

경사진 트레드밀에서 전방 걷기와 후방걷기 동안 넙다리네갈래근 활동성 비교: 표면 근전도 분석

한상완
하늘 스포츠의학 클리닉

Abstract

The Effect of Forward Walking and Backward Walking on Quadriceps Muscles with Treadmill Inclination: Surface Electromyographic Analysis

Han, Sang-Wan, Ph.D., P.T.
SKY Sports Medicine Clinic

To compare the effects of forward walking and backward walking on surface electromyographic analysis of quadriceps muscles at treadmill grades of 0%, 5% and 10%, subjects were randomized to eleven athletics (5 females, 6 males), with a mean age of 17.8 years, and a SD of 4.66 years. The values of the surface electromyographic (SEMG) activity of the rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL) and vastus medialis oblique (VMO) were measured during forward walking and backward walking on a treadmill at grades of 0, 5 and 10%. The subjects walked for approximately 10 seconds at 4.0 km/h. The data were analyzed by repeated measuring of the two-way ANOVA and analyzed by a paired t-test between forward walking and backward walking. The SEMG activity levels of the RF, VL and VMO were the highest when both the forward walking and backward walking increased incrementally for treadmill grades of 0% to 10%, but the VMO/VL ratio had no significant changes. The SEMG activity levels of the RF, VL and VMO were significantly different between directions. However, SEMG activity levels of the RF, VL, VMO and VMO/VL ratio did not show significant difference among the treadmill grades. No statistically significant interactions were detected between the direction of walking and treadmill grade. Backward walking on the treadmill at 4 km/h and grades of 0%, 5%, 10% elicited a greater SEMG activity on the quadriceps muscles than did forward walking under the same conditions. The results suggest that the quadriceps may be effectively activated by performance at treadmill grades of 10%. This investigation confirms that backward walking up an incline may place additional muscular demands on individuals.

Key Words: Backward walking; Forward walking; Quadriceps; Surface electromyography; VMO/VL.

I. 서론

요즘 건강에 관심을 가지고 있는 사람들이 증가하고 있으며, 걷기와 달리기는 유산소 운동의 형태로써 많은 사람들이 건강을 증진시키는 운동으로 즐기고 있다. 걷기와 달리기는 하지관절에 매우 큰 스트레스를 가한다. 걷기와 뛰기의 부상원인은 하지근육의 불충분한 근력,

유연성, 잘못된 자세 등에 의해서 발생한다. 이러한 문제를 해결할 수 있는 방법으로 후방걷기와 후방 달리기가 있다. 후방걷기와 달리기는 하지 관절에 스트레스를 적게 주면서 하지 근력을 증가시킬 수 있기 때문에 현재 스포츠의학, 정형외과, 재활의학 분야에서 무릎넙다리 동통증후군, 앞십자인대 손상, 무릎관절염, 발목 염좌, 요통과 엉덩 관절 및 무릎굽힘근 손상 등의 재활운동으로 이용하고 있다(한상완, 2003). 후방걷기는 하지의 근력과 균형능력을 증가시키며(Threlkeld 등, 1989),

통신저자: 한상완 rphan@hanmail.net

Thomas와 Fast(2000)는 후방걸기가 보행과 균형능력을 증가시킨다고 보고하였다.

청소년기에 무릎넙다리 동통증후군은 무릎관절에 통증을 발생시키는 원인 중 하나이다. 안쪽빗넓은근 위축은 무릎넙다리 동통증후군 동반되어 나타나며, 이 위축은 인체 역학적 장애와 근력의 감소, 넙다리내갈래근의 안쪽, 가쪽넓은근 사이의 불균형에 의해 발생한다. 전통적으로 넙다리내갈래근의 근력운동은 무릎넙다리 동통증후군 재활에 이용되며, 최근에는 체중부하 자세에서 넙다리내갈래근의 근력을 증가시키는 방법 복합관절운동(closed kinetic chain exercise)이 재활운동치료 방법으로 이용되고 있다. 최근에 물리치료사와 운동 트레이너들은 하지손상의 치료에 복합관절운동을 이용하는데 중점을 두고 있다. 이것은 관찰과 실험 자료를 기초로 이전의 많은 치료사들이 이용한 단일관절운동(open kinetic chain exercise)보다 효과적이며, 안전하고, 보다 기능적인 운동으로써 임상에서 많이 권장되고 있다(Fu 등, 1992). 운동 방법들이 다양화 되어지면서 복합관절운동도 여러 종류로 분류되었는데 그중 실험적으로 흥미가 있는 것의 하나가 후방걸기와 달리기이다(Gray 1990).

