

트레드밀 보행시 경사도와 속도에 따른 체간근육과 대퇴사두근의 근활동성 분석

김병곤, 공원태¹⁾, 정연우²⁾

대구보건대학 물리치료과, 대구대학교 대학원 재활과학과 물리치료전공¹⁾, 광주여자대학교 물리치료학과²⁾

Abstract

The Myoelectrical Activities of Trunk Muscle and Quardriceps Femoris According to Treadmill Gait Different Inclination and Speeds

Byoung-Gon Kim, Won-Tae Gong¹⁾, Yeon-Woo Jung²⁾

Department of Physical Therapy, Dae-gu Health College

Major in Physical Therapy, Dept. of Rehabilitation Science Graduate school of Daegu University¹⁾

Department of Physical Therapy, Kwangju Women's University²⁾

Purpose: The objective of this study is to analyze the activities of muscles importantly functioning when walking with different inclinations and speeds of a treadmill, in order to provide basic data on walking exercise using a treadmill. **Method:** The selected subjects of this study were 16 men and women who had lower extremity injury. A treadmill was used to provide the activation of muscle, and the electromyography was used to analyze the muscle activity variables. The Biodex was used to measure the value of maximum isometric contraction. The inclinations of the treadmill were 0%, 5% and 10%, respectively, and its speeds were 2Km/h, 3Km/h, 4Km/h, 5Km/h, and 6Km/h, respectively. **Result:** For quadriceps femoris muscle and trunk muscle, there were significant differences in muscle activity when different speeds were applied at 0%, 5% and 10% inclinations. ($p < 0.05$) The activity of vastus medialis muscle was 9.78% at 0% inclination and 2km/h speed, whereas it was 9.32% at 0% inclination and 3km/h, which was slightly lower. The activity of erector spinae muscle was 24.93% at 0% inclination and 2km/h speed, whereas it was 24.84% at 0% inclination and 3km/h, whereas it was 23.99% at 0% inclination and 4km/h, which was slightly lower. The activity of vastus medialis muscle was 11.89% at 10% inclination and 2km/h speed, whereas it was 10.65% at 10% inclination and 3km/h, which was slightly lower. The activity of rectus femoris muscle was 10.26% at 10% inclination and 2km/h speed, whereas it was 9.77% at 10% inclination and 3km/h, which was slightly lower. **Conclusion:** It was found that the activities of trunk muscle and quadriceps femoris muscle

increase as the inclination and the speed of a treadmill increase during treadmill walking.

Key word: Treadmill, Gait, Muscle activity

교신저자: 김병곤(대구보건대학 물리치료과, 053)320-1344, E-mail: atlas0420@hanmail.net)

I. 서론

1. 연구의 필요성

인간을 비롯해서 지구에 살고 있는 발을 가진 모든 동물들은 걷기도 하고 뛰기도 한다. 직립보행은 인간 특유의 이동 동작으로 일상적인 활동의 기본이 되는 동작이라고 할 수 있으며, 정상적인 신체를 가진 인간의 보행은 아주 자연스럽게 누구나 쉽게 할 수 있는 동작이다(조규권과 김유신, 2001). 그러나 Winter(1991)는 보행을 인간 동작의 가장 일반적이고 자연스러운 형태이긴 하지만 가장 복잡하고 완전히 통합된 동작이며, 상해 등의 위험부담 없이는 배울 수 없는 동작이라 하였다. Whittle(1990)은 이러한 보행 동작은 의식 또는 무의식으로 수행됨으로 단순한 신체의 움직임이라고 생각하기 쉬우나 실제로는 100여 개의 골격근이 상지와 하지의 여러 관절과 협응 동작을 이루고 있는 복잡한 신체활동이라고 하였다.

보행 동작에 관한 연구는 Marey(1895)의 사진분석기법에 의한 보행 분석에서부터 시작 되었으며, Luthanen (1978)의 신체 이동에 관한 초기의 연구는 영상기법을 이용한 보행, 달리기의 운동학적인 요인의 분석에 관한 것이 주종을 이루었다. 그러나 운동학적인 요인의 연구만으로는 명확한 보행 동작을 규명하기에는 한계가 있었다. 최근에는 보행 동작을 정확하게 파악하기 위하여 고속촬영기를 이용하여 하지 관절의 운동학적 요인을 분석하고 압력판과 근전도를 이용하여 보행 동작에 관한 운동역학적인 요인을 분석하기에 이르렀다(조규권과 김유신, 2001). Sott(1990)는 효율적인 보행 동작이 현대인들이 갖게 되는 운동 부족을 어느 정도 대체해줄 수 있다는 사실과 함께 잘못된 보행동작은 관절, 근육, 뇌와 신체 구조 등에 질병을 야기 시킬 수 있다고 하였으며, Nigg(1995)는 인체 생리학, 역학적인 면에서 잘못된 보행 동작은 세부적으로는 인체 모든 관절과 근육에 피로를 주며, 대뇌까지 전달되어 피로는 물론 장애나 병을 일으키는 직접적인 원인이 된다고 하였다.

이 보행 운동의 효과로는 지방감소로 인한 신체구성 비율의 변화(Ohta 등, 1900)와 심혈관계 개선(Duncan 등 1991), 유연성 증가, 근지구력 개선(Wilmore 등, 1970), 근력향상(Flynn과 Soutas-little, 1993) 등의 효과뿐만 아니라 특별한 장비나 경제적인 부담 없이도 행할 수 있는 운동이기 때문에 다른 운동에 비해 지속률이 높게 된다(정정옥과 김훈, 2004).

