

전기자극에 대한 턱근육의 억제반사 메카니즘의 모델링에 관한 연구

論 文

52D-9-8

A Study on a Modeling of the Inhibitory Reflex Mechanism of Jaw Muscle Induced by Electrical Stimulation

金成煥* · 金泰勳** · 趙一浚** · 俞世根**

(Sung-Hwan Kim · Tae-Hoon Kim · Il-Jun Cho · Se-Keun Yoo)

Abstract - EMG recordings of the electrical activity of muscle have proved to be a valuable tool in studying muscle function and reflex activity. SP(silent period) is elicited by a electrical stimulation on the chin during isometric contraction of jaw muscle. This paper proposes a model of the inhibitory reflex mechanism of jaw muscle after electrical stimulation. The SPs of jaw muscle after a electrical stimulation to the chin were divided into SP1 and SP2. SP1 is produced by the activation of periodontal receptors. The activation of nociceptors contributes to the SP2. As a result, the EMG signal generated by a proposed a model of inhibitory reflex mechanism is similar to real both EMG signal including SP1 and SP2. The present study have shown differences of SP1 and SP2 induced by inhibitory reflex mechanism.

Key Words : jaw muscle, silent period, inhibitory reflex mechanism

1. 서 론

턱관절이란 흔히 악관절 또는 측두 하악관절(Temporomandibular joint : TMJ)라 하며, 이곳의 장애를 TMJ 증후군(TMJ syndrome)이라 한다. 뇌신경 12개중 9개가 이곳을 지나가므로 인체에서 아주 중요한 기관이다. 이곳에 장애가 발생하면 단순히 악관절이 아픈 것이 아니라 통증이 전신적으로 나타난다. 머리가 아플 수도 있고 허리나 무릎, 다리가 아플 수도 있다. 또한 귀의 장애가 나타나 이명, 중이염, 난청, 현기증 등이 발생 할 수도 있고 장딴지 근육의 통증이 나타난다.

이러한 TMJ 질환은 역학(epidemiology) 조사에 따르면 전체 인구의 50% 정도가 한가지 이상의 TMJ 징후(운동이상, 관절잡음, 촉진시 압통 등)를 가지고 있으며, 그중 10%는 시급한 치료를 요하는 환자라 보고되고 있다(악안면 통증학회(미), 1996). 그리고 현재 인터넷상에 턱관절동우회(www.ohmytuck.com)가 개설되어 있어서 턱관절 장애에 대한 증상과 치료경험을 이야기하며 서로의 정보를 공유하고 있다.

최근까지 TMJ 증후군에 대한 보편적이고 명확한 원인은 규명되지 않고 있으며, 단지 근육병(myopathy)과 관절병(arthropathy)으로 분류하여 치료를 수행하고 있지만 여기에도 많은 문제점을 가지고 있다[1]. 그러므로 TMJ 증후군과 관련된 턱근육(jaw muscle)에서 근전도(EMG)를 이용한 검사 방법은 근육이나 신경의 상태를 정량적으로 해석할 수 있어 객관적인 진단을 하는데 필요한 요소로 점차 인식되고 있다[2,3,4,5,6,7].

본 연구를 위해 고려된 생리학적 요인은 다음과 같다. 즉 운동단위(motor unit : MU)의 근섬유(muscle fiber) 개수와 근섬유의 직경, 근섬유의 길이, 운동종말판(motor endplate)의 위치 그리고 근섬유의 신경전도속도(nerve conduction velocity)와 억제반사 메카니즘(inhibitory reflex mechanism)을 일으키는 삼차 신경계(trigeminal nervous system)와 감각기(receptor)의 종류, 각 감각기의 신경전도속도를 고려하였다.

이러한 요인들을 근간으로 전기자극에 대한 억제 과정에 대해 수학적 모델링을 시도하였다. 휴지기를 포함한 근전도 신호 모델에서는 휴지기가 발생하는 경로를 단순화하였으며, 제안된 모델은 지금까지 타 연구자에 의해서 보고된 근전도 모델링[8,9,10]에서 언급된 수학적 개념에 근거하고, 허부학적 측면까지 고려하였다. 전기자극에 대한 억제과정은 신경지배 경로 및 대뇌의 명령전달과정, 신경접합부, 신경발화과정, 감각 수용기의 역할등을 고려하였다.

본 논문에서는 TMJ 증후군과 관련된 턱근육의 근전도 신호 모델과 전기자극(electrical stimulus)에 대한 턱근육의 휴지기(silent period : 이하 SP, 그림 5 참조)를 포함한 억제반사 메카니즘을 제안하였다. 정상인의 경우 20[ms] 정도의 SP가 나타나며 TMJ 환자의 경우 평균 60[ms] 정도로 보고되고 있다[11]. 그러므로 턱근육과 관련된 질환을 진단하고 치료하는데 SP 측정 및 SP 발생에 관한 억제반사 메카니즘의 모델링이 필요하며 객관적인 방법으로 활용되는 것을 목적으로 한다.

2. 본 론

일반적으로 근전도 신호 발생모델링의 목적은 생리학적 특징과 외부 파라미터와의 관계를 효과적으로 이해하기 위한 것이다. 근전도 신호의 시뮬레이션 모델은 운동단위 활동전

* 正 會 員 : 서울시立大學校 大學院 電子電氣컴퓨터 工學科 教授

** 正 會 員 : 서울시立大學校 大學院 電子電氣컴퓨터 博士課程

接受日字 : 2003年 6月 5日

最終完了 : 2003年 7月 1日

위(motor unit action potential : MUAP)의 모양 추정과 발화율(firing rate)의 추정으로 구분된다[10]. 근전도 신호의 모델은 근육의 구조, 특성, 제어 방법 등을 고려해야 한다.

