우에는, 그림 1에서 나타낸 바와 같이 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.

### 음의 분수 차수 공분산(fractional negative order covariance : FNOC) 알고리즘

SaS 확률 변수(random variable)  $X$ 의 확률밀도 함수로부터 다음의  $p$ 차 모멘트를 유도할 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[8].

SaS 확률 변수(random variable)  $X$ 의 모멘트는 특성지수  $\alpha$  값에 따라서 유한하게 존재하며,  $\alpha < 1$ 인 경우 가우시안 등

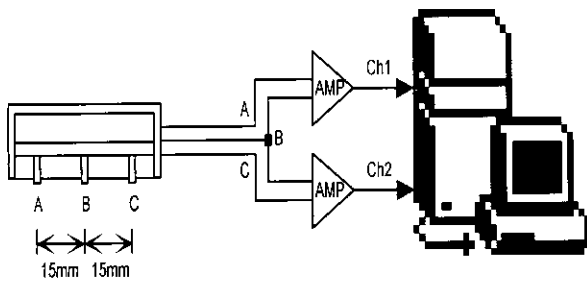


그림 3. 근섬유 전도속도 측정을 위한 표면전극  
 Fig. 3. Surface electrode for the measurement of muscle fiber conduction velocity

계학에서 기본 해석 파라메타가 되는 평균, 분산의 1,2차 모멘트들은 발산한다. 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].

이를 바탕으로 음의 차수 공분산은 식(3)로 정의할 수 있다.

$$R_d[k] \triangleq E\{x_2[i]^{< p >} (x_1[i+k])^{< q >}\}, -0.5 < p, q < 0 \quad (3)$$

$$X^{< p >} = |X|^p \text{sign}(X), X \text{ 가 실수}$$

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

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

여기서  $L_1 = \max(0, -k)$ ,  $L_2 = \min(N-k, N)$ 이며 식(4)의 값은

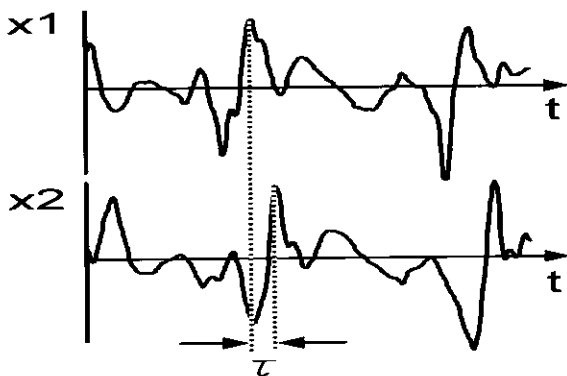


그림 4. 근섬유 전도속도 측정을 위한 실제 근전도 신호의 예 (차동 증폭기 이득: 1000, 필터 대역 폭: 10Hz-2kHz, 샘플링 주파수: 8192Hz,  $\tau = 33(\text{sample}) \times 0.122(\text{ms}) = 4.03(\text{ms})$ )  
 Fig. 4. Typical EMG signal for the measurement of muscle fiber conduction velocity (differential amplifier gain: 1000, filter bandwidth: 10Hz-2kHz, sampling frequency: 8192Hz,  $\tau = 33(\text{sample}) \times 0.122(\text{ms}) = 4.03(\text{ms})$ )

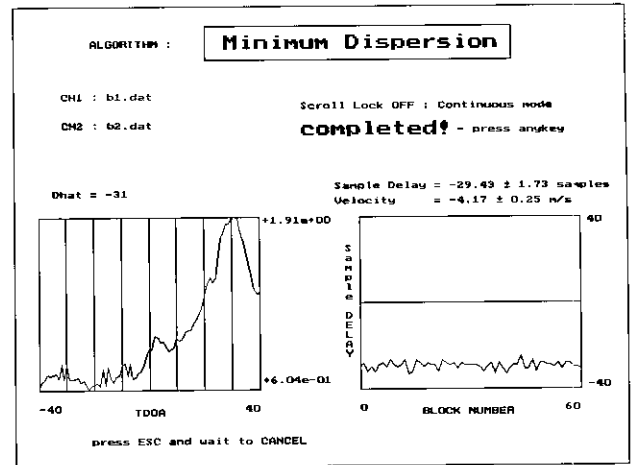


그림 5. 제안한 알고리즘의 실행화면의 예  
 Fig. 5. Typical execution display of proposed algorithm

$k = -D$  일 때 최대가 되며, 이 성질을 이용하여  $\hat{D} = -\arg \max_k \hat{R}_d[k]$  로 두 근전도 신호사이의 시지연을 구할 수 있다.

