

A Relationship Between the EMG Silent Period and Muscle Fatigue of the Masticatory Muscle

金泰勳* · 梁德鎭** · 姜炳吉** · 趙一浚* · 李 眞** · 金成煥[§]
 (Tae-Hoon Kim · Deok-Jin Yang · Il-Jun Cho, Jin Lee · Sung-Hwan Kim)

Abstract - Silent period(SP) is transient stops of muscle activity that are induced by mechanical or electrical stimulus and the duration of silent period is a important parameter that have been associated with symptoms of masticatory dysfunction. Muscle fatigue is induced by sustained muscular contractions. It is associated with the external manifestations as the inability to maintain a desired force output, muscular tremor, and localized pain. Muscle fatigue is a parameter that have been measured or monitored the deterioration of a performance of muscles. On the study of relationship between SP and masticatory muscle fatigue, Nagasawa suggested that SP increases up to 3 min. from the beginning of clenching when the subjects performed sustained contractions at 50% maximum clenching level. In this paper, in order to evaluate a relationship between SP and muscle fatigue, 10 SPs per 1 minute are measured at 10%, 30%, 50% maximum clenching level. We used the median frequency in order to quantify the degree of muscle fatigue. However, the results shows that the duration of silent period was not significantly affected by differing levels of muscle fatigue. Therefore, we suggest that the SP is not increased or decreased as the results of muscle fatigue, also the origin of the SP generation mechanism is discussed.

Key Words : silent period, masticatory muscle, fatigue

1. 서 론

휴지기(silent period ; SP)란 그림 1과같이 근육이 수축하는 동안 전기적 또는 기계적 자극에 의해 발생하는 근전도 신호의 순간적, 일시적인 멈춤 현상이다. 저작근(그림5의 위치참조)이란 음식물을 씹는 작용을 하는 안면 근육이다. 지금까지 교근(masseter muscle)과 측두근(temporal muscle)의 근전도 분석을 통해 TMJ 증후군(Temporomandibular Joint: 턱관절 질환)을 객관적으로 평가하려는 시도가 있어왔다. 특히, 윗턱과 아랫턱의 교합(clenching)상태에서 턱을 가격한 직후 발생하는 휴지기는 턱관절 질환을 판단하는데 중요한 의미를 갖는다[1][2][3]. 일반적으로 휴지기는 정상인(평균 24ms)과 턱관절 질환 환자(평균 40ms이상) 모두에서 나타나며 환자인 경우 길게 나타난다[1]. 여기서 턱관절 질환이란 턱의 통증, 턱에서의 이상음(click sound), 입을 못 벌림 등을 의미한다[4][5].

근 피로(muscle fatigue)란 근육 등이 더 이상 수축을 유지하지 못하는 현상이다. 근 피로는 근육이 지속적으로 스트레

스를 받음으로써 발생하는데, 이러한 근 피로는 환자나 정상인 모두 고통을 주기 때문에 측정하기 어렵다. 일반적으로 피로는 우리 몸의 어느 한 부분 즉, 근육이나 골격에서 발생하고 이러한 형태의 피로를 '국부적인 근육의 피로'(localized muscle fatigue, LMF)라고 하며, 작업공간에서 근육이 많이 수축하면 할수록 LMF가 커지게 된다[7].

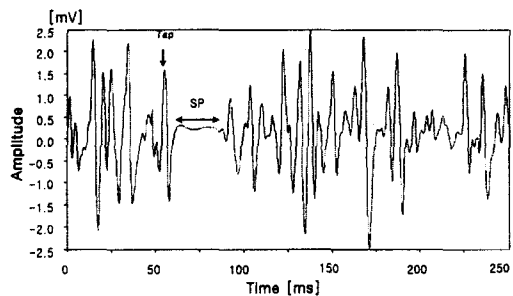


그림 1. 교근에서 측정된 근전도 신호의 SP (Tap : 기계적인 자극을 준 위치, SP : silent period)

Fig. 1. The silent period of EMG signal measured on masseter muscle (Tap : stimulation point by tapping, SP : silent period in EMG)

본 논문에서는 저작근인 교근과 측두근을 대상으로 근 피로의 진행에 따른 근전도 신호를 측정하여 SP의 변화를 살펴 보았다. 그리고 턱관절 질환 환자는 통증 때문에 오랜 시

* 非 會 員 : 서울시립대 大 學 院 電 子 工 學 科 博 士 課 程
 ** 正 會 員 : 서울시립대 大 學 院 電 子 工 學 科 碩 士
 *** 非 會 員 : 삼척대 制 御 計 測 工 學 科 專 任 講 師
 § 正 會 員 : 서울시립대 電 子 電 氣 計 算 機 工 學 部 教 授
 接 受 日 字 : 2001年 3月 23日
 最 終 完 了 : 2001年 4月 30日

간 동안 이를 악물지(교합상태) 못하기 때문에 근 피로 실험을 할 수 없으므로 본 연구에서는 정상인을 대상으로 근 피로와 SP와의 관계를 조사하였다.

근 피로와 SP 관계에 대한 연구는 SP가 왜 발생하는가를 아는데 유용한 연구임에도 불구하고 많은 연구가 이루어지지 않았다. 그 이유는 장시간 저작근을 일정 레벨로 유지한 상태에서 근 피로도 측정이 어렵고 근 피로를 정량적으로 표현하려는 시도가 없었기 때문이라 사료된다.

