

# 근전도 power spectrum을 이용한 만성근육동통 환자에 있어서의 저작근 피로에 관한 연구

서울대학교 치과대학 구강내과·진단학 교실

이 채 훈·김 영 구·임 형 순

## 목 차

- I. 서 론
- II. 연구대상 및 방법
- III. 결 과
- IV. 총괄 및 고찰
- V. 결 론
- 참고문헌
- 영문초록

## I. 서 론

근육성 두개하악장애 환자에 있어서의 가장 흔한 증상은 근육동통(muscle pain)으로서, 저작근 동통이 나타나는 기전으로는 주로 근육의 이상기능(parafunction), 자세성 근긴장(postural activity), 및 근육의 과활성(muscle hyperactivity) 등으로 인한 만성 근피로(chronic muscle fatigue)에 이르게 되는 일련의 과정으로 설명되어지고 있다<sup>1,2)</sup>. 그러나, 이러한 저작근의 만성 근피로에 이르게 되는 일련의 과정이 저작근 동통을 일으킨다는 가설을 뒷받침할만한 객관적인 연구결과들은 부족한 실정이라서 환자에 대한 실제적인 진단 및 치료는 주로 임상적인 경험에 의거하여 이루어지고 있다<sup>2)</sup>.

만성근육동통과 관련된 요소를 평가하는데 있어서의 어려움은 저작근 기능에 대한 정량적인

분석이 힘들다는 것이다. 근전도는 근육기능을 평가하는데 있어서 유용한 기구로서 Moyers가 1949년에 이를 처음으로 치과영역에서 응용한 뒤로 널리 사용되어지고 있다<sup>3)</sup>. 근전기적 신호는 매우 복잡하며 이를 분석하기 위한 근전도의 정량적 방법으로는 시간영역으로 분석하는 적분 분석법(Integrated analysis)과 주파수 영역으로 분석하는 주파수 분석법(Frequency analysis)이 있다<sup>4)</sup>. 적분 분석법은 근수축시 전도되는 근전기적 신호의 적분에 의한 총합을 이용하여 분석하는 방법을 말하며, 근육 수축력과 근육활성도간의 관계를 규명하려는 연구들에서 사용되어져 왔다. 주파수 분석법으로 주로 이용되는 근전도 power spectrum은 sampling frequency를 이용하여 얻은 신호를 FFT(fast Fourier transformation)에 의하여 주파수 형태로 전환시켜 분석하는 방법<sup>5)</sup>으로 근육의 생리적 환경이 변화함에 따라 변하게 되며, Chaffin이 1973년에 처음으로 국소근동통의 증거로 power spectrum의 변화를 기술한 뒤에 많은 연구가 근육피로에 대한 분석을 목적으로 이루어지고 있다<sup>6)</sup>.

근전도 power spectrum을 이용한 많은 연구들에서 저작근의 수축이 지속될수록 근전기적 신호의 power spectrum이 저주파 영역으로 이동된다는 사실이 입증되었다<sup>7-12)</sup>. Power spectrum의 저주파 영역으로의 이동에 관해서는 활동전위의 전도속도의 감소설, 활동전위 형태의 변화설, 운동

단위의 동시화(synchronization)설, 운동단위의 보충설 등과 같은 가설이 제시되고 있다.

최근 Roy 등<sup>13)</sup>은 배근에 대하여 근육통이 있는 환자군과 정상군에 대하여 중간주파수(median frequency)를 비교, 조사하였으며 Lund 등<sup>14)</sup>은 만성 근육통(chronic muscle soreness)이 골격근의 근전도 활성을 떨어뜨린다고 보고하였다. 저작근에 대해서도 이와 유사한 연구가 최근에 많이 보고되고 있다. Visser 등<sup>15)</sup>에 의하면 두개하악장애환자는 저작근의 근전도 활성(EMG activity)이 환자에 따라 다양하게 나타나며 이는 다양한 원인에 의하여 두개하악장애가 유발되었다는 것을 암시한다고 하였다. Kroon과 Naeije<sup>16)</sup>는 근육통을 가진 저작근에 있어서 30초 동안의 등척성 수축동안에 중간주파수(median frequency)의 변화속도가 정상군에 비하여 더 빠르다고 하였고, Hori 등<sup>17)</sup>은 두개하악장애 환자들이 정상군에 비하여 더 느린 평균주파수의 회복을 보인다고 보고하였다. Koyano 등<sup>18)</sup>은 피로에서 완전히 회복되지 않은 근육에서의 중간주파수는 정상근육에 비하여 더욱 신속하게 감소된다고 설명하였다. Gay 등<sup>2)</sup>은 근육성 동통장애가 있는 저작근은 정상근육과는 다른 근피로 특성을 가질 것으로 추측된다고 하였으며, 환자군에 있어서 저작근의 지속적 등척성 수축동안에 평균주파수가 정상근육보다 훨씬 더 빨리 변화된다고 하였다. 그러나 이 연구에서는 환자군과 정상군에 있어서 수축수준의 차이에 의한 평균주파수의 변화기율기에 대한 영향을 고려하지 않았다. Youn과 Kim<sup>8)</sup>에 의하면 저작근에 있어서 수축수준이 증가할 수록 중간주파수는 더 신속하게 저주파 영역으로 이동된다고 보고하였다.

