

표면 근전도를 이용한 운동단위의 정보추정에 관한 연구

論 文

56-11-29

A Study on the Estimation of Motor Unit Information using Surface EMG

金 成 煥[†] · 李 浩 龍^{*} · 孫 東 日^{**} · 鄭 徹 奇^{*} · 高 道 英^{***}

(Sung-Hwan Kim · Ho-Yong Lee · Dong-Il Son · Chul-Ki Jung · Do-Young Ko)

Abstract - In this study, we present a novel method for estimating the information of MU(motor unit) which is the basic element of human muscle by using surface EMG. Some of the method developed in this field could only estimate the numbers of MU that is activated. However, in our study the MU-simulator based on the line source model was designed to estimate the MU information including the numbers of MU and muscle fiber, conduction velocity, MU diameter, fiber diameter, and end plate position. The SMUAP(single motor unit action potential) detector was designed and CMAP(compound muscle action potential) by electrical stimulus was recorded. With these data, the MU-simulator can estimate the MU information by varying muscle parameter settings through MSE(mean square error) method. Our results shows that the proposed method can be comparable with the method of anatomical studies. Moreover, our system can be utilized to build a tool for diagnosis and treatment assessment of neuromuscular patients.

Key Words : motor unit, SMUAP detector, CMAP, MU-simulator

1. 서 론

근육내부의 활동패턴(activation pattern)과 관계되는 신경 근질환(neuromuscular disorder)의 진단과 근육의 제어 메카니즘(muscular control mechanism)의 연구를 위해서 운동단위(motor unit, 이하 MU)의 활동에 관한 정보를 얻는 것은 매우 중요하다. MU는 하나의 신경과 지배하는 근섬유로 구성되어 있으며 근육 전기활동의 기본요소이다. 지금까지 하나의 MU에 대한 전기적측정은 근전도(electromyography, EMG)로 침전극(needle electrode)을 이용하여 침습적인(invasive) 방법으로 행해져 왔는데, 이 방법은 환자에게 고통을 유발한다. 또한 침전극은 바늘끝 부분에 관계된 정보만 검출하는 반면에 표면전극(surface electrode)은 비침습적(noninvasive)이므로 전혀 통증이 없고 하나의 MU의 모든 정보를 검출하는 특징이 있다[1].

본 논문은 표면 전극을 이용하여 MU의 정보를 추정하는 방법을 제안한 논문으로서 운동단위의 정보는 MU의 수(numbers of motor units : 본 논문에서는 MU numbers로 표현함), MU의 근섬유 수(하나의 MU에 속한 근섬유의 수), 전도속도(conduction velocity) 등을 의미한다. MU의 정보추정 분야의 연구는 MU의 근섬유수 및 전도속도 추정분야와

그리고 MU의 수 추정분야로 크게 두분야로 나눌 수 있다. 첫째로 MU의 근섬유수 및 전도속도 측정분야 연구로서 Roeleveld[2]는 volume conductor 모델을 사용하여 단일 운동단위 활동전위(SMUAP: single motor unit action potential)를 계산하여 단지 하나의 MU 정보추출 방법을 제시하였고 Zhou[3]는 wavelet 매칭 기술을 이용하여 SMUAP의 형태(shape)를 추정하고 SMUAP의 수만을 해석하였다. 둘째는 MU의 수 추정 분야로서 MUNE(motor unit number estimation)이라고 불리우며 이것은 ALS(amyotrophic lateral sclerosis) 일명 루게릭병(Lou Gehrig disease)의 진단과 치료효과의 평가에 사용된다[4].

MUNE의 가장 정확한 방법은 생체조직검사를 통하여 실제로 MU의 수를 세는 것이나 이것은 현실적으로 불가능하고 이와 관련된 데이터는 거의 보고가 되고 있지 않다. 그러므로 MU 수 측정 대안으로 incremental stimulation 방법[5], MPS(multiple point stimulation) 방법[6], STA(spike triggered averaging) 방법[7], MUNIX(motor unit number index) 방법[8] 등이 제시되어 왔다. 본 연구에서는 이 분야 기본연구로서 전기 자극에 의한 근전위의 최대치와 SMUAP의 비로서 MUNE을 수행하여 MU의 수를 추정하는 기존의 MUNE 방법[9]과 최대 전기자극과 자발수축(voluntary contraction) 응답으로부터 MU의 수를 추정하는 MUNIX 방법을 본 논문에서 제안하는 방법과 비교 검토하였다.

본 논문에서 제안하는 사항은 다음과 같다. 지금까지의 연구로서 기존의 MUNE 방법과 MUNIX 방법들은 단순히 MU의 수만을 추정하였으나 본 연구에서는 임상 진료 및 근육 연구에 필요한 MU 수, MU의 근섬유 수, 전도 속도, MU 직경분포, 근섬유 직경분포, 종판(end plate) 위치정보를

† 교신저자, 正會員 : 서울시립대 전자전기컴퓨터공학부 교수
E-mail : shkim1@uos.ac.kr

* 正會員 : 서울시립대 전자전기컴퓨터공학부 박사과정

** 正會員 : 서울시립대 전자전기컴퓨터공학부 석사과정

*** 正會員 : 한국 수력 원자력(원) 원자력환경기술원

接受日字 : 2007年 7月 27日

最終完了 : 2007年 8月 31日

모두 얻을 수 있는 새로운 방법을 제안하였다. 이를 위해 본 논문에서는 MU의 해부학적 구조에 근거한 라인소스 모델을 기반으로 하는 MU-simulator (Motor Unit-simulator)를 설계하였다. MU-simulator는 MU의 수, 근섬유 수(number of muscle fiber), 전도속도, 근육길이 등의 기본(basic) 파라미터와 MU 직경, 근섬유 직경, 종판위치 등의 확률 통계적(probability and statistical) 파라미터를 입력하도록 하였다. 1 [%] MVC(maximum voluntary contraction) 미만의 힘(force) 크기로 이두박근(biceps brachii muscle)의 자발 수축을 유도하여 SMUAP를 검출하고, 전기자극을 하여 CMAP (compound muscle action potential)을 검출한 다음, MU-simulator로부터 파라미터를 변화시켜가면서 MSE(mean square error)를 구하여 MU의 모든 정보를 추정하도록 하였다.

2. MU-simulator의 설계

본 논문에서 설계된 MU-simulator는 라인소스모델(line source model)[10][11][12]을 이용하여 단일섬유활동전위 SFAP(single fiber action potential)를 구하고 서론에서 언급된 근육의 기본 파라미터와 확률통계 파라미터를 입력시켜 단일운동단위활동전위인 SMUAP(single motor unit action potential)와 그리고 SMUAP의 합인 복합근활동전위인 CMAP을 구하는 것으로 간략히 설명할 수 있다. 그림 1은 설계된 시뮬레이터의 흐름도 이다.