보행 운동의 방법으로는 트레드밀을 많이 이용하고 있는데, 트레드밀은 바닥의 회전 벨트가 자동으로 돌아가면서 사람이 그 위에서 걸거나 달리는 동작을 수행하도록 고안된 운동기구이다. 트레드밀을 이용하여 회전속도나 경사도를 변경하여 운동 부하를 조절할 수 있어서 운동부하를 정확하게 파악할 수 있을 뿐만 아니라 반복 측정 시 동일한 양의 부하를 가할 수 있다는 장점 때문에 각종 실험에 주로 사용되어 왔다(윤남식 등, 2001). 트레드밀을 이용한 연구들은 속도나 경사도에 따른 달리기 동작을 분석한 연구들은 많이 있지만(Bergmann 등 1993: Buczk와 Cavanagh, 1990: Williams, 1980) 속도와 경사도를 복합적으로 동시에 고려한 연구는 적으며, 비록 고려하였다 하더라도 대개 3-6m/s의 빠른 속도 범주에서 변화를 분석(Elliot 등, 1976) 하였기 때문에 실제로 트레드밀 운동 시 많이 선택하게 되는 속도와는 다른 양상을 보여줄 것이다. 그리고 경사도에 따른 슬관절의 운동학적 변화의 비교(이경옥과 김지연, 2000)나 경사도와 속도에 따른 하지 관절(hip, knee, ankle joint) 각도의 운동역학적 변인의 특성 비교(윤남식 등, 2001) 등의 운동역학적 측면에서 연구를 하였다. 그 외에도 속도변화에 따른 걷기 동안의 체간근육의 근활성 패턴 (Anders 등, 2006), 경사진 트레드밀에서 전방 걷기와 후방 걷기 동안 대퇴사두근 활동성 비교(한상완, 2005), 정상 보행에서 속도, 성별, 근활성, 하지관절움직임, 심박수 등의 영향(Chiu와 Wang, 2007) 고관절 각도에 따른 근전도 분석에 의한 대퇴사두근 근활성도(나영무 등, 2002), 보행 속도 변화에 따른 발목 관절의 운동학적 분석과 하퇴 근육의 근전도 분석(문곤성, 2005) 등의 특정 근육에 한해서 근 활성을 연구하였다. 그러나 지금까지 선행연구

들은 운동학, 운동역학분석, 경사도, 속도, 근전도 분석을 독립적으로 수행하여 보행 속도와 경사도 변화에 따른 주요 근육 활성화에 관한 통합적인 보행분석에 대한 연구가 부족하며 일반인들이 보행 운동 시에 많이 활용하는 트레드밀의 경사도와 속도 변화에 따른 고관절과 하지, 체간, 척추기립근의 종합적인 분석은 미비한 실정이다.

따라서 본 연구는 보행 운동 시, 주요하게 작용하는 근육들의 근활성도를 경사도와 속도의 변화를 주어 측정하여 트레드밀을 이용한 운동 시 보다 효율적인 보행 운동에 관한 기초자료를 제시하고자 한다.

2. 연구목적

본 연구는 표면근전도기, 트레드밀, 바이오텍스를 이용하여 정상인에서 보행 시 경사도와 속도변화에 따른 고관절과 하지, 체간, 척추기립근들의 근활성도를 분석하였다.

3. 연구가설

트레드밀에서의 보행 시 속도와 경사도의 변화에 따라 고관절과 하지, 체간, 척추기립근의 근활성도 변화에 유의한 차이가 있을 것이다.

II. 연구 대상 및 방법

이 연구의 목적을 완성하고 제안된 가설을 확인하기 위하여 설정한 연구대상, 연구 설계 및 디자인, 연구 도구, 실험 방법과 자료처리 방법은 아래와 같다.

1. 연구대상

본 연구의 대상자는 D대학에 재학 중인 하지의 구조적손상이 없는 남·여 8명씩 하여 16명을 대상으로 하였다. 대상자들은 생체 역학적으로 영향을 주는 요인(양쪽다리 길이의 차이, 제한된 관절가동범위, 비만)에 대해 사전검사를 실시하여 정상범위 내에 있는 자로 선정하였고, 실험 순서는 무작위로 실시하였다. 실험 대상자들에게 연구의 내용과 절차를 이해시키고 실험에 임했다.

2. 연구도구 및 측정 방법

근육의 활동을 임의적으로 만들어주기 위해 트레드밀을 사용하였고 근활성도 변수를 분석 하기 위해 근전도기(Myosystem 1200, Noraxon Inc, USA)를 사용하였고 최대등척성수축(MVIC)값을 측정하기 위해 Biodex장비를 이용하여 측정하였다.

1)트레드밀

트레드밀의 경사도는 한상완(2005)이 사용한 방법으로 0%, 5%, 10%로 하였고, 속도는 Anders 등(2007)이 사용한 방법으로 2km/h, 3km/h, 4km/h, 5km/h, 6km/h로 변화를 주었다. 트레드밀에서 실험자들은 속도와 경사를 익히기 위해 5분간 걷기를 실시하였다. 실험은 각각의 경사에서 속도를 변화하여 각 속도마다 1분씩 걷은 뒤 15초간 근전도를 추출하였다. 실험자는 정확한 측정을 위해 맨발로 걷고 정상적인 팔 흔들기를 실시하였다.

2)근전도

근전도의 패드는 더블 패드를 사용하였고, 실험 전에 정확한 데이터 수집을 위하여 면도기로 부착부위의 제모 작업을 하고, 사포로 각질을 제거한 후 알콜솜으로 닦고 부착하였다. 부착부위는 대퇴사두근의 대퇴직근, 내측광근, 외측광근, 복부근의 복직근, 그리고 등근육의 척추 기립근에 부착하였다.

3)Biodex

실험근육의 MVIC값을 측정하기 위해 바이오텍스를 이용하여 최대 등척성 근력값을 구하였다. 대퇴사두근은 45° 각도에서 5초간 최대힘을 발휘하고 15초간 쉬는 시간을 주는 방법으로 3회 측정하여 평균값을 구하였다. 복직근과 척추 기립근은 70° 각도에서 대퇴사두근의 측정방법과 같이 5초간 최대힘을 주고 15초간 쉬는 시간을 주는 방법으로 3회 측정하였다(Anders 등, 2005).

