

젊은 성인의 계단과 경사로 오르기 동안 하지의 근활성도 변화 연구

한진태 · 남태호¹ · 신형수² · 배성수³

선린대학, ¹성누가의의원, ²경운대학교 보건복지대학 물리치료학과, ³대구대학교 재활과학대학 물리치료학과

The Study of Muscle Activity Change with Lower Extremity during Stair and Ramp Walking in Young Adults

Jin-tae Han, PT, Ph.D, Tae-ho Nam, PT, Ph.D¹,
Hyung-soo Shin, PT, Ph.D², Sung-soo Bae, PT, Ph.D³

Sunlin College

¹*Sungnuga Hospital*

²*Department of Physical Therapy, Kyungwoon University*

³*Department of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science, Daegu University*

<Abstract>

Purpose : The purpose of this study was to investigate characteristics of the muscle activities during level walking and stairs ascending in young adults.

Methods : Fifteen young adult were recruited this study. Muscle activity was measured by MP150 system (BIOPAC System Inc., Santa Barbara, U.S.A). Statistical analysis was used one-way ANOVA to know difference between level and stair walking.

Results : In stance phase, muscle activity of low extremity generally more increased during ramp ascent both young adults. In swing phase, muscle activity of low extremity generally more increased during stairs ascent in young adults.

Conclusion : These results indicate that stair and ramp ascent is more difficult task than level walking in young adults. Muscle activity was more changed at ramp ascent. In the future, we suggest that studies of stair and ramp gait pattern regarding ambulatory patient with disabilities be further studied and an appropriate stairs and ramp inclination will be indicated.

Key Words : Muscle activity, Ramp, Stairs

I. 서론

계단보행과 평지보행의 차이점은 각각의 보(step)가 발뒤꿈치 보다 발가락과 발의 구(ball of foot)에서 시작되고 체중의 수직이동이 올라갈 때 외적인 힘이 더 요구되거나 내려갈 때 넘어짐을 조절이 필요하다(Roy, 2001). 한편, 경사로는 계단을 대신할 수 있는 수직이동의 수단이며 특히 계단을 이용할 수 없는 장애인이나 노인, 임산부들을 위한 필수적인 시설이다. 하지만 경사로 역시 계단과 같이 노인 낙상의 원인이 되는 시설물이기도 하다.

계단 보행의 특성에 관한 연구들은 일반 젊은이들을 대상으로 한 연구에서 쉽게 찾아볼 수 있다. 연구에 의하면, 계단 보행이 일반적인 평지에서의 수평 보행과 구분되는 큰 특징 중의 하나는 보(step)가 진행되면서 수평이동(translation)과 동시에 신체의 들림(lifting)이 크게 나타난다는 사실이다(McFadyen과 Winter, 1988). 신체의 들림은 하지 관절에서 굴곡과 신전이 반복되고 있다는 사실을 의미하는데, 이러한 신체의 상하 움직임은 상당한 수준의 근육 활동을 동반하게 되며, 근육 활동의 정도는 보행 속도에 따라 차이는 있겠지만 대개 같은 평지를 걷는데 필요한 에너지의 약 10~15배라는 연구 결과도 있다. 또한 계단 보행 시 하지 신전근들의 역할에 관한 연구에 의하면 보가 이동함에 따라 무릎의 신전근들이 발목의 저축 굴곡근들과 함께 지배적인 역할을 담당하며, 지지 모멘트를 발생시키는 전체 하지의 신전근들의 동작 유형은 수평 보행에서와 마찬가지로 피험자간의 개인 차 및 수평 보행 시 동작 유형과 높은 상관관계를 보인다고 했다(McFadyen과 Winter, 1988). 또한 계단에서 보행할 경우 평지에서의 보행에 비해 관절의 운동 범위가 증가하게 되며(Flynn, 1977), 이러한 계단 보행에 대한 자료를 해석하는 데 있어서 특히 피험자의 키와 나이를 고려하는 것이 매우 중요하다고 하였다(Livingston, 1984).

