

논문 2010-47SC-3-5

표면 근전도를 이용한 이두박근의 운동단위 위치 추정에 관한 연구

(A Study on Estimation of Motor Unit Location of Biceps Brachii Muscle using Surface Electromyogram)

박 중 호*, 이 호 용**, 정 철 기**, 이 진***, 김 성 환****

(Jung-Ho Park, Ho-Yong Lee, Chul-Ki Jung, Jin Lee, and Sung-Hwan Kim)

요 약

본 논문에서는 표면 근전도(surface electromyogram, SEMG)를 이용하여 운동단위(motor unit, MU)의 위치(location)를 추정하는 새로운 방법을 제안하였다. 운동단위의 위치에 따라 운동단위 활동전위(motor unit action potential, MUAP), 나아가서는 표면 근전도의 크기(amplitude)가 변화하므로 운동단위의 위치 추정은 근력 추정에 있어서 중요하다. 제안된 방법은 표면 근전도 시뮬레이션을 통해 취득한 기준 신호와 3 채널 표면전극을 이용하여 검출한 표면 근전도 신호를 비교하여 운동단위의 위치를 추정하는 방법이다. 운동단위 위치 추정의 정확도를 파악하기 위하여 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 취득한 MUAP를 본 연구에서 제안한 방법 및 기존 방법들을 적용하여 확인하였다. 시뮬레이션 결과 8[mm] 위치에 운동단위가 위치할 경우 본 논문에서 제안한 운동단위 위치 추정 방법은 0.01[mm]의 평균 추정 오차를 보였다. 반면에 Roeleveld가 제안한 추정 방법은 2.33[mm]의 평균 추정 오차를 보였으며 Akazawa가 제안한 추정 방법은 1.70[mm]의 평균 추정 오차를 보여 본 연구에서 제안한 운동단위 위치 추정 방법이 기존의 방법들에 비하여 더 정확한 위치 추정이 가능하였다.

Abstract

In this paper, a new method to estimate MU (motor unit) location in the short head of BIC (biceps brachii) muscle using surface EMG (electromyogram) is proposed. The SMUAP (single motor unit action potential) is generated from a MU located at certain depth from the skin surface. The depth is referred as MU location. For estimating muscle force precisely, the information of the MU location is required. The reference SMUAPs are simulated based on anatomical structure of human muscle, and compared with acquired real EMG signals using 3-channel surface EMG electrode. The proposed method was compared with the results of previous researchers and verified its accuracy by computer simulation. From the simulation result in case of the MU located in 8[mm], the average estimation error of proposed method was 0.01[mm]. But the average estimation error of Roeleveld's method was 2.33[mm] and Akazawa's method was 1.70[mm]. Therefore the proposed method was more accurate than the methods of previous researchers.

Keywords : motor unit, MU simulator, MU location, surface EMG, SMUAP

I. 서 론

근육 내부의 활동패턴(activation pattern)과 관계되는

* 정회원, EMC
(EMC)

** 정회원, **** 평생회원, 서울시립대학교 전자전기컴퓨터공학부
(School of Electrical and Computer Engineering, University of Seoul)

*** 정회원, 강원대학교 제어계측공학과
(Dept. of Computer & Control Engineering, Kangwon National University)

접수일자: 2010년3월3일, 수정완료일: 2010년5월2일

근육의 운동역학(kinesiology) 연구에서는 근육이 동작할 때 근육의 어느 부분이 활성화 되는가를 아는 것이 필요하다. 이를 위해서 운동단위(motor unit, MU)의 활동에 관한 정보를 얻는 것은 매우 중요하다. MU는 하나의 신경과 그 신경이 지배하는 근섬유들로 구성되어 근육 전기활동의 기본요소이다.

지금까지 하나의 MU에 대한 근전도(electromyography, EMG) 측정은 침전극(needle electrode)을 이용하여 침습적인(invasive) 방법으로 행해져 왔는데, 이 방법은 환자에게 고통을 유발하며 바늘 끝 부분에 관계된 정보만을 검출하는 단점이 있다. 반면에 표면전극

(surface electrode)은 비침습적(noninvasive)이므로 전혀 통증이 없고, 하나의 MU에 대한 모든 정보를 검출하는 특징이 있다^[1].

MU의 정보 중에서 MU 위치(MU location)는 MU가 피부표면 으로부터 얼마의 깊이(depth)에 위치하는가를 의미하며 표면 근전도의 진폭(amplitude)에 영향을 주고 이것은 근육 힘(muscle force)의 추정에 사용된다.

본 논문에서는 단일 운동단위 활동전위(single motor unit action potential, SMUAP)가 나타나는 하나의 MU의 위치를 추정하기 위해 표면전극을 이용하여 취득할 수 있는 SMUAP를 시뮬레이션 하였으며, 이 결과를 이용하여 표면 근전도로부터 MU의 위치를 추정하는 새로운 방법을 제안하였다.

본 논문에서 표면 근전도 신호 발생의 컴퓨터 시뮬레이션은 라인소스(line source) 모델을 기반으로 세포막 전류(transmembrane current)와 가중 함수(weighting function)의 컨벌루션(convolution)으로 연산하였다. 표면전극을 이용한 근전도 신호 처리의 경우 SMUAP의 시뮬레이션 모델은 피부층과 지방층을 하나의 통합된 단층으로 표현한 원통형 모양으로 모델링 하였고, 각 MU의 크기와 근섬유(muscle fiber)의 직경, 전도 속도(conduction velocity, CV) 등 통계적 MU 파라미터를 사용하여 실제 근전도와 가깝게 설계하였다. 또한 MU와 근섬유의 수, 근육의 크기 등을 임의로 변경할 수 있도록 GUI (graphical user interface)를 바탕으로 컴퓨터 시뮬레이터(computer simulator)를 설계하였다.

설계된 시뮬레이터로부터 SMUAP를 시뮬레이션 하였으며, 실제 실험을 통해 이두박근(biceps brachii, BIC)에서 취득한 SMUAP와 비교 하여 시뮬레이션의 정확도를 추정하였다. 다음으로 표면 근전도 시뮬레이션을 통한 여러 기준(reference) 신호와 실제 측정된 표면 근전도 신호를 비교하여 MU의 위치를 추정하였다.

본 연구의 결과를 기존 방법^[2~3]들과 MU 위치 추정의 정확도를 비교하였으며 이를 바탕으로 인체의 상완 이두박근에서 MU의 위치를 추정하였다.

