



전투화 맞춤형 발보장구 착용 시 하지 근육 활동의 평가

The Evaluation of Lower Extremity Muscles in Combat shoes Custom Foot Orthotics

서성혁(육군사관학교) · 김로빈(한성대학교) · 조영재*(연세대학교)
Suh, Sung-Hyeok(Korea Military Academy) · Kim, Ro-Bin(Hansung University)
Cho, Young-Jae*(Yonsei University)

국문요약

본 연구는 행군 시 발보장구 착용이 하지 근육 활동에 미치는 영향을 알아보는데 목적이 있다. 과회내족과 정상족을 선정하여 트레드밀에서 4.5km/h의 속도로 걷게 하였고 이때 근전도기를 이용하여 하지근육의 근육신호를 수집, 분석하였다. 수집한 데이터를 평균적분근전도와 스펙트럼 분석을 통해 근활성도와 피로도를 알아보고 SPSS 12.0을 이용하여 통계분석하였다.

실험 결과는 과회내족이 정상족보다 행군 시 근 활성이 큰 것으로 나타났고, 보장구 착용 시 근 활성과 피로도가 줄어드는 경향을 나타냈다. 특히 전경골근과 장비골근의 근육활성 감소와 피로도 감소가 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다.

결과적으로 과회내족은 장시간 행군 시 발보장구 착용이 피로도 감소에 효과적이며 이는 잠재적인 하지 근골격계 상해 예방에 도움이 될 것으로 사료된다.

ABSTRACT

S. H. SUN, The Evaluation of Lower Extremity Muscles in Combat shoes Custom Foot Orthotics. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 18, No. 2, pp. 115-124, 2008. The purpose of this study was to examine the effects of customized foot orthotics on lower extremity muscle activity and fatigue during march in combat boots. Four volunteers with normal foot and five volunteers with excessive pronation foot among soldiers on service were fitted with foot orthotics. The electromyography signal from activity of low extremity muscles were collected with surface electromyography device during walking on the treadmill. The walk on the treadmill was performed with a speed of 4.5 km/h. The experiment design for reseach was composed two experimentation. The first experiment was to examine the muscle activity of lower extremity between normal foot and excessive pronator foot during march. The second experiment was to examine the muscle activity of lower extremity between wearing orthotics and no wearing orthotics. These data were analyzed by the averaged integral EMG and the mean power frequency. The analyzed results were compared by independent T-test method and paired T-test method of SPSS(windows version 12.0).

The result of the study were the muscle activity on pronator foot tend to increase during march but a statistically significant increase in muscle fatigue of vastus lateralis and fibularis longus. A statistically significant decrease in muscle activity of anterior tibialis and fibularis longus and fatigue occurred using the customized foot orthotics in volunteers with excessive pronation foot compared to volunteers with normal foot. Clinically, the application of orthotics for the soldiers with excessive pronation foot appears to delay muscle fatigue and prevent from variable foot injuries. This may contribute to enhancing fighting efficiency.

KEYWORDS : MUSCLE ACTIVITY, FATIGUE, FOOT ORTHOTICS

I. 서론

최근의 현대전은 점차적으로 기계화, 정보화, 디지털화 되어 가고 있는 양상으로 과거의 전통적인 보병위주의 전략과 전술의 변화가 나타나고 있다. 그러나 전국토의 70%가 산악지형인 우리나라의 지형 상황으로 볼 때 기존의 전술의 중요성을 배재할 수 없을 것이며 이러한 이유로 아직까지 우리나라 군대의 기본적인 이동수단은 행군이라고 할 수 있다(박두균, 김의수, 임충희, 서성혁, 1991). 보통 행군은 수십 kg의 군장과 개인화기 등을 휴대하고 수 km에서 많게는 며칠에 걸쳐 수백 km를 실시하는데 여기서 중요한 문제로 대두될 수 있는 것은 중량의 부하와 장기간의 보행으로 인한 피로이며 이는 곧 전투력에 영향을 미칠 수 있다.

피로는 환경적, 심리적인 영향에 의한 피로와 운동, 노동 같은 신체활동을 통한 근육 피로 두 가지 형태로 나눌 수 있는데 그 중 근육의 피로는 근육의 정상적인 기능의 소실을 의미한다(Charles, Radeva, 2007). 행군과 같이 오랜 시간동안의 보행이나 달리기를 통한 반복적인 근육의 사용과 부하는 근육의 피로를 발생시키고 이는 해당 근육의 운동 수행 능력을 저하시켜 상해를 유발시키는 중요한 요인으로 연구되고 있다(Sterzing & Hennig, 1999; Elliot & Ackland, 1981). 피로가 상해를 유발시키는 이유로는 근육의 충격흡수 기능을 감소시키고 이로 인해 뼈에 가해지는 여러 가지 부하가 증가하게 된다(Yoshikawa, Mori, Santiesteban, Sun, Burr, 1994; Mizrahi, Verbitsky, Isakov, 2001c). 이러한 이유로 군인들의 장기간의 행군이나 훈련 중 흔히 피로골절과 건염과 같은 근골격계 상해가 많은 것으로 연구되고 있다(Burr, Milgrom, Fyhrie, Forwood, Nyska, Finestone, Hoshw, Saiag, Simkin, 1996; Milgrom, 2001; Charles et al, 2007).