경사로는 계단보다는 낙상의 위험이 감소하기는 하지만, 보행, 낙상의 위험도, 균형에 관한 경사로 효과에 대한 자료는 부족하다. 경사로는 특히, 내려올 때 미끄러지거나 균형을 잃어 낙상하는 위험이 있다. 기울어진 면을 내려오는 동안, 보행 역학을

이해하는 것은 낙상을 일으키는 요인들을 결정하기 위해 꼭 필요하다(Redfern과 DiPasquale, 1997). McVay와 Redfern(1994)는 경사로 위에서의 미끄러짐은 경사각이 높아질 때 더욱 커지는 전단력 발생으로 인한 잠재적 문제이며, 경사로를 내려가는 동안 지면 반발력(GRF)을 조사한 결과, 경사각이 증가할수록 전단력이 증가한다고 보고하였다.

근전도(electromyogram)란 근육의 전기적 활동을 기록한 것으로서 근육의 생리학적 또는 병태 생리학 상태와 지배신경들의 활동양식을 조사하여 근육 및 그 지배하는 신경의 상태를 진단하는데 이용되고 있다. 이때 골격근이 주로 검사의 대상이 된다. 근전계는 전극(electrode), 증폭기(amplifier), 기록기(recoder)등으로 구성되며 전극에는 근 섬유외 활동 전위가 합성된 것을 근육 위에 있는 피부로부터 유도하는 표면전극(surface electrode)과 침전극(needle electrode)의 두 가지가 있다.

근전도 신호를 표준화하는 방법으로는 최고 등척성 수축(maximal voluntary isometric contraction: MVIC)을 사용하여 표준화하는 %MVIC 방법과 특정 동작의 근수축을 기준 수축(reference voluntary contraction: RVC)으로 삼아 이를 기준으로 표준화하는 %RVC 방법이 있다(Cram 등, 1998).

본 연구는 평지 보행과 비교하여 계단과 경사로 오르기 동안 하지의 근활성도가 얼마나 변하는지 알아보고자 하였으며 나아가 계단과 경사로 보행 훈련을 수행하는 경우 기초자료를 제공하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구에는 신경학적인 병력이 없고 보행에 문제가 없는 21~30세의 젊은 성인 11명으로 하였으며 대상자들에게 실험과정에 대한 충분한 설명을 하였고 실험 전 자발적인 참여 의사를 표시하는 동의서를 받았다.

2. 연구 도구 및 측정방법

1) 실험 계단 설계

실험 계단과 경사로는 목재로 제작하였으며, 폭 120cm, 디딤면 길이 28cm, 철크면 길이 18cm, 기울기가 30°인 계단을 만들었다.

2) 실험 절차

대상자가 실험실에 익숙하도록 5분간 보행 연습을 한 후, 정상시의 자연스러운 보행으로 걷도록 지시하였다. 우선 평지에서서의 보행을 먼저 실시하였다.

보행 중 근활성도를 알아보기 위하여 근전도 분석 장비를 이용하였으며 이때 전극 부위에는 측정 오류를 제거하기 위하여 털을 제거하고 의료용 알코올로 깨끗이 닦아낸 다음 표면전극을 부착하도록 한다. 보행주시의 국면을 표시하기 위해 발뒤꿈치와 엄지발가락에 발스위치를 설치하였다.

모든 연구대상자는 신발을 신지 않고 실험에 임하도록 하였고 먼저 구두지시 하에 평지보행을 실시하였고, 계단 오르기과 경사로 오르기 순서로 실시하였다. 각 동작 간에는 30초의 휴식시간을 가졌다.