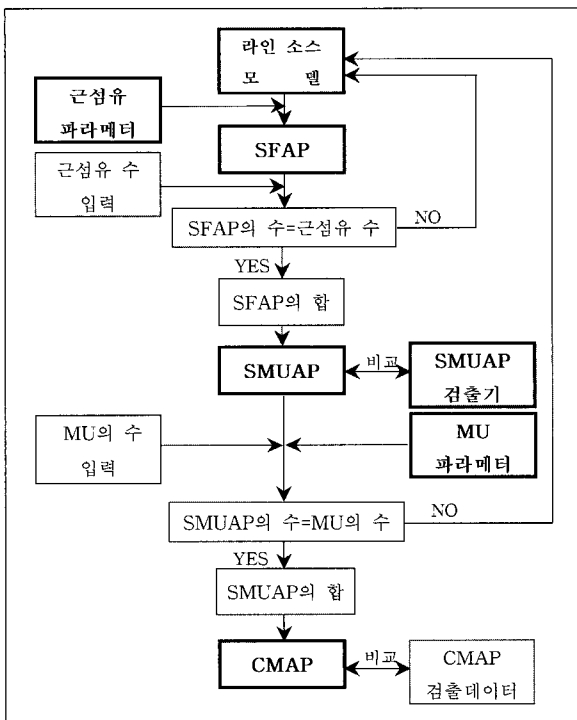


그림 1 MU-simulator의 흐름도(단일섬유활동전위, 단일운동단위활동전위, 복합근활동전위)
Fig. 1 Flow chart of MU-simulator(SFAP, SMUAP, CMAP)

2.1 라인소스 모델

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

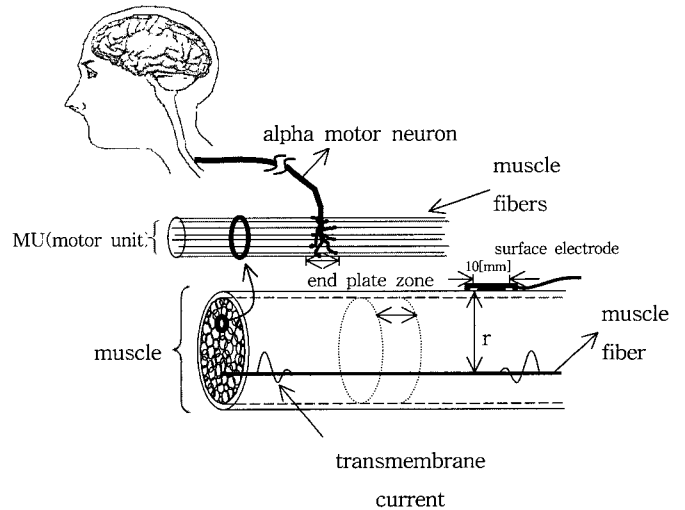


그림 2 근육 모델의 구조
(운동단위, 근섬유, 종판위치, 전극)[13]

Fig. 2 Structure of the muscle model.
(MU, muscle fiber, end plate zone, electrode)[13]

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

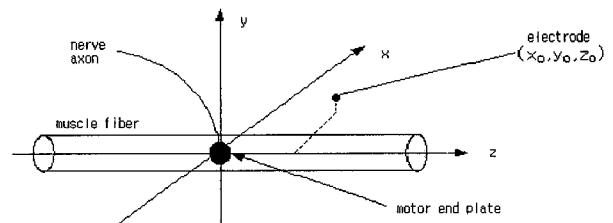


그림 3 근섬유와 전극의 기하학적 표현[11]
Fig. 3 A geometrical representation of one muscle fiber and electrode[11]

라인소스모델은 가중 함수(weighting function)와 근섬유의 중심에서 발생된 막전류(transmembrane current)의 컨볼루션(convolution)의 결과인 활동전위를 기본으로 하는 모델이다.

2.2 SFAP 시뮬레이션

가중 함수는 사용된 기록전극(recording electrode)에 의해 결정되며, 막전류는 근섬유에 따라 달라진다. volume conductor 모델[2][14][15]에 의하면, 근섬유의 단위길이당 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(intracellular conductivity : 1.010[S/m])[14]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[16].

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

여기서 근섬유 직경과 전도속도 사이의 관계를 다음과 같이 가정하였다.

$$v = 2.2 + 0.05(d - 25) \quad (3)$$

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

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

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

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

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

이다. 여기서 $Z(x_0, y_0, z_0)$ 는 전극 한 점에서의 임피던스이다. σ_z 는 근섬유의 축방향의 전도도(axial conductivity : 0.328 [S/m])이며 σ_y 는 근섬유의 중심으로부터 방사상의 전도도(radial conductivity : 0.063[S/m])이다[14].

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 점전류원(point current source)과 그로 인해 발생하는 전위의 비로 나타낼 수 있다. 따라서 가중함수는 막전류가 발생한 근섬유의 거

리와 전극의 특성에 의해 결정된다. 가중함수는 전극의 위치와 단위 전류원이 z 축의 동일한 위치에 있을 때 최대값을 가지며 식(7)과 같다.

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

여기서 r 은 근섬유의 중심으로부터 관측점까지의 거리이고 k 는 $A / 4\pi\sigma_y$ (A : scale factor)이다. 스케일 상수 A 는 Blok[18]의 Anvolcon 소프트웨어 패키지(software package)를 사용하여 결정하였다.

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($j=0$)으로부터 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 $\Delta z = v_t \times \Delta t$ 를 사용하였다. 여기서 v_t 는 단일 근섬유의 전도 속도이다.

2.3 SMUAP와 CMAP 시뮬레이션

하나의 MU에는 여러개의 근섬유가 존재한다. 그러므로 근섬유 수 만큼 SFAP의 합이 SMUAP가 된다. 그러나 SMUAP는 똑같은 SFAP가 산술적으로 합해지는것이 아니라 각각의 근섬유 마다 직경도 다르고 종판 위치도 다르므로 이러한 확률 통계적 파라미터를 입력시켜 실제적인 SMUAP와 CMAP을 시뮬레이션 하는 것이 타당하다.

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

근육은 수많은 MU으로 구성되어 있으므로 CMAP은 MU 갯수 만큼의 SMUAP의 합으로 나타낼 수 있다. CMAP 또한 모두 같은 SMUAP의 산술합이 아니라 각 MU의 특성을 표현하는 확률통계적 MU 파라미터를 적용하여 시뮬레이션 하였다.

본 연구에서는 근섬유의 직경은 Gaussian 분포[11]로 MU의 직경은 Poisson 분포[17]로 MU의 위치는 uniform 분포[17] 등으로 설정 하였다.

