근전도를 이용한 노인의 계단과 경사로 오르기 시 하지 근활성도 비교

The Journal Korean Society of Physical Therapy

■한진태, 공원태[1], 이윤섭[2]
■선린대학 물리치료과, [1]대구보건대학 물리치료과, [2]경운대학교 작업치료학과

Comparison of Muscle Activity with Lower Extremity during Stairs and Ramp Climbing of Old Adults by EMG

Jin-Tae Han, PT, PhD; Won-Tae Gong, PT, PhD[1]; Yun-Seob Lee, PT, PhD[2]

Department of Physical Therapy, Sunlin College; [1]Department of Physical Therapy, Daegu Health College; [2]Department of Physical Therapy, Kyungwoon University

Purpose: The purpose of this study was to investigate change of muscle activities during level walking, stairs and ramp climbing in old adults.

Methods: Twelve old adults were recruited and agreed this study. Muscle activity was measured by MP150 system (BIOPAC System Inc., Santa Barbara, USA). Statistical analysis was used one-way ANOVA to know the difference according to gait conditions (level walking, stairs and ramp ascending)

Results: In stance phase, muscle activities of low extremities with old adults were generally significant difference in ramp ascending. In swing phase, rectus femoris and biceps femoris activity in old adults generally more increased during stairs ascending and tibialis anterior and gastrocnemius activity in old adults generally increased during ramp ascending.

Conclusion: These results indicate that stair and ramp climbing is different muscle recruit pattern to level walking.

Keywords: Old adults, Muscle activity, Ramp, Stairs

논문접수일: 2009년 1월 22일
수정접수일: 2009년 3월 10일
게재승인일: 2009년 3월 11일
교신저자: 한진태, jthan2001@hanmail.net

I. 서론

계단보행과 평지보행의 차이점은 각각의 보(step)가 발뒤꿈치보다 발가락과 발의 구(ball of foot)에서 시작되고 체중의 수직이동이 올라갈 때는 외적인 힘이 더 요구되며 내려갈 때는 넘어짐을 예방하기 위한 조절이 필요하다.[1] 한편, 경사로는 계단을 대신할 수 있는 수직이동의 수단이며 특히 계단을 이용할 수 없는 장애인이나 노인, 임산부들을 위한 필수적인 시설이다. 하지만 경사로 역시 계단과 같이 노인낙상의 원인이 되는 시설물이기도 하다.[2]

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 보가 진행되면서 수평이동(translation)과 동시에 신체의 들림(lifting)이 크게 나타난다는 사실이다.[3] 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.[4] 또한 계단 보행 시 하지 신전근들의 역할에 관한 연구에 의하면 보가 이동함에 따라 무릎의 신전근들이 발목의 저측 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.[3] 경사로 오르기에 관한 연구를 살펴보면, 대부분의 하지 근육 평균 근활성도와 발현 기간이 경사로 오르기 동안 증가하였고,[5] 경사로 오르기 동안 근전도 연구에서 슬관절 신전근의 근활성 감소와 슬근의 근활성 증가로 조절된다고 보고하였다.[6]

지금까지의 선행연구에서는 같은 기울기의 계단과 경사로 보행을 비교하여 근활성도를 연구한 자료는 부족하다. 따라서 본 연구는 근전도를 이용하여 평지 보행 그리고 계단과 경사로 오르기 동안 낙상의 위험이 큰 노인의 하지근육 근활성도가 얼마나 변하는지 알아보고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구에는 신경학적, 근골격계 질환이 없고 보행에 문제가 없는 65~75세의 노인 12명이 참여하였으며 대상자들에게 실험 과정에 대한 충분한 설명을 하였고, 실험 전 자발적인 참여 의사를 표시하는 동의서를 받았다.

2. 실험방법

1) 실험 계단 및 경사로 설계

실험 계단과 경사로는 목재로 제작하였으며, 계단은 폭 100cm, 디딤면 길이 28cm, 계단높이 18cm인 기울기가 30°인 계단을 만들었고 경사로 역시 폭 100cm, 길이 120cm로 기울기가 30°인 경사로를 만들었다. 경사로의 기울기를 30°로 정한 것은 계단의 일반적인 기울기가 30°이므로 계단과의 비교를 위해, 그리고 일상생활에서도 흔히 경험할 수 있기 때문에 기울기를 같은 각도로 정하였다.