이제까지의 연구들은 대개 정상성인에 있어서의 저작근을 대상으로 일정한 시간한도내에서 등척성 수축시의 power spectrum 분석을 시도한 연구가 거의 대부분이며, 근육통을 가진 두개하악장애 환자에서의 저작근에 대한 power spectrum 분석에 관한 연구는 최근에 이르러서야 시도되고 있으나 미미한 실정이다.

이에 저자는 근육성 두개하악장애 환자에 있어서 인내시간(endurance time)까지의 저작근의

지속적 등척성 수축으로 유발된 근피로(muscle fatigue)에 대하여 근전도를 이용한 정량적인 분석방법으로 정상근육과 비교함으로써 근육통의 원인으로 받아들여지고 있는 만성 근피로에 대한 근전도적 특성을 알아보고자 하였다. 본 연구에서는 근육성 두개하악장애 환자의 저작근의 인내시간을 측정함과 동시에 저작근에서 발생하는 근전기적 신호를 분석하므로써 근육성 두개하악장애 환자의 근피로 특성을 규명하기 위하여 power spectrum 분석을 시행하였다.

## II. 연구대상 및 방법

### 1. 연구대상

악안면동통의 치료를 위하여 서울대학교 치과병원 구강진단과 악안면동통 클리닉을 내원한 환자를 대상으로 임상적, 방사선학적 검사를 시행하여 정상적 교합관계를 가지며, 근육성 두개하악장애로 분류된 15명의 환자(남자:7명, 여자:8명)를 실험군으로 하였으며, 그들의 평균 연령은 24.1세(15-38세)이었다. 악안면영역의 동통이나 기능장애의 병력 및 현증이 없고 정상적 양측성 구치부 교합관계를 가진 평균 연령 24.7세의 건강한 성인 남,녀 15명(남자:7명, 여자:8명)을 대조군으로 하였다.

### 2. 기록장치

서울시립대학교 전자공학과에서 개발한 컴퓨터 근전도 시스템 "SCU-1"을 이용하여 근전기 신호를 측정, 분석하였다. SCU-1은 적분 근전도(integrated EMG; IEMG), 중간주파수(median frequency; MF), 중간주파수의 기율기(slope of median frequency shift; SMF) 등을 계산하여 근전기 신호의 power spectrum 분석을 수행할 수 있도록 프로그램화되어 있다.

### 3. 기록방법

대상을 Frankfort 평면이 수평면과 평행하도

록 두부 받침대를 하고 치과용 의자에 앉힌다음, 양극성 Ag-AgCl 표면전극을 Jankelson과 Pully가 1984년에 보고한 연구에서와 같은 방법으로 양측 교근 및 전측두근에 부착하였다.

최대 수의적 등척성 수축시(maximum voluntary contraction, MVC)의 근활성을 결정하기 위하여 대상에게 최대 교두간위(maximum intercuspal position)로 2회의 최대 이악물기를 시행하도록 하였으며 그때의 근전도 활성(EMG activity)의 최대치를 MVC level로 결정하였다.

5분 후에 대상에게 최대 수의적 등척성 수축(MVC level)의 50%수준을 시각적으로 조절하게 하면서 이악물기를 지속적으로 유지시켜서 대상이 더이상 50% MVC 수준을 유지하지 못하게 될 때까지의 시간을 측정하여 인내시간(Endurance time)으로 정하였다. 이 기간동안 양측의 교근 및 전측두근에서 발생된 근전기적 신호중 5Hz에서 512Hz 범위의 주파수를 갖는 신호를 선택하여 FM tape을 이용하여 저장하였으며 이 자료를 컴퓨터로 전송시킨후 분석을 시행하였다.

#### 4. 분석변수

분석 변수로는 중간주파수(median frequency; MF)와 중간주파수의 기울기(slope of median frequency shift; SMF), 인내시간(endurance

time)을 사용하였다.

#### 5. 통계분석

모든 통계 분석 방법은 IBM/PC를 이용한 SAS 통계프로그램을 사용하여 변수의 평균 및 표준편차를 구하였고 교근과 전측두근의 차이와 좌우 차이를 분석하기 위하여 Paired T-test 를 시행하였고, 환자군과 정상군의 차이를 분석하기 위하여 T-test를 시행하였다. 인내시간(Endurance time)동안의 저작근의 지속적 등척성 수축시 중간주파수의 감소양상에 대하여 선형 회귀분석법(linear regression analysis)을 시행하여 중간주파수의 기울기를 얻었다.

### III. 결 과

본 연구의 결과 양측 전측두근 및 교근에서 동시에 기록된 근전기 신호의 중간주파수나 중간주파수의 기울기 및 변화량, 인내시간 등에서 좌우측간, 남녀간의 통계적으로 유의한 차이를 발견하지 못했다. 따라서 본 연구에서는 좌우측값, 남녀값의 평균을 통계분석을 위한 자료로서 사용하였다.