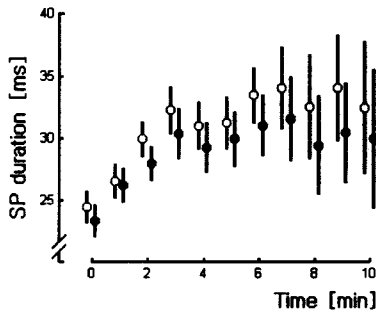


그림 2. Nagasawa[6]의 연구결과, 교근(●)과 측두근(○)에서 측정된 SP의 평균값과 표준편차의 변화 (세로 축은 SP구간을 나타내고, 가로축은 EMG의 측정시간을 나타낸다)

Fig. 2. The result of Nagasawa[6], The mean values and standard deviation for the silent period in the masseter(●) and temporal(○) muscles (The ordinate indicates the silent period duration and the abscissa indicates the recording time of EMG)

그러나 저작근이 피로함에 따라 정상인에 있어서 SP의 구간이 길어진다는 Nagasawa의 주장에 대해서는 의문이 제기된다. 그림 2는 Nagasawa가 수행한 실험의 결과이다.

Nagasawa는 근 피로도 변화에 대한 정량적인 제시없이 실험결과만을 논하였는데, 여기서 정량적인 제시란 근 피로도의 정도를 알 수 있는 스펙트럼의 천이와 같은 변화를 의미한다. 그는 최대교합력의 50% 상태(50% MVC)에서 그림 5와 같이 턱을 가격하였을 때, 초기 교합상태에서 SP는 약 23.4~24.4[ms](평균24[ms])정도였는데, 1분동안 근수축 후 SP는 26.3~26.7[ms](평균 26.5[ms])로 증가하였다고 밝히고 있다. 여기서 1분이라는 시간은 교근의 근 피로가 상당히 진행된 상태이다. 결론적으로 SP가 초반 3분까지 증가하다가 그 이후부터는 변화하지 않는다고 하였다. 그러나 그림 2에서 보는 바와 같이 1분 후 약 평균 2.5[ms] 증가한다고 제안하였으나, 본 연구의 실험 결과, 2.5[ms]정도는 표준 편차(standard deviation) 범위내에 있음을 반복 실험을 통하여 확인할 수 있었다.

또한 Nagasawa는 그의 연구 결과를 근거로 하여 SP의 발생 원인을 규명하려고 시도하였다. 즉, 1분 후에 근피로가 측정된 상태에서 SP가 증가한다는 사실의 근거로 다음 두 가지를 언급하였다. 먼저 자극에 대한 주 수용기(main receptor)인 치근막 수용기(periodontal mechano receptors), 근방추(muscle spindles), 골지 건기관(Golgi tendon organs) 등의 민감도(susceptibility)의 변화를 들었고, 두 번째로 근육

의 피로로 인한 근섬유의 전도속도의 감소를 들고 있다. 그러나 Nagasawa는 이에 대한 구체적인 이론적인 근거를 제시하지 못하였다.

본 연구에서는 반복된 실험을 통해 근육이 피로하더라도 SP가 길어지지 않는다는 사실과 Nagasawa가 언급한 바가 없는 전력 스펙트럼(power spectrum)과 중간 주파수(median frequency)분석을 통해 근 피로도의 정량적인 변화를 제시하고, 이를 근거로 하여 SP의 발생 원인의 이론적 근거를 제시하려 한다.

2. 근 피로도와 근전도 신호의 전력 스펙트럼 분석

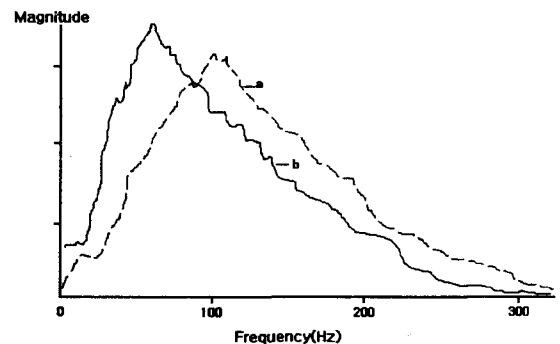


그림 3. 등장성 수축을 유지하고 있는 동안의 골격근 신호의 전력 스펙트럼 천이('a': 피로하기 전의 근전도 신호의 전력스펙트럼, 'b': 피로한 후의 근전도 신호의 전력 스펙트럼)

Fig. 3. Power spectrum shifts during a sustained, isometric contraction of skeletal muscle ('a': the power spectrum of EMG signal before fatigue, 'b': the power spectrum of EMG signal after fatigue)

그림 3은 등장성(isometric) 수축을 유지하는 동안 나타나는 교근의 근전도 신호에 대한 전력 스펙트럼 천이를 나타낸 것이다. 스펙트럼 특성 변화에 대한 물리적인 설명은 지금까지 여러 연구자들에 의해 근육의 피로가 진행됨에 따라 근육으로부터 검출된 근전도 신호의 스펙트럼은 저주파 영역으로 이동한다는 결과가 보고되었다[7][8].

근육이 피로하게 됨에 따라 근육은 원래의 수축력을 유지하지 못하고, 운동 축삭(motor axon)을 통해 전달되는 발화 비율이 감소하게 된다. 그러므로 대뇌의 명령에 의해 자의적으로 수축을 유지하려면 운동단위의 더 많은 근섬유의 동원이 필요하게 된다. Goldberg[9]는 근전도 신호의 운동단위 활동전위(motor unit action potential: MUAP)의 진폭이 운동단위의 근섬유 갯수를 나타내며, 운동단위의 단일 활동전위 진폭이 크다는 것은 동원 역치(threshold)가 높다는 것을 의미한다고 하였다. 다시 말해서 동원(recruit)에 의해 증가된 운동단위가 더 많은 근섬유를 발화시키므로 피로 후 진폭이 커지는 것이다.

