

논문 2011-48SC-5-12

신경근육 접합부의 종관 폭과 분포에 따른 운동단위 수의 추정에 관한 연구

(A Study on Estimation of Numbers of Motor Unit related to the
Widths and Distribution of Endplate in Neuromuscular Junction)

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

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

요 약

본 논문에서는 표면 근전도(surface electromyogram : SEMG)와 근육모델링을 이용하여 신경근육 접합부(neuromuscular junction, NMJ)의 종관(end plate) 폭(widths)과 분포(distribution)에 따른 운동단위(motor unit, MU)수를 추정하는 새로운 방법을 제안하였다. 이를 위하여 MU-시뮬레이터(motor unit simulator)와 EPZ-시뮬레이터(end plate zone simulator)를 설계하고, 본 연구에서 제안된 방법과 기존방법들을 비교하였다. 제안된 MU-시뮬레이터로 시뮬레이션 된 SMUAP(single motor unit action potential : 단일운동단위활동전위)와 CMAP(compound muscle action potential : 복합근활동전위)은 검출된 근신호와 유사하였다. EPZ-시뮬레이터는 신경근육 접합부의 종관 폭과 분포를 바꾸어 가면서 운동단위수를 추정하기 위하여 설계하였다. 실험결과 운동단위 수는 약 450 개, 근섬유수 약 340 개, 종관 폭은 약 6 mm이고, 종관분포는 불규칙하게 분포된 것(randomly distributed)으로 추정되었다. 본 연구에서 제안된 방법은 인간 근육의 생체조직검사로 측정된 운동단위의 수와 비교 가능한 결과가 나왔다.

Abstract

In this paper, a new method to estimate the number of MU (motor unit) related to the widths and distribution of end plate in NMJ (neuromuscular junction) of biceps brachii is proposed by varying muscle parameter statistically in EMG model. This work is done by designing MU-simulator and EPZ-simulator. The proposed method was compared with the results of previous researchers. The proposed MU-simulator generates SMUAP (single motor unit action potential) and CMAP (compound muscle action potential) signal similar to detected SMUAP and CMAP signal obtained from muscle. The EPZ-simulator estimate the numbers of MU by varying the widths and distribution of end plate in neuromuscular junction of muscle. The results shows that the numbers of MU was estimated about 450 ea. and muscle fibers was about 340 ea., end plate widths was about 6 mm, and end plate was randomly distributed. The proposed method may be comparable with the method of anatomical studies.

Keywords : MUNE, motor unit, SMUAP, CMAP, MU-simulator, EPZ-simulator

I. 서 론

근전도(electromyography, EMG) 신호는 중추신경계로부터 발생한 전기적인 자극이 신경을 통하여 각 운동단위(motor unit, MU)로 전달되어 근섬유가 수축함으로써 발생된다.

이 때 근수축이 일어나고 있는 근육주위에는 아주 미세하지만 전위차가 생기는데 이 미세한 전이차를 증폭

* 정회원, **** 평생회원, 서울시립대학교 전자전기컴퓨터공학부

(School of Electrical and Computer Engineering, University of Seoul)

** 정회원, 부천대학 전자과

(Department of Electronics, University of Bucheon)

*** 정회원, QLogic

(QLogic)

접수일자: 2011년2월8일, 수정완료일: 2011년7월16일

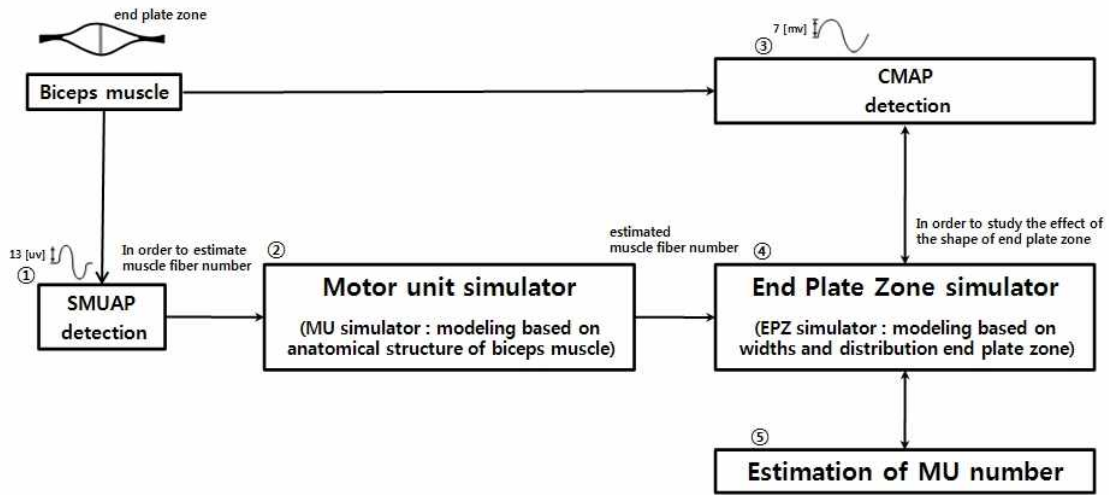


그림 1. 본 논문의 흐름도
Fig. 1. Flowchart of this paper.

시켜 기록해 내는 것이 근전도이다.

근전도 연구는 살아있는 생명체를 대상으로 함에 따라 근육의 해부학적인 정보를 알아낼 수 없다. 이러한 한계를 극복하기 위하여 근육 모델링을 통한 MU의 정보추정에 관한 연구가 계속되고 있다. MU는 하나의 신경과 그 신경이 지배하는 근섬유들로 구성되어 근육 전기활동의 기본요소이다.^[1]

일반적으로 MU의 정보는 MU의 수(본 논문에서는 MU의 수로 표현함), MU의 근섬유 수(하나의 MU에 속한 근섬유의 수), 전도속도(conduction velocity) 등을 의미한다. MU의 정보추정 분야의 연구는 MU의 근섬유 수 및 전도속도 추정분야와 MU의 수 추정분야, 크게 두 분야로 나눌 수 있다. 첫째로 MU의 근섬유 수 및 전도속도 측정분야 연구로서 Roeleveld^[2]는 volume conductor 모델을 사용하여 단일운동단위활동전위(single motor unit action potential, SMUAP)를 계산하여 단지 하나의 MU 정보추출 방법을 제시하였고, Zhou^[3]는 wavelet 매칭 기술을 이용하여 SMUAP의 형태(shape)를 추정하고 SMUAP의 수만을 분석하였다.

둘째는 MU의 수 추정 분야로서 MUNE(motor unit number estimation)이라고 불리며 이것은 루게릭환자(amyotrophic lateral sclerosis, ALS)의 진단과 치료효과 평가에 사용된다^[4]. MUNE의 가장 정확한 방법은 생체조직검사를 통하여 실제로 MU의 수를 세는 것이나 이것은 현실적으로 불가능하고 이와 관련된 데이터는 거의 보고된 것이 없다. 그러므로 MU의 수를 측정하기 위한 대안으로 IS(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. 이러한 선행연구자들의 연구에서는 종판(end plate) 폭(widths)과 분포(distribution) 변화에 따른 MU의 정보를 알 수 없었다. 따라서 본 논문에서는 표면 근전도와 근육모델링을 이용하여 신경근육 접합부의 종판 폭과 분포에 따른 MU 수를 추정하는 새로운 방법을 제안하였다.

