

저작근의 등척성 수축시간 변화에 따른 Power Spectrum 분석에 관한 연구

서울대학교 치과대학 구강내과 · 진단학 교실

김 욱 · 이 홍 상 · 김 영 구

목 차

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

I. 서 론

근전도(electromyography)란 근육수축시 근섬유의 활동전위를 기록하여 재현하는 전자적인 방법으로서 근육질환의 진단 및 신경생리학적 연구에 광범위하게 사용되고 있다. 치의학 분야에서는 두개하악장애의 진단 및 치료의 평가를 위하여 근전기적 신호의 특성에 관한 광범위한 연구가 진행되어 왔다¹⁾.

근전기적 신호는 매우 복잡하며, 이를 분석하기 위한 근전도의 정량적 방법으로는 시간 영역으로 분석하는 적분 분석법(integrated analysis)과 주파수 영역으로 분석하는 주파수 분석법(frequency analysis)이 있다²⁾. 적분 분석법은 근육수축력과 근육활성 간의 관계를 규명하려는 연구들에서 사용되어져 왔다. 이 값은 근섬유 조성은 주로 일정한 근육에서는 근력과 정비례 관

계를 보인다고 한다³⁾. 전통적인 근전도는 진폭, 지속시간, 위상차수 등을 측정하는 것으로 낮은 수축수준의 한정된 운동단위의 활성화시에만 적용할 수 있는 제한적 방법이다. 수축수준이 증가할수록 상이한 전위간의 간섭(interference)이 증가하여 개별적인 분석은 불가능해지고 전체 신호는 잡파(noise)의 성질을 띠게 된다⁴⁾. 주파수 분석법은 fast Fourier transformation을 사용하여 시간영역의 간섭화된 근전기 신호를 sin파형의 주파수 영역의 신호로 변환하는 방법으로서 높은 수축수준에서도 근전도적 분석이 가능하다⁴⁾. 이중 power spectrum 분석법이 가장 많이 사용되고 있는데 이것은 근피로 연구에 광범위하게 사용되고 있다.

근피로도 연구에서 사용되고 있는 power spectrum 분석의 변수로는 평균주파수(mean frequency)와 중간주파수(median frequency)가 있으나 중간주파수가 평균주파수보다 잡파의 영향을 덜 받는다는 보고가 있다⁵⁾. 선형 회귀분석(linear regression analysis)에 의한 중간주파수의 기울기(slope of median frequency)는 power spectrum의 저주파 영역에서의 이동을 표현하는 변수로서 사용되고 있다.

많은 연구들에서 근수축이 지속될수록 근전기 신호의 power spectrum은 저주파 영역으로 이동된다는 사실이 입증되었다^{6) 15)}. power spectrum의 저주파 영역에서의 이동에 관한 기전으로는

다음과 같은 가설이 제안되고 있다. 중추성 기전으로는 운동단위의 동시화(synchronization)^{6,16,17)}, 운동단위의 보충(recruitment)⁶⁾, 말초성 기전으로는 대사산물의 축적에 의한 전도속도의 감소^{6,18)} 등이 있으나 많은 논란이 되고 있다.

저작근을 대상으로한 power spectrum 분석에는 Palla와 Ash⁶⁾, Hanley 등⁷⁾, Sims와 Rugh⁸⁾, Van Boxtel 등⁹⁾, Van Boxtel과 Goudwaard¹⁰⁾, Naeije¹¹⁾, Kroon 등¹²⁾, Lacouture 등¹³⁾, Kim과 Lee¹⁴⁾, Lee와 Kim¹⁵⁾ 등의 연구가 있는데 근육수축이 지속될수록 근전기 신호의 power spectrum이 저주파 영역으로 이동된다고 보고하였다. Van Boxtel 등⁹⁾, Naeije¹¹⁾, Palla와 Ash¹⁹⁾, Hagberg와 Hagberg²⁰⁾, Yuen 등²¹⁾은 power spectrum 분석에서 근육별(전측두근 및 교근), 성별, 연령별 차이에 관하여 보고하였다. Lindström과 Hellsing²⁾, Hagberg와 Hagberg²⁰⁾, Haraldson 등²²⁾, Clark 등²³⁾은 악근육의 power spectrum 분석에서 근피로가 교합력의 수준에 의존한다고 보고하였다. 최근에 Lee와 Kim¹⁵⁾, Larsson 등²⁴⁾은 근전도적으로 결정된 등척성 수축수준에 따른 power spectrum의 효과에 관하여 보고하였다. Kim과 Lee¹⁴⁾, Hagberg와 Hagberg²⁰⁾ 등은 대조군과 두개하악장애 환자군에서의 power spectrum 분석시 대조군과 환자군간의 유의한 차이를 보고하였으나 Naeije와 Hansson²⁵⁾은 상반된 결과를 보고하였다.

사지근육을 대상으로 근피로 유발후 회복과정에 관한 power spectrum 분석에는 Fay 등²⁶⁾, Petrofsky와 Lind²⁷⁾, Mills²⁸⁾, Kuolinka²⁹⁾ 등의 연구들이 있다.