4)근전도 신호

(1)근전도기기 및 신호수집

하지의 대퇴사두근 및 체간의 복직근, 척추기립근의 근전도 신호는 Myosystem 1200(Noraxon Inc, Arozona, USA)으로 표면전극을 이용하여 측정하였다. 수집된 근전도 아날로그 신호를 Myosystem 1200으로

보내서 디지털 신호로 전환한 다음 컴퓨터에서 Myoresearch XP 1.04 소프트웨어(Noraxon Inc, Arozona, USA)를 이용하여 필터링과 기타 신호처리를 하였다. 근전도 신호의 표본 추출률은 1000Hz이었고, 40-250Hz의 대역 필터(band pass filter)와 60Hz 노치 필터(notch filter), 심전도 감소 필터(ECG reduction filter)를 사용하였다. 수집된 신호는 완파 정류(full wave rectification)한 후 root mean square(RMS)처리를 하였다.

(2)근전도 분석방법

표면근전도 신호의 개인차 및 개인 내 부위별 차이를 최소화하여 전반적인 변화 추세를 관찰하기 위해서는 정규화(normalization) 과정이 필요하다. 정규화 과정은 Biodex를 이용해 등척성운동시에 대퇴사두근, 복직근, 척추기립근에서 측정한 MVIC값을 100으로 놓고 RMS비(ratio)로 정규화(%)하였다.

(3)기록전극부착

기록전극은 4cm×2.2cm, 전도영역은 1cm, 전극간 거리가 2cm인 noraxon single electrode를 사용하였고, 전극 부착은 Johanne 등(2000)이 사용한 방법으로 척추기립근은 L4-L5 극돌기에서 외측 6cm에, 복직근은 배꼽에서 외측 2cm에 부착하였다. 그리고 대퇴사두근에서 대퇴직근은 ASIS에서 슬개골의 중심까지의 거리의 1/2위치에, 내측광근은 슬개골 중심에서 내측으로 55° 상방 5cm에, 외측광근은 슬개골 중심에서 외측으로 55° 상방 5cm위에 부착하였다(Jeffrey 등, 1998)(그림 1).



그림 1. 기록전극의 부착부위

3.자료 분석

실험군의 경사도와 속도에 따른 근활성도 비교는 반복측정 분산 분석을 이용하였다. 통계분석 프로그램은 SPSS Win 12.0 package를 이용하고 유의수준 α 는 0.05로 하였다.

III. 연구 결과

1. 연구 대상자의 일반적 특성

본 연구에 참여한 대상자는 D대학에 재학중인 신체 건강한 학생 16명으로, 남성, 여성 각각 8명이었다. 평균연령은 남성이 24.68±0.52세, 여성이 22.25±1.67세, 평균체중은 남성이 69.00±8.42kg, 여성이 55.50±6.82kg, 평균신장은 남성이 175.88±3.48cm, 여성이 165.13±5.57cm이었다(표 1).

2. 경사각에 따른 속도변화에 대한 근활성도 변화

1) 경사각 0%일 때 속도변화에 따른 내측광근의 근활성도 비교

경사각이 0%일 때 속도변화에 따른 내측광근의 근활성도 비교에서 개체-내 효과 검정비교를 위해 반복측정 일요인 분산분석을 적용하여 다음과 같다. 경사각이 0%일 때 속도변화에 따른 내측광근의 근활성도를 개체-내 효과 검정한 결과 속도가 2km/h일 때 9.78%, 3km/h일 때 9.32%, 4km/h일 때 11.04%, 5km/h일 때 14.19%, 6km/h일 때 23.83%로 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$), (표 2, 3).

표 1. 연구대상자의 일반적 특성

일반적 특성	남성(n=8)	여성(n=8)	전체(n=16)
연령(세)	24.68±0.52	22.25±1.67	22.44±1.71
체중(kg)	69.00±8.42	55.50±6.82	62.25±10.17
신장(cm)	175.88±3.48	165.13±5.57	170.50±7.14

표 2. 경사각 0%일 때 속도변화에 따른 내측광근 근활성도의 기술 통계 (% MVIC)

그룹	2(km/h)	3(km/h)	4(km/h)	5(km/h)	6(km/h)
실험군(n=16)	9.78±3.41	9.32±2.96	11.04±2.97	14.19±3.19	23.83±5.78

표 3. 속도변화에 따른 내측광근의 근활성도 비교

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균제곱	F	p
속도	2310.77	4	577.69	13.24	0.000
오차(속도)	2618.16	60	43.64		

2) 경사각 0%일 때 속도변화에 따른 외측광근의 근활성도 비교

경사각이 0%일 때 속도변화에 따른 외측광근의 근활성도 비교에서 개체-내 효과 검정비교를 위해 반복 측정 일요인 분산분석을 적용하여 다음과 같다. 경사각

이 0%일 때 속도변화에 따른 외측광근의 근활성도를 개체-내 효과 검정한 결과 속도가 2km/h일 때 5.18%, 3km/h일 때 6.34%, 4km/h일 때 8.70%, 5km/h일 때 10.14%, 6km/h일 때 15.70%로 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$), (표 4, 5).