II. MU 위치 추정 시뮬레이터 설계

본 논문에서 설계된 MU 위치 추정 시뮬레이터는 라인소스 모델^[4~5]을 이용하여 단일 섬유 활동전위(single fiber action potential, SFAP)를 구하고, 이를 바탕으로 서론에서 언급한 근육의 기본 파라미터와 확률통계 파

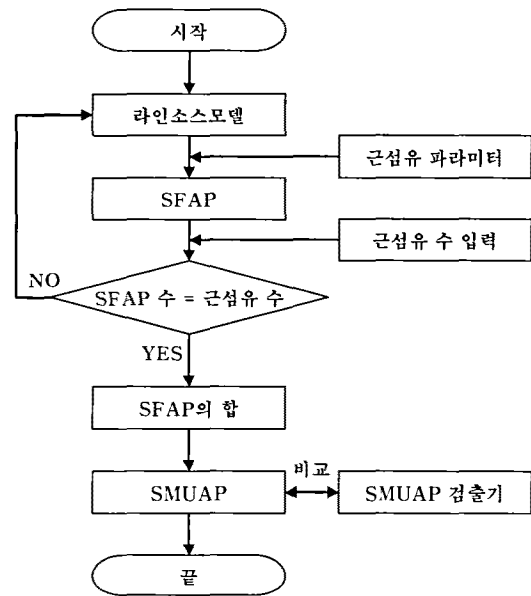


그림 1. MU 시뮬레이터의 흐름도(단일 섬유 활동전위, 단일 운동단위 활동전위)

Fig. 1. Flow chart of MU-simulator. (SFAP, SMUAP)

라미터를 적용하여 SMUAP를 구하는 것이다. 그림 1은 설계된 시뮬레이터의 흐름도이다.

1. 라인소스 모델

근육 내부의 MU의 수와 근섬유 수 추정에 관한 연구를 하기 위해서는 SFAP 발생시뮬레이션이 필요하다. 근육의 구조는 원통형의 비등방성(cylindrical anisotropy)을 기본으로 하고 근섬유 역시 원통형으로 서로 평행하게 대칭되어 있는 모델로 그림 2에 나타낼 수 있다.

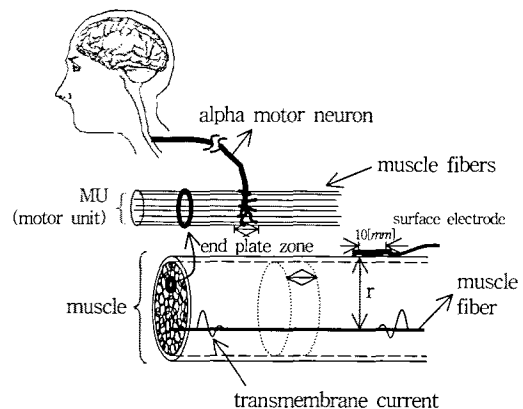


그림 2. 근육 모델의 구조 (운동단위, 근섬유, 종관위치, 표면 전극)^[6]

Fig. 2. Structure of the muscle model. (MU, muscle fiber, end plate zone, surface electrode)^[6]

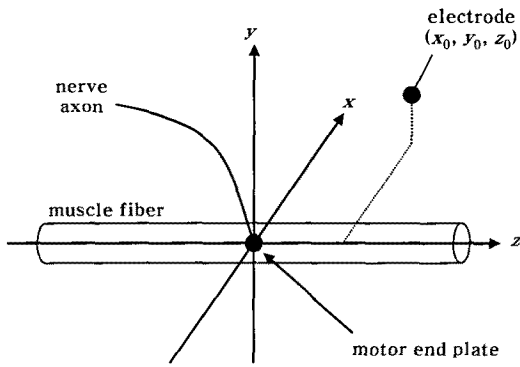


그림 3. 근섬유와 전극의 기하학적 표현
Fig. 3. A geometrical representation of one muscle fiber and electrode.

근육을 구성하고 있는 기본단위는 근섬유(muscle fiber)이고 하나의 운동신경에 지배를 받는 근섬유들을 MU라 하며, 하나의 MU에서 발생한 활동전위를 SMUAP라 한다. SMUAP는 하나의 근섬유에서 발생한 SFAP의 합이므로 시뮬레이션에서는 우선 기본요소인 SFAP을 구하게 된다. 그림 3은 근섬유 하나에서 발생하는 SFAP을 전극에서 검출하는 과정을 보여주며 종판(end plate)은 근섬유의 중심에 있고 전극은 근섬유가 사이에 위치한다.

라인소스 모델은 가중 함수(weighting function)와 근섬유의 중심에서 발생한 막전류(transmembrane current)의 컨벌루션(convolution)의 결과인 활동전위를 기본으로 하는 모델이다.

2. SFAP 시뮬레이션

가중 함수는 사용된 기록 전극(recording electrode)에 의해서 결정되며, 막전류는 근섬유에 따라 달라진다. volume conductor 모델^[7~9]에 의하면, 근섬유의 단위 길이당 공간적인 순간 막전류(spatial instantaneous transmembrane current), $i_m(z)$ 는 식 (1)과 같다.

$$i_m(z) = \frac{\sigma_i \pi d^2}{4} \frac{d^2 V(z)}{dz^2} \quad [\mu A/mm] \quad (1)$$

여기서 σ_i 는 세포내의 전도도(intra-cellular conductivity : $1.010[S/m]$)^[8]이고, d 는 근섬유의 직경 [mm]이다. $V(z)$ 는 탈분극 지점(depolarization point)으로부터 거리 $z[mm]$ 의 함수로써 세포내의 전위이다. 본 논문에서는 세포내 전위와 2차 도함수의 모델을 선택하였다^[10].

$$V(z) \cong 768z^3 e^{-2z} - 90 \quad [mV], \quad z \geq 0 \quad (2)$$

여기서 근섬유 직경과 전도속도 사이의 관계를 다음과 같이 가정하였다.

$$v = 2.2 + 0.05(d - 25) \quad [m/s] \quad (3)$$

막전류는 종판으로부터 근섬유의 양쪽 끝으로 전도속도 $v[m/s]$ 로 움직인다. 그러므로 막전류 $i_i(t)$ 는 그림 3의 임의의 점 (x_0, y_0, z_0) 에서 관찰되며 식(4)와 같이 표현된다.

$$i_i(t) = i_m(vt) = \frac{\sigma_i \pi d^2}{4} \frac{d^2 V(z)}{dz^2} \Big|_{z=vt} \quad [\mu A/mm] \quad (4)$$

여기서 막전류 $i_m(vt)$ 는 근섬유의 전도 속도를 고려하여, 거리의 함수인 공간적인 순간 막전류를 시간의 함수로 변환하였다. 전극의 위치 (x_0, y_0, z_0) 에서 종판의 중심에 위치한 전류원 I 에 의해 발생된 전위 $\varphi(x_0, y_0, z_0)$ 는 다음과 같다.

$$\varphi(x_0, y_0, z_0) = Z(x_0, y_0, z_0)I \quad (5)$$

여기서 $Z(x_0, y_0, z_0)$ 는 전극 한 점에서의 임피던스로 다음과 같다.

$$Z(x_0, y_0, z_0) = \frac{1}{4\pi\sigma_y} \frac{1}{\sqrt{(z_0)^2 + \frac{\sigma_z}{\sigma_y} [(x_0)^2 + (y_0)^2]}} \quad [k\Omega/s] \quad (6)$$

σ_z 는 근섬유의 축방향의 전도도(axial conductivity: $0.328[S/m]$)이며 σ_y 는 근섬유의 중심으로부터 방사방향의 전도도(radial conductivity: $0.063[S/m]$)이다^[8].