그러나 이상의 연구들은 대개 저작근을 대상으로한 등척성 수축시만의 power spectrum 분석에 대한 연구이거나 사지근육을 대상으로한 근피로 회복시의 연구들이다. 따라서 저작근을 대상으로한 등척성 수축 및 회복과정에 관한 연구는 매우 미미한 상태이며, 특히 등척성 수축시간 변화에 따른 분석연구는 부재한 실정이다. 이에 본 연구는 전측두근과 교근의 등척성 수축시간 변화에 따른 수축 및 회복기 동안의 근전도 power spectrum의 특성을 규명하기 위하여 시행되었다.

II. 연구대상 및 방법

연구대상

악안면 영역의 동통 및 기능장애의 병력 및 현증이 없고 정상적 교합관계를 가진 평균연령 24.6세(23-27세)의 성인 남자 12명을 대상으로 하였다. 대상은 모두 서울대학교 치과대학생이었다.

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 기울기(slope of median frequency, SMF) 등을 계산하여 근전기 신호의 power spectrum 분석을 수행할 수 있도록 프로그램화 되어 있다.

기록방법

대상을 Frankfort 평면이 바닥과 수평이 되게 두부 받침대를 하고 치과용 의자에 앉히고 양극성 Ag-Ag Cl 표면전극을 Jankelson과 Pully³⁰⁾의 연구에서와 같은 방법으로 양측 전측두근 및 교근에 부착하였다.

최대 수의적 등척성 수축시(maximal voluntary contraction, MVC)의 근활성을 결정하기 위하여 대상에게 최대 교두간위(maximum intercuspal position)로 3회의 최대 이악물기를 시행하도록 하여 그 최대치를 MVC level로 결정하였다.

대상에게 visual biofeedback으로 최대 수의적 등척성 수축의 50% 수준으로 20초 간격으로 3초간 2회의 이악물기를 하게 하고, 20초후에 30초간 지속적인 등척성 수축을 유지하게 한 후, 회복기에 매 20초 간격으로 6회의 3초간 이악물기를 시행하여 양측 전측두근 및 교근에서 발생하는 근전기 신호의 power spectrum 분석을 시행하였다.

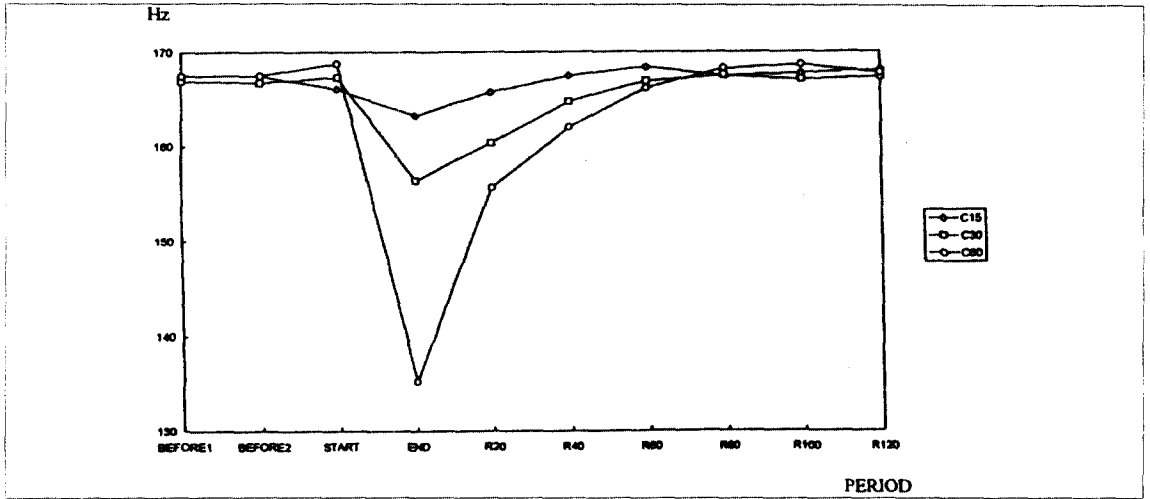


Fig 1. MMF shift pattern over the experimental period before, during, and after sustained isometric contraction in anterior temporal muscle at various contraction times.

MMF : mean of median frequency(Hz)

C15 : experiment for 15 second sustained isometric contraction time

C30 : experiment for 30 second sustained isometric contraction time

C60 : experiment for 60 second sustained isometric contraction time

R20, R40, R60, R80, R100, R120 : 20, 40, 60, 80, 100, 120 seconds after each sustained isometric contraction

