

슬관절 신전근의 등속성 운동 시 발생하는 일과 근전도 신호와의 관계

대원과학대학 물리치료과

원 종 임

Relationship between EMG Signals and Work during Isokinetic Exercise of Knee Extensor

Won, Jong Im, Ph.D., P.T.

Dept. of Physical Therapy, Daewon Science College

-ABSTRACT-

An electromyogram (EMG) using surface electrodes is one of the indirect tests most frequently used to ascertain muscle fatigue. An EMG can be used in two ways. The first technique determines the root mean square (RMS), which reflects the amplitude of the EMG signal. The second technique determines the median and mean power frequencies through EMG power spectrum analysis.

The purpose of this article is for determine the correlation between work and percent root mean square(%RMS) and between work and MDF of EMG based on muscle contractions. It is used the %RMS, which reflects the amplitude of the EMG signal. For MDF, it is used the frequency power spectrum analysis method, which involves the fast Fourier transformation (FFT) of the original signals.

Key words : Electromyography; Isokinetic exercise; MDF; RMS

I. 서론

근육의 피로는 근 장력을 최대로 유지시킬 수 있는 능력의 손실로 정의되며, 이러한 근피로의 결과 불쾌, 능률저하, 그리고 어떤 자극에 대한 반응능력의 상실이 발생한다(이우주, 2000; Bigland-Ritchie 등, 1986; Vollestad, 1997; Vollestad 등, 1988). 근피로는 근수축의 여러 단계에서 영향을 받으며 이들 단계에서 나타나는 피로의 정도는 다양하게 나타난다. 또한 다른 측정도구들이 적용될 때 보여지는 대사, 이온 그리고 전기적 변화도 다양하다. 즉 피로를 평가하는 각 방법들은 의지적 수축력에 영향을 미치는 여러 단계 중 일부 단계에서의 변화된 기능을 대변할 뿐이다(Vollestad, 1997).

근육의 의지적 수축력은 다음과 같은 과정을 거치며 각 각의 과정들은 근수축력에 영향을 미친다. 첫 번째 과정은 근절의 활동전압 발생을 이끄는 감각정보의 통합뿐만 아니라 동기화 요소를 포함하며 운동신경의 흥분에 영향을 주는 모든 중추적 요소들을 포함한다. 두 번째 단계는 신호가 운동신경을 따라 전달되는 과정이며 여기에 신경근 접합부도 포함된다. 세 번째 단계는 근 섬유의 흥분이며, 네 번째 단계는 종말소주로부터 Ca^{2+} 이 유입되고 Ca^{2+} 이 트로포닌에 부착되는 과정이다. 다섯 번째 단계는 cross-bridge turnover, ATP 이용 그리고 재합성이며 마지막 단계로 힘과 일률이 생산된다. 최대근수축의 경우 위의 모든 단계의 영향을 받으며, 근전도 신호는 위의 첫 번째에서 세 번째 단계까지의 영향을 받게 된다. 즉 근전도 신호는 활동하는 운동단위의 수와 각 운동단위의 흥분 빈도에 대한 정보를 제공한다(Herzog, 1998; Vollstad, 1997).

근재교육 또는 지구력을 증진시키기 위한 재활 프로그램에서 근피로를 예방하기 위해 근피로의 발생 시점을 확인하는 것이 필요하다(조상현, 2000; Basmajian과 De Luca, 1985). 근피로를 확인하는 방법 중 근전도를 이용한 방법에서 표면전극을 이용한 근전도 측정방법이 있는데 (Petrofsky, 1979;