3) 근전도 자료의 수집

하지 근육의 활성도의 변화를 측정하기 위하여 4 채널 무선 표면근전도 MP150 WSW를 이용하여 수집하였으며, 활성 전극은 두 개의 스테인리스 스틸 패드(stainless steel pad)로 구성되었고, 전극의 직경은 11.4mm, 전극 간 간격은 20mm로 하였다. 4개의 채널로부터 들어오는 표면 근전도 아날로그 신호는 MP150 system으로 보내져 디지털 신호로 전환한 후, 개인용 컴퓨터에서 Acqknowledge 3.8.1 소프트웨어(BIOPAC System Inc., Santa Barbara, U.S.A)를 이용하여 저장 및 분석하였다. 근전도 신호의 표본 추출률(sampling rate)은 1,000 Hz로 설정하였고, 주파수 대역폭(bandwidth)은 20~450 Hz를 사용하였으며, 60 Hz 노치 필터(notch filter)를 사용하였다. 증폭된 아날로그 근전도 신호는 아날로그-디지털 변환기에 의하여 1초에 1,024개의 디지털 신호로 변환시켜 1000Hz의 비율로 추출하여 기록하였다. 실험을 위한 보행 시 표면 전극을 부착하는 부위는 오른쪽 하지의 대퇴직근(rectus femoris), 대퇴이두근(biceps

femoris), 전경골근(tibialis anterior), 내측비복근(medial gastrocnemius)로 하였다(김유신 등, 2006)(Fig 1).

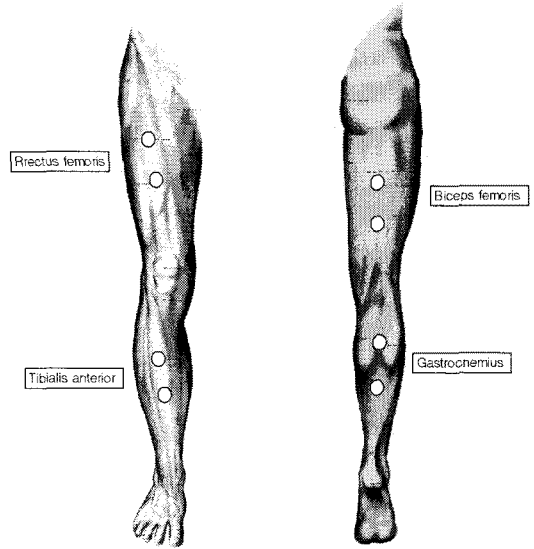


Fig 1. Adhesive position of superficial electrode

본 실험에서 측정된 모든 근전도 원자료는 노이즈를 제거하기 위해 다음과 같은 과정을 통하여 처리되었다. 먼저 보행 시 얻어진 원자료의 근전도 자료는 전파 정류(full wave rectification) 하였다. 근전도 신호를 대상자간 비교나 근육간의 비교를 하기 위해 표준화과정을 실시하였고 근전도 신호를 표준화하는 방법은 특정 동작의 근수축을 기준 수축(reference voluntary contraction: RVC)으로 삼아 이를 기준으로 표준화하는 %RVC 방법을 사용하였다. 평지 보행과 계단 및 경사로 오르기 동작 구간에 대한 RVC로서 적분근전도(IEMG)값을 구하였으며, 각 동작 구간의 근육에 대한 적분근전도값과 RVC-적분근전도값을 비교하여 %RVC로 각 근육의 근전도 신호를 표준화 하였다. 또한 Perry(1992)의 동작 구간을 기초로 하여 보행 주기를 중요 3 국면으로 구분하였으며, (1) 발뒤꿈치 닿기 1(initial contact 1 : IC 1), (2) 발가락 떼기(toe off : TO), (3) 발뒤꿈치 닿기 2(intial contact 2 : IC2) 두 개의 동작구간 동안 각 근육의 활성도를 측정하였다(김태완 등, 2007); (1) 입각기, (2) 유각기. 본 연구에서는 3개의 동작

시점에 대하여 2개의 동작구간(입각기와 유각기)으로 나누어 연구를 진행하였다(Fig 2).

