

근섬유 전도 속도 측정을 위한 시지연 추정 알고리즘

Time Delay Estimation Algorithm for Measurement of Muscle Fiber Conduction Velocity

정정균, 이진**, 이영석*, 김덕영*, 김성환*

*서울시립대학교 전자공학과(Tel:+82-2-210-2318;Fax:+82-2-249-6802;E-mail:jkjung@hotmail.com)

**한려산업대학교 의공학과(Tel:+82-667-760-1175;Fax:+82-667-761-6709)

Abstract A measurement of conduction velocity of the action potentials along the muscle fibres has been applied to various diagnosis. When we measure muscle fiber conduction velocity, it occurs that not only change of conduction velocity but also inclusion of impulse component by physiological and experimental reason. So, robust time delay estimation algorithm than general methods[1] is needed to find correct time delay from these signals. In this paper, we propose new time delay estimation algorithms, robust in impulsive noise, by using characteristic of α -stable distribution which defines impulsive noise well. Then we apply proposed algorithms to measure muscle fiber conduction velocity and compare them with other studies.

Keywords EMG, α -stable, FNOC, MD, Impulse

1. 서론

근전도(electromyogram; EMG) 신호는 근육이 수축·이완할 때 발생하는 생체전기 신호로써, 운동신경(motor neuron)에 연결된 근섬유들이 두뇌 및 척추로부터의 전기적인 자극에 의해 수축 및 이완 운동시 추출된다. 질병이 생긴 근육이나 근육의 피로도에 의해서 전도 속도의 변화가 발생하므로 전도 속도를 측정하는 것은 현재 근육의 상태를 파악할 수 있는 유용한 정보를 제공한다.

그러나, 대뇌의 운동 관련 영역이나 척추의 손상으로 인하여 운동 명령이 운동 신경을 통하여 근섬유들을 자극하지 못하는 기능적 손상을 입은 환자들의 경우에는 관측할 수 있는 근전도 신호가 대단히 미약하게 나타나기 때문에 주위의 잡음 환경에 묻히거나, 또는 운동 신경단의 활동으로 인식하기 쉬운 임펄스 잡음 등이 첨가되어 근전도 신호의 정상적인 관측에 어려움이 있게 된다[2]. 따라서 본 연구에서는 임펄스 잡음으로 오염된 근전도 신호의 전도속도 측정을 가능하게 하기 위하여 한 쌍의 표면전극(surface electrode)으로부터 수집한 근전도 신호로부터 새로운 시지연 추정법을 제안하였다.

일반적인 시지연 추정 방법으로는 상호상관함수(cross-correlation)를 이용하는 것이 가장 보편적이었으나 이 방법은 임펄스 잡음을 포함하고 있는 신호에서는 원래 신호간의 시간 지연을 정확히 알아낼 수 없다[3]. 이러한 문제점을 해결하기 위해 본 논문에서는 실제 발생하는 임펄스 잡음 환경을 잘 나타내는 α -stable 분포 모델 이론을 기본으로 임펄스 잡음에 강건한 시지연 추정 알고리즘을 제안하였으며 이를 다수의 피검자로부터 얻은 근전도 신호의 근섬유 전도속도 측정에 응용하여 기존 방법의 결과와 비교하였다.

2. 새로운 강건 시지연 추정 알고리즘의 제안

일반적으로 시지연 추정을 위한 신호 모델은 식(1)과 같이 나타낼 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 정보 신호이고 $w[i]$ 는 부가 잡음, $A \in (0, 1]$ 는 감쇠 상수이며 D 가 추정하고자 하는 시지연 상수이다.

이때 부가 잡음 $w[i]$ 는 임펄스 잡음으로 가정하여 이를 잘 표현하는 식(2)과 같은 특성함수를 갖는 stable분포이다[4].

$$\begin{aligned} \varphi(t) &= \exp\{jat - \gamma|t|^\alpha [1 + j\beta \text{sign}(t)w(t, \alpha)]\} \\ w(t, \alpha) &= \begin{cases} \tan \frac{\alpha\pi}{2}, & \text{if } \alpha \neq 1 \\ \frac{2}{\pi} \log|t|, & \text{if } \alpha = 1 \end{cases} \\ \text{sign}(t) &= \begin{cases} 1, & \text{if } t > 0 \\ 0, & \text{if } t = 0 \\ -1, & \text{if } t < 0 \end{cases} \end{aligned} \quad (2)$$