Vollestad, 1977), 이 방법은 크게 두 가지로 나눌 수 있다. 그 하나는 근전도 신호의 진폭을 반영한 Root Mean Square(RMS) 값을 구하는 방법이고, 다른 하나는 주파수 스펙트럼 분석에 의한 중앙주파수 (median power frequency: MDF) 값을 구하는 방법이다(이영희 등, 1994; Ament 등, 1993; De Luca, 1984). 근전도의 진폭과 관련된 연구에서 근육이 최대 수축할 때 최대 근 수축력과 근전도 진폭은 서로 평행하게 감소된다고 하여 피로 발생의 증거로 주장되어 왔다(Christensen과 Fuglsang-Frederiksen, 1988; Geuvel 등, 2000; Mengshoel 등, 1995). 또한 주파수 스펙트럼 분석에 의한 연구에서 근육이 피로함에 따라 고주파수대는 감소하고 저주파수대는 증가하여, 주파수 스펙트럼이 저주파수대로 이동한다는 사실이 밝혀졌다(Fugl-Meyer 등, 1985; Gerdle 등, 1989; Potvin과 Bent, 1997).

본 연구의 목적은 슬관절 신전근의 등속성 운동 시 발생하는 일(work)과 넵다리네갈래근의 근전도 신호로부터 얻은 %RMS 그리고 MDF의 상관관계를 알아보고 이들의 상관계수를 비교하기 위함이다.

II. 연구 방법

1. 연구대상 및 일(work)의 측정방법

연구대상자는 19명의 건강한 남자 대학생이었다. 대상자들은 상지와 하지에 신경계 및 근육계 질환이 없고 정기적인 근력강화 프로그램에 참여하지 않은 20대였다. 이들 중 두 명은 등속성운동 시 발생한 일의 값이 일정치 않아 자료분석에서 제외되어 17명을 대상으로 분석되었다. 연구대상자의 일반적 특성은 다음과 같다(표 1).

표 1. 연구대상자의 일반적 특성

일반적 특성	연령(세)	신장(cm)	체중(kg)
	평균±표준편차	평균±표준편차	평균±표준편차
남자(n=17)	25.5±3.1	174.0±4.9	64.3±7.5

등속성 운동을 위해 Cybex Norm TM System(Cybex Inc. USA)을 이용하였다. 슬관절 신전근의 등속성 수축을 위해 대상자는 검사대 위에 앉아 발을 발판 위에 두고, 상체와 대퇴부가 움직이지 않도록 벨크로로 고정되었고, 정강이 보호대(shin pad)를 발목에 댄 후 무릎관절을 135°굽힘에서 0°로 펴도록 하였다. 펴 시 운동강도는 60°/sec로 그리고 굽힘 시 운동강도는 300°/sec로 하였다. 각 대상자에게 실험과정을 설명하고 가능한 한 빨리 운동하게 하였으며, 실험을 실시하기 전 약 4~5회 연습하여 등속성 운동이 충분히 익숙해지도록 하였다. 운동의 종료시점은 컴퓨터 모니터에 나타난 최대일(peak work)의 25%로 하였다. 대상자들이 운동을 하는 동안 등속성 운동의 훈련경험이 10년 이상 된 물리치료사에 의해 가능한 빨리 그리고 최대의 힘을 주도록 청각 되먹임을 받았다.

2. 근전도 신호의 기록 및 % RMS와 MDF 수집방법

근전도 신호를 기록하기 위해 AE-131 circular surface EMG disposable electrode(NeuroDyne Medical Corp. MA. USA)를 사용하였다. 근전도 신호에 대한 피부저항을 감소시키기 위해 대상자 모두 면도를 한 후 알코올로 잘 닦았으며, 알코올이 다 마른 후 전극을 붙였다. 전극의 부착부위는 무릎관절을 0°로 폼 때 나타나는 가쪽넓은근 힘살의 아래쪽 1/3 지점이었다. 근전도 신호는 MP100WSW(Biopack Systems Inc.CA. USA)에 EMG100B 증폭기를 연결하여 수집되었으며, Sampling rate는 512 Hz이었고, 잡음을 제거하기 위해 low pass filter 30 Hz, high pass filter 150 Hz 그리고 band stop 60 Hz로 신호처리 하였다. a, 1985). %RMS는 등속성 운동 시 분석된 최대 RMS 값을 세 개 선정한 후 이 값들의 평균을 기준으로한 비율로 각 RMS 값들을 표시하여 얻어졌다. RMS는 근 수축시 나타나는 근전도 신호에 대한 절대값을 구하기 위해 rectify한 후 제공하

고 평균을 구하기 위해 integrate하였으며, 그 다음 root를 씌워 계산하였다.