Figure 1, 2는 환자군과 대조군의 전측두근 및 교근에 대하여 인내시간동안 중간주파수의

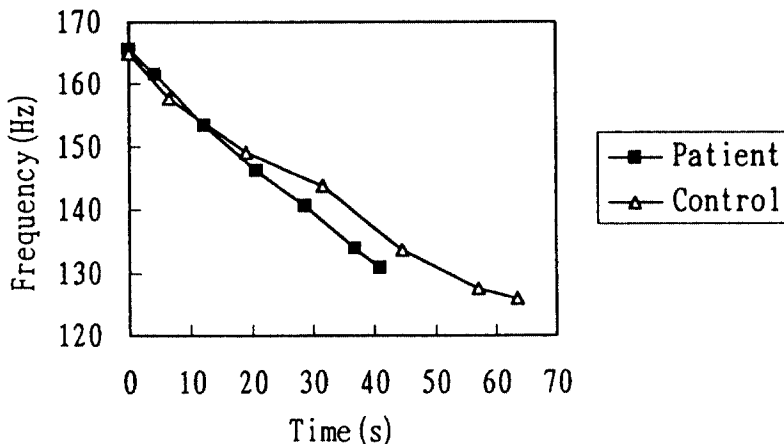


Figure 1. MF shift pattern of anterior temporal muscle during endurance time in the patient and the control group

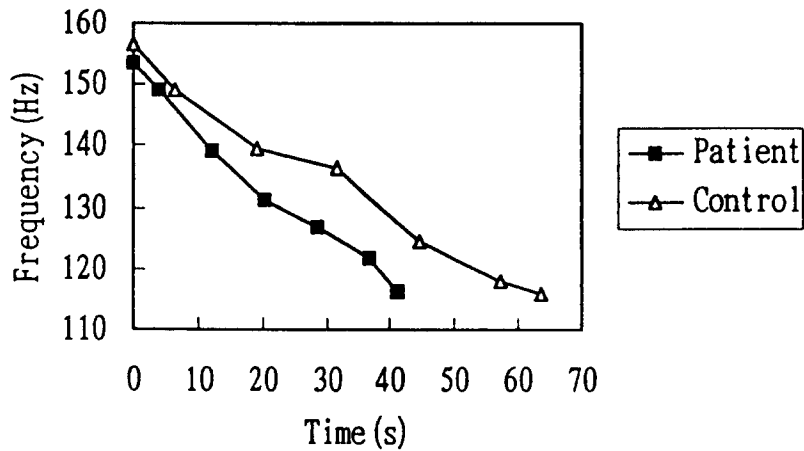


Figure 2. MF shift pattern of masseter muscle during endurance time in the patient and the control group

Table 1. Means and standard deviations of endurance time in both groups

	Patient group		Control group		Significance
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
Endurance time	41.1sec.	11.8	63.5sec.	16.7	**

\*\* :  $p < 0.01$

S.D. : standard deviations

Table 2. Means and standard deviations of MF value of anterior temporal muscle during endurance time in both groups

	Patient group		Control group		Significance
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
Initial	165.65	19.84	164.97	22.77	
10% time	161.55	19.06	157.58	22.92	
30% time	153.20	20.62	148.86	22.61	
50% time	146.22	20.61	143.87	19.12	
70% time	140.63	22.03	133.61	24.31	
90% time	133.93	23.30	127.28	24.35	
Final	130.71	21.32	125.87	21.72	
Initial-Final	35.08	12.01	39.29	14.67	n.s.

MF : median frequency

n.s. : not significant

S.D. : standard deviations

감소양상을 나타낸 그래프이다. 환자군과 대조군의 교근 및 전측두근에서 중간주파수가 인내 시간동안에 감소되는 양상은 곡선보다는 직선에 가까웠으며 선형 회귀분석을 시행하였다.

### 인내시간 (Endurance time)

Table 1은 환자군과 정상군에서의 평균 인내 시간(endurance time)을 나타내주는 표이다. 대상에게 최대 수의적 등척성 수축(MVC level)의 50%수준을 시각적으로 조절하도록 하면서 이악 물기를 지속적으로 유지시켜서 대상이 더이상 50% MVC 수준을 유지하지 못하게 될 때까지의

시간을 측정하여 인내시간(endurance time)으로 정하였다. 환자군의 인내시간은 41.1초로 정상군의 63.5초에 비하여 유의하게 낮았다.

### 인내시간동안의 저작근의 중간주파수 변화

Table 2, 3은 각각 전측두근과 교근에 있어서 환자군과 정상군의 %시간에 대한 중간주파수값을 보여준다. 환자군과 정상군의 수축시간이 다르기 때문에 시간을 수축시작시간, 10, 30, 50, 70, 90% 시간, 수축종료시간 값으로 나누어 중간주파수 변화양상을 보았다. 환자군과 정상군에서 모두 수축시간이 지속될수록 중간주파수는 저주

**Table 3.** Means and standard deviations of MF value of masseter muscle during endurance time in both groups

	Patient group		Control group		Significance
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
Initial	153.60	20.27	156.53	19.81	
10% time	148.90	17.62	148.95	20.86	
30% time	138.97	19.90	139.40	20.42	
50% time	131.29	22.64	136.47	19.19	
70% time	126.71	23.12	124.41	20.35	
90% time	121.48	23.75	117.97	20.33	
Final	116.20	22.88	115.79	19.77	
Initial-Final	36.87	12.22	40.98	15.21	n.s.