중간 주파수(median frequency)는 근 피로도를 가장 잘 표현하는 파라미터이다[8][10][11]. 전력 스펙트럼 $P(f)$ 의 중간 주파수 f_{med} 은 다음과 같이 정의된다.

$$\int_0^{f_{med}} P(f) df = \int_{f_{med}}^{\infty} P(f) df = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} P(f) df \quad (1)$$

식 (1)에서 중간 주파수 f_{med} 은 스펙트럼을 동일한 전력을 가지는 두 개의 영역으로 나누어준다. 예를 들면, 그림 3에서 피로하기 전의 전력 스펙트럼의 중간 주파수는 130Hz이고 피로한 후의 중간 주파수는 100Hz임을 보여주고 있다. 이로써 중간 주파수의 변화는 근 피로의 정도를 나타낸다.

참고적으로 그림 4는 30초 동안 최대 힘의 50%로서 이를 약문 상태에서 교근으로부터 측정된 근전도 신호를 식 (1)에 의하여 중간 주파수를 나타낸 것이다. 실선은 중간 주파수를 나타내고 점선은 근 피로도 직선으로, 선형 회귀(linear regression) 방법으로 구한 것이다.

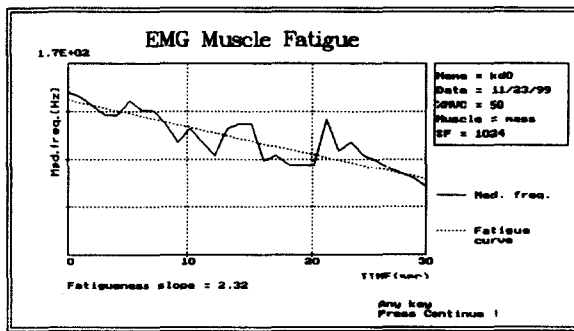


그림 4. 50% MVC에서 측정된 교근의 근전도 신호의 중간 주파수 변화

Fig. 4. Changes of median frequency measured on masseter muscles at 50% MVC

여기서 근 피로도 직선의 기울기가 크면 클수록 근 피로가 증가하며, 근육이 피로해짐에 따라 중간 주파수가 낮아진다. 이는 근육의 피로도를 측정하는데 중간 주파수가 유용한 파라미터임을 보여주고 있다. 이와 같이 언급된 내용을 근거로 본 논문에서는 교근과 측두근의 근 피로의 척도로써 중간 주파수를 사용하였다.

3. 실험 및 결과 고찰

3.1 실험

본 연구에서는 23세부터 31세까지 6명의 정상인을 대상으로 실험을 하였다. 먼저 각각의 피검자들에게 최대 교합력(maximum voluntary clenching : MVC)의 10%, 30% 그리고 50%를 5분간 유지하도록 한 후, 각 1분마다 스위치가 부착된 망치(hammer)를 사용하여 10회에 걸쳐 아래턱을 가격하게 하였다(1분마다 10개의 SP 값이 얻어진다). 피검자의 교합력을 유지하기 위해서 교근의 근전도 신호의 정류된 평균값을 사용한 시각적인 개환을 이용하였다. 스위치가 부착된 망치로 아래턱을 가격함과 동시에 시작신호(trigger signal)를 A/D 변환기에 주어 교근과 측두근에 부착된 표면 전극

(surface electrode)으로부터 근전도 신호를 입력받았다. 채널 1의 표면 전극은 상악과 하악 사이의 교근과 측두근의 중심부에 근섬유와 평행하도록 부착하였으며, 채널 2는 측두근의 중심부에 부착하였다. 그리고 접지 전극(reference electrode)은 목 뒤에 부착하였다.

근전도 신호의 저장은 TEAC 사(日本)의 RD-135T DAT 데이터 기록기를 사용하였으며, 이 저장된 데이터를 디지털 컴퓨터에 옮겨 중간주파수를 계산하였다. 중간주파수를 구하기 위한 근전도 신호의 샘플링 주파수는 1024Hz로 하고 각각의 피검자마다 5분간 총 307200개의 샘플(sample) 데이터를 수집하였다.

실험 시간은 피검자마다 5분씩 수행하였는데 대부분의 피검자는 5분이 지나면 더 이상 참지 못하고 일정한 교합력을 유지하지 못하였다. 특히, 환자인 경우는 서론에서 언급된 바와 같이 통증이 심하여 교합을 유지하지 못하므로, 본 연구에서 정상인을 대상으로 실험하였다.

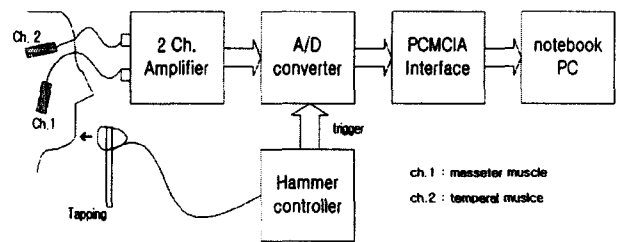


그림 5. SP 측정시스템의 블록선도

Fig. 5. Block diagram of the SP measurement system

그림 5는 본 연구에서 제작한 SP 측정시스템의 블록선도이고 근전도 증폭기의 이득은 1000으로 샘플링 주파수는 2.5 KHz로 데이터를 A/D 변환하였다. 디지털 값으로 변환된 교근과 측두근의 근전도 신호는 PCMCIA Interface 카드를 통하여 노트북 PC(Samsung Sense 500)로 전송하도록 구성하였다. A/D 변환기는 Data Translation사의 DT7102 (12bit PCMCIA A/D)를 사용하였다. 다음으로 m-CFAR(modified constant false alarm rate)과 CLMS(constrained least mean-squared) 알고리즘[12]을 사용하여 SP를 결정하였다.

