



파워보행과 일반보행 시 하지근의 근전도 비교 분석

The Comparative Analysis of EMG Activities on the Lower Limb Muscles during Power Walking and Normal Walking

기세준 · 채원식* · 강년주 · 장재익 · 윤창진(경북대학교)

Gi, Se-Joon · Chae, Woen-Sik* · Kang, Nyeon-Ju · Jang, Jae-Ik · Yoon, Chang-Jin(Kyungpook National University)

국문요약

본 연구의 목적은 파워보행 시 하지근의 근활성 정도를 비교 분석하고자 근전도 측정을 통해 파워보행과 일반보행 시 하지근의 평균적분 근전도 및 최대적분 근전도를 측정하였다. 피험자는 근골격계에 이상이 없는 남자 대학생 17명으로 선정하였으며, 실험 간 140 beat/min 속도로 보행을 실시하였다. 일반보행 동작과 파워보행 동작의 구간별 근전도치를 비교해 본 결과 일반보행 동작 시 보다, 강하고 힘차게 걷는 파워보행 동작 시에서 측정하고자 하는 하지근의 대부분 근육활동이 전체적으로 높게 나타났다. 특히 보행 동작에서 주동근이 되는 대퇴직근, 내측광근, 외측광근의 활동이 일반보행 동작보다 파워보행 동작에서 높게 나타났으며, 발이 지면에서 떨어지기 전 지면을 힘껏 밟을 때 사용되는 내측비복근, 외측비복근에서, 발뒤꿈치가 지면에 닿을 때 사용되는 전경골근에서 일반보행 동작보다 파워보행 동작에서 전체적으로 통계적으로 높은 유의한 근육활동이 나타났다. 이는 파워보행 동작이 일반보행 동작보다 더욱 많은 근육활동을 유발시킴으로 하지근의 근육강화 및 에너지 소비에 직접적으로 도움이 되는 유산소 운동으로써 파워보행을 활용 할 수 있을 것이라 판단되어진다. 따라서 본 연구의 결과 파워보행 동작이 건강유지와 다이어트를 원하는 사람들에게 일반보행 보다 더 높은 효과가 있을 것으로 판단된다.

ABSTRACT

S. J. Gi, W. S. Chae, N. J. Kang, J. I. Jang and C. J. Yoon, The Comparative Analysis of EMG Activities on the Lower Limb Muscles during Power Walking and Normal Walking. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 18, No. 4, pp. 125-133, 2008. The purpose of this study was to compare EMG activities on the lower limb muscles during power walking and normal walking. Seventeen subjects who have no known musculoskeletal disorders performed walking exercise at a cadence of 140 beats/min. After surface electrodes were attached to rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris, tibialis anterior, medial gastrocnemius, averaged IEMG and peak IEMG, were measured. The result showed that the power walking did influence the averaged IEMG and peak IEMG. The EMG activity of the quadriceps during power walking was significantly higher than the corresponding values in normal walking during most phases. The averaged IEMG and peak IEMG of gastrocnemius muscles at the end of the double limb stance increased significantly when going from normal walking to power walking. The results indicate that power walking had greater effect on EMG activities on the lower limb muscles and demonstrate that the wide range of benefits can be obtained from power walking in respect to health and fitness. This study suggests that power walking has the potential to improve aerobic fitness and assist in weight management.

KEYWORDS : POWER WALKING, EMG, LOWER LIMB, MUSCLE

I. 서론

현대사회는 삶의 질적 향상과 웰빙에 대한 관심의 극대화로 건강에 대한 관심이 고조되고 있다. 그 뿐 아니라 기계 문명의 발달로 인해 편리함을 추구하려는 인간의 운동부족으로 인해 비만인구가 증가하고 있는 추세이다. 세계보건기구에서는 전 세계 인구 중 12억 가량을 과체중으로 추산하고 있으며 우리나라도 성인 3명중 1명이 비만이며 또 성인 비만 인구의 비율이 해마다 3%씩 늘고 있는 실정이다(김철식 등, 2004).

건강에 대한 관심과 비만의 예방과 치료를 위해 운동을 실시하는 인구가 매년 증가하고 있으며, 특히 건강 증진을 위한 많은 운동 방법 중 유산소 운동이 가장 효과적으로 활용되어지고 있다. 유산소 운동의 효과는 운동의 유형, 빈도, 시간, 강도 등에 영향을 받으며 그 중 운동 유형에 의해서 가장 큰 영향을 받는다(Davies & Knibbs, 1971; Milesis, Pollock, Bah, Ayres, Ward, & Linnerud, 1976). 대표적인 유산소 운동 형태로 일상생활에서 쉽게 접할 수 있고 일반적으로 활용되어지는 운동은 걷기와 달리기이다.