MF : median frequency

n.s. : not significant

S.D. : standard deviations

**Table 4.** Means and standard deviations of SMF value of masticatory muscles in the patient and the control group

	Patient group		Control group		Significance
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
Ant.Temporal m.	-0.85	0.22	-0.66	0.26	*
Masseter m.	-0.91	0.27	-0.67	0.38	*

SMF : slope of median frequency shift

\* : p<0.05

S.D. : standard deviations

파영역으로 감소되는 양상을 보여주었다. 교근에서의 중간주파수는 전측두근에서의 중간주파수에 비하여 환자군 및 정상군 모두에서 낮게 나타났다. 환자군과 정상군의 전측두근 및 교근에서 수축시작시와 수축종료시의 중간주파수의 변화량에 있어서는 유의한 차이를 보이지 않았다.

#### 인내시간동안의 저작근의 중간주파수 변화 기울기

환자군과 정상군의 인내시간동안의 중간주파수 감소양상에 대하여 선형 회귀분석법을 이용하여 기울기를 구하였다. 중간주파수의 저주파영역으로의 변화기울기는 교근 및 전측두근 모두에서 환자군이 정상군보다 유의하게 큰 기울기를 보였다(Table 4).

### IV. 총괄 및 고찰

본 연구에서는 표면근전도를 이용하여 만성 근육통을 가진 환자에서 주파수 분석법인 EMG power spectrum을 이용하여 저작근 피로에 대한 연구를 시행하였다. 표면근전도(surface Electromyography)란 골격근의 수축시 근섬유에서 발생하는 미세한 전기적 신호를 표면전극을 이용하여 감지, 증폭하여 보여주는 전기적 방법으로서 근육질환의 진단 및 신경 생리학적 연구에 광범위하게 사용되고 있다. 치의학 분야에서는 두개하악장애의 진단 및 치료의 평가를 위하여 근전기적 신호의 특성에 관한 광범위한 연구가 진행되어왔다<sup>19)</sup>.

EMG power spectrum에서 주로 이용되는 분석변수로는 평균주파수(mean frequency)와 중간주파수(median frequency)가 있으나, 중간주파수가 평균주파수보다 잡파(noise)의 영향을 덜 받는다는 보고가 있으며<sup>20)</sup>, 또 중간주파수가 저주파영역에서의 power spectrum의 변화를 나타내는데 있어서 평균주파수보다 더 민감하다는 보고도 있다<sup>21,22)</sup>. 따라서 이 연구에서는 power spectrum 분석의 변수로 중간주파수(median frequency; MF)를 선택하였다.

Power spectrum의 형태는 대상이나 근육에

따라서 다양하게 나타나며 또 한 근육에 대해서도 서로 다른 power spectrum 변수에 따라서 다르게 나타나게 된다. 또 근육이 등척성 수축을 하는 것이 아니라 활동적인 운동을 한다면 활성화되는 운동단위(motor unit)의 수가 다양하게 변화하기 때문에 일정한 power spectrum을 얻을 수 없다<sup>23)</sup>. 따라서 이 연구에서는 50% MVC 수준의 근활성도를 일정하게 유지하도록 시각적으로 조절(visual feedback)하면서 등척성 수축을 지속하도록 하였다.

근육의 피로(fatigue)란 개체의 의도적인 노력에도 불구하고, 근육이나 일련의 근육들이 요구되는 수준으로 힘을 발휘, 유지할 수 있는 능력의 감소나 소실을 말한다<sup>24,25)</sup>. 이는 어떤 상태라기보다는 최초의 근력발생시기부터 더이상 근력이 유지될 수 없는 시기까지의 과정으로 보는 것이 더 타당하다고 보는 시각도 있다<sup>25)</sup>.

근육의 피로시 나타나는 변화로는 근력의 발휘 및 유지 능력의 감소, 근섬유를 따라 전도되는 활동전위 전도속도(action potential conduction velocity)의 감소 및 그에 따른 power spectrum의 형태의 변화가 있다. 본 연구에서는 환자군과 정상군의 근력의 발휘 및 유지능력에 대한 차이를 인내시간을 조사하여 비교하였으며, power spectrum의 중간주파수의 감소양상을 조사하여 만성근육통 환자의 저작근 피로에 관한 근전도적 특성을 분석하고자 하였다.