σ_z/σ_y 는 비등방성 비율(anisotropy ratio)이다. 라인소스 모델에서 전극의 한 점에서의 임피던스를 근사화시킨 가중 함수는 그림 3에서 z 축 방향으로 이동하는 점 전류원(point current source)과 그로 인해 발생하는 전위의 비로 나타낼 수 있다. 따라서 가중함수는 막전류가 발생한 근섬유의 거리와 전극의 특성에 의해 결정된다. 가중함수는 전극의 위치와 단위 전류원이 z 축의 동일한 위치에 있을 때 최대값을 가지며 식(7)과 같다.

여기서 r 은 근섬유의 중심으로부터 관측점까지의 거리이고 k 는 $A/4\pi\sigma_y$ (A : scale factor)이다. 스케일 상수 A 는 Blok^[11]의 Anvolcon 소프트웨어 패키지를

사용하여 결정하였다.

$$w(x, y, z) = \frac{k}{r} = \frac{k}{\sqrt{(z_0 - z)^2 + \frac{\sigma_z}{\sigma_y} [(x_0 - x)^2 + (y_0 - y)^2]}} \quad [k\Omega m/s] \quad (7)$$

각 근섬유는 피부표면에 병렬로 위치한다고 가정하였으며, 근섬유의 길이는 종판을 이를 중심으로 왼쪽과 오른쪽 길이로 하였다. 각 방향의 활동전위는 각각 계산하였으며, 시간에 따른 가중 함수의 계산은 다음과 같다.

$$w(x, y, j\Delta z) = \frac{k}{r} = \frac{k}{\sqrt{(z_0 - j\Delta z)^2 + \frac{\sigma_z}{\sigma_y} [(x_0 - x)^2 + (y_0 - y)^2]}} \quad [k\Omega m/s] \quad (8)$$

여기서 j 는 종판의 초기위치($j=0$)로부터 건(tendon)까지의 계수 인덱스(count index)이다. Δz 는 공간 샘플링 주파수로써 공간 분해능을 얻기 위해 식(9)로 결정하였다.

$$\Delta z = \frac{v_m}{f_s} \quad [mm] \quad (9)$$

여기서 v_m 은 근섬유의 평균 전도속도, f_s 는 샘플링 주파수이다. 공간에서 시간으로 변환하기 위해서 $\Delta z = v_f \times \Delta t$ 를 사용하였다. 여기서 v_f 는 단일 근섬유의 전도 속도이다.

3. SMUAP 시뮬레이션

하나의 MU에는 여러 개의 근섬유가 존재한다. 그러므로 근섬유 수만큼 SFAP의 합이 SMUAP가 된다. 그러나 SMUAP는 똑같은 SFAP가 산술적으로 합해지는 것이 아니라 각각의 근섬유 마다 직경도 다르고 종판 위치도 다르므로 이러한 확률 통계적 파라미터를 입력시켜 실제적인 SMUAP를 시뮬레이션 하는 것이 타당하다.

여기서 파라미터란 근섬유 파라미터와 MU 파라미터를 의미한다. 근섬유 파라미터는 근섬유의 직경과 MU 내에서의 근섬유 위치, 종판위치 등을 의미하고, MU 파라미터는 MU의 직경 등을 의미한다.

본 연구에서는 근섬유의 직경은 Gaussian 분포^[4]로 MU의 직경은 Poisson 분포^[4, 12] 등으로 설정 하였다.

4. MU 파라미터

근섬유의 특성은 서로 유사하나 동일하지 않으므로 시뮬레이션을 위해 근섬유 통계적 특성을 고려해 주어야 한다. 근섬유의 전도속도는 근섬유의 직경에 따라 변하게 되므로 직경을 Gaussian 분포로 변화하도록 설계하였고 MU내에서의 근섬유 위치는 uniform 분포를 갖도록 설계하였다.

각각의 근섬유는 피부표면에 병렬로 평행하게 위치한다고 가정하였으며, 종판의 평균위치는 기본 근육 길이 L_M 의 퍼센트 p 로 정의 하였다($L_M=100[mm]$, $p=50[\%]$).

이러한 분포 값은 평균이 영이고 표준편차가 $1[mm]$, 범위가 $\pm 3[mm]$ 인 Gaussian 분포로 나타내었으며 종판을 중심으로 근섬유의 양쪽 길이는 식 (10)과 같이 설정하였다^[4].

$$\begin{aligned} L_{0.5f}(left) &= p \cdot L_M \cdot \left(1 - \rho \frac{(x_f^2 + y_f^2)}{R^2}\right) \\ L_{0.5f}(right) &= (1 - p) \cdot L_{0.5f}(left) \\ \rho_{default} &= 0.2 \end{aligned} \quad (10)$$

여기서 x_f 와 y_f 는 근육의 중심과 근육의 반지름 R 에 대해서 근섬유 중심의 좌표이다(초기값 $R=20[mm]$).

ρ 는 근육길이 파라미터이고, 근섬유의 왼쪽과 오른쪽의 길이는 평균이 영이고 표준편차가 $1[mm]$, 범위가 $\pm 2[mm]$ 인 Gaussian 분포로 나타내었다.

본 논문에서 MU의 영역(territory)은 원형으로 정의하였고 근육내의 MU 직경은 Poisson 분포 그리고 MU의 위치는 uniform 분포로 설정하였다.

왜냐하면 MU는 하나의 운동신경이 여러 개의 근섬유를 붙잡고 있는 형태여서 서로 포개 질 수 있기 때문에 MU의 직경에 관계없이 MU의 위치를 근육내에서 랜덤하게 설정하였다.

MU 시뮬레이터는 MU의 수, 근섬유 수, 전도속도, 근육길이 등의 기본 파라미터와 MU 직경, 근섬유 직경, 종판 위치 등의 확률 통계적 파라미터를 입력하도록 하였다.

그림 4는 근섬유 파라미터와 MU 파라미터가 어떠한 순서에 의해서 연산 되는지를 보여준다.

Poisson 분포에 따라 MU의 직경이 설정되고 근육내에서 MU의 위치를 uniform 분포로 위치시키며 정해진

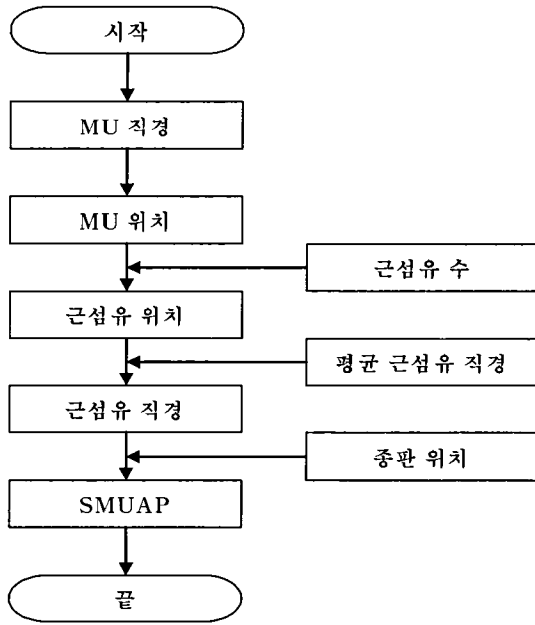


그림 4. 확률통계 파라미터의 연산 순서
Fig. 4. Operation procedure of probability statistical parameters.

MU내에서의 평균 근섬유 직경을 Gaussian 분포로 구하게 된다. 그 후에 정해진 근섬유 개수만큼 MU내의 근섬유 위치를 uniform 분포로 위치시킨다.

