ISSN 1226-2226 Print DOI: 10.5103/KJSB.2010.20.3.303 http://www.kssb.or.kr

에르고미터 운동 시 근활성도와 생리학적 피로도 비교 분석

윤창진¹ • 채원식¹ • 강년주¹ ¹ 경북대학교 사범대학 체육교육과

Comparative Aanalysis of Fatigue on Muscle Activities and Physiological Variables during Ergometer Test

Chang-Jin Yoon · Woen-Sik Chae · Nyeon-Ju Kang

¹Department of Physical Education, College of Education, Kyungpook National University, Daegu, Korea Received 31 July 2010; Received in revised from 09 September 2010; Accepted 13 September 2010

ABSTRACT

The purpose of this study was (a)to compare electromyographic (EMG) activities and physiological variables on the development of fatigue induced by ergometer test, (b)to determine investigate the differences in the stage of fatigue between the electromyographic characteristics and physiological variables. Nine male university students who have no musculoskeletal disorder were recruited as the subjects. The electromyographic characteristics(peak IEMG, average IEMG, median frequency, mean edge frequency) and physiological variables(HR, RPE, blood lactate) were determined for each stage(15, 30, 45, 60 minutes, all out). For each dependent variable, one-way analysis of variance(ANOVA) with repeated measures and correlation analysis were performed to test if significant difference existed(p<.05). The results showed that peak IEMG, average IEMG from low extremity and physiological variables were significantly increased during the all-out stage. EMG parameters in VL, VM show significantly correlation with physiological variables during whole stages. This indicated that IEMG values may be proper parameters to determine muscle fatigue rather than physiological variables.

Keywords: Muscle fatigue, EMG, Blood lactate, Ergometer, Heart rate, RPE

I. 서 론

근전도를 활용한 근피로의 발생여부는 측정된 근전도 신호를 파워스펙트럼을 통해 중앙주파수(Median Frequency; MF)나 평균주파수(Mean Edge Frequency, MEF)의 주파수 영역대가 낮아지는 현상을 평가하여 나타낼 수 있다(Basmajian & Luca, 1985). Nagata, Arsenault, Garnon, Smyth 와 Mathieu(1990)은 다양한 근수축에 의해 발생되어지는 근피로의 정도를 규명하기 위해 근전도 파워스펙트럼을 사용하는 것이 타당하다고 하였다. 한정수,

Corresponding Author : Woen-Sik Chae
Department of Physical Education, College of Education, Kyungpook
National University, 1370 Sangyeok-dong, Buk-gu, Daegu, Korea
Tel : +82-53-950-5932 / Fax : +82-53-955-4235
E-mail : wschae@knu.ac.kr
이 논문은 2008년도 경북대학교 학술연구비에 의하여 연구되었음.

민기식, 이남식, 안재용, 및 김영은(1997)은 근육의 등척성 운동뿐만 아니라 근육의 반복적인 이완 및 수축 운동에 있어서도 근전도의 주파수 분석을 통해서 근피로도 여부를 판단할 수 있다고 하였다.

근피로는 생리학적으로 근육에 충분한 산소가 공급되지 않거나 혈액 중 젖산 비율이 증가할 때 근육 내 pH의 증가에 의해 근력 생산이 감소되는 것으로 설명된다(대한운동사회, 2007). 점증 부하 운동 시 근피로가 나타나는 시점은 지구성 운동능력과 밀접한 연관이 있다. 지구성 운동능력을 평가할 수 있는 생리학적 변인에는 산소섭취량, 환기량, 심박수, 젖산 농도 등이 있으며, 이는 운동강도, 운동 시간에 따라 일정 수준까지 직선적으로 증가하다가 근피로가 유발되는 무산소성 역치(anaerobic threshold; AT) 이후에는 비선형적으로 증가한다(Wasserman, Whipp, & Koryal, 1973).

Bom(1970)은 근피로의 측정을 생리학적인 직접 측정이 없이 활동의 방해를 받지 않고 용이하게 활용할 수 있는 운동자각도 (Rating of Perceived Exertion: RPE)를 개발하였다. 운동자각도는 심리적으로 느끼는 주관적 강도를 객관적인 생리학적 변인의 수치와 일치하는 정도를 밝혀 정량화한 것으로, 특히 유산소성 운동 시 개인의 피로도를 판단하는 척도로 활용되어져 왔다. 특히 운동검사 중 대부분의 사람들이 좀 힘들다(some what) 혹은 힘들다(hard, RPE 13-16)에서 환기역치(VO2 peak 60-75%)이며, RPE 18-19(very very hard)에서 주관적인 피로의 한계에 이른다(김여경, 이덕분, 김시덕, 이용수, 1997). 하지만 운동자각도는 호흡순환계 및 대사계, 골격근, 말초부위에 생기는 국부적 감각이 통합되어 나타나는 지표(김현수, 신청호, 진정권, 1997)이기 때문에 특정 근육의 피로 발생여부를 검증할 수 있는 근전도 연구와 비교분석이 필요로 되어진다.