인내시간(endurance time)이란 대상이 지속적인 등척성 근수축을 시작한 시각부터 더 이상 근수축을 유지하지 못하는 시각까지의 시간을 의미하며, 본 연구의 결과 정상군에서의 평균인내시간은 약 63.5초로 나타났다. Naeije와 Zorn(1981)<sup>26)</sup>은 50% MVC 근전도 활성을 기준으로 인내시간을 측정하였을 때 40초-120초 정도로 다양하게 나타났다고 보고하였으며 Dahlstrom 등<sup>27)</sup>은 정상 저작근에서 50% MVC 수준에서의 인내시간이 107초라고 하였고 Lyons과 Baxendale<sup>28)</sup>은 50% MVC에서 120초 이내라고 보고하였는데 본 실험결과에서도 이와 유사하게 나타났다. 환자군에서는 평균인내시간이 약 41.1초로 정상군에 비하여 유의하게 짧게 나타났다. 따라

서 환자군은 정상군보다 요구되는 수준으로 힘을 발휘하여 유지할 수 있는 능력이 부족하다고 볼 수 있으며 이는 저작근의 피로도가 크다는 것을 암시한다.

이 연구에서 교근은 환자군 및 정상군 모두에서 전측두근보다 중간주파수가 전체적으로 낮게 나타났는데 이와 같은 근육간 중간주파수의 차이는 이전의 연구결과들과 일치하며<sup>5,7,9-12)</sup> 이는 Lund와 Widmer<sup>12)</sup>에 의하면 근섬유와 피부표면과의 근접도에서의 차이와 관련되며 그것은 결체조직과 지방이 low-pass filter로 작용하기 때문이라고 하였다. 따라서 교근이 전측두근보다 상대적으로 더 많이 low-pass tissue filtering effect를 받기 때문에 낮은 중간주파수를 보이는 것으로 생각된다. Hagberg와 Hagberg<sup>11)</sup>는 이런 low-pass tissue filtering effect에 의해 심층부에 있는 type II fiber가 활성화되었을 때 발생하는 고주파성분이 filtering되어 저주파로의 이동이 일어난다고 하였다.

인내시간동안의 저작근의 등척성 수축은 정상군과 환자군 모두에서 교근과 전측두근의 중간주파수를 저주파영역으로 변화시켰으며 이는 Palla와 Ash<sup>7)</sup>, Boxtel 등<sup>5)</sup>, Naeije<sup>9)</sup>, Kroon과 Naeije<sup>29)</sup>, Kim과 Lee<sup>10)</sup>, Lee와 Kim<sup>30)</sup>, Youn과 Kim<sup>8)</sup> 등의 연구결과와 일치한다. 저작근의 지속적인 수축시 power spectrum이 저주파영역으로 변화를 일으키는 기전으로는 활동전위 전도속도(action potential conduction velocity)의 감소설<sup>31)</sup>, 활동전위형태(action potential shape)의 변화설<sup>24)</sup>, 운동단위의 동시화(synchronization)설<sup>32)</sup>, 운동단위의 보충(recruitment)설 등이 있으며, Lindstrom 등<sup>31)</sup>에 의하면 근섬유를 따라 주행하는 활동전위의 전도속도의 감소가 power spectrum의 형태를 변화시키는 가장 주요한 요인이라고 하였다. 활동전위의 전도속도를 감소시키는 요인으로는 lactate와 같은 대사산물의 축적, pH의 감소, 세포내 potassium ion의 고갈 등이 제시되고 있다<sup>6)</sup>. 그러나 Hagg 등<sup>32)</sup>은 power spectrum의 형태의 변화가 일어나는 데는 활동전위 전도속도의 감소외에 다른 요인들이 작용할 것이라고 하였다. De Luca<sup>24)</sup>에 의하면 수축

이 지속되어 근육이 피로해지면 활동전위의 형태의 변화가 나타나며 이것은 활동전위 전도속도의 감소와 거의 유사한 형태로 power spectrum을 변화시킨다고 하였다.

운동단위의 동시화(synchronization)란 근육이 피로하지 않은 상태에서는 운동단위(motor unit)의 흥분발사빈도(firing rate)가 각각의 운동신경에 의해서 독립적으로 조절되지만 근피로가 유발되면 인접한 운동단위가 거의 동시에 흥분발사(firing)되어 power spectrum상에서 10-40Hz 영역의 저주파성분이 증가하게 되는 것을 말한다. 서로 다른 운동단위(motor unit)의 흥분발사빈도(firing rate)는 다양하게 나타나지만, 만약에 일정한 흥분발사빈도를 가진다면 그 주파수는 power spectrum에서 상당히 증가되어 나타나게 될 것이다. Hagg<sup>32)</sup> 등은 등척성 근수축이 지속적으로 유지되어 근피로가 유발되면 10-40Hz 영역의 저주파가 특이하게 증가된다고 보고하였으며, 이를 운동단위의 동시화(synchronization)의 증거라고 하였다.

운동단위의 보충(recruitment)이란 근수축이 지속될 경우 피로하지 않은 새로운 운동단위가 활성화된다는 가설로 Palla와 Ash<sup>7)</sup>에 의하면 저주파 성분을 가지는 운동단위가 주로 활성화되어 power spectrum에서 저주파 영역으로의 이동이 일어난다고 하였다. 그러나 이 가설을 설명할 만한 명확한 근전도상의 증거가 아직 제시되지 않고 있어서 이 부분에 대한 연구가 더 필요한 것으로 생각된다.