특히, 경사진 트레드밀에서 후방걸기는 재활운동을 시행하는 동안 무릎관절에 받는 압력을 감소시키며 심혈관계의 상태를 유지시키는 유용한 무릎넙다리 동통증후군 환자들의 재활치료 방법으로 이용될 수 있다(Flynn 등, 1994; Myatt, 1995). 트레드밀에서 후방걸기는 무릎관절에 적당한 스트레스를 주면서 무릎관절 주변 근육의 근력을 증가시킬 수 있으며(McArdle 등, 2001), 이런 이유 때문에 연구자들은 앞집자인대 손상(Dick, 1993)과 무릎넙다리 동통증후군의 재활운동(DeVita와 Stribling, 1991; Flynn과 Soutas-Little, 1993)에 후방걸기를 유용하게 이용할 수 있다고 제안하고 있다. 사전 연구에서 경사진 트레드밀에서 전방걸기와 비교할 때 후방걸기는 무릎넙다리 관절에서 받는 부하를 감소시킬 수 있으며(Flynn과 Soutas-Little, 1991), 넙다리내갈래근 근력운동을 수행하는 동안 앞집자인대의 과신장을 예방하고 넙다리내갈래근의 파워를 증가시킨다(Threlkeld 등, 1989). Vilensky 등(1987)과 Kramer 등(1981)은 후방걸기는 전방걸기와 비교할 때 보폭의 감소와 보행률의 증가가 동시에 발생한다고 제시하였다. 또한 이들은 후방걸기의 관절역학적인 면에서 전방걸기와는 실제적으로 다르다고 보고하였다. Threlkeld

등(1989)은 10명의 피검자를 대상으로 후방 달리기 운동역학과 동적 역학을 평가하였다. 이들의 연구결과 관절에 부하를 최소한으로 주면서 무릎관절의 신전 근육들을 강화시켜 임상적으로 유용하게 이용할 수 있다고 결론지었다. 이들의 연구와 유사하게 Flynn과 Soutas-Little(1991)는 후방 달리는 무릎골힘줄의 구심성 부하를 감소하면서 무릎넙다리 종자관절의 부하를 감소시킨다고 하였으며, 동시에 무릎넙다리 동통증후군 환자에게 효과를 줄 수 있을 것이라고 제안하였다. 이러한 연구결과 많은 물리치료사들은 임상적으로 후방걸기와 달리는 복합관절운동 방법으로 인식하며, 운동을 할 때 전방걸기나 달리기와 같이 획일화된 운동보다 후방걸기와 달리를 복합한 운동을 병행하는 것이 새로운 흥미를 유발시킬 수 있다. 선행연구에서 전방걸기와 후방걸기에 대한 심혈관계 반응(Hooper 등, 2004)과 후방걸기에 대한 훈련 후 심혈관계 반응(Heath 등, 2001)을 연구한 논문들이 있다. 현재 많은 학자들에 의해 후방걸기에 대한 경사도, 속도에 대한 임상적인 연구가 지속적으로 시행되고 있으나, 일반인을 대상으로 실시한 연구들이 시행되고 있다.