여기서, α ($0 < \alpha \leq 2$)는 특성지수로 분포함수의 꼬리부분의 probability mass를 조절하는 변수로써 α 값이 커질수록 가우시안 백색 잡음에 가까워지며 α 값이 작아질수록 임펄스 성분이 많이 존재하게 된다. γ ($\gamma > 0$)는 분포함수의 산란(dispersion) 정도를 나타내는 변수이다. a ($-\infty < a < \infty$)는 위치 변수라하며 평

균과 같은 의미를 가진다. β ($-1 \leq \beta \leq 1$)는 대칭 변수이며, 특히 β 가 0인 경우에 대칭(symmetric) 분포를 갖는다.

$w[i]$ 가 이러한 비가우시안 SaS 잡음인 경우, 관측된 신호의 α 값보다 큰 차수의 모멘트는 발산하게 되며[4], 기존의 2차 모멘트 이론을 이용한 시지연 추정법들은 사용할 수 없다. 그러므로 본 연구에서는 새로운 방법으로 다음의 음의 차수 공분산법과 최소 산란법을 제안한다.

2.1 FNOC(fractional negative order covariance) 방법

SaS 확률 변수(random variable) X 의 확률 밀도 함수는 식(2)의 푸리에(Fourier) 역변환을 통해 식(3)과 같이 정의된다[4].

$$f_X(x) = \frac{1}{\pi} \int_0^{\infty} \cos(wx) \exp(-\gamma w^\alpha) dw \quad (3)$$

이로부터 $-1 < p < 0$ 인 음의 차수의 유한한 모멘트가 존재한다는 것을 증명할 수 있다. 이를 위해서 $Y = |X|$ 로 정의하면 Y 의 확률 밀도 함수는 식(4)로 나타낼 수 있다.

$$f_Y(y) = \frac{2}{\pi} \int_0^{\infty} \cos(wy) \exp(-\gamma w^\alpha) dw \quad (4)$$

그러면 모멘트의 정의에 의해 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\begin{aligned} E(|X|^p) &= E(Y^p) \\ &= \frac{2}{\pi} \int_0^{\infty} \left(\int_0^{\infty} y^p \cos(wy) dy \right) \exp(-\gamma w^\alpha) dw \end{aligned} \quad (5)$$

적분 공식[5]을 이용하면 식(5)는 다음과 같이 정리할 수 있다.

$$\begin{aligned} \int_0^{\infty} y^p \cos(wy) dy &= -\frac{\Gamma(1+p)}{w^{p+1}} \Gamma(1+p) \sin\left(\frac{\pi p}{2}\right), \\ &w > 0, \quad -1 < p < 0 \\ \int_0^{\infty} w^{-p-1} \exp(-\gamma w^\alpha) dw &= \frac{1}{\alpha} \gamma^{p/\alpha} \Gamma(-p/\alpha), \\ &\gamma > 0, \quad p < 0 \end{aligned} \quad (6)$$

그러므로

$$\begin{aligned} E(|X|^p) &= -\frac{2}{\alpha\pi} \gamma^{p/\alpha} \Gamma(p+1) \Gamma(-p/\alpha) \sin(p\pi/2) \\ &= \frac{2^{p+1} \Gamma(\frac{p+1}{2}) \Gamma(-p/\alpha)}{\alpha \sqrt{\pi} \Gamma(-p/2)} \gamma^{p/\alpha}, \quad -1 < p < 0 \end{aligned} \quad (7)$$

식(7)로부터 음의 차수 p 차 모멘트는 유한한 값으로 구할 수 있다.