5. SMUAP 검출기

MU 시뮬레이터 내의 SMUAP 검출기 동작은 다음과 같다. MU 시뮬레이터에서 시뮬레이션된 SMUAP와 비교하기 위하여 실제 피실험자의 SMUAP 검출이 필요하다. 이를 위하여 본 연구에서는 노트북 기반의 3 채널 근전도 시스템을 설계하여 1[%] MVC(maximum voluntary contraction) 미만의 힘 크기로 이두박근의 자발수축을 유도한 다음 근전도 신호를 취득하였고 웨이브렛 변환(wavelet transform)을 이용하여 잡음을 제거한 후 여러 개의 SMUAP 신호를 추출하고 이들의 평균을 취하여 피실험자의 SMUAP를 결정하였다.

III. 기존의 MU 위치 추정 방법과 새로운 방법의 제안

1. Roeleveld 방법^[2]

근전도 신호는 자발적 수축으로 MU 활성화를 의미한다. Roeleveld 방법은 MU 위치가 표면에 가까울수록 근전도가 크고, 표면에서 멀수록 근전도가 작아지는 관계를 이용하여 자발적 수축으로 검출된 근전도 신호와

팔의 반경 r_A 와 각도 α 의 기하학적인 관계를 이용하여 MU 위치를 단순히 식 (11)과 같이 추정한다.

$$d = r_A \left[\frac{(1 - \cos \alpha) - \sqrt{(1 - \cos \alpha)^2 - 2c(1 - \cos \alpha)}}{c} \right] \quad (11)$$

본 연구방법과 비교를 위해 1[%] MVC 미만의 힘 크기로 자발적 수축으로 검출된 평균 SMUAP로 MU 위치를 추정하였다.

2. Akazawa 방법^[3]

하나의 MU에는 여러 개의 근섬유가 존재한다. 하나의 근섬유에서 발생한 단일 근섬유 활동전위(SFAP)인 ϕ_n 은 근섬유수 N개의 합으로 SMUAP ϕ_M 으로 시뮬레이션하고 검출된 근전도 신호와 비교함으로써 MU 위치를 추정한다.

$$\Phi_M(x, y, z) = \sum_{n=1}^N \phi_n(x, y, z) \quad (12)$$

Akazawa는 MU 위치 시뮬레이션을 위한 각각의 파라미터는 선행 연구자들의 연구 결과^[13]로 결정하였다.

본 연구 방법과 비교를 위해서 MU 위치는 4~12[mm]에서 증가 시키면서 발생시킨 SMUAP와 검출된 SMUAP의 최소 오차 값을 구하여 MU 위치를 추정하였다.

3. 새로운 방법의 제안

본 연구는 표면 근전도를 취득하였을 때 근전도 신호를 발생시키는 MU 위치를 추정하였다. MU 위치 추정은 이두박근의 자발적 수축(voluntary contraction)으로 검출된 SMUAP와 설계된 MU 위치 시뮬레이터의 전극의 위치와 MU 위치를 증가 시키면서 시뮬레이션된 기준 SMUAP간의 최소의 MSE(mean square error)값을 구하여 MU 위치를 추정하였다.

가. 시뮬레이션을 이용한 기준 SMUAP

그림 5는 MU의 위치 추정 과정으로 MU의 위치 및 전극의 위치에 따른 기준 SMUAP를 시뮬레이션하였다.

기준 SMUAP는 검출된 SMUAP와 비교하는 기준으로 MU는 4~12[mm] 위치에서 0.05[mm] 간격과 표면 전극은 -20~20[mm] 사이에서 0.05[mm] 간격으로 시뮬레이션 하였다.

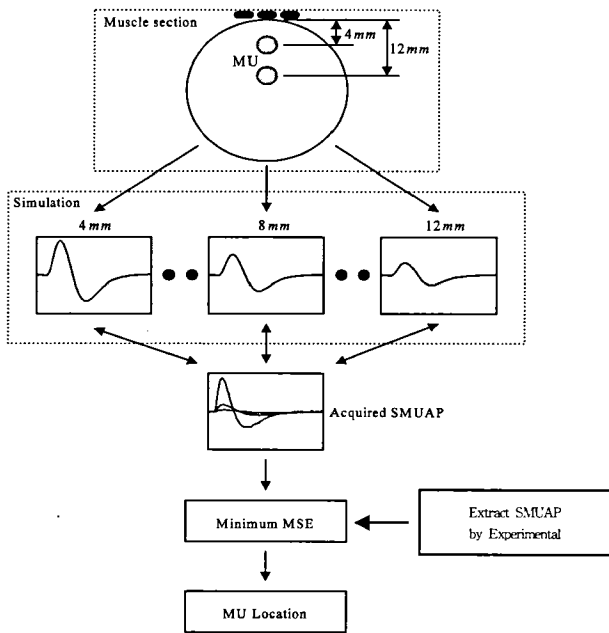


그림 5. MU 위치 추정 과정
Fig. 5. Process for estimation of MU location.

그림 6은 표면 전극의 위치가 0[mm]이고, MU의 위치가 7~10[mm] 사이에서 변화할 때 SMUAP 크기(amplitude)와 기간(duration)의 시뮬레이션 결과이다.

그림 6에서 보듯이 표면 전극의 위치가 0[mm]일 때 MU 위치가 7[mm]인 경우로 기준 SMUAP의 크기는 -12~25[μV]였고, MU가 피부에 가까울수록 기준 SMUAP의 크기는 증가하였다.

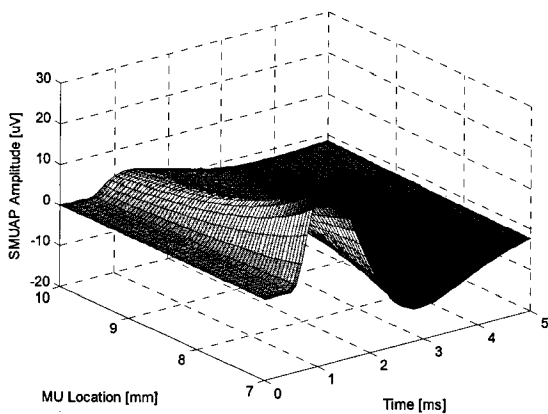


그림 6. 시뮬레이션된 MU 위치에 따른 기준 SMUAP 크기의 변화 (MU의 위치: 7~10[mm], 전극의 위치: 0[mm])

Fig. 6. Simulated variation of amplitudes of reference SMUAP on the MU locations. (MU location: 7~10[mm], electrode position: 0[mm])

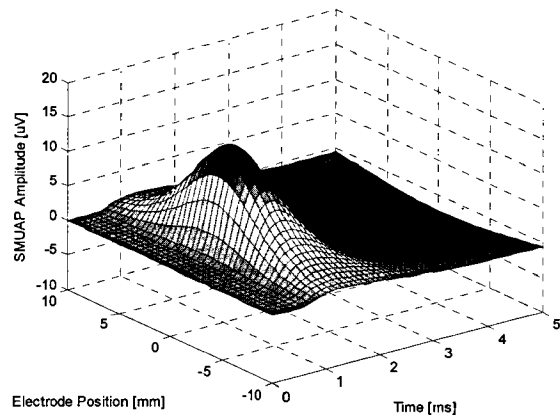


그림 7. 시뮬레이션된 전극의 위치에 따른 기준 SMUAP 크기의 변화 (MU의 위치: 8[mm], 전극의 위치: -10~10[mm])

Fig. 7. Simulated variation of amplitude of reference SMUAP on the electrode positions. (MU location: 8[mm], electrode position: -10~10[mm])

그림 7은 MU 위치가 8[mm]이고, 표면 전극의 위치가 -10~10[mm] 사이에서 변화할 때의 SMUAP의 크기와 시뮬레이션 결과이다.