또한 근육의 피로는 관절 내의 고유감각기능과 균형 능력을 감소시켜 발목 손상의 가능성을 높이는 것으로 보고되고 있으며(Lundin, Feuerbach, Grabiner, 1993; Tropp, Ekstrand, Gillquist, 1984; Irrgang, Whitney, Cox, 1994; Scheuffelen, Rapp, Gollhofer, Lohrer, 1993), 보행이나 달리기 시 발과 무릎 등의 동작의 변

화 즉 분절의 운동학적, 운동역학적 변화에 영향을 미치는데 Nigg, Nurse & Stefanyshyn(1999)은 과도한 회내로 인한 하지의 다양한 상해의 상관관계를 제시하였고, Bahlisen(1988)은 달리기 시 발의 과도한 회내 동작을 보이는 주자 중 약 52%가 하지의 상해를 더 많이 경험하는 것으로 보고하였다. 이러한 연구들과 관련하여 Bruuggeman & Arndt(1994)은 피로가 증가함에 따라 회내 동작도 증가한다고 하였다. 특히 정상적인 발의 형태 보다 동작 시 과도한 회내를 발생시키는 형태 즉, 거골하관절이 중립위치에 있을 때 종골이 경골에 비해 내번(inversion)되어있거나, 내측 중족골두가 종골에 대해 내번되어 있는 상태일 때 족저근막염, 아킬레스 건염, 피로골절 등의 상해와 관련이 있다고 연구되고 있다(Kitaoka, Luo, An, 1998). 신발의 역할 중 중요한 한 가지는 보행이나 달리기 시 지면으로부터 받는 충격을 흡수하여 발과 하지의 피로와 여러 상해를 예방하는 것이다. 그러나 현재 군에서 사용하는 전투화는 일반 신발이 착용성과 충격흡수와 같은 기능성에 중점을 두는 것과는 틀리게 행군과 같은 험난한 조건에서도 전투력을 발휘할 수 있도록 내구성(durability)에 중점이 되어 제작되고 있다(최지영 & 김우엽, 2001). 따라서 전투화에는 일반 신발이 충격 흡수를 해 줄 수 있는 연질의 바닥을 쓰는 것과는 틀리게 경질의 바닥을 사용하며 깔창도 사용되지 않고 있다. 최지영 등(2001)은 국산 전투화와 미국 전투화의 충격력과 부하율을 비교한 실험에서 경질의 바닥을 사용하는 국산 전투화가 연질의 바닥을 사용하는 미국 전투화보다 최대 수직 충격력과 부하율에서 모두 큰 것으로 나타났다고 하였다.

신발의 또 다른 기능은 발이 지면에 닿거나 떨어질 때 발의 과도한 회내와 회외 동작을 막아야 한다. 하지만 신발을 개개인의 발에 맞추어 제작하기 어렵기 때문에 이를 보정해 줄 수 있는 도구의 필요성이 강조되어 왔으며, 발보장구는 회내의 양을 줄이고 보행 혹은 달리기 시 발생하는 충격력을 감소시키는 것을 목적으로 신발에 착용하는 깔창의 형태로 된 보조기구이다. 초기에는 회내 동작의 교정에 대한 연구가 진행되었는데, Blake와 Denton(1985)은 발 보장구 착용자의 약 70%가 상해 예방에 도움을 준다고 하였고, Gross와

Napoli(1993)은 발 보장구가 회내의 양과 기간을 감소시킨다고 하였다. 그러나 최근에는 과도한 회내의 교정 외에 충격 흡수와 편안함이 강조되고 있다. Nigg et al(1999)은 동작 시 근육활동의 감소와 편안함, 운동 수행의 증가를 위해 신발 깔창과 발보장구를 제안하였고 이로 인한 편안함은 보장구의 착용이 근육활동을 감소 시킴으로써 근육 피로가 최소화됨으로써 나타난다고 하였다. 김승재(2006)은 그의 연구에서 발 보장구 착용 시 발의 스트레인의 감소와 발과 관련된 근육활동의 감소가 나타남을 시사하였고 김로빈(2006)은 4.0km/h 속도로 보행 시 발이 지면에 지지되는 구간에서 외측 광근과 전경골근, 대퇴이두근에서 근 활동이 감소되는 것으로 보고하고 있으나 발 보장구가 실제 피로 상황에서 근육에 어떠한 영향을 미치는지에 대한 결과가 많지 않은 상황이다. 하지만 선행 연구들에서 보듯이 발의 과도한 회내 동작과 피로는 하지의 근육 골격계 손상과 관련이 있으며 특히 정상적인 발 형태가 아닌 과도한 회내를 일으키는 발 형태는 피로 시 손상의 가능성은 더 높아질 수 있을 것이다. 이에 행군과 같이 장시간 운동 수행을 해야하는 병사들에게 전투력 보존 차원의 피로 감소, 운동 능력 향상, 상해 예방을 위한 새로운 방법을 모색할 필요성이 있다.