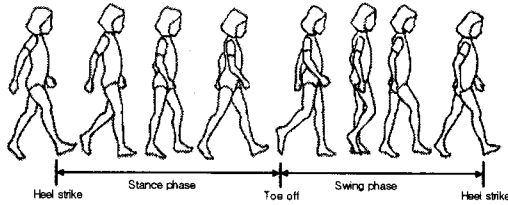


Fig 2. Gait event classification

3. 통계 처리

젊은 성인의 평지와 계단 보행 시 입각기와 유각기 동안에 하지 근육의 활성화도 변화를 측정하였다. 따라서 평지보행과 비교해 계단과 경사로 오르기 동안 하지 근육의 근활성도가 얼마나 차이가 있는지 알아보기 위해 일원배치분산분석을 실시하였고, 사후검정으로 LSD를 이용하였다. 통계처리는 SPSS version 12.0을 사용하였으며 유의수준(α)은 0.05로 하였다.

III. 연구 결과

1. 연구 대상자의 일반적 특성

연구 대상자의 일반적 특성은 아래 Table 1과 같다.

Table 1. Anthropometric data (Mean±SE)

Variable	Young adults(n=11)
Age(years)	26.13±0.51
Height(cm)	172.60±1.06
Body weight(kg)	69.73±1.48

2. 입각기 동안 하지의 근활성도 비교

Table 2는 젊은 성인의 보행 조건에 따른 하지 근육들의 근활성도의 평균을 나타낸 것이다. 평지

보행과 비교해 계단과 경사로 오르기 동안의 하지 근육은 대체로 근활성도가 증가하는 양상이 나타났으며 계단 오르기보다 경사로 오르기에서 근활성도의 증가가 비교적 크게 나타났다.

대퇴직근의 경우, 평지 보행과 비교해 계단 오르기에서는 약간 감소하였고 경사로 오르기에서는 증가하였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다(Table 2). 대퇴이두근의 경우, 평지 보행과 비교해 계단과 경사로 오르기 동안 근활성도가 대체로 증가하였으며 계단보다 경사로에서 더욱 증가하였다. 사후검정 결과 평지보행과 비교하여 경사로 오르기 동안 근활성도 변화에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다($p<0.05$)(Table 3)(Fig 3). 전경골근의 경우, 평지 보행과 비교해 계단 오르기에서 근활성도는 감소하였고 경사로 오르기에서는 증가하였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다(Table 2). 내측비복근의 경우, 평지 보행과 비교해 계단과 경사로 오르기 동안 하지 근활성도가 대체로 증가하였으며 계단 오르기보다 경사로 오르기에서 증가가 컸으나 통계적으로 유의한 차이가 없었다(Table 2).

Table 2. Comparison of IEMG during stance phase with different gait conditions in young adult(n=11)

Muscle	Gait conditions	(unit: %RVC)		
		Mean±SE	F	P
RF	Level	100.00±.00	1.01	.37
	Stairs	98.32±11.40		
	Ramp	127.38±25.68		
BF	Level	100.00±.00	2.70	.08
	Stairs	134.68±18.99		
	Ramp	172.26±33.01		
TA	Level	100.00±.00	1.27	.29
	Stairs	95.89±16.83		
	Ramp	138.01±31.43		
GC	Level	100.00±.00	1.90	.16
	Stairs	125.45±46.01		
	Ramp	166.78±132.61		

RF : Rectus femoris, BF : Biceps femoris, TA : Tibialis anterior, GC : Gastrocnemius

Table 3. Post hoc tests on IEMG during stance phase

Muscle	Gait conditions	Gait conditions	MD	SE	p
BF	Level	Stairs	-34.68	31.10	.27
		Ramp	-72.26	31.10	.02*