본 연구에서는 전기 자극에 의한 근전위의 최대치와 SMUAP의 비로서 MUNE을 수행하여 MU의 수를 추정하는 기존의 MUNE 방법과 최대 전기자극과 자발수축(voluntary contraction) 응답으로부터 MU의 수를 추정하는 MUNIX 방법을 본 논문에서 제안하는 방법과 비교 검토하였다.

II. MU의 수 추정을 위한 시뮬레이터 설계

그림 1은 본 논문의 흐름도이다. 첫 번째로 이두박근으로부터 1 % MVC(maximum voluntary contraction) 미만의 힘 크기로 자발수축을 유도하여 SMUAP(약 13 μV)를 검출 하였다. 다음으로 설계된 MU-시뮬레이터(motor unit simulator)를 이용하여 SMUAP를 시뮬레이션 하여 하나의 MU에 포함된 근섬유수를 추정하였다. 두 번째로 이두박근의 지배신경인 C5 근피신경(musculocutaneous nerve)에 전기자극을 가하여 복합근활동전위(compound muscle action potential, CMAP)를 검출(약 7 mV)하고, 설계된 EPZ-시뮬레이터(end

plate zone simulator)로 종판구조를 바꾸어 가면서 CMAP을 시뮬레이션 하고 MU의 수를 추정하였다.

1. Motor Unit 시뮬레이터 설계^[10]

본 논문에서 설계된 MU-시뮬레이터는 MU의 해부학적 구조에 근거한 라인소스모델(line source model)^[9~11]을 이용하여 SFAP(single fiber action potential : 단일근섬유활동전위)를 구하고, 근육의 기본 파라미터와 확률 통계 파라미터를 입력시켜 SMUAP와 SMUAP의 합인 CMAP을 구하는 것으로 간략히 설명할 수 있다. 표면전극을 이용한 근전도 신호 처리의 경우 SMUAP의 시뮬레이션 모델은 피부층과 지방층을 하나의 통합된 단층으로 표현한 원통형 모양으로 모델링 하였다.

MU-시뮬레이터는 MU의 수, 근섬유 수(number of muscle fiber), 전도속도, 근육 길이 등의 기본(basic) 파라미터와 MU 직경, 근섬유 직경, 종판위치 등의 확률 통계적(probability and statistical) 파라미터를 입력하도록 하였다. 또한 MU와 근섬유의 수, 근육의 크기 등을 임의로 변경할 수 있도록 GUI(graphical user interface)를 바탕으로 컴퓨터 시뮬레이터를 설계하였다.

2. End Plate Zone 시뮬레이터 설계

본 논문에서 EPZ-시뮬레이터를 설계하여 종판의 폭과 분포에 따라 MU의 개수가 어떻게 추정되는가를 시뮬레이션 하였다. 종판은 신경과 근육의 접합부로 이의 구조 및 해부학적 분석결과는 Stålberg 교수팀의 오랜 연구결과에 잘나와 있다^[12].

종판 폭은 2 mm, 6 mm, 10 mm로 그 값을 바꾸

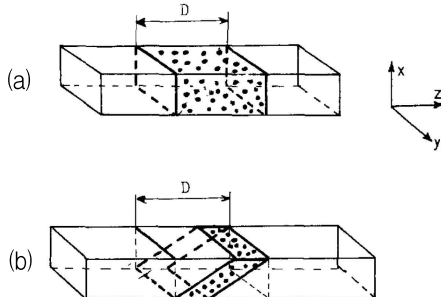


그림 2. 종판분포 양상(각각의 점은 종판을 의미함)
 (a) 불규칙분포 (b) 비스듬한 사선영역분포
 Fig. 2. Shape of end plate distribution.
 (each dot indicates end plate).
 (a) randomly distributed
 (b) oblique zone distributed

어가며 시뮬레이션 하였다. 종판분포는 종판들이 불규칙하게 분포 했을 때와 비스듬한 사선 영역으로 분포로 하였을 때로 나누어 시뮬레이션 하였다^[13]. 그림 2는 본 연구에서 종판분포 양상을 보여주고 있다.

가. 종판 폭을 바꾸어 가면서 시뮬레이션할 때

종판의 평균위치는 기본 근육 길이 L_M 의 퍼센트 p 로 정의하였다($L_M=100\text{ mm}$, $p = 50\%$). 이 값은 평균이 0이고 표준편차가 1 mm, 범위가 $\pm 3\text{ mm}$ 인 Gaussian 분포로 종판 폭의 분포를 사용하였으며, 근섬유의 오른쪽과 왼쪽 길이는 종판의 평균위치로부터 정의되며 식 (1)과 같이 나타내었다^[9].

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

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

$$\rho_{default} = 0.2$$

x_f 와 y_f 는 근육의 중심과 근육의 반지름 R 에 대해서 근섬유 중심의 좌표이다.

그림 3은 이두박근의 종판 폭을 바꾸어 가면서 시뮬레이션할 때 2 mm, 6 mm, 10 mm를 각각 나타내고 있다.

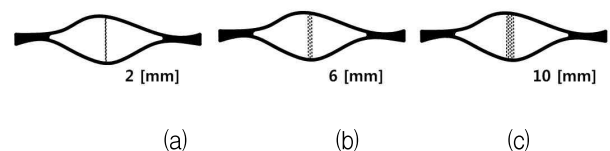


그림 3. 이두박근의 종판 폭
 (a) 2 mm (b) 6 mm (c) 10 mm

Fig. 3. End plate widths of biceps brachii muscle.
 (a) 2 mm (b) 6 mm (c) 10 mm

나. 종판 분포를 바꾸어 가면서 시뮬레이션할 때

종판 분포 시뮬레이션은 식 (2)를 이용하였다. 앞에서 설명된 종판 폭과 함께 DCOR(dispertion corration factor) 파라미터를 입력하여 MU의 수를 추정하였다.

$$D_i = D \left\{ DCOR \frac{z_i}{z_{terr}} + (1 - DCOR) R_i \right\}$$
(2)

여기서 z_i 는 i 번째 근섬유의 z 좌표이고 z_{terr} 는 z 축 방향의 영역 면적이며 R_i 는 0과 1사이의 무작위 변수이고 D_i 는 i 번째 종판위치, D 는 종판영역이다.

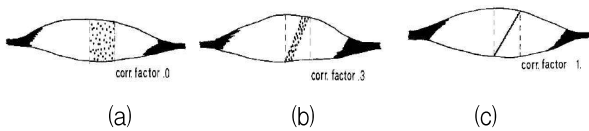


그림 4. 이두박근의 종관 분포
 (a) DCOR=0 (b) DCOR=0.3 (c) DCOR=1
 Fig. 4. Endplate distribution of biceps brachii muscle.
 (a) DCOR=0 (b) DCOR=0.3 (c) DCOR=1.