근전도 신호는 운동단위의 수, 근섬유의 직경, 운동 종말판의 위치 등의 해부학적 요소와 운동 단위 발화율의 통계적 특성인 전기 생리학적 요소에 의해서 발생된다[12,13].

전기자극에 의해 발생하는 억제반사 메카니즘인 휴지기 현상은 삼차 신경계에 의해 발생된다. 전기자극에 대한 휴지기는 제1휴지기(SP1)과 제2휴지기(SP2)로 구분되며, 이는 감각기와 신경섬유의 전도속도에 의해 발생된다[9]. 본 연구에서는 전기자극에 반응하는 감각기와 이에 속하는 신경섬유(Aδ, C fiber)의 전도속도를 고려하였다. 이를 위하여 line-source 모델을 도입하고 MUAP를 모델링한 다음 근신호 발생 시뮬레이션을 하고 억제반사 메카니즘의 새로운 모델을 제안하였다.

2.1. Line-source 모델

Line-source 모델은 가중 함수(weighting function)와 근섬유의 중심에서 발생된 막전류(transmembrane current)의 컨볼루션(convolution)의 결과인 활동전위를 고려한 모델이다. 가중 함수는 사용된 기록전극(recording electrode)에 의해서 결정되며, 막전류는 근섬유에 따라 달라진다.

Volume conductor 모델[14,15]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(intracellular conductivity : 1.010[S/m])[14]이고, D 는 근섬유의 직경[mm]이다. $V(z)$ 는 탈분극 지점(depolarization point)로부터 거리 z [mm]의 함수로서 세포내의 전위이다. 본 논문에서는 세포내 전위와 2차 도함수의 간단한 모델을 선택하였다[16].

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

근섬유 직경과 전도속도 사이의 관계를 다음과 같이 가정하였다[13].

$$c \cong 3.7 \times 50(D - 55 \cdot 10^{-3}) \quad [m/s] \quad (3)$$

막전류는 운동종말판으로부터 근섬유의 양쪽 끝으로 전도속도 c [m/s]로 움직인다. 그러므로 막전류 $i_f(t)$ 는 그림 1의 임의의 점 (x_0, z_0, y_0) 에서 관찰되며 식(4)와 같이 표현된다.

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

여기서 막전류 $i_m(ct)$ 는 근섬유의 전도 속도를 고려하여,

거리의 함수인 공간적인 순간 막전류를 시간의 함수로 변환하였다.

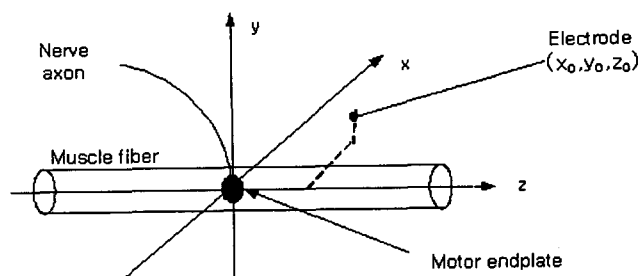


그림 1 근섬유와 전극의 기하학적 표현
Fig. 1 A geometrical representation of one muscle fiber and electrode

전극의 위치 (x_0, z_0, y_0) 에서 운동 종말판의 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 환점에서의 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 rate)이다. Line source 모델에서 전극의 특성인 임피던스를 근사화된 가중 함수는 그림 1에서 z 축 방향으로 이동하는 점전류원(point current source)에 의해 발생하는 전위이다. 따라서 가중함수는 막전류가 발생된 근섬유의 거리와 전극의 특성에 의해 결정된다. 가중함수는 전극의 위치와 단위 전류원(unit current)이 z 축의 동일한 위치에 있을 때 최대값을 가지며 식(7)과 같다[9,14].

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

여기서 r 은 근섬유의 중심으로부터 관측점까지의 거리이고 k 는 $A / 4\pi\sigma_y$ (A : scale factor)이다.

각 근섬유는 피부표면에 병렬로 위치한다고 가정했으며, 근섬유의 길이는 운동 종말판과 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 운동종말판의 초기위치($j=0$)으로부터 건(tenden)까지의 count 인덱스(count index)이다($j=L_{tendon}$). 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(기본 : 4[m/s])이며, f_s 는 샘플링 주파수(1024Hz)이다. 공간에서 시간으로 변환하기 위해서 $\Delta z = v_f \times \Delta t$ 를 사용하였다. 여기서 v_f 는 단일 근섬유의 전도 속도이다.

2.2 MUAP 모델링

운동단위(MU)는 근육의 가장 작은 기능적 단위이며 근섬유의 집합으로 구성되어 있다. 근섬유는 척수나 뇌간의 운동신경원(motoneuron)에 의해서 활성화되며 축삭으로 서로 연결되어 있다.

근전도 신호를 시뮬레이션하기 위해서, 먼저 전극의 위치에 따른 각각의 근섬유의 활동전위들의 합을 이용하여 MU의 복합 활동전위(compound action potential)를 구하였다(그림 8). 그러므로 턱근육의 근전도 신호는 MUAP와 운동신경원의 신경 임펄스열[17]로 시뮬레이션되었다.