3.2 결과고찰

그림 6과 7은 피검자들의 각 교합력에 따른 교근과 측두근에서의 SP의 변화 양상을 나타낸 것으로써 그림 6의 (b), (c), (d)는 그림 6의 (a)를 %MVC에 따라서 독자의 이해를 돕기 위해서 각각 따로 그린 그림이다.

아래 결과와 Nagasawa의 실험 결과(그림 2)와 비교해보면, 우선 Nagasawa는 3분까지는 SP가 지속적인 증가를 보였고 보고하고 있으나, 본 실험 결과에서는 10% MVC 인 경우 약 2[ms] 정도로 미세한 증가를 보였고, 30% MVC 인 경우는 4 [ms] 정도로 감소하는 양상을 보였다. 그리고 50% MVC 인 경우 2분까지는 미세한 증가를 보이다가 3분 근처에서 5 [ms] 정도가 감소함을 볼 수 있다.

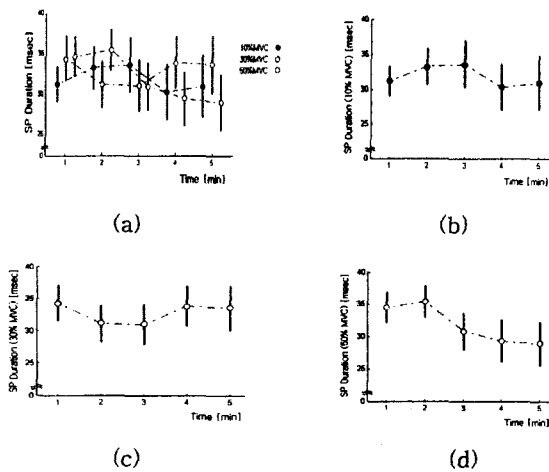


그림 6. 교근에서 측정된 근전도 신호의 SP (세로축은 각 1분마다 10번 씩 측정된 SP의 평균값) (a) 각 MVC별 교근에서 측정된 SP, (b) 10% MVC에서 측정된 SP, (c) 30% MVC에서 측정된 SP, (d) 50% MVC에서 측정된 SP

Fig. 6. Silent period of EMG signal measured on masseter muscles (The ordinate indicates the mean value of 10 silent periods per one minute during 5 minutes) (a) SP at each MVC percent, (b) SP at 10% MVC, (c) SP at 30% MVC, (d) SP at 50% MVC

구체적으로 살펴보면, 그림 6의 (a)는 10%, 30% 및 50%의 교합력을 갖는 경우의 SP의 변화 양상을 모두 나타낸 것인데, 각각 ●의 표시는 60개의 데이터(피검자 6명)에 대한 평균을 나타낸 것이다. 수직선은 측정된 SP들의 표준편차(standard deviation)를 의미한다. 그림에서 알 수 있는 것처럼 각 교합력에 대해서 교근에서의 SP는 특별한 변화 양상을 보이지 않는다. (b)에서 보면, 이는 10%의 교합력인 경우의 교근에서의 SP의 변화를 나타내고 있다. 평균으로 나타낸 SP를 본다면 처음 3분까지 증가하다가 조금 감소했음을 알 수 있다. 이러한 변화의 폭이 모두 각각의 측정된 SP에 대한 표준편차의 범위 내에서 증가하거나 감소하기 때문에 이러한 변화는 그 자체로는 신뢰할 수 없다. 따라서 특별히 SP의 변화 양상이 있다고 할 수 없다. (c)는 처음 3분까지는 감소하는 경향을 보이다가 다시 조금 증가하였다. 그러나 (b)의 경우처럼 그 변화가 표준편차의 범위 내에 있음을 알 수 있다. 이것은 30%의 교합력에서 5분 동안 측정된 SP가 특별히 증가하거나 감소하는 경향이 없음을 알 수 있었다. 그림 6의 (d)는 50%의 교합력일 경우에 측정된 것이다. 비록 처음 2분 동안의 약간 증가하고 점차 감소하는 듯 하지만 표준편차까지 고려했을 경우에 변화하는 경향을 갖는다고 할 수 없다. 일반적으로 정상인들의 SP 구간의 변화는 ± 3 [ms]이상으로 나타났다[1][2][12]. 그러므로 그림 6의 결과를 볼 때, 표준편차가 ± 3 [ms]이하이므로 SP의 지속적인 증가를 보인다고 할 수 없다.

그림 7은 5분 동안 측두근에서 각 1분마다 10번씩 측정된 SP의 평균값을 구해서 나타내었다. 위의 결과에서도 볼 수

있듯이 시간이 지날수록, 즉 근육이 피로할수록 SP가 평균 25[ms]~40[ms]사이를 임의적으로 변동하며 일정한 어떠한 변화를 보이지 않음을 알 수가 있다. Nagasawa가 주장한 SP의 지속적인 증가는 나타나지 않음을 실험적으로 확인 할 수가 있었다.

그림 7의 (a)는 각 교합력에 대해서 측두근에서의 5분 동안의 SP의 변화를 나타내고 있다. 그림 6에서와 같이, 특별한 변화양상이 없음을 알 수 있다. 그림 7의 (b)는 10% 교합력에서, SP는 측정순간부터 2분까지 조금 증가하고 그 이후는 특별히 증가하거나 감소한다고 할 수 없다. 그림 7의 (c)는 30%의 교합력으로, SP의 평균만을 가지고 그래프를 본다면 점차 감소한다고 할 수 있을 것이다. 그러나 표준편차의 범위 내에 있음을 알 수 있다. 그림 7의 (d)는 50%의 교합력인 경우의 SP이다. 점차 감소하는 듯 하지만, 마찬가지로 표준편차의 범위 내에 있다. 교근에서와 마찬가지로 SP의 일정한 변화를 관찰할 수 없었다.