본 연구에서는 10대 운동선수들을 대상으로 실시하므로 운동선수들의 넙다리곧은근, 가쪽넓은근, 안쪽빗넓은근, 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근 비의 근전도 신호량을 전방 걸기와 후방 걸기를 비교 연구해서 무릎관절 손상을 받은 운동선수를 대상으로 재활운동을 실시할 때 넙다리내갈래근을 보다 효율적으로 활성화시킬 수 있는 트레드밀 각도와 무릎관절 운동치료의 기초 자료를 제공하고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구의 대상자는 S스포츠의학클리닉에 내원한 고개 중 하지의 손상이 없으며 생체 역학적으로 영향을 주는 요인에 대해 사전검사를 실시하여(양쪽다리 길이의 차이, 제한된 관절가동범위, 비만) 정상범위 내에 있는 대상자를 선정하였으며, 검사하는 동안 피검자에게 옷과 신발을 제공 하였다. 10대 운동선수 11명(남자 6명, 여자 5명)을 대상으로 경사진 트레드밀에서 전방걸기와 후방걸기를 실시하였으며, 순서는 무작위로 실시하였다. 운동종목은 태권도 2명, 축구 4명, 농구 1명, 스

키 1명, 필드하키 2명, 사이클 1명이며, 연구대상자들에게 연구의 내용과 절차를 이해시키고 실험에 자발적으로 참여한다는 서면 동의를 받았다.

2. 실험기기 및 방법

가. 실험 방법

전동 트레드밀¹⁾로 속도는 4.0 km/h로 고정하여 전방 걷기와 후방걷기를 실시하였다. 피검자들이 경사진 트레드밀에서 후방걷기를 실시할 때 적응하기 위해 약 3분간 걷기연습을 실시하였다. 각 경사도에서 10초간 걸은 후 1분간 휴식을 하였으며, 전방 걷기와 후방걷기는 피검자들의 학습효과를 방지하기 위해 무작위로 방향을 선택해서 실시하였다. 피검자들에게 실험진행순서와 다음 실험 경사도의 변화 등에 대한 정보를 주었다. 피검자에게 안정된 자세로 걷기를 하도록 지시하였다.

나. 근전도 측정

(1) 표면전극 부착

개인용 컴퓨터에 연결된 표면 근전도 분석²⁾의 프로그램과 근전도 측정 장비를 연결한 다음 프로그램에서 피검자의 이름, 체중, 신장을 입력한 후 측정 프로토콜을 설정하였다. 실험결과에 영향을 줄 수 있는 기술적 오류(technical fault)를 피하기 위해 실험 전 표면전극을 붙이기 위한 준비로 환자를 편안하게 눕힌 다음 피부에 있는 털을 제거하고 에틸알코올 솜으로 깨끗이 닦았다. 사용된 전극은 Ag/AgCl(Meditrace 200, U.S.A.)을 이용하였으며, 각 전극사이 거리는 20 mm이내에 위치하도록 했다. 전극의 위치는 Howe(1994)가 제시한 위치에 부착하였다. 안쪽빗넓은근은 대퇴 장축(long axis of the femur)의 50°, 무릎뼈의 위안쪽(superior medial border of the patella)에서 5 cm 위, 가쪽넓은근은 대퇴 장축의 12~15°, 무릎뼈의 위가쪽(superior lateral border of the patella)에서 15 cm 위, 넓다리끝은근은 무릎뼈의 위부극(superior pole of the patella)과 위앞엉덩이뼈가시(anterior superior iliac spine)사이의 중간부위에 부착하였다. 근전도의 잡음(noise)을 최소화하기 위해 채널 연결선을 테이프로 고정시켰다. 측정된 결과는 근전도 내에 있는 메모리 칩에 저장한 후 컴퓨터

에 연결해서 측정 자료를 다운로드(download) 받아 분석하였다.