따라서 본 연구는 행군 시 발보장구 착용 유, 무에 따른 하지 근육의 변화를 살펴봄으로써 전투화에 맞춤형 발보장구의 적용 가능성에 대한 평가를 하는데 그 목적이 있다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구의 실험에 부합되는 대상자를 선발하기 위해 현재 육군사관학교에서 의무 복무 중인 병사 중 50명을 무작위 추출하였고 문진을 통해 과거나 현재의 특별한 근육 및 골격계 손상 소견이 없는 28명을 선정하였다. 선정된 예비대상자들 중에서 정상족보다 발목 동작에서 과도하게 회내가 일어나는 과회내족을



그림 1. 발 형태 구분

선정하기 위해 족저압 분석기를 이용하여 발의 형태를 관찰하고 주상골 하강 검사(navicular drop test)를 실시하였다. 첫 번째로 alfoots사의 족저압분석기(gait-view)를 이용하여 발이 지면에 닿는 동안 체중 이동 형태를 통해 발의 회내 동작을 검사하였다.

주상골 하강 검사는 검사 발에 체중 지지 시와 비체중 지지 시의 주상골의 변화를 측정하여 과도한 회내 여부를 결정할 수 있는 방법으로 이는 거골하관절에서 외번과 외전 동작으로 인한 회내 동작이 일어날 때 발의 내측종족궁의 높이가 함께 낮아지게 되기 때문이다. 본 연구에서는 Broody(1980)가 개발한 방법을 이용하여 대상자를 의자에 앉아 무릎을 90도를 유지시킨 후 검사자가 대상자의 검사발의 거골하관절을 중립위치에 위치시킨 후 발아치 높이 측정기를 이용하여 주상골 높이를 측정하고 이어서 의자에서 일어나 한발로 체중을 지지하도록 한 후 다시 주상골 높이를 측정하여 그 차이가 10mm 이상 나는 경우를 과회내족으로 구분하였다(김승재, 2006; Magee, 2002). 내측종족궁의 높이는 지면에서 주상골까지의 거리로 정의하고 측정 단위는 밀리미터(mm)로 하였다.

28명의 예비대상자 중에서 위의 두 가지 검사에서 과회내 조건을 충족하는 8명과 본 연구에서 비교군으로 8명을 대상으로 선정하였으나 실험 중 휴가 등의 업무로 인해 정상적으로 실험에 참가하지 못한 대상자를 제외시킴으로써 연구결과 처리에서 과회내족 5명과 정상족 4명으로 최종 선정되었다. 선정된 대상자들의 키는 평균 173.7 ± 2.94 cm, 몸무게는 72.3 ± 6.2 kg이고 과회내족의 주상골 떨어짐은 10.6 ± 0.8 cm, 정상족의 주상골 떨어짐은 6.2 ± 0.9 cm이었다.

2. 실험 방법 및 절차

본 연구의 실험은 근육 활동 시 나타나는 전기적 신호인 EMG 자료를 이용하여 평균적분근전도(averaged integrate electromyography)분석과 평균 주파수(mean power frequency)분석을 통해 행군 시 지지구간에서의 정상족과 과회내족 간의 과도한 회내 동작이 하지 근육 피로에 미치는 영향과 맞춤형 발보장구 착용 유, 무에 따른 하지 근육 활동의 차이를 알아보기 위해 2번의 실험을 실시하였다. 1차 실험은 정상족과 발보장구를 착용하지 않은 상태에서의 과회내족의 행군 시 근전도 신호를 측정하였고 2차 실험은 (주)alfoots사에서 제작한 발보장구를 과회내족에게 제공하였다. 그리고 보장구 착용 시 발목 구조의 교정으로 인한 통증이 나타날 수 있기 때문에 일주일 간의 발보장구 적응기간을 주었고 보장구로 착용으로 인한 통증이나 불편함이 없는 것을 확인한 후 1차 실험과 동일한 조건으로 실시하였다. 대상자에게 제공된 발 보장구는 부드러운 반경성(semirigid)의 재질을 이용하여 제작되었고 이는 단단한 재질의 발 보장구는 교정에는 효과가 있으나 지면 접촉 시 받는 충격력이 커져 역효과를 나타낼 수 있다는 선행 논문에 근거하였다(Nachbauer & Nigg, 1992; Shiba, Kitaoka, Cahalan, 1995). 그리고 실제 행군 조건과 동일한 조건에서 실험하기 위해 각 피험자들은 육군 기본 휴대장비를 완전 군장의 상태로 등지고 소총을 휴대하고 트레드밀 위를 걷도록 하였고 측정 행군속도는 가장 효율적이고 적정하다고 연구되어진 4.5km/h로 설정하였다(박두균 등, 1991).