표 4. 경사각 0%일 때 속도변화에 따른 외측광근 근활성도의 기술 통계 (%MVIC)

그룹	2(km/h)	3(km/h)	4(km/h)	5(km/h)	6(km/h)
실험군(n=16)	5.18±1.62	6.34±1.88	8.70±2.18	10.14±2.01	15.70±3.20

표 5. 속도변화에 따른 외측광근의 근활성도 비교

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균제곱	F	p
속도	1083.42	4	270.85	23.38	0.000
오차(속도)	695.11	60	11.59		

3) 경사각 0%일 때 속도변화에 따른 대퇴직근의 근활성도 비교

경사각이 0%일 때 속도변화에 따른 대퇴직근의 근활성도 비교에서 개체-내 효과 검정비교를 위해 반복 측정 일요인 분산분석을 적용하여 다음과 같다. 경사각

이 0%일 때 속도변화에 따른 대퇴직근의 근활성도를 개체-내 효과 검정한 결과 속도가 2km/h일 때 6.06%, 3km/h일 때 6.61%, 4km/h일 때 7.66%, 5km/h일 때 10.49%, 6km/h일 때 15.80%로 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$), (표 6, 7).

표 6. 경사각 0%일 때 속도변화에 따른 대퇴직근 근활성도의 기술 통계 (%MVIC)

그룹	2(km/h)	3(km/h)	4(km/h)	5(km/h)	6(km/h)
실험군(n=16)	6.06±1.51	6.61±1.49	7.66±1.49	10.49±1.53	15.80±2.85

표 7. 속도변화에 따른 대퇴직근의 근활성도 비교

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균제곱	F	p
속도	026.96	4	256.74	15.36	0.000
오차(속도)	1003.10	60	16.72		

4) 경사각 0%일 때 속도변화에 따른 복직근의 근활성도 비교

경사각이 0%일 때 속도변화에 따른 복직근의 근활성도 비교에서 개체-내 효과 검정비교를 위해 반복측정 일요인 분산분석을 적용하여 다음과 같다. 경사각이

0%일 때 속도변화에 따른 복직근의 근활성도를 개체-내 효과 검정한 결과 속도가 2km/h일 때 12.01%, 3km/h일 때 12.35%, 4km/h일 때 13.47%, 5km/h일 때 16.52%, 6km/h일 때 20.71%로 통계학적으로 유의한 차이가 있었다.($p < 0.05$), (표 8, 9)

표 8. 경사각 0%일 때 속도변화에 따른 복직근 근활성도의 기술 통계 (%MVIC)

그룹	2(km/h)	3(km/h)	4(km/h)	5(km/h)	6(km/h)
실험군(n=16)	12.01±3.12	12.35±3.15	13.47±3.23	16.52±3.86	20.71±5.33

표 9. 속도변화에 따른 복직근의 근활성도 비교

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균제곱	F	p
속도	851.35	4	212.84	7.93	0.000
오차(속도)	1611.34	60	26.86		

5) 경사각 0%일 때 속도변화에 따른 척추기립근의 근활성도 비교

경사각이 0%일 때 속도변화에 따른 척추기립근의 근활성도 비교에서 개체-내 효과 검정비교를 위해 반복측정 일요인 분산분석을 적용하여 다음과 같다. 경사

각이 0%일 때 속도변화에 따른 척추기립근의 근활성도를 개체-내 효과 검정한 결과 속도가 2km/h일 때 24.93%, 3km/h일 때 24.84%, 4km/h일 때 23.99%, 5km/h일 때 31.05%, 6km/h일 때 34.06%로 통계학적으로 유의한 차이가 있었다.($p < 0.05$), (표 10, 11)

표 10. 경사각 0%일 때 속도변화에 따른 척추기립근 근활성도의 기술 통계 (%MVIC)

그룹	2(km/h)	3(km/h)	4(km/h)	5(km/h)	6(km/h)
실험군(n=16)	24.93±2.81	24.84±3.14	23.99±3.54	31.05±4.19	34.06±4.42

표 11. 속도변화에 따른 척추기립근의 근활성도 비교

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균제곱	F	p
속도	1300.51	4	325.13	14.53	0.000
오차(속도)	1342.25	60	22.37		

6) 경사각 5%일 때 속도변화에 따른 내측광근의 근활성도 비교

경사각이 5%일 때 속도 변화에 따른 내측광근의 근활성도 비교에서 개체-내 효과 검정비교를 위해 반복 측정 일요인 분산분석을 적용하여 다음과 같다. 경사각

이 5%일 때 속도 변화에 따른 내측광근의 근활성도를 개체-내 효과 검정한 결과 속도가 2km/h일 때 8.15%, 3km/h일 때 9.06%, 4km/h일 때 11.08%, 5km/h일 때 14.69%, 6km/h일 때 20.86%로 통계학적 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$), (표 12, 13).

표 12. 경사각 5%일 때 속도변화에 따른 내측광근 근활성도의 기술 통계 (%MVIC)

그룹	2(km/h)	3(km/h)	4(km/h)	5(km/h)	6(km/h)
실험군(n=16)	8.15±1.62	9.06±2.32	11.08±2.96	14.69±3.42	20.86±5.16

표 13. 속도변화에 따른 내측광근의 근활성도 비교

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균제곱	F	p
속도	1713.43	4	428.36	9.28	0.000
오차(속도)	2769.03	60	46.15		

7) 경사각 5%일 때 속도변화에 따른 외측광근의 근활성도 비교

경사각이 5%일 때 속도 변화에 따른 외측광근의 근활성도 비교에서 개체-내 효과 검정비교를 위해 반복 측정 일요인 분산분석을 적용하여 다음과 같다. 경사각

이 5%일 때 속도 변화에 따른 외측광근의 근활성도를 개체-내 효과 검정한 결과 속도가 2km/h일 때 4.68%, 3km/h일 때 7.51%, 4km/h일 때 10.62%, 5km/h일 때 13.00%, 6km/h일 때 16.91%로 통계학적 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$), (표 14, 15).