근전도의 정량적 측정을 통한 근피로도 해석의 타당성은 생 리학적 변인과의 비교를 통해서 증명될 수 있다. Nagata, Muro, Moritani와 Yoshida(1981)는 근전도의 적분근전도값(IEMG)이 무 산소성 역치 수준 이후에 비선형적인 증가를 보인다고 하였으 며, 이를 근전도 피로역치(electromyographic fatigue threshold; EMGFT)라고 하였다. 이는 무산소성 역치 수준에서는 유산소성 에너지 생성이 속근섬유의 무산소성 대사활동에 의해 보충되는 데 이때 속근섬유의 전기적 활동이 지근섬유에 비해 더 크기 때문인 것으로 보고되고 있다(Skinner & McLellan, 1980). DeVries, Moritani, Nagata와 Magnussen(1982)은 피로역치가 무산 소성 역치와 높은 상관성을 가지고 있다고 하였으며, 김윤호 (2000)는 팔 에르고미터 운동 시 혈중 젖산 축적 시점과 근전도 피로역치 시점 사이의 산소섭취량과 파워는 통계적인 차이가 없으며, 상호간 상관관계가 유의하다고 보고하였다. 하지만 김 성수, 이희혁, 및 윤진환(2001)은 사이클 에르고미터 운동 시 근 전도 피로역치와 젖산 역치와의 관계성 연구에서 적분근전도값 이 급격히 증가하는 시점이 있지만 이는 모두 젖산역치와 환기 역치 이후에 나타났으며, 오히려 환기역치가 젖산역치를 예상 할 수 있는 비침습적인 방법으로 적절하다고 보고하였다.

기존의 연구에서는 근피로 발생을 측정할 수 근전도의 타당성을 검증할 수 있는 연구는 적분근전도값을 통한 피로역치 등제한적인 변인에 의해서만 비교 분석되어져 왔다. 또한 장시간지구력 운동을 시켜서 근피로도를 측정하기 보다는 제한된 시간 내에 부하를 증가시킴으로써 피로를 유발시키는 프로토콜을 사용하였다. 하지만 운동역학 분야의 근전도 연구를 통한 근피로도 분석은 최대 및 평균 적분근전도값과 파워 스펙트럼을 통한 평균 및 중앙 주파수와 같은 다양한 변인을 활용하고 있다. 따라서 개인차를 고려한 장시간 지구력 운동에서 근피로 발생시 생리학적인 변인인 운동자각도, 심박수, 혈중 젖산과 최대, 평균 적분근전도값 및 평균 및 중앙주파수 분석을 통한 다양한

근전도 변인과 비교 분석한다면 근피로 지표로써의 근전도 분석 방법의 타당성을 밝혀줄 수 있을 것으로 생각된다. 따라서 본 연 구의 목적은 에르고미터 운동 시 근활성도와 생리학적 피로도를 비교 분석하는데 있다.

Ⅱ. 연구 방법

1. 연구 대상자

본 연구를 위해 하지 근골격계에 이상이 없는 K대학 남자 학생 9명을 피험자로 선택하였으며, 피험자는 실험에 앞서 피로를 유발 시킬 수 있는 강도 높은 신체 활동은 실험 4주 전부터 금지하였다. 이들의 평균 연령은 24.0±1.7 yrs, 신장 177.0±5.3 cm, 체중 706.3±85.3 N 이다.

2. 실험 장비

1) 근전도 측정을 위한 장비

본 실험을 위해서 디지털 캠코더(Sony DCR-HC48, 60 field/s) 가 우측 약 5 m 거리에 1대를 설치하였다. 또한 선행연구에 의거하여 에르고미터 운동 시 피험자의 오른쪽 하지를 근전도 측정 대상으로 선정하였다(Rouffet & Hautier, 2008; Fernandez-Pena, Lucertini, & Ditroilo, 2009). 피부 임피던스(skin impedance)를 줄이고 양질의 데이터를 획득하기 위해서 알코올을 사용하여 피부 표면을 세척한 후 면도기로 피부 외피층의 털을 제거하였다 (Cram, Kasman, & Holtz, 1998). 하지 근육의 활동정도를 밝히기위해서 8쌍의 표면 전극(QEMG8, Laxtha Korea, gain = 1,000, input impedance > 10¹² Ω, CMRR > 100dB)을 피험자의 오른쪽 대퇴직근, 내측광근, 중간광근, 외측광근, 대퇴이두근(단두), 내측비복근, 외측비복근, 전경골근에 부착하고 접지전극은 상전장골극에 부착하였다(Table 1).

실험 간 실험실 내부 환경은 온도 23℃, 습도 60%로 유지하였고, 신호 간섭으로 인한 노이즈를 최소한으로 하기 위해 사전 중폭기가 설치된 표면전극이 사용되었으며 자료수집 시 각 근전도자료는 오실로스코프에서 감시되었다. 또한 실험 간 무브먼트 아티팩트(movement artifact)를 최소화하기 위해서 근전도 와이어를 피부에 고정시키고, 피험자들은 탄성섬유복을 착용하였다(Rouffet & Hautier, 2008). 자료 분석 시에도 350 Hz의 저역 통과 필터링과 10 Hz의 고역 통과 필터링을 실시하여 노이즈를 최소화하였다.