MDF는 저장된 근전도 신호에서 각 0.5초 동안 256개 신호를 대상으로 주파수 스펙트럼을 얻은 후 FFT(fast Fourier transformation)를 반복하여 얻었다. 최초의 FFT 후 근전도 신호가 64개씩 물러나면서 FFT가 반복되어 192개의 근전도 신호가 앞의 FFT 구간과 중복되었다. 이렇게 하여 1초에 8개(8 Hz)의 MDF 값을 구하였다. 이 MDF 자료에는 잡음이 있어 부드러운 추세 곡선을 얻기 위해 Low pass filter를 적용시켜 FFT 한 후 주요 신호의 주파수 대역을 확인한 결과 0.028 Hz로 정하여져 이 이하의 성분만 받아들여 다시 Inverse FFT를 시행하였다. 예비실험 결과 Inverse FFT를 거친 후에도 초기 5초에 해당되는 MDF의 변이가 심하여 초기 5초 이후의 데이터를 기준으로 분석하였다.

3. 데이터 분석방법

근수축의 반복횟수에 따라 발생한 일과 근전도의 MDF의 상관관계를 알아보기 위해 각 근수축 기간 동안에 발생한 MDF의 평균값을 구하여 상관분석을 하였다. 또한 일과 %RMS 값과의 상관분석도 시행하였다. 자료의 시계열 변화를 알아보기 위해 소프트웨어인 Prism 3.0을 이용하여 그래프를 얻었고, 통계처리는 윈도우즈 SPSS version 10.0을 이용하였다. 일과 %RMS 그리고 일과 MDF에 대한 상관계수를 비교하기 위해 비모수검정 방법인 윌콕슨 부호순위 검정을 이용하였고 유의수준 $\alpha=.05$ 로 하였다.

Ⅲ. 결 과

각 대상자에 대한 일과 %RMS 그리고 일과 MDF의 상관계수는 다음과 같다. 일과 %RMS에서는 모든 경우 양적 상관관계를 나타내었으나 일과 MDF는 두 사람을 제외한 모든 대상자에서 양적 상관관계를 나타냈다(표 2). 한 대상자에서 일과 %RMS

그리고 일과 MDF의 상관관계 그래프와 또 다른 대상자에서의 일과 %RMS 그리고 일과 MDF의 상관관계 그래프를 제시하였다(그림 1과 2). 윌콕슨부호 순위검정(Wilcoxon signed-ranks test) 결과 일과 MDF의 상관계수 보다 일과 %RMS의 상관계수가 높게 나타났다($p < .05$)(표 3).

표 2. 각 대상자의 일과 %RMS 그리고 일과 MDF의 피어슨 상관계수

대상자	근수축 횟수	일과 %RMS의 상관계수(r)	일과 MDF의 상관계수(r)
1	12	0.95	0.91
2	14	0.62	0.87
3	21	0.42	0.06
4	17	0.68	0.73
5	10	0.83	0.70
6	16	0.91	0.55
7	14	0.71	-0.02
8	10	0.97	0.86
9	17	0.98	0.89
10	28	0.58	0.5
11	12	0.95	0.41
12	21	0.71	0.58
13	15	0.59	0.58
14	16	0.94	0.83
15	14	0.89	0.76
16	15	0.91	-0.43
17	22	0.89	0.79
평균	16.12	0.80	0.56