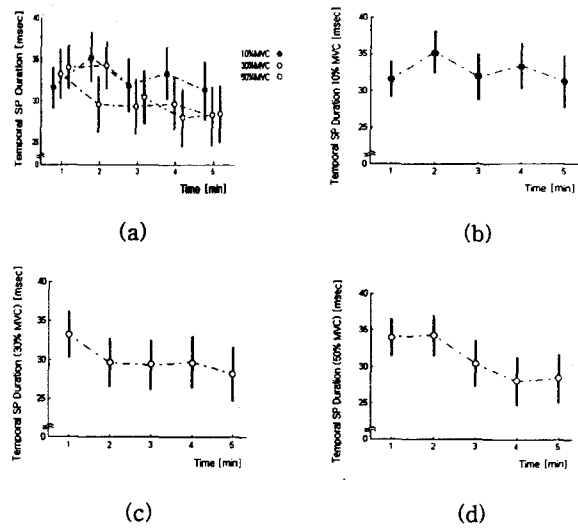
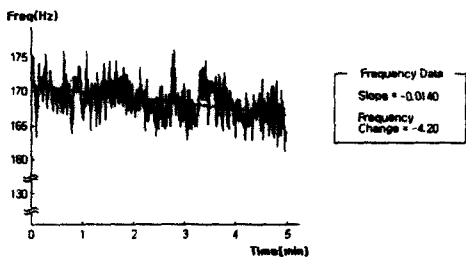


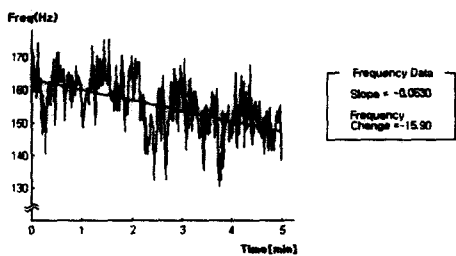
그림 7. 측두근에서 측정된 근전도 신호의 SP (세로축은 각 1분마다 10번씩 측정된 SP의 평균값) (a) 각 MVC 별 측두근에서 측정된 SP, (b) 10% MVC에서 측정된 SP, (c) 30% MVC에서 측정된 SP, (d) 50% MVC에서 측정된 SP

Fig. 7. Silent period of EMG signal measured on temporal muscles (The ordinate indicates the mean value of 10 silent periods per one minute during 5 minutes). (a) SP at each MVC percent, (b) SP at 10% MVC, (c) SP at 30% MVC, (d) SP at 50% MVC

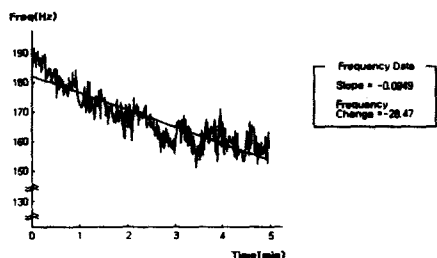
따라서, 그림 6과 그림 7의 교근과 측두근에 대한 5분 동안의 SP의 변화 양상을 통해 근육의 피로도와 SP와는 무관하며, 또한 각각의 교합력에 따라라도 증감하는 경향을 보이지 않음을 알 수 있다. 단지 근육의 피로에 따라 근섬유의 전도 속도와 신경의 발화비율의 감소가 일어나 근전도 신호의 중간주파수가 낮은 주파수쪽으로 이동하였다. 그림 8과 9는 각 MVC별 근전도 신호의 중간 주파수 변화양상을 나타내었다.



(a)



(b)



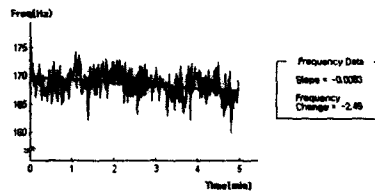
(c)

그림 8. 교근에서 측정된 근전도 신호의 중간주파수의 변화 (slope : 기울기, frequency change : 실험 시작 부분과 끝부분에서의 중간주파수의 차이) (a) 10% MVC, (b) 30% MVC, (c) 50% MVC

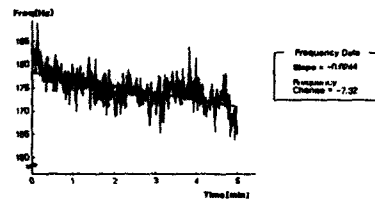
Fig. 8. Changes of median frequency of EMG signal measured on masseter muscles (slope : slope in median frequency, frequency change : difference of median frequency between onset and end point) (a) 10% MVC, (b) 30% MVC, (c) 50% MVC

그림 8의 (a)는 교근에서 10% MVC로 유지하면서 측정된 데이터의 중간주파수의 값을 나타내었으며 중간주파수가 4.2Hz 정도 감소하였다. (b)의 30% MVC에서는 15.9Hz, 그리고 (c)의 50% MVC에서는 28.47Hz가 감소하였다. 위 결과에서, 교근이 피로함에 따라 근전도 신호의 중간주파수가 낮은 주파수 쪽으로 이동함을 확인 할 수 있고, 교합력을 높일수록 중간 주파수가 더 큰 쪽으로 감소함을 확인할 수 있었다. 즉, 교합력의 세기에 따라 근 피로가 더욱 증가함을 알 수 있었다.