인내시간동안의 저작근의 지속적 등척성 근수축시 중간주파수의 감소양상은 선형회귀분석법에 의해 분석되었다. Hagberg<sup>33)</sup>, De Luca<sup>34)</sup>, Lindstrom 등<sup>35)</sup>은 사지근육의 지속적 등척성 근수축시 중간주파수(median frequency)나 평균주파수(mean power frequency)가 곡선을 그리면서 감소한다고 하였다. 그러나 저작근은 type II fiber의 조성이 상대적으로 낮으며 따라서 다른 사지근육에 비해서 훨씬 더 피로에 저항이 강한 근육들로서<sup>36)</sup> 근수축시의 power spectrum에서 높은 전도속도를 가진 type II fiber의 영향을 상대적으로 적게 받으므로 곡선형태의 감소양상이

덜 현저하다고 볼 수 있다. 또, Stalberg<sup>37)</sup>는 지속적 등척성 근수축시 예상되는 중간주파수나 평균주파수의 곡선형태의 감소양상은 피로하지 않은 새로운 운동단위(motorunit)의 보충(recruitment)에 의하여 명확하지 않게 된다고 하였다. 본 실험에서는 중간주파수가 곡선형태로 감소하는 경향을 보였으나 직선형태에 더욱 근접하게 나타났다.

인내시간동안에 중간주파수의 저주파영역으로의 변화량은 정상군과 환자군 사이에 유의한 차이를 보이지 않았다. 환자군에 있어서 중간주파수의 변화기울기는 정상군보다 크게 나타났지만, 변화의 양에 있어서는 차이를 보이지 않았다. Koyano 등<sup>18)</sup>의 연구에서는 피로에서 완전히 회복되지 않은 근육의 수축후 중간주파수는 피로하지 않았을 때보다 더 낮게 나타났다고 하였으나 이 연구에서는 근수축시간이 30초로 한정되어 있었으며, 따라서 위와같은 중간주파수 수준의 차이가 나타난 것으로 보인다. 그러나 본 연구에서는 인내시간동안의 중간주파수의 변화를 관찰한 것이므로 정상군과 환자군에 있어서의 중간주파수의 변화량은 차이가 없었으며, 이것은 인내시간과도 관련이 있는 것으로 추측된다. 즉 환자군은 정상군에 비해서 더 빨리 근피로(chronic muscle fatigue)에 도달되어 더 이상의 근수축을 유지하지 못하였으므로 power spectrum의 저주파 영역으로의 이동도 더 이상 일어나지 않았다고 볼 수 있다.

인내시간동안의 중간주파수의 저주파영역으로의 변화에 대한 기울기는 교근 및 전측두근 모두에서 환자군과 정상군은 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 환자군에 있어서의 교근 및 전측두근은 정상군의 교근 및 전측두근에서보다 훨씬 더 빠른 속도로 power spectrum의 중간주파수가 감소하였으며, 이는 Kroon과 Naeije<sup>16)</sup>, Gay 등<sup>2)</sup>의 연구결과와 일치한다.

Koyano 등<sup>18)</sup>은 교근에서 30초간의 지속적 등척성 수축으로 인한 근피로에서 완전히 회복이 이루어지지 않은 경우, power spectrum의 중간주파수가 훨씬 더 신속하게 저주파 수준으로 변화된다고 보고한 바 있다. 따라서 환자군에 있어

서 중간주파수의 감소가 정상군에 비하여 훨씬 더 빠른 속도로 이루어졌던 것은 환자군의 저작근이 피로에서 완전히 회복되지 않았기 때문이라고 설명할 수 있다.

Juel<sup>38)</sup>은 근수축후의 회복양상에 대한 모형을 제시하였는데 활동전위 전도속도의 감소에 의한 power spectrum의 감소양상은 세포외의 potassium ion의 축적과 세포내 pH의 감소에 영향을 받는다고 하였으며 potassium ion에 의존하는 신속한 회복기(회복초기)와 pH에 의존하는 느린 회복기(회복후기)를 가지는 회복양상을 제시하였다. 따라서 본 연구에서의 환자군은 이상기능(parafunction), 자세성 근긴장(postural activity), 그리고 근육과활성(muscle hyperactivity) 등에 의한 빈번한 근육활동으로 생성된 lactate와 같은 대사산물의 충분한 제거가 이루어지지 않아 Juel(1988)이 제시한 회복후기 단계에 있어서 완전한 회복이 이루어지지 않았을 것으로 추측된다.

환자군의 저작근에서 lactate와 같은 대사산물의 농도와 근육세포내 pH에 대한 정상군과의 비교 및 저작근 동통을 가진 환자군에서 저작근의 만성적 국소빈혈상태(regional ischemic condition)가 존재하는가에 대한 연구가 더 필요한 것으로 생각된다. 또한 만성근육동통 환자에 대한 치료전 및 치료후의 EMG power spectrum의 비교 등에 대한 심도깊은 연구가 필요한 것으로 생각된다.