그림 4는 이두박근의 종관 분포를 나타내고 있다. DCOR 파라미터를 바꾸어 가면서 MU의 수를 추정하였다. 여기서 DCOR 파라미터를 0~1 까지 변경하여 MU수의 변화를 추정하는 시뮬레이션을 하였다.

III. 기존의 MU수 추정 방법과 새로운 방법의 제안

1. 고전적 방법

근육을 지배하는 신경에 전기적 자극을 가하면 근육의 응답을 취득할 수 있다. 근육응답은 자극에 의한 수축으로 MU의 활성화를 의미한다. Lora^[14] 등은 엄지손가락 지배신경인 정중신경(median nerve)에 전기자극을 인가하여 표면전극에서 취득한 CMAP을 SMUAP의 비로 MU의 수를 단순히 식 (3)과 같이 추정하였다.

$$N = \frac{\max \text{CMAP}}{\text{mean SMUAP}} \quad (3)$$

본 연구에서는 본 연구에서 제안하는 방법과의 비교를 위하여 자발적 수축으로 취득된 평균 SMUAP와 전기자극에 의해서 취득된 최대 CMAP의 진폭 비를 이용하여 MU수를 추정하였다.

2. MUNIX 방법

Nandedkar^[8] 등이 제안한 MU의 수 추정방법은 전기자극에 의해 검출된 CMAP의 전력(power)과 면적(area)을 계산한다. 다음으로 근육을 최소힘에서 최대힘까지 변화시킬 때 표면전극으로 근전도신호의 SIP(surface electromyographic interference pattern)를 기록하여 SIP 전력과 면적을 계산하고 이로부터 ICMUC(ideal case motor unit count)를 구한다.

ICMUC와 SIP 면적의 선형회귀(linear regression)를 이용하여 A와 α 를 구하고 CMAP 면적과 같은 SIP 면적에서 식 (4)와 같이 MUNIX값을 읽어 MU의 수를 추정한다.

$$\text{MUNIX} = A (\text{CMAP area})^\alpha \quad (4)$$

3. 새로운 방법의 제안

그림 5는 본 연구의 MU수 추정방법 흐름도를 나타내고 있다. 본 연구에서는 근섬유 수를 추정한 다음 MU수를 추정하였다. MU의 깊이와 근섬유수의 추정은 실제로 자발적 수축으로부터 검출한 SMUAP와 설계된 MU-시뮬레이터의 MU 깊이와 근섬유수를 증가시키면서 시뮬레이션 된 SMUAP를 비교하였다.

다음으로 MU수와 종관 폭과 분포 추정은 전기 자극으로부터 검출된 CMAP과 바로 앞에서 구한 근섬유 수를 MU-시뮬레이터에 입력시키고, 설계된 EPZ-시뮬레이터의 종관 폭과 분포를 변화시켰다. 이때 MU-시뮬레이터의 MU의 수를 동시에 바꾸어 가면서 시뮬레이션 된 CMAP을 비교하였다.

그리고 이때 입력된 모든 기본 파라미터와 확률 통계

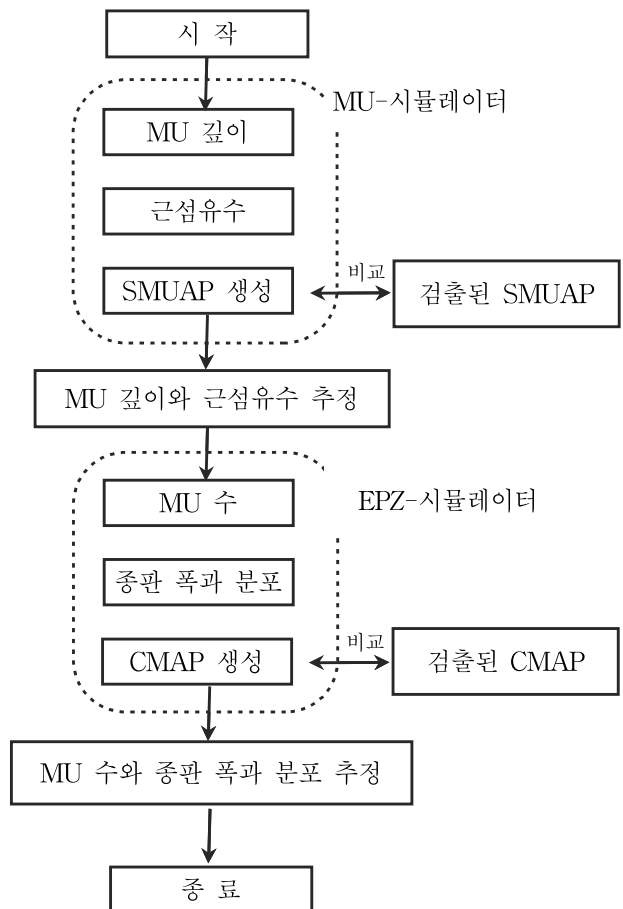


그림 5. 본 연구의 MU수 추정방법 흐름도
 Fig. 5. Flowchart of estimation of MU numbers in this study.

파라미터 즉, MU의 수, 근섬유 수와 함께 전도속도, MU 깊이, MU 직경, 근섬유 직경, 중관영역 정보 등이 피실험자 MU의 모든 정보가 된다.

가. 근섬유수 추정

그림 6은 1 % 미만의 자발적 수축 실험으로부터 취득된 SMUAP의 근섬유 수를 추정하기 위한 MU-시뮬레이터의 시뮬레이션 결과를 나타내고 있다^[10].

그림 6(a)에서 바깥쪽원은 근육전체의 반지름이 20 mm이고 안쪽원은 하나의 MU 위치로 피부로부터 깊이 10 mm 반경 2 mm를 나타내고 있다. MU내부의 작은 점들은 근섬유 20개를 표시하고 있다. MU의 깊이

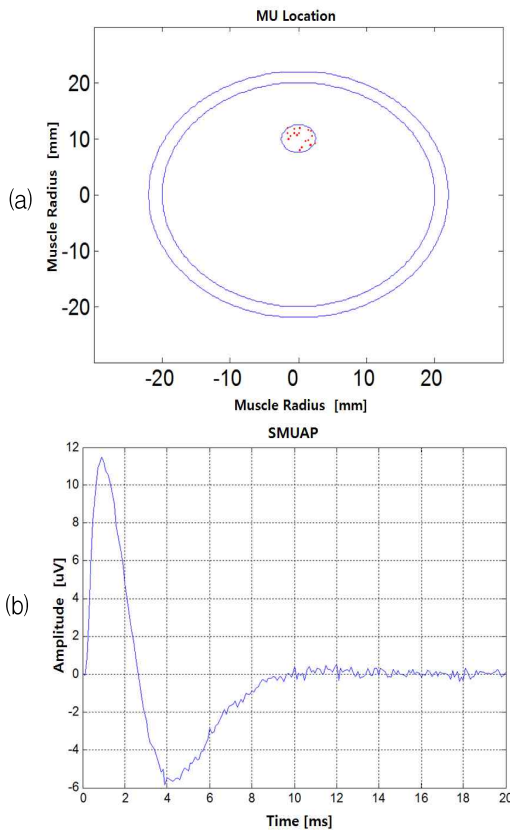


그림 6. 근섬유수 추정을 위한 SMUAP 시뮬레이션의 일례

(a) 근육내 MU 위치 (MU가 1개이고 근섬유(작은점 표시)가 20개인 경우)