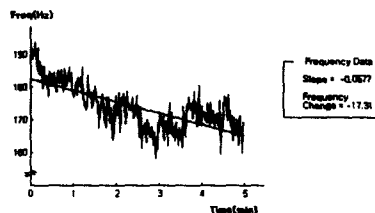
교근과 마찬가지로 측두근에서도 교합력에 따른 근 피로의 정도에 따라서 근 피로도의 기울기가 -0.0083에서 -0.0577로 증가하는 양상을 보였다. 그림 8과 그림 9로부터 중간주파수가 저작근의 피로도를 측정할 수 있는 유용한 파라미터임을 확인할 수 있었다. 그림 6에서 그림 9까지의 결과를 바탕으로



(a)



(b)



(c)

그림 9. 측두근에서 측정된 근전도 신호의 중간주파수의 변화 (slope : 기울기, frequency change : 실험 시작 부분과 끝부분의 중간주파수의 차이). (a) 10% MVC, (b) 30% MVC, (c) 50% MVC

Fig. 9. Changes of median frequency of EMG signal measured on temporal muscles (slope : slope in median frequency, frequency change : difference of median frequency between onset and end point). (a) 10% MVC, (b) 30% MVC, (c) 50% MVC

로 표 1을 작성하였다.

표 1. 각 MVC별 저작근에서의 SP와 근 피로도 기울기
Table 1. The SP and muscle fatigue slope on masticatory muscles at each MVC

	SP [ms]		fatigue slope	
	masseter	temporal	masseter	temporal
10% MVC	31.8±3.0	32.6±3.0	-0.0140	-0.0083
30% MVC	32.8±3.1	29.9±3.2	-0.0530	-0.0244
50% MVC	31.9±2.9	31.0±3.0	-0.0949	-0.0577

각 MVC별 SP는 ±3[ms]의 작은 표준 편차 범위를 가지고 있고, MVC가 커짐에 따라 근 피로도의 기울기는 10% MVC에서 교근인 경우 -0.0140, 30%에는 -0.0530 그리고 50%에서는 -0.0949로 증가하는 것을 알 수가 있다. 이로부터

근육의 수축력을 높일수록, 근 피로도가 증가할수록 SP의 변화는 일어나지 않고, 중간주파수의 측정에 의해서 구한 근 피로도 기울기는 증가하였다. 즉, 중간 주파수 변화를 볼 때 근육이 피로하다는 것은 확실하지만 SP의 변화가 없다는 것을 의미한다.

근 피로도가 SP 구간에 영향을 주지 못한다는 본 실험의 결과를 평가하기 위해서, SP 발생 기전에 대한 고찰이 필요하며, 본 실험결과의 타당성을 검증하기 위해서 그림 10의 SP와 관련된 신경전달 경로에 대해 살펴보기로 한다[1].

그림 10은 기계적인 자극(턱의 가격)에 따라 저작근에서 나타나는 SP의 발생경로를 나타낸 것이다. 최대교합 상태에서는 대뇌피질(cortex)의 명령으로 삼차운동핵(motor nucleus of trigeminal nerve)의 운동신경원(motor neuron)이 자극되어 교근과 측두근이 수축하면서 근전도 신호가 발생한다. 이때 턱에 기계적인 자극을 주게되면 감각기인 치근막 수용기(periodontal receptor)를 통해 입력된 충격이 뇌간(brain stem)의 중뇌핵(mesencephalic nucleus)을 거쳐 삼차운동핵(motor nucleus of trigeminal nerve)의 α 운동신경원(alpha motor neuron)을 억제한다. 이로 인해 교근과 측두근에 일시적인 SP가 발생된다[13].

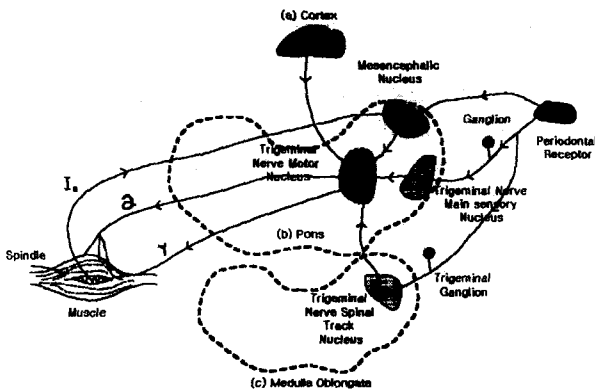


그림 10. SP와 관련된 신경전달경로 ((a)cortex : 대뇌피질, (b)Pons : 뇌교, (c)Medulla Oblongata : 연수, Trigeminal Nerve Motor Nucleus : 삼차신경 운동핵, Mesencephalic Nucleus : 중뇌핵, trigeminal Nerve Main Sensory Nucleus : 삼차신경 주감각핵, Trigeminal Nerve Spinal Track Nucleus : 삼차신경 척수로핵, Periodontal Receptor : 치근막 수용기, Spindle : 근방추, Trigeminal Ganglion : 삼차신경절, Ia : Ia 구심성 신경섬유, α : 알파 운동신경, γ : 감마 운동신경)

Fig. 10. Neural pathways related with SP ((a)cortex, (b)Pons, (c)Medulla Oblongata, Trigeminal Nerve Motor Nucleus, Mesencephalic Nucleus, Trigeminal Nerve Main Sensory Nucleus, Trigeminal Nerve Spinal Track Nucleus, Periodontal Receptor, Spindle, Trigeminal Ganglion, Ia : Ia afferent nerve, α : α motor nerve, γ : γ motor nerve)

SP가 긴 TMJ 환자의 경우를 신경해부학적인 관점에서 살펴보면, 이 환자들은 상악(maxillary)신경과 하악(mandible)신경이 통합되어 지나는 턱관절 부근에 장애가 있는 것으로 알려져 있다[14][18]. 치근막 수용기에 전해진 자극이 턱관절 부근의 경로를 지날 때 삼차운동신경원에 전해지는 억제성(inhibitory) 신호가 가중이 되어 SP가 길어지는 것이다[15].