3. 자료 수집 및 분석

과회내족과 정상족의 피로 전, 후 그리고 보장구 착용 시 근육활동의 변화를 알아보기 위하여 하지의 대퇴직근(rectus femoris), 내측광근(vastus medialis), 외측광근(vastus lateralis), 대퇴이두근(biceps femoris), 비복근(gastrocnemius), 장비골근(peroneus longus), 전경골근(tibialis anterior)을 선정하였다. 근육 신호 측정을 위해 사용된 전극은 Ag-Ag/Gi의 표면전극을 사용하였고 양질의 데이터를 얻기위해 알코올과 면도기를 이용

하여 피부표면의 이물질을 제거한 후 근육의 기시점과 부착점의 중간 부위의 가장 발달된 근육에 부착하였고 이때 전극 사이의 거리는 2cm를 유지하였다. 각 근육의 전극 부착 위치는 다음과 같다.

근전도 신호의 주파수 범위는 20~500Hz 사이로, 전극의 공통성분 제거비는 110dB로 설정하였고 1000Hz의 비율로 샘플링 하였다.

표면전극을 통해 수집된 행군 시 하지 근육에서의 전기적 신호는 증폭기에 의해 증폭되고 아날로그-디지털 변환기에 의해 디지털 신호로 변환되어 MegaWin ver. 2.5 소프트웨어에 의해 저장되고 산출하였다. 또한 수집된 근전도 신호에서 다리의 지지구간을 구분하기 위하여 6mm 디지털비디오 카메라(GR-DVR9500, JVC)를 이용하여 60frames/sec로 촬영하였다. 또한 근전도 신호와 영상자료의 동조를 위해 카메라 후레쉬를 이용하여 후레쉬가 터지는 순간에 근전도 신호에 시작점을 나타내는 마커가 자동 표시되도록 하였다. 대상자의 업무와 일정 그리고 실험실 상황이라는 것을 고려하여



그림 2. 표면전극의 근육부착 부위

대상자들은 실험 측정 전 1.9km/h의 속도로 약 2분간 워밍업을 한 후 4.5km/h 속도로 트레드밀 위를 행군하게 하였고 행군 중 10초간 근전도 신호를 수집하였다. 보행의 동작 구간은 발이 지면에서 떨어지는 스윙 구간과 발이 지면에 닿는 지지 구간으로 나눌 수 있는데 본 연구에서는 발뒤꿈치가 지면에 닿는 순간부터 발이 지면에서 떨어지는 순간까지로 설정하였고 수집된 10초 동안의 자료에서 지지구간만 선정하였는데 이는 발이 지면에 닿는 동안 발의 회내 동작의 영향을 받기 때문이다.

자료의 분석은 두 가지의 방법을 이용하였는데 첫째로 평균 적분근전도(AiEMG)는 근전도의 파형을 전파정류(full-wave rectification)한 후 그 면적을 수학적으로 정향화한 값으로 근육 운동 시 근육의 활동량을 의미하는 것으로 이는 근육의 일량이 증가 할수록 혹은 근육의 활동 부담률이 증가하면서 근육동원과 이에 활동량이 증가하기 때문이다(문곤성, 2004). 평균 적분근전도의 수학적 산출 방식은 다음과 같다.

$$\text{Averaged iEMG} = \int_0^t \frac{|EMG(t)| dt}{1024 \times t}$$

근전도 신호의 표준화는 특정 동작의 근수축을 기준으로 삼아 표준화하는 %RVC(Reference Voluntary Contraction) 방법을 사용하였다(Cram 등, 1998).

두 번째 방법으로 주파수 스펙트럼 분석에 의한 평

균주파수(mean power frequency)로 이는 국소적인 근육의 피로도를 정량화 하여 분석하는 방법으로 정해진 시간 내의 근전도 신호를 FFT(fast fourier transform) 방식을 이용하여 평균주파수를 얻었고 회귀식에 의한 기울기, 즉 일정 시간동안의 평균주파수 변화량을 알 수가 있다. 이는 지속적인 근육 수축 시에 발생하는 피로로 인해 주파수 스펙트럼의 주파수 대역대가 고주파에서 저주파대로 이동하여 시간경과에 따라 평균주파수가 변화하기 때문이다(남기석, 이영희, 이충휘 및 조상현 1999; 윤두식, 김택훈, 신현석 및 노정석, 2005).

다시 말해 평균주파수의 감소가 클수록 근육의 피로도가 높다는 것을 의미한다. 근전도 신호의 스펙트럼 분석에 의한 평균주파수의 수학적 산출식은 다음과 같다.