2.2.1. 운동단위 파라미터

턱근육인 교근(masseter muscle)의 MU는 5-7개의 근섬유를 가지고 있으며, 직경 2-10[mm]의 횡단면에 랜덤하게 분포하고 있다[18]. 근섬유의 평균직경의 범위는 5-90[μm]이다. 근섬유의 전도속도는 근섬유의 직경에 달라지며 대략 1.5-6.5[m/s]이다. 각각의 MU내의 평균 근섬유 농도(mean fiber concentration : MFC)는, 정상적인 근육에서 5 [fiber/mm²]이므로, 본 연구에서는 5개로 하였다[19]. 본 논문에서 사용된 기본 파라미터들의 값은 표1에 표시하였다. 운동단위 영역의 모양은 여러 가지의 형태로 구분되며 [20,21,22], 본 연구에서는 일반적으로 사용되는 정사각형 모양으로 결정하였다.

운동종말판 위치의 평균은 대상 근섬유의 길이($L_m = 100$ [mm])를 이등분하는 지점(백분율의 50%)을 기준으로 하였으며, S.D는 기준점과 근섬유와 축삭이 만나는 지점의 벗어난 정도를 나타내며, 범위(range)는 운동종말판의 크기를 의미한다. 종말판을 중심으로 근섬유의 양쪽 길이는 다음과 같이 설정하였다.

$$\begin{aligned} L_f(\text{왼쪽}) &= p \cdot L_m \cdot (1 - \text{운동종말판}) \\ L_f(\text{오른쪽}) &= (1 - p) \cdot L_f(\text{왼쪽}) \end{aligned} \quad (10)$$

표 1 본 논문에서 사용된 운동단위 파라미터
Table 1 MU parameters used in this paper

Description	Value
Area of MU territory	1 [mm ²]
Number of muscle fibers	5
Diameter distribution(Gaussian), mean	55 [μm]
Diameter distribution(Gaussian), S.D	3 [μm]
MFC(mean fiber concentration)	5 [fiber/mm ²]
Endplate distribution(Rectangular), mean	0 [mm]
Endplate distribution(Rectangular), S.D	± 1 [mm]
Endplate distribution(Rectangular), range	± 3 [mm]

여기서 p 는 백분율로써 50%이다. 선연구자들[20,23]의 연구에 의하면, 운동종말판은 일반적으로 흐트러져 있지만, 보통은 근섬유의 중심위치를 중심으로 분포한다고 보고하였다[24]. 따라서 본 논문에서는 턱근육인 교근의 운동종말판의 범위는 표1과 같이 설정하였다.

2.2.2. Line-source 모델과 근전도 신호발생 시뮬레이션

앞에서 언급한 line-source 모델은 각각의 근섬유에 대한 전극의 위치를 고려하여 MU내에 속한 각각의 근섬유에 적용하였다. MUAP는 운동단위내 각각의 근섬유의 활동전위에 대한 시간, 공간의 합으로 발생시켰다.

교근의 근전도 신호는 시간에 따라 활성화된 모든 운동단위들의 MUAPT(motor unit action potential train)들의 합인 활동전위로 구성된다. 그러므로 랜덤하게 발생하는 신경 임펄스열에 의해서 발생된다. IPI(inter-pulse-interval)가 어떤 특정한 통계적인 특성을 갖는지 지금도 많은 연구가 진행되고 있으나, 타 연구자들에 의해서 가장 많이 사용되고 있는 가우시안 분포(Gaussian distribution, mean : 100[ms], S.D : 20[ms])를 이용하여 시뮬레이션하였다.

2.3 전기자극에 대한 휴지기 발생 모델 제안

휴지기(SP)란 골격근이 수축을 지속하고 있는 동안, 외부에서 자극이 대상근육에 가해졌을 때, 근전도 신호의 활동(electromyographic activity)이 순간적으로 감소되는 것이다 [2,3,4,5]. 이러한 현상은 모든 골격근에서 관측되며, 특히 저작을 담당하는 교근에서의 휴지기 발생 경로는 삼차 신경계에 속한다. 삼차신경은 중뇌핵, 척수로핵, 주감각핵, 삼차운동핵으로 구성되어 있다.

휴지기 발생 경로에 대해서 많은 연구가 이루어지고 있으나 아직까지 공학적인 모델은 제시되지 못하고 있다. 따라서 본 연구에서는 전기자극에 대한 턱근육에서 발생하는 휴지기 발생 경로와 이를 근거로 한 단순화된 모델을 제안하였다.

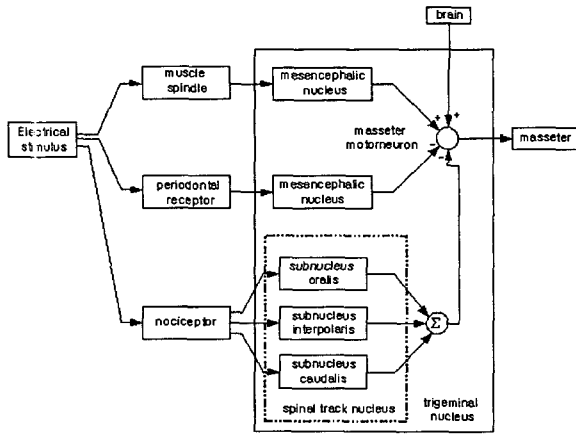


그림 2 전기자극에 대한 턱근육의 휴지기 발생 경로
 Fig. 2 The SP generation pathway of jaw muscle induced by electrical stimulation

그림 2에서 전기자극을 아래턱에 가하면, 유해감각기(nociceptor), 치근막 감각기(periodontal ligament), 근방추(muscle spindle)에 의해 자극의 정보가 각각 중뇌핵(mesencephalic nucleus)과 척수로핵(spinal track nucleus)으로 전송된다. 각각의 핵에서 받아들여진 정보는 삼차신경운동핵으로 전송된다. 삼차신경운동핵에서 처리된 정보가 턱근육의 활성화를 담당하는 운동신경원의 추가적인 입력으로 턱근육을 제어한다. 근방추의 정보전달은 운동신경핵에 흥분성 전달(excitatory transmission)이며, 치근막 감각기와 유해감각기의 정보전달은 억제성 전달(inhibitory transmission)으로써 운동신경핵이 대뇌의 운동 명령에 반응하지 못하도록 한다[25,26]. 삼차신경핵에 치근막 감각기와 유해감각기의 정보로 인하여 휴지기가 발생하는 것이다. 따라서 삼차 신경내에서의 각 핵들의 역할을 고려해 볼 때, 그림 2의 SP 발생경로를 기능적인 측면에서 그림 3과 같이 단순화 할 수 있다.