(2) 근전도 신호처리방법 및 결과산출

각 근육의 근전도 기록은 100 Hz의 주파수로 샘플링하여 기록하고 이득값(gain)을 360으로 설정하였다. 근전도 파형은 주파수(bandwidth) 20~500 Hz의 조건에서 기록하고 잡음(noise)은 1 μ V보다 작은 수준에서 입력되도록 소음제거율(common mode rejection ratio)을 130 dB 이상으로 설정하였다. 증폭된 아날로그 근전도 신호는 아날로그-디지털변환기(12 bit analogue to digital converter)에 의하여 1초에 1,024개의 디지털 신호로 변환시켜 1,000 Hz의 비율로 샘플링(sampling)하여 기록하였다. 자료를 Raw Static형태로 수집하여 Average spectrum으로 분석한 후 Average integrated spectrum으로 분석하였다.

Average integrated spectrum

$$= \int_0^{1023} \frac{|rawdata|}{1024}$$

3. 분석 방법

전방걷기와 후방걷기 사이의 근활성도를 비교하기 위해 대응표본 t-검정(paired-t test)을 사용하여 비교하였다. 전방걷기와 후방걷기에 따른 트레드밀 경사도 0, 5, 10%에서 집단간과 집단내 상호작용이 있는지 알아보기 위해 이요인 분산 분석(two-way repeated ANOVA)을 실시하였다. 통계학적인 유의성을 검증하기 위한 유의수준 $\alpha=.05$ 로 하였다.

III. 결과

1. 연구대상자의 일반적 특성

실험에 참가한 대상자들은 다리에 통증이 없고, 이전에 하지에 부상당한 경험이 없는 건강한 운동선수 11명을 대상으로 하였다. 연구대상자의 신체적 특성은 다음과 같다(표 1). 대상자의 평균나이는 17.8세였으며, 평균 체중은 62.1 kg, 신장은 167.4 cm이었다.

2. 각 근육에서 경사도와 방향에 대한 근전도 신호량 비교

1) Intertrack 6025, KOREA.

2) MegaWin version 2.0, Finland.

표 1. 연구대상자의 일반적 특성 (N=11)

나이	신장(cm)	체중(kg)
17.8±4.66	167.4±6.16	62.1±9.57

넙다리곧은근은 전방걸기와 후방걸기를 비교한 대응표본에서 경사도 0, 5, 10% 모두 유의한 차이를 보였으며(p<.05), 전방걸기에서는 경사도가 증가하면서 근전도 신호량이 감소하는 것으로 나타났으나, 후방걸기에서는 5%에서 약간 감소하다 10%에서 다시 증가하는 것으로 나타났다(표 2). 가쪽넓은근은 전방걸기와 후방걸기를 비교한 대응표본에서 경사도 0, 5, 10% 모두 유의한 차이를 보였으며(p<.05), 전방걸기에서는 경사도가 증가하면서 근전도 신호량이 증가하며, 후방걸기에서는 5%에서 약간 감소하다 10%에서 다시 증가하는 것으로 나타났다. 안쪽빗넓은근은 전방 걸기와 후방걸기를 비교한 대응표본에서 경사도 0, 5%에서 유의한 차이를 보이지 않았으나, 10%에서는 유의한 차이가 보였으며(p<.05), 전방걸

10%에서 다시 증가하는 것으로 나타났다.

안쪽빗넓은근/가쪽넓은근은 전방 걸기와 후방걸기를 비교한 대응표본에서 경사도 0, 5, 10% 모두 유의한 차이를 보이지 않았으며, 전방걸기에서 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근 비율이 높은 변화가 나타나고 있으나, 후방걸기에서는 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근 비율이 변화가 없다.

넙다리곧은근, 가쪽넓은근, 안쪽빗넓은근 모두 운동 방향에 따른 근전도 신호량을 알아보기 위해 이요인 분산분석 결과 모두 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(p<.05). 그러나 경사도에 따른 근전도 신호량은 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 운동 방향과 경사도 간의 상호작용을 알아본 결과 모든 근육이 통계적으로 유의하지 않았다.