* RMS : Root Mean Square,
MDF : Median Power Frequency

표 3. 일과 %RMS 그리고 일과 MDF 사이의 상관분석

변수	상관계수(r)	Z	p
	평균±표준편차		
일과 %RMS	0.80±0.17	-2.91	.004
일과 MDF	0.56±0.37		

* RMS : Root Mean Square,
MDF : Median Power Frequency

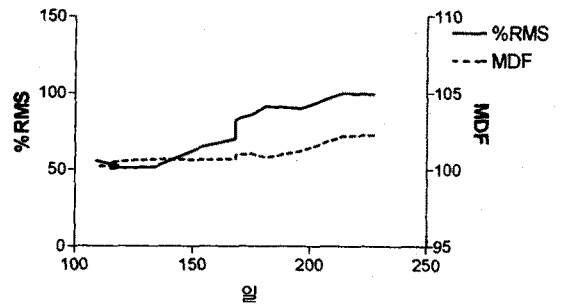


그림 1. 일과 %RMS 그리고 일과 MDF의 상관관계 (Case 1)

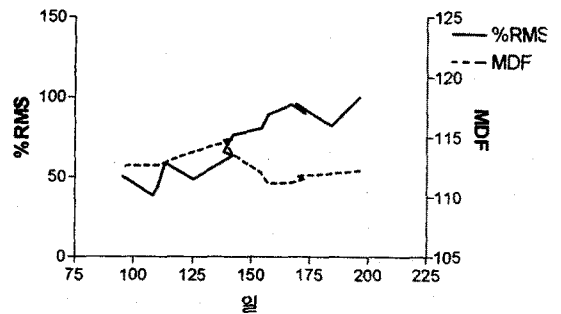


그림 2. 일과 %RMS 그리고 일과 MDF의 상관관계 (Case 2)

IV. 고 찰

근육의 수축이 지속되면 근섬유를 따라 전도되는 활동전압의 전도속도가 느려지고 근육은 방전되며 연속의 빈도수는 감소된다. 이러한 현상은 최대근수축력의 11% 정도로 지속적인 근수축을 하였을 때 주로 1분에서 5분 사이에 보여진다. 이러한 근피로의 결과는 근조직에서 조직의 부적절한 환류, 에너지 자원의 고갈, H⁺의 축적과 관련되어 있다. 과도한 H⁺의 축적은 운동단위 활동전압을 감소시키며 이러한 현상은 이온 채널이 교동체증을 일으키고 결국 세포내의 혼잡을 가져오게 된다(Cram et al, 1998:

Gerdle과 Kalsson, 1994).

근피로는 근수축의 여러 단계에서 다양하게 나타날 수 있으며, 근 피로를 측정할 때 이용되는 측정 도구에 따라 나타나는 대사, 이온 그리고 전기적 변화도 다양하다. 그 중 근전도 신호는 활동하는 운동단위의 수와 각 운동단위의 흥분 빈도에 대한 정보를 제공한다(Herzog, 1998; Vollstad, 1997). 근전도 신호도 근수축과 관련한 여러 단계에서 영향을 받을 수 있고 근수축의 종류에 따라 달라지는데 근섬유의 길이가 짧아지는 근수축 동안 근육내부의 압력이 증가되고 이는 근육에 영향을 공급하는 작은 동맥벽을 소멸시킨다. 또한 등척성 수축 시 근육에서 영양이 고갈되고 독성부산물들이 증가된다 그러나 동적 수축 시 근수축의 입력의 변화들 즉 근수축과 이완의 반복은 근육의 대사자원들의 재분배를 돕고 발생하는 대사성 노폐물을 제거한다(Cram et al, 1998). 따라서 재활프로그램에서 일반적으로 자주 이용되는 동적 수축 시 근전도의 주파수 스펙트럼 분석을 해석하는 데는 다음과 같은 문제가 있는데, 즉 관절범위에 따른 근수축력의 변화 근섬유와 근길이의 변화, 전극의 부착위치와 관련된 신경근 부위의 움직임, 그리고 동적 수축 시 참여하는 운동단위 수의 급속한 변화는 주파수 스펙트럼의 변화를 가져오며, 결국 타당성이 감소되고 해석에 어려움을 가져온다(Ament et al, 1996; Potvin, 1997).