$S(f)=Re^2+Im^2$ 여기서, $S(f)$ 는 power spectrum, Re 는 real term, Im 은 imaginary term이다.

$$MPF = \frac{\int_0^{\infty} f S(f) df}{\int_0^{\infty} S(f) df} \quad \text{이다.}$$

4. 통계 분석

수집된 자료에 대한 통계 처리는 SPSS 12.0 for Windows 소프트웨어를 이용하여 실험 1의 행군 시 정상족과 과회내족간의 근 활성도와 근육 피로도에 대한 집단 간 비교를 위해 독립표본 T 검정(independent t-test)를 실시하였고, 실험 2에서의 행군 시 하지 근육의 활동에 대한 발보장구의 효과를 검증하기 위해 대응표본 T 검정(paired t-test)를 실시하였다. 또한 통계적 유의성 검증과 함께 실제적 유의성 검증을 위해 효과크기(effect size)를 함께 구하였다. 실제적 유의성은 실험결과가 변인이 많거나 적은 표본수로 인해 통계적으로 유의하지 않은 경우 실제 실험 상황에서 얻은 추정치 즉, 집단 간 평균과 표준편차를 이용하여 대조군의 평균에 실험군의 평균을 표준화시킴으로써 집단 간 평균차이를 크기로 표현한 것으로 여기서 ES는 효과크기(effect size), \bar{X}_e 는 실험군의 평균값, \bar{X}_c 는 대조군의 평균값, S_c 는 대조군의 표준편차를 의미한다.



그림 3. 트레드밀 위에서 행군

Cohen(1988)은 효과크기를 0.7이상은 큰 효과, 0.5는 중간효과, 0.2이하는 작은 효과로 보았고 크기가 클수록 실험의 효과가 유의함을 의미하며 수식은 다음과 같다 (범대진, 2003).

$$ES = \frac{\overline{X}_e - \overline{X}_c}{S_c}$$

모든 통계치의 유의수준은 $\alpha=0.05$ 로 설정하였다.

III. 연구결과

본 연구는 완전군장으로 4.5km/h의 속도로 행군 시 정상적인 화내 동작을 보이는 정상족과 과도한 화내 동작을 보이는 과회내족간 지지구간에서의 하지 근육의 변화와 과도한 화내 동작을 조절해 줄 수 있는 발보장구 착용 유, 무에 따른 하지 근육의 활성화와 피로에 대한 효과를 알아보기 위해 근전도기를 이용하여 평균주파수(mean power frequency)와 평균적분근전도(averaged integrated EMG)를 분석한 결과는 다음과 같다.

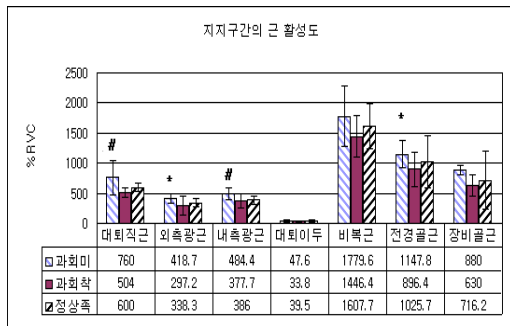
1. 행군 시 정상족과 과회내족간의 근 활성화도

행군 시 정상족과 과회내족(발보장구 미착용, 착용 시)간 각 근육의 근 활성화도는 <그림 4>와 같이 나타났다. 행군 시 과회내족(발보장구 미착용)이 정상족보다 모든 근육에서 더 많은 근 수축 활성을 나타냈으며 발

보장구 착용했을 때 착용 하지 않았을 때보다 외측광근과 전경골근에서 근수축 활성 감소가 통계적으로 유의한 차이를 나타냈고($t=3.54, t=3.45$), 대퇴직근과 전경골근에서는 통계적으로는 유의하지 않았으나 효과차이가 0.89와 1.7로 실제적 유의성이 있는 것으로 나타났다. 정상족과 보장구 착용 시 과회내족의 근 수축 활성화에서는 모든 근육에서 유의한 차이가 나타나지 않았다.

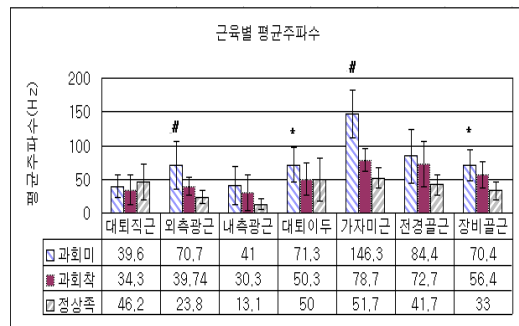
2. 행군 시 정상족과 과회내족 간의 근 피로도

행군 시 하지 근육의 평균주파수의 변화로 근육의 피로도를 나타낼 수 있는데 평균주파수의 감소가 클수록 근육이 더 빨리 피로해지는 것을 의미한다. 아래 <그림 5>에서는 평균주파수의 감소량을 나타내고 있으며 과회내족이 정상족보다 근육의 평균주파수의 감소가 대퇴직근을 제외하고 모든 근육에서 큰 경향을 나타냈으며 외측광근, 비복근, 장비골근에서 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다($t=2.50, t=2.36, t=2.84$). 과회내족의 발보장구 착용 시에도 미착용 시 보다 평균주파수의 변화량이 크게 감소하는 것으로 나타났으며 대퇴이두근과 장비골근에서는 평균주파수의 변화가 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다($t=3.00, t=3.56$). 그리고 외측광근과 가자미근에서는 통계적으로 유의하지 않지만 효과크기는 0.89와 1.94로 실제적 유의성이 있는 것으로 나타났다. 정상족과 발보장구 착용 시 과회내족간의 평균주파수 변화에서는 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다.