자료 표준회를 위해 발목과 무릎관절의 최대 정적 신전과 굴곡수축을 실제 데이터 수집 전에 측정되었다(Table 2). 피험자 별 최대 정적 수축 근전도(MVIC)를 자료 분석 시 반영하여 %MVIC로 표준화시킨 결과를 분석하였다(채원식, 강년주, 2009). 최대 정적 수축 근전도치 측정은 샘플링 속도 1024 Hz로 5초간 수집되었으며, 실제 운동 시 근전도 측정은 1024 Hz로 특정 시점 시 1분간 수집되었다. 카메라, 근전도 측정기와 동조를 위해실제 자료수집 시 5볼트의 신호를 1대의 LED(a light-emitting diode)에 보내고 동시에 근전도 측정기와 연결된 A/D board에 외부 신호가 전달되는 동조 유닛(Visol Inc, Korea)을 사용하였다.

Table 1. Electrode placements

Table 1. Electrode	placements	
Muscle	Electrode placement*	
Rectus femoris (RF)	50% of distance between ASIS and apex of patella	8
Vastus lateralis (VL)	25% of distance between ASIS and lateral knee joint space from ASIS	8
Vastus medialis (VM)	20% of distance between ASIS and medial knee joint space from ASIS	8
Biceps femoris (BF)	50% of distance between ischial tuberosity and caput fibula	3
Gastrocnemius medial side(GM)	35% of distance between medial knee joint space and calcaneal tuberosity	3
Gastrocnemius lateral side(GL)	30% of distance between lateral knee joint space and calcaneal tuberosity	8
Tibialis anterior (TA)	35% of distance between patella bottom and lateral ankle joint space	

Note.* U. S. Department of Health and Human Services (1993).

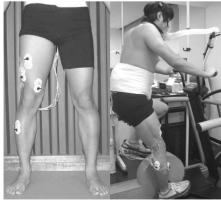


Figure 1. EMG test

Table 2. The related isometric exercises

Isometric contraction	Body position
Knee extension	Sit on the table; shank vertically down. Resistance applied backward against the ankle.
Knee flexion	Sit on the table; shank vertically down. Resistance applied forward against the ankle Gastrocnemius.
Ankle plantar flexion	Standing upright. Resistance applied downward against the shoulders.
Ankle dorsi flexion	Sit on the table; shank vertically down. Resistance applied backward against the toe.

2) 생리학적 피로도 측정을 위한 장비

실험 전 개인별 유산소성 능력을 표준화하기 위해서 최대산소섭취량을 호흡가스 분석기(Max-1, Fitco Co., USA)를 이용하여 측정하였다(Figure 2). 실험 간 피험자는 최대산소섭취량의 60% 수준으로 에르고미터(Lode B. V, Germany)운동을 실시하였고 심박수는 피험자의 가슴에 장착된 자동심박수 측정기(Polar, Port Washington NY 11050, Polar Inc., USA)로 측정하였다(Figure 3). 혈중 젖산은 자동혈당분석기(YSI2300 STAT pluse, YSI Inc., USA)를 이용하여 분석하였다.





Figure 2. VO2max test

Figure 3. HR test

3. 실험 절차

실험 2주전 피험자별 유산소성 능력치를 표준화하여 표준화된 운동처치를 하기 위해 사전 최대산소섭취량(VO2max) 측정을 실시하였다. 또한 근전도 자료 표준화를 위해 하지의 최대정적 신전과 굴곡 수축을 측정하였다. 피험자는 실험 전 12시간 동안 금식(over-night fasting)을 하였으며, 실험 당일 오전에실험실에 도착하여 충분히 안정을 취한 후, 안정 시 혈액을 채취하였다. 운동처치는 피험자별 최대산소섭취량의 60% 운동강도로 60분간 에르고미터 운동을 하였고, 60분 이후에는 최대하

운동을 실시하였다. 실험 간에는 상완 정맥에 카테터(catheter)를 삽입하여 셋방향 콕마개(three-way stopcock)로 연결하고 테이프로 고정시켜 운동시작 후 15분, 30분, 45분, 60분, 최대운동 시혈액을 채취하고 근전도 측정을 각각 1분간 실시하였으며, 이때 심박수와 운동자각도를 동시에 측정하였다.

4. 자료 분석

근전도 데이터는 Telescan ver. 2.85(Laxtha, Korea)를 사용하여 350 Hz의 저역 통과 필터링을 하며 그 이후에 10 Hz의 고역 통과 필터링을 실시하였다. 근전도 데이터는 정파정류 처리를 하며 최대 정적 수축 근전도치에 대하여 아래의 공식을 사용하여 표준화하였다. 각 시점 시 수집된 자료를 디지털 카메라를 통하여 최초 5회 반복 페달링되는 데이터를 선택적으로 분석하여 산출하였다.

$$nEMG = \frac{EMG_{raw}}{EMG_{max}}$$

EMGraw는 정류화하고 필터처리된 실제 운동시의 근전도치이며, EMGmax는 무릎관절의 최대 정적 신전과 굴곡 수축시 발생되어진 최대 근전도치를 의미한다. 중앙주파수 및 평균주파수는 Telescan ver. 2.85(Laxtha, Korea)를 사용하여 power spectrum을 통해 산출하였다.