2.3.1 근섬유 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 MU 내에서의 근섬유 위치는 uniform 분포를 갖도록 설계하였다.

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

이러한 분포값은 평균이 영이고 표준편차가 1 [mm], 범위가 ± 3 [mm]인 Gaussian 분포로 나타내었으며 종판을 중심으로 근섬유의 양쪽 길이는 식 (10)와 같이 설정하였다 [10][11].

$$L_{0.5f}(\text{left}) = p \cdot L_M \cdot \left(1 - \rho \frac{(x_f^2 + y_f^2)}{R^2}\right) \quad (10)$$

$$L_{0.5f}(\text{right}) = (1-p) \cdot L_{0.5f}(\text{left})$$

$$\rho_{\text{default}} = 0.2$$

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 ± 2 [mm]인 Gaussian 분포로 나타내었다.

2.3.2 MU 파라미터

본 논문에서 MU의 영역(territory)은 원(circle)형태로 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.

2.3.3 파라미터의 연산순서

MU-simulator는 MU의 수, 근섬유 수, 전도속도, 근육길이 등의 기본 파라미터와 MU 직경, 근섬유 직경, 종판위치 등의 확률 통계적 파라미터를 입력하도록 하였다.

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

MU 수를 정해주면 Poisson 분포에 따라 MU의 직경이 설정되고 근육내에서 MU의 위치를 uniform 분포로 위치시키며 정해진 MU내에서의 평균 근섬유 직경을 Gaussian 분포로 구하게 된다. 그 후에 정해진 근섬유 개수만큼 MU내의 근섬유 위치를 uniform 분포로 위치시킨다.

이러한 과정을 각 MU마다 시행하며 각 MU에서 각각 근섬유마다 반복한다.

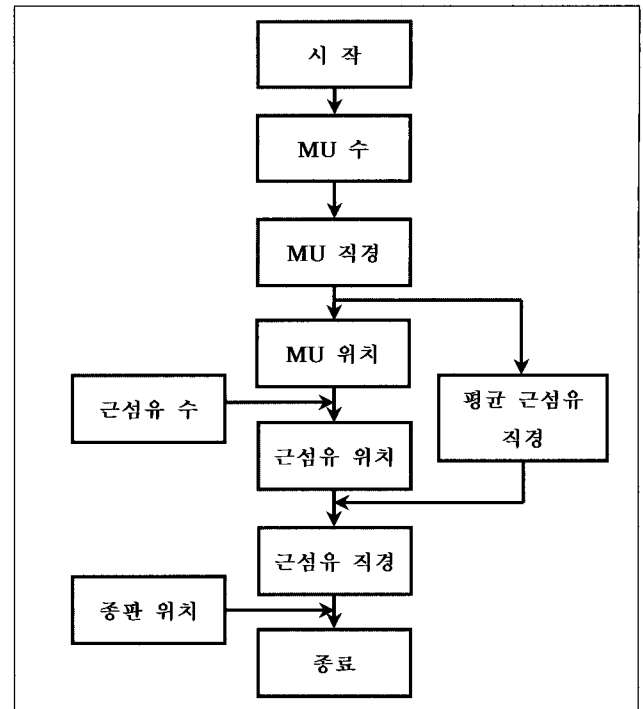


그림 4 확률통계 파라미터의 연산 순서
Fig. 4 Operation procedure of probability statistical parameters.

2.4 SMUAP 검출기

MU-simulator 내의 SMUAP 검출기 동작은 다음과 같다. MU-simulator에서 시뮬레이션된 SMUAP와 비교하기 위하여 실제 피실험자의 SMUAP 검출이 필요하다. 이를 위하여 본 연구에서는 잡음레벨 0.37 [μV_{rms}]이하의 노트북 기반 근전도 시스템(SCU-2)[19]을 설계하여 1 [%] MVC 미만의 힘 크기로 이두박근의 자발수축을 유도한 다음 근전도 신호를 취득하였고 웨이블릿 변환(wavelet transform)을 이용하여 잡음을 제거한 후 여러개의 SMUAP 신호를 추출하고 이들의 평균을 취하여 피실험자의 SMUAP를 결정하였다.

3. MU의 정보 추정 방법

3.1 기존의 MUNE 방법[9]

근육을 지배하는 신경에 전기적 자극을 가하면 근육의 응답을 취득할 수 있다. 근육응답은 자극에 의한 수축으로 MU의 활성화를 의미한다. 기존의 MUNE 방법은 전기자극 후에 취득된 근육응답의 최대 CMAP과 평균 SMUAP의 비를 가지고 MU의 수를 단순히 식 (11)과 같이 추정한다.

$$N = \frac{\max \text{CMAP}}{\text{mean SMUAP}} \quad (11)$$

본 연구방법과 비교를 위하여 자발적 수축(voluntary contraction)으로 취득된 평균 SMUAP와 전기자극에 의해서

취득된 그림 5의 최대 CMAP에서 진폭의 비를 이용하여 MU수를 추정하였다.

3.2 MUNIX 방법[8]

그림 5는 이두박근에서 검출된 CMAP을 보여주고 있다.

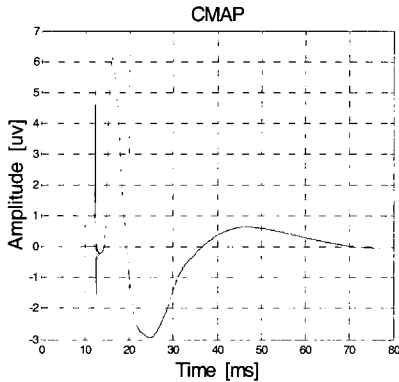


그림 5 이두박근에서 취득된 복합근활동전위
Fig. 5 CMAP detected on biceps brachii muscle.

우선 CMAP의 전력(power)과 면적(area)을 계산한다. 다음으로 근육을 최소힘에서 최대힘까지 변화 시킬때 표면전극으로 근전도신호의 SIP(surface electromyographic interference pattern)를 기록하여 SIP의 전력과 면적을 계산하고 이로부터 식 (12)의 ICMCU(ideal case motor unit count)를 구한다.

$$ICMCU = \frac{[CMAP\ Power * SIP\ Area]}{[CMAP\ Area * SIP\ Power]} \quad (12)$$

다음으로 그림 9 (b)와 같이 ICMCU와 SIP 면적의 선형 회귀(linear regression)를 이용하여 A와 α 를 구하고 CMAP 면적과 같은 SIP 면적에서 식 (13)와 같이 MUNIX값을 읽어 MU의 수를 추정한다.

$$MUNIX = A (CMAP\ Area)^\alpha \quad (13)$$

3.3 본 연구방법

본 연구에서는 기본적으로 근섬유수와 MU의 수를 추정하였다. 근섬유수의 추정은 실제로 자발적 수축으로부터 검출한 SMUAP와 설계된 MU-simulator의 MU 깊이(depth)와 근섬유수를 증가 시키면서 시뮬레이션된 SMUAP간의 최소의 MSE(평균자승오차)값을 구함으로써 근섬유수를 결정하였다.