인간은 평생 동안 걸으면서 생활한다고 해도 지나치지 않을 만큼 걷기 동작은 우리의 일상생활에 밀착되어지는 부분이며, 모든 운동의 기본이 된다. 이러한 걷는 운동은 극히 자연스러운 현상, 또는 인간의 움직임들 중에서 비교적 단순한 신체 활동의 하나로 여기기 쉬우나 근 골격계와 신경계를 총괄적으로 통합하여 사용하는 지극히 복잡한 운동이며, 신체를 단계적으로 움직이고 몸 전체를 이동시키는 운동으로 정의 할 수 있다.

Galley와 Foster(1987)는 걷기 운동에서 하지는 머리, 체간, 팔과 상호 연관성을 가지며, 기본적으로 체중부하 구조를 가지고 안정성과 균형을 유지하여 신체를 전방으로 추진시켜 이동에 필요한 기본적인 운동력을 제공한다고 하였다. 특히 달리기에 비해 걷기 운동은 유산소적이고 신체의 부담이 적어 근 골격근 및 관절의 충격이 적어 비만인과 노인에게 권장되고 있는 운동이다. 걷기 운동은 유산소 능력(Davison, Grant, Mutrie, Nash, & Kelly, 1991), 신체구성(Ohta, Kawamura, Hatano, Yokoi, & Uozumi, 1990), 혈압하강(Tipton, Matthes,

Marcus, Rowelett, & Leininger, 1983), 골밀도(Dalsky, Stocke, Ehsani, Slatopolsky, Lee, & Birge, 1988)등의 향상에 적절한 방법이 될 수 있으며 또한 연령이 증가함에 따라 걷기운동을 할 때 산소소비량이 감소한다는 보고(Grimby & Soderholm, 1962) 이후 심장병 환자를 위한 걷기 운동프로그램 처방 시 산소소비량을 추정할 수 있는 회귀방정식이 고안되었다(Jankowski, Ferguson, Langelier, Chaniolis, & Choquette, 1972).

보행 운동 중 최근 사람들에게 많은 관심을 받고 있는 운동이 파워보행 운동이다. 파워보행 운동은 최근 다이어트를 하는 사람들과 건강유지를 원하는 사람들에게 가장 주목을 받고 있는 운동형태이며, 단어가 가지는 의미는 '빠르고 힘차게 걷기' 라는 뜻을 가지고 있다.

파워보행은 등을 곧게 편 상태에서 시선은 15 m 앞을 향하고 앞으로 힘차게 팔을 흔들면서 빠른 속도로 걷는다. 이때 속력은 6.0 km/h - 8.0 km/h(1 km당 7분30초 ~ 9분20초), 팔꿈치는 'L' 또는 'V'자 모양으로 약간 구부린 상태로 하고 걸을 때는 뒤꿈치부터 대고 발바닥은 바깥쪽에서 안쪽으로 걷는다. 발의 보폭은 신장에서 100 cm를 뺀 정도의 보폭으로 하며 걷는 도중 호흡은 코로 들이쉬고 입으로 내쉬도록 하는 방법이 바람직하다. 또 다리는 양 무릎이 스칠 정도로 거의 일자에 가깝게 이동하며 주먹은 가볍게 쥐고 가슴 중심선을 조금씩 교차되는 정도로 움직인다. 주먹과 가슴 사이의 거리가 30 cm이상 떨어지지 않도록 하며 유의할 점은 보폭을 크게 늘리려는 욕구를 참아야 하며, 더 빨리 가려면 짧고 빠른 발걸음을 유지 하는 것이 오래 걷는 방법이다(성기홍, 2004).

최근 많은 사람들은 파워보행 운동을 건강운동의 한 방법으로 시행하고 있다. 일반적으로 파워보행운동이 유용한 유산소운동이라는 것을 인지하고 있지만 파워보행 운동을 함으로써 신체의 근육들이 어떻게 활용되어, 신체 기능에 유용한 지를 인지하고 운동에 임하는 사람들은 극히 드물 것이라 사료되어진다.