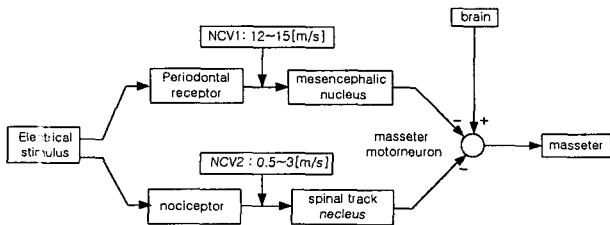


그림 3 근전도 휴지기 발생경로의 단순화 (NCV1: Aδ 섬유군의 신경전달속도, NCV2: C 섬유군의 신경 전달속도)
 Fig. 3 A simplification of SP generation pathway of EMG signal (NCV1: conduction velocity of Aδ fiber classes, NCV2: conduction velocity of C fiber classes)

그림 3에서 운동신경원의 신경 임펄스열이 대뇌의 정보전달 과정을 통하여 대상 근육을 제어하게 된다. 이때 전기자극에 의해 치근막 감각기와 유해감각기가 활성화된다. 치근막 감각기와 유해감각기의 자극에 대한 응답 역시 신경 임펄스로 운동신경원에 전달하게 된다. 그러나 자극 부위에서 어느 정도의 감각기들이 활성화되는지 알 수 없고 이것들이 동시에 활성화되는지 아니면 어느 정도의 시간 간격내에서 활성화되는지 알 수 없다. 그러나 Bessette[27]에 연구에 의하면, 기계적 자극이나 전기적인 자극에 대해 SP1의 잠복기(latency)는 약 12[ms]정도이며, SP1의 구간(duration)은 20-30[ms]구간에서 평균 24[ms]정도이다. 특히 전기자극에 대해서는 SP2가 발생된다.

이러한 현상은 치근막 감각기의 신경과 유해 감각기의 신경의 전도 속도가 다르기 때문이라고 사료된다. SP1은 치근막 감각기에 의해서 발생된다. 이를 담당하는 신경섬유는 Aδ 섬유군(Aδ fiber classes)에 속한다. 이는 통각, 온도, 촉각을 담당하며 신경 전도 속도는 12-30[m/s]의 범위내에서 대략 15[m/s]의 전도 속도를 갖는다[7]. 그리고 SP2를 담당하는 유해감각기는 C 섬유군(C fiber classes)에 속하며, 무수신경섬유로써 통증, 온도 및 반사반응을 담당하며 신경전도 속도는 0.5-2[m/s]이다. 각각의 신경섬유의 신경 전달 속도로부터 SP1의 잠복기와 SP2의 잠복기가 결정된다. 그리고 각각의 휴지기의 구간들은 자극에 의해 활성화된 감각기들의 갯수와 자극이 가해지는 순간 감각기들의 동시 발화 그리고 각각의 감각기들에서 뇌간까지의 신경섬유 길이에 의해서 발생될 것으로 사료된다.

그러나 지금까지 전기자극에 대한 감각기들의 수와 동시 발화, 신경섬유의 길이, 동일 전도속도에 대한 정확한 연구 결과가 없다. 따라서 SP1의 잠복기 구간은 자극이 주어진 시점으로부터, 자극의 정보가 감각기, 삼차핵을 거쳐 운동 신경핵을 억제하여 대상 근육의 무반응 바로 전까지의 과정을 포함한다.

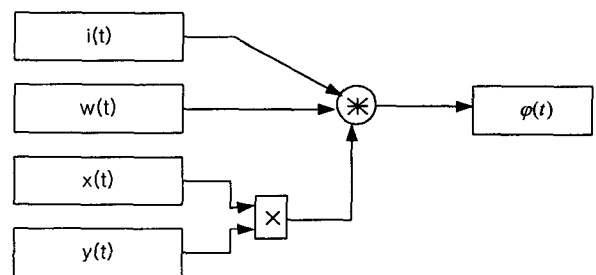


그림 4 휴지기를 포함한 근전도 신호의 수학적 모델 (i(t) : 막전류, w(t) : 가중함수, x(t) : 가우시안 분포로 시뮬레이션된 운동신경원의 임펄스열, y(t) : 감각기의 억제 신호, phi(t) : 근신호, * : 컨벌루션, x : 곱)
 Fig. 4 A mathematical model of the EMG signal including SP (i(t) : transmembrane current, w(t) : weighting function, x(t) : impulse train of motor nucleus simulated by gaussian distribution, y(t) : inhibitory signal of receptor, phi(t) : EMG signal, * : convolution, x : product)

그러므로 본 연구에서는 SP2의 잠복기도 유사하다고 가정하였다. 고로 제 1, 2 휴지기 구간의 결정은 전기자극에 대한 정상인의 휴지기 구간 측정에 의해 결정하는 것이 타당하다고 사료된다. 위에서 언급한 것을 근거로 하여 그림 3과 같이 단순화된 억제 반사 모델을 제안할 수 있다.