그림 7에서 알 수 있듯이 표면 전극이 MU로부터 멀어질수록 SMUAP의 크기는 감소하였다.

나. SMUAP 검출

그림 8은 1[%] MVC 미만의 자발적 수축으로 검출된 SMUAP로 MU 위치를 추정하기 위한 근신호이다.

MU 위치에 따라 SMUAP의 크기는 변화하지만 그 형태는 크게 변화하지 않는다는 점에 착안하여, 시뮬레이션된 기준 SMUAP와 컨벌루션을 수행하여 특정 임계값 이상일 경우 SMUAP로 검출하였다. 그림 8은 이 두박근에서 표면 전극으로 검출한 SMUAP로, 10 초간 취득한 근전도 신호를 1 초씩 잘라서 10 개의 데이터를 나타내고 있다.

다. MSE를 이용한 MU 위치 추정

그림 9는 시뮬레이션 된 기준 SMUAP로 표면 전극이 0[mm]에 위치하고 MU가 8[mm]에 위치했을 때의 시뮬레이션 결과 이다.

검출된 SMUAP와 기준 SMUAP의 상호 상관 함수(cross correlation function)를 이용하여 정렬(align)시킨 후 두 신호의 자승 평균 오차 값의 합이 최소가 되는 지점을 MU의 위치로 추정하였다.

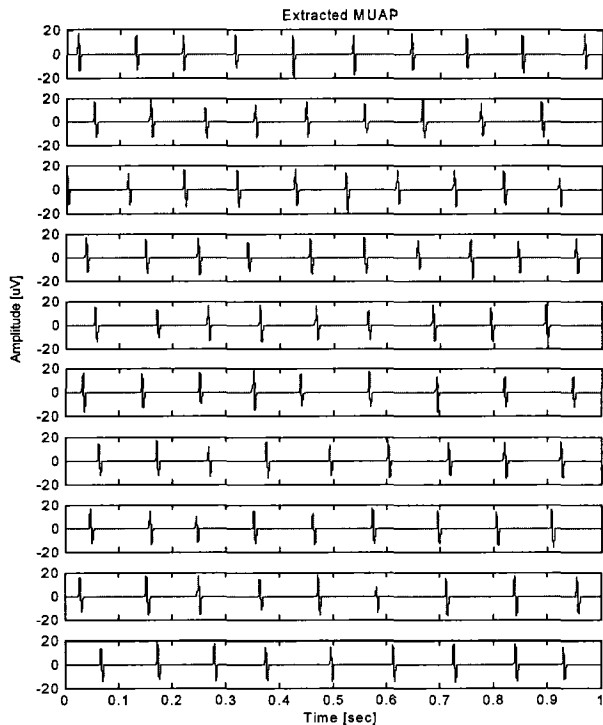


그림 8. 이두박근으로부터 검출된 SMUAP (증폭기 이득: 10,000, 여파기 대역폭: 10~450[Hz])

Fig. 8. Detected SMUAP from biceps brachii. (amplifier gain: 10,000, filter bandwidth: 10~450[Hz])

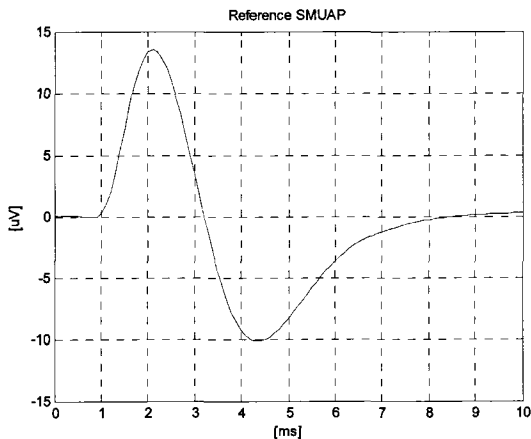


그림 9. 기준 SMUAP

Fig. 9. Reference SMUAP.

이때 기준 SMUAP는 MU의 위치를 0.05[mm] 간격으로, 표면 전극의 위치를 0.05[mm] 간격으로 변화시키면서 시뮬레이션 하였다.

본 논문에서 제안된 3 채널 표면 근전도 신호를 이용하여 MU 위치를 추정하기 위한 방법의 흐름도를 그림 10에 나타내었다.

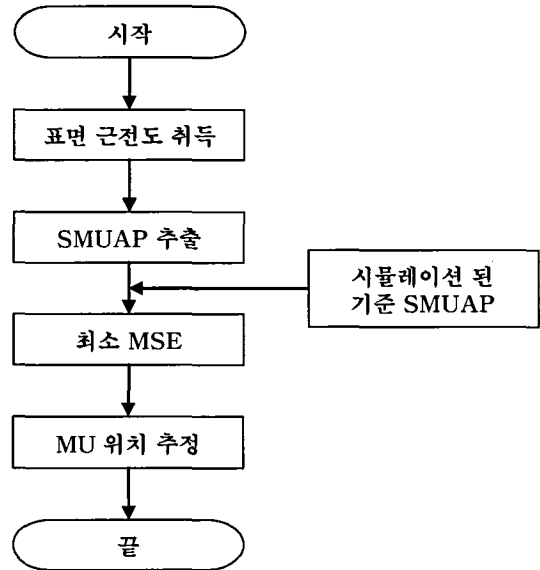


그림 10. 본 연구의 운동단위 위치 추정 방법 흐름도

Fig. 10. Flowchart of estimation of MU locations in this study.

IV. 실험 및 결과 고찰

설계된 시뮬레이터를 이용하여 SMUAP를 시뮬레이션 하였으며, 시뮬레이션 결과를 기존의 방법과 제안된 방법에 적용하여 정확도를 파악하기 위한 시뮬레이션 실험을 실시하였다. 또한 근전도 취득 시스템을 설계하여 이두박근에서 취득한 실제 근전도 신호에 제안된 방법을 적용하여 MU의 위치를 추정하기 위한 MU 위치 추정 실험을 실시하였다.

1. 실험방법

본 논문의 실험에 사용된 표면전극은 은(Ag) 전극으로 바 형태(bar type)를 갖고 있다.

전극간 거리는 5[mm], 직경은 1[mm]이며 바의 폭은 5 [mm]이다.

근전도 증폭기의 이득은 10,000배로 하고 필터의 대역폭은 10~450[Hz]로 하였다. 근전도 증폭기의 출력 신호는 16bit의 분해능을 갖는 A/D 변환기(DT 9804)를 통해 샘플링 주파수 8192[Hz]로 샘플링되고 USB로 인터페이스된 노트북 컴퓨터로 기록하였다.