표 14. 경사각 5%일 때 속도변화에 따른 외측광근 근활성도의 기술 통계 (%MVIC)

그룹	2(km/h)	3(km/h)	4(km/h)	5(km/h)	6(km/h)
실험군(n=16)	4.68±0.58	7.51±2.22	10.62±2.99	13.00±2.77	16.91±2.99

표 15. 속도변화에 따른 외측광근의 근활성도 비교

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균제곱	F	p
속도	1441.96	4	360.49	10.96	0.000
오차(속도)	1972.66	60	32.88		

8) 경사각 5%일 때 속도변화에 따른 대퇴직근의 근활성도 비교

경사각이 5%일 때 속도 변화에 따른 대퇴직근의 근활성도 비교에서 개체-내 효과 검정비교를 위해 반복 측정 일요인 분산분석을 적용하여 다음과 같다. 경사각

이 5%일 때 속도 변화에 따른 대퇴직근의 근활성도를 개체-내 효과 검정한 결과 속도가 2km/h일 때 6.17%, 3km/h일 때 6.40%, 4km/h일 때 8.58%, 5km/h일 때 10.80%, 6km/h일 때 16.47%로 통계학적 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$), (표 16, 17).

표 16. 경사각 5%일 때 속도변화에 따른 대퇴직근 근활성도의 기술 통계 (%MVIC)

그룹	2(km/h)	3(km/h)	4(km/h)	5(km/h)	6(km/h)
실험군(n=16)	6.17±1.23	6.40±1.13	8.58±1.50	10.80±1.91	16.47±3.22

표 17. 속도변화에 따른 대퇴직근의 근활성도 비교

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균제곱	F	p
속도	1146.19	4	286.55	11.57	0.000
오차(속도)	1486.28	60	24.77		

9) 경사각 5%일 때 속도변화에 따른 복직근의 근활성도 비교

경사각이 5%일 때 속도 변화에 따른 복직근의 근활성도 비교에서 개체-내 효과 검정비교를 위해 반복 측정 일요인 분산분석을 적용하여 다음과 같다. 경사각이

5%일 때 속도 변화에 따른 복직근의 근활성도를 개체-내 효과 검정한 결과 속도가 2km/h일 때 11.14%, 3km/h일 때 12.11%, 4km/h일 때 12.79%, 5km/h일 때 15.42%, 6km/h일 때 20.41%로 통계학적 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$), (표 18, 19).

표 18. 경사각 5%일 때 속도변화에 따른 복직근 근활성도의 기술 통계 (%MVIC)

그룹	2(km/h)	3(km/h)	4(km/h)	5(km/h)	6(km/h)
실험군(n=16)	11.14±2.65	12.11±3.51	12.79±3.45	15.42±4.19	20.41±5.68

표 19. 속도변화에 따른 복직근의 근활성도 비교

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균제곱	F	p
속도	889.96	4	222.49	8.12	0.000
오차(속도)	1643.20	60	27.39		

10) 경사각 5%일 때 속도변화에 따른 척추기립근의 근활성도 비교

경사각이 5%일 때 속도 변화에 따른 척추기립근의

근활성도 비교에서 개체-내 효과 검정비교를 위해 반복 측정 일요인 분산분석을 적용하여 다음과 같다. 경사각이 5%일 때 속도 변화에 따른 척추기립근의 근활성도를 개체-내 효과 검정한 결과 속도가 2km/h일 때

25.09%, 3km/h일 때 27.87%, 4km/h일 때 28.48%, 5km/h일 때 30.39%, 6km/h일 때 38.76%로 통계학적 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$), (표 20, 21).

표 20. 경사각 5%일때 속도변화에 따른 척추기립근 근활성도의 기술 통계 (%MVIC)

그룹	2(km/h)	3(km/h)	4(km/h)	5(km/h)	6(km/h)
실험군(n=16)	25.09±2.85	27.87±3.49	28.48±3.60	30.39±3.88	38.76±5.57

표 21. 속도변화에 따른 척추기립근의 근활성도 비교

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균제곱	F	p
속도	1725.11	4	431.28	9.60	0.000
오차(속도)	2695.44	60	44.92		

11) 경사각 10%일 때 속도변화에 따른 내측광근의 근활성도 비교

경사각이 10%일 때 속도 변화에 따른 내측광근의 근활성도 비교에서 개체-내 효과 검정비교를 위해 반복 측정 일요인 분산분석을 적용하여 다음과 같다. 경

사각이 10%일 때 속도 변화에 따른 내측광근의 근활성도를 개체-내 효과 검정한 결과 속도가 2km/h일 때 11.89%, 3km/h일 때 10.65%, 4km/h일 때 12.43%, 5km/h일 때 17.65%, 6km/h일 때 24.41%로 통계학적 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$), (표 22, 23).

표 22. 경사각 10%일때 속도변화에 따른 내측광근 근활성도의 기술 통계 (%MVIC)

그룹	2(km/h)	3(km/h)	4(km/h)	5(km/h)	6(km/h)
실험군(n=16)	11.89±2.12	10.65±1.89	12.43±2.62	17.65±4.25	24.41±6.20

표 23. 속도변화에 따른 내측광근의 근활성도 비교

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균제곱	F	p
속도	2077.27	4	519.32	7.49	0.000
오차(속도)	4162.09	60	69.37		

12) 경사각 10%일 때 속도변화에 따른 외측광근의 근활성도 비교

경사각이 10%일 때 속도 변화에 따른 외측광근의 근활성도 비교에서 개체-내 효과 검정비교를 위해 반복 측정 일요인 분산분석을 적용하여 다음과 같다. 경사각이 10%일때 속도 변화에 따른 외측광근의 근활성

도를 개체-내 효과 검정한 결과 속도가 2km/h일 때 8.94%, 3km/h일 때 10.51%, 4km/h일 때 12.69%, 5km/h일 때 15.73%, 6km/h일 때 20.25%로 통계학적 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$), (표 24, 25).