근육의 동적 수축 중 등속성 운동은 각속도에 따라 역동계를 미리 설정할 수 있고, 대상자의 근수축력에 따라 저항을 조절할 수 있으며 근력을 정확하게 측정할 수 있는 방법이므로 본 연구에서는 등속성 운동에 따른 근수축력과 근전도 신호를 비교하였다. 반복적인 최대 등속성운동을 하는 동안 최대우력과 일은 처음 40-60번의 수축횟수 동안 급격한 감소를 보여 이를 피로시기로 보고 있다(Gerdle과 Fugl-Meyer, 1992; Komi, 1979). 그러나 등속성 운동을 이용하여 피로의 간접적인 측정 방법 중 하나인 지구력 검사를 할 때 운동종료 시점을 처음 2-5회 수축한 근수축력에 비해 50%까지 감소했을 때로 하

고 이 때까지의 반복횟수를 측정하므로(Davies, 1987) 본 연구에서도 처음 3회 수축했을 때의 일의 평균에서 50% 감소했을 때까지의 근전도 자료를 분석하였다.

본 연구에서 슬관절 신전을 60°/sec로 등속성 운동했을 때 모든 %RMS와 대부분의 MDF가 감소하였다. Fugl-Mayer 등(1985)과 Gerdle & Fugl-Mayer(1992)의 연구에서도 비슷한 결과를 보여 근전도의 %RMS와 MDF는 근육의 피로를 간접적으로 반영한다고 할 수 있다. 그러나 이런 현상은 근섬유의 종류 중 Type II의 분포가 많을수록 피로시기에 MDF의 기울기가 감소하고 운동지속시간이 감소하며, 운동의 반복횟수도 감소한다(Gerdle et al, 2000; Gerdle & Kalsson, 1994; Komi & Tesch, 1979) 또한 Gerdle 등(2000)에 의하면 RMS는 근섬유의 종류 중 Type II의 분포와 양적인 상관관계가 있다고 하였다.

근수축력과 RMS 그리고 MDF의 상관관계 비교에서 본 연구 결과 일과 MDF 보다 일과 %RMS의 상관관계가 높았다($p < .05$). 이와 관련하여 Gerdle 등(2000)은 슬관절의 등속성운동 시 peak torque(PT)와 중간주파수(MNF) 그리고 RMS를 조사하였다. 여기서 MNF와 PT 그리고 RMF와 PT 모두 일반적으로 양적인 상관관계를 보였으나 RMS 보다 MDF에서 PT와의 상관관계가 더 높았다. 그리고 대상자의 약 30%는 PT와 RMS에서 음적인 상관관계를 보였다. 그러나 Onishi 등(2000)은 무릎관절의 등척성 운동 시 침전극을 이용한 근전도에서 가쪽넓은근의 근수축력과 IEMG(integrated EMG) 사이에 양적인 높은 상관관계를 보였으나 근수축력과 MDF가 선형적인 상관관계를 보이지 않았다고 하였다.

본 연구에서는 슬관절 신전의 등척성수축 시 가쪽넓은근에서만 근전도 신호를 받아 분석하였으므로 추후의 연구에서 넓다리내갈래근 모두에서의 근전도 신호를 분석하는 것이 필요하며, 근섬유 종류의 분포도와 성별 그리고 특정질환과 관련된 피로 관련 변수를 확인하는 것이 필요하리라 사료된다.

IV. 결 론

본 연구에서는 등속성운동시 피로가 발생됨에 따라 발생하는 일(work)과 근전도 분석에서 나타나는 %RMS의 상관관계와 일과 MDF의 상관관계를 비교하고자 하였다. 이를 위해 건강한 남자 대학생 17명을 대상으로 60°/sec로 슬관절 신전을 하여 일을 측정하였고, 최대일의 50% 수준으로 일이 감소할 때까지 근전도에서 얻어지는 %RMS와 MDF를 분석하였다. 그 결과 모든 대상자의 %RMS는 피로함에 따라 감소하였고 대상자중 2명을 제외한 15명에서 MDF가 감소하였다. 또한 일과 MDF의 상관계수보다 일과 %RMS의 상관계수가 높았다($p < .05$).