다음으로 음의 차수 모멘트를 이용하여 시지연 추정을 위한 FNOC 방법은 식(8)로 정의한다.

$$\begin{aligned} R_d[k] &\triangleq E\{x_2[i]^{(p)} (x_1[i+k])^{(q)}\}, \quad -0.5 < p, q < 0 \\ X^{(p)} &= |X|^p \text{sign}(X) \end{aligned} \quad (8)$$

관측된 N 샘플 신호로부터 FNOC는 식(9)의 샘플 FNOC $\hat{R}_d[k]$ 로 추정할 수 있다.

$$\hat{R}_d[k] = \frac{1}{L_2 - L_1} \sum_{n=L_1+1}^{L_2} (x_2[n])^{(p)} (x_1[n+k])^{(q)}, \quad (9)$$

$$-0.5 < p, q < 0$$

여기서 $L_1 = \max(0, -k)$, $L_2 = \min(N-k, N)$ 이며 식(9)는 일반적인 공분산(covariance)과 마찬가지로 $k = -D$ 일 때 값이 최대가 되며, 이 성질을 이용하여 $\hat{D} = -\arg \max_k \hat{R}_d[k]$ 로 추정하고자 하는 시지연을 구할 수 있다.

2.2 MD(minimum dispersion) 방법

SaS 확률 변수 X 로부터 $Y = \log|X|$ 의 새로운 확률 변수를 정의하면 $\log|\text{SaS}|$ 확률 변수 Y 의 1, 2, 3차 모멘트들은 항상 유한한 값을 가지며 다음과 같이 정의된다[4].

$$E(Y) = C_e \left(\frac{1}{\alpha} - 1\right) + \frac{1}{\alpha} \log \gamma \quad (10)$$

$$\text{Var}(Y) = E\{[Y - E(Y)]^2\} = \frac{\pi^2}{6} \left(\frac{1}{\alpha^2} + \frac{1}{2}\right) \quad (11)$$

$$\text{Skew}(Y) = E\{[Y - E(Y)]^3\} = 2\zeta(3) \left(\frac{1}{\alpha^3} - 1\right) \quad (12)$$

여기서 α 는 SaS분포의 특성 지수, γ 는 산란 변수이며 $C_e = 0.57721566\dots$ 는 오일러(Euler) 상수이며 $\zeta(\cdot)$ 는 Riemann-Zeta 함수로 $\zeta(3) = 1.2020569\dots$ 이다. 또한 SaS분포는 일반화 중심 극한 정리(generalized central limit theorem)와 안정성(stability) 성질을 만족하므로[4] 여러 개의 SaS 신호가 합쳐진 새로운 신호는 동일한 α 값을 갖으며, 각 산란 변수 γ_i 의 합을 새로운 산란 변수로 갖는 SaS분포가 된다.

이러한 성질을 이용하기 위하여 식(1)의 신호 모델을 변형해보자.

$$\begin{aligned} x_2[i] &= Ax_1[i-D] + w_2[i] - Aw_1[i-D] \\ &= Ax_1[i-D] + u[i] \end{aligned} \quad (13)$$

여기서 $u[i] = w_2[i] - Aw_1[i-D]$ 이다.

다음으로

$$\begin{aligned} v[i, k] &= \log|x_2[i] - Ax_1[i+k]| \\ &= \log|A(s[i-D] - s[i+k]) + w_2[i] - Aw_1[i+k]| \end{aligned} \quad (14)$$

을 정의하면 식(14)은 $k = -D$ 일 경우에만 $s[i]$ 에 의한 성분이 모두 제거되어 $\log|u[i]|$ 성분만 남게 되므로 이때 생성된 $\log|\text{SaS}|$ 분포의 γ 값은 최소가 된다.

그러므로 $v[i, k]$ 의 샘플 분산과 샘플 평균을 구하여 식(10)과 식(11)을 이용해 다음과 같이 k 에 따른 γ 를 추정할 수 있다.

$$\hat{\alpha}[k] = \left(\frac{6}{\pi^2} * \text{var}(v[i, k]) - \frac{1}{2} \right)^{-\frac{1}{2}} \quad (15)$$

$$\hat{\gamma}[k] = \text{Exp} \left(E(v[i, k]) - C_e \left(\frac{1}{\hat{\alpha}[k]} - 1 \right) - \frac{1}{\hat{\alpha}[k]} \right) \quad (16)$$

$k = -D$ 일 때 식(16)의 $\hat{\gamma}[k]$ 는 최소가 되며, $\gamma > 0$ 이므로 시지연은 $\hat{D} = -\arg \max_k (1/\hat{\gamma}[k])$ 로 구할 수 있다.