다음으로 MU수의 추정방법은 전기 자극으로부터 검출된 CMAP과 바로 앞에서 구한 근섬유 수를 입력시켜 MU의 수를 증가시키면서 최소의 MSE값을 갖는 MU의 수를 결정

한다. 그리고 이때에 입력된 모든 기본 파라미터와 확률통계 파라미터 즉, MU의 수(MU numbers), 근섬유 수(muscle fiber numbers), 전도속도, MU 깊이, MU 직경, 근섬유 직경, 종관위치등이 피실험자의 MU의 모든 정보가 된다.

3.3.1 근섬유 수 추정

그림 6은 1 [%]미만의 자발적 수축 실험으로부터 취득된 SMUAP의 근섬유 수를 추정하기위한 MU-simulator의 시뮬레이션 결과이다.

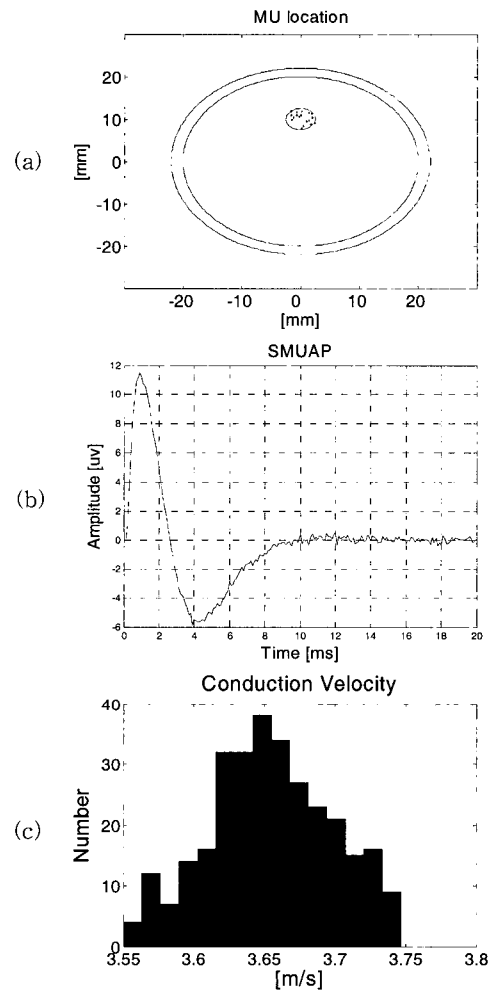


그림 6 근섬유수 추정을 위한 SMUAP 시뮬레이션의 일례
(a) 근육내 MU 위치 (MU가 1 [개]이고 근섬유가 20 [개]인 경우)
(b) 시뮬레이션된 SMUAP (근섬유가 300 [개])
(c) CV 분포 (근섬유가 300 [개])

Fig. 6 An example of SMUAP simulation for the estimation of muscle fiber numbers.

- (a) MU position in the muscle (in the case of MU numbers is one and fiber numbers are twenty)
- (b) simulated SMUAP (fiber numbers are 300)
- (c) CV distribution (fiber numbers are 300)

그림 6 (a)에서 바깥쪽원은 근육전체의 반지름이 20 [mm]이고 안쪽원은 하나의 MU 위치로 피부로부터 깊이 10 [mm] 반경 2 [mm]를 나타내고 있다. MU내부의 작은점들은 근섬유 20 [개]를 표시하고 있다. 그림 6 (b)는 시뮬레이션 결과로 SMUAP의 진폭으로 11 [μV]를 나타내고 있으며 그림 6 (c)는 근섬유 수 300개의 전도속도로 평균 3.65 [m/s]의 분포를 나타내고 있다.

3.3.2 MU 수의 추정

그림 7은 MU수 추정을 위한 CMAP 시뮬레이션 결과이며 그림 7 (a)는 MU 10 [개], 근섬유수는 20 [개]를 나타내고 있다. MU의 위치가 uniform 분포로 MU의 직경은 Poisson 분포로써 서로 다른 위치와 직경을 나타냈다. 이는 실제근육에서의 MU의 해부학적 모양을 보여주고 있다고 볼 수 있다. 그림 7 (b)는 시뮬레이션 결과로 CMAP의 진폭은 7.8 [mV]를 나타냈다.

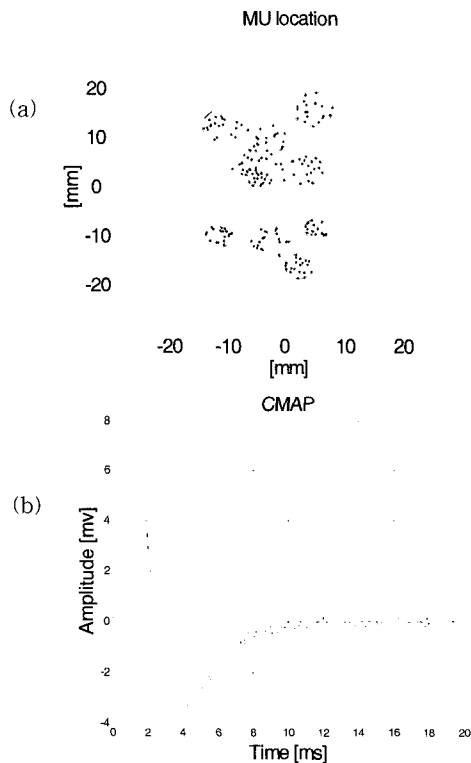


그림 7 MU수의 추정을 위한 CMAP의 시뮬레이션의 일례
 (a) MU 위치 (MU가 10 [개]이고 근섬유가 20 [개]인 경우)
 (b) 시뮬레이션된 CMAP (MU의 수 400 [개], 근섬유 수 300 [개])

Fig. 7 An example of CMAP simulation for the estimation of MU numbers.

- (a) MU position (in the case of MU numbers are 10 and fiber numbers are 20)
- (b) simulated CMAP (MU numbers are 400 and fiber numbers are 300)

4. 실험 및 결과 고찰

4.1 실험방법

본 논문의 실험에서는 노트북컴퓨터 기반 근전도 시스템 [19]을 설계하여 근전도 신호를 기록하였다. 실험에 사용된 표면전극은 은(Ag) 전극으로 바 형태(bar type)를 갖고 있다.