참 고 문 헌

이영희, 전세일, 박창일. 자발적 수축 시 근활동전위의 주파수 분석에 의한 인체골격근의 특성. 대한재활의학회지, 18:311-327,1994.

이우주. 필수의학사전. 아카데미서적, 2000.

조상현. 근전도 중간주파수 변화를 이용한 근피로 측정방법 및 시스템. 0-2000-0046703. 학교법인 연세대학교, 주식회사바이오트론, 2000.

Ament W, Bonga GJ, Hof AL et al. "EMG median power frequency in an exhausting exercise". J Electromyogr Kinesiol, 3:214-220,1993.

Ament W, Bonga GJ, Hof AL et al. "Electromyogram median power frequency in dynamic exercise at medium exercise intensities". Eur J Appl Physiol, 74:180-186,1996.

Basmajian JV, De Luca CJ. "EMG signal amplitude and force". In Muscles alive. 5th ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1985.

Bigland-Ritchie B, Cafarelli E, Vøllestad NK. "Fatigue of submaximal static contractions". Acta Physiol Scand Suppl, 556:137-148,1986.

Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to

surface electromyography. Aspen Publishers, Inc: 9-39,1998.

Christensen H, Fuglsang-Frederiksen. "Quantitative surface EMG during sustained and intermittent submaximal contractions". Electroencephal Clin Neurophysiol, 70:239-247,1988.

Davies GJ. A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation techniques. Onalaska, Wisconsin : S & S publishers, 1987.

De Luca CJ. "Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans". Crit Rev Biomed Eng, 11:251-279,1984.

Fugl-Meyer AR, Gerdle B, Eriksson BE et al. "Isokinetic plantar flexion endurance: Reliability and validity of output/excitation measurements". Scand J Rehabil Med, 17: 47-52,1985.

Gerdle B, Elert J, Henriksson-Larsen K. "Muscular fatigue during repeated isokinetic shoulder forward flexions in young females". Eur J Appl Physiol,58:666-673,1989.

Gerdle B, Fugl-Meyer. Is the mean power frequency shift of the EMG a selective indicator of fatigue of the fast twitch motor units?. Acta Physiol Scand, 145:129-138,1992.

Gerdle B, Karlsson S. "The mean frequency of the EMG of the knee extensors is torque dependent both in the unfatigued and the fatigued states". Clin Physiol, 14:419-432,1994.

Gerdle B, Karlsson S, Crenshaw AG et al. "The influences of muscle fibre proportions and areas upon EMG during maximal dynamic knee extensions". Eur J Appl Physiol, 81: 2-10,2000.

Geuvel A, Hogrel JY, Marini JF. "Fatigue of elbow flexors during repeated flexion extension cycles: Effect of movement strategy". Int J Sports Med, 21:492-498,2000.

Herzog W, Sokolosky J, Zhang YT, et al. EMG-

Force relation in dynamically contracting cat plantaris muscle. *J Electromyogr Kinesiol*, 8:147-155,1998.

Komi PV, Tesch P. "EMG frequency spectrum, muscle structure and fatigue during dynamic contractions in man". *Eur J Appl Physiol*, 42:41-50,1979.

Mengshoel AM, Saugen E, Førre Ø et al. "Muscle fatigue in early fibromyalgia". *J Rheumatol*, 22:143-150,1995.

Onishi H, Yagi R, Akasaka K, et al. "Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes". *J Electromyogr Kinesiol*, 10:59-67,2000.

Petrofsky JS. "Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer". *Eur J Appl Physiol*, 41:1-15,1979.

Potvin JR. "Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions". *J Appl Physiol*, 82:144-151,1997.

Potvin JR, Bent LR. "A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks". *J Electromyogr Kinesiol*, 7: 131-139,1997.

Vøllestad NK. "Measurement of human muscle fatigue." *J Neurosci Methods*, 74: 219-227, 1997.

Vøllestad NK, Sejersted OM, Bahr R et al. "Motor drive and metabolic responses during repeated submaximal contractions in humans". *J Appl Physiol*, 64:1421-1427,1988.