5. 통계 처리

시간별 각 근육의 중앙주파수, 평균주파수, 최대적분근전도 값, 평균적분근전도값, 혈중 젖산, 심박수, 운동자각도의 평균과 표준편차를 계산하였다. 운동 수행 시간에 따른 통계적 유의성을 검증하기 위해 SPSS 14.0을 이용하여 반복 측정을 통한 일원 분산분석(one-way analysis of variance(ANOVA) with repeated measures)을 실시하였고 사후분석은 contrast를 사용하였다. 또한 각 변인별 Pearson 상관관계 분석을 실시하였으며, 이때 유의수준은 p<.05으로 설정하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 근전도

1) 근육별 평균 및 최대 적분근전도값

운동 시간 별 평균 적분근전도값은 내측광근의 경우 60분 경과 시 45분에 비하여 통계적으로 유의하게 증가하였다. 또한 외측비복근을 제외한 모든 근육에서 최대하 운동이 60분보다 통계적으로 유의하게 증가하였다(Table 3). 최대 적분근전도값 도 최대하 운동 시 모든 근육이 60분보다 통계적으로 증가하였 다(Table 4).

2) 근육별 중앙 및 평균 주파수

시간 경과에 따른 중앙 주파수는 전경골근이 45분에서 60분 사이에 통계적으로 유의하게 감소하였다. 최대하 운동 시에는 통계적인 유의차는 나타나지 않았지만 대부분의 근육에서 60분에 비해 중앙 주파수가 감소하는 경향을 보였다(Table 5). 평균주파수의 경우에도 통계적인 유의차는 나타나지 않았지만 대부분의 근육에서 최대하 운동 시 60분에 비해 감소하는 경향을 보였다(Table 6).

2. 생리학적 변인

생리학적 변인은 주관적 피로지표인 운동자각도, 심박수, 혈 중 젖산을 분석하였다. 운동자각도, 심박수, 혈중 젖산 모두 시 간의 경과에 따라 통계적으로 유의하게 증가하였다. 특히 운동 자각도의 경우 60분 경과시 매우 힘들다(17)에 가까운 결과를 보였다. 심박수와 혈중 젖산의 경우 최대하 운동시 60분보다 통계적으로 매우 큰 증가를 보였다(Table 7).

3. 근전도 변인과 생리학적 변인 간의 상관관계

1) 근전도 변인과 혈중 젖산 간의 상관관계

전체 피험자의 평균 및 최대 적분근전도값, 평균 및 중앙 주 파수와 혈중 젖산 간의 상관관계를 살펴본 결과 전경골근을 제외한 모든 근육의 최대 적분근전도값과 혈중 젖산 간에는 통계적으로 유의한 상관관계가 나타났다. 평균 적분근전도값의 경우에는 외측비복근 및 내측비복근을 제외한 모든 근육에서 혈중 젖산과 통계적으로 유의한 상관관계가 나타났다(Table. 8). 하지만 중앙 및 평균주파수의 경우에는 혈중 젖산과 유의한 상관관계를 보이지 않았다.

2) 근전도 변인과 심박수 및 운동자각도 간의 상관관계

피험자의 근전도 변인과 심박수 간의 상관관계를 살펴본 결과 대퇴직근과 외측광근에서 평균 및 중앙 주파수와 심박수 사이에 통계적으로 유의한 상관관계를 나타내었다. 또한 외측광근, 내측 광근의 평균 및 최대 적분 근전도값이 심박수와 통계적으로 유 의한 상관관계를 보였다(Table 9). 운동자각도와의 관계에서는 외 측광근, 내측광근, 대퇴이두근의 평균 및 최대 적분근전도값이 통계적으로 유의한 상관관계를 나타내었다. 중앙 및 평균 주파수 는 전체적으로 유의한 상관관계가 나타나지 않았다(Table 10).

Table 3. Average IEMG

(unit: %MVIC)

	RF	VL	VM	BF	TA	GL	GM
0	1.39(1.29)	2.00(1.35)*	2.82(1.56)*	0.68(0.27)*	1.17(0.51)*	2.22(1.70)	5.92(8.50)
15	$1.20(0.29)^{\Psi}$	$2.44(0.84)^{\Psi}$	$3.37(0.79)^{\Psi}$	$0.69(0.33)^{\Psi}$	1.37(0.46)	1.89(1.56)	4.83(7.00)
30	1.17(0.26) ^ф	$2.66(1.08)^{\Phi}$	$3.54(0.82)^{\Phi}$	$0.60(0.25)^{\Phi}$	$1.12(0.34)^{\Phi}$	1.94(1.61)	5.74(9.08)
45	$1.25(0.42)^{\tau}$	$2.67(1.18)^{\tau}$	$3.73(0.98)^{\tau}$	$0.82(0.40)^{\Phi\tau}$	1.51(0.68)	1.90(1.44)	5.83(7.79)τ
60	1.05(0.32)	2.44(0.96) ¹²	$3.27(0.94)^{\tau^{\text{IZ}}}$	0.78(0.42) ¹²	1.11(0.24) ¹¹	1.93(1.47)	6.99(8.41) ^{tt}
all-out	$1.80(0.50)^{\Psi\varphi\tau^{\text{cm}}}$	$3.91(1.26)^{*\Psi \phi \tau^{xx}}$	$4.93(1.40)^{*\Psi \phi \tau^{xx}}$	$1.40(0.64)^{*\Psi \varphi \tau \Xi}$	1.71(0.59)*ф¤	1.84(0.93)	$3.57(1.39)^{\tau m}$

Note. *Significant difference between 0 and the others, "Significant difference among 15, 30, 45, 60, and all-out, "Significant difference among 30, 45, 60, and all-out, "Significant difference among 45, 60, and all-out, "Significant difference between 60 and all-out.