**최소 산란(minimum dispersion : MD) 알고리즘**

$SaS$  확률변수  $X$ 로부터,  $Y = \log|X|$  의 새로운 랜덤 변수를 정의하면  $\log|SaS|$  확률변수  $Y$ 의 1, 2, 3차 모멘트들은 항상 유한한 값을 가지며 다음과 같이 정의된다[9].

$$E(Y) = C_\alpha \left( \frac{1}{\alpha} - 1 \right) + \frac{1}{\alpha} \log \gamma \quad (5)$$

$$\text{Var}(Y) = E\{[Y - E(Y)]^2\} = \frac{\pi^2}{6} \left( \frac{1}{\alpha^2} + \frac{1}{2} \right) \quad (6)$$

$$\text{Skew}(Y) = E\{[Y - E(Y)]^3\} = 2\zeta(3) \left( \frac{1}{\alpha^3} - 1 \right) \quad (7)$$

여기서  $\zeta(\cdot)$ 는 Riemann Zeta 함수[12]로  $\zeta(3) = 1.2020569 \dots$ 이다.

이러한 특성을 이용하기 위하여 식(1)의 신호 모델을 변형해 보자.

$$\begin{aligned} x_2[i] &= Ax_1[i-D] + w_2[i] - Aw_1[i-D] \\ &= Ax_1[i-D] + u[i] \\ u[i] &= w_2[i] - Aw_1[i-D] \end{aligned} \quad (8)$$

다음으로,

$$u[i, k] = \log|x_2[i] - Ax_1[i+k]|$$

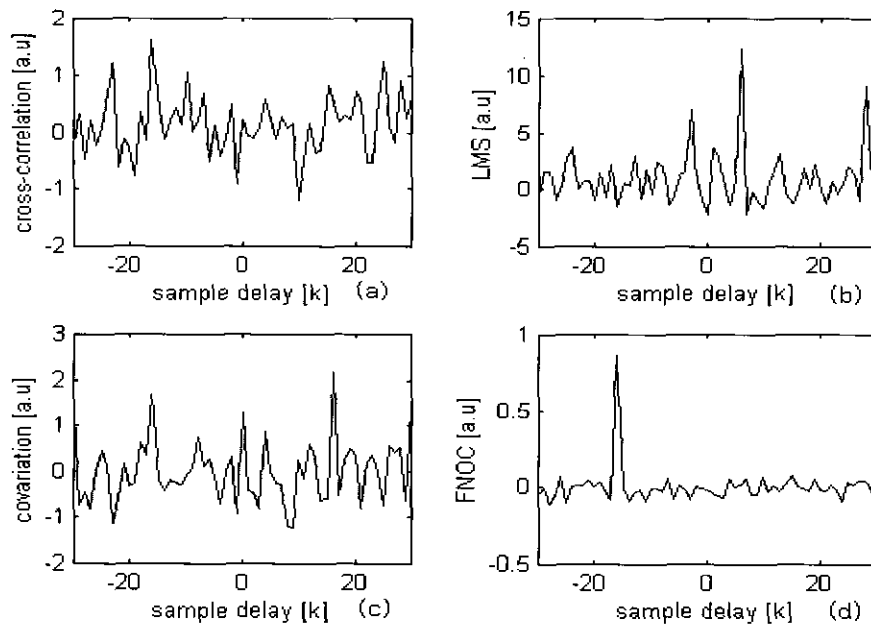


그림 6. 근섬유 전도속도 추정 결과 비교  
 (a) Zoran 방법(6) (b) Youn 방법(13) (c) Nikias 방법(10) (d) 본 연구  
 Fig. 6. Comparison of estimation results  
 (a) Zoran method(6) (b) Youn method(13) (c) Nikias method(10) (d) Proposed method

$$= \log[A(s[i-D] - s[i+k]) + w_2[i] - Aw_1[i+k]] \quad (9)$$

을 정의하면 식(9)는  $k=-D$ 일 때  $s[i]$ 에 의한 성분이 모두 제거되어  $\log|u[i]|$  성분만 남게 되므로 이때 생성된 분포의 산란 파라미터  $\gamma$ 값은 최소가 된다.

