

## The effects of dual-task on gait performance during stair ascending

Sung-min Kim\*

Beijing Sport University

**[Purpose]** The purpose of this study was to investigate the changes of gait patterns and muscle activations according to dual tasks during stair ascending. **[Methods]** Twelve sedentary young male adults(Age: 27.0±1.8 yrs, Weight: 65.8±9.9 kg) without any lower extremity injuries participated in the study. Participants performed stair walking up 7 floors and their ascending motion on each floor was analyzed according to dual tasks. A wireless electromyography (EMG) were attached on the Rectus Femoris(RF), Biceps Femoris(BF), Gastrocnemius(GN), Tibialis Anterior(TA) muscle to calculate integrated EMG(iEMG) and co-contraction index(CI). Chest and left heel accelerometer signal were recorded by wireless accelerometer and those were used to calculate approximate entropy(ApEn) for analyzing gait pattern. All analyses were performed with SPSS 21.0 and for repeated measured ANOVA and Post-hoc was LSD. **[Results]** The results of this study indicated that dual task appeared to increase their time, CI and there were a statistically significant difference in most muscle on each floors compared to the non dual tasks. Also, ApEn were a statistically significant difference in only left and right direction than non dual task. Subjects showed more irregular pattern and instability muscle activation response during dual tasks. **[Conclusion]** Because there are many dangers often use of stairs in everyday life, in the future, we have to make a lot of efforts to prevent fall.

**Key words:** stair ascending, dual task, approximate entropy, fall

### 서론

일상생활에서 자주 이용하는 구조물 중 하나가 바로 계단으로, 평지 보행에 비해 수직 방향의 요소가 포함되어 있어 계단 보행 시 노인이나 비만 환자, 임산부의 경우 주의가 요구된다(Vallabhajosula, 2015). 또한 계단 오르기 시 신체적인 한계, 주변 환경에 대한 외부 방해 요소, 그리고 다른 행동을 하면서 보행을 하는 인지적 행동 수행 시 낙상 사고가 발생할 확률이 높다(Novak & Brouwer, 2011; Reeves et al. 2009).

특히 전체 사고 중 약 10%가 낙상 사고이며, 이 중 계단에서의 낙상 사고가 가장 많이 차지한다고 보고하여 계단 보행 시 사고 예방을 위한 많은 노력이 필요하다(Startzell et al., 2000).

계단 오르기 시 평지 보행과 다른 인체 반응이 나타난다. 먼저 평지 보행에 비해 하지의 관절운동범위(range of motion: ROM)를 포함한 관절의 운동학적 요소를 더 크게 요구하며, 무릎의 최대 모멘트의 경우 평지 보행의 약 3배 이상으로 다른 힘의 발생과 패턴이 일어난다(Andriacchi et al., 1980; Nadeau et al. 2003; Riener et al., 2002). 또한, McFadyen & Winter (1988)는 발의 지지기 후반 신체를 상방향으로 올리기 위해 순간적으로 하지의 힘과 속도를 증가시키는 경향을 보였다고 하였고, 보행 중 체중 수용기(weight acceptance)

논문 투고일 : 2017. 09. 04.

논문 수정일 : 2017. 09. 22.

게재 확정일 : 2017. 10. 13.

\*교신저자 : 김성민(ksm870201@naver.com).

시에는 운동 제어 상태 즉 스스로 신체를 조절하는 단계로 들어서면서 더 큰 힘이 필요하게 된다(Vallabhajosula et al., 2015). Reeves et al.,(2009)는 이러한 더 큰 힘을 성공적으로 발휘하기 위해서는 발목과 무릎의 모멘트 정도가 계단을 올라가는데 있어서 결정적인 역할을 한다고 보고하였다. 이처럼 계단 올라가기는 중력의 반대 방향으로 운동이 진행되면서 평지 보행과 다른 형태가 나타나고 이로 인해 더 많은 근력과 힘이 필요하여 시간이 진행될수록 다른 신체의 반응이 나타나 신체의 안정성이 감소하게 된다(Lockhart & Liu, 2008; Qu & Hu, 2014).