보행 분석에 있어서 보행 속도에 따른 운동학, 운동역학적 변인의 특성에 관한 연구는 많은 학자들에 의해 연구(David & Thor, 2003; Frigo, Crenna, & Jensen, 1996; Hof, Elzinga, Grimmus, & Halbersma, 2002)가 진행되어 왔으며, 근전도를 통한 근육의 수축에 대한 연구(Josef, 2001; Nene, Mayagoitia, &

Veltink, 1999; Zajac, Neptune, & Kautz, 2002)도 진행되어 왔다. Menier & Pugh(1986)는 경보선수를 대상으로 여러 동일한 속도에서 걷기와 달리기 시 산소소비를 비교한 결과 8 km/h 이상의 속도에서 걷기의 에너지 소비가 높게 나타났다고 보고 하였다.

특히 비만인에게 체지방을 조절 하는데 짧은 거리의 조깅보다 장거리의 걷기가 효과적이며(Shephard, 1990), 저충격 활동으로 거의 상해의 위험이 없기 때문에 걷기 운동이 비만인을 위한 적절한 운동 유형으로 선택되어 질 수 있다(Voloshin, 1988). 또한 신체활동에 따른 걷기 시 산소소비량 연구(Martin, Rothstein, & Larish, 1991), 걷기 시 산소소비량에 따른 효율성에 관한 연구(백일영, 1995), 보행운동이 당뇨병환자에게 미치는 영향연구(이영란, 강미애, 문정숙 및 김미경, 2001)가 이루어지고 있다.

이와 같은 선행 연구를 통해 파워보행 동작 시 하지근육의 근전도 분석은 하지근의 근육활동과 근 수축 형태를 비교하여 어떠한 차이가 나타나는지 밝혀줄 수 있기 때문에 파워보행 운동 효과에 대한 객관적인 자료를 제공할 수 있을 것으로 판단되어 진다. 또한 재활 및 트레이닝으로서 올바른 파워보행 운동방법을 제시할 수 있을 것이다.

따라서 본 연구의 목적은 하지근의 근전도 측정도를 통해 파워 보행과 일반보행 시 하지 근활성 정도를 비교 분석하는데 있다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구에 동원된 피험자는 하지 근육에 병력이 없는 활동적이고 신체 건강한 남자 대학생 17명을 대상으로 선택하였으며, 이들의 평균 연령은 24.41±1.4 yrs, 신장 177.06±4.8 cm, 체중 70.29±5.3 kg이다.

2. 실험장비

본 실험에서 숙련자와 미숙련자의 하지 근육의 활동 정도를 밝히기 위해 8쌍의 표면 전극(sampling

frequency = 1024 Hz, Noraxon Telemetry System, gain = 1000, input impedance > 1012Ω, CMRR > 100dB)을 피험자의 오른쪽 하지의 대퇴직근(Rectus femoris: RF), 내측광근(Vastus medialis: VM), 외측광근(Vastus lateralis: VL), 대퇴이두근(Biceps femoris: BF), 전경골근(Tibialis anterior: TA), 외측비복근(Lateral gastrocnemius: GL), 내측비복근(Medial gastrocnemius: GM)에 각각 부착하였으며, 접지전극은 상전장골근에 부착하였다. 신호 간섭을 최소한으로 하기 위해 사전 증폭기가 설치된 표면전극을 사용하였으며, 자료수집 시 각 근전도 자료는 오실로스코프에서 감시되었다. 하지 보행 동작 시 정확한 이벤트, 구간 설정 및 동조를 위해 피험자의 우측 약 10 m의 거리에 비디오 카메라(60 Hz, Panasonic AG456)를 고정시켜 셔터 스피드 1/500초로 촬영 하였다.

표준화를 위해 하지의 최대 정적 신전과 굴곡수축을 실제 데이터 수집 전에 실시하였다. 최대 정적 수축 근전도치 측정과 실제 근전도 데이터는 샘플링 속도 1024 Hz로 5초간 각각 수집하였다.

비디오 카메라, 근전도의 동조를 위해 실제 자료수집 시 동조기를 사용하였다. 동조기는 3볼트의 신호를 2대의 LED(a light-emitting diode)에 보내며 동시에 지면반력 측정기와 근전도 기구에 연결된 A/D board로 보냈다.

3. 실험절차

모든 연구 대상자들에게 데이터 수집 전 파워보행 동작에 대한 동영상 시청과 시범 및 충분한 설명을 통해 실험 절차를 인지시키고 보행 연습을 수차례 실시한 뒤 실험에 참여시켰다. 본 연구에서는 피험자의 보행 속도 차에 따른 근전도값의 변화를 통제하기 위해 메트로놈의 속도(140 beats/s)에 맞추어 피험자 별로 일반보행 동작과 파워보행 동작을 시행 한 뒤 자료를 수집하였다.