피실험자는 1인의 정상인으로 하고 실험 대상 근육은 팔근육인 이두박근으로 하였다.

가. 시뮬레이션 실험

그림 11은 본 논문에서 수행한 컴퓨터 시뮬레이션을 위한 표면 전극의 위치를 나타내었다. 3 개의 표면 전극이 MU의 수직 표면에서 -9, 1, 11[mm]의 위치에 10[mm] 간격으로 위치한다고 가정하고 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 기준 SMUAP를 생성하였으며, 실제 실험에 사용한 전극의 간격도 10[mm]로 제작하였다.

기준 SMUAP는 표면 전극 및 증폭기에서 첨가되는 잡음을 가정하여 최대값의 10[%]에 해당하는 백색 가우시안 잡음(white Gaussian noise)을 첨가하였다.

잡음이 첨가된 기준 SMUAP를 원신호(raw signal)로 하여 MU 위치 추정하였다.

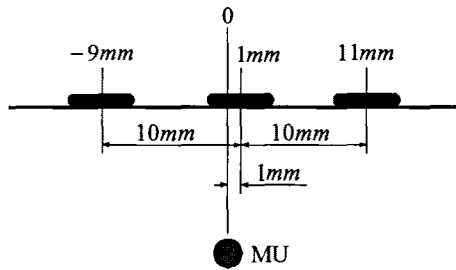


그림 11. 컴퓨터 시뮬레이션에 사용된 전극의 위치
Fig. 11. Electrode position for computer simulation.

나. MU 위치 추정 실험

MU 위치를 추정하기 위해 그림 12와 같은 3 채널 표면 전극을 제작하여 이두박근에서 SMUAP를 검출하였다.

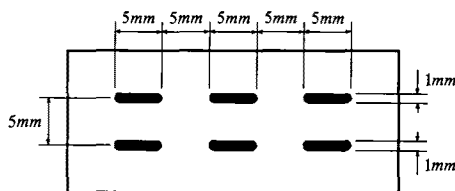


그림 12. 제작된 3 채널 표면 전극 (은 바 직경 1[mm])
Fig. 12. Designed 3-channel surface electrode. (silver bar dia 1[mm])

실험을 위해 제작된 전극 및 접지의 배치를 그림 13에 나타내었다.

2. 실험 결과 및 시뮬레이션 결과

제안된 방법에 적용하여 정확도를 파악하기 위한 시뮬레이션 실험 결과 제안된 방법이 기존 방법에 비하여 더 정확하게 MU의 위치를 추정할 수 있음을 알았다.

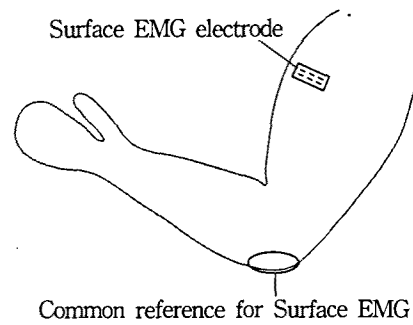


그림 13. 실험을 위한 전극의 배치
Fig. 13. Experimental setup with the electrodes.

가. 본 연구와 타연구의 MU 위치 시뮬레이션 결과 비교 고찰

그림 14는 표면 전극의 위치에 따른 기준 SMUAP의 컴퓨터 시뮬레이션으로 MU의 위치가 8[mm]일 때 기준 SMUAP를 나타내고 있다. 그림 14의 (b)는 전극의 위치가 1[mm]일 때 기준 SMUAP의 크기는 13.2[μV]로 가장 컸다.

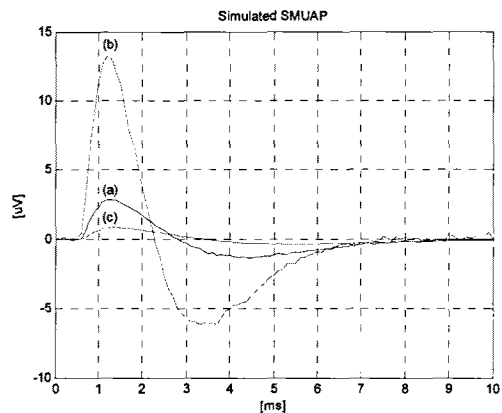


그림 14. 시뮬레이션 된 기준 SMUAP (MU 위치: 8[mm])
(a) 전극의 위치: -9[mm]
(b) 전극의 위치: 1[mm]
(c) 전극의 위치: 11[mm]
Fig. 14. Simulated reference SMUAP. (MU location: 8[mm])
(a) electrode position: -9[mm]
(b) electrode position: 1[mm]
(c) electrode position: 11[mm]

그림 15는 본 연구에서 제안한 방법과 기존의 방법의 MU 위치 추정 결과를 비교한 것으로 MU 위치가 8[mm]일 때의 시뮬레이션 결과를 나타내었다.

그림 15에서 Roeleveld가 제안한 MU 위치 추정 방법은 오차가 평균 2.33[mm]이며 표준 편차가 0.37[mm]였

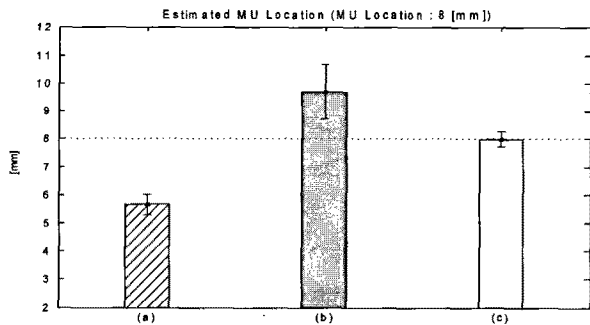


그림 15. 시뮬레이션 된 MU 위치 (MU 위치가 8[mm]인 경우)
 (a) Roeleveld 방법 (b) Akazawa 방법
 (c) 제안된 방법
 Fig. 15. Simulated MU location. (MU location is in the case of 8[mm])
 (a) Roeleveld's method (b) Akazawa's method
 (c) proposed method

다. 또한 Akazawa가 제안한 MU 위치 추정 방법은 오차가 평균 1.70[mm]이며 표준 편차는 1.01[mm]이었다.

이에 비해 본 연구에서 제안한 MU 위치 추정 방법은 평균 오차는 0.01[mm]이고 표준 편차는 0.27[mm]로 기존의 방법에 비해 더욱 정확한 MU 위치 추정이 가능한 것으로 판단되었다.

기준 SMUAP의 시뮬레이션에서 Roeleveld 방법은 전체적으로 오차가 컸으며, MU의 위치가 피부 표면에서 멀어질수록 오차도 증가하였다. Akazawa 방법은 MU의 위치가 피부에 가까울수록 오차가 급격히 증가하며, 표준 편차가 비교적 크게 나타나서 MU의 위치 추정의 신뢰도가 낮게 나타났다.

그러나 제안된 방법은 평균 추정 오차가 작고 표준 편차도 작게 나타남으로써 MU 위치 추정이 비교적 정확하다는 것을 알 수 있다.