전극간 거리는 10 [mm], 직경은 1 [mm]이며 바의 폭은 10 [mm]이다. 근전도 증폭기의 이득은 10000배로 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 5인의 정상인으로 하고 실험대상 근육은 팔근육인 이두박근(biceps brachii muscle)으로 하였다.

4.1.1 SMUAP 검출 실험

하나의 MU에 몇 개의 근섬유가 있는가, 즉 근섬유 수를 추정하기 위하여 1 [%] MVC 미만의 자발수축훈련을 거친 후 SMUAP를 검출하였다. SMUAP는 매우 작은 신호로서 그 크기가 20 ~ 30 [μV]를 넘지 않기 때문에 잡음에 민감한 영향을 받는다[7]. 그러므로 근전도 측정시스템의 잡음 특성이 0.5 [$\mu Vrms$]이하 이어야 한다. 설계된 근전도 시스템의 무입력(no input)상태에서 잡음레벨(noise level)은 -1.20 ~ 1.20 [μV]이고, RMS 값은 0.37 [$\mu Vrms$]로 낮은 값을 유지하였다. 피실험자들의 SMUAP를 각각 10초간 취득하였다. 실험적으로 검출된 SMUAP의 확인방법은 동일한 모양(shape)의 SMUAP가 주기적으로 발생하는가를 검사하였다. 즉, 타 연구자[20][21][22]들이 제시하고있는 발화율(firing rate)이 8 ~ 25 [pps : pulse per second]인가를 확인하였다.

4.1.2 CMAP 검출 실험

본 연구에서 CMAP(compound muscle action potential)의 검출은 Calder[23]방법을 사용하였으며, 전기자극은 영국 Oxford사의 Medelec Synergy 시스템을 사용하였다. 전기자극의 강도와 펄스폭은 20 [mA], 0.1 [ms]로 지배신경인 근 피신경(musculocutaneous nerve)을 자극하였다.

4.2 실험 결과 및 시뮬레이션 결과

4.2.1 SMUAP 검출 실험 결과

그림 8은 피실험자 SDI의 91개의 검출된 SMUAP와 평균 SMUAP를 보여주고있다.

5인의 피실험자들의 평균 SMUAP의 진폭(amplitude)은 13.92 ± 3.87 [μV] 기간(duration)은 12.47 ± 2.43 [ms] 발화율(firing rate)은 15.24 ± 4.41 [pps]로 표 1과 같이 나타냈다

이러한 SMUAP 검출 데이터는 그림 1에서 언급된 근섬유 수의 추정을 위한 비교 데이터로 사용된다.

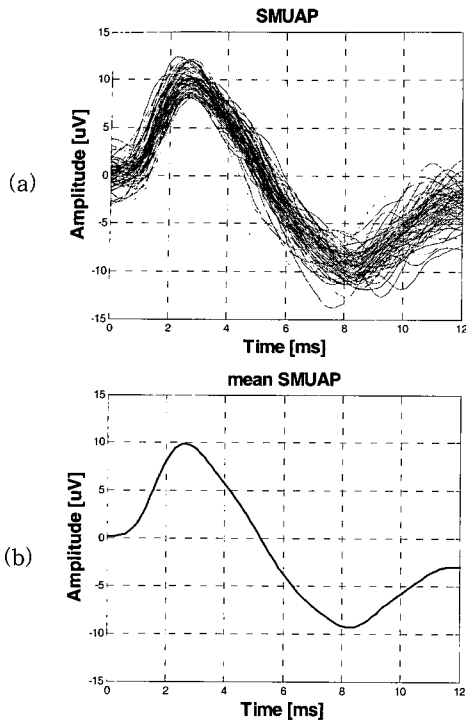


그림 8 검출된 SMUAP (피실험자 : SDI)
 (a) 91개의 검출된 SMUAP (b) 평균 SMUAP
 Fig. 8 Detected SMUAP. (subject : SDI)
 (a) detected 91 SMUAPs (b) averaged SMUAP

표 1 피실험자로부터 검출된 SMUAP
 Table 1 Detected SMUAP from the experiment of 5 subjects.

subjects	실험으로부터 검출된 SMUAP		
	amplitude [μ V]	duration [ms]	firing rate [pps]
LHY	12.67	8.17	14.30
SHY	11.98	13.67	14.00
BHS	20.00	13.80	18.20
SDI	9.88	13.79	9.10
KJC	15.08	12.9	20.60
평균	13.92 \pm 3.87	12.47 \pm 2.43	15.24 \pm 4.41

4.2.2 CMAP 검출 및 MUNIX 계산 결과

그림 9는 전기자극에 의해 취득된 이두박근의 CMAP과 MUNIX이다. 그림 9 (a)는 CMAP이고 이는 전기자극에 대한 전형적인 복합근활동전위이다. 그림 9 (b)는 MUNIX이다. 식 (13)에서와 같이 ICMCU와 SIP 면적의 선형회귀를 이용하여 curve fitting을 한다음 CMAP 면적과 같은 SIP 면적에서 ICMCU를 읽은 값을 MUNIX라고 하며 이 값이 추정된 MU의 수를 의미한다. 그림 9 (b)에서 피실험자 SHY인 경우 CMAP면적이 19.54 [mV×ms]이므로 이때의 ICMCU 값은 190으로서 이 피실험자의 MUNIX는 190으로 추정된다. 이와같이 SIP 면적이 작은 부분 즉, 원점 부근에서는 지수 함수값이 변화가 크다. 이는 SIP면적 값에 대하여 MU의

수 추정 값이 예민하게 변하는것을 의미한다. 표 2는 피실험자 5인의 CMAP취득 결과와 MUNIX계산 결과이다.

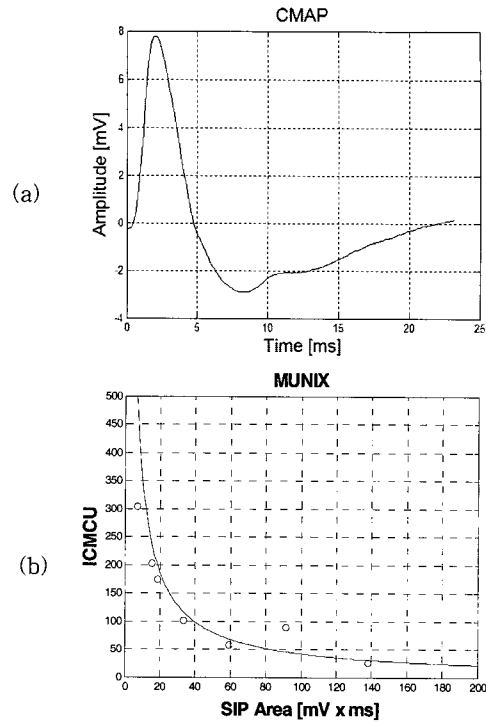


그림 9 검출된 CMAP과 계산된 MUNIX
 (피실험자 : SHY)
 (a) CMAP (b) MUNIX
 Fig. 9 Detected CMAP and calculated MUNIX.
 (subject : SHY)
 (a) CMAP (b) MUNIX