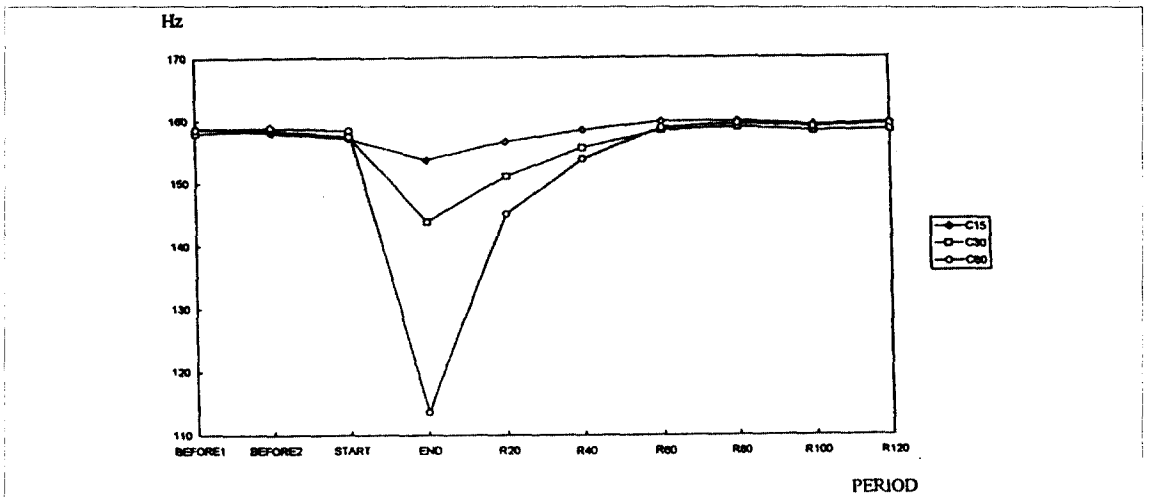


Fig 2. MMF shift pattern over the experimental period before, during, and after sustained isometric contraction in masseter muscle at various contraction times.

MMF : mean of median frequency(Hz)

C15 : experiment for 15 second sustained isometric contraction time

C30 : experiment for 30 second sustained isometric contraction time

C60 : experiment for 60 second sustained isometric contraction time

R20, R40, R60, R80, R100, R120 : 20, 40, 60, 80, 100, 120 seconds after each sustained isometric contraction

Table 1. Means and standard deviations of MMF during sustained isometric contraction at various contraction times

	Anterior temporal		Masseter		p
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
C15	164.67	13.42	155.42	17.20	*
C30	161.83	13.87	150.67	16.19	*
C60	152.00	16.40	136.04	20.90	**
p					
C15 & C30	*		*		
C30 & C60	*		*		
C60 & C15	*		**		

MMF : mean of median frequency (Hz)

* : p<0.05

** : p<0.01

Table 2. Means and standard deviations of SMF at various contraction times

	Anterior temporal		Masseter		p
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
C15	-0.13	0.03	-0.20	0.07	**
C30	-0.35	0.14	-0.44	0.14	*
C60	-0.56	0.17	-0.75	0.21	**
p					
C15 & C30	**		**		
C30 & C60	**		**		
C60 & C15	**		**		

SMF : slope of median frequency (Hz/sec)

* : p<0.05

** : p<0.01

30분간 휴식후 동일한 방법으로 특이적 순서 효과(order effect)를 배제하기 위하여 실험순서를 무작위로하여 각각 15초와 60초 수축시의 등척성 수축 및 회복기의 근전기 신호를 기록, 분석하였다.

양측 전측두근과 교근의 근전기 신호를 차후에 분석하기 위하여 super-VHS audio cassette tape에 기록하였다. 양측 전측두근과 교근의 analog 근전기 신호는 5Hz의 high-pass frequency와 512Hz의 low-pass frequency로 filtering하여 1024Hz의 sampling rate로 digital 신호화하였다. digital화된 근전기 신호는 EMG 프

로그램에 의해 자동적으로 분석되어 결과를 모니터상에 볼 수 있도록 되었다.

근전도 변수

근전도 변수로는 중간주파수의 기울기(SMF)와 평균 중간주파수(mean of median frequency, MMF)를 사용하였다. 평균 중간주파수는 각각 등척성 수축전(MMF-before), 수축중(MMF-during), 회복후 20초(R20), 40초(R40), 60초(R60), 80초(R80), 100초(R100), 120초(R120)에서 측정, 분석하였다.

Table 3. Means and standard deviations of MMF-R20 value at various contraction times

	Anterior temporal		Masseter		p
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
C15	166.75	13.25	156.58	16.68	*
C30	160.33	13.42	151.08	16.68	*
C60	155.67	15.85	145.08	16.61	*
p					
C15 & C30	*		*		
C30 & C60	*		*		
C60 & C15	*		*		

MMF : mean of median frequency (Hz)

MMF-R20 : MMF recorded at 20 seconds after each sustained isometric contraction

* : p<0.05

Table 4. Means and standard deviations of MMF-R40 value at various contraction times

	Anterior temporal		Masseter		p
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
C15	167.50	13.39	158.42	16.85	*
C30	164.75	13.39	155.58	16.68	*
C60	162.00	14.05	153.75	16.95	*
p					
C15 & C30	n.s.		n.s.		
C30 & C60	n.s.		n.s.		
C60 & C15	*		n.s.		

MMF : mean of median frequency (Hz)

MMF-R40 : MMF recorded at 40 seconds after each sustained isometric contraction

n.s. : not significant

* : p<0.05

Table 5. Means and standard deviations of MMF-R60 value at various contraction times

	Anterior temporal		Masseter		p
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
C15	168.42	13.22	159.75	17.27	*
C30	166.92	13.74	158.33	16.54	*
C60	166.17	13.87	158.75	17.89	*
p					
C15 & C30	n.s.		n.s.		
C30 & C60	n.s.		n.s.		
C60 & C15	n.s.		n.s.		

MMF : mean of median frequency (Hz)

MMF-R60 : MMF recorded at 60 seconds after each sustained isometric contraction

n.s. : not significant

* : p<0.05

Table 6. Means and standard deviations of MMF-R80 value at various contraction times

	Anterior temporal		Masseter		p
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
C15	167.50	13.56	159.75	17.27	*
C30	167.50	14.01	158.33	16.95	*
C60	168.25	14.12	159.42	19.27	*
p					
C15 & C30	n.s.		n.s.		
C30 & C60	n.s.		n.s.		
C60 & C15	n.s.		n.s.		