* $p<0.05$, # $ES>0.8$

그림 4. 행군 시 하지 근육의 평균적분근전도



* $p<0.05$, # $ES>0.8$

그림 5. 행군 시 하지 근육의 평균주파수

IV. 논 의

본 연구에서 행군 시 지지구간에서의 하지 근육의 근수축 활성을 의미하는 %RVC는 실험 1(정상족과 과회내족)에서는 각각의 근육 모두 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았지만 모든 측정 근육에서 %RVC가 증가하는 경향을 나타냈다. 실험 2(발 보장구 착용 유무)에서는 각각의 근육에서 발보장구 착용 시 미착용과 비교하여 %RVC가 감소하는 경향이 나타났는데 이는 달리기 시 지지구간에서 발 보장구 착용 시 하지 근육의 적분근전도 값이 감소한다는 Nawoczinski & Ludewig(1999)의 연구와 김로빈(2006)의 4.0km/h의 속도로 보행 시 발 보장구를 착용하였을 때 대퇴이두근, 외측광근, 전경골근에서 근육 활성도가 유의하게 감소하였다는 연구 결과와 일치하는 결과이다. 이러한 근육 활동의 감소에 대해 Nigg, B.M., Nurse, M.A., & Stefanyshyn(1999)은 발 보장구를 통한 과도한 회내 동작의 교정이 근육의 일을 최소화해주는 효과를 발휘한다는 개념을 제시하였고 김승재(2006)는 발보장구 착용 직후와 2개월 후의 실험에서 모두 주상골의 움직임 범위의 감소와 적분근전도값이 감소되었다고 보고하였다. 그리고 이러한 근육 활동의 감소는 발보장구 착용을 통한 편안함에 기인하며 발뼈들의 움직임 감소와 충격력 감소에도 중요한 요인으로 생각하고 있다(Mundermann, Nigg, Stefanyshyn, 2003; 김승재, Stefanyshyn, 김로빈, 2005). 이러한 선행연구 결과를 토대로 실험 1과 2에서 과회내족의 하지 근육에서 더 큰 %RVC의 변화는 동작 시 주상골 떨어짐의 증가를 막기 위해 정상족보다 근육이 더 많이 사용된다고 사료되며 이는 정상족에 비해 비효율적인 근육 사용이라고 말할 수 있을 것이다. 한편 발 보장구 착용 시 근육 활성이 정상족의 근육 활성 정도와 유사하게 감소되는 것은 발 보장구의 착용이 과도한 회내 동작을 감소시켜주어 골격계의 정상적인 움직임을 통해 근육을 효율적으로 사용할 수 있게 해주는 것으로 생각할 수 있을 것이다.

두 번째로 실험 1과 2에서 행군 시 스펙트럼 분석을 이용한 하지 근육의 평균 주파수의 변화를 살펴보았는

데 평균 주파수 감소량의 증가는 근육의 피로도 증가를 의미하는 것이다. 실험 1에서 대퇴직근을 제외한 모든 근육에서 과회내 집단의 평균주파수 변화가 정상족보다 큰 것으로 나타났으며, 특히 대퇴이두근과 장비골근에서는 유의한 차이를 보였고 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않은 근육 중 외측광근과 비복근에서 효과크기가 0.8보다 크게 나와 실제적 유의성이 있는 것으로 나타났다. 이것으로 실험 대상자 수가 많아지면 통계적으로 유의한 차이가 나타날 것을 예상할 수 있다. 이러한 근육의 동작에 따른 평균 주파수의 감소량의 증가는 근육이 수축하는 시간이 길어질수록 중추신경계에서 동시성 활동 과정에서 근섬유의 전도속도가 감소되기 때문이다(De Luca, 1984). 강성웅, 김성원, 및 나영무(1995)는 근육의 수축방향의 차이와 하지의 위치에 따른 상호작용이 근육 피로도에 영향을 준다고 하였고 류지선(2001)은 달리기 시 피로로 인한 발의 회내 동작의 증가는 발목 관절의 움직임과 아킬레스 건 그리고 후족의 움직임에 영향을 미친다고 주장하였다. 또한 이세용(2002)은 트레드밀에서 30분 간 달리기를 실시하였을 때 젓산 농도가 발보장구를 착용했을 때 덜 축적 된다고 하였다. 실험 1에서 정상족보다 과회내족의 평균주파수 감소량의 증가는 거골하 관절의 비정상적인 과도한 회내 동작으로 인한 관절의 움직임의 변화는 주변 근육의 수축 방향의 변화를 가져오며 이러한 변화가 근육 활동에 영향을 미친다고 볼 수 있다. 이러한 근수축 방향의 변화는 과회내족의 근육 활성도가 정상족의 근육 활성보다 더 크며 과회내족이 발 보장구를 착용했을 때 근수축 활성이 감소하는 것보다도 연관 지을 수 있다.