* Statistically significant at the level of $p < .05$,
BF : Biceps femoris

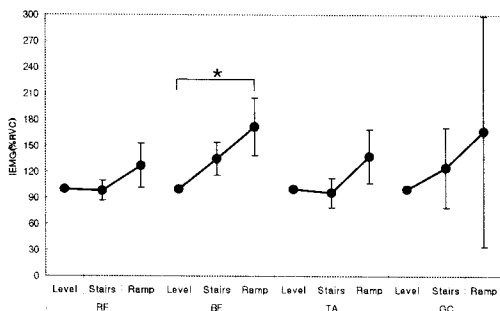


Fig 3. Post hoc test on IEMG during stance phase by different gait conditions in young adults, RF : rectus femoris, BF : biceps femoris, TA : Tibialis anterior, GC : Gastrocnemius

3. 유각기 동안 하지의 근활성도 비교

표 4는 젊은 성인의 보행 조건에 따른 유각기 동안 하지 근육의 근활성도를 나타낸 것이다. 평지 보행과 비교해 계단과 경사로 오르기 동안 근활성도가 전반적으로 증가하였으며 경사로 오르기보다 계단 오르기에서 더욱 증가하는 양상을 보였다(Fig 4).

대퇴직근의 경우, 평지 보행과 비교해 계단 오르기 동안 근활성도가 증가하였고 경사로 오르기 동안에는 약간 증가하였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 대퇴이두근의 경우, 평지 보행과 비교해 계단 오르기 동안 근활성도가 증가하였고 경사로 오르기 동안에는 약간 증가하였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 전경골근의 경우, 역시 평지 보행과 비교해 계단 오르기 동안 근활성도가 증가하였고 경사로 오르기 동안에는 약간 증가하였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다(Table 4). 내측비복근의 경우, 평지 보행과 비교해 계단 오르기 동안

Table 4. Comparison of IEMG during swing phase with different gait conditions in young adult(n=11)

(unit : %RVC)				
Muscle	Gait conditions	Mean±SE	F	P
RF	Level	100.00±.00	.86	.43
	Stairs	275.03±157.26		
	Ramp	150.17±59.96		
BF	Level	100.00±.00	1.27	.29
	Stairs	316.32±163.25		
	Ramp	157.95±54.54		
TA	Level	100.00±.00	1.70	.19
	Stairs	179.90±48.57		
	Ramp	141.52±21.11		
GC	Level	100.00±.00	3.22	.05
	Stairs	224.06±60.02		
	Ramp	113.91±26.28		

RF : Rectus femoris, BF : Biceps femoris,
TA : Tibialis anterior, GC : Gastrocnemius

Table 5. Post hoc tests on IEMG during swing phase

Muscle	Gait conditions	Gait conditions	MD	SE	p
GC	Stairs	Level	124.06	53.50	.02*
		Ramp	110.15	53.50	.04*

* Statistically significant at the level of $p < .05$,
GC : Gastrocnemius

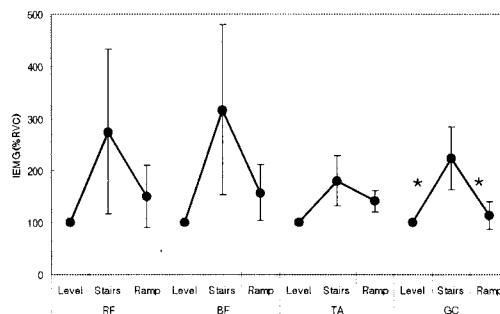


Fig. 4. Post hoc test on IEMG during swing phase by different gait conditions in young adults, RF : Rectus femoris, BF : Biceps femoris, TA : Tibialis anterior, GC : Gastrocnemius

근활성도가 크게 증가하였으며 사후검정결과 통계적으로 유의한 차이가 있다($p < .05$)(Table 5). 경사로 오르기 동안 근활성도는 평지 보행과 비슷하였고 계단 오르기와의 비교하여 통계적으로 유의한 차이가 있었다($p < .05$)(Fig 4).