3. 근섬유 전도속도의 측정

본 논문에서 제안하고 있는 두 알고리즘을 이용하여 근섬유 전도속도를 측정하기 위하여 그림 2와 같이 15mm간격의 표면전극을 제작하여, 24~48세 사이의 연령 분포를 갖는 5명의 대상자로부터 biceps brachii에서 근전도 신호를 8192 Hz의 샘플링 주파수로 취득하였다.

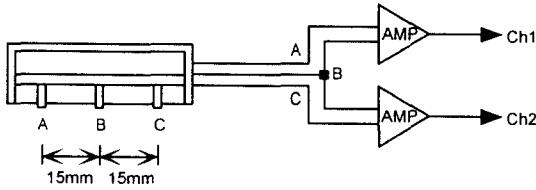
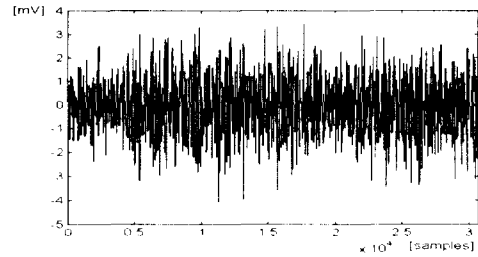


그림 1. 표면전극
Fig. 1. surface electrode

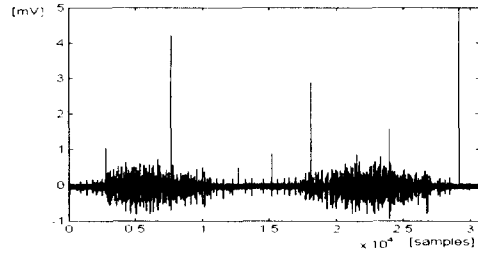
근섬유 전도속도는 전극의 거리(d)와 제안한 알고리즘을 이용하여 Ch1과 Ch2사이의 지연 시간(τ)의 함수($v = d/\tau$)로 구한다.

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 신경자극부위(innervation zone)에 위치시키게 되면 전극 AB와 BC사이의 임의의 부위에서 서로 반대 방향으로 전달되는 신호의 속도를 측정하게 된다[6]. 따라서 이러한 신경자극부위를 피하여 표면전극을 위치시켜야 한다.

그림 2(a)에서는 이러한 조건에서 정상적인 대상자가 근육에 지속적인 힘을 가했을 때 얻은 근신호를 보여주고 있으며, (b)에서는 횡단성 척수염(transverse myelitis)으로 인한 마미총 증후군(cauda equina syndrome)에 걸린 환자가 두 번에 나누어 힘을 주었을 때 얻은 근전도 신호를 보여주고 있다. 여기에서 (b)의 근전도 신호와 같은 환자들의 신호에서는 (a)의 정상인의 신호에 임펄스가 끼어 있다는 것을 알 수 있으며, 이러한 경우에는 기존의 cross-correlation과 같은 방법으로는 임펄스에 의하여 상관계수가 발산하게 되므로 전도속도의 측정이 불가능하다. 그러나 본 논문에서 제안한 FNOc과 MD 방법을 이용한 측정 결과는 임펄스에 무관하게 정확한 근섬유 전도속도를 측정할 수 있다.



(a)



(b)

그림 2. 근전도 신호
(a) 정상인 (b) 환자

Fig. 2. signal of motor unit action potential
(a) normal subject (b) patient

그림 3에서는 표면전극으로부터 받은 근신호로서 2.2절에서 제안한 MD방법을 수행한 결과화면을 보여주고 있다. 8192Hz로써 약 3만여 샘플의 데이터를 얻어서 이를 다시 512샘플씩 블록별로 나눔으로써 매 순간마다의 근섬유 전도속도를 구하게 하였다.