표 2 피실험자로부터 검출된 CMAP과 MUNIX계산 결과
 Table 2 Detected CMAP and calculated MUNIX from the experiment of 5 subjects.

subject	amplitude [mV]	duration [ms]	CMAP Area [mV×ms]	MUNIX [n]
LHY	8.28	4.52	14.33	123
SHY	7.78	4.27	19.54	190
BHS	6.99	6.10	24.60	130
SDI	6.77	5.00	20.12	146
KJC	7.12	5.40	19.83	176
평균	7.39 \pm 0.63	5.06 \pm 0.73	19.68 \pm 3.64	153 \pm 29.05

4.2.3 본 연구에서 제안한 MU-simulator 시뮬레이션 결과

(1) 실험으로 검출된 SMUAP와 MU-simulator로 시뮬레이션된 SMUAP의 비교

실험으로부터 검출된 SMUAP와 MU-simulator로 시뮬레이션된 SMUAP의 비교 목적은 근섬유 수를 추정하기 위함이다. MU의 깊이를 피부층과 지방층을 고려하여 4-11

[mm] 범위내에서 1 [mm]단위로 증가시키면서 시뮬레이션 하였다.

표 3은 실험으로부터 취득된 SMUAP와 MU-simulator로 시뮬레이션된 SMUAP를 상호상관함수(cross correlation function)를 이용하여 정렬(align)시킨 후 두 SMUAP신호 간의 MSE를 구하는 과정을 나타내고 있다.

표 3 근섬유 수 추정을 위한 MSE 계산과정 (피실험자 : LHY)

Table 3 A procedure of MSE calculation for the estimation of muscle fiber numbers. (subject : LHY).

fiber[n] depth[mm]	300	310	320	330	340	350	360
4	14354	9829	9720	97450	10720	50689	10140
5	3602	9553	10065	9189	8651	15566	9310
6	365.87	808.46	800.61	824.41	777.98	465.84	899.01
7	492.25	647.70	612.75	647.53	631.19	195.88	644.19
8	150.15	90.25	132.74	458.78	112.61	203.24	239.43
9	15.69	58.47	42.01	128.73	99.32	25.59	19.01
10	6.94	20.75	9.56	7.99	38.99	10.55	27.68
11	9.06	7.94	9.60	4.21	2.41	2.91	17.12

MU 깊이변화가 8단계 그리고 근섬유수 변화가 7단계이므로 총 56단계의 MSE 값을 계산한다. 표 3의 결과로부터 근섬유 수 340 [개] 깊이 11 [mm]일때의 MSE 값이 2.41로 가장작게 나타남으로 해서 피실험자 LHY의 근섬유수는 340 [개]로 추정되었다.

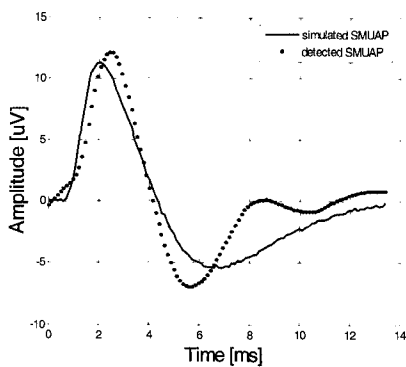


그림 10 실험으로 검출된 SMUAP와 시뮬레이션된 SMUAP (피실험자 : LHY)

Fig. 10 Detected SMUAP and simulated SMUAP. (subject : LHY)

그림 10은 이두박근에서 검출된 SMUAP(진폭 12.67 [μ V], 기간 8.17 [ms])와 MU-simulator로 시뮬레이션된 SMUAP를 나타내고 있으며 표 4는 피실험자 5인으로부터 추정된 근섬유수를 보여주고 있다. Stålberg[24]는 이두박근의 경우 하나의 MU가 적어도 200 ~ 300 [개]의 근섬유로 이루어졌으리라는 추정을 하였는데 이와 비교가능한 결과라고 할수 있다.

표 4 피실험자들의 추정된 근섬유 수

Table 4 Estimated muscle fiber numbers of 5 subjects.

subjects	muscle fiber numbers [n]
LHY	340
SHY	320
BHS	394
SDI	300
KJC	350
평균	340.8 \pm 35.4

(2) 실험으로 검출된 CMAP과 MU-simulator로 시뮬레이션된 CMAP 비교

실험으로 검출된 CMAP과 MU-simulator로 시뮬레이션된 CMAP의 비교 목적은 MU의 수를 추정하기 위함이다. 앞에서 구한 근섬유수는 고정시키고 MU의 수를 변화시켜가면서 최소의 MSE를 구하여 MU의 수를 추정하였다.

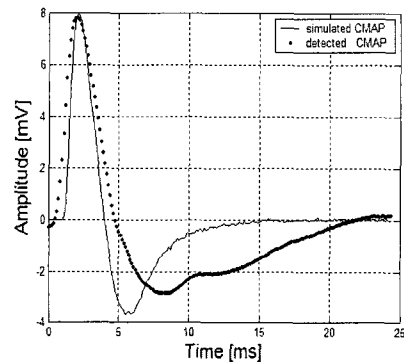


그림 11 실험으로 검출된 CMAP과 시뮬레이션된 CMAP (피실험자 : SHY)

Fig. 11 Detected CMAP and simulated CMAP (subject : SHY)

그림 11은 실험으로 검출된 CMAP(진폭 7.78 [mV], 기간 4.27 [ms])과 시뮬레이션된 CMAP을 나타내고 있으며 표 5는 피실험자 5인으로부터 추정된 MU의 수를 보여주고 있다.

표 5 피실험자들의 추정된 MU수

Table 5 Estimated MU numbers of 5 subjects.

subjects	MU numbers [n]
LHY	470
SHY	515
BHS	407
SDI	450
KJC	417
평균	451.8 \pm 43.44

4.3 결과 고찰

결과 고찰에서는 첫번째로 본 연구와 타연구의 MU의 수 추정결과를 비교하고 두번째는 MU파라미터 변화에 대한 정보추정 결과를 고찰하였다.

4.3.1 본 연구와 타연구의 MU의 수 추정결과 비교 고찰

본 논문에서는 표면근전도를 이용한 MU의 정보추정을 위해 선행연구자들의 방법과 본 논문에서 제안한 방법을 비교하였다. 기존의 MUNE 방법[9]은 평균 SMUAP와 CMAP 비를 구하였으며, MUNIX 방법[8]은 CMAP과 자발적 수축으로부터 취득된 근전도 신호의 면적과 전력 비를 이용하였다.