일반보행 동작과 파워보행 동작 순은 무작위 선택을 통해 실시되었으며, 일반보행 동작과 파워보행 동작 시 신발은 피험자의 발 크기별로 구입하여 사용하였다. 모든 연구대상자들은 근전도 값의 오차를 줄이고, 보행 동작의 움직임을 정확하게 파악하기 위해서 피험자의 상의를 탈의하고, 하의는 타이즈를 착용함으로써 표면 전극 부착을 용이하게 하였다.

그림 1. 5개의 중요 국면과 4개의 구간 설정(채원식, 2006)

4. 자료분석

1) 주요 국면 및 구간 설정

본 연구에서는 워킹 동작의 동조를 위해 5개의 중요 이벤트를 설정하였다; (1) 1st Left heel contact (LHCL), (2) Right toe-off(RTO), (3) Right heel contact(RHC), (4) Left toe-off(LTO), (5) 2nd Left heel contact(LHC2). 또한 본 연구의 목적을 위해 워킹 동작을 4개의 구간으로 나누어 비교 분석하였다. (1) initial double limb stance(IDLS); 1st Left heel contact에서 Right toe-off까지, (2) initial single limb stance(ISLS); Right toe-off에서 Right toe-off에서 Right heel contact까지, (3) terminal double limb stance(TSL); Right heel contact에서 Left toe-off까지, (4) terminal single limb stance(TSL); Left toe-off에서 2nd Left heel contact으로 설정하였다(그림 1).

2) 근전도 분석

근전도 신호는 Telescan program(Laxtha Korea)으로 분석하였으며, 일차적으로 얻어진 자료는 10 Hz의 고역 통과 필터와 350 Hz의 저역 통과 필터를 사용하여 필터링 한 후 진폭 정류하였다. 이후 얻어진 적분근전도 값을 아래에 제시되어진 방법에 의해 최대 정적 수축 근전도 값(MVIC)을 사용하여 표준화 시키고 평균 적분 근전도 값과 최대 적분 근전도 값을 계산하였다. 적분 근전도 값과 평균 적분 근전도 공식은 아래의 공식과 같다.

$$\int_t^{t+T} |m(t)| dt$$

여기서 T는 특정 동작 구간의 적분 시간이다.

표준화된 적분 근전도 값은 아래의 공식에 의해 계산되어 진다.

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

여기에서 nEMG는 표준화된 적분 근전도 값, EMGraw는 실제 실험 결과의 근전도 값, EMGmax는 최대 정적 수축 근전도 값이다.

5. 통계처리

각 구간별 하지근의 평균 및 최대 적분 근전도를 구하여 일반보행과 파워보행 시 하지근육에 유의한 차가 있는지를 밝히기 위해 통계 프로그램 SPSS 12.0을 이용해 유의 수준 .05에서 대응표본 t검정(paired t-test)을 사용하였다.

III. 결과 및 논의

일반보행 동작과 파워보행 동작구간 중 IDLS 구간에서의 평균적분 근전도 값은 전체적으로 파워보행 동작이 일반보행 동작 시 보다 대체적으로 높은 근육 활동을 보였으며, 외측광근을 제외한 측정하고자 하는 하지 전 근육에서 일반보행 동작 보다 파워보행 동작 시 통계적으로 유의하게 높은 평균적분 근전도 값이 나타났다. 특히 파워보행 동작 시 내측비복근과 외측비복근의 근육활동이 다른 근육에 비해 높은 근육활동이 나타났다(표 1).

IDLS 구간에서 최대 적분 근전도치 값을 살펴보면 측정하고자 하는 모든 하지근에서 일반보행 동작 시 보다 파워보행 동작 시 높은 근육활동을 보였으며, 최대 적분 근전도치 역시 평균적분 근전도치에서와 같이 외측광근을 제외한 측정하고자 하는 모든 근육에서 일반보행 시 보다 파워보행 동작 시에서 통계적으로 유의하게 높은 근육활동이 나타났다. 특히 IDLS 구간에서는

표 1. IDLS 구간의 평균적분 근전도치와 최대적분 근전도치(%MVIC)