(b)시뮬레이션 된 SMUAP (근섬유가 300개)

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

(a) MU position in the muscle (in the case of MU numbers is one and fiber numbers (small dots) are twenty)

(b) simulated SMUAP (fiber numbers are 300)

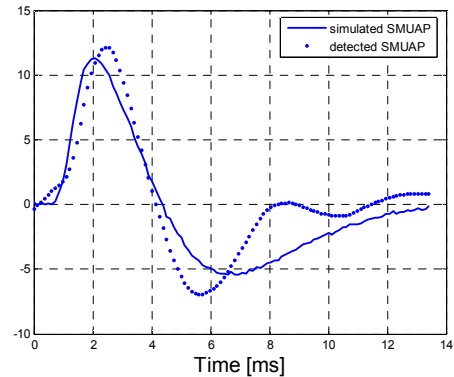


그림 7. 실험으로 검출된 SMUAP와 시뮬레이션 된 SMUAP (피실험자 : LHY)

Fig. 7. Detected SMUAP and simulated SMUAP. (subject : LHY)

를 피부층과 지방층을 고려하여 4-11 mm 범위내에서 1 mm 단위로 증가하고 근섬유수를 바꾸어 가면서 SMUAP를 시뮬레이션 하였다.

그림 6(b)는 시뮬레이션 결과로 SMUAP의 진폭으로 11 μV 를 나타내고 있다.

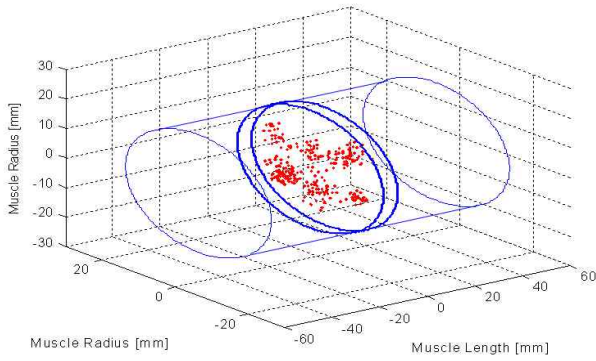
그림 7은 이두박근에서 검출된 SMUAP(진폭 12.67 μV , 기간 8.17 ms)와 MU-시뮬레이터로 시뮬레이션 된 SMUAP를 보여 주고 있다^[10].

근섬유 수 추정방법은 검출된 SMUAP와 MU-시뮬레이터로 시뮬레이션 된 SMUAP를 상호상관함수 (cross correlation function)를 이용하여 정렬(aligned)시킨 후 두 SMUAP 신호 간의 최소자승오차값(mean square error, MSE)을 구하였다.

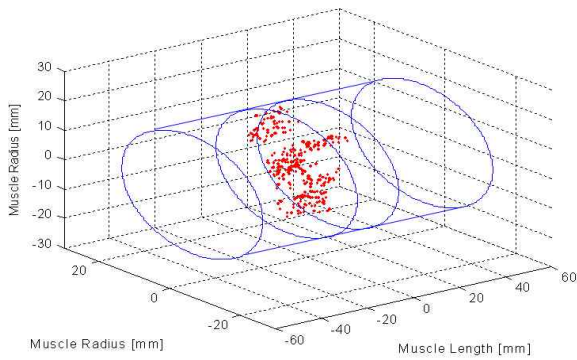
예를 들면 MU 깊이변화가 8단계 그리고 근섬유수 변화가 7단계인 경우 총 56단계의 MSE 값을 계산하였고, 근섬유 수 340개 깊이 11 mm일 때의 MSE 값이 2.41로 가장 작게 나타남으로 해서 피실험자 LHY의 근섬유수는 약 340개로 추정되었다.

나. MU수 추정

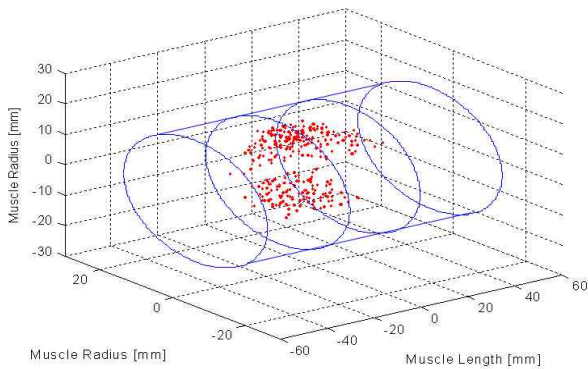
그림 2의 중관 폭과 중관들이 불규칙한 분포 (randomly distributed)와 비스듬한 사선영역분포(oblique zone distributed)일때 MU수 변화를 관찰하기위해 검출된 CMAP과 제안된 방법으로 시뮬레이션 된 CMAP을 비교하여 MU수를 추정하였다. 이를 위해서 앞서 구한 근섬유 수를 MU-시뮬레이터에 입력하고 MU수와 EPZ-시뮬레이터의 중관 폭을 동시에 바꾸어 가면서 시뮬레이션 된 CMAP과 검출된 CMAP을 비교하였다.



(a)



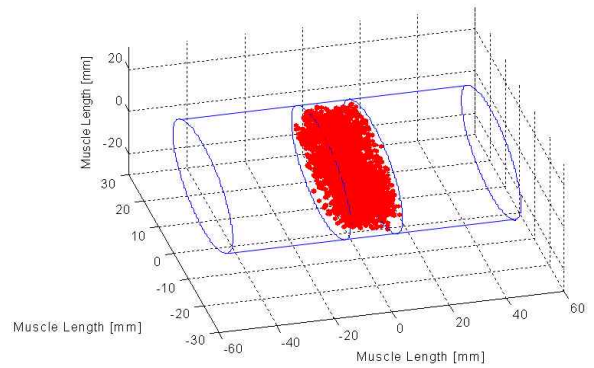
(b)



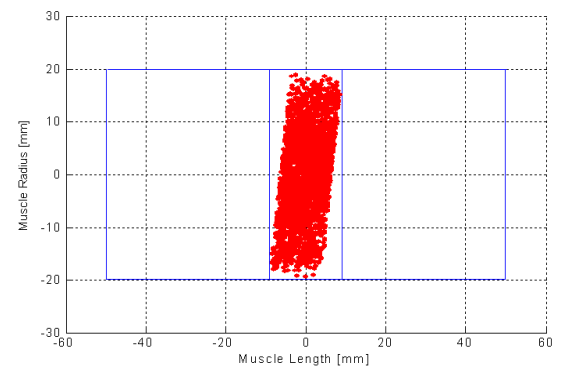
(c)

그림 8. 시뮬레이션 된 신경근접합부 모양 (각각의 점은 종관을 표시, 근육은 원통으로 나타냄, MU가 10개이고 근섬유가 30개, DCOR=0 고정)
 (a) 종관폭 2 mm (b) 종관폭 6 mm
 (c) 종관폭 10 mm