본 연구에서는 MU-simulator를 설계하여 MU 수, MU 근섬유수, 전도속도, MU 직경분포, 근섬유 직경분포, 종관 위치정보 등을 모두 얻을 수 있는 방법을 제안하였다. 표 6은 각각의 방법에 대한 MU정보 추정결과를 보여주고 있다. 기존의 MUNE 방법이나 MUNIX 방법은 단지 MU의 수만 추정이 가능하고 근섬유 수 및 그 밖의 MU의 정보 추정은 불가능한 방법이다. MU의 수 추정결과 본연구에서는 평균 451 [개]이고 기존의 MUNE 방법은 평균 553 [개]로써 기존의 방법은 본연구보다 과추정(over estimation)하였다. MUNIX 방법은 153 [개]로 부족추정(under estimation)하였다.

참고적으로 인간 해부에 의한 생체조직검사로 거의 유일하게 보고 되어있는 MU의 수 측정결과[5]를 볼때 팔근육인 상완요골근(brachioradialis)은 333 [개], 다리근육인 전경골근(tibialis anterior)은 445 [개]로써 편차를 고려할 때 본 연구방법은 조직검사 결과와 비교 가능한 범위에 있다고 볼 수 있다. 그러나 기존의 MUNE 방법은 MU의 직경이 일정하다는 가정하에 과추정되었으나 본연구에서는 확률통계적 분포로 설정하였으므로 실제적으로 인간의 이두박근의 MU 수를 적절하게 추정할 수 있는 방법의 하나가 될수도 있다고 사료된다. MUNIX 방법인 경우 그림 9 (b)와 같이 SIP 면적이 작은 부분인 원점부근에서 지수함수 값으로 변화하므로 추정된 MU수의 값이 예민하게 바뀌는 문제점이 있다.

표 6 각 방법에 따른 MU의 수 추정결과 비교 (* 는 추정 불가능을 의미한다)

Table 6 Comparison of MU numbers estimated on each method. (* means impossible to estimate)

	MU numbers [n]	muscle fiber numbers [n]
본 연구방법	451.8 ± 43.44	340.8 ± 35.4
기존 MUNE 방법	553.83 ± 139.35	*
MUNIX 방법	153 ± 29.05	*

4.3.2 MU 파라미터 변화에 대한 MU 정보추정 결과 고찰

MU 파라미터 변화에 대한 정보추정을 위하여 피검자 SDI의 근섬유 개수를 300 [개]로 MU의 개수는 450 [개]로 고정하고 근섬유 직경과 MU 직경 및 종관위치 파라미터를 변화시키면서 시뮬레이션 하였다.

(1) 근섬유 직경변화에 대한 결과 고찰

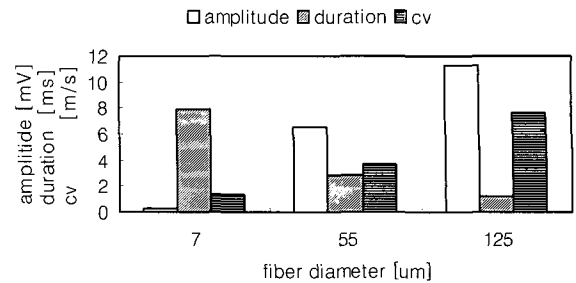


그림 12 근섬유의 직경변화에 따른 CMAP (피검자 : SDI)
Fig. 12 CMAP on the variation of muscle fiber diameter (subject : SDI)

그림 12는 근섬유 직경의 변화에 따른 CMAP 시뮬레이션 결과이다. 근섬유의 직경은 Gaussian 분포(평균 55 [μm], 편차 10 [μm])로 하였다. 일반적으로 이두박근의 근섬유 직경은 55 [μm]이며 이때의 CMAP의 진폭은 6.51 [mV], 기간은 2.93 [ms], 전도속도는 3.7 [m/s]이다. 그런데 직경이 7 [μm]인 경우는 CMAP의 진폭은 매우 감소하고 기간은 길어지며 전도속도는 감소한다. 반면에 직경이 125 [μm]라면 진폭은 증가하고 기간은 감소하며 전도속도는 증가하였다.

(2) MU 직경변화에 대한 결과 고찰

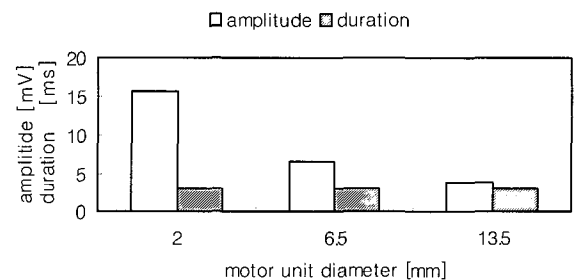


그림 13 MU의 직경변화에 대한 CMAP (피검자 : SDI)
Fig. 13 CMAP on variation of MU diameter (subject : SDI)

그림 13은 MU 직경의 변화에 따른 CMAP의 시뮬레이션 결과로 진폭과 기간을 나타냈다. MU의 직경변화는 Poisson 분포(평균 6.5 [mm])로 하였다. MU의 직경이 6.5 [mm]인 경우보다 직경이 2 [mm]로 작은 경우 진폭은 15.77 [mV]로 증가하였고, 직경이 13.5 [mm]일때 진폭은 3.86 [mV]로 감소되었고 기간은 변화가 없었다. 이는 MU의 직경이 다르더라도 근섬유의 직경이 일정하기 때문이다.

(3) 종관위치 변화에 대한 결과 고찰

그림 14는 종관위치 변화에 대한 CMAP의 시뮬레이션 결과이다. 종관위치는 Gaussian 분포(평균 0, 편차 1 [mm])로 하였다. 종관위치가 근섬유의 중앙일때 CMAP의 진폭이 가장 크며 양쪽의 건(tendon)의 위치(±6 [mm]지점)로 갈수

록 감소하였고 기간은 주변의 건 위치로 갈수록 길어지는 경향이 나타났다.