	Average IEMG		Peak IEMG	
	normal walking	power walking	normal walking	power walking
RF	1.32(0.11)*	2.93(0.38)	6.32(0.70)*	11.85(2.26)
VM	1.79(0.48)*	3.25(0.77)	7.81(1.74)*	19.46(3.47)
VL	1.50(0.39)	3.39(1.34)	7.09(1.60)	14.95(6.29)
BF	1.18(0.38)*	2.96(0.60)	4.07(1.10)*	13.66(4.48)
TA	2.03(0.49)*	3.35(0.47)	13.99(2.71)*	19.09(2.45)
GM	3.47(0.52)*	6.74(0.68)	20.65(2.96)*	31.98(4.09)
GL	4.48(0.52)*	7.83(0.82)	24.80(3.12)*	45.02(6.37)

Note. Significant difference between normal walking and power walking at * $p < .05$

표 2. ISLS 구간의 평균적분근전도치와 최대적분 근전도치(%MVIC)

	Average IEMG		Peak IEMG	
	normal walking	power walking	normal walking	power walking
RF	2.12(0.48)*	3.32(0.60)	11.18(2.18)*	22.02(3.87)
VM	2.62(0.52)*	3.38(0.47)	13.21(2.08)*	19.14(2.13)
VL	2.48(0.85)	2.71(0.43)	11.65(2.02)*	16.79(1.76)
BF	2.29(0.58)*	4.42(0.76)	16.32(2.76)*	43.86(8.34)
TA	3.68(0.64)*	6.6(1.05)	19.20(2.11)*	36.32(5.45)
GM	1.63(0.49)*	2.37(0.56)	9.42(2.72)*	16.15(2.72)
GL	2.85(0.74)*	3.71(0.58)	15.89(3.82)	20.55(2.84)

Note. Significant difference between normal walking and power walking at * $p < .05$

대퇴이두근과 내측비복근, 외측비복근의 근육활동이 일반보행 동작 시 보다 파워보행 동작 시에서 최대 적분 근전도치 값이 약 10 %~20 %정도 높게 나타났다(표 1). 이는 오른발로 지면을 강하게 내딛기 위한 동작 때문에 내측비복근과 외측비복근에서 높은 근육활동을 보인 것이며, 특히 파워보행이 일반보행에 비해 하지 근육에 강한 근육활동을 유발하는 것으로 사료되어 진다.

ISLS 구간에서의 평균적분 근전도는 일반보행 동작과 파워보행 동작을 비교해 본 결과 모든 근육 활동에 있어서 일반보행 동작 시 보다 파워보행 동작 시 근육 활동이 전체 적으로 높게 나타났으며, 외측광근을 제외한 측정하고자 하는 모든 근육에서 일반보행 동작 시 보다 파워보행 동작 시에서 통계적으로 유의하게 높은 근육 활동이 나타났다. 특히 대퇴이두근과 전경골근의 근육활동이 다른 근육들에 비해 높은 근육활동을 보였다(표 2).

ISLS 구간에서의 최대적분 근전도는 일반보행 동작과 파워보행 동작을 비교해 본 결과 모든 근육 활동에 있어서 일반보행 동작 시 보다 파워보행 동작 시 근육 활동이 전체적으로 높게 나타났다. 외측광근을 제외한

측정하고자 하는 모든 근육에서 일반보행 동작 시 보다 파워보행 동작 시에서 통계적으로 유의하게 높은 근육활동이 나타났다. 특히 대퇴이두근과 전경골근의 근육활동이 다른 근육들에 비해 높은 근육활동을 보였다(표 2). 전체적으로 ISLS 구간은 보행 동작에서 오른발이 지면에서 떨어지는 순간부터 오른발 뒤꿈치가 지면에 닿는 순간의 구간이다. 결과적으로 오른발이 공중에 떠있는 상태가 되지만, 오른발이 지면에서 떨어져 공중에 있더라도 오른발이 지면에 닿기 위해 대퇴이두근의 근육활동은 다른 근육에 비해 활발하게 이루어졌다. 또한 오른발 뒤꿈치가 지면에 닿는 순간에는 배측굴곡이 이루어지므로 상대적으로 전경골근의 근육활동이 높게 나타났으리라 판단된다.