13) 경사각 10%일 때 속도변화에 따른 대퇴직근의 근활성도 비교

경사각이 10%일 때 속도 변화에 따른 대퇴직근의 근활성도 비교에서 개체-내 효과 검정비교를 위해 반복 측정 일요인 분산분석을 적용하여 다음과 같다. 경사각이 10%일 때 속도 변화에 따른 대퇴직근의 근활성

도를 개체-내 효과 검정한 결과 속도가 2km/h일 때 10.26 %, 3km/h일 때 9.77%, 4km/h일 때 12.16%, 5km/h일 때 15.37%, 6km/h일 때 17.87%로 통계학적 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$), (표 26, 27).

표 24. 경사각 10%일 때 속도변화에 따른 외측광근 근활성도의 기술 통계 (%MVIC)

그룹	2(km/h)	3(km/h)	4(km/h)	5(km/h)	6(km/h)
실험군(n=16)	8.94±1.44	10.51±2.37	12.69±2.84	15.73±2.57	20.25±3.52

표 25. 속도변화에 따른 외측광근의 근활성도 비교

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균제곱	F	p
속도	1292.61	4	323.15	13.54	0.000
오차(속도)	1432.15	60	23.87		

표 26. 경사각 10%일 때 속도변화에 따른 대퇴직근 근활성도의 기술 통계 (%MVIC)

그룹	2(km/h)	3(km/h)	4(km/h)	5(km/h)	6(km/h)
실험군(n=16)	10.26±1.82	9.77±1.65	12.16±1.97	15.37±2.62	17.87±3.06

표 27. 속도변화에 따른 대퇴직근의 근활성도 비교

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균제곱	F	p
속도	767.18	4	191.79	5.63	0.001
오차(속도)	2042.26	60	34.04		

14) 경사각 10%일 때 속도변화에 따른 복직근의 근활성도 비교

경사각이 10%일 때 속도 변화에 따른 복직근의 근활성도 비교에서 개체-내 효과 검정비교를 위해 반복 측정 일요인 분산분석을 적용하여 다음과 같다. 경사각이 10%일 때 속도 변화에 따른 복직근의 근활성도를 개체-내 효과 검정한 결과 속도가 2km/h일 때 11.10%, 3km/h일 때 12.70%, 4km/h일 때 14.16%, 5km/h일 때 16.18%, 6km/h일 때 21.25%로 통계학적

유의한 차이가 있었다($p < 0.05$), (표 28, 29).

15) 경사각 10%일 때 속도변화에 따른 척추기립근의 근활성도 비교

경사각이 10%일 때 속도 변화에 따른 척추기립근의 근활성도 비교에서 개체-내 효과 검정비교를 위해 반복 측정 일요인 분산분석을 적용하여 다음과 같다. 경사각이 10%일 때 속도 변화에 따른 척추기립근의 근활성도를 개체-내 효과 검정한 결과 속도가 2km/h

일 때 26.08%, 3km/h일 때 28.38%, 4km/h일 때 30.77%, 5km/h일 때 32.24%, 6km/h일 때 43.39%로 통계학적 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$), (표 30, 31).

표 28. 경사각 10%일 때 속도변화에 따른 복직근 근활성도의 기술 통계 (%MVIC)

그룹	2(km/h)	3(km/h)	4(km/h)	5(km/h)	6(km/h)
실험군(n=16)	11.10±2.72	12.70±3.28	14.16±3.94	16.18±4.51	21.25±6.05

표 29. 속도변화에 따른 복직근의 근활성도 비교

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균제곱	F	p
속도	986.05	4	246.51	6.28	0.000
오차(속도)	2353.99	60	39.23		

표 30. 경사각 10%일 때 속도변화에 따른 척추기립근 근활성도의 기술 통계 (%MVIC)

그룹	2(km/h)	3(km/h)	4(km/h)	5(km/h)	6(km/h)
실험군(n=16)	26.08±2.91	28.38±3.16	30.77±4.04	32.24±4.28	43.39±6.01

표 31. 속도변화에 따른 척추기립근의 근활성도 비교

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균제곱	F	p
속도	2867.42	4	716.85	13.87	0.000
오차(속도)	3101.65	60	51.69		

IV. 고찰

보행은 인간의 고유한 이동 동작이자 일상적인 활동의 기본이 되는 행동 양상이다. 조규권과 김유신(2001)은 정상적인 신체를 가진 사람이라면 누구나 자연스럽고 쉽게 할 수 있는 동작이라 하였으나, Winter(1991)는 보행은 가장 복잡하고 완전하게 통합된 동작이며, 상해 등의 위험 부담 없이는 배울 수 없는 동작이라 하였다. 또한 보행은 신체, 특히 하체의 주요 관절 대부분의 복잡한 상호작용과 협동을 필요로 하는 기능적인 일이다. 이러한 보행에 대한 분석과 한가지 이상의 형태에 대한 훈련은 물리치료와 운동치료의 주요한 테마이다. 기술적인 발전이 더 정교해지고 적절해짐에 따라 점차적으로 보행에 대한 상세한 생체 역학적 분석이 임상학적 설정 아래 실행되어 지고 있다.

이것은 보행의 생체 역학이 임상학자와 연구자 모두에게 좀더 폭넓게 이해될 필요가 있음을 뜻한다. 다양한 실험 방법이 보행 특징을 측정하기 위해 쓰였고, 활보 분석(stride analysis), 각도의 운동형상학적 분석, 압력판(force plate)과 족압 분석(foot pressure), 근전도(EMG) 분석 등이 포함된다.