계단 오르기 시 낙상은 위에서 말한 인체의 한계로 발생할 수도 있지만 다른 행동을 수행하면서 전방으로 이동함으로 인해 주의 집중이 감소하여 낙상 사고가 나타날 수 있다. Ojha et al.(2009)은 다른 행동을 수행하면서 동시에 계단을 올라갈 경우 낙상에 대해 더 많은 주의력을 해야 한다고 보고하였다. 이렇게 주의력 감소 통해 운동 과제를 수행하게 되는 이중 과제(dual-tasks: DT)는 물건을 옮기거나 숫자 계산 혹은 누군가와 이야기를 하면서 보행을 실시하는 인지 수행을 말한다. 인지적 요구와 함께 운동 과제를 수행할 경우 중간에 방해 요소가 발생하게 되어 높은 노력 수준을 요구하는 계단 보행에서 근 활동이 감소하는 원인을 제공할 수 있다. 따라서 발목 관절의 경우 1차적으로 전경골근과 비복근의 상호작용을 통해 신체의 안정성 향상시키기 위한 전략을 사용한다(Ferreira et al.,2011). 이러한 근육의 활성화가 원활하게 이루어지지 않으면 운동 수행에 장애가 발생할 수 있고 낙상이 발생할 확률이 증가하는 것이다(Simoni et al., 2013; Beauchet et al., 2005; Mehta & Agnew, 2013).

이전에 많은 연구는 평지 보행 연구에서 이중 과제 연구가 진행되었는데, 평지에서 이중 과제 수행 시 일반 보행에 비하여 양하지 지지기(double limb support) 기간과 좌우의 이동 거리가 증가하게 되면서 속도(velocity), 분당 보행 횟수(cadence), 보폭(step length)이 감소하게 된다고 보고하였다(Al-Yahya, 2011). Alcock et al.(2014)은 이러한 변화된 동작이 지속적으로 수행될 경우 운동 제어 조절 기능이 서서히 감소하면서 순간적으로 중심을 잃게 되는 경우가 발생할 수 있다고 하였

고, 특히 숫자 계산과 같은 내부적으로 방해하는 인지 과제(cognitive task)는 외부적으로 방해하는 과제들에 비해 높은 집중력으로 인한 보행 동작의 변화가 더 크게 나타났다(Ojha et al., 2009; Mudaihat et al., 2010; Al-Yahya et al., 2011). 또한 동작의 변화가 시간이 지날수록 평지 보행과 다른 신체의 근육 반응이 지속적으로 발생하게 되면서 하지 근육의 피로, 부하 증가, 주의 집중의 분산 등으로 인해 신체의 안정성이 크게 감소할 가능성이 크다(Lockhart & Liu, 2008; Qu & Hu, 2014). 하지만 어떠한 측면에서 보행 시 이중과제로 인한 신체 활동의 변화는 다른 때보다 많은 주의력이 요구되기 때문에 성공적으로 수행 과제를 마치기 위한 신체 반응이라고도 해석할 수 있어 많은 연구를 통해 다양한 결과를 도출해낼 필요가 있다(Pashler, 1994; Woollacott & Shumway-Cook, 2002).

이전에 많은 연구자들은 계단 보행을 연구하는데 대부분은 실험실 안에서 실험을 실시하는 연구가 많았고 최근 연구에서도 큰 변화가 나타나지 않은 것이 현실이다. 보통 실험실 내에서 실험이 진행될 경우 적외선 카메라(infrared camera)와 지면 반력기(force plate)를 이용한 짧은 계단 연구가 주를 이루고, 장거리 보행의 경우 트레드밀 위에서 실험을 실시하였을 뿐 긴 거리의 계단 보행을 진행하는 연구는 아직까지 부족한 실정이다. 최근 많은 공공기관에서 운동의 목적으로 엘리베이터 대신 계단을 이용하자는 문구를 간혹 보게 되는데 구체적인 지표를 보면 대부분이 칼로리 소비 수치에만 집중되어 있을 뿐 인체의 근 골격계에 어떠한 영향이 나타나는지에 대한 설명은 제시되어 있지 않기 때문에 이 부분에 있어서도 분명 과학적인 설명이 필요하다고 판단된다. 그렇기 때문에 이 연구에서는 보다 실제 상황에 가까운 연구가 필요하다고 판단하여 실제 건물 내 계단을 이용한 긴 거리를 측정하기 위한 방법을 고안한 결과 가속도계(accelerometer)를 이용한 실험이 가장 적합하다고 판단하였다. 가속도계는 운동의 관성력을 검출하여 측정 대상인 움직이는 물체의 가속도, 속도, 방향, 거리 등 다양한 정보를 제공하는 센서로 뉴턴의 제2법칙을 통해 질량의 움직임에 대한 신체적인 변화를 측정할 수 있는 실험 장비이다. Le Masurier & Tudor-Locke, (2003)은 낮은 속도에서 측정하는 보행의 경우, 가속도

계가 보수계(pedometer)보다 더 정확하다고 하였으며, Schmitz et al.,(2005)의 연구에서도 가속도계의 신뢰도를 평가한 결과 높은 신뢰도가 나타났고, 착용의 편리성 및 사용 방법 또한 어느 장비보다 쉽기 때문에 다양한 상황에서 연구를 진행할 수 있다고 판단된다.