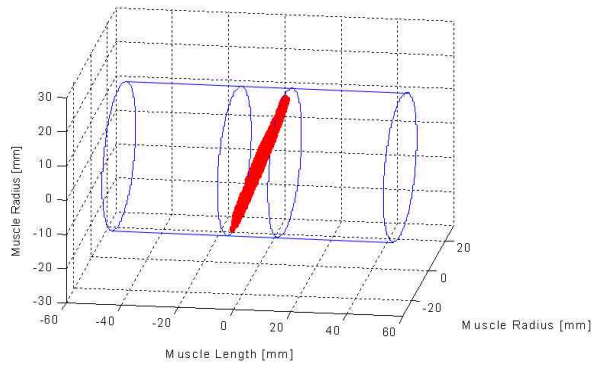
Fig. 8. Shape of simulated NMJ. (each dots indicates end plates and the muscle is represented as a cylinder, the number of MU is 10 and muscle fiber is 30, DCOR=0 fixed).
 (a) end plate widths 2 mm (b) end plate widths 6 mm (c) end plate widths 10 mm



(a)



(b)



(c)

그림 9. 시뮬레이션 된 신경근접합부 모양 (각각의 점은 종관을 표시, 근육은 원통으로 나타냄, 6 mm 고정)
 (a) DCOR=0 (b) DCOR=0.3 (c) DCOR=1
 Fig. 9. Shape of simulated NMJ. (each dots indicates end plates and the muscle is represented as a cylinder, 3mm fixed)
 (a) DCOR=0 (b) DCOR=0.3 (c) DCOR=1

그림 8은 시뮬레이션 된 종관 폭 결과로 그림 8(a)~(c)는 근육길이 100mm이고, MU가 10 [개], 근섬유 수는 30개일 때 DCOR를 0으로 고정하고 종관 폭을

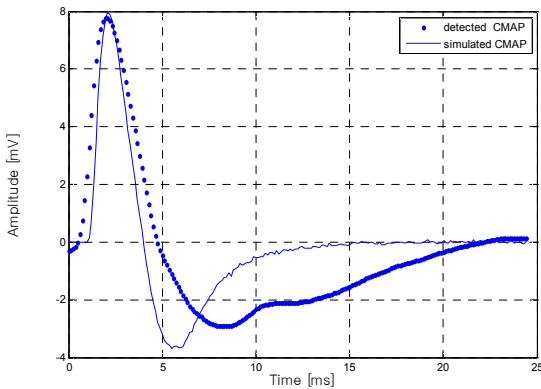


그림 10. 실험으로 검출된 CMAP과 시뮬레이션 된 CMAP (피실험자 : SHY)

(DCOR = 0이고 종관폭 2 mm 경우)

Fig. 10. Detected CMAP and simulated CMAP. (subject : SHY)

(in the case of DCOR=0 and end plate widths 2 mm)

2 mm, 6 mm, 10 mm으로 했을 때의 종관 폭 모양 변화를 나타내고 있다.

그림 9는 시뮬레이션 된 종관분포 결과로 그림 9(a) ~ (c)는 종관 폭을 6 mm로 고정하고 DCOR가 0 ~ 1 까지 변할 때를 나타내고 있다.

종관 폭과 분포 변화에 따른 MU수 추정을 위해 근 섬유수는 본 연구에서 구한 값을 이용하였다. MU수는 300 ~ 1000개로 증가 시키고 동시에 종관 폭을 각각 2 mm, 6 mm, 10 mm와 종관 분포를 0 ~ 1로 바꾸어 가면서 CMAP 시뮬레이션을 하였다.

그림 10은 실험으로 검출된 CMAP과 시뮬레이션 된 CMAP 결과이다. 검출된 CMAP(진폭 7.78 mV, 기간 4.27 ms)과 시뮬레이션 된 CMAP의 비교 목적은 MU의 수를 추정하기 위함이다^[10].

두 CMAP 신호의 모양과 크기, 기간을 모두 고려한 최소의 MSE값 을 구하였으며, 피실험자 SHY의 MU수는 약 515개, 근섬유수는 약 320개, 종관 폭과 분포는 각각 2mm와 불규칙한 분포로 추정 되었다.

IV. 실험 및 결과 고찰

1. 실험방법

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

전극간 거리는 10mm, 직경은 1mm이며 바의 폭은

10mm이다. 근전도 증폭기의 이득은 10,000배로 하고 필터의 대역폭은 10~450Hz로 하였다. 근전도 증폭기의 출력 신호는 16bit의 분해능을 갖는 A/D 변환기(DT 9804)를 통해 샘플링 주파수 8192Hz로 샘플링되고 USB로 인터페이스된 노트북 컴퓨터로 기록하였다. 피 실험자는 5인의 정상인으로 하고 실험 대상 근육은 팔 근육인 이두박근(biceps brachii muscle)으로 하였다.

가. SMUAP 검출 실험

하나의 MU에 몇 개의 근섬유가 있는가, 즉 근섬유 수를 추정하기 위하여 1 % MVC 미만의 자발수축 훈련을 거친 후 SMUAP를 검출하였다. SMUAP는 매우 작은 신호로서 그 크기가 20 ~ 30μV를 넘지 않기 때문에 잡음에 민감한 영향을 받는다^[15].

그러므로 근전도 평가 시스템의 무입력(no input) 잡음레벨(noise level)은 -2 ~ 2μV이고, RMS 값은 0.37 μV_{rms}로 매우 낮은 값을 유지하였다.

실험으로 검출된 SMUAP의 결정방법은 동일한 모양(shape)의 SMUAP가 주기적으로 발생하는가를 검사하였다. 즉, 타연구자^[16-18]들이 제시하고 있는 발화율(firing rate)이 8 ~ 25 pps : pulse per second 인가를 확인하였다.

나. CMAP 검출 실험

본 연구에서 CMAP 검출은 Calder^[19]방법을 사용하였으며, 전기자극은 영국 Oxford사의 Medelec Synergy 시스템을 사용하였다. 전기자극의 강도와 펄스폭은 20 mA, 0.1 ms로 지배신경인 근피신경을 자극하였다.

2. 실험 결과 및 시뮬레이션 결과

본 절에서는 SMUAP와 CMAP의 실험결과를 제시하고, 본 연구에서 제안한 방법과 타 연구자의 방법으로 추정된 MU수를 비교하였다.

가. SMUAP 검출 실험 결과

피실험자 5인으로부터 검출된 SMUAP의 진폭은 9.88~20 μV, 기간은 8.17~13.8 ms, 발화율(firing rate)은 9.1~20.6 pps로 나타났다. 이때 MU의 길이는 10~11 mm로 확인됨을 알 수 있었다.

참고적으로 Rymer^[3]은 자발수축으로부터 검출한 제 1 배 측 골간근(first dorsal interosseous, FDI)의 SMUAP 기간은 14 ms로 보고하였다.

또한 Kierkels^[20]은 전기자극을 가하여 이두박근 근육에서 검출한 SMUAP의 기간을 22 ms로 보고하였는데, 이와 비교 가능한 결과라고 할 수 있다.