Table 4. Peak IEMG

(unit: %MVIC)

	RF	VL	VM	BF	TA	GL	GM
0	11.30(9.46)*	25.58(14.38)*	34.90(18.38)*	10.43(5.46)*	22.82(12.09)	20.98(18.92)*	55.70(53.47)*
15	$15.26(6.01)^{\Psi}$	$34.85(13.97)^{\Psi}$	$46.29(15.98)^{\Psi}$	14.75(14.12)	$21.62(6.04)^{\Psi}$	$22.01(15.77)^{\Psi}$	$45.47(47.63)^{\Psi}$
30	$13.42(3.50)^{\Phi}$	35.58(9.79)* [†]	43.85(10.24)* [†]	7.64(3.29) ^{\phi}	$18.60(7.00)^{\Phi}$	21.86(16.38) ^ф	66.44(71.68) ^ф
45	$14.63(6.29)^{\tau}$	$34.49(11.13)^{\tau}$	$49.33(8.01)^{*\tau}$	$12.59(7.93)^{\Phi\tau}$	$27.32(8.67)^{\Psi_{T}}$	$24.02(17.77)^{\tau}$	74.36(74.58) ^τ
60	12.44(4.48) [¤]	$29.81(9.91)^{\tau^{tx}}$	$43.80(11.11)^{\tau x}$	10.70(7.02)	$18.45(5.49)^{\text{TM}}$	21.52(18.51) ^{tt}	86.17(72.83) [¤]
all-out	$45.4(12.1)^{*\Psi \phi \tau^{x}}$	$53.9(10.2)^{*\Psi \phi \tau^{xx}}$	$60.8(14.1)^{*\Psi \Phi \tau^{m}}$	$25.5(11.5)^{*\phi \tau^{xx}}$	$27.8(7.7)^{\Phi^{CC}}$	$86.7(53.0)^{*\Psi \phi \tau^{xx}}$	$101.1(51.8)^{*\Psi \phi \tau^{xx}}$

Note. *Significant difference between 0 and the others, "Significant difference among 15, 30, 45, 60, and all-out, *Significant difference among 30, 45, 60, and all-out, "Significant difference among 45, 60, and all-out, "Significant difference between 60 and all-out.

Table 5. Median frequency(MF)

(unit: Hz)

	RF	VL	VM	BF	TA	GL	GM
0	39.1(7.8)*	48.1(4.8)	49.5(11.1)	55.7(23.0)	94.9(11.7)	94.5(33.8)	84.1(44.2)
15	$46.2(4.1)^{\Psi}$	50.9(11.0)	51.1(11.2)	63.1(22.1)	$100.3(17.8)^{\Psi}$	$91.7(29.0)^{\Psi}$	91.1(44.3)
30	46.5(5.3) ^{\phi}	54.5(14.6)	52.0(10.7)	63.2(17.1)	100.3(23.1)	99.8(33.4) ^ф	94.6(44.8)
45	47.5(4.3) [*]	54.7(13.0)	53.5(12.5)	65.6(19.1)	$106.7(17.1)^{\Psi\tau}$	$107.6(22.1)^{\Psi}$	89.7(42.8)
60	$49.0(5.2)^{*\Psi}$	53.4(11.1)	52.6(11.1)	63.3(17.5)	$101.0(19.8)^{\tau}$	$103.7(32.1)^{\Phi}$	79.9(48.1)
all-out	47.1(3.7)*	52.3(11.8)	48.0(5.4)	61.5(15.7)	107.1(18.5)	103.6(29.1)	81.4(47.6)

Note. *Significant difference between 0 and the others, "Significant difference among 15, 30, 45, 60, and all-out, *Significant difference among 30, 45, 60, and all-out, "Significant difference among 45, 60, and all-out, "Significant difference between 60 and all-out."