## V. 결 론

본 연구는 만성근육동통 환자에 있어서 인내시간동안의 저작근수축에 대하여 근전기적 신호를 분석하므로써 저작근 동통의 원인으로 받아들여지고 있는 근피로에 대한 근전도 Power spectrum상의 특성을 규명하고자 하였다. 15명의 근육성 두개하악장애 환자와 15명의 정상인을 대상으로 최대 근활성도의 50% 수준으로 인내시간동안 등척성 수축을 지속시켜 그때 양측 교근 및 전측두근에서 얻은 근전기적 신호를 power spectrum을 이용하여 분석하여 다음과



같은 결론을 얻었다.

1. 환자군은 정상군보다 저작근의 등척성 수축시의 인내시간이 유의하게 짧았다( $p < 0.01$ ).
2. 인내시간까지의 저작근의 지속적 등척성 수축 동안에 환자군과 정상군 모두에서 중간 주파수는 선형회귀 방정식을 따라 지속적인 감소를 보였다( $p < 0.01$ ,  $r > 0.9$ ).
3. 인내시간까지의 지속적 등척성 수축시 중간주파수의 저주파영역으로의 변화량은 교근 및 전측두근 모두에서 환자군이 정상군보다 더 작았으나 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았다.
4. 인내시간까지의 지속적 등척성 수축시 중간주파수의 저주파영역으로의 변화에 대한 기울기는 교근 및 전측두근 모두에서 환자군이 정상군에 비해 더 크게 나타났다( $p < 0.05$ ).

### 참고문헌

1. Laskin D.M. : Etiology of the pain-dysfunction syndorme. J. am. dent. Ass. 79: 147-153, 1969.
2. Gay T., Maton B., Rendell J. and Majourau A. : Characteristics of muscle fatigue in patients with myofascial pain-dysfunction syndrome. Archs oral Biol. 39:847-852, 1994.
3. Dahlstrom L. : Electromyographic studies of craniomandibular disorders: a review of the literatur. Journal of Oral Rehabilitation. 16: 1-20, 1989.
4. Lindstrom L., Hellsing L. : Masseter muscle fatigue in man objectively quantified by analysis of myoelectric signals. Archs oral Biol. 28: 297-301, 1983.
5. Van Boxel A., Goudswaard P., Van der Molen G.M., and Van den Bosch W.E.J. : Changes in electromyogram power spectra of facial and Jaw-elevator muscles during fatigue. J.Appl. Physiol. 54(1): 51-58, 1983.
6. Hagg G.M. : Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction. J. Appl. Physiol. 73(4): 1211-1217, 1992.
7. Palla S. and Ash M.M. : Power spectral analysis of the surface electromyogram of human jaw muscles during fatigue. Archs oral Biol. 26: 547-553, 1981b.
8. Youn T.H., Kim Y.K. : Power spectral analysis of masticatory muscles during a period of sustained isometric contraction and recovery. J Dent Coll SNU 19(2): 363-378, 1995.
9. Naeije M. : Correlation betwiin surface electromyograms and the suscepibility to fatigue of the human masseter muscle. Archs oral Biol. 29: 865-870, 1984.
10. Kim Y.J., Lee S.W. : A study on electromyographic power spectral analysis of masticatory muscles. J Dent Coll SNU. 14(1): 185-201, 1990.
11. Hagberg G. and Hagberg M. : Surface EMG frequency dependance on force in the masseter and in the anterior temporal muscles. Scand J Dent Res. 96: 451-456, 1988.
12. Lund J.P., Widmer C.G. : An evaluation of the use of surface electromyography in the diagnosis, documentation and treatment of dental patients. J Craniomandib Disord Facial Oral Pain. 3: 125-137, 1989.
13. Roy S.H., DeLuca C.J., and Casavant D.A. : Lumber muscle fatigue and chronic lower back pain. Spine. 14: 992-1001, 1989.
14. Lund J.P., Donga R., et al. : The pain adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. Canadian Journal of Physiological Pharmacology. 69: 683, 1991.
15. Visser A., Kroon G.W., Naeije M. and Hansson T.L. : EMG differences between weak and strong myogenous CMD patients and healthy controls. Journal of Oral Rehabilitation. 22: 429-434, 1995.
16. Kroon G.W. and Naeije M. : Electromyographic evidence of local muscle fatigue in a subgroup of patients with myogenous craniomandibular disorders. Archs oral Biol. 37(3): 215-218, 1992.
17. Hori H., Kobayashi H., Hayashi T. & Kohno S. : Mean power frequency shift during fatigue and recovery patients with craniomandibular disorders. Journal of Oral Rehabilitation. 22: 159-165, 1995.
18. Koyano K., Kim Y.J. and Clark G.T. : Electromyographic signal changes during exercise in human chronic jaw-muscle pain. Archs oral Biol. 40(3): 221-227, 1995.
19. Miller A.F. : Craniomandibular muscles : Their role in function and form. Boca Raten, 1991, Florida