따라서 이 연구는 20대 건강한 성인 남성을 대상으로 1층부터 7층까지의 실제 계단을 이용한 연구를 진행하였고, 휴대폰 사용 여부에 따라 보행의 패턴 변화 및 근육의 반응이 각 층마다 어떻게 나타나는지 비교하는데 목적이 있다.

## 연구방법

### 연구대상

본 연구에서는 20대 성인 남성 총 12명을 대상으로 최근 6개월 간 정형외과적 질병이 없는 피험자를 대상으로 하였고, 실험 전에 실험 과정에 대해 충분히 설명을 듣고 동의서에 서명을 한 후 실험을 실시하였다. 피험자들의 일반적인 정보는 <Table 1>과 같다.

Table 1. Characteristic subjects (Mean ± SD)

Variables	Male (n=12)
Age (years)	27.96 ± 0.61
Height (cm)	177.53 ± 4.13
Weight (kg)	65.8 ± 9.9

### 연구장비

본 실험에서 사용된 계단은 각 계단마다 높이 180mm, 폭 260mm, 너비 1370mm의 크기로, 한 층을 올라가야 할 경우 11개의 계단을 두 번 올라가야 한다. 실험에서 각 변인들을 측정을 위해 가속도 및 근전도 측정 장비(delsys wireless EMG, Delsys Inc, USA)를 사용하였으며 좌측 발 뒤꿈치(left heel)와 검상돌기(sternum)에 각각 1개씩의 가속도계와 우측 대퇴직근(rectus

femoris: RF), 전경골근(tibialis anterior: TA), 대퇴이두근(biceps femoris: BF), 내측 비복근(medial gastrocnemius: GN)에 총 4개의 근전도를 부착하였다.

또한 이중 과제에 사용된 휴대폰의 경우 삼성전자에서 2013년 9월에 출시된 SAMSUNG Galaxy Note 3의 LTE모델인 SM-N9005(SAMSUNG Galaxy Note 3 neo)기종으로 휴대폰 크기는 151.2 x 79.2 x 8.3 mm, 화면은 5.68 inch, 무게는 168 g이다. 그리고 게임은 롤링볼(rollingball)이라는 어플리케이션을 사용하여 휴대폰을 기울이면 4cm 크기의 흰색 원 안에 1.5cm 크기의 파란색 작은 공이 들어와야 높은 점수를 획득할 수 있는 게임을 선택하였다(Yamada et al., 2011). 점수는 최대한 휴대폰 게임에 집중할 수 있도록 최소 80점 이상 나왔을 경우로 정하였다(Fig. 1).



Fig. 1. Portable phone(left) and application(right)

### 연구절차

모든 피험자들은 계단 올라가기 시 1층부터 7층까지 동작을 수행하였다. 정확한 구간을 확인하기 위해 계단을 올라가는 첫 번째 발은 왼발로 실시하도록 하였고, 보행 속도는 자신이 선호하는 속도로 실시하되 계단 옆에 설치되어 있는 손잡이는 사용하지 않았다.

본 실험은 각각 3회씩 실시하였고, 매 trial 마다 피험자의 피로를 방지하기 위해 다른 날 실험을 실시하였다.

### 분석구간

본 연구는 건물의 1층부터 7층(phase 1: P1 ~ phase 6: P6)까지 분석 구간으로 정의하였다. 피험자는 1층의 첫 번째 계단을 밟으면 측정이 시작되고 7층의

마지막 계단을 밟은 후 전방으로 3 step 이동하게 되면 측정이 종료된다. 정확한 분석 구간 및 이벤트를 파악하기 위해 좌측 발 뒷꿈치에 붙인 가속도계를 이용하여 추출한 데이터를 이용해 각 층마다 1 ~ 6번째 최고 (peak)점까지 8 ~ 13번째 최고점까지를 한 층으로 정의하였다(Fig. 2). 중간 7번째 최고점의 경우 2번째 11 계단을 밟기 위한 회전 구간으로 분석에서 제외시켰다.