나. CMAP 검출 및 MUNIX 계산 결과

피실험자 5인으로부터 검출된 CMAP과 MUNIX 계산 결과는 평균 CMAP의 진폭은 $7.39 \pm 0.63 \text{ mV}$, 기간은 $5.06 \pm 0.73 \text{ ms}$, CMAP Area $19.68 \pm 3.64 \text{ mV} \times \text{ms}$, MUNIX 153 ± 29.05 개로 나타났다.

다. 실험으로 검출된 SMUAP와 시뮬레이션된 SMUAP 결과

피실험자 5인으로부터 추정된 근섬유수는 평균 340.8 ± 35.4 개로 나타났다. Stålberg^[21]는 이두박근의 경우 하나의 MU가 적어도 200 ~ 300 개의 근섬유로 이루어졌으리라는 추정을 하였고, Kierkels^[20]은 260 개로 보고 하였는데 이와 비교 가능한 결과라고 할 수 있다.

3. 종판 폭에 따른 MU 수 추정결과 및 고찰

그림 11은 이두박근의 종판 폭과 종판 폭 변화에 따른 추정된 평균 MU수를 보여주고 있다. 피실험자 5인으로부터 검출된 CMAP과 EPZ-시뮬레이터의 종판분포가 0일 때, 종판 폭을 2 mm, 6 mm, 10 mm와 MU-시뮬레이터 MU수를 바꾸어가면서 시뮬레이션된 CMAP과 비교하여 MU수를 추정하였다. 종판 폭이 2 mm는 451 ± 43.44 개, 6 mm는 630.6 ± 42.03 개,

10 mm는 704 ± 47.88 개로 나타났다.

그림 11의 결과는 종판 폭이 증가할수록 MU수가 증가 하였다. 이는 검출된 CMAP과 동일한 전위를 발생시키기 위해 종판 폭이 증가될 때 MU-시뮬레이터에서 MU수를 추가 입력하였다. 즉, 동일한 MU수로 시뮬레이션 된 CMAP의 진폭이 감소되었으며 종판 폭에 영향을 받음을 의미한다.

검출된 CMAP과 시뮬레이션 된 CMAP의 모양과 크기, 진폭을 고려한 최소의 MSE값을 구하여 MU의 수를 추정하였으며, 이때에 입력된 모든 기본 파라미터와 확률 통계 파라미터가 피실험자의 MU 정보가 된다.

4. 종판 분포에 따른 MU 수 추정결과 및 고찰

종판들이 불규칙한 분포와 비스듬한 사선영역분포일 때 MU수를 추정하였다. 추정방법은 앞서 종판 폭 증가 시 MU수 추정방법과 동일하다.

그림 12에서 그림 13은 종판 분포를 각각 DCOR 0.3과 1로 고정하고 종판 폭을 2 mm, 6 mm, 10 mm로 바꾸어 가면서 MU의 수를 추정하였다.

그림 12는 종판 분포가 0.3일 때 추정된 MU수 결과로 종판 폭이 2 mm는 491 ± 42.56 개, 6 mm는 690 ± 44.3 개, 10 mm는 834 ± 33.05 개로 나타났다. 이결과는 종판 폭이 증가할 때 추정한 MU수 보다 많이 추정 되었다. 종판들의 비스듬한 사선영역분포가 MU수 추정에 영향을 주고 있음을 알 수 있었다.

그림 13은 종판 분포 DCOR가 1일 때 추정된 MU수

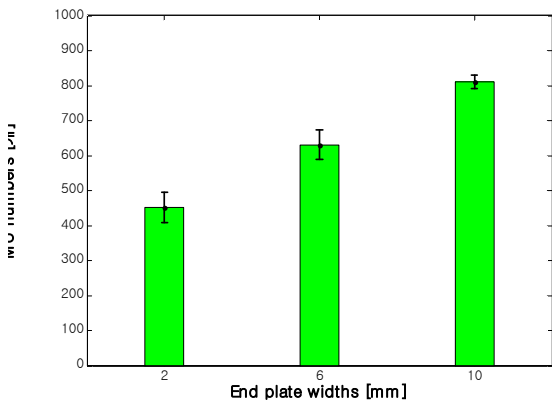


그림 11. 이두박근의 종판폭과 종판폭 변화에 따른 추정된 평균 MU수 (DCOR=0 고정)

Fig. 11. Estimated averaged MU numbers to the variation of end plate widths of biceps brachii muscle. (DCOR=0 fixed).

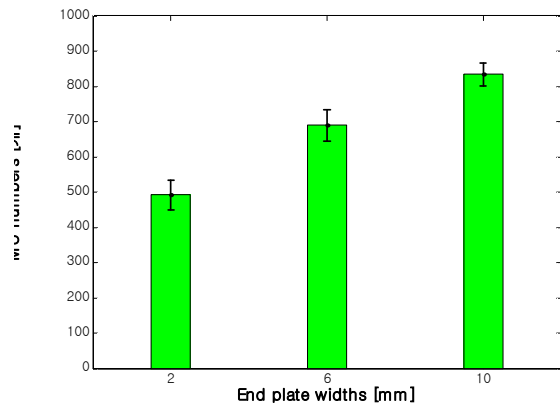


그림 12. 종판분포와 종판폭 변화에 따른 추정된 평균 MU수 (DCOR=0.3 고정)

Fig. 12. Estimated averaged MU numbers to the variation of end plate distributed and end plate widths. (DCOR=0.3 fixed).

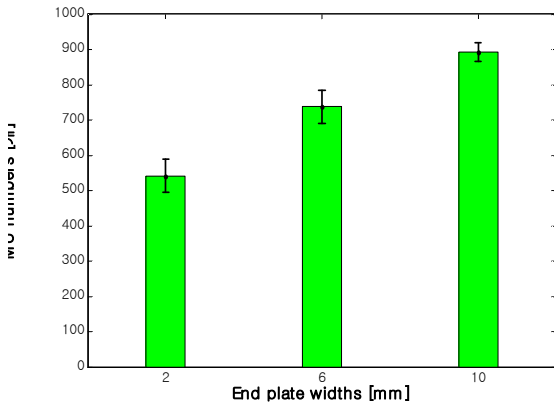


그림 13. 종판분포와 종판폭 변화에 따른 추정된 평균 MU수 (DCOR=1 고정)

Fig. 13. Estimated averaged MU numbers on variation of end plate distributed and end plate widths. (DCOR=1 fixed).

결과를 나타내고 있다. 종판 폭이 2 mm는 542 ± 47.64 개, 6 mm는 738 ± 46.58 개, 10 mm는 892.6 ± 26.15 개로 나타났다. 종판 분포 DCOR가 0.3일때 추정된 MU 수 보다 많이 추정 되었다. 이는 종판들의 비스듬한 사선영역 분포가 MU수 추정에 큰 영향을 미치는 것임을 알 수 있었다.