그러므로  $v[i, k]$ 의 샘플 분산과 평균을 구하고 식(10)과 식(11)으로  $k$ 에 따른  $\gamma$ 를 추정할 수 있다.

$$\hat{\alpha}[k] = \left( \frac{6}{\pi^2} * Var(v[i, k]) - \frac{1}{2} \right)^{-\frac{1}{2}} \quad (10)$$

$$\hat{\gamma}[k] = \exp \left[ \left\{ E(v[i, k]) - C_e \left( \frac{1}{\hat{\alpha}[k]} - 1 \right) \right\} \frac{1}{\hat{\alpha}[k]} \right] \quad (11)$$

여기서  $C_e = 0.57721566\dots$ 로 Euler 상수이며,  $k=-D$ 일 때 식(11)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.

### 근섬유 전도속도의 측정 실험

본 연구에서는 제안한 알고리즘을 이용하여 실제 피검자의 근섬유 전도속도를 측정하기 위하여 그림 3과 같은 15mm간격의 표면전극을 설계, 제작하고, 24~48세 사이의 연령 분포를 갖는 5명의 마미종 증후군 환자와 1명의 정상인 대상으로부터 족저 단신근(extensor digitorum brevis)과 내측광근

(vastus medialis)에서 각각 근전도 신호를 8192 Hz의 샘플링 주파수로 취득하였다. 정상인 피검자를 선정 한 이유는 타 연구자의 연구결과와 비교하기 위해서이다(표 3, 그림 6)

족저 단신근과 내측광근의 수축은 피검자를 검사대에 천정을 보고 눕게하고 검사하는 다리의 족관절(ankle joint)을 90도로 유지한 상태에서 발가락을 몸통 쪽으로 들어올리는 동작(발가락의 신전운동)을 하도록 요구하여 유발하였다. 이때 검사자의 손가락은 피검자의 발가락위에 올려두고 신전 운동을 하는 동안 관절의 움직임이 일어나지 않게 저항을 주어 등척성 수축(isometric contraction)을 시행하였다. 이때 표면전극을 각 근육의 신경자극부위(innervation zone)로부터 동일한 방향으로 부착하고 각 동작마다 2-3초간의 최대 수축과 이완을 실시하며 근신호를 수집하였다.

그림 4에 본연구에서 제작한 그림 3의 표면전극으로 수집한 실제 근전도 신호의 예를 나타내었다.

근육의 신경자극부위에서 동일한 방향으로 표면 전극을 부착하여 수집한 그림 4의 두신호를 가지고,  $v=D/\tau$  ( $v$ =전도속도,  $D$ =전극사이의 거리,  $\tau$ =시지연)로 근섬유 전도속도를 구할 수 있다. 이때 주의할 점은 근육에서 근전도 신호를 취득하는 위치이다. 앞에서 언급했듯이 뇌나 척추로부터 신경을 통하여 자극이 근육에 전달되어 이 신호가 근섬유를 따라서 퍼져 나가게 된다. 만약 전극을 이런 신경자극부위를 중심으로 위치시키게 되면 전극 AB와 BC사이의 임의의 부위에서 서로 반대 방향으로 전달되는 신호의 속도를 측정하게 되므로, 이러한 신경자극부위를 피하여 표면전극을 위치시키는 것이 중요하다.[5]

표 1. 대상자별 근섬유 전도속도(족저 단신근)  
Table 1. Muscle fiber conduction velocity of subjects (extensor digitorum brevis)

대상자	근섬유 전도속도(m/s)	
	FNOC 방법	MD 방법
S1	4.16±0.35	4.19±0.21
S2	5.54±0.89	5.32±0.65
S3	4.44±0.71	4.49±0.32
S4	4.75±0.51	4.48±0.59
S5	4.37±0.35	4.23±0.45
평균	4.65±0.56	4.55±0.44
	4.60±0.50	

다음으로 그림 5에는 표면전극으로부터 받은 근신호로부터 실시간으로 근섬유 전도속도 추정이 가능하도록 본 연구에서 구현한 소프트웨어의 수행, 결과화면을 나타내었다. 8192Hz의 샘플링 속도로 데이터를 수집하여 512 샘플에 한번씩 매 순간 순간 마다의 근섬유 전도속도를 구할수있도록 하였다.

그림 5에서 화면 좌측 하단의 그림은 본문의 식 (16)에서 제안한 최소산란 알고리즘의 결과값으로 앞에서 언급하였듯이 침두치가 발생하는 지점이 두 신호간의 샘플지연으로써 샘플링 주파수로 나누어주면 각 블록의 시지연을 구할 수 있다. 또한 우측 하단의 그림은 이러한 각각의 블록에서 구한 샘플지연들을 시간의 흐름에따라 연속적으로 표시해주는 그래프로써 근신호 전도속도의 시간에따른 변화를 계산하는데 이용한다. 이렇게 모든 블록의 시지연 추정이 끝나면 샘플지연과 시지연의 평균과 표준편차가 좌측 하단 그림 바로 위에 나타나게된다.