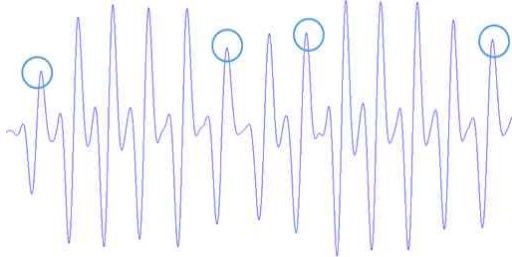


Fig. 2. Acceleration analysis phase of stair walking

## 측정변인

본 연구에서 사용된 측정 변인은 이중 과제 수행 유무에 따른 보행 시간(walking time), 적분 근전도(integral electromyogram: iEMG), 동시 수축(co-contraction index: CI), 근사 엔트로피(approximate entropy: ApEn)를 사용하였다.

### 보행시간

보행 시간은 좌측 발 뒷꿈치에 부착된 가속도계를 이용하여 추출한 데이터로 butterworth 6<sup>th</sup> low pass filter, cut off frequency 3Hz로 사용하여 노이즈를 제거하였다(Mayagoitia, R. E. et al., 2002). 그리고 1번째 최고점과 6번째 최고점까지의 시간, 8번째 최고점과 13번째 최고점까지의 두 구간의 시간을 합쳐 한 층을 이동한 시간으로 정의하였다.

### 적분 근전도

근전도 신호의 경우 로우 데이터의 평균값을 계산하여 제로잉(zeroing)과정을 거친 후 대역 통과 필터(bandpass filter)를 30~500 Hz로 사용하였고, 전파 정류를 시킨 다음, 이동 평균(moving average)의 경우 window length = 110/2000 sec, overlap = 20/2000 sec를

사용하였다. 피험자들에 대한 표준화(normalization)는 최대 동적 진폭(peak dynamic amplitude)으로 적용시켰다(Bolgia & Uhl, 2007). 각 층마다 대퇴직근, 전경골근, 대퇴이두근, 내측비복근의 근 활성도를 각각 분석하였다. 계산하는 방법은 다음과 같다.

$$iEMG_A = \frac{1}{f_s} \sum_1^n EMG_A$$

$iEMG_A$  = 해당 근육의 적분 근전도

$EMG_A$  = 해당 근육의 원신호

### 동시 수축

근육의 동시 수축은 한 관절을 움직이게 하는 다양한 근육들이 한 순간 동시에 활성화되는 지수를 나타낸다. 마찬가지로 위에 iEMG와 같은 필터를 사용한 후 대퇴사두근과 대퇴이두근(RB) 그리고 전경골근과 내측 비복근(TG)의 동시 수축 지수를 계산하였다. 계산 방법은 다음과 같다.

$$\%C.C_{AB} = 2 \times \frac{\text{Commonarea}_{AB}}{\text{areaA} + \text{areaB}} \times 100$$

$C.C_{AB}$  = A근육과 B근육의 동시 수축 지수

$\text{Commonarea}_{AB}$  = A근육과 B근육의 공통 영역

area A = EMG A근육의 신호 영역

### 근사 엔트로피

근사 엔트로피 분석은 예측성과 규칙성을 수치화시키는 방법으로 근사 엔트로피의 수치가 크면 불규칙적이며 예측이 불가능하고, 수치가 작으면 규칙적이라고 판단한다(Pincus, 1995). 본 연구에서는 보행의 안정성 평가를 위해 검상돌기 부분의 가속도 데이터를 이용하여 Pincus(1995)가 고안한 방법으로 근사 엔트로피를 분석하였다. 가속도는 세 방향(X, Y, Z)으로 측정이 이루어 지는데 X축의 경우 세로 방향, Y축은 좌우 방향, Z축은 전후 방향으로 측정하였다.

## 통계처리

본 연구는 SPSS 18.0(IBM, USA)를 사용하여 기술 통계 분석을 통해 평균, 표준 편차를 계산하였다. 또한 각 층마다 결과의 차이를 비교 분석하기 위해 반복 측정

일원변량분석(one-way repeated measure ANOVA)를 실시하였고, 사후 검정의 경우 최소유의차검정(least significant difference: LSD)를 통해 개체 간 차이를 검증하였다. 유의 수준은  $p=.05$ 로 설정하였다.

## 연구결과

이 연구의 모든 결과는 <Table 2>에 나타났다.

### 보행시간

전체적으로 이중 과제를 실시하지 않았을 때는 실시했을 때보다 수행 시간이 더 빠르게 나타났고, 이중 과제 수행 여부에 따라 모든 층에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 또한 두 과제 모두 각 층마다 통계적으로 유의한 차이가 나타났다( $N: F=13.854, p=.000, I: F=3.218, p=.036$ ).