안쪽빗넓은근/가쪽넓은근 비도 운동방향과 경사도 상호작용 모두 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

표 2. 각 근육에서 경사도와 방향에 대한 근전도 신호량 비교 (단위: μV)

근육	경사도(%)	전방걸기	후방걸기	p
넙다리곧은근	0	40.36±12.47*	66.90±24.65	.017
	5	45.18±17.25	69.00±21.11	.007
	10	45.81±21.46	73.63±25.63	.001
가쪽넓은근	0	41.09±16.45	67.90±24.11	.002
	5	43.27±15.72	72.00±21.61	.002
	10	46.90±29.53	83.18±20.32	.001
안쪽빗넓은근	0	72.72±40.82	106.36±65.25	.041
	5	74.18±40.37	115.18±50.06	.061
	10	75.09±41.37	129.90±73.50	.031
안쪽빗넓은근 /가쪽넓은근	0	1.76±.78	1.56±.51	.518
	5	1.71±.95	1.59±.40	.597
	10	1.60±.67	1.56±.58	.521

*평균±표준편차

표 3. 넙다리곧은근에서의 운동방향과 경사도에 대한 반복 측정된 이요인 분산분석

	평방합	자유도	평방평균	F	p
운동방향	11206.061	1	11206.061	25.517	.000
경사도	21.545	2	10.773	.25	.976
운동방향×경사도	434.939	2	217.470	.495	.612

기에서는 경사도가 증가하면서 근전도 신호량이 감소하는 것으로 나타났으나, 후방걸기에서는 5%에서 약간 감소하다

IV. 고찰

표 4. 가쪽넓은근에서의 운동방향과 경사도에 대한 반복 측정된 이요인 분산분석

	평방향	자유도	평방향평균	F	p
운동방향	15456.061	1	15456.061	32.516	.000
경사도	1192.030	2	596.015	1.254	.293
운동방향×경사도	373.121	2	186.561	.392	.677

걷기운동은 재활과 건강유지를 위해 오랫동안 사용하고 있으며, 심혈관계 기능을 증가시키고 근골격계 손상 재활, 특히 하지(lower extremity)재활에 많이 사용하고 있다. 걷기에 대한 기능적 연구와 임상적 프로토콜은 대부분 전방걷기이다. 특히 경사진 도로 또는 산을 오를 때, 계단 오르내리기 할 때 무릎넓다리 관절에 부하가 많게는 체중의 7배가 전달되어서 무릎넓다리 동통증후군 환자들에게 통증을 유발시킬 수 있다. Gray(1990)는 후방 걷기가 전방 걷기보다 근육의 활성을 증가시키는 효과가 있다고 보고했다. 후방걷기는 1980년 초부터 연구가 시작되었으며, 현재 많은 물리치료와 재활 전문가들에 의해 후방 걷기에 대한 효과를 연구하고 있다(Hooper 등, 2004). 후방걷기를 이용하는 것은 무릎넓다리 관절에 부하를 감소시키면서 넓다리네갈래근의 근력을 증가(McArdle 등, 2001)시킬 수 있기 때문에 무릎 힘줄염을 포함한 무릎관절의 전방부위의 통증이 있는 환자를 치료하는데 아주 중요한 운동이다(David, 1989). 후방걷기를 하는 동안 트레드밀의 경사도를 증가시키면 장딴지근과 앞정강근 활성도가 증가하고 무릎관절과 발목관절의 관절가동범위의 증가가 요구된다(Cipriani 등, 1995). 후방걷기는 앞십자인대 손상

1993)에 유용하게 이용할 수 있다. Cipriani 등(1995)은 일반 대학생을 대상으로 트레드밀에서 후방보행을 실시하는 동안 넓다리곧은근, 무릎굽힘근, 장딴지근과 앞정강근의 근전도의 활동전위를 비교한 결과 관절의 위치는 트레드밀 경사도가 10% 증가했을 때 가장 큰 변화를 일으켰으며, 근기능의 변화는 관절의 위치변화보다는 트레드밀의 경사도에 따라 민감하게 반응했으며 경사도 5%와 10%에서 유의한 변화를 보였다고 보고하였다. 운동선수들을 대상으로 실시한 본 연구에서도 경사도가 증가 할수록 넓다리곧은근 활동전위가 증가하는 것으로 나타나 선행연구와 같은 결과가 나타났다. 그러나 운동방향과 경사도에 대한 상호교호작용이 있는지 알아 보기위해 이요인 분산분석을 실시한 결과 모든 근육에서 교호작용이 통계적으로 유의하지 않았다. 이는 운동방향에 따라서는 넓다리네갈래근은 유의한 차이가 있었으나, 경사도 0, 5, 10%에 따라 넓다리네갈래근의 근전도 활성도는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 후방걷기에서 보행주기(gait cycle)에 따라 분석을 하지 않고 후방 걷기에서 넓다리네갈래근의 근전도 신호량만 측정해서 경사도에 따른 유의한 차이가 나타나지 않은 것으로 생각한다. 그러나 경사진 트레드밀에서 전방걷