실험결과 및 고찰

본 연구에서 제시한 알고리즘 및 근섬유 전도속도 측정시스템을 이용하여 6명의 피검자를 대상으로 여러 가지 실험을 수행하여 그 결과를 타 연구자와 비교, 분석하였다.

먼저 15 샘플 지연되어있는 마미총 증후군 환자의 두 족저 단신근 신호를 대상으로 기존 연구자들의 시지연 추정 알고리

표 3. 기존 연구와 근섬유 전도속도 비교  
Table 3. Comparison of muscle fiber conduction velocity with other studies

추정 방법	근섬유 전도속도(m/s)		
	족저 단신근	내측광근	
cross-correlation(6)	4.51±0.29	5.70±0.37	
LMS(13)	4.57±0.18	5.79±0.41	
Nikias의 방법(10)	covariation	4.52±0.29	5.76±0.31
	FLOC	4.63±0.29	5.78±0.39
	LMP	4.51±0.29	5.70±0.48
본 연구에서 제안한 방법	FNOC	4.60±0.21	5.72±0.35
	MD	4.54±0.19	5.69±0.38

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

대상자	근섬유 전도속도(m/s)	
	FNOC 방법	MD 방법
S1	6.25±0.51	6.52±0.81
S2	5.31±0.22	5.29±0.92
S3	6.58±0.33	6.01±0.72
S4	5.19±0.69	5.23±0.72
S5	5.23±0.58	5.08±0.53
평균	5.71±0.46	5.62±0.73
	5.66±0.59	

즘의 성능을 비교, 평가한 결과를 그림 6에 나타내었다.

실험결과 기존의 상호상관법[6], LMS법[13], covariation법[10]들은 충격잡음의 존재로 인해서 정확한 샘플지연을 추정하지 못하고 알고리즘이 발산하는 결과를 나타냈으나, 본 연구에서 제시한 FNOC법은 15샘플 지점에 피크가 나타나 정확한 시지연 추정이 가능함을 알 수 있었다. 이는 타 연구자들의 방법들은 기존의 가우시안 통계학을 바탕으로 유도되어, 2차 모멘트를 중심으로 구성된 알고리즘이기 때문에 마미총 증후군의 근전도신호와 같이 2차모멘트가 유한하지 않은 신호에는 적용할 수 없기 때문이다.

다음 표 1과 표 2에는 마미총 증후군 환자 5명의 족저 단신근과 내측광근으로부터 본 연구에서 제안한 방법으로 구한 근섬유 전도속도를 각각 나타내었다.

표에서 나타낸 바와 같이 제안한 방법으로 측정할 근섬유 전도속도는 족저 단신근의 경우 평균 4.60±0.50m/s이며, 내측광근의 경우 5.66±0.59 m/s로 나타나, 기존 연구자들에 의한 방법으로는 알고리즘이 발산해서 일관되게 측정할 수 없는 근섬유 전도속도를 강건하게 추정 할 수 있음을 알 수 있다.

다음으로 표 3에 정상인 피검자를 대상으로 지금까지 제안된 여러 연구자들의 시지연 추정 알고리즘을 이용하여 근섬유

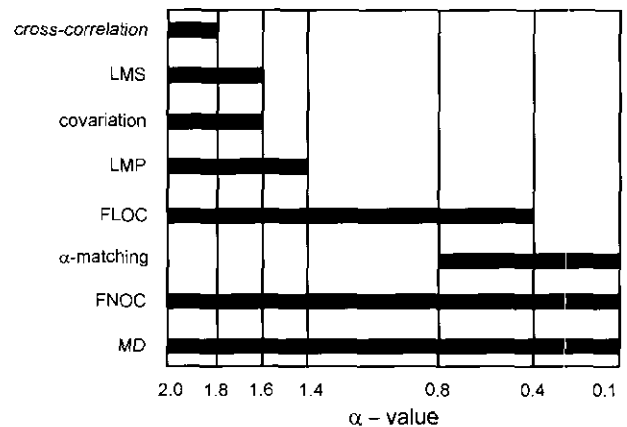


그림 7. α값에 따른 각 알고리즘의 시지연 추정 가능 영역 비교  
Fig. 7. Comparison of reliable estimation region of each TDE algorithm with α

전도속도를 구한 결과를 비교해서 나타내었다. 표 3의 실험에서는 가우시안 분포의 정상 근전도 신호에 대해서는 기존의 연구자들에 의해서 발표된 결과와 일치함을 알 수 있다.