본 연구의 결과에서 대부분의 실험 자료가 비록 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았지만 평균적분근전도와 평균주파수분석을 통해 정상족보다 과회내족이 발목의 과도한 회내 움직임으로 인해 근육 사용이 많아진다는 것과 이러한 움직임을 빠른 근수축의 변화가 더 많은 운동 단위를 동원시키므로 장시간 동작 시 하지 근육에 피로가 더 빨리 올 수 있다는 것을 시사한다. 반면에 과회내족의 발 보장구 착용 시 근수축 활성의 감소와 평균주파수의 감소가 줄어드는 것은 장시간의 행군 시 발보장구의 착용이 근육의 피로를 감소

시킬 수 있을 것으로 사료되며 이러한 결과는 발보장구의 착용이 기존의 내구성만이 강조된 경질 전투화의 단점을 보완하고 과도한 회내 동작을 막아줌으로써 전투력 보존에 도움이 될 것으로 예상된다.

V. 결론

본 연구는 전투화에 발 보장구의 적용을 통해 하지 근육 활동에 어떤 영향을 미치는지에 대해 살펴보기 위해 정상족과 과회내족으로 발 형태를 나누었고 행군 시 하지 근육의 평균적분근전도값과 평균주파수값을 비교하여 분석한 결론은 다음과 같다.

1. 행군 시 과회내족은 정상족보다 근수축 활성이 증가하고 근육의 피로도도 증가하는 경향을 보였다.

2. 발 보장구의 적용은 동작 시 근육의 활성을 감소시키고 근육의 피로도도 감소시키는 경향을 보였다.

본 연구를 통하여 행군 시 과도한 회내 동작은 근육 사용과 피로를 증가시킬 수 있고 반대로 발 보장구의 착용은 근육 활성과 피로를 감소시키는데 긍정적인 영향을 미치는 것을 확인하였다. 이러한 발보장구의 착용은 장시간 행군이나 장시간 전투화 착용 시 적용할 필요성을 시사해준다.

한편 본 연구의 제한점으로는 실험 시 실제 행군과 비슷하게 조건을 만들었으나 지면이 아닌 트레드밀에서 실시했다는 것과 행군 시간도 15분 이내였다는 것, 그리고 적은 대상자수(n=9)가 통계적 유의성에 영향을 미친 것으로 사료된다. 향후 본 연구의 결과를 토대로 충분한 실험 대상자의 확보와 실제 행군 상황을 통한 데이터의 수집의 필요성을 느끼며 이를 통한 발보장구의 적용에 대한 추후 연구가 필요하다고 생각된다.

참고문헌

- 강성웅, 김성원, 나영무(1995). 슬관절 등속성 운동검사에서 변형 고정대에 의해 유발되는 지간 상호작용이 근력에 미치는 영향. **대한재활의학회지**, 19, 455-461.
- 곽창수(1993). **운동화 중저의 경도가 주행 시 발바닥의 압력 분포와 충격 흡수에 미치는 영향**. 서울대학교 대학원 박사학위 논문
- 김로빈(2006). 달리기 동호인들의 상해예방을 위한 맞춤형 발 보장구의 평가연구. **한국운동역학회지**, 16, 1, 19-30.
- 김승재(2006). 보행시 과도한 회내와 관련된 발질환을 위한 맞춤형 발보조기의 교정적 기능. **한국운동역학회지**, 16, 65-79.
- 김승재, Darren Stefanyszyn, 김로빈(2005). 평지와 오르막경사의 트레드밀 걷기와 달리기 동안 발보장구가 발바닥근막염과 관련된 발아치 스트레인에 미치는 영향. **한국운동역학회지**, 15, 155-176.
- 남기석, 이영희, 이충휘, 조상현(1999). 근전도 스펙트럼 분석을 이용한 만성 요통 환자의 유부근육과 복부근육의 피로도 분석. **한국전문물리치료학회지**, 6, 16-31.
- 류지선(2001). 오래 달리기 시 피로가 생체역학적 요인에 미치는 영향. **한국체육학회지**, 40, 1011-1025.
- 문근성(2004). **보행 속도 변화에 따른 하지의 운동역학적 분석과 근활동의 근전도 분석**. 연세대학교 박사학위 논문
- 박두균, 김의수, 임충희, 서성혁(1991). 인체 에너지 대사의 분석을 통한 효율적인 군 행군 속도에 관한 연구. **체육연구소논집**, 12, 71-79.
- 범대진(2002). 체육측정에서 처치효과를 위한 effect size에 대한 연구. **한국사회체육학회지**, 18, 1131-1138.
- 이세용(2002). **오소틱의 착용과 하지의 장시간 부하가 족저근막염의 상해 요인에 미치는 영향**. 박사학위논문, 연세대학교.
- 윤두식, 김택훈, 신현석, 노정석(2005). 발목관절 각도와 등척성 수축방향이 반대측 근육 피로도에 미치는 영향. **한국전문물리치료학회지**, 12, 3, 46-55.
- 최지영, 김우엽(2001). 주행 시 군화종류에 따른 운동역학적 특성비교. **한국체육학회지**, 40, 987-1000.
- Bahlsen, A. (1988). *The etiology of running injuries; a longitudinal, prospective study*, PhD. thesis, University of Calgary, Calgary.