2) 실험 절차

대상자가 실험실에 익숙하도록 5분간 보행 연습을 한 후, 보행 속도는 평상시의 자연스러운 보행으로 걷도록 지시하였다. 보행 중 근활성도를 알아보기 위하여 근전도 분석 장비를 이용하였으며 이때 전극 부위에는 측정 오류를 제거하기 위하여 털을 제거하고 의료용 알코올로 깨끗이 닦아낸 다음 표면전극을 부착하였다. 보행주기의 국면을 표시하기 위해 발뒤꿈치와 엄지발가락에 발스위치(foot switch)를 설치하였다. 모든 연구대상자는 수집자료에 영향을 미칠 수 있는 신발 착용 없이 맨발로 실험에 임하도록 하였고 먼저 구두지시 하에 평지보행을 실시하였고, 계단 오르기와 경사로 오르기 순서로 실시하였다. 각 동작 간에는 30초의 휴식시간을 가졌다.

3) 근전도 자료의 수집

하지 근육의 활성도의 변화를 측정하기 위하여 4채널 무선 표면근전도(MP150 system, BIOPAC System Inc., Santa Barbara, U.S.A)을 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 1,000Hz로 설정하였고, 주파수 대역폭(bandwidth)은 20~450Hz를 사용하였으며, 60Hz 노치 필터(notch filter)를 사용하였다. 증폭된 아날로그 근전도 신호는 아날로그-디지털 변화기에 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(Figure 1).[7]

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 표준화하

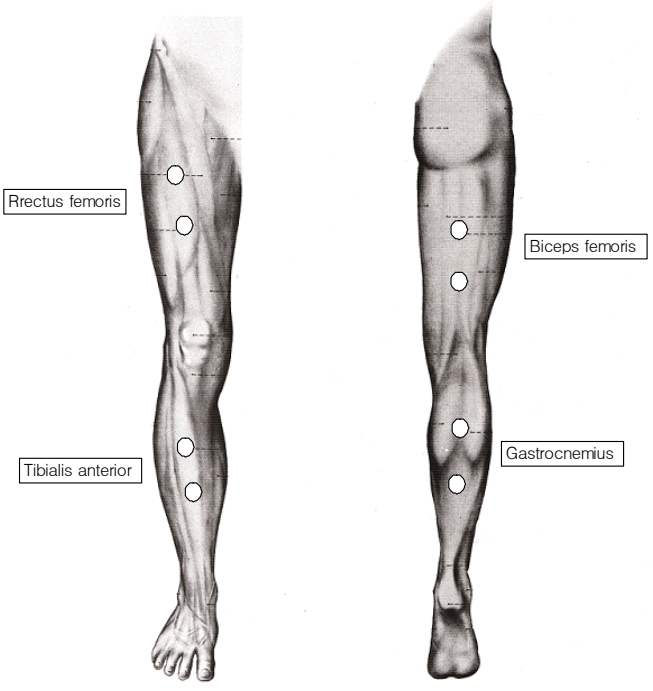

Figure 1. Adhesive position of superficial electrode.

는 방법은 특정 동작의 근수축을 기준 수축으로 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[8]의 동작 구간을 기초로 하여 보행 주기를 중요 3 국면으로 구분하였으며; (1) 발뒤꿈치 닿기 1(initial contact 1), (2) 발가락 떼기(toe off), (3) 발뒤꿈치 닿기 2(intial contact 2), 3개의 국면에 대하여 2개의 동작구간으로 나누어 각 하지 근육의 활성도를 측정하였다; 입각기(stance phase): 발뒤꿈치 닿기 1~발가락 떼기, 유각기(swing phase): 발가락 떼기~발뒤꿈치 닿기 2.[9]

3. 자료분석

노인의 평지 보행, 계단과 경사로 오르기 시 입각기와 유각기 동안 하지 근육의 근활성도 변화를 측정하였다. 따라서 보행조건에 따른 각 근육의 입각기와 유각기 동안 하지 근육의 근활성도가 얼마나 차이가 있는지 알아보기 위해 각각 일원배치분산분석(one-way ANOVA)을 실시하였다. 자료분석는 SPSS version 12.0을 사용하였으며 유의수준(α)은 0.05로 하였다.