즉, 종판 폭이 2 mm일 때 시뮬레이션 된 CMAP은 신호의 중첩비율이 높아 적은수의 MU들에 의해서도 검출된 CMAP과 유사한 진폭의 신호를 나타냈다. 그러나 종판 폭이 6 mm, 10 mm로 넓을 때는 신호의 중첩비율이 낮아서 검출된 CMAP과 동일한 진폭의 신호를 발생시키기 위해서는 더 많은 MU가 필요함을 알 수 있었다.

5. 결과고찰

결과 고찰에서는 첫 번째로 본 연구와 타연구의 MU 수 추정방법론을 비교하고, 두 번째는 타 연구자와의 MU수 추정결과를 비교 고찰하였다.

가. 본 연구와 타연구의 MU수 추정방법론 비교 고찰
표 1은 본 연구와 타연구의 MU수 추정방법 비교를 나타내고 있다. 본 연구에서 MU의 수 추정을 위해 실험으로부터 SMUAP와 CMAP을 검출하였다.

측정된 SMUAP는 근섬유수를 추정하고 CMAP 검출은 MU의 수 추정을 위함이다. 우선 검출된 SMUAP의 진폭과 기간 추정은 기존의 MUNE 방법에서 SMUAP와 CMAP의 진폭 비로 단순히 MU수 추정만을 위해

측정된 SMUAP 진폭을 이용하였다.

Kierkels^[20]은 전기자극을 가하여 SMUAP를 검출하였으나 이는 하나 이상의 SMUAP를 측정하는 문제가 있었다. 또한 SMUAP 시뮬레이션은 MU의 직경이 동일하고 깊이와 근섬유수를 고정하였는데 실제 해부학적 구조를 고려하지 않았다.

그러나 본 연구에서 SMUAP 검출은 1 % 미만의 최소 힘 크기로 자발수축을 유도하여 SMUAP가 동일한 모양과 주기적으로 발생하는지, 타연구자들이 제시하고 있는 발화율을 확인하였다.

설계된 MU-시뮬레이터를 이용하여 SMUAP의 직경을 확률 통계 파라미터^[9]로 설정하였고, 깊이와 근섬유수를 변화시켜가면서 SMUAP를 시뮬레이션 하였다. 근섬유수 추정은 시뮬레이션 된 SMUAP와 검출된 SMUAP의 모양, 진폭, 기간을 고려한 최소의 MSE값을 구하였다.

두 번째로 CMAP의 진폭과 기간 추정은 기존의 MUNE 방법에서 CMAP의 진폭을 이용하여 MU수만을 추정하였다. MUNIX 방법에서는 식 (4)에서와 같이 MUNIX 값을 읽어 MU수만을 추정하였다.

그러나 본 연구에서는 검출된 CMAP과 추정된 근섬

표 1. 본 연구와 타 연구의 MU수 추정방법 비교 (*는 추정 불가능을 의미한다)

Table 1. Comparison of MU numbers estimation method on other study method. (* means impossible to estimate).

	기 존 MUNE [1965~1993]	Munix [2004]	Kierkels [2002]	본 연구
SMUAP의 진폭 추정	○	*	○	○
SMUAP의 기간 추정	*	*	○	○
CMAP의 진폭 추정	○	○	*	○
CMAP의 기간 추정	*	*	*	○
근섬유 수 추정	*	*	constant	○
MU수 추정	○	○	*	○
종판 폭과 분포 추정	*	*	*	○

유 수를 이용하여 MU-시뮬레이터의 MU의 수를 바꾸어 가면서 MU수를 추정하였다.

끝으로 종관 폭과 분포 변화에 따라 MU수 추정은 기존의 MUNE과 MUNIX 그리고 Kierkels 방법은 추정이 불가능할 뿐만 아니라 해부생리학적 구조를 고려하지 않았다.

그러나 본 연구에서는 종관 폭과 분포는 확률 통계 파라미터를 이용하여 해부생리학적 구조를 충실히 반영하였다. 종관 폭과 분포 변화에 따라 MU수 추정을 위해 EPZ-시뮬레이터를 설계하였다. 종관 폭과 분포 파라미터를 바꾸어 가면서 CMAP을 시뮬레이션하고 검출된 CMAP의 모양, 진폭, 기간을 고려한 최소의 MSE 값을 구하여 MU수를 추정하였다.

그리고 MU의 수 추정에 관한 연구는 지금도 활발히 진행되고 있다. 현재까지 진행되고 있는 MU의 수 추정 방법은 표 1에서 언급한 바와 같이 기존의 MUNE 방법을 이용하고 있다. 본 연구에서는 이두박근의 해부생리학적 구조를 근거로 근육모델링을 하고, 설계된 시뮬레이터를 이용하여 MU의 수 추정방법은 현재 방법과 구별된다고 사료된다.

나. 본 연구와 타연구의 MU수 추정 결과 비교 고찰

표 2는 본 연구와 타연구의 MU수 추정결과를 보여주고 있다. 기존의 MUNE 방법이나 MUNIX 방법은 단지 MU의 수 만 추정이 가능하고 근섬유 수 및 그 밖의 MU의 정보 추정은 불가능한 방법이다.

MU의 수 추정결과 본 연구에서는 약 450 개 이고 기존의 MUNE 방법은 평균 554 개로써 기존의 방법은 본연구보다 과추정(over estimation)하였다. MUNIX 방법은 153 개로 부족추정(under estimation)하였다.

그러나 기존의 MUNE 방법은 MU의 직경이 일정하다는 가정 하에 과 추정 되었으나, 본 연구에서는 확률 통계적 분포로 설정하였으므로 실제적으로 인간의 이두박근의 MU 수를 적절하게 추정할 수 있는 방법의 하나가 될 수도 있다고 사료된다. MUNIX 방법인 경우 식 (4)와 같이 CMAP 면적이 작은 부분인 원점부근에서 지수함수 값으로 변화하므로 추정된 MU수의 값이 예민하게 바뀌는 문제점이 있다.

참고적으로 인간 해부에 의한 생체조직검사로 거의 유일하게 보고 되어있는 MU의 수 측정결과^[5]를 볼 때 팔근육인 상완요골근(brachioradialis)은 333 개, 다리근육인 전경골근(tibialis anterior)은 445 개로써 편차를

표 2. 각 방법에 따른 MU의 수 추정결과 비교 (* 는 추정 불가능을 의미한다)

Table 2. Comparison of MU numbers estimated on each method. (* means impossible to estimate).

	MU numbers 개	number of muscle fibers 개	end plate widths mm	end plate distribution
본 연구	452 ± 43	341 ± 35	6	불규칙분포
기존MUNE 방법[1965~1993]	554 ± 139	*	*	*
MUNIX 방법[2004]	153 ± 29	*	*	*
Kierkels [2002]	*	260	*	*

고려할 때 본 연구방법은 조직검사 결과와 비교 가능한 범위에 있다고 볼 수 있다.

근섬유 수 추정결과 본 연구에서는 약 340 개이고 Kierkels^[20]은 260 개로 추정하였다. Kierkels은 전극극을 이용하여 하나 이상의 SMUAP를 검출하는 단점과 MU 직경과 깊이를 일정하다고 가정하였다. 이는 MU의 해부학적 구조를 고려하지 않은 방법이다.