나. 본 연구와 타연구의 MU 위치 추정 실험 결과 비교 고찰

(1) SMUAP 검출 결과

그림 16은 3채널 표면 전극으로 검출된 SMUAP로 중간 부분의 SMUAP가 가장 크게 나타났다. SMUAP의 검출은 동일한 SMUAP가 주기적으로 발생하는가를 검사하였다. 즉, 타 연구자^[3, 8, 10]들이 제시하고 있는 것처럼 발화율(firing rate)이 약 8~25[Hz]인가를 확인하였다.

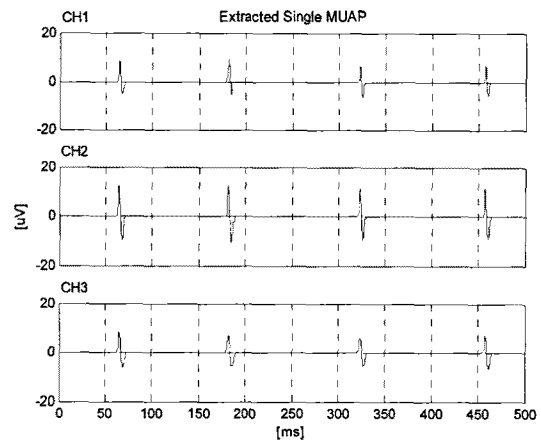


그림 16. 검출된 SMUAP
 Fig. 16. Detected SMUAP.

표 1. 추출된 SMUAP의 크기 및 발화율
 Table 1. Amplitude and firing rate of detected SMUAP.

구분	SMUAP [μ V]			발화율 [Hz]
	평균	최대	최소	
실험 1	15.31	20.68	7.51	9.3
실험 2	14.66	17.75	11.93	9.8
실험 3	10.99	14.91	6.77	9.7
실험 4	13.28	18.25	8.52	8.5
실험 5	15.59	21.65	10.09	8.1
실험 6	13.96	18.39	9.39	11.7
실험 7	14.43	17.60	11.09	8.0
실험 8	14.11	17.24	10.86	8.2

검출된 SMUAP의 평균 크기는 13.96~15.59[μ V]였으며, 발화율은 8.0~11.7[Hz]로 표 1에 나타내었다.

이러한 SMUAP 검출 데이터는 시뮬레이션된 기준 SMUAP와 MSE를 구하여 MU 위치를 추정하기 위한 비교 데이터로 사용된다.

(2) MU 위치 추정 결과

이두박근에서 검출된 SMUAP는 본 연구에서 제안한 방법을 이용하여 실제 MU 위치를 추정하였다.

그림 17은 검출된 SMUAP(그림 8 참조)의 MU 위치를 추정하기 위해 본 연구에서 제안한 방법과 기존의 방법 결과를 나타낸 것이다.

실제 이두박근의 SMUAP에 제안된 방법을 적용하여 MU의 위치를 추정한 결과 자발 수축 시 발화되는 이두박근의 MU의 위치는 8.1~8.5[mm]인 것으로 추정되었다.

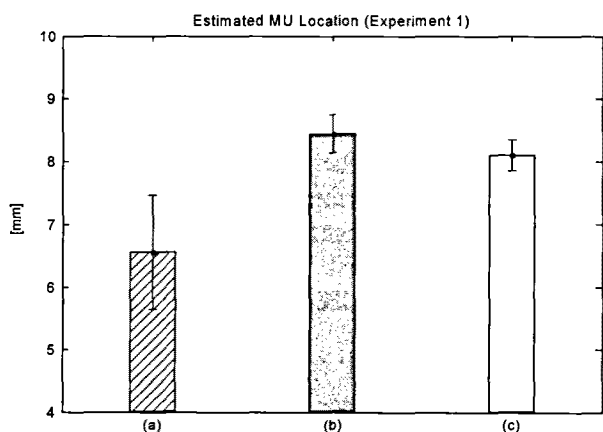


그림 17. 추정된 MU 위치
(a) Roeleveld 방법
(b) Akazawa 방법
(c) 제안된 방법

Fig. 17. Estimated MU location.
(a) Roeleveld's method
(b) Akazawa's method
(c) proposed method

이에 비해서 Roeleveld의 방법을 사용하였을 경우 MU의 위치는 평균 6.0~7.5[mm]로 추정되었고, Akazawa의 방법을 사용하였을 경우 MU의 위치는 평균 8.4~9.5[mm]로 추정되었다.

그림 18에 나타난 추정된 MU 위치의 도수 분포와 같이 실제 이두박근의 SMUAP에 제안된 방법을 적용하여 MU의 위치를 추정한 결과 MU의 위치는 7~10[mm]로 추정되었으며 주로 8[mm] 근처인 것으로 추정되었다.

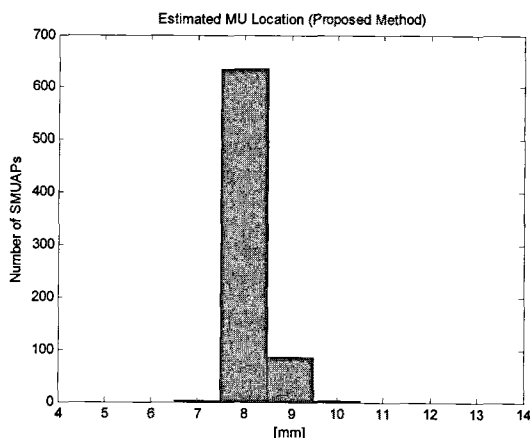


그림 18. 제안된 방법으로 추정된 MU 위치의 도수 분포도

Fig. 18. Histogram of estimated MU location by proposed method.

이 결과는 이전 연구자의 결과^[2]와 일치하는 결과로 제안된 MU 위치 추정 방법을 이용할 경우 기존의 MU 위치 추정 방법들에 비해 적은 수의 전극을 이용해서 더 정확한 위치 추정이 가능할 것으로 판단된다.

적은 수의 전극을 사용할 경우 측정 기구의 복잡도가 낮으므로 근전도 취득 시스템의 제작이 용이하며 처리해야 할 데이터의 양도 적은 장점이 있다.

V. 결 론

본 논문에서는 표면 근전도를 이용하여 MU의 위치를 추정하는 새로운 방법을 제안하였다. 이 방법은 라인소스 모델과 통계적 MU 파라미터를 사용한 표면 근전도 시뮬레이션을 통해 취득한 기준 근신호와 실제 측정된 표면 근전도 신호를 비교하여 MU의 위치를 추정하는 방법이다.

MU 위치 추정의 정확도를 파악하기 위하여 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 취득한 단일 운동단위 활동전위를 본 연구에서 제안한 방법 및 타 연구자들에 의한 기존 방법들과 비교 하였다.

MU 위치 추정 시뮬레이션 결과 8[mm] 위치에 MU가 위치할 경우 본 논문에서 제안한 MU 위치 추정 방법은 0.01[mm]의 평균 추정 오차를 보였다. 반면에 Roeleveld^[2]가 제안한 추정 방법은 2.33[mm]의 평균 추정 오차를 보였으며 Akazawa^[3]가 제안한 추정 방법은 1.70[mm]의 평균 추정 오차를 보여 본 연구에서 제안한 MU 위치 추정 방법이 기존의 방법들에 비하여 더 정확한 위치 추정이 가능하였다.