MMF : mean of median frequency (Hz)

MMF-R80 : MMF recorded at 80 seconds after each sustained isometric contraction

n.s. : not significant

* : $p < 0.05$

Table 7. Means and standard deviations of MMF-R100 value at various contraction times

	Anterior temporal		Masseter		p
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
C15	167.75	14.01	159.25	17.40	*
C30	167.08	13.77	158.25	16.50	*
C60	168.67	13.99	158.92	18.30	*
p					
C15 & C30	n.s.		n.s.		
C30 & C60	n.s.		n.s.		
C60 & C15	n.s.		n.s.		

MMF : mean of median frequency (Hz)

MMF-R100 : MMF recorded at 100 seconds after each sustained isometric contraction

n.s. : not significant

* : $p < 0.05$

Table 8. Means and standard deviations of MMF-R120 value at various contraction times

	Anterior temporal		Masseter		p
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
C15	168.08	13.46	159.58	17.13	*
C30	167.33	13.94	158.50	16.75	*
C60	167.75	14.77	159.33	19.17	*
p					
C15 & C30	n.s.		n.s.		
C30 & C60	n.s.		n.s.		
C60 & C15	n.s.		n.s.		

MMF : mean of median frequency (Hz)

MMF-R120 : MMF recorded at 120 seconds after each sustained isometric contraction

n.s. : not significant

* : $p < 0.05$

통계분석

IBM/PC를 이용한 SAS 통계프로그램을 사용하여 변수의 평균 및 표준편차를 구하였고 변수간의 평균의 차이에 대한 paired t-test를 시행하여 통계적 유의성을 각각 유의수준 5%와 1%로 검정하였다.

III. 결 과

그림 1은 15, 30, 60초간의 등척성 수축시간 변화에 따른 전측두근의 수축 및 회복기의 평균 중간주파수의 변화에 관한 그래프이다.

그림 2는 15, 30, 60초간의 등척성 수축시간 변화에 따른 교근의 수축 및 회복기의 평균 중간주파수의 변화에 관한 그래프이다.

수축시간의 변화에 따른 등척성 수축중의 평균 중간주파수

표1은 수축시간의 변화에 따른 등척성 수축중의 평균 중간주파수를 보여주고 있다. 각각 전측두근 및 교근에서 등척성 수축시 수축기의 평균 중간주파수는 수축시간이 증가할수록 유의하게 낮았으며 수축시간에 관계없이 전측두근이 교근보다 유의하게 높았다.

수축시간의 변화에 따른 등척성 수축시 수축기의 중간주파수의 기울기

표2는 수축시간의 변화에 따른 등척성 수축시 수축기의 중간주파수의 기울기를 보여주고 있다. 등척성 수축시 수축기의 중간주파수의 기울기는 수축시간이 증가할수록 유의하게 증가하였고 수축시간에 관계없이 교근이 전측두근보다 유의하게 증가하였다.

수축시간의 변화에 따른 등척성 수축후 회복기의 평균 중간주파수

표3은 등척성 수축 종료후 20초 회복구간의

평균 중간주파수를 보여주고 있다. 20초 회복구간의 평균 중간주파수는 수축시간이 증가할수록 유의하게 낮았고 수축시간에 관계없이 전측두근이 교근보다 유의하게 높았다.

표 4, 5, 6, 7, 8은 수축시간의 변화에 따른 등척성 수축종료후 각각 40, 60, 80, 100, 120초 회복구간의 평균 중간주파수를 보여주고 있다. 이상 40초에서 120초 회복구간의 평균 중간주파수는 수축시간의 증가에 따라 유의한 차이가 없었고 동시에 수축시간에 관계없이 전측두근이 교근보다 유의하게 높았다.

IV. 총괄 및 고찰

본 연구의 결과 모든 시행에서 양측 전측두근 및 교근의 동시적으로 기록된 근전기 신호의 평균 중간주파수나 중간주파수의 기울기 등에서 좌우측간에 통계적으로 유의한 차이를 발견하지 못했다. 좌우측간 차이의 부재는 이전의 연구들^{14,24)}과 일치하는 결과이다. 따라서 본 연구에서는 좌우측값의 총합의 평균을 통계분석을 위한 데이터로서 사용하였다.

본 연구에서 등척성 수축시간의 변화에 따른 시행에서 매 시행마다 30분간 휴식후 특이적 순서효과를 배제하기 위하여 실험순서를 무작위로 하여 실시하였다. 매 시행간에 30분간 휴식을 한 이유는 충분한 휴식으로 이전 시행으로 인한 피로누적의 영향을 배제하기 위한 것이다. Koyano 등³¹⁾에 의하면 30초간의 등척성 수축 15분후에 초기 중간주파수 기울기보다 재수축시 중간주파수의 기울기가 더 증가했음을 보고하면서 그 이유는 근육내의 대사산물이 완전히 제거되지 않은 상태였기 때문이라고 주장하였다.