이러한 SP 발생 원인을 바탕으로 Nagasawa가 언급한 근 피로도와 SP가 길어지는 관계에 대해 살펴보면, Nagasawa는 근 피로가 축적된 상태에서 SP가 증가함의 근거로 감각기인 골지 건기관(Golgi tendon organs), 근방추(muscle spindles), 치근막 수용기(periodontal mechano receptors)의 민감도(susceptibility)의 변화와 근육의 피로로 인한 근섬유의 전도속도의 감소를 들고 있다. 그러나 본 연구에서는 실험을 통해 이러한 주장이 문제가 있음을 다음과 같이 밝힐 수 있다.

본 실험결과를 분석하여 보면, Nagasawa의 주장은 감각기와 삼차신경계의 경로에 대한 고찰이 부족하였기 때문이다. 근 피로도와 SP의 구간의 증가와는 관계가 없음을 고찰하여 보기로 한다. 즉, 감각기로부터의 정보전달은 크게 흥분성(excitatory)과 억제성(inhibitory) 전달 두가지로 볼 수 있다. 흥분성 전달은 신경경로를 따라 대상근육인 저작근의 수축을 일으키며, 억제성 전달은 저작근의 수축을 억제한다. 이러한 현상을 근거로 하여, 우선 고려해야 할 점은, 근육의 피로도에 의해 일어나는 전기생리학적인 현상으로서, 근육이 피로하게 되면 대뇌로부터의 명령인 신경임펄스의 발화비율(firing rate)이 현저하게 감소되며, 감소된 발화비율로 새로운 운동단위의 동원(recruit)이 일어나게 되는 것이다. 이러한 현상을 살펴보면, 선 연구자들의 근 피로도에 대한 연구결과와 동일하게, 주파수 성분이 낮은 쪽으로 천이가 발생함을 알 수 있다[16]. 더우기 저작근의 상태를 근방추(muscle spindle)가 감지하여 그 정보를 삼차신경계로 보내고 이것을 처리한 결과가 근육을 보호하기 위해서 운동신경원들의 발화비율과 새로운 운동신경원의 동원을 일으키는 것이다.

다음으로 고려해야 할 점은, 감각기로부터의 정보가 중뇌핵과 주감각핵을 거쳐 운동신경원에 미치는 영향이다[15][17]. 연결전(presynaptic) 신경원에서 연결후(postsynaptic) 신경원인 운동신경원에 억제성 신경전달물질(예:gamma amino butyric acid: GABA, glycine)들이 탈분극을 억제하여 과분극 상태로 이끈다. 이것은 억제성 신경전달물질의 역할로 대뇌로부터의 수축명령에 의한 운동신경원의 활성화를 방해하는 것이다.

그러므로, 감각기의 정보전달에 의한 운동신경원의 억제는 대뇌에서 발생하는 저작근의 수축명령과는 독립적으로 발생하는 작용으로 사료된다. 즉 억제성 신경전달물질이 발생하는 기간에만 운동핵이 억제되어 SP가 발생되는 것이다. SP의 구간은 외부 자극에 대한 감각기의 활성화 상태와 어떤 종류의 감각기가 활성화 되는가에 따라서 발생되어진 억제성 신경전달물질의 양(quantum)에 의해서 결정된다. 이와 같은 사실에 의해서, SP 구간은 운동핵을 억제하는 신경전달물질의 양에 의해서 결정되는 것이지, 근 피로도에 의해 결정되지 않음을 알 수 있다.

위에서 언급한 것을 요약하면 다음과 같다. 대뇌 명령에 의해 근육이 수축을 시작하거나 수축이 지속되어 근육의 피

로도가 증가해도, 감각기의 정보에 의해서 발생되어진 억제신경전달물질의 운동핵에 대한 작용은 동일하게 작용할 것이다. 즉, 저작근의 상태에 관계없이, 운동신경원의 연결전 종말부의 억제성 신경전달물질의 양은 연결후 신경원인 운동신경원에 동일하게 작용할 것이다. 그러므로 저작근이 피로하거나 혹은 피로하지 않더라도 운동신경원의 연결전 종말부에서 발생되어진 억제성 전달물질의 양은 동일하므로, 저작근이 피로한 상태라도 SP가 증가되지 않음을 알 수 있으며, 본 논문에서 실험한 결과에서도 근 피로도가 증가하더라도 SP가 증가되지 않음을 확인할 수 있었다.

4. 결 론

본 연구에서는 TMJ 환자의 진단에 유용하게 사용되어왔던 SP가 Nagasawa의 주장과는 달리 근 피로도와 아무런 관련이 없음을 보였다. 이를 위해 5분 동안 교근과 측두근에서 10%, 30% 그리고 50% MVC의 교합력으로 근육을 수축하여 근 피로도를 유도하였다. 이와 같이 근육이 피로한 상태에서 턱에 기계적인 자극을 준 뒤 SP를 측정된 결과, SP의 표준편차 범위를 고려할 때 시간이 지날수록 SP가 길어지지 않음을 확인하였다. 또한 근 피로도에 따른 근전도 신호의 전력 스펙트럼이 낮은 주파수대의 천이를 조사하여 어느 정도의 근 피로도가 유발되었음을 정량적으로 제시하고, 이와 함께 SP와 연관지어 고찰하였다.