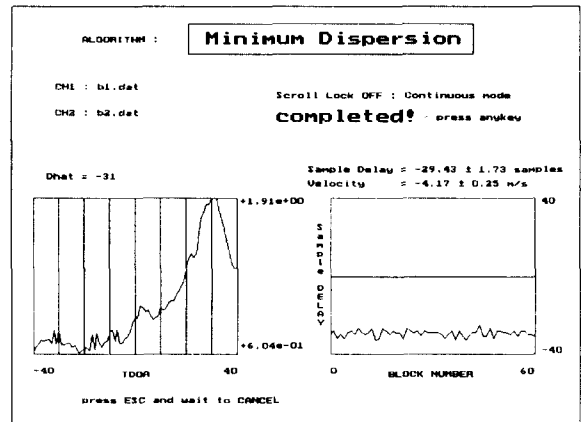


그림 3. 제안한 알고리즘의 실행

Fig. 3. processing of proposed algorithm

화면 좌측 하단의 그림은 각 블록에서의 시지연을 추정하는 것으로서 식(16)에서 제안했듯이 침투치가 발생하는 지점이 두 신호간의 샘플지연으로써 샘플링 주파수로 나누어주면 시지연을 구할 수 있으며, 화면 우측 하단의 그림은 이러한 각각의 블록에서 구한 샘플지연들을 연속적으로 나타내어 주는 그림으로써 최

종적으로 근신호의 속도를 계산하는데 이용한다. 이렇게 모든 블록의 시지연 추정이 끝나면 샘플지연과 시지연의 평균과 표준편차를 좌측 하단 그림 바로 위에 나타내 보여 주고 있다.

참 고 문 헌

표 1. 대상자별 근섬유 전도속도
Table 1. Muscle fiber conduction velocity of subjects

대상자	근섬유 전도속도[m/s]
KSH	4.17 ± 0.12
LJ	5.45 ± 0.37
LYS	4.43 ± 0.25
KDY	4.46 ± 0.33
JJK	4.23 ± 0.38
평 균	4.55 ± 0.46

표 1에서 본 논문에서 제안한 방법으로 각 실험대상자로부터 측정된 근섬유 전도속도를 보여 주고 있으며 이로부터 biceps brachii 근육에서의 전도 속도는 4.55 ± 0.46 [m/s]임을 알 수 있다. 그리고 표 2에서 기존의 연구자들에 의해서 측정된 전도속도와 비교해 고찰하였다.

표 2. 기존 연구와 근섬유 전도속도 비교
Table 2. Comparison of muscle fiber conduction velocity with other studies

기존 연구자	근섬유 전도속도[m/s]
Lindström (1970)	4.02 ± 0.55
Nishizono (1979)	4.6 ± 0.5
Naeije (1983)	4.4 ± 0.4
This study (1997)	4.55 ± 0.46

4. 결론

본 논문에서는 근섬유 전도속도 측정을 위한 시지연 추정 방법으로 FNOc과 MD를 제시하였다. 기존의 방법들은 알고리즘의 적용시 잡음 환경을 가우시안 분포로 가정하였으나 척추 손상 환자와 같이 대뇌나 척추에 이상이 있는 환자에서의 근전도 신호는 매우 미약하며 임펄스 잡음이 포함되는 경우가 발생한다. 이에 본 논문에서는 이러한 상황에서도 대처할 수 있도록 α -stable 분포를 이용하여 새로운 시지연 추정 알고리즘으로써 근섬유 전도속도를 측정하였다. 이를 기존의 방법으로 측정된 전도속도와 비교해 본 결과 우수한 성능을 발휘함은 물론 가우시안 잡음 환경 뿐만 아니라 임펄스가 발생하는 경우에서도 영향을 받지 않음을 알 수 있다. 따라서 제안된 알고리즘은 근섬유 전도속도 측정에 이용하여 환자들의 상태를 파악하는데 유용하게 사용할 수 있을 것이다.

- [1] Paul A. Lynn, "Direct On-Line Estimation of Muscle Fiber Conduction Velocity by Surface Electromyography," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-26, No. 10, pp. 564-571, 1979.
- [2] 이영석, 이진, 김현동, 박인선, 고현윤, 김성환, "척추 손상 환자의 근신호 수축 및 이완 패턴 분석", 대한의용생체공학회 춘계학술대회 논문집, 제19권, 제1호, pp. 398-401, 1997.
- [3] X. Ma, C. L. Nikias, "Robust time delay estimation using lower-order statistics," *ICASSP 96*, Vol. 6, pp. 3125-3128, 1996.
- [4] C. L. Nikias, M. Shao, *Signal Processing with Alpha-Stable Distributions and Applications*. New York: John Wiley & Sons, 1995.
- [5] I. S. Gradshteyn and I. M. Tzyzhik, *Table of Integrals, Series, and Products*, New York: Academic, 1965.
- [6] Tadashi Masuda, Hisao Miyano and Tsugutake 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.