TDLS 구간에서의 평균 적분 근전도 값 역시 측정하고자 하는 모든 하지 근육의 활동이 일반보행 동작 시 보다 파워보행 동작 시에서 근전도 값이 높게 나타났으며, 이 구간에서는 측정하고자 하는 하지근의 모든 근육에서 일반보행 동작 시 보다 파워보행 동작 시에서 통계적으로 유의하게 높은 근전도치를 보였다. 특히

표 3. TDLS 구간의 평균적분 근전도치와 최대적분 근전도치 (%MVIC)

	Average IEMG		Peak IEMG	
	normal walking	power walking	normal walking	power walking
RF	2.74(0.35)*	4.58(0.98)	11.30(2.24)*	17.81(3.12)
VM	5.77(0.79)*	9.41(1.32)	18.99(2.68)*	27.42(2.88)
VL	5.33(0.49)*	9.92(1.24)	19.41(2.50)*	36.57(3.50)
BF	4.87(0.92)*	8.81(1.72)	19.67(4.03)*	34.58(7.38)
TA	6.71(0.46)*	11.32(0.84)	28.23(3.72)*	43.91(3.68)
GM	2.14(0.48)*	4.13(0.54)	7.58(1.64)*	15.59(2.57)
GL	3.19(0.55)*	5.57(0.69)	12.13(1.93)*	22.15(3.09)

Note. Significant difference between normal walking and power walking at * $p < .05$

표 4. TSLS 구간의 평균적분 근전도치와 최대적분 근전도치 (%MVIC)

	Average IEMG		Peak IEMG	
	normal walking	power walking	normal walking	power walking
RF	1.58(0.22)*	3.98(0.66)	12.07(3.38)	23.74(4.01)
VM	2.57(0.44)*	6.05(0.87)	13.87(1.81)*	32.84(5.15)
VL	2.61(0.36)*	7.16(1.25)	19.74(2.79)*	43.67(8.52)
BF	2.55(0.82)*	3.89(1.16)	13.89(2.71)*	23.85(5.62)
TA	1.45(0.13)*	3.66(0.66)	11.73(2.79)*	32.76(5.37)
GM	3.71(0.55)*	4.08(0.62)	25.91(4.77)	32.74(4.01)
GL	3.75(0.40)*	6.33(0.97)	28.29(3.66)*	45.39(6.10)

Note. Significant difference between normal walking and power walking at * $p < .05$

파워보행 동작 시에서 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근, 전경골근의 근육 활동이 높게 나타났으며, 대퇴직근과 내측비복근과 외측비복근의 근육활동은 다른 근육에 비해 상대적으로 낮은 근육활동이 나타났다(표 3).

최대적분 근전도치의 경우 평균적분 근전도치와 유사하게 일반보행 동작 시 보다 파워보행 동작 시의 근육활동이 전체적으로 높게 나타났으며, 측정하고자 하는 하지근의 모든 근육에서 통계적으로 높은 유의한 차이를 보였다. 특히 파워보행 동작 시 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근, 전경골근, 외측비복근의 근육활동은 일반보행 동작 시 보다 약 10~15 % 높은 근육활동을 보였으며, 대퇴직근과 내측비복근의 근육활동은 일반보행 동작 시 보다 파워보행 동작에서 약 5 % 정도 높은 근전도치가 나타났다(표 3). 이는 지면에 오른발 뒤꿈치가 닿을 때 일반보행 동작 시 보다 파워보행 동작 시에서 더욱 강하게 발뒤꿈치가 지면에 디딤으로써 이때 사용되어지는 전경골근에서 높은 근육활동이 나타난 것으로 생각된다. 또한 발바닥이 지면에 닿아 있을 때는 무게중심 이동으로 인해 발목 관절이 굴곡하게

되면서 무릎이 굽혀지는 현상이 발생하게 되며, 이 구간의 후반부 무게 중심의 이동이 일어나면서 슬관절이 신전되며 이때 하지근 중 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근에서 높은 근육활동이 발생했으리라 사료된다.

TSLS 구간에서의 평균 적분 근전도 값에서는 일반보행 동작 시 보다 파워보행 동작 시에서 전체적으로 높은 근육활동이 나타났으며, 대퇴직근, 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근, 전경골근, 외측비복근에서 일반보행 동작 시 보다 파워보행 동작 시에서 통계적으로 높은 근육활동이 나타났다. 내측비복근의 경우 파워보행 동작 시에서 높은 근육활동을 보였으나 통계적으로는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 특히 대퇴사두근인 대퇴직근, 내측광근 외측광근과 전경골근, 외측비복근의 근전도치가 일반보행 동작 시 보다 파워보행 동작 시에서 높게 나타났으며, 대퇴이두근과 내측광근의 근전도치는 상대적으로 낮게 나타났다(표 4).