그리고 Nagasawa가 주장한 근 피로와 SP구간과의 관계 및 SP 구간의 증가원인에 대한 내용의 오류를 확인할 수 있었다. 대뇌 명령에 의해 근육이 수축을 시작하거나 수축이 지속되어 근육의 피로도가 증가해도, 감각기의 정보에 의해서 발생되어진 억제신경전달물질의 운동핵에 대한 작용은 동일하게 작용할 것이다. 결론적으로, 본 논문에서는 근육이 피로하더라도 SP가 길어지지 않음을 다양한 실험을 바탕으로 고찰하였다.

감사의 글

이 연구는 2000년 서울시립대학교 학술연구조성비에 의하여 연구되었습니다.

참 고 문 헌

- [1] 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.
- [2] Y. Yamada, J. L. Ash, G. M. Ash, and M. M. Ash, "A measuring system for EMG silent period using a microcomputers", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 29, No. 11, pp. 713-716, 1982.
- [3] R. Magjarevic, M. Cifrek, E. Pacelat, "Measurement of myoelectric silent period parameters: evaluation of an automatized algorithm", Engineering in Medicine and Biology Society, 1997. Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE, Volume 4, pp. 1574-1577, 1997.
- [4] S. Saha, C. Campbell, A.V. Sharma, B.R. Furman, "A Biomechanical Evaluation of the Christensen TMJ Prosthesis", Biomedical Engineering Conference, 1998. Proceedings of the 17th Southern, pp. 122-122, 1998.
- [5] Sungyub Yoo, J. R. Boston, T. E. Rudy, "Time-frequency analysis of temporomandibular joint(TMJ) sounds", Proceedings of the IEEE-SP International Symposium, pp. 289-292, 1998.
- [6] T. Nagasawa, H. Tamura and H. Tsuru, "The effects of muscle fatigue on the silent period of the masticatory muscles", Journal of Oral Rehabilitation, Vol. 15, pp. 531-535, 1988.
- [7] Lindstorm L, Magnusson R, Petersen I : Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. Electromyography Vol. 4, pp. 341-356, 1970.
- [8] De Luca CJ : Physiology and mathematics of myoelectric signals. IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. 26, pp. 313-325, 1979.
- [9] Louis J. Goldberg and Bess Derfler, "Relationship Among Recruitment Order, Spike Amplitude, and Twitch Tension of Single Motor Units in Human Masseter Muscle", Journal of Neurophysiology, Vol. 40, No. 4, 1977.
- [10] Basmajian JV, De Luca CJ : Muscles Alive : Their functions Revealed by Electromyography, ed 5. Baltimore, MD, Williams & Wilkins, 1985.
- [11] Broman H, Bilotto G, De Luca CJ : Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters : Influence of force and time. J. Appl. Physiol. Vol. 58, pp. 1428-1437, 1985.
- [12] 김덕영, 박중호, 양덕진, 강병길, 김태훈, 이영석, 김성환, "mCFAR과 CLMS 필터를 이용한 교근의 휴지기 기간 측정법", 의공학회지, 제 20권, 제 6호, pp. 601-607, 1999.
- [13] Yojiro Kawamura, Ronald Dubner, Oral-Facial Sensory and Motor Functions, Quintessence Publishing., Co., Inc. pp. 187-203, 1981.
- [14] Jeffrey P. Okcson, "Orofacial Pain", Quintessence Publishing Co. Inc, pp 6-8, 1996.
- [15] 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. 218-237, 1990.
- [16] John v. Basmajian, Carlo J. De Luca, "Muscle Alive", Fifth Edition, Waverly Press Inc, pp. 204, 1985.
- [17] 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.
- [18] Kok Pin Yang, D. Djurdjanovic, Kok Hwee Koh, W.J. Williams, S.E. Widmalm, "Automatic classification of

the temporomandibular joint sounds using scale and time-shift invariant representation of their time-frequency distributions”, Time-Frequency and Time-

Analysis, 1998. Proceedings of the IEEE-SP International Scale Symposium on, pp. 265-268, 1998.

저 자 소 개



김 태 훈 (金 泰 勳)
1970년 4월 23일 생. 1997년 2월 충남대 물리학과. 2000년 8월 서울시립대 산업대학원(석사). 2001년 3월~현재 서울시립대 전자 전기컴퓨터 공학부 박사과정.
Tel : 02-2210-2942, Fax : 2249-6802
E-mail : kth20000@shinbiro.com



양 덕 진 (梁 德 鎭)
1972년 3월 11일 생. 1999년 2월 서울시립대 전자공학과. 2001년 2월 서울시립대 전자공학과(석사). 2001년 3월~현재 삼성전자연구원.



조 일 준 (趙 一 浚)
1965년 3월 16일 생. 1987년 2월 연세대 의용공학과. 1990년 2월 서울시립대 전자공학과(석사). 1998년 3월~현재 : 서울시립대 전자전기컴퓨터 공학부 박사과정.



강 병 길 (姜 炳 吉)
1976년 9월 26일 생. 1999년 2월 서울시립대 전자공학과. 2001년 2월 서울시립대 전자공학과(석사).



이 진 (李 眞)
1964년 8월 11일 생. 1987년 2월 연세대 의용공학과. 1990년 2월 서울시립대 전자공학과(석사). 1999년 2월 서울시립대 전자공학과(공학박). 1999년 9월~현재 삼척대 제어계측공학과 전임강사.



김 성 환 (金 成 煥)
1952년 6월 12일 생. 1975년 2월 연세대 전기공학과 졸업. 1980년 2월 동 대학원 전기공학과(공학박). 1977~1982년 대전 기계장. 1982년~현재 서울시립대 전자·전기공학부 교수.

Tel : 2210-2449, Fax : 2249-6802
E-mail : shkim1@uoscc.uos.ac.kr