III. 결과

1. 연구 대상자의 일반적 특성

연구 대상자는 노인 12명이 참여하였으며 연구 대상자의 일반적 특성은 아래 Table 1과 같다.

Table 1. Anthropometric data(Mean±SD)

Variable	Age(yr)	Height(cm)	Weight(kg)
Old adults(n=12)	71.25±2.32	168.46±4.12	67.98±3.28

2. 노인의 하지 근육 근활성도 비교

이 연구는 노인의 보행 조건(평지보행, 계단 오르기, 경사로 오르기)에 따른 입각기와 유각기 동안 하지 근육들의 적분근전도의 활성도를 알아보았다.

입각기의 경우, 평지 보행과 비교해 계단과 경사로 오르기 동안 하지 근육의 근활성도는 모두 증가하였으며, 계단보다 경사로 오르기에서 근육의 근활성도가 대체적으로 더 증가하였다(Table 2). 보행조건에 따른 하지 근육의 근활성도는 통계적으로 유의한 차이가 있었고($p<0.05$), 특히 대퇴직근과 대퇴이두근, 내측비복근의 근활성도가 크게 증하였다. 사후검정결과 평지 보행과 계단 오르기, 평지 보행과 경사로 오르기, 계단과 경사로 오르기 사이에 모두 통계학적으로 유의한 차이가 있었고, 경사로 오르기에서 하지 근육의 근활성도가 크기 증가하였다(Figure 2).

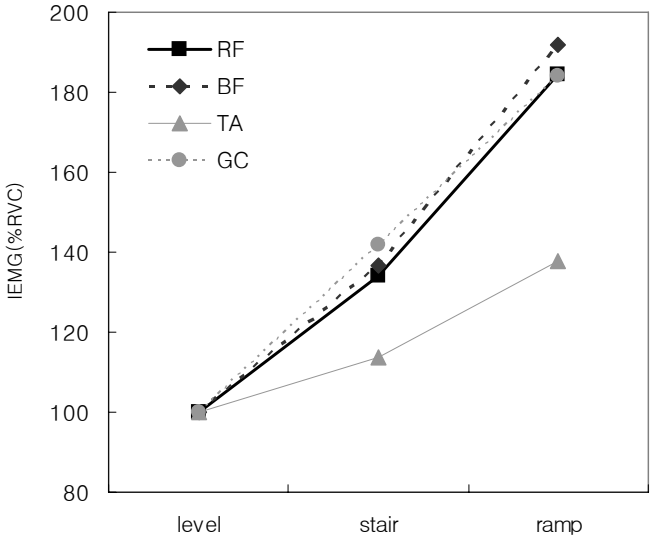

Figure 2. Comparison of IEMG during stance phase with different gait conditions in old adults.
RF : Rectus femoris, BF : Biceps femoris,
TA : Tibialis anterior, GC : Gastrocnemius

Table 2. Results of the ANOVA for IEMG during stance phase in old adults(Mean±SD) (unit : %RVC)

Muscle	Gait phase	Level	Stairs	Ramp	F	p
Rectus femoris	Stance	100.00±0.00	134.18±54.44	184.54±156.50	2.37	0.11
	Swing	100.00±0.00	121.27±60.72	120.79±73.40	0.49	0.62
Biceps femoris	Stance	100.00±0.00	136.69±102.06	192.03±134.55	2.71	0.08
	Swing	100.00±0.00	129.47±81.08	152.88±200.80	0.45	0.64
Tibialis femoris	Stance	100.00±0.00	113.57±44.92	137.63±43.69	3.33	<0.05*
	Swing	100.00±0.00	202.97±109.21	190.84±102.66	4.23	0.03*
Gastrocnemius	Stance	100.00±0.00	141.97±46.68	184.04±75.37	8.09	0.00**
	Swing	100.00±0.00	185.32±143.07	155.00±80.54	2.09	0.14