최대 적분 근전도 값 역시 평균적분 근전도치와 유사하게 측정하고자 하는 하지근의 모든 근육에서 일반보행 동작 시 보다 파워보행 동작 시 전체적으로 높은

근전도치를 보였으며, 대퇴직근과 내측비복근을 제외한 나머지 근육에서 통계적으로 유의하게 높은 근육활동이 나타났다. 대퇴직근과 내측비복근은 일반보행 동작 시 보다 파워보행 동작 시에서 높은 근육활동이 나타났지만 통계적으로는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 이 구간에서는 일반보행 동작 시 보다 파워보행 동작 시에서 약 10~20 % 정도 높은 근전도치가 나타났다(표 4). 이는 신체 중심을 강하게 앞으로 위쪽으로 밀어 내어 신체 중심 이동을 위한 추진력을 발생시키기 위해 슬관절의 신전근과 발목관절 저축굴곡근의 활동이 강하게 나타난 것으로 사료된다. 다른 구간에서와는 다르게 외측광근의 활동이 현저하게 높게 난 이유는 파워보행 동작 시 일반 보행 동작 시와는 다르게 발바닥의 외측부위를 사용하여 강하게 지면을 밀어주기 때문인 것으로 판단된다.

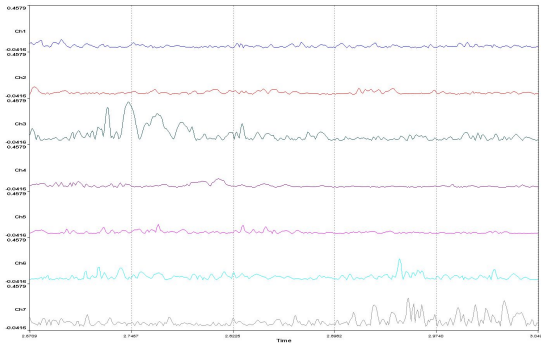


그림 2 일반보행 시 필터링 된 근전도 raw data

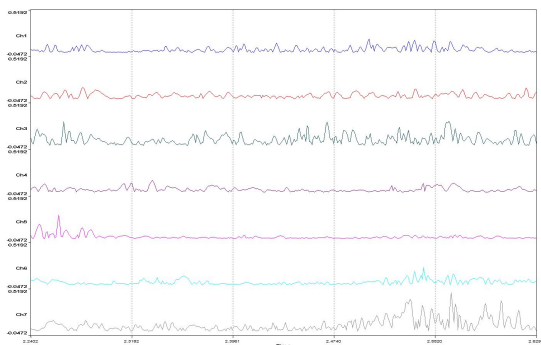


그림 3 파워보행 시 필터링 된 근전도 raw data

IV. 결론 및 제언

일반보행 동작과 파워보행 동작의 구간 별 근전도치를 비교해 본 결과 일반보행 동작 시 보다, 강하고 힘차게 걷는 파워보행 동작 시에서 측정하고자 하는 하지근의 대부분 근육활동이 전체적으로 높게 나타났다. 특히 보행 동작에서 주동근이 되는 대퇴직근, 내측광근, 외측광근의 활동이 일반보행 동작보다 파워보행 동작에서 높게 나타났으며, 발이 지면에서 떨어지기 전 지면을 힘껏 밀 때 사용되어지는 내측비복근, 외측비복근에서, 발뒤꿈치가 지면에 닿을 때 사용되어지는 전경골근에서 일반보행 동작보다 파워보행 동작에서 전체적으로 통계적으로 높은 유의한 근육활동이 나타났다.

본 연구의 결과를 종합해 보면 분석하고자 하는 모든 근육에서 일반보행 동작 보다 파워보행 동작에서의 근육활동이 상대적으로 높게 나타났으며, 측정하고자 하는 대부분의 하지근육에서 일반보행 동작 시 보다 파워보행 동작 시 보행에서 통계적으로 유의하게 높은 근전도치가 나타났음을 알 수 있다. 이는 파워보행 동작이 일반보행 동작보다 더욱 많은 근육활동을 유발시킴으로 하지근의 근육강화 및 에너지 소비에 직접적으로 도움이 되는 유산소 운동으로써 파워보행을 활용 할 수 있을 것이라 판단되어진다. 따라서 본 연구의 결과 파워보행 동작이 건강유지와 다이어트를 원하는 사람들에게 일반보행 보다 더 높은 효과가 있을 것으로 판단된다.

차후 파워보행 동작 시 보다 의미 있는 결과를 도출하기 위해서 지면반력 분석, 3차원 동작분석 등과 같은 운동학적, 운동역학적 연구가 이루어져야 할 것으로 사료된다.