표 5. 안쪽넓은근에서의 운동방향과 경사도에 대한 반복 측정된 이요인 분산분석

	평방향	자유도	평방향평균	F	p
운동방향	21963.879	1	21963.879	6.199	.016
경사도	2484.636	2	1242.318	.351	.706
운동방향×경사도	3033.121	2	1516.561	.428	.654

표 6. 안쪽넓은근/가쪽넓은근에서의 운동방향과 경사도에 대한 반복 측정된 이요인 분산분석

	평방향	자유도	평방향평균	F	p
운동방향	2.635	1	2.635	3.32	.073
경사도	1.485	2	.743	.936	.398
운동방향×경사도	1.214	2	.607	.765	.470

(Dick, 1993)과 무릎넓다리동통증후군의 재활운동 (DeVita와 Stribling, 1991; Flynn과 Soutas-Little, 기와 비교할 때, 후방걷기는 무릎넓다리 관절에서 받는 압력을 감소시킬 수 있으며(Flynn과 Soutas-Little,

1991), 넙다리네갈래근 근력운동을 수행하는 동안 앞심자인대의 과신장을 예방하고 넙다리네갈래근의 파워를 증가시킨다(Threlkeld 등, 1989). Flynn과 Soutas-Little (1995)은 전방 달리기와 후방 달리가 무릎넙다리 관절의 최대압력에 미치는 영향을 비교한 연구에서 후방 달리가 전방 달리에 비해 최대압력을 2배정도 감소시킨다고 보고하였다. 이 연구결과 피검자 스스로 선택한 속도에서 후방 달리는 무릎넙다리 관절의 압력을 감소시킬 수 있으며, 넙다리네갈래근의 근력강화와 육상선수들의 무릎넙다리 동통증후군의 재발에 좋은 효과를 가져다줄 수 있다고 제안하고 있으며, 전방걷기 할 때 무릎넙다리 관절에 받는 압력은 체중의 5~6배, 후방걷기 시에는 체중의 3배라고 제시하였다.

운동 형태에 따른 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근전도 활성화도비(ratio)에 대한 연구는 정상인의 경우 최대근수축(MVC) 25% 상태에서 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성 비율, 계단 오를 때, 내려올 때 비율은 $.96 \pm .17$, $1.15 \pm .36$ 과 $1.18 \pm .22$ 로 보고되었다(Souza와 Gross, 1991). Cuddeford 등(1996)은 고정 자전거, 하지 직거상(straight leg raising) 하는 동안 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 비율을 조사한 결과 $1.19 \pm .44$, $.71 \pm .52$ 이며, 복합관절운동(closed kinetic chain exercise)하는 동안 평균 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근 비율은 $1.15 \pm .42$, 단일관절 운동(open kinetic chain exercise) 하는 동안 평균 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근 비율은 $.77 \pm .41$ 로 나타난다고 보고하였다. Karst와 Jewett(1993)는 넙다리네갈래근의 최대 등척성 운동 시 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근 비율은 $.8 \pm .23$ 에서 $1.0 \pm .08$ 내에서 나타난다고 보고하였다. 일반적으로 정상그룹의 무릎관절 펌 시 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 비율은 1.0~1.3 범위 내에 있다고 한다. 그러나 넙다리무릎뼈 통증 증후군 환자들의 경우 정상인 보다 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근 비율이 1:1보다 낮게 나타난다(Reynolds 등, 1983; Voight와 Weider, 1991). 본 연구에서는 정상인을 대상으로 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근 비율을 측정할 결과 전방걷기에서 경사도 0%~10% 사이에 $1.76 \pm .78$ 에서 $1.60 \pm .67$ 사이이며, 후방걷기에서 경사도 0%~10%사이에서 $1.56 \pm .51$ 에서 $1.59 \pm .58$ 사이에서 나타났다. 각각 경사도에 따른 전방걷기와 후방걷기를 비교한 결과 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 사전 연구결과들과 비교한 결과 본 연구에서의 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근 비율이 높게 나타났다. 특히 사전 연구에서는 재활초기 단계의 운동프로토콜을 이용한 정