본 연구의 결과 등척성 수축시 수축 및 회복기의 평균 중간주파수는 수축시간에 관계없이 전측두근이 교근보다 유의하게 컸으며 수축기의 중간주파수의 기울기는 수축시간에 관계없이 교근이 전측두근보다 유의하게 컸다. 이상과 같은 근육간 차이의 존재는 이전의 연구들^{6,9,11,14,20,21,32)}과 일치한다.

이와같은 근육간의 차이는 우선 전측두근과

교근의 수축 및 회복시 혈류량의 차이로서 설명이 가능하다. Moller 등³³⁾은 Xenon-133 wash-out method를 사용하여 전측두근 및 교근의 혈류량 변화에 관한 보고에서 통계적으로 유의한 차이를 발견하지는 못했으나, 최대수의적 등척성 수축의 50% 수준에서 전측두근은 교근보다도 혈류량이 많은 경향을 보였으며(각각 전측두근은 baseline의 91% 및 교근은 67% 수준의 혈류량), 또한 전측두근은 교근보다도 수축후 국소적 충혈상태(post-contraction hyperemia)가 낮은 경향을 보였다고 보고하였다(각각 전측두근은 baseline의 669% 및 교근은 904%). 이것은 두 근육간의 평균 중간주파수 및 중간주파수 기울기의 차이가 등척성 수축시의 혈류공급에 의존한다는 것을 시사한다.

또한 Lund와 Widmer³²⁾는 이러한 power spectrum의 근육간 차이는 피부표면과 근섬유와의 근접도간의 차이¹⁸⁾와도 관련되며 그것은 결체조직과 지방이 low-pass filter로 작용하기 때문이라고 주장하였다. Hagberg와 Hagberg²⁰⁾는 이런 low-pass filtering effect에 의해 심층부의 근육이 활성화될수록 주파수성분중 고주파가 filtering되어 저주파영역으로의 이동이 일어난다고 주장하였다.

본 연구의 결과 등척성 수축시 수축기의 평균 중간주파수는 수축시간이 증가할수록 감소하였고 중간주파수의 기울기는 수축시간이 증가할수록 증가하였는데 이것은 근육의 지속적인 수축 동안 근피로의 유발에 따른 power spectrum의 저주파영역으로의 이동을 보고한 이전의 연구들^{6,9,11,13,14,15,19,21,23,24)}과 일치하는 결과이다. power spectrum의 저주파영역으로의 이동기전에 관해서는 아직까지는 불분명하며 이에 대하여 여러 가지 가설들이 제안되고 있는데 중추성 기전으로는 운동단위의 동시화(synchronization)^{6,16,17)}, 운동단위간의 보충(recruitment)⁶⁾ 등이 있고 말초성 기전으로는 근섬유 전도속도(conduction velocity)의 감소^{6,16)} 등이 있다.

근섬유 전도속도의 감소는 운동단위의 활동전위 전도속도의 감소나 lactate와 pyruvate같은 대사산물의 축적에 의한 운동단위의 활동전위

지속시간의 증가 및 세포의 K⁺ ion의 증가와 세포내 Na⁺ ion의 감소에 의한 근장 활동전위(sarcoplasmic action potential)의 발생과 전파의 변화 등에 의하여 유도된다.

Stulen과 De Luca⁵⁾와 Lindström 등³⁵⁾은 power spectrum의 저주파로의 이동은 근섬유 활동전위의 전도속도의 감소를 반영한다고 주장하였다. Rassmussen 등³⁶⁾은 교근에서 저작시 평균혈류의 감소 및 대사산물의 축적에 의한 전도속도의 감소가 유도될 수 있다고 하였으며 Cenkovich와 Gernsten⁴⁾은 혈압측정계의 cuff에 의해 유도된 전측두근의 국소적 허혈이 근전기 신호의 전도속도를 감소시켰다고 보고하면서 국소적 허혈상태의 근육에서 측정된 전도속도의 변화는 피로시의 근전도 power spectrum의 변화를 설명하기에 충분하다고 보고하였다. Mortimer 등¹⁸⁾은 정상적 전도속도를 유지하기 위해서는 혈류가 에너지 공급원으로서가 아니라 대사산물의 제거 역할로서 영향을 준다고 보고하였다. Edward³⁷⁾와 Van Boxtel과 Schomaker³⁸⁾ 등은 세포수준에서 근장 활동전위의 발생과 전파에 영향을 주는 세포내 Na⁺ ion의 축적이나 세포의 K⁺ ion의 축적에 의해 전도속도가 감소된다고 주장하였다. 또한 Juel^{39,40)}은 반복적인 근육 자극 전후의 안정막전위, 세포내외의 K⁺, Na⁺ 농도를 측정하여 세포의 K⁺ 농도의 증가와 세포내 pH의 저하에 의해 활동전위의 전파속도가 감소된다고 보고하면서 이런 감소는 빠른 K⁺ 의존적 단계와 느린 pH 의존적 단계를 가진 회복양상을 보인다고 하였다. Jow와 Clark⁴¹⁾는 endurance time은 회복까지 최소 30초 이상이 소요되는 lactic acid의 대사과정에 의해서 주로 지배되며, 중간주파수는 회복까지 30초 이내가 소요되는 작은 ion의 대사과정에 의해 주로 지배된다고 주장하였다. 본 연구에서는 회복 40초까지의 회복률은 약 90%에 도달하였다. 이러한 결과는 작은 크기 때문에 빠르게 확산되는 ion이 power spectrum의 저주파 이동에서 우세한 역할을 할 것이라는 사실을 지지해 준다.