이를 근거로 그림 4는 line source 모델을 이용하여 해부학적, 전기생리학적 현상을 고려한 수학적 모델이다. 운동종말판에서의 탈분극에 의한 막전류($i(t)$)와 전극의 가중함수($w(t)$), 그리고 운동신경핵으로부터 신경임펄스열($x(t)$)의 컨볼루션으로 근전도 신호, $\varphi(t)$ 를 시뮬레이션하였다. 휴지기를 포함한 근전도 신호는 신경임펄스 열과 치근막 감각기와 유해 감각기의 억제신호를 나타내는 $y(t)$ 의 곱으로 표현하였다. 여기서 $y(t)$ 는

$$y(t) = u(t-t_1) - u(t-t_2) + u(t-t_3) - u(t-t_4) \quad (11)$$

이며, $u(t)$ 는 단위계단 함수이다. t_1 과 t_3 는 SP1과 SP2의 잠복기이며, t_2 와 t_4 는 각각 SP1과 SP2가 끝나는 시점이다. 치근막 감각기와 유해감각기의 신경전달속도를 이용하여 SP1의 잠복기는 가우시안 분포로 평균 13[ms]와 표준편차 3[ms]로, SP2의 잠복기는 49[ms]와 6[ms]로 발생하였다. 또한 MUAP는 운동단위의 특성에 따라 진폭(amplitude), 구간, 모양(shape)이 다르나[28], 본 논문에서는 시뮬레이션때마다 계산되어지는 운동단위내의 근섬유에 관한 파라미터, 운동종말판의 위치와 line-source 모델의 막전류를 이용하여 MUAP를 발생시켰다. 하나의 운동단위에 속한 근섬유의 특성은 항상 일정하다고 가정하면, 기록 전극에 의해 측정된 전위는 전극의 특성으로 결정된 가중함수와 막전류에 의해 얻을 수 있다. 따라서 하나의 근섬유로부터 측정된 활동전위 $\varphi(t)$ 는 다음과 같다.

$$\varphi(t) = W(x, y, j\Delta z) * I(j\Delta z) * (x(t) \times y(t)) \quad (12)$$

여기서 $W(\cdot)$ 는 전극의 가중 함수, $I(\cdot)$ 는 막전류이며, $x(t)$ 는 축삭(axon)에 의해서 전달되는 임펄스 열(impulse train)이다.

3. 실험 및 결과고찰

전기자극이 주어졌을 때, 턱근육의 근전도 신호는 SP1과 SP2를 포함한다. 본 논문에서는 휴지기 구간을 정상인 5인의 실험 결과를 이용하여 결정하였다. 전기자극에 대한 휴지기를 포함한 근전도 신호를 측정하기 위하여 실험장치는 Oxford사의 Medelec Synergy를 사용하였다.

그림 5는 Synergy의 H-Reflex환경에서 전기자극후 측정된 턱근육의 근전도 신호 샘플이며, 3개의 근전도 신호를 200 [ms]동안 중첩하여 표현하였다. 전기자극의 강도와 펄스폭은 각각 15[mA], 0.5[ms]로 하였다. 피실험자마다 각 10회씩 측정하였고 평균값과 표준편차는 표 2와 같다.

이와 같이 전기자극에 대한 턱근육의 근전도는 두 개의 휴지기인 SP1과 SP2가 나타나고 있다. 이는 두 개의 억제반사 구간을 나타내는 메카니즘을 의미한다.

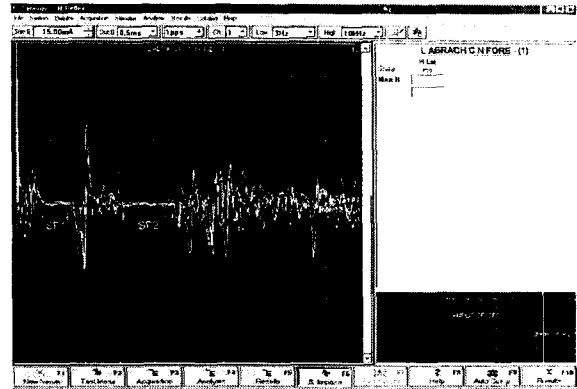


그림 5 측정된 턱근육의 휴지기(SP1, SP2)가 포함된 근전도 신호의 예 (휴지기를 포함한 근전도 신호가 일시적으로 나타나지 않는 구간을 의미한다. 전기자극의 강도 : 15[mA], 전기자극의 펄스폭 : 0.5[ms])

Fig. 5 A example of Measured EMG signal of jaw muscle including SP (SP is the transitory, relative, absolute decrease in EMG activity, intensity of electrical stimulus : 15[mA], duration of electrical stimulus : 0.5[ms])

전체 피실험자들의 SP1의 잠복기의 평균은 14.80[ms], 표준편차는 1.99[ms]이며, 휴지기 구간의 평균은 14.67[ms]와 표준편차는 2.43[ms]이다, SP2의 잠복기의 평균은 49.49[ms], 표준편차는 1.96[ms]이며 휴지기 구간의 평균은 21.37[ms]와 표준편차 3.33[ms]로 측정되었다.