*p<0.05, **p<0.01

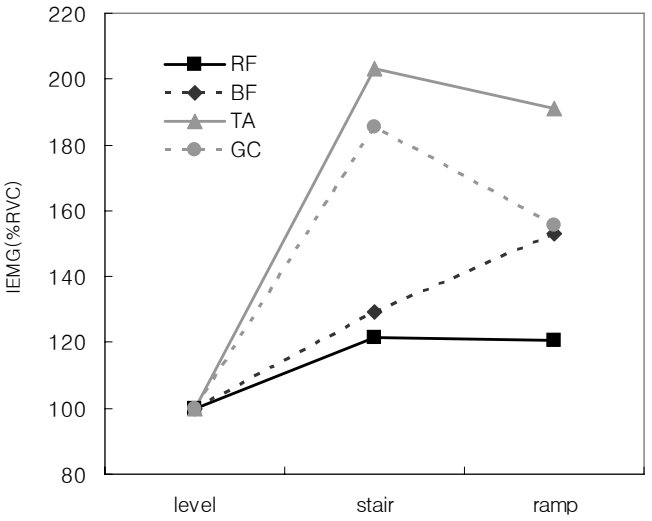

Figure 3. Comparison of IEMG during swing phase with different gait conditions in old adults.
RF : Rectus femoris, BF : Biceps femoris,
TA : Tibialis anterior, GC : Gastrocnemius

유각기의 경우, 평지보행과 비교해 계단과 경사로 오르기 동안 대체적으로 근활성도가 증가하였고, 경사로 오르기보다 계단 오르기 동안 크게 증가하는 양상이 나타났다. 전경골근과 내측비복근는 경사로보다 계단 오르기 동안 근활성도가 더 증가하였고, 대퇴직근과 대퇴이두근은 계단보다 경사로 오르기 동안 근활성도가 더 증가하였다(Table 2). 보행조건에 따른 하지 근육의 근활성도는 통계학적으로 유의한 차이가 있었고 ($p<0.05$), 사후검정 결과 평지보행과 계단 오르기, 평지보행과 경사로 오르기 사이에 통계학적으로 유의한 차이가 있었고, 계단과 경사로 오르기 사이에는 유의한 차이가 없었다(Figure 3).

IV. 고찰

노화과정에 의한 균형의 감소, 신경계 기능의 퇴화, 보행능력의 감소 및, 근력 약화와 같은 신체적 변화로 인해 노인은 걸려서 넘어지거나 미끄러지는 낙상 사고가 쉽게 발생하는데 이러한 낙상은 2005년 인구 10만 명당 49명으로 전체 사망원인 중 꾸준히 증가를 보이고 있다.[10] 낙상은 신체적 기능의 손상을 초래하여 노인의 일상 활동을 제한하며 독립성을 상실하게 하고 병원에 입원하게 하는 요인이 되며 이로 인한 노인의 의료비용을 증가시켜 경제적 부담을 가중 하게 한다.[11] 그리고 낙상의 후유증은 독립성 및 신체활동의 저하를 가져와 노인의 신체 기능을 감소시키고 낙상 공포로 인한 후유증을 남기기 때문에 노인은 자신의 활동을 제한하는 경향을 보이며,[12] 결과적으로 낙상으로 인해 노인은 사회적으로 위축되기 쉬운 상태에 놓이게 된다. 또한 Hong과 Kim[13]은 연령이 증가할수록 시간적, 공간적 보행변인들이 점차적으로 감소한다고 보고하였다.