이상에서 설명한 말초성 기전은 그것을 부정하는 많은 연구들에 의해서 반박되고 있다.

Arendt-Nielsen⁴²⁾은 평균주파수(mean power frequency)의 감소율은 항상 근섬유 전도속도의 감소율보다 크다고 보고하였다. Zwart⁴³⁾는 피로 유발후 국소적 허혈을 유도하여 전도속도와 평균주파수의 회복에 관해 실험한 결과 평균주파수는 전도속도와는 다르게 국소적 허혈후에도 원래 수준으로 회복될 수 있다고 보고하였고 Bigland-Ritchie 등⁴⁴⁾은 근육수축에 의해서 유도된 말초성 반사기전에 의해 운동단위의 흥분발사속도는 감소한다고 보고하였다.

결과적으로 power spectrum의 이동에는 말초성 요인 외에도 중추성 요인이 관여하는 것으로 보이며 그런 중추성 요인들로는 운동단위의 동시화 및 운동단위간 보충 등이 제안되고 있다.

수축이 지속되는 동안 운동단위간에 간섭이 생겨 동시화가 일어나고 이로인해 운동단위 활동전위의 지속시간이 증가되어 power spectrum의 저주파로의 이동이 일어날 수 있다. 수축이 지속되는 동안 피로한 작은 운동단위를 보충하기 위하여 더 큰 운동단위가 동원되며 더 큰 운동단위는 작은 운동단위보다 크고 긴 활동전위의 지속시간을 갖으므로 power spectrum의 저주파로의 이동이 일어날 수 있다.

그러나 이상에서 설명한 power spectrum의 이동기전중 어느 한가지만으로는 그 설명이 불충분하며 아마 중추성 및 말초성 기전이 동시적으로 작용하며 이중 어느 기전이 중요한 역할을 하는가에 따라 power spectrum의 변화양상은 각각 달라질 수 있다고 예상할 수 있다. 이상의 가정을 확인하기 위해서는 아직도 많은 연구가 필요하며 특히 power spectrum의 이동의 회복 과정에 관한 연구가 이에 대한 해답의 열쇠를 제공해 줄 수 있을 것이라고 사료된다.

본 실험에서 평균 중간주파수의 회복과정은 초기의 급속한 회복과 후기의 완만한 회복의 개형을 갖는 log함수곡선의 경로를 따랐다. 원래 수준의 평균 중간주파수로의 회복은 전체적으로 100초이내에 100%에 도달하였는데 이것은 이전의 연구들^{26,29,45,46)}과 유사한 결과이다. 등척성 수축시 최초 회복구간(20초)의 평균 중간주파수는 수축시간이 증가할수록 유의하게 낮았고 그후

회복구간(20-120초)의 평균 중간주파수는 수축시간에 따라 유의한 차이가 없었는데 이것은 평균 중간주파수의 회복은 수축시간의 변화와는 독립적인 일정시간의 log함수적 경로를 갖는다는 것을 의미한다. 만약 실험의 시작이 완전한 근피로 유발상태였다면 수축시간이나 근육의 종류가 회복에 영향을 줄 수 없었을 것이라고 볼 수 있다. 그러나 본 실험에서는 근수축시간의 차이를 두었기 때문에 수축시간의 변화가 회복에 영향을 줄 수 있을 것이라고 예상하였지만 결과적으로는 근수축시간의 변화에 따른 회복은 유의한 차이가 없었다. 본 연구의 결과 수축중의 평균 중간 주파수 및 중간주파수 기울기는 수축시간에 따라 영향을 받았으나 회복 후기의 평균 중간주파수가 수축시간의 영향을 받지 않은 것은 수축과정 뿐만아니라 회복과정도 또한 말초성 기전만으로 설명이 곤란하며 power spectrum의 이동 및 회복에 관하여 말초성 기전 뿐만아니라 중추성 기전이 연관되어 있음을 시사하는 것으로 사료된다.

향후 power spectrum의 이동기전이나 근육동통 및 장애와 power spectrum과의 관계 등을 규명하기 위해서는 수축시간 뿐만아니라 수축수준에 따른 중간주파수의 회복과 정상 및 환자군 간의 회복양상의 차이 등 근육수축 및 회복과정에 관한 보다 광범위한 연구가 진행되어야만 할 것이다.

V. 결 론

저자는 지속적인 등척성 수축 및 회복기 동안 전측두근과 교근의 수축시간 변화에 따른 근전도 power spectrum의 특성을 규명하기 위하여 정상 성인 남자 12명을 대상으로 최대 수의적 등척성 수축의 50% 수준으로 각각 15, 30, 60초간 근활성을 유지하게 한후에 수축 및 회복기 동안의 근전기 신호를 컴퓨터를 이용한 근전도 시스템을 사용하여 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 등척성 수축시 수축기의 평균 중간주파수는

- 수축시간에 관계없이 전측두근이 교근보다 유의하게 높았다($p < 0.05$).
2. 등척성 수축시 수축기의 평균 중간주파수는 수축시간이 증가할수록 낮았다($p < 0.05$).
 3. 등척성 수축시 수축기의 중간주파수의 기울기는 수축시간이 증가할수록 증가하였다($p < 0.01$).
 4. 등척성 수축시 최초 회복구간(20초)의 평균 중간주파수는 수축시간이 증가할수록 낮았고($p < 0.05$), 그후 회복구간(20~120초)의 평균 중간주파수는 수축시간에 따라 유의한 차이가 없었다.
 5. 등척성 수축후 회복기의 평균 중간주파수는 수축시간에 관계없이 전측두근이 교근보다 유의하게 높았다($p < 0.05$).
 6. 등척성 수축이 끝난 100초 경과후에 평균 중간주파수의 회복률은 수축시간에 관계없이 100%에 도달하였다.