표 2 실제 EMG 신호의 제 1, 제 2 휴지기의 측정된 결과
Table 2 Results of SP 1 and SP 2 for real EMG signals

	SP1				SP2			
	Latency[ms]		Duration[ms]		Latency[ms]		Duration[ms]	
Subject	mean	S.D	mean	S.D	mean	S.D	mean	S.D
KIS	11.78	0.83	16.52	1.44	43.33	1.80	20.48	2.39
JCK	15.60	2.76	16.27	2.83	48.60	3.69	21.09	2.74
KWH	17.13	2.44	11.53	3.31	55.33	0.23	25.26	4.73
KTH	12.70	1.80	15.62	2.62	51.60	2.30	18.6	2.60
YDH	16.80	2.12	13.44	1.98	48.6	1.18	21.45	4.20

그림 6은 하나의 운동단위 영역내의 근섬유의 분포 위치에 대한 시뮬레이션 결과이다. 운동단위 영역은 1 [mm²]로 가정하였다. 즉, 1 [mm]×1 [mm]의 면적안에 근섬유의 분포 위치를 나타내고 있다. 본 논문에서는 근섬유의 위치와 개수를 $MFC = 5$ [fibers/mm²]로 운동단위 영역내에 균등 분포(uniform distribution)하게 발생시켰다. 각각의 근섬유의 직경은 평균 20[μm]로 하였다.

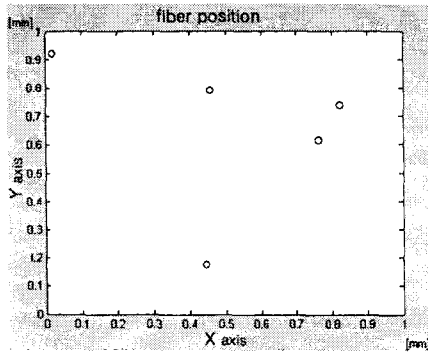


그림 6 $MFC = 5 [fibers/mm^2]$ 를 갖는 운동단위의 시뮬레이션 (운동단위의 횡단면, $1[mm^2]$ 내에 균등하게 분포된 근섬유 분포위치를 나타내고 있다)

Fig. 6 A simulation of a MU where $MFC = 5 [fibers/mm^2]$ (A diagram shows distributed position of fibers of a MU in the cross section of a MU, $1[mm^2]$)

그림 7의 (a)는 운동 종말판의 탈분극에 의해 유도된 근섬유의 단위길이 당 막전류이다. 막전류(식 4)는 각각의 근섬유의 전도속도와 운동종말판에서 전까지의 길이에 의해 결정하였다.

본 논문에서는 운동종말판에서 양방향으로 전도되는 막전류와 관측지점인 z_0 를 고려하여 시뮬레이션하였으며 거리축은 운동종말판에서 전까지 거리이다.

그림 7의 (b)는 근섬유 하나에 대한 전극의 가중치이며 시간에 따른 전극의 임피던스를 나타내고 있다. 식(8)의 결과인 가중치는 전극에 의해서 결정되고, 곧고 원통형태로 근사화된 근섬유에 위치한 단위 전류원(unit current source)에 의해 발생된 활동전위를 의미한다. 본 논문에서는 그림 6의 결과를 이용하여 운동종말판의 위치와 근섬유의 길이에 따른 막전류와 기중함수를 계산하였다.

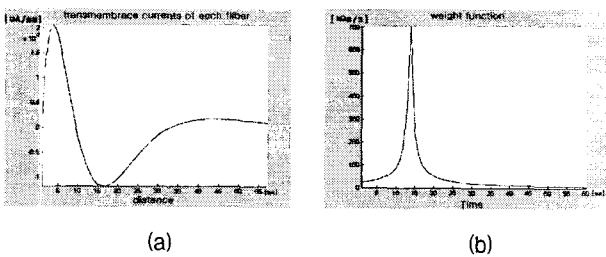


그림 7 근섬유에 대한 막전류(a)와 가중함수(b) of one muscle fiber
Fig. 7 Transmembrane current (a) and weighting function (b) of one muscle fiber

그림 8은 시뮬레이션된 MUAP이다. 하나의 운동단위에 속한 근섬유들의 분포위치와 근섬유의 길이에 따른 막전류와 가중함수의 컨볼루션이다. 즉, 각각의 근섬유에 대한 막전류와 가중함수를 이용하여 하나의 근섬유 활동전위(single fiber action potential : SFAP)를 계산하였고, 5개의 SFAP의 합으로 운동단위의 활동전위를 구하였다.

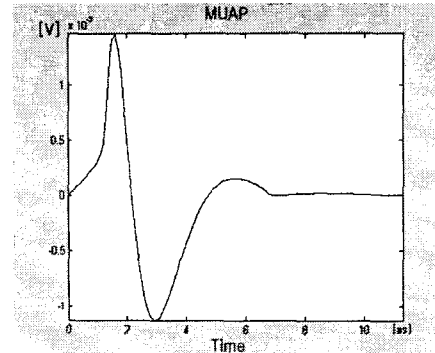


그림 8 운동단위 활동전위 (근섬유의 활동전위의 합)
Fig. 8 A motor unit action potential (summation of muscle fiber action potential)

그림 9의 (a)는 실제로 측정된 턱근육의 활동전위로서 휴지기를 포함하고 있으며 종축은 활동전위의 크기이다. 앞에서 언급한 바와 같이 전기자극에 대한 치근막 감각기와 유해감각기의 억제 작용에 의해 SP1과 SP2가 나타나게 된다. 그림 9의 (b)는 본 연구에서 시뮬레이션된 근전도 신호이다. SP1과 SP2의 잠복기는 식(11)과 표 2를 이용하여 결정하였다. 휴지기 구간의 직선(straight line)은 운동신경원에 입력신호인 신경임펄스가 억제되었기 때문이며, 실제 근전도 신호와 시뮬레이션된 근전도 신호가 유사함을 알 수 있다.