근전도는 인간에 있어 다른 운동과제에 대한 신경 조절 전략을 통찰하는 데 사용되어왔다.[14] 근육의 활동은 근전도에 의해 구분할 수 있으며, 근전도는 근육의 활동에 의해 생산되는 전기적 활동을 기록할 것이다. 근전도 기법은 보행 중 근육의 활동 유형을 결정하는데 많이 사용되었다. 근전도는 비디오 촬영(cinematography), 힘판(force plate), 전자각도계(eletrogoniometry)를 결합하여 보행주기 중 근육의 활동이 일어나는 점을 찾기 위해 자주 사용되었다. 근전도는 근육의 전기적 활동을 기록한 것으로서 근육의 생리학적 또는 병태 생리학적 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(recorder)등으로 구성되며 전극에는 근 섬유의 활동 전위가 합성된 것을 근육 위에 있는 피부로부터 유도하는 표면적극(surface electrode)과 침전극(needle electrode)의 두 가지가 있다. 또한 근전도 신호를 표준화하는 방법으로는 최고 등척성 수축(maximal voluntary isometric contraction)을 사용하여 표준화하는 %MVIC 방법과 특정 동작의 근수축을 기준 수축(reference voluntary contraction)으로 삼아 이를 기준으로 표준화하는 %RVC 방법이 있다.[15] 본 연구에서는 후자인 %RVC 방법을 사용하여 하지 근육의 근활성도 변화를 알아보았다.

본 연구는 평지 보행과 비교해 계단과 경사로 오르기 시 노인의 입각기와 유각기 동안 하지 근육들(대퇴직근, 대퇴이두근, 전경골근, 내측비복근)의 근활성도 변화를 알아보았다. 노인의 평지 보행과 비교해 계단과 경사로 오르기 시 입각기 동안 하지 근육의 근활성도는 모든 근육에서 증가하였으며, 계단보다 경사로 오르기에서 더 증가하였다. 유각기 동안 하지 근육의 근활성도는 평지보행과 비교해 대체로 증가하였고, 특히 전경골근과 내측비복근는 경사로보다 계단 오르기 동안 근활성도가 더 증가하였으며, 대퇴직근과 대퇴이두근은 계단보다 경사로 오르기에서 근활성도가 더 증가하였다. 노인은 대체적으로 계단보다 경사로 오르기 시 입각기 동안 모든 근육의 근활성도가 컸으며, 유각기 동안에는 계단 오르기 시 전경골근과 내측비복근의 근활성도가 증가하였다. 이는 평지 보행과 비교해 계단보다 경사로 오르기에서 노인은 더 많은 힘이 필요하다는 것을 보여주며, 또한 유각기 동안 계단과 경사로 오르기 시 전경골근과 내측비복근의 근활성도가 증가한 것은 발이 걸리거나 끌리는 것을 막기 위해 발목의 배측 굴곡을 증가하고 계단과 경사로를 오르기 위한 많은 추진력이 필요하기 때문이라고 사료된다.

선행연구에서 계단 오르기 동안에 하지 신근의 구심성 수축

은 신체를 수직으로 올라가게 하고, 원심성 수축에 의하여 중력을 조절함으로써 계단을 내려오게 된다. 계단 오르기에 대한 선행연구를 살펴보면, Kim 등[16]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 딛기 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 배측굴곡에 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 협응으로 인해 가능하다고 보고하였다. Eun과 Lee[17]는 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 배측 굴곡근인 전경골근으로 나타났고 보고하였다.

경사로 보행 동안 근전도에 대한 선행연구를 살펴보면, 트레드밀에서 전방걷기와 후방걷기를 하는 동안 경사도에 따른 대퇴사두근의 근전도 변화를 연구한 결과 전방걷기에서는 경사도가 증가하면서 대퇴사두근의 근전도 신호량이 감소하였고, 후방걷기에서는 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.[18]

본 연구는 평지 보행과 비교해 계단과 경사로 오르기 시 근활성도 변화량을 노인의 입각기와 유각기 동안 알아보았으며, 대체적으로 계단보다 경사로 오르기 동안 하지 근육의 근활성도가 증가하는 것을 알 수 있었다. 특히 입각기 동안 평지 보행과 비교해 계단보다 경사로 오르기 동안 대퇴직근과 대퇴이두근, 내측비복근의 근활성도가 크게 증가하였고, 유각기 동안은 경사로보다 계단 오르기에서 전경골근과 내측비복근의 근활성도가 크게 증가하는 것으로 나타났다. 이는 선행연구와 유사한 결과를 보여주는 것이다. 앞으로 계단과 경사로의 경사각도에 따른 하지의 근활성도 변화에 대한 연구와 근골격계나 신경계 질환을 가진 환자들의 계단과 경사로 보행 시 근활성도 변화에 대한 연구들이 필요하다고 생각된다.