참 고 문 헌

1. Miller A.J. : Craniomandibular muscles : Their role in function and form. Boca Raton : Florida CRC Press INC., 1991.
2. Lindström L., Helsing G. : Masseter muscle fatigue in man objectively quantified by analysis of myoelectric signals. *Archs oral Biol* 28 : 297-301, 1983.
3. Woods J.J., Bigland-Ritchie B. : Linear and nonlinear surface EMG/Force relationships in human muscles. *Am J Phys Med* 62 : 287-299, 1983.
4. Cenkovich F.S., Gersten J.W. : Fourier analysis of the normal human electromyogram. *Am J Phys Med* 42 : 192-204, 1963.
5. Stulen F.B., De Luca C.J. : Frequency parameter of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Trans Biomed Eng* BME 28 : 515-523, 1981.
6. Palla S., Ash M.M. : Power spectral analysis of the surface electromyogram of human jaw muscles during fatigue. *Archs oral Biol* 26 : 547-553, 1981a.
7. Hanley M.R., Rugh J.D., Dale R.A. and Burgar C.G. : Time compression spectral analysis of EMG of fatigued masseter muscle. *J Dent Res* 61 : 257 Abst. #706, 1982.
8. Sims D.B., Rugh J.D. : Myoelectric power spectral analysis using surface electrodes : Measurement problems. *J Dent Res* 61 : 257 Abst. #705, 1982.
9. Van Boxtel A., Gouwaard P., Molen G.M. and Bosch W.E.J. : Changes in EMG power spectra of facial and jaw elevator muscles during fatigue. *J Appl Physiol* 54 : 51-57, 1983.
10. Van Boxtel A., Gouwaard P. : Changes in EMG power spectra during fatigue in muscle contraction and migraine headache patients. *Headache* 23 : 223-228, 1983.
11. Naeije M. : Correlation between surface electromyogram and the susceptibility to fatigue of the human masseter muscle. *Archs oral Biol* 29 : 865-870, 1984.
12. Kroon G.W., Naeije M. and Hanson T.L. : Electromyographic power spectral changes during human masseter fatigue. *J Dent Res* 64 : 302 Abst. #1148, 1985.
13. Lacouture C.F., Jones D.L. and Blanton L. : Power spectrum analysis of human masticatory muscles during fatigue. *J Dent Res* 64 : 302 Abst. #1149, 1985.
14. 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.
15. Lee H.S., Kim Y.K. : A study on 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.
16. Palla S., Ash M.M. : Cross-correlation of electromyograms of the masseter during fatigue. *J Dent Res* 65 : 323 Abst. #1373, 1984.
17. Weytjens J.L., Van Steenberghe D. : Spectral analysis of the electromyogram as a tool for studying rate modulation : a comparison between theory, stimulation, and experiment. *Biol Cybern* 50 : 95-103, 1984.
18. Mortimer J.T., Magnusson R. and Petersen I. : Conduction velocity in ischemic muscle : effect on EMG frequency spectrum. *Am J Physiol* 219 : 1324-1329, 1970.
19. Palla S., Ash M.M. : Effect of bite force on the power spectrum of the surface electromyogram of human jaw muscles. *Archs oral Biol* 26 : 287-295, 1981b.