IV. 고 찰

본 연구에서는 평지 보행과 비교해 계단과 경사로 오르기 동안에 젊은 성인의 입각기 동안 하지 근육들(대퇴직근, 대퇴이두근, 전경골근, 내측비복근)의 근활성도는 대체적으로 증가하였으나 유의한 차이가 없었고 유각기 동안 하지 근육들의 근활성도는 역시 대체적으로 증가하였으나 유의한 차이는 없었으나 사후검정 결과 내측비복근의 근활성도에서 유의한 차이가 있었다. Schmalz 등(2007)은 경사로 오르기 동안 근전도 연구에서 슬관절 신전근의 근활성 감소와 굴근의 근활성 증가로 조절된다고 보고하였다. 선행연구에서 전경골근은 부하수용기와 중간입각기 동안에 근육의 활성이 나타났고(Otter 등, 2003; 문성근, 2005) 내비복근은 중간 입각에서 말기 유각기 동안에 큰 수축 활성이 나타났다고 보고하였다(Perry, 1992; Otter 등, 2003). 계단 오르기 동안에 하지 신근의 구심성 수축은 신체를 수직으로 올라가게 하고, 원심성 수축에 의하여 중력을 조절함으로써 계단을 내려오게 된다. 계단 보행 동안 근전도에 대한 선행 연구를 살펴보면, 김유신 등(2006)은 계단 오르기 동안 대퇴직근의 근활성도가 높게 나타났다고 보고하였고 계단을 내려오는 동안 대퇴이두근과 내비복근의 근활성도가 계단 오르기에 비하여 높게 나타났는데, 이러한 이유는 계단을 내려갈 때 다음 발을 던기 위해서 신체를 하강하기 위해 고관절, 슬관절, 족관절을 굴곡하는 지지 하지 위에서 신체를 유지함과 동시에 원심성 수축에 의해 상대적으로 높은 근활성도를 나타낸 것이라고 보고하였다. 또한 계단을 오르는 동안 족관절 배측 굴곡에 의해 발 위에서 신체의 전방 이동이 일어날 때, 후방 하지에서 생성되는 힘은 신체를 전방 발 위에서 전방, 상방의 대각선 방향으로 미는 동안 상대적으로 같은 정렬을 유지하며, 이 하지의 고관절,

슬관절, 족관절 신전은 신체를 끌어올리고 후방 하지를 다음 발걸음을 위해 전방으로 들어 올리면서 전경골근의 근활성도가 가장 높게 나타났다고 보고하였다. 그래서 계단을 자연스럽게 올라가는 것은 양 하지에서 생성되는 힘의 협용으로 인해 가능하다고 보고하였다. 은선덕과 이기광(2004)은 계단 오르기 동안 하지 근육의 동원량 변화를 분석한 결과, 주요 하지 근육들의 상대적인 근육 동원량을 살펴보면 전경골근, 대퇴이두근, 가자미근, 대퇴직근의 순서로 나타났고, 특히 네 가지 주요 하지 근육 중에서 가장 많이 사용된 근육은 족관절 배측굴곡근인 전경골근으로 나타났고 보고하였다.

본 연구에서는 평지 보행과 비교해 경사로 오르기에서 젊은 성인의 입각기 동안 하지 근육들의 근활성도는 대체적으로 증가하였으나 유의한 차이가 없었고 사후검정결과 대퇴이두근에서 유의한 차이가 나타났다. 유각기 동안 하지 근육들의 근활성도는 역시 대체적으로 증가하였으나 유의한 차이는 없었다. 경사로 보행 동안 근전도에 대한 선행 연구를 살펴보면, 한상완(2005)은 트레드밀에서 전방걸기와 후방걸기를 하는 동안 경사도에 따른 대퇴사두근의 근전도 변화를 연구한 결과 전방걸기에서는 경사도가 증가하면서 대퇴사두근의 근전도 신호량이 감소하였고 후방걸기에서는 경사도가 증가하면서 근전도 신호량이 증가하는 것으로 나타났다고 보고하였다. 또 다른 연구에서는 경사로 오르기 동안 대둔근(*gluteus maximus*), 대퇴직근, 슬근, 내측광근, 가자미근, 내측비복근 활성과 발현시간(*burst duration*)이 증가하였다고 보고하였다(Leroux 등, 1999; Lay 등, 2007).