- 
- CRC Press Inc.
20. Stulen F.B., DeLuca D.J. : Frequency parameter of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Trans Biomed Eng BME.* 28: 515-523, 1981.
  21. Broman H., Bilotto, and DeLuca C.J. : Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters : influence of force and time. *J. Appl. Physiol.* 58: 1428-1437, 1985.
  22. Merletti R., Knaflitz M. and DeLuca C.F. : Myoelectric manifestation of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *J Appl Physiol.* 69: 1810-1820, 1990.
  23. Petrofsky J.S., Glaser R.M. and Phillips A. : Evaluation of the amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue. *Ergonomics* 25: 213-223, 1982.
  24. DeLuca C.J. : Myoelectric manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit. Rev. Biomed. Engng.* 11: 251-279, 1984
  25. Maton B. : Central nervous system changes in fatigue induced by local work. In *Muscular Fatigue : Biochemical and Physiological Aspects.* (Eds Masson, Paris. Atlan G., Beliveau L. and Bouissou Ph.) pp. 207-221, 1991.
  26. Naeije M. and Zorn H. : Changes in the power-spectrum of the surface electromyogram of the masseter muscle due to local muscular fatigue. *Archs oral Biol.* 26: 409-412., 1981.
  27. Dahlstrom L., Tzakis M., Haraldson T. : Endurance tests of the masticatory system on different bite force levels. *Scand J Dent Res.* 96: 137-142, 1988.
  28. Lyons M.F., Baxendale R.H. : A preliminary electromyographic study of bite force and jaw-closing muscle fatigue in human subjects with advanced tooth wear. *J Oral Rehabil.* 17:3 11-318, 1990.
  29. Kroon G.W. and Naeije M. : Electromyographic power-spectrum changes during repeated fatiguing contractions of the human masseter muscles. *Archs oral Biol.* 31: 603-608, 1986.
  30. Lee H.S., Kim Y.K. : A study in the analysis of myoelectric signals of anterior temporal and masseter muscles at voluntary isometric contraction levels and during chewing. *J Dent Coll SNU.* 17(1): 237-259, 1993.
  31. Lindstrom L., Magnusson R., and Petersen I. : Muscular fatigue and action potential velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyography.* 4: 341-356, 1970.
  32. Hagg G.M. : Zero-crossing rate as an index of electromyographic spectral alterations and its application to Ergonomics(Doctoral thesis). Goteborg Chalmers University of Technology, 1991.
  33. Hagberg M. : Electromyographic signs of shoulder muscle fatigue in two elevated arm positions. *Am J Phys Med.* 60: 111-121, 1981.
  34. DeLuca C.J., et al. : Median frequency of the myoelectric signal. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 55: 457-464, 1986.
  35. Lindstrom L., Kadefors R., and Petersen I. : An electromyographic index for localized muscle fatigue. *J. Appl. Physiol.* 43: 750-754, 1977.
  36. Clark G.T., Koyano K. and Browne P.A. : Oral motor disorders in Humans. *CDA Journal.* 21(1): 19-30, 1993
  37. Stalberg E. : Propagation velocity in human muscle fibres in situ(Doctoral thesis). Uppsala: Univesity of Uppsala, 1966.
  38. Juel C. : Muscle action potential propagation velocity changes during activity. *Muscle & Nerve.* 11: 714-719, 1988.

---

-ABSTRACT-

## EMG Power Spectral Analysis on Masticatory Muscle Fatigue in Chronic Muscle Pain Patients.

**Chae-Hoon Lee**, D.D.S., M.S.D., **Young-Ku Kim**, D.D.S., M.S.D., Ph.D., **Hyoung-Soon Lim**, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Dept. of Oral Medicine & Oral Diagnosis, College of Dentistry, Seoul National University*

The purpose of this study was to compare differences in endurance time and EMG power spectral characteristics of the masticatory muscles during sustained isometric contraction between patients and controls.

15 CMD patients (8 women and 7 men, aged 15 to 38 years ( $24.1 \pm 7.5$ )), and 15 healthy volunteers (8 women and 7 men, aged 15 to 30 years ( $24.7 \pm 3.4$ )) without past history or present symptoms of CMD were included in this study. Sustained isometric contractions of masticatory muscles were performed as long as possible at 50% level of maximum voluntary contraction (MVC) of EMG activity via visual feedback, and the duration of sustained isometric contraction (endurance time) was examined. The author performed EMG power spectral analysis in the myoelectric signals of masseter and anterior temporal muscles during sustained isometric contraction in CMD patients with chronic muscle pain and healthy controls.

The author came to following conclusions from the results.

1. The endurance time of the patient group was shorter than the control group in sustained isometric contraction of masticatory muscles ( $p < 0.01$ ).
2. MF values of masticatory muscles with sustained isometric contraction during endurance time were decreased following regression line in both groups ( $p < 0.01$ ,  $r > 0.9$ ).
3. The amount of MF shift to lower frequency range exhibited no significant differences between the patient and the control group in sustained isometric contraction during endurance time.
4. SMF to lower frequency range of the patient group was steeper than the control group in sustained isometric contraction during endurance time ( $p < 0.05$ ).

---

**Key Words** : Chronic muscle pain, masticatory muscle, EMG power spectrum, endurance time, median frequency