20. Hagberg C., Hagberg M. : Surface EMG frequency dependence on force in the masseter and in the anterior temporal muscles. *Scand J Dent Res* 96 : 451-456, 1988.
21. Yuen S.W.H., Hwang J.C.C. and Poon P.W.F. : EMG power spectrum patterns of anterior temporal and masseter muscles in children and adults. *J Dent Res* 68 : 800-804, 1989.
22. Haraldson T., Carson G.E., Darlstrom L., and Jansson T. : Relationship between myoelectric activity in masticatory muscles and bite force. *Scand J Dent Res* 93 : 539-545, 1985.
23. Clark G.T., Carter M.C. and Beemsterboer P.L. : Analysis of electromyographic signals in human jaw closing muscles at various isometric force levels. *Archs oral Biol* 33 : 833-837, 1988.
24. Larsson S.E., Cai H. and Oberg P.A. : Continuous percutaneous measurement by laser doppler flowmetry of skeletal muscle microcirculation at varying levels of contraction force determined electromyographically. *Eur J Appl Physiol* 66 : 477-482, 1993.
25. Naeije M., Hansson T.L. : Electromyographic screening of myogenous and arthrogenous TMJ dysfunction patients. *J Oral Rehabil* 13 : 433-441, 1986.
26. Fay D.F., Jones N.B. and Porter N.H. : Spectral analysis of the myoelectric activity of the pelvic floor during voluntary contractions. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 16 : 525-551, 1976.
27. Petrofsky J.S., Lind A.R. : Frequency analysis of the surface electromyogram during sustained isometric contractions. *Eur J Appl Physiol* 43 : 173-182, 1980.
28. Mills K.R. : Power spectral analysis of the electromyogram and compound muscle action potential during muscle fatigue and recovery. *J Physiol* 326 : 401-409, 1982.
29. Kuorinka I. : Restitution of EMG spectrum after muscular fatigue. *Eur J Appl Physiol* 57 : 311-315, 1988.
30. Jankelson R., Pully M.L. : EMG in clinical dentistry. Seattle & Washinton : Myo-tronic Research Inc., pp. 1-14, 1984.
31. Koyano K., Kim Y.J. and Clark G.T. : Electromyographic signal changes during exercise in human chronic jaw muscle pain. *Archs oral Biol* 40 : 221-227, 1995.
32. 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.
33. Moller P., Rasmussen O.C. and Bonde-Petersen F. : Mechanism of ischemic pain in human muscles of mastication : intramuscular pressure, EMG, force and blood flow of the temporal and masseter muscles during biting. In *Advances in Pain Research and Therapy*. New York : Raven Press, Vol. 3 : 273-281, 1979.
34. Mao J., Stein R.B. and Osborn J.W. : The size and distribution of fiber types in jaw muscles : a review. *J Craniomandib Disord Facial Oral Pain* 6 : 192-201, 1992.
35. Lindström L., Magnusson R. and Petersen I. : Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyography* 10 : 341-356, 1970.
36. Rasmusen O.C., Bonde-Petersen F., Christensen L.V. and Moller P. : Blood flow in human Mandibular elevators at rest and during controlled biting. *Archs oral Biol* 22 : 539-543, 1977.
37. Edward R.H.T. : Human muscle fuction and fatigue. In *Human Fatigue. Physiological Mechanisms* (Eds Porter R, Whelan J) : pp 18, Pitman Medical, London (Ciba Found. Symp.82), 1981.
38. Van Boxel A., Schomaker L.R.B. : Influence of motor unit firing statistics on the median frequency of the EMG power spectrum. *Eur J Appl Physiol* 52 : 207-213, 1984.
39. Juel C. : Potssium and sodium shift during in vitro isometric muscle contraction and time course of the ion gradient recovery. *Pflugers Archs* 406 : 458-463, 1986.
40. Juel C. : Muscle action potential propagation velocity changes during activity. *Muscle & Nerve* 11 : 714-719, 1988.
41. Jow R.W., Clark G.T. : Endurance and recovery from a sustained isometric contraction in human jaw elevating muscles. *Archs Oral Biol* 34 : 857-862, 1989.
42. Arendt-Nielsen, Mills K.R. : The relationship bet-

-
- ween mean power frequency of the EMG power spectrum and muscle fiber velocity. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 60 : 130-134, 1985.
43. Zwarts M.J., Haenen H.T.M. and Van Weerden T.W. : The relation between the average muscle fiber conduction velocity and EMG power spectra during isometric contraction, recovery and applied ischemia. *European J Appl Physiol* 56 : 212-216, 1987.
44. Bigland-Ritchie B., Donovan and Roussos C.S. : Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *J Appl Physiol* 51 : 1300-1305, 1981.
45. Kadefors R., Kaiser E. and Petersen I. : Dynamic spectrum analysis of myopotentials with special reference to muscle fatigue. *Electromyograph* 8:39-73, 1968.
46. Funderburgh C.F., Hipskind S.G., Welton R.C. and Lind A.R. : Development of and recovery from fatigue induced by static effort at various tension. *J Appl Physiol* 37 : 392-396, 1974.

ABSTRACT

POWER SPECTRAL ANALYSIS OF MASTICATORY MUSCLES
DURING SUSTAINED ISOMETRIC CONTRACTION AND RECOVERY
AT VARIOUS CONTRACTION TIMES

Wook Kim, D.D.S., Heung-Sang Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Young-Ku Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Oral Medicine & Oral Diagnosis, College of Dentistry, Seoul National University

To study the characteristics of EMG power spectrum of masticatory muscles during sustained isometric contraction and recovery at various contraction times, the author analysed the EMG signals of anterior temporal and masseter muscles before, during, and after sustained isometric contraction at 50% level of maximum voluntary contraction (MVC) for 15,30,60 seconds. Twelve normal subjects were included in this study.

The author came to following conclusions from the results.

1. MMF of anterior temporal muscle in the contraction period was significantly higher than that of masseter muscle during sustained isometric contraction regardless of isometric contraction times($p<0.05$).
2. MMF in the contraction period decreased as the contraction time increased during sustained isometric contraction in both temporal and masseter muscles($p<0.05$).
3. SMF in the contraction period increased as the contraction time increased during sustained isometric contraction in both temporal and masseter muscles($p<0.01$).
4. MMF in the first part of recovery period (20 seconds) decreased as the contraction time increased during sustained isometric contraction($p<0.05$). However, MMF in the later parts of recovery period (20-120 seconds) showed no significant differences.
5. MMF of anterior temporal muscle in the recovery period was significantly higher than that of masseter muscle after sustained isometric contraction regardless of isometric contraction times($p<0.05$).
6. The recovery rate of MF reached 100% in 100 seconds after the isometric contraction regardless of isometric contraction times.

Key Words : power spectrum analysis, masticatory muscles, isometric contraction, median frequency, recovery rate