V. 결 론

본 연구는 일상생활에서 흔히 접하게 되는 계단 젊은 성인 하지 근육의 근활성도 변화에 대해 알아 보았으며 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 입각기 동안 하지근육의 근활성도는 젊은 성인과 노인 모두 평지 보행과 비교해 경사로 오르기에서 대체적으로 증가하였다.
2. 유각기 동안 하지근육의 근활성도는 젊은 성

인의 경우 평지 보행과 비교해 계단 오르기에서 대체적으로 증가하였고 노인의 경우 대퇴직근과 대퇴이두근은 경사로 오르기에서, 전경골근과 비복근은 계단 오르기에서 증가 하였다.

이상의 연구결과로 볼 때, 계단과 경사로 오르는 대체적으로 평지 보행과 비교해 노인에게 어려운 과제이며 계단과 경사로 오르기 동안 많은 보행 변인들이 크게 변하는 것을 확인하였다. 앞으로 계단의 기술기에 따른 보행 유형을 관찰하고 보행에 장애가 있는 환자들을 대상으로 연구를 진행하여 보다 안전한 계단과 경사로의 기술기 제시하는 연구가 수행되어야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

김유신, 김은정, 서충진. 계단 오르기과 내리기 동작 시 하지 분절의 보행조건 및 EMG 비교분석. 한국 체육학회지. 2006;45(4):535-45.

김태완, 김의환, 권문석. 보행속도가 비만인의 하지 관절에 미치는 영향. 체육과학연구. 2007;18(3):18-26.

문성곤. 보행 속도 변화에 따른 발목 관절의 운동학적 분석과 하퇴 근육의 근전도 분석. 한국운동역학회지. 2005;15(1):177-95.

은선덕, 이기광. 노인의 계단 오르기 활동 시 보행 패턴에 미치는 계단 높이의 효과. 한국체육학회지. 2004;43(6):575-84.

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

Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. Gaithersburg. An Aspen Pub. 1998;180-205.

Flynn J. Kinematical variability of normal climbing and descending stairs. M. Sc. Thesis, Vanderbilt University, Nashville. TN. 1997;559-88.

Lay AN, Hass CJ, Nichols TR et al. The effects of sloped surfaces on locomotion: an electromyographic analysis. J Biomech. 2007;40:1276-85.

Leroux A, Fung J, Barbeau H. Adaptation of the walking pattern to uphill walking in normal and spinal-cord injured subjects. Exp Brain Res. 1999; 126:35-46.

Livingston L. Kinematic analysis of stair climbing. M. Sc. Thesis. Queen's University, Kingston, Ontario. 1984;1173-203.

McFadyen BJ, Winter DA. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. J Biomech. 1988;21:733-44.

McVay EJ, Redfern MS. Rampway safety: Foot Forces as a function of rampway angle. Am. Ind. Hyg. Assoc. J. 1994;55(7):626-34.

Otter AR, Geurts ACH, Mulder T et al. Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. Gait Posture. 2003;19(3):270-8.

Perry J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. NJ:SLACK. 1992;15-38.

Redfern MS, DiPasquale J. Biomechanics of descending ramps. Gait Posture. 1997;6:119-25.

Roy MS. Serious stair injuries can be prevented by improved stair design. Appl Ergon. 2001;32:135-9.

Schmalz T, Blumentritt S, Marx B. Biomechanical analysis of stair ambulation in lower limb amputees. Gait Posture. 2007;25:267-78.