Table 6. Mean Edge frequency(MEF)

(unit: Hz)

	RF	VL	VM	BF	TA	GL	GM
0	113.5(11.4)	106.0(12.3)*	125.1(11.2)	140.0(10.4)	154.6(9.3)	151.0(23.1)	167.3(17.6)
15	118.4(9.1)	108.3(13.0)*	126.8(11.3)	$137.5(7.5)^{\Psi}$	156.6(12.0)	151.9(22.9)	165.8(15.2)
30	121.6(9.8)	110.6(9.5)*	$126.8(11.8)^{\Phi}$	140.2(10.5)ф	156.8(12.1)	$152.8(23.8)^{\Phi}$	167.1(18.5)
45	121.8(8.8)	109.9(9.6)*	$125.0(11.8)^{\Phi}$	141.5(8.6)	158.9(12.7)	155.3(21.6)	165.3(14.5)
60	122.0(9.5)	110.7(9.5)*	123.9(11.9) ^ф	$144.4(10.1)^{\Psi \Phi}$	158.0(12.1)	$156.5(22.8)^{\Phi}$	159.4(19.9)
all-out	119.6(9.3)	109.8(11.2)	124.7(11.0)	138.5(10.0)	158.5(15.0)	153.8(24.1)	161.9(18.0)

Note. *Significant difference between 0 and the others, "Significant difference among 15, 30, 45, 60, and all-out, "Significant difference among 30, 45, 60, and all-out, "Significant difference among 45, 60, and all-out, "Significant difference between 60 and all-out.

Table 7. Physiological parameters

(unit: $mmol/\ell$, bpm)

		(-	mun maney e , epiny
	blood lactate	HR	RPE
0	0.6(0.3)*	75.7(10.6)*	7.0(0.0)*
15	1.2(0.6)* ^{±Ψ}	$124.7(18.7)^{*\Psi}$	$10.7(1.0)^{*\Psi}$
30	$1.2(0.4)^{*_{\Phi}}$	$133.7(15.8)^{*\Psi\Phi}$	13.1(0.8)**\Phi\$
45	$1.1(0.2)^{*\tau}$	$141.8(13.4)^{*\Psi \Phi \tau}$	$15.4(1.0)^{*\Psi \Phi \tau}$
60	1.1(0.2)*¤	$149.9(15.5)^{*\Psi\phi\tau^{12}}$	$16.8(0.8)^{*\Psi \varphi \tau}$
allout	$3.6(0.9)^{*\Psi \phi \tau^{m}}$	$167.3(5.8)^{*\Psi \Phi \tau^{12}}$	$19.0(0.0)^{*\Psi \Phi \tau}$

Note. *Significant difference between 0 and the others, *Significant difference among 15, 30, 45, 60, and all-out, *Significant difference among 30, 45, 60, and all-out, *Significant difference among 45, 60, and all-out, *Significant difference between 60 and all-out.

Table 8. Correlation coefficient(r) between IEMG values and blood lactate

Average IEMG	blood lactate	Peak IEMG	blood lactate
RF	0.326*	RF	0.799*
VL	0.460*	VL	0.619*
VM	0.491*	VM	0.458*
BF	0.533*	BF	0.506*
TA	0.370*	TA	0.273*
GL	-0.086	GL	0.685*
GM	0.227	GM	0.623*

Note. p < .05

Table 9. Correlation coefficient(r) between EMG parameters and HR

MF	HR	MEF	HR
RF	0.547*	RF	0.279*
VL	0.351*	VL	0.324*
VM	0.092	VM	0.134
BF	0.203	BF	-0.017
TA	0.238	TA	0.220
GL	0.065	GL	0.009
GM	-0.086	GM	-0.097
Average IEMG	HR	Peak IEMG	HR
Average IEMG RF	HR 0.058	Peak IEMG RF	HR 0.509*
RF	0.058	RF	0.509*
RF VL	0.058 0.392 [*]	RF VL	0.509 [*] 0.444 [*]
RF VL VM	0.058 0.392* 0.454*	RF VL VM	0.509* 0.444* 0.526*
RF VL VM BF	0.058 0.392* 0.454* 0.150	RF VL VM BF	0.509* 0.444* 0.526* 0.177

Note.* p<.05

Table 10. Correlation coefficient(r) between EMG parameters and RPE

MF	RPE	MEF	RPE
RF	0.394*	RF	0.212
VL	0.109	VL	0.097
VM	0.012	VM	-0.075
BF	0.057	BF	0.066
TA	0.179	TA	0.106
GL	0.160	GL	0.074
GM	-0.044	GM	-0.144
Average IEMG	RPE	Peak IEMG	RPE
Average IEMG RF	RPE 0.111	Peak IEMG RF	RPE 0.552*
RF	0.111	RF	0.552*
RF VL	0.111 0.396 [*]	RF VL	0.552* 0.450*
RF VL VM	0.111 0.396 [*] 0.418 [*]	RF VL VM	0.552* 0.450* 0.423*
RF VL VM BF	0.111 0.396* 0.418* 0.419*	RF VL VM BF	0.552* 0.450* 0.423* 0.323*
RF VL VM BF TA	0.111 0.396* 0.418* 0.419* 0.223	RF VL VM BF TA	0.552* 0.450* 0.423* 0.323* 0.129

Note.* *p*<.05

Ⅳ. 논 의

근전도를 통한 근육의 피로는 근섬유 안에서 수축과 이완의 과정에서 발생되는 운동단위의 전기화학적 현상을 가시적 신호로 추출하여 정량화하는 것을 통해 분석할 수 있다(민기식, 안재용, 한정수, 1998). Nagata et al.(1990)은 생리학적 근피로의 지표인 무산소성 역치 수준에서 적분근전도값이 비선형적으로 증가를 하며, 이를 근전도 피로 역치라고 보고하였다. 또한 Basmajian과 Luca(1985)는 근육이 피로하게 되면 근전도 신호의주파수 영역이 고주파에서 저주파로 감소되며 이는 중앙 주파수 및 평균 주파수의 감소량을 측정하여 분석할 수 있으며, 이는 생리학적 반응과 관련이 있다고 보고하였다.