적 움직임 또는 제한된 동작 등을 연구한 결과이나, 본 연구는 동적 움직임 특히 경사진 트레드밀에서 후방걷기를 실시했으며, 모든 피검자들을 근력이 강한 운동선수들을 대상으로 실시했기 때문에 높게 나타난 것으로 생각된다. 특히 안쪽빗넓은근이 운동방향과 경사도에서 높게 나타난 것도 이런 이유 때문일 것으로 생각되며, 사후 무릎넙다리 통증증후군 환자를 대상으로 넙다리네갈래근의 근전도 활성화도를 측정하는 연구도 필요할 것으로 생각된다.

V. 결론

본 연구는 트레드밀에서 전방걷기와 후방걷기를 하는 동안 트레드밀의 경사도 0%, 5%, 10%에서 넙다리네갈래근의 근전도 변화를 알아보려고 시행하였다. 10대 운동선수 11명(남자 6명, 여자 5명)을 대상으로 경사진 트레드밀에서 전방걷기와 후방걷기를 실시하였으며, 순서는 무작위로 실시하였다. 트레드밀 속도 4.0km/h로 고정하여 전방걷기와 후방걷기를 실시하였다. 피검자들이 경사진 트레드밀에서 후방걷기를 실시할 때 적용하기 위해 약 3분간 걷기연습을 실시하였다. 각 경사도에서 10초간 걷기한 후 1분간 휴식을 취하였다. 전방걷기와 후방걷기에 따른 트레드밀 경사도 0, 5, 10%에서 집단간과 집단내 상호작용이 있는지 알아보기 위해 이요인 분산 분석(two-way repeated ANOVA)과 전방걷기와 후방걷기를 비교하기 대응표본 t-검정(paired-t test)을 사용하였다.

1. 넙다리곧은근, 가쪽넓은근, 안쪽빗넓은근 모두 전방 걷기와 후방걷기를 비교한 대응표본에서 경사도 0, 5, 10% 모두 유의한 차이를 보였으며($p < .05$), 전방걷기에서는 경사도가 증가하면서 근전도 신호량이 감소하는 것으로 나타났으나, 후방걷기에서는 5%에서 약간 감소하다 10%에서 다시 증가하는 것으로 나타났다.

2. 근육 넙다리곧은근, 가쪽넓은근, 안쪽빗넓은근 모두 운동 방향에 따른 근전도 신호량을 알아보기 위해 이요인 분산분석 결과 모두 통계적으로 유의한 차이가 나타났으나($p < .05$), 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근 비율은 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 0%, 5%, 10%경사도에 따른 근전도 신호량은 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

경사진 트레드밀에서 전방걸기 보다 후방걸기가 넵다리네갈래근의 근력을 증가시키는데 효과적이며, 경사도 10%일 때 넵다리네갈래근의 근전도 활성도가 가장 높아, 임상에서 넵다리무릎뼈 통증증후군, 앞십자인대 손상 등 하지에 문제를 가지고 있는 환자들에게 전방걸기 보다 후방걸기가 재활운동으로써 보다 효과적이라 생각한다.