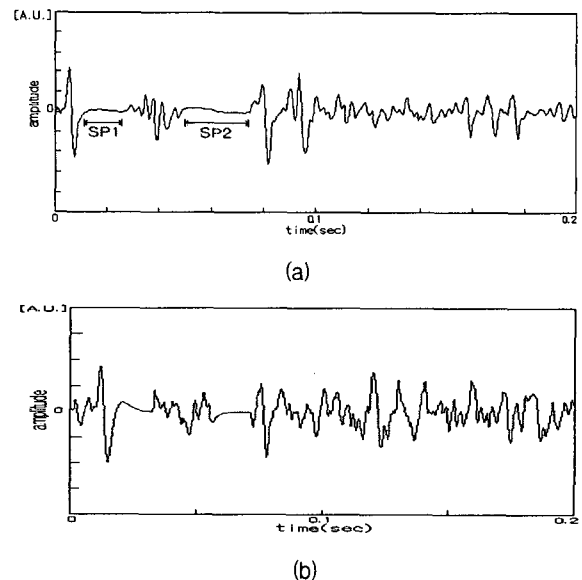


그림 9 (a) 실제 근전도 신호 (피실험자 : KIS), (b) 휴지기를 포함한 근전도 신호의 시뮬레이션 결과 (SP1과 SP2가 직선인 이유는 전기적 자극후 감각기의 응답이 운동신경원을 억제하였기 때문이다)
Fig. 9 (a) Real EMG signal (subject : KIS), (b) Simulated EMG signal including SP1 and SP2 (The straight lines of SP1 and SP2 are induced by receptor's response to inhibit motor nucleus after a electrical stimulus)

4. 결 론

본 논문에서는 전기자극후 휴지기를 포함한 근전도 신호를 시뮬레이션하기 위해 감각기의 신경전달속도를 이용하여 운동신경핵의 신경입펄스열 발생을 제한하는 억제반사 메카니즘과 휴지기 발생 경로를 제안하였다. 이를 위하여 근전도 신호의 근원인 막전류와 전극의 가중합수를 이용한 line source 모델로 근전도 신호를 모델링하였다. 시뮬레이션된 근전도 신호에 영향을 미치는 해부학적 요소로써 근섬유의 직경, 근섬유의 길이 등을 고려하였다

치근막 수용기와 유해감각기, 그리고 뇌간의 삼차신경계 신경원의 억제 작용에 의해 턱근육의 운동신경원을 억제하여 휴지기를 발생시킨다. 휴지기 구간 결정에 영향을 미치는 요인은 전기자극에 의해서 활성화된 치근막 감각기와 유해 감각기의 개수와 감각기들의 분포 형태이다. 그리고 각각의 감각기들로부터 삼차신경핵의 신경원까지 신경섬유의 길이 차이와 감각기들의 응답의 동기화이다. 휴지기 잠복기의 결정은 치근막 감각기와 유해 감각기 신경의 전달속도에 의해 결정되며, 휴지기 지속 구간의 결정은 정상인의 휴지기 구간 측정에 의해 결정하는 것이 모델링에 적합하다고 사료된다.

제안된 모델의 타당성을 확인하기 위해 실제 SP1과 SP2를 포함한 턱근육의 근전도 신호를 측정하였다. 전체 피실험자들의 SP1의 잠복기의 평균은 14.80[ms], 표준편차는 1.99[ms]이며, 지속 구간의 평균은 14.67[ms]와 표준편차는 2.43[ms]이다, SP2의 잠복기의 평균은 49.49[ms], 표준편차는 1.96[ms]이며 지속 구간의 평균은 21.37[ms]와 표준편차 3.33[ms]로 측정되었다. 본연구에서 시뮬레이션된 근전도 신호의 SP1과 SP2의 잠복기는 식(11)과 표 2를 이용하여 결정하였다. SP의 발생은 운동신경원에 입력신호인 신경입펄스가 억제되었기 때문이며, 실제 근전도 신호와 시뮬레이션된 근전도 신호가 유사함을 알 수 있다.

제안된 모델을 이용하여 중추신경계의 억제발생을 모델링함으로써 감각기와 중추신경계의 작용을 분석할 수 있을 것이다. 그리고 아직까지 정확하게 밝혀지지 않고 있는 TMJ 질환의 원인 추정, 진단 및 치료 방법을 유추할 수 있으리라 사료된다.

감사의 글

이 연구는 2002년도 서울시립대학교 학술연구조성비에 의하여 연구되었습니다.

참 고 문 헌

[1] L. Bettoni, E. Bortone, et. al., "The masseteric inhibitory reflex in the diagnosis of multiple sclerosis", *Electromyogr. clin. neurophysiol.*, vol. 38, pp. 11-17, 1988.

[2] B. T. Shahani and R. R. Young, "Studies of the Normal Human Silent Period", *New Developments in Electromyogr. and Clin. Neurophysiol.* Vol. 3, pp. 589-602, 1973.

[3] Anaxtassia E. Kossioni, "Random variation in the masseteric silent period after chin taps", *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 73, no. 5, pp. 450-456, 1995.

[4] T. P. Nowlin, J. O. Bailey. JR, "Evaluation of the effect of anxiety on the masseteric silent period duration", *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 12, pp. 119-122, 1985.

[5] Paul R. Bernstein, W. D. McCall, "The effect of voluntary activity on the masseteric silent period duration", *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 46, no. 2, pp. 192-195, 1981.

[6] L. Bettoni, E. Bortone, "The masseteic inhibition reflex in the diagnosis of multiple sclerosis", *Electromyogr. clin. Neurophysiol.* vol. 38, pp. 11-17, 1998.