- Blake, R.L., & Denton, J.A.(1985). Functional foot orthoses for Athletic injuries: A retrospective study. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 75, 359-362.
- Bordenlon, R.L.(1989). Orthotic, Shoes, and Brace. *Orthopedic Clinics of North America*, 20, 751-757.
- Broody, D.M.(1980). *Running injuries*. Clinical Symposia, 32, 2-36.
- Bruggemann, G.P., Arndt, A. (1994). *Fatigue and lower extremity function*. Proceedings of 8th Biennial Conference of the Canadian Society of Biomechanics, 316-317.
- Burr, D.B., Milgrom, C., Fyhrie, D., Forwood, M., Nyska, M., Finestone, A., Hoshw, S., Saiag, E., Simkin, A., (1996). In vivo measurement of human tibial strains during vigorous activity. *Bone*, 18, 405-410.
- Cohen, J.(1988). *Statistical power analysis for the behavioral science*. (3rd ed). New York : Academic press
- Cram, J.R., Kasman, G.S., & Holtz, J.(1988). *Introduction to Surface Electromyography*. Gaithersburg. An Aspen Pub.
- Charles M., Radeva, D.R.(2007). The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains. *Journal of Biomechanics*, 40, 845-850.
- De Luca C.J.(1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng*, 11, 251-279.
- Elliot, B., Ackland, T.,(1981). Biomechanical effect of fatigue on 10,000 meter running technique. *Research Quarterly for Exercise and Sports*, 52, 160-166.
- Gross, M.L., & Napoli, R.C.(1993). Treatment of lower extremity injuries with orthotic shoe insert. *Sports Medicine*, 15, 66-70.
- Irrgang, J.J., Whitney S.L., Cox, E.D. (1994). Balance and proprioception for rehabilitation of the lower extremity. *Journal of sports rehabilitation*, 3, 68-83.
- Kaye, R.A., & Jahss, M.H.(1991). Tibialis posterior: a review of anatomy and biomechanics in relation to support of the medial longitudinal arch. *Foot & Ankle*, 11, 244-247.
- Kitaoka, H.B., Luo, Z., An, K. (1998). Three-dimensional analysis of flatfoot deformity. *Foot and Ankle*, 19, 7, 447-451.
- Lundin, T.M., Feuerbach J.W., Grabiner M.D. (1993). Effect of plantar flexor and dorsiflexor fatigue on unilateral postural control. *Journal of applied Biomechanics*, 9, 191-201.
- Magee, D.J.(2002). *Orthopaedic Physical Assessment*. 4th Edition, Elsevier Sciences, USA:Saunders.
- Mann, R.A. (1982). *Biomechanics of running*. In R. P. Mack : The Foot and Leg in Running, 1-29.
- Mckenzie, D.C.(1987). The role of shoe and orthotics. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 23, 30-38.
- Milgrom, C. (2001). *The role of strain and strain rates in stress fractures*. CRC Press, Boca Raton, FL, 119-129.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., Isakov, E.(2000c). Fatigue-related loading imbalance on the shank in running. *Annals of Biomedical Engineering*, 28, 463-469.
- Mundermann, A., Nigg, B.M., Stefanyshyn, D.J.(2003). Orthotic comfort is related to kinematic, kinetic, and EMG in recreational runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1710-1719.
- Nachbauer, W., & Nigg, B.M.(1992). Effects of arch height and arch flattening of the foot on ground reaction forces in running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24, 1264-1269.
- Nawoczenski, D.A., & Ludewig, P.M.(1999). Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscle during running. *Arch Physical Medicine & Rehabilitation*, 80, 540-544.

- Nigg B.M, Nurse, M.A., & Stefanyshyn, D.J.(1999). Shoe inserts and orthotics for sports and physical activities. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31, 421-428.
- Scheuffelen C, Rapp, W., Gollhofer, A., Lohrer, H. (1993). Orthotic devices in functional treatment of ankle sprain: stabilizing effects during real movement. *International Journal of Sports Medicine*, 14, 140-149.
- Sterzing, T.F., Hennig, E.M.(1999). *Measurement of plantar pressure, rearfoot motion and tibial shock during running 10km on a 400m track*, 99 ISB footwear conference.
- Shiba N., Kitaoka H.B., Cahalan, P.T.(1995). Shock-absorbring effect of shoe insert materials commanly used in management of lower extremity disorders. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 310, 130-136.
- Tropp, H., Ekstrand, J., Gillquist, J. (1984). Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 16, 64-66.
- Yoshikawa, T., Mori, S., Santiesteban, A.J., Sun, T.C., Burr, D.B.(1994). The effect of muscle fatigue on bone strain. *Journal of Experimental Biology*, 188, 217-233.

투 고 일 : 4월 30일

심 사 일 : 5월 6일

심사완료일 : 6월 12일