이에 본 연구에서는 실제적인 신체의 무게 중심을 전방으로 이동시키고, 머리·상지·체간의 무게 부하를 지지하는 근육의 활성도를 측정하여, 체간의 근육과 대퇴 사두근이 최대 등척성 수축력의 몇 %를 활용하는지를 분석하였다. 또한 보행에 있어서 다양성을 제공하게 되는 각도와 속도에 변화를 주어, 그에 대한 근활성도를 분석 하였다. 이러한 목적을 위해 하지의 손상이 없는 남·여 16명을 대상으로 하여 근전도를 부착하고 보행 시의 근육의 활동을 임의적으로 만들어주기 위해

트레드밀을 사용하여 근활성도를 분석하였다.

Anders (2005)의 속도 변화에 따른 보행 시의 체간 근육의 근활성 패턴 분석에서 속도가 증가됨에 따라 체간 근육의 근활성도는 입각기 동안의 독립된 기간에서 동일하게 증가됨이 나타났다. 그러나 척추기립근은 4km/h와 6km/h 사이에서 거의 변화됨이 없다고 보고하였다. 하지만 본 연구에서는 경사각이 동일할 경우 속도 변화에 따른 척추기립근의 근활성도는 2km/h에서 4km/h까지는 변화가 거의 없다가 4km/h에서부터 증가됨이 나타났다. 이는 저속도에서의 체간의 근육들의 활성화는 심부 근육인 복횡근, 내복사근, 다열근 등에 의해 골반의 움직임과 체간의 안정성을 제공하여 위상성 근육군인 복직근과 척추 기립근은 큰 강도의 근활성화가 필요하지 않으나, 심부 근육들의 조절능력을 상회하는 고속도에서의 보행은 위상성 근육의 많은 활성화를 요구 하는 것으로 보여진다.

본 연구에서 경사도의 증가에 따른 대퇴 사두근의 근활성도는 높아지는 것으로 나타났다. 이는 한상완 (2005)의 경사진 트레드밀에서 전방 걷기와 후방 걷기 동안 대퇴사두근 활동성 비교 연구에서, 전방 걷기 시 경사도 증가에 따른 대퇴 사두근 활동성 연구 결과와 일치한다. 이는 경사도가 높아 짐에 따라 초기 입각기 시의 무릎 신전 각도의 감소로 인하여 무릎 굴곡을 유지하기 위한 대퇴사두근의 원심성 수축력의 증가로 인한 것으로 보여진다. 또한 속도의 변화가 2km/h에서 4km/h까지 높아질 때의 근활성도의 증가 보다 4km/h에서 6km/h로 높아질 때의 근활성도의 증가가 더욱 큰 것으로 나타났다. 따라서 트레드밀에서의 보행 시 위상성 근육의 활성화를 높이기 위해서는 저속도 보다는 4km/h이상의 고속도에서의 보행 운동이 더 효율성이 큰 것으로 사료된다.

나영무 등(2002)의 고관절 각도에 따른 근전도 분석에 의한 대퇴사두근의 근활성도 분석 연구에서 고관절의 각도가 90°에서 160°까지 증가됨에 따라 대퇴사두근의 근활성도가 증가 됨이 보고되었다. 또한 고관절 각도의 변화가 슬관절 신전근인 대퇴사두근의 근활성도에 영향을 미친다(Mendler, 1967)고 하였다. 이는 본 연구에서 경사도와 속도가 증가될 때의 체간 근육인 복직근과 척추 기립근의 활성도가 증가됨과 상호 관련이 있다고 사료된다. 고관절 각도를 조절하는 골반의 전·후 경사 움직임은 위상성 근육인 복직근과 척추 기립근에 영향을 받게 되는데 작은 강도의 체간 근육의 활성화는 골반의 움직임을 일으키지 못하게 된다

(Perry, 1973). 따라서 골반의 움직임을 일으키기 위해서는 체간 근육의 강한 강도의 활성화를 필요로 하게 되고 이는 트레드밀 보행시 속도와 경사도의 증가로 인해 유발됨을 본 연구에서 나타났다. 또한 체간 근육의 활성화가 커짐에 따라 고관절 각도의 증가가 유발되고 이는 다시 나영무 등(2002)의 선행 연구결과에 의해 대퇴 사두근의 근활성도 증가를 의미하게 된다.

대퇴 사두근군인 대퇴직근과 내측광근, 외측광근, 그리고 체간 근육인 복직근과 척추기립근의 각 경사도와 속도 증가에 따른 근활성도를 비교하면, 척추 기립근의 근활성도 증가가 가장 크게 나타났다. 또한 최대 등척성 근수축력에 대한 근육의 활성화도, 경사도 10%와 속도 6km/h일 경우 척추 기립근이 43.39 ± 6.01 로 가장 높게 나타났다. 이는 복직근과 대퇴 사두근의 근활성도 수치의 약 2배에 해당되는 값으로, 보행 시 높은 각도와 빠른 속도의 환경적 변화는 신체의 척추 기립근의 고강도의 근활성도를 요구하는 것으로 본 연구에서 나타난다. 이에 따라 요부 통증을 가지고 있는 환자나 척추 기립근의 약증이 보여 진다면, 보행 훈련 시 높은 각도와 빠른 속도의 요인은 제거하는 것이 유용할 것으로 사료된다.

본 연구에서는, 앞서 말한 제한점이 되는 보행 패턴의 제어와 신체 상태에 대한 대조군과의 상호 비교는 이루어 지지 않았다. 보행은 신체가 정상인이나 장애를 가진 환자나 모두 일상생활 동작에 활용되어 진다. 따라서 정상인과 보행에 필요한 신체 기능 장애를 가진 환자와의 상호간의 보행 패턴 분석도 필요하다고 보여지며, 최대한 보행 패턴의 제어가 이루어 질 수 있도록 환경적인 요인과 기술적인 장비의 활용이 필요하다고 보여진다. 또한 보행에 관한 연구 분석은 지속적으로 필요하다고 사료되며, 이는 신경계 환자의 보행 훈련과 하지 근육의 동통 증후군을 호소하는 환자의 재활 훈련에 기초적인 자료를 제시 할 수 있을 것이다.