인 용 문 헌

한상완. 슬개대퇴동통증후군 환자의 후방보행과 신경근 전기자극치료가 근기능, 기능수행능력과 통증에 미치는 영향. 고려대학교 대학원, 박사학위 논문. 2003:10-14.

Cipriani DJ, Amstrong CW, Gaul S. Backward walking at three levels of treadmill inclination: An electromyographic and kinematic analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;22(3):95-102.

Cuddeford T, Williams AK, Medeiros JM. Electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles during selected exercises. *J Ma Manipulative Ther.* 1996;4(1):10-15.

David JM. Jumper's knee. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1989;11(4):137-149.

DeVita P, Stribling J. Lower extremity joint kinetics and energetics during backward running. *Med Sci Sports Exerc.* 1991;23(5):602-610.

Dick RW. Gender specific knee injury patterns in collegiate basketball and soccer athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 1993;25(S):890(abstract).

Flynn TW, Connery SM, Smutok MA, et al. Comparison of cardiopulmonary responses to forward and backward walking and running. *Med Sci Sports Exerc.* 1994;26(1):89-94.

Flynn TW, Soutas-Little RW. Mechanical power and muscle action during forward and backward running. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1993;17(2):108-112.

Flynn TW, Soutas-Little RW. Patellofemoral joint compressive forces during forward and rearward walking. *Med Sci Sports Exerc.*

1991;23(4):32S(abstract).

Flynn TW, Soutas-Little RW. Patellofemoral joint compressive forces in forward and backward running. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;21(5):277-282.

Fu GH, Woo SL, Irrgang JJ. Current concepts for rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1992;15(6):270-278.

Gray GW. Successful strategies for closed chain testing and rehabilitation. In:Chain reaction, Adrian, MI: Wynn Marketing. 1994:206-213.

Heath EM, Blackwell JR, Baker UC, et al. Backward walking practice decreases oxygen uptake, heart rate and ratings of perceived exertion. *Phys Ther Sport.* 2001;2:171-177.

Hooper TL, Dunn DM, Props JE, et al. The effect of graded forward and backward walking on heart rate and oxygen consumption. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004;34:65-71.

Howe TE. Evaluation of the muscle performance measures used to assess electrotherapeutic rehabilitation of the quadriceps. PhD Thesis, University of Manchester, Manchester. 1994.

McArdle WF, Katch F, Katch V. Exercise Physiology: Energy, Nutrition, and Human Performance. Philadelphia, Lea & Febiger. 2001:483-511.

Myatt G, Baxter R, Dougherty R, et al. The cardiopulmonary cost of backward walking at selected speeds. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;21:132-138.

Karst GM, Jewett PD. Electromyographic analysis of exercise proposed for differential activation of medial and lateral quadriceps femoris muscle components. *Phys Ther.* 1993;73:286-295.

Kramer JF, Reid DC. Backward walking: A cinematographic and electromyographic pilot study. *Physiother.* 1981;33(2):77-86.

Reynolds L, Levin T, Medeiros J, et al. EMG activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis in their role in patellar alignment. *Am J*

- Physi Med. 1983;62(2): 61-71.
- Souza DR, Gross MT. Comparison of VMO:VL integrated EMG ratios between normal and patellofemoral pain subjects. Phys Ther. 1991;71:310-320.
- Thomas MA, Fast A. One step forward and two step back: The dangers of walking backwards in therapy. Am J Phys Med Rehabil. 2000;79(5):459-461.
- Threlkeld AJ, Horn TS, Wojtowicz GM, et al. Kinematics, ground reaction force, and muscle balance produced by backward running. J Orthop Sports Phys Ther. 1989;11(2):56-62.
- Vilensky JA, Gankiewicz E, Gehsen G. A kinematic comparison of backward and forward walking in humans. J Hum Move Study. 1987;13:29-50.
- Voight M, Weider D. Comparative reflex response times of the vastus medialis the vastus lateralis in normal subjects and subjects with extensor mechanism dysfunction. Am J Sports Med. 1991;10:131-137.