제안된 MU 위치 추정 방법은 기존의 방법에 비하여 적은 수의 전극으로 더욱 정확한 MU 위치 추정이 가능하여 MU 위치 추정을 위한 근전도 취득 시스템의 제작이 용이하므로 근육 질병 환자에 대한 예방 의학 및 운동 신경 세포의 개수 추정 분야에 응용이 기대된다.

참 고 문 헌

[1] C. J. De Luca, "Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-26, No. 6, pp. 313-325, 1979.
[2] K. Roeleveld, D. F. Stegeman, H. M. Vingerhoets and A. Van Oosterom, "The Motor Unit Potential Distribution Over the Skin Surface and Its Use in Estimating the Motor

- Unit Location”, *Acta Physiologica Scandinavica Symposium*, Vol. 161, pp. 465-472, 1997.
- [3] J. Akazawa, T. Sato, K. Minato and M. Yoshida, “Experimental and Analytical Investigations of Motor Unit Location for the Precise Estimation of Muscle Force with Surface Electromyograms”, *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, pp. 5816-5819, 2005.
- [4] J. Duchene and J. Y. Hogrel, “A Model of EMG Generation”, *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol 47, No. 2, pp. 192-201, 2000.
- [5] B. Hammarberg and E. Stålberg, “Novel Ideas for Fast Muscle Action Potential Simulations Using the Line Source Model”, *IEEE Trans. on Biomed Eng.*, vol. 51, No. 11, 2004.
- [6] M. M. Lowery, C. L. Vaughan, P. J. Nolan and M. J. O’Malley, “Spectral Compression of the Electromyographic Signal due to Decreasing Muscle Fiber Conduction Velocity”, *IEEE Trans. on Rehabilitation Eng.*, Vol. 8, No. 3, September 2000.
- [7] K. Roeleveld, J. H. Blok, D. F. Stegeman and A. van Oosterom, “Volume Conduction Models for Surface EMG; Confrontation with Measurements”, *J. Electromyogr. Kinesiol.* Vol. 7, No. 4, pp. 221 - 232, 1997.
- [8] S. Andreassen and A. Rosenfalck, “Relationship of Intracellular and Extracellular Action Potential of Skeletal Muscle Fiber”, *CRC Crit. Rev. Bioeng.*, vol. 13, pp. 267-306, 1981.
- [9] D. Farina and R. Merletti, “An experiment and model based investigation of the potential and limitations of surface EMG spectral analysis for assessment of motor unit recruitment strategy”, *IEEE, Proceedings of the 23rd Annual International Conference*, Vol. 2, pp. 1209-1212, 2001.
- [10] S. D. Nandedkar and E. Stålberg, “Simulation of single fiber action potentials”, *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 21, pp. 158-165, 1983.
- [11] J. H. Blok, D. F. Stegeman and A. Van Oosterom, “Three-Layer Volume Conductor Model and Software Package for Applications in Surface Electromyography”, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 30, pp. 566 - 577, 2002.
- [12] D. W. Stashuk, “Simulation of electromyographic signal”, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 3, pp. 157-173, 1993.
- [13] C. Disselhorst-Klug, J. Silny and G. Rau, “Estimation of the relationship between the noninvasively detected activity of single motor units and their characteristic pathological changes by modelling”, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 8 pp. 323 - 335, 1998.
- [14] P. Zhou, W. Z. Rymer, N. Suresh and L. Zhang, “A Study of Surface Motor Unit Action Potentials in First dorsal Interosseus (FDI) Muscle”, *IEEE EMBS conference*, pp. 1074-1077, 2001.
- [15] A. Aggarwal and G. Nicholson, “Detection of pre-clinical motor neurone loss in SOD1 mutation carriers using motor unit number estimation”, *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 73: pp. 199-201, 2002.
- [16] J. McComas, “Motor unit Populations in Healthy and Diseased Muscles”, *Physical therapy.*, vol 73, pp. 868-877, 1993.
- [17] T. J. Doherty, W. F. Brown, “The estimated numbers and relative sizes of thenar motor unit as selected by multiple point stimulation in young and older adults”, *Muscle Nerve* 16, pp. 355-66, 1993.
- [18] S. Kazuhiko and N. Mitsuo, “Relation Between the Size of Motor Units and the Spectral Characteristics of their Action Potentials”, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 109 pp. 436 - 443, 1998.
- [19] D. Nandedka, S. Nandedka, E. Barkhaus and V. Stalberg, “Motor Unit Number Index (MUNIX)”, *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol 51, No. 51, pp. 2209-2211, 2004.
- [20] L. A. Major and K. E. Jones, “Simulations of Motor Unit Number Estimation Techniques”, *Journal of Neural Engineering*, vol 2, pp. 17-34, 2005.
- [21] D. Farina, M. Fosci and R. Merletti, “Motor Unit Recruitment Strategies Investigated by Surface EMG Variables”, *J Appl Physiol*, 92, pp. 235 - 247, 2002.
- [22] D. J. Roberson and W. Z. Rymer, “Decomposition of Low Force, Simulated EMG Using Wavelets”, *IEEE BMES/EMBS conference*, p. 576, 1999.
- [23] M. Calder, A. Hall, M. Lester, J. G. Inglis and A. Gabriel, “Reliability of the biceps brachii M-wave”, *Journal of Neural Engineering and Rehabilitation.*, vol 2, pp. 1-8, 2005.
- [24] E. Stålberg and J. V. Trontelj, “Single Fiber Electromyography”, *Old Woking (UK), The Mirvalle Press*, 1979.

저 자 소 개



박 중 호(정회원)
 1996년 서울시립대학교
 전자공학과 학사 졸업.
 1998년 서울시립대학교
 전자공학과 석사 졸업.
 2009년 서울시립대학교 전자전기
 공학과 박사 졸업.

<주관심분야 : 신호처리, 의용전자>



이 호 용(정회원)
 2006년 서울시립대학교 전자전기
 공학과 석사 졸업.
 2007년~현재 서울시립대학교
 전자전기컴퓨터공학부
 박사과정.

<주관심분야 : 근전도, 생체신호처리, 의용전자공학>



정 철 기(정회원)
 2002년 서울시립대학교 전자전기
 공학과 학사 졸업.
 2005년 서울시립대학교 전자전기
 컴퓨터공학부 석사 졸업.
 2006년~현재 서울시립대학교
 전자전기컴퓨터공학부
 박사과정.

<주관심분야 : 의공학, 신호처리>



이 진(정회원)
 1987년 연세대학교 의용공학과
 학사 졸업.
 1990년 서울시립대학교
 전자공학과 석사 졸업.
 1999년 서울시립대학교
 전자공학과 박사 졸업.

1999년~현재 강원대학교 삼척캠퍼스 제어계측 공학과 교수.

<주관심분야 : 의용신호처리>



김 성 환(평생회원)
 1975년 연세대학교 전기공학과
 학사 졸업.
 1977년 연세대학교 전기공학과
 석사 졸업.
 1980년 연세대학교 전기공학과
 박사 졸업.

1982년~현재 서울시립대학교 전자전기컴퓨터 공학부 교수.

<주관심분야 : 의용전자, 신호처리, 자동제어>