V. 결론

본 연구에서는 트레드밀 위에서 보행시 경사각과 속도 변화에 따라 대퇴사두근과 체간근육에 미치는 영향을 알아보기 위해 D대학에 재학중인 신체건강한 학생 16명을 무작위로 추출하였다. 경사각은 0%, 5%, 10%로 하고 각 경사각에 따라 속도를 2km/h, 3km/h, 4km/h, 5km/h, 6km/h으로 변화시켜 대퇴사두근(내측광근, 외측광근, 대퇴직근), 체간근(복직근, 척추기립근)의 근활

성도를 측정해본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 경사각이 0%일 때 속도변화에 따른 대퇴사두근과 체간근육의 근활성도를 비교 하였을 때 모두 유의한 차이가 보였다($p < 0.05$).

2. 경사각이 5%일 때 속도변화에 따른 대퇴사두근과 체간근육의 근활성도를 비교하였을 때 모두 유의한 차이가 보였다.($p < 0.05$)

3. 경사각이 10%일때 속도변화에 따른 대퇴사두근과 체간근육의 근활성도를 비교하였을 때 모두 유의한 차이가 보였다.($p < 0.05$)

4. 내측광근 경사각 0%에 대한 속도 2km/h는 9.78%, 3km/h는 9.32%로 근활성도가 약간의 감소를 보였다.

5. 척추기립근 경사각 0%에 대한 2km/h는 24.93%, 3km/h는 24.84%, 4km/h는 23.99%로 근활성도가 약간의 감소를 보였다.

6. 내측광근 경사각 10%에 대한 속도 2km/h는 11.89%, 3km/h는 10.65%로 근활성도가 약간의 감소를 보였다.

7. 대퇴직근 경사각 10%에 대한 속도 2km/h는 10.26%, 3km/h는 9.77%로 근활성도가 약간의 감소를 보였다.

참 고 문 헌

나영무, 임길병, 김호성, 지송운. 고관절 각도에 따른 근전도 분석에 의한 대퇴사두근 근활성도. 대한스포츠의학회지. 2002;20(1):201-208.

문곤성. 보행속도 변화에 따른 발목관절의 운동학적 분석과 하퇴 근육의 근전도 분석. 한국운동역학회지. 2005;15(1):177-195.

윤남식, 이경옥, 김지연. 트레드밀 운동시 속도와 경사도에 따른 운동 역학적 변인의 특성 비교. 한국유산소운동과학학회지. 2001;5(1):49-68.

이경옥, 김지연. 경사도와 속도에 따른 트레드밀 보행의 운동역학적 분석. 한국체육학회지. 2001;40(3):911-922.

조규권, 김유신. 트레드밀 보행시 경사도와 속도에 따른 보행형태의 운동학적 분석. 한국운동역학회지. 2001;11(2):175-191.

정정옥, 김훈. 걸기형태가 에너지소비량 및 호흡순환기능

에 미치는 영향. 한국체육학회지. 2004;43(5):321-330

한상완. 경사진 트레드밀에서 전방걸기와 후방걸기 동안 넙다리네갈래근 활동성 비교: 표면근전도 분석. 한국전문물리치료학회지. 2005;12(1):63-70.

Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A, Scholle HC. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. J Electromyogr Kinesiol. 2007;17(2):245-252.

Anders C, Scholle HC, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A. Trunk muscle co-ordination during gait: relationship between muscle function and acute low back pain. Pathophysiology. 2005;12 (4):243-247.

Anderson FC, Pandy MG. Individual muscle contributions to support in normal walking. Gait Posture. 2003;17(2):159-169.

Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. J Biomech. 1993;26(8):969-990.

Buczek FL, Cavanagh PR. Stance phase knee and ankle kinematics and kinetics during level and downhill running. Med Sci Sports Exerc. 1990; 22(5):669-677.

Chiu MC, Wang MJ. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. Gait Posture. 2007;25(3):385-392.

Duncan JJ, Gordon NF, Scott CB. Women walking for health and fitness. How much is enough?. JAMA. 1991;266(23):3295-3299.

Elliott BC, Blanksby BA. A cinematographic analysis of overground and treadmill running by males and females. Med Sci Sports. 1976;8(2):84-87

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.
- Luthanen P, Komi PV. Mechanical factors influencing running speed. *Biomechanics*, 1978;6:23–29.
- Marey EJ. *Movement*: Translated by Pritchard. E. Appleton, New York, 1895.
- Mendler HM. Effect of stabilization of maximum isometric knee extensor force. *Phys Ther*. 1967; 47(5):374–379.
- Nigg BM, De Boer RW, Fisher V. A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc*. 1995;27(1):98–105.
- Ohta T, Kawamura T, Hatano K, Yokoi M, Uozumi Z, et. al. Effects of exercise on coronary risk factors in obese, middle-aged subject. *Japanese Circulation Journal*. 1990;1459–1464.
- Perry J. *Gait analysis : normal and pathological function*. New Jersey, Slack. 1992.
- Scott SH, Winter DA. Internal forces at chronic running injury sites. *Med Sci Sports Exerc*. 1990;22(3):357–369.
- Whittle MV. *Gait analysis an introduction*. Oxford : Orthopaedic engineering center university of Oxford. 1990.
- Wilmore JHJ, Royce RN, Girandola FI, Katch, Katch VL. Physiological alterations resulting from a 10-week program of jogging. *Med Sci Sports Exerc*. 1970;2:2–14.
- Williams KRA. Biomechanical evaluation of distance running efficiency. Unpublished doctoral thesis, The Pennsylvania state University. University park. 1980.
- Winter DA. *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. Waterloo biomechanics. 1991.
- Winter DA. Biomechanics of normal and pathological gait: implications for understanding human locomotor control. *J Mot Behav*. 1989;21(4): 337–355.