본 연구에서 평균 및 최대 적분근전도값은 60분 이후 최대 하 운동 시 모든 근육에서 통계적으로 유의하게 증가하였다. 생리학적 변인인 혈중 젖산, 심박수와 운동자각도의 경우에도 60분 이후 최대하 운동 시에 통계적으로 유의하게 증가하였다.

Wasserman et al.(1973)은 무산소성 역치 시점에서 젖산 농도, 심박수의 비선형적 증가현상이 나타난다고 보고하였는데, 본 실 험에서는 60분 이후 최대하 운동 시 이러한 무산소성 역치점이 나타난 것으로 사료된다. 또한 평균 및 최대 적분근전도값이 동 시에 비선형적으로 증가한 것으로 볼 때 무산소성 역치 수준에 서 근전도 피로 역치가 비슷한 시점에 나타난 것으로 사료된다. Buchtal과 Schmalbruch(1980)은 젖산과 같은 대시물질의 축적에 따른 변화가 동원율에 영향을 준다고 하였으며, Skinner와 McLellan(1980)은 무산소성 역치 수준에서 동원되는 속근 섬유의 동원율의 변화가 비선형적인 적분근전도값의 증가에 영향을 준다고 보고하였다. 따라서 근전도 분석을 통한 평균 및 최대적분근전도값이 젖산 축적 및 동원율의 증가와 같은 근피로에 따른 생리학적 변화를 반영하고 있는 것으로 판단되며, 장시간운동 시에도 생리학적 근피로가 발생되는 시점을 나타낼 수 있을 것으로 사료되어 진다.

중앙 및 평균 주파수의 경우에는 최대하 운동 시 통계적으로 유의한 차이는 나지 않았지만, 전체적으로 감소하는 경향을 보였다. 본 연구에서는 기존에 활용된 적분근전도값의 비선형적 증가를 나타내는 근전도 피로 역치와 같이 근피로 분석에 많이 활용되는 근전도 주파수 결과를 통한 근피로 연구의 타당성과 지표를 제시하고자 하였다.

Fuglsang-Frederiksen과 Ronager(1988)는 근피로 시 주파수 감소의 원인은 저주파 성분인 흥분운동단위(firing motor unit)의 증가로 인해 전체 파워스펙트럼 중 저주파수 성분의 비율이 커진다고 보고하였다. 본 연구를 통해서는 중앙 및 평균 주파수가최대하 운동 시 다소 감소하였기 때문에 근피로도가 발생했다고 볼 수 있지만, 적분근전도값에서의 급격한 증가와 같이 비선형적 감소가 없었고, 이러한 주파수값과 혈중 젖산 간의 상관관계도 통계적으로 유의하지 않았다. 따라서 이번 연구에서는 주파수의 감소를 생리학적 근피로 발생시점을 대변할 수 있는 하나의 지표로 나타낼 수는 없었다. 이러한 문제점은 많은 피험자를 통해 정량화된 평균 및 중앙 주파수의 감소정도를 생리학적 변인과 타당성을 검토하여, 근피로의 지표로 객관적으로 활용되어져야 할 것으로 판단된다.

피험자별 전체 운동시간 동안 근전도 변인과 생리학적 변인 간의 상관관계를 살펴보면, 혈중 젖산과 대부분 근육의 평균 및 최대 적분근전도값에서 통계적으로 유의한 상관관계를 보였 다(Figure 4). 또한 외측광근과 내측광근에서의 평균 및 최대 적 분근전도값과 중앙 및 평균 주파수가 심박수 및 운동자각도와 통계적으로 유의한 상관관계를 나타내었다.

김성수 등 (2001)은 사이클 에르고미터 점증 부하 운동 시근전도 피로역치는 모두 젖산역치와 환기역치 이후에 나타났으며, 오히려 환기역치가 젖산역치를 예상할 수 있는 비침습적인 방법으로 적절하다고 하였다. 하지만 본 연구는 개인별 유산소성 수준차가 고려된 장시간 운동을 실시하였고, 상관관계 분석시 전체 운동 시간 동안의 근전도 변인과 생리학적 변인 간의증감관계를 분석하였기 때문에 보다 유의한 상관관계가 나타난것으로 판단된다. 또한 이를 통해 근전도 변인을 활용한 근피로도 분석이 혈중농도, 심박수, 주관적 지표인 운동자각도의 변화 추이를 반영할 수 있을 것으로 사료되어 진다.