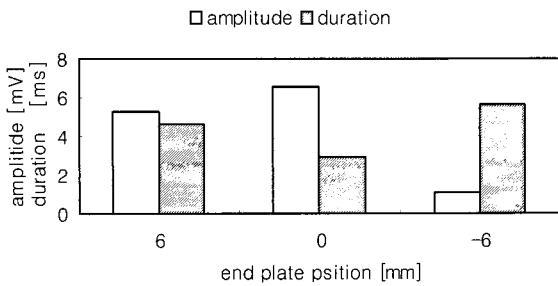


그림 14 종판위치 변화에 따른 CMAP (피검자 : SDI)
 Fig. 14 CMAP on the variation of end plate position (subject : SDI)

5. 결 론

본 연구에서는 근육의 기본요소인 MU의 정보 추정방법을 제안 하였다. 지금까지 발표된 정보 추정방법은 단순히 MU의 수만을 추정하였으나 본 논문에서는 MU의 라인소스 모델을 기반으로 하는 MU-simulator를 설계하여 MU 근섬유 수, 전도속도, MU의 직경분포, 종판위치 정보등 모든 정보를 얻을 수 있는 방법을 제시하였다.

자발적 수축에 의한 SMUAP와 전기자극에 의한 CMAP을 실제로 인간근육으로부터 검출하여 MU-simulator의 확률통계적 파라미터를 변화시키면서 MSE를 구하여 MU 정보를 추정하였다.

MU 정보 추정결과 본 논문에서 제안한 방법은 인간 근육의 생체조직검사로 측정된 MU의 수와 비교 가능한 결과가 나왔으며 근섬유의 직경, MU 직경, 종판위치 변화에 따른 MU의 정보 추정결과를 고찰하였다. 본 논문에서 제안한 방법은 신경근질환자의 진단과 치료효과 평가에 그 사용이 기대된다.

감사의 글

이 논문은 2006년도 서울시립대학교 학술연구조성비에 의하여 연구되었으며 본논문의 주저자는 연구책임자로서 이에 감사드립니다.

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, 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.
 [3] Ping Zhou, W. Zev Rymer, Nina Suresh & Linqun Zhang, "A Study of Surface Motor Unit Action Potentials in First dorsal Interosseus(FDI) Muscle", IEEE EMBS conference, pp. 1074-1077, 2001.
 [4] A. Aggarwal and G. Nicholson, "Detection of preclinical motor neurone loss in SOD1 mutation carriers using motor unit number estimation", J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry 73; pp. 199-201, 2002.
 [5] J. McComas, "Motor unit Populations in Healthy and Diseased Muscles", Physical therapy., vol 73, pp. 868-877, 1993.
 [6] Doherty T J and Brown WF, "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.
 [7] Kazuhiko Seki, Mitsuo Narusawa, "Relation between the size of motor units and the spectral characteristics of their action potentials", Electroencephalography and clinical Neurophysiology 109 pp. 436-443, 1998.
 [8] D. Nandedka, S. Nandedka, E. Barkhaus, V. Stalberg, "Motor Unit Number Index(MUNIX)", IEEE Trans. on Biomed. Eng., vol 51, No. 51, pp. 2209-2211, 2004.
 [9] Lora A Major and Kelvin E Jones, "Simulations of motor unit number estimation techniques", Journal of Neural Engineering., vol 2, pp. 17-34, 2005.
 [10] J. Duchene, J.-Y. Hogrel, "A Model of EMG Generation", IEEE Trans. on Biomed. Eng., vol 47, No. 2, pp. 192-201, 2000.
 [11] 김성환, 김태훈, 조일준, 유세근, "전기자극에 대한 턱 근육의 억제반사 메카니즘의 모델링에 관한 연구", 대한전기학회, 제 52D, 제 9호, pp. 560-567, 2003.
 [12] Björn Hammarberg and Erik Stålberg, "Novel Ideas for Fast Muscle Action Potential Simulations Using the Line Source Model", IEEE Trans. on Biomed. Eng., vol. 51, No. 11, 2004.
 [13] Madeleine M. Lowery, Christopher L. Vaughan, Philip J. Nolan, and Mark 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.
 [14] S. Andreassen, A. Rosenfalck, "Relationship of intracellular and extracellular action potential of skeletal muscle fiber", CRC Crit. Rev. Bioeng., vol. 13, pp. 267-306, 1985.
 [15] D. Farina, 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.

- [16] S. D. Nandedkar and E. stålberg, "Simulation of single fiber action potentials", Med. Biol. Eng. Comput., vol. 21, pp. 158-165, 1983.
- [17] D. W. Stashuk, "Simulation of electromyographic signal", J. Electromyogra. Kinesiol., vol. 3, pp. 157-173, 1993.
- [18] J. H. Blok, D. F. Stegeman, 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.
- [19] 김성환, 이태우, 고도영, 정철기, 김인수, 강원희, 이호용, "표면근전도를 이용한 허리근육 평가시스템의 설계에 관한 연구", 대한전기학회, vol. 54D, no. 5, pp. 338-347, 2005.
- [20] Farina, Dario, Mauro Fosci, and Roberto Merletti, "Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables ", J Appl Physiol, 92: pp. 235-247, 2002.
- [21] Catherine Disselhorst-Klug, Jiri Silny, Gu"nter 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.
- [22] DJ Roberson, WZ Rymer, "Decomposition of low force, simulated EMG using wavelets", IEEE BMES/EMBS conference, pp 576, 1999.
- [23] M. Calder, Ann. Hall, M. Lester, J. Greig Inglis, A. Gabrial, "Reliability of the biceps brachill M-wave", Journal of Neural Engineering and Rehabilitation., vol 2, pp. 1-8, 2005.
- [24] Stålberg E, Trontelj JV, "Single fiber electromyography", Old Woking (UK), The Mirvalle Press, 1979.

저 자 소 개



김성환 (金成煥)

1952년 6월 12일 생. 1975년 2월 연세대 전기공학과 졸업. 1980년 8월 동 대학원 전기공학과(공박). 1977~1982년 대전기계장. 1982년~현재 서울시립대 전자전기 컴퓨터공학부 교수.

Tel : 2210-2449

Fax : 2249-6802

E-mail : shkim1@uos.ac.kr



이호용 (李浩龍)

2006년 서울시립대학교 대학원 전자전기 공학과 졸업. 2007년 3월~현재 서울시립대학교 전자전기컴퓨터 공학부 박사과정
E-mail : 5678hy@hanafos.com



손동일 (孫東日)

2004년 명지대학교 전기정보제어공학부 졸업. 2005년 8월~현재서울시립대학교 전자전기컴퓨터 공학부 석사과정
E-mail : sean0221@naver.com



정철기 (鄭徹奇)

2002년 서울시립대학교 전자전기컴퓨터 공학부 졸업. 2003년 3월~현재 서울시립대학교 전자전기컴퓨터 공학부 박사과정
E-mail : imugle@dreamwiz.com



고도영 (高道英)

2003년 서울시립대 대학원 전자전기공학과 졸업. 2007년 2월 동 대학원 전자전기 컴퓨터 공학부(공박).

한국 수력 원자력(주) 원자력환경기술원

E-mail : kodoyoung@khnp.co.kr