[7] Jeremy M. Shefner, Eric L. Logigian, "Relationship between stimulus strength and the cutaneous silent period", *Muscle & Nerve*, vol. 16, pp. 278-282, 1993.

[8] D.W. Stashuk, "Simulation of electromyographic signal", *J. Electromyogra. Kinesiol.*, vol. 3, pp. 157-173, 1993.

[9] S.D. Nandedkar and E. stålberg, D.S. Sanders, "Simulation techniques in electromyography", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, ppl 775-785, 1985.

[10] T.H.J.M. Gootzen, D.F. stegeman, and A. van Oosterom, "Finite Limb dimensions and finite length in a model for the generation of electromyographic signals", *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, vol. 81, pp. 152-162, 1991.

[11] 김덕영, 박중호, 양덕진, 강병길, 김태훈, 이영석, 김성환, "mCFAR과 CLMS 필터를 이용한 교근의 휴지기 기간 측정법, 대한의용생체공학회, 제 20권, 제 6호, pp. 601-607, 1999.

[12] Madeleine M. Lowery, Nikolay S. Stoykov, Allen Taflove, Toddy A. Kuiken, "A Multiple-Layer Finite-Element Model of the Surface EMG Signal". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 49, No. 5, pp. 446-454, 2002.

[13] Andrea Merlo, Dario Farina, Roberto Merletti, "A fast and Reliable Technique for Muscle Activity Detection From Surface EMG Signals", *IEEE, Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 50, No. 3, pp. 316-323, 2003.

[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] Dario Farina, Andrea Crosetti, Roberto Merletti, "A model for the Generation of Synthetic Intramuscular EMG Signals to Test Decomposition Algorithms", IEEE. Trans. Biomed. Eng., Vol. 48, No. 1, pp. 66-77, 2001.
- [18] E. Stålberg, P. Dioszeghy, "Scanning EMG in normal muscle and in neuromuscular disorders", Electroenceph. Clin. Neurophysiol., vol. 81, pp. 403-416, 1991.
- [19] E. Stålberg, L. Karlsson, "Simulation of the normal concentric needle electromyogram by using a muscle model", Clin. Neurophysiol., vol. 112, no. 3, pp. 464-471, 2001.
- [20] F. Buchthal, C. Guld, and P. Rosenfalck, "Multielectrode study of the territory of a motor unit", Acta Physiol. Scand., vol. 39, pp. 83-104, 1957.
- [21] E. Stålberg, L. Antoni, "Electrophysiological cross section of the motor unit", J. Neurol. Neurosurg. Psychiatr., vol. 43, pp. 469-474, 1980.
- [22] S. Bodin-Foler, A. Garflinkel, R. R. Roy, and V.R. Edgerton, "Spatial distribution of muscle fibers within the territory of a motor unit", Muscle Nerve, vol. 13, pp. 1133-1145, 1990.
- [23] S.-M. Aquilonius, H. Askmark, P.-G. Gkllberg, S. nandedkar, Y. Olsson, and Stålberg, "Topographical localization of motor endplates in cryosections of whole human muscles", Muscle Nerve, vol. 7, pp. 287-293, 1984.
- [24] J.K.S. Jansen and T. Fladby, "The perinatal reorganization of the innervation of skeletal muscle in mammals", Progr. Neurobiol., vol. 34, pp. 39-90, 1990.
- [25] Shigenaga, Y. Mitsuhiro. "Two types of jaw-muscle spindle afferents in the cat as demonstrated by intra-axonal staining with HRP", Brain Research, 514, pp. 219-237, 1990.
- [26] Dessem, O.D. Iyadural, "The Role of Periodontal Receptors in the Jaw-Opening Reflex in the Cat", Journal of Physiology, 406 pp. 315-330, 1988.
- [27] R. Bessette, B. Bishop and N. Mohl, "Duration of masseteric silent period in patients with TMJ syndrome", J. of Applied Physiology, Vol. 30, No. 6, pp.864-869, 1971.
- [28] Edward A. Clancy, Stephane Bouchard, Denis Rancourt, "Estimation and Application of EMG Amplitude During Dynamic Contractions", IEEE, Eng. med. biolog., Vol. 20, No. 6, pp. 47-54, 2001.

저 자 소 개



김 성 환 (金成煥)

1952년 6월 12일 생. 1975년 2월 연세대 전기공학과 졸업. 1980년 2월 동 대학원 전기공학과(공학박사). 1977~1982년 대전 기계창. 1982년~현재 서울시립대 전자·전기공학부 교수.

Tel : 2210-2449, Fax : 2249-6802

E-mail : shkim1@uoscc.uos.ac.kr



김 태 훈 (金泰勳)

1970년 4월 23일 생. 1997년 2월 충남대 물리학과. 2000년 8월 서울시립대 산업대학원(석사). 2001년 3월~현재 서울시립대학교 전자전기컴퓨터공학부 박사과정 수료



조 일 준 (趙一浚)

1965년 3월 16일생, 1987년 2월 : 연세대학교 의용공학과, 1990년 2월 : 서울시립대학교 전자공학과 (공학석사), 1998년 3월~현재 : 서울시립대학교 전자전기컴퓨터 공학부 박사과정

e-mail : cho4356@globalteq.com



유 세 근 (兪世根)

1988.3 - 1992.2 : 연세대학교 의용전자공학과 공학사, 1992.3-1994.2 : 서울시립대학교 대학원 전자공학과 공학석사, 1995.3-현재 : 서울시립대학교 대학원 전자공학과 박사과정

e-mail : samyoo@markany.com