지금까지 제안된 여러 연구자들의 방법을 비교·실험해 본 결과 정상인의 경우에는 표면 근전도 신호가 가우시안 분포모델에 포함되므로 모두 유사한 근섬유 전도속도값으로 측정되었으나, Zorn[6]과 Youn[13]의 방법은 마미총 증후군 환자와 같은 근질환자의 경우에는 적용할 수 없으며, 최근에 레이더 신호의 시지연 추정에 응용된 Nikias[10]의 방법을 본 연구에 적용해본 결과 분포함수의 특성지수  $\alpha$  값에 의존하는 알고리즘으로 구성되었기 때문에 임의의  $\alpha$ -stable 분포함수로 나타나는 근질환자의 표면 근전도 신호에 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.

다음으로 정상인의 근전도 신호에  $\alpha$ -stable 분포의 충격잡음을 부가하여 다양한 근 질환자의 실제 표면 근전도 신호를 모의적으로 구성한 실험신호를 대상으로 각 알고리즘들의 근섬유 전도속도 측정 능력을 비교, 평균한 결과를 그림 7에 나타내었다.

각 방법들의 성능을 비교해 본 결과 그림 7에 나타난 것처럼 기존의 방법들은 제한된  $\alpha$  값에 대해서만 그 성능을 발휘하는 반면, 본 연구에서 제안된 FNOC와 MD 방법은 모든  $\alpha$  값에 대해서 근섬유 전도속도의 측정이 가능함을 보이고 있다.

FNOC 방법은 모멘트 이론을 사용하므로 기존의 상호상관이나 covariation과 호환성을 가지는 이점이 있으나 MD 방법은 곱셈연산을 많이 하지 않으므로 계산 속도가 빠르다. 따라서 제안된 두 방법 중 MD 방법이 좀더 우수하다고 볼 수 있다.

## 결 론

본 연구에서는 정상인뿐만 아니라 대뇌나 척추 손상환자의 표면 근전도 신호에도 적용할 수 있는 근섬유 전도속도 측정 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 피검자 6명을 통해서 족저 단신근과 내측광근의 근섬유 전도속도 측정 실험을 수행하여 타 연구자들의 결과와 비교·검토함으로써 제안한 방법의 타당성을 입증하였다.

실험 결과 기존의 방법들은 잡음 환경을 가우시안 분포로 가정하여 정상인의 근전도 신호에 한해서만 근섬유 전도속도 추정이 가능하였고, 최근에 Nikias[10]에 의해 제안된 강건 시지연 추정법들도 제한된 경우의 충격잡음에 대해서만 시지연 추정이 가능하였으나, 이에 반해 본 연구의 방법들은 정상인

뿐만아니라 근질환자의 표면 근전도 신호를 포함한 임의의 충격잡음 환경( $0 < \alpha \leq 2$ 의  $\alpha$ -stable 충격잡음) 하에서도 정확히 근섬유 전도속도를 추정함을 통해 그 성능의 우수성을 비교, 입증하였다.

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

## 참 고 문 헌

1. 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
2. Gruener R., Stern L.Z. and Weisz R.R., "Conduction velocity in human muscle fibers in situ", *Neurology*, vol. 52, pp. 1293-1297, 1979
3. 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
4. E. Stalberg, "Propagation velocity in human muscle fibers in situ", *Acta Physiol. Scand.*, vol. 70, suppl. 287, 1960
5. T. Masuda, H. Miyano and T. Sadoyama, "The Position of Innervation Zones in the Biceps Brachii Investigated by Surface Electro- myography", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, No. 1, pp. 36-42, 1985
6. 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
7. R. Rouzky, M. Batista and H. Longbotham, "An application of wavelets to Electro- myographic Signals", *SPIE*, vol. 2242, pp. 736-743, 1994
8. G. Samorodnitsky and M.S. Taqqu, *Stable NonGaussian Random Process*, New York, Chapman & Hall, 1994
9. 이진, 정경균, 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
10. 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
11. C.L. Nikias, M. Shao, *Signal Processing with Alpha*

- Stable Distributions and Applications. New York, NY: John Wiley & Sons, 1995
12. I.S. Gradshteyn and I.M. Tzyhik, Table of Integrals, Series, and Products, New York: Academic, 1965
13. D.H. Youn, N. Ahmed, and G.C. Carter, "On using the LMS algorithm for time delay estimation", IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing, Vol. ASSP-32, Aug. 1984