V. 결론

본 연구는 일상생활에서 흔히 접하게 되는 계단과 경사로 오르기 시 노인의 하지 근육 근활성도 변화에 대해 알아보았다. 노인은 평지 보행과 비교해 계단과 경사로 오르기 동안 대체적으로 하지 근육의 근활성도가 증가하였으며, 특히 입각기 동안에는 경사로 오르기에서 근활성도가 크게 증가하였고, 특히 대퇴직근, 대퇴이두근, 내측비복근에서 크게 증가하였다. 유각기 동안에는 계단 오르기에서 더 증가하는 양상을 나타내었고, 전경골근과 내측비복근이 크게 증가하였다. 이상의 연구결과로 볼 때, 평지 보행과 비교하여 계단과 경사로 오르기 동안 하지 근육의 근활성도가 다르게 나타났으며, 이는 보행 조건에 따른 하지 근육의 동원 형태가 다름을 알 수 있었다.

Author Contributions

Research design: Han JT
Acquisition of data: Gong WT, Han JT, Lee WS
Analysis and interpretation of data: Han JT, Lee WS
Drafting of the manuscript: Gong WT, Han JT
Research supervision: Han JT

참고문헌

1. Roy MS. Serious stair injuries can be prevented by improved stair design. Applied Ergonomics. 2001;32(2):135-9.
2. Ryu NH. Research : Walkability on Ramps by Gait Analysis. J of Korea Institute Landscape Architecture. 1995;23(2):2157-66.
3. McFadyen BJ, Winter DA. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. J of Biomechanics. 1988;21(9):733-44.
4. Paffenbarger RS, Blair SN, Lee IM et al. Measurement of physical activity of assess health effects in free-living populations. Medical Science Sports Exercise. 1993;25(1):60-70.
5. Lay AN, Hass CJ, Nichols TR et al. The effects of sloped surfaces on locomotion: an electromyographic analysis. J Biomechanics. 2007;40(6):1276-85.
6. Schmalz T, Blumentritt S, Marx B. Biomechanical analysis of stair ambulation in lower limb amputees. Gait and Posture.

2007;25(2):267-78.
7. Kim YS, Kim EJ, Seo CJ. The comparative analysis of EMG and Gait patterns of Lower extremities during going up stairs and down. J of Korean Alliance for Health, Physical Education, Recreation, and Dance. 2006;45(4):535-45.
8. Perry J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. NJ:SLACK. 1992:15-38.
9. 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(3):359-68.
10. Korea national statistics. Korea National Statistical Office. 2005.
11. Huang HC, Gau ML, Lin WC et al. Assessing risk of falling in older adults. Public Health Nursing. 2003;20(5):399-411.
12. Kannus P, Sievanen H, Palvanen M et al. Prevention of falls and consequent injuries in elderly people. Lancet. 2005;366(9500):1885-93.
13. Hong WS, Kim KW. Gait analysis of healthy elderly over 65 years of age. J of Korean Society of Physical Therapy. 2002;14(4):45-54.
14. Earhart GM, Bastian AJ. Form switching during human locomotion: traversing wedges in a single step. J of Neurophysiology. 2000;84(2):605-15.
15. Cram CR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. An Aspen Pub. Gaithersburg. 1988:180-205.
16. Kim TW, Kim EH, Kwon MS. The Effect of Walking Speed on Joints of Lower Extremity in Obese Adult. Korea Institute Sports Science. 2007;18(3):18-26.
17. Eun SD, Lee KK. The effect of the stair heights on the gait pattern in stair-ascent activity of elderly persons. J of Korean Alliance for Health, Physical Education, Recreation, and Dance. 2004;43(6):575-84.
18. Han SW. The Effect of Forward Walking and Backward Walking on Quadriceps Muscles With Treadmill Inclination: Surface Electromyographic Analysis. Korean Academy of University Trained Physical Therapists. 2005;12(1):63-70.