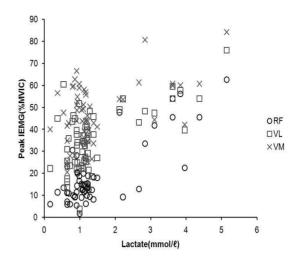


Figure 4. Scatter diagram between peak IEMG in RF, VL, VM and blood lactate

V. 결 론

본 연구의 목적은 개인차를 고려한 에르고미터 운동 시 근활성도와 생리학적 피로도를 비교 분석하는데 있다. 이를 위해 근전도 분석을 통한 평균 및 최대 적분근전도값, 중앙 및 평균 주파수와 생리학적 피로도인 혈중 젖산, 심박수, 운동자각도를 운동 경과 시간에 따라 비교 분석하였다. 또한 근전도 분석을 통한 근피로도 분석의 타당성을 검증하기 위해서 근전도 변인과 생리학적 변인 간의 상관관계를 분석하였다.

실험 결과 평균 및 최대 적분근전도값과 혈중 젖산, 심박수, 운동자각도는 동일한 시점에 통계적으로 유의하게 증가하였으며, 시간 경과에 따라 상호간 유의한 상관관계를 나타내었다. 중앙 및 평균 주파수는 생리학적 피로도 발생 시에 통계적으로 유의한 차이는 없었지만 전체적으로 감소하는 경향을 보였다. 하지만 자전거 운동 시 주로 활용되는 외측광근, 내측광근에서의 중앙 및 평균 주파수는 생리학적 변인과 통계적으로 유의한 상관관계를 보였다. 이를 통해 장시간 운동 시에도 근전도 변인을 활용한 근피로도 측정이 생리학적인 현상을 충분히 반영하고 있음을 나타내고 있다. 하지만 추후 연구에서는 근피로 발생 시 나타나는 주파수 감소 정도를 정량화하여 근피로 판단 여부를 객관화할 수 있는 연구가 필요할 것으로 사료되어 진다.

참고문헌

김성수, 이희혁, 윤진환(2001). 사이클 에르고미터 운동시 근전 도 피로역치와 무산소성 역치와의 상관 연구. **대한스**

포츠의학회지, 19(2), 342-350.

- 김여경, 이덕분, 김시덕, 이용수(1997). 트레드밀 운동부하 방법에 따른 최대산소섭취량 최대심박수 및 운동자각도 비교 분석. **대한스포츠의학회지**, 15(2), 348-353.
- 김윤호(2000). 팔 에르고메타 운동시 무산소성 역치와 근전도 피로 역치. **운동과학**, 9(1), 65-88.
- 김현수, 신창호, 진정권(1997). 운동강도 지표로서 자각도-13의 유용성에 관한 연구. **운동과학**, 6(1), 33-44.
- 대한운동사회(2007). 운동생리학. 서울: 도서출판 한미의학.
- 민기식, 안재용, 한정수(1998). 근전도를 이용한 근피로도의 측 정. **대한정형과학회지**, 33(4), 1184-1192.
- 채원식, 강년주(2009). 드롭 착지 동작 시 탄성 섬유 바지 착용 이 충격력과 근육 활동에 미치는 영향. 한국운동역 학회지, 19(3), 603-610.
- 한정수, 민기식, 이남식, 안재용, 김영은(1997). 근피로도의 측 정 및 정량화를 위한 근전도 고찰. **대한기계학회 춘 추학술대회 자료집**, 342-347.
- Basmajian, J. V., & De Luca, C. J.(1985). *Muscle Alive*. Baltimore: Williams and Wilkins. 125-127.
- Born, G.(1970). Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 2, 92-98.
- Buchtal, F., & Schmalbruch, H.(1980). Motor unit of mammalian muscle. *Physiological Reviews*, 60, 90-142.
- Cram, J. R., Kasman, G. S., & Holtz, J.(1998). *Introduction to surface electromyography.* Gaithersburg: Aspen Publishers, Inc.
- DeVries, H. A., Moritani, T., Nagata, A., & Magnussen, K.(1982).

 The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. *Ergonomics*, 25, 783-791.
- Fernandez-Pena, E., Lucertini, F., & Ditroilo, M.(2009). A maximal isokinetic pedalling exercise for EMG normalization in cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(3), 162-170.
- Fuglsang-Frederiksen, A., & Ronager, J.(1988). The motor unit firing rate and the power spectrum of EMG in human. Electroencephal CI in Neurophysiel, 70, 68-72.
- Nagata, S., Arsenault, A. B., Garnon, D., Smyth, G., & Mathieu, P. A.(1990). EMG power spectrum as a measure of muscular fatigue at different levels of contraction. *Medical and Biological Engineering & Computing*, 28(4), 374-378.
- Nagata, A., Muro, M., Moritani, T., & Yoshida, T.(1981).

- Anaerobic threshold determination by blood lactate and myoelectric signals. *Japanese Journal of Physiology*, 31, 585-597.
- Rouffet, D. M., & Hautier, C. A.(2008). EMG normalization to study muscle activation in cycling. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 18(5), 866-878.
- Skinner, J. S., & McLellan, T. H.(1980). The transition from aerobic to anaerobic metabolism. *Research Quarterly for Exercise & Sports*, 51, 234-248.
- U. S. Department of Health and Human Services(1993). Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: Expert perspectives.(DHHS Publication No. 91-100). Washington, DC: U.S. Government Printing Office.
- Wasserman, K., Whipp, B. J., & Koyal, S. N.(1973). Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *Journal of Applied Physiology*, 35, 236-243.