그러나 본 연구에서 근섬유 수 추정은 SMUAP의 직경이 확률 통계적 분포로 설정하였고, SMUAP의 깊이와 근섬유 수를 바꾸어 가면서 시뮬레이션 하였다. 그리고 검출된 SMUAP의 모양과 진폭, 기간, 발화율을 모두 고려하였고, 시뮬레이션 된 SMUAP와 최소의 MSE값으로 근섬유수를 추정 한 것으로 실제 해부학적 구조를 고려한 방법이 된다.

또한, Cliff^[21]는 이두박근 생검(biopsy) 근섬유수를 149,301 ~ 291,501 개로 보고하였다. 이는 본 연구에서 하나의 MU당 근섬유수가 약 340 개이고, MU수는 약 450 개로 추정하였다. 즉, 본 연구에서 340 개 * 450 개 = 약 153,000 개로 추정한 근섬유 수는 편차를 고려했을 때 Cliff의 생검 근섬유수와 적절하게 비교 가능함을 알 수 있었다.

종관 폭과 분포결과는 본 연구에서 약 6 mm와 불규칙한 분포로 추정하였으며, 타 연구자들은 추정 불가능한 방법이다. 그리고 Aquilonius^[22]와 Amiralì^[23]은 이두박근 생검 종관 폭을 약 10 mm로 보고하였는데, 본 연구에서 추정한 종관폭과 범위를 고려할 때 유사함을 알 수 있었다.

이와 같이 본 연구에서 MU수를 추정한 결과, 이두박

근의 해부생리학구조를 바탕으로 설계된 시뮬레이터는 인간근육의 생체조직검사와 추정된 MU수가 비교 가능함을 알 수 있었다.

V. 결 론

본 논문에서는 표면 근전도와 근육모델링을 이용하여 신경근육 접합부의 종관 폭과 분포에 따른 MU 수를 추정하는 새로운 방법을 제안하였다.

새로운 방법을 제안하기위해 근육 모델링은 라인소스 모델을 이용하여 MU-시뮬레이터와 종관의 폭과 분포에 따라 MU의 수를 추정하기 위해 EPZ-시뮬레이터를 설계하고, 기존의 MUNE 방법과 비교 연구하였다.

본 논문에서 제안된 이두박근의 MU수 추정결과는 약 450 개, 근섬유수 약 340 개, 종관 폭과 분포는 약 6 mm와 불규칙한 분포를 나타냈고, 제안된 방법은 인간 근육의 생체조직검사로 측정한 MU의 수와 비교 가능한 결과가 나왔다.

앞으로 근섬유 직경, MU직경, 종관 폭과 분포 변화에 따른 MU수 추정결과는 신경근질환자의 진단과 치료평가를 위한 다양한 근육의 MU수 및 인공의수 설계 시 미세힘 추정에 그 사용이 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, 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] 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.
- [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] 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.
- [7] 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.
- [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] J. Duchene, J. Y. Hogrel, "A Model of EMG Generation", IEEE Trans. on Biomed. Eng., vol 47, No. 2, pp. 192-201, 2000.
- [10] J. H. Park, H. Y. Lee, C. K. Jung, J. Lee, S. H. Kim, "A Study on Estimation of Motor Unit Location of Biceps Brachii Muscle using Surface Electromyogram", IEEK, 47-SC-3, pp. 28-39, 2010.5.
- [11] 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.
- [12] S. M. Aquilonius, H. Askmark, P. G. Gillberg, S. Nandedkar, Y. Olsson and E. Stålberg, "Topographical Localization of Motor Endplate in Cryosections of whole Human Muscles," *Muscle & Nerve*, 7 : 287-293, 1984.
- [13] P.A.M. Griep, K. L. Boon, and D. F. Stegeman, "A Study of the Motor Unit Action Potential by Means of Computer Simulation," Biol. Cybernetics, vol. 30, pp.221-230, 1978.
- [14] A. M. Lora and E. J. Kelvin, "Simulations of Motor Unit Number Estimation Techniques," *Journal of Neural Engineering*., vol 2, pp. 17-34, 2005.
- [15] S. K. Yoo, D. H. Youm, H. Y. Lee and S. H. Kim, "A Study on the Low Force Estimation of Skeletal Muscle by using ICA and Neuro-transmission Model," *Trans. KIEE*. vol. 56, No. 3, MAR, pp. 632-640, 2007.
- [16] D. Farina, F. Mauro and R. Merletti, "Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables", J Appl Physiol, 92: pp. 235 - 247, 2002.
- [17] D. K. Catherine, S. Jiri, 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.

[18] D. J. Roberson, W. Z. Rymer, “Decomposition of low force, simulated EMG using wavelets”, *IEEE BMES/EMBS conference*, pp 576, 1999.

[19] M. Calder, A. Hall, M. Lester, J. G. Inglis and A. Gabrial, “Reliability of the Biceps Brachill M-wave,” *Journal of Neural Engineering and Rehabilitation*, vol 2, pp. 1-8, 2005.

[20] J. J. M. Kierkels, “Muscle Motor Unit Conduction Velocity,” *Eindhoven University of Technology Department of BioMedical Engineering BioSignals & Regulation*, 2002.

[21] S. K. Cliff, D. M. Greg, J. P. Robert and L. R. Charles, “Muscle Fiber Number in the Biceps Brachii Muscle of Young and Old Men,” *Muscle & Nerve.*, vol. 28 Issue 1, Pages 62-68, 2003.

[22] S. M. Aquilonius, H. Askmark, P. G. Gillberg, S. Nandedkar, Y. Olsson and E. Stålberg, “Topographical Localization of Motor Endplate in Cryosections of whole Human Muscles,” *Muscle & Nerve.*, 7 : 287-293, 1984.

[23] A. Amirali, L. Mu, J. M. Gracies, and D. M. Simpson, “Anatomical Localization of Motor Endplate Bands in the Human Biceps Brachii,” *Journal of Clinical Neuromuscular Disease* : December Volume 9 Issue 2, pp 306-312, 2007.

저 자 소 개



이 호 용(정회원)
 2006년 서울시립대학교 전자전기 공학과 석사 졸업.
 2010년 서울시립대학교 전자전기 컴퓨터공학부 박사 졸업.
 <주관심분야 : 생체신호처리, 의용 전자>



김 덕 영(정회원)
 1994년 연세대학교 의용전자 공학과 학사 졸업
 1996년 서울시립대학교 전자공학과 석사 졸업.
 2000년 서울시립대학교 전자공학과 박사 졸업.
 2001년~현재 부천대 전자과 부교수
 <주관심분야 : 임베디드, 생체신호처리, 의용전자>



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

<주관심분야 : 의용 전자, 신호처리>



정 철 기(정회원)
 2002년 서울시립대학교 전자전기 공학과 학사 졸업.
 2005년 서울시립대학교 전자전기 컴퓨터공학부 석사 졸업.
 2010년 서울시립대학교 전자전기 컴퓨터공학부 박사 졸업.

2010년~현재 MELFAS 개발그룹
 <주관심분야 : 의용전자, 신호처리>



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 : 의용 전자, 신호처리, 자동제어>