참고문헌

김철식, 강순영, 남지선, 조민호, 박진아, 박종숙, 남주영, 김뜰미, 안철우, 차봉수, 임승길, 김경래, 이현철(2004). 빠르게 걷기 운동프로그램이 비만여성의 체질량수, 체지방률 및 기분 상태에 미치는 효과. **대한비만학회지**, 13(2), 132-134.

- 백일영(1995). 걷기 시 산소소비량에 따른 효율성에 관한 연구. *한국체육학회지*, 34(3), 223-247.
- 성기홍(2004). *파워워킹*. 서울: 21세기 북스.
- 이영란, 강미애, 문정숙, 김미경(2001). 보행이 당뇨병 환자의 혈당 및 운동에 대한 동기에 미치는 효과. *한국보건간호학회지*, 15(1), 172-184.
- 채원식(2006). 톨러 신발과 조깅 슈즈 신발 착용 후 보행 시 지면반력의 형태 비교 분석. *한국운동역학회지*, 16, 101-108.
- Dalsky, G. P., Stocke, K. S., Ehsani, A. A., Slatopolsky, E., Lee, W. C., & Birge, S. J. Jr. (1988). Weight-bearing exercise training and lumber bone mineral content in postmenopausal women. *JAMA & Archives Journals*, 108(6), 824-848.
- David, G. L., & Thor, F. B. (2003). An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics*, 36(6), 765-776.
- Davies, C. T., & Knibbs, A. V. (1971). The training stimulus. The effects of intensity, duration and frequency of effort on maximum aerobic power output. *Int Z Angew physiol*, 29(4), 299-305.
- Davison, R. C. R., Grant, S., Mutrie, N., Nash, A., & Kelly, M. P. T. (1991). Walk for health? *Journal of Sports Science*, 10, 556.
- Frigo, C., Crenna P., & Jensen, L. M. (1996). Moment-angle relationship at lower limb joints during human walking at different velocities. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 6(3), 177-199.
- Galley, P. M., & Foster, A. L. (1987). Human movement. *Churchill Livingstone*, 228-237.
- Grimby, G., & Soderholm, B. (1962). Energy expenditure of men in different age group during level walking and bicycle. *Scand. Scandinavian Journal of Clinical and Laboratory Investigation*, 14, 321-328.
- Hof, A. L., Elzinga, H., Grimmius, W., & Halbersma, J. P. K. (2002). Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait and Posture*, 16, 78-86.
- Jankowski, L. W., Ferguson, R. J., Langelier, M., Chaniolis, L. N., & Choquette, G.(1972). Accuracy of methods of estimating oxygen cost of walking in coronary patients. *Journal of Applied Physiology*, 33, 672-673.
- Josef, F. (2001). EMG-interference pattern analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(4), 231-246.
- Martin, E. P., Rothstein, E. D., & Larish, D. D. (1991). *Effects of age and physical Activity status on the speed-aerobic demand relationship of walking*. Exercise and Sport Research Institute Arizona, 85287-0404.
- Menier, D. R., & Pugh, L. G. (1986). The relation of oxygen intake and velocity of walking and running, in competition walkers. *The Journal of Physiology Online*, 197(3), 717-721.
- Milesis, C. A., Pollock, M. L., Bah, M. D., Ayres, J. J., Ward, A., & Linnerud, A. C. (1976). Effects of different durations of physical training on cardiorespiratory function, body composition, and serum lipids. *Res Quint*, 47(4), 716-725.
- Nene, A., Mayagoitia, R., & Veltink, P. (1999). Assessment of rectus femoris function during initial swing phase. *Gait and Posture*, 9, 1-9.
- Ohta, T., Kawamura, T., Hatano, K., Yokoi, M., & Uozumi, Z. (1990). Effects of exercise on coronary risk factors in obese, middle-aged subjects. *Japanese Circulation Journal*, 54, 1459-1464.
- Shephard, R. J. (1990). *The canadian home fitness test*. Proceedings of ICSPEE Workshop on Fitness Testing, 25-26.

- Tipton, C. M., Matthes, R. D., Marcus, K. D., Rowelett, K. A., & Leininger, J. R. (1983). Influence of exercise intensity, age, and medication on resting systolic blood pressure of SHR populations. *Journal of Applied Physiology*, 55(4), 1305-1310.
- Voloshin, A. S.(1988). Shock absorption during running and walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 78(6), 295-299.
- Zajac, F. E. Neptune R. R., & Kautz S. A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture*, 16, 215-232.

투 고 일 : 10월 31일

심 사 일 : 11월 6일

심사완료일 : 12월 2일