### iEMG

계단 오르기 시 근육의 활성화 차이에서 이중 과제를 수행하지 않았을 경우 모든 근육에서 차이가 나타나지 않았고, 이중과제 수행 시 전경골근에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다( $F=3.108, p=.015$ ). 층별 차이에서는 1층과 5층에서 차이가 나타났다. 또한 각 층마다 이중과제 수행 유무에 따른 비교는 어느 층에서도 차이가 나타나지 않았다.

### 동시수축

동시 수축의 경우 이중과제 수행 유무에 따라 전체적으로 차이가 나타나지 않았다.

### 근사인트로피

보행의 패턴은 X축( $F=5.857, p=.002$ ), Y축( $F=5.588, p=.006$ ), Z축( $F=3.621, p=.014$ ) 모두 이중과제를 수행하지 않았을 시 각 층마다 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 세 방향 모두 1층은 4, 5, 6층과

통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 이중과제 수행 시에는 Y축에서만 유의한 차이가 나타났을 뿐 다른 방향에서는 차이가 나타나지 않았다( $F=3.235, p=.043$ ). 특히 Y축은 1층과 6층에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 또한 이중과제 수행 유무에 대한 차이는 오직 1~2층( $p=.02$ )과 3~4층( $p=.030$ )의 Z축에서만 통계적으로 유의한 차이가 나타났다.

## 논 의

이 연구에서는 일반 대학생인 20대 성인 남성을 대상으로 계단 오르기 시 이중과제 수행 유무에 따라 각 층마다 어떠한 보행 패턴과 운동학적 요소들이 변하는지를 알아보고자 하였다.

보행의 변인 분석 중 가장 기본이 되는 운동학적 변인 중 하나가 수행 속도로서 이중 과제 수행에 따라 속도 차이가 많이 나타난 것을 알 수 있었다. 먼저 이중 과제를 수행하지 않았을 때 수행 시간이 이중 과제를 수행했을 때 보다 빠르게 나타났다. Beauchet et al., (2005) 연구에서는 일반 보행과 비교하여 주의력 요구과제 시 보폭이 줄어들고 보행 속도가 감소한다고 보고하였는데, 계단을 올라갈수록 부하의 증가로 인한 신체의 영향과 성공적인 과제 수행을 위한 주의 집중의 분산 증가로 인해 이러한 결과가 나타난 것으로 보인다. 따라서 느린 보행 속도는 자연스러운 보행 패턴을 제한시켜 낙상 위험이 증가할 수 있는 요소로 해석할 수 있다(Wrightson et al., 2016).

근 활성화도는 이중 과제 수행 시 전경골근을 제외한 나머지 근육에서는 차이가 나타나지 않았다. 전경골근은 주로 입각기 동안 배측 굴곡을 하기 위해 수축하고 이로 인해 모멘트가 발생하면서 유각기 동안에는 높이가 최대로 올라갈 때까지 점차적으로 활동이 증가한다(Perry & Burnfield, 2010). 이는 계단이라는 방해 요소로 인해 발목의 빠른 배측 굴곡을 발생시킨 다음 안전하게 다음 계단을 밟기 위한 활동으로 판단된다. 또한 이중 과제 수행 시 처음 전경골근 활성화의 경우 다른 근육에 비해 더 크게 나타났지만 6~7층으로 갈수록 감소하는 결과가 나왔다. 이는 전경골근 근육 특성상 초반에는 수축

Table 2. Comparison of walking time, muscle activity, CI, ApEn during stair ascent

		P1	P2	P3	P4	P5	P6	floor	
								F	p
Walking time(s)	N	11.33±0.93	11.82±1.19	11.95±0.89	11.90±1.03	11.92±0.96	12.08±1.06	13.854	.000**
	I	14.12±1.98	14.59±2.39	14.65±2.05	14.69±2.19	14.59±2.02	14.67±1.91	3.218	.036*
	p	.02*	.03*	0.01**	.01**	.01**	.03*		
RF	N	0.80±0.24	0.83±0.27	0.85±0.27	0.85±0.27	0.87±0.28	0.86±0.29	1.403	.238
	I	0.73±0.32	0.77±0.35	0.78±0.34	0.74±0.3	0.74±0.33	0.73±0.31	.951	.422
	p	0.52	0.55	0.58	0.98	0.75	0.90		
TA	N	0.91±0.25	0.92±0.29	0.92±0.28	0.92±0.29	0.91±0.27	0.89±0.28	.752	.518
	I	0.80±0.41	0.81±0.40	0.81±0.39	0.74±0.33	0.72±0.33	0.69±0.32	3.108	.015*
	p	0.13	0.41	0.40	0.79	0.70	0.50		
iEMG (%peak*sec)	N	0.66±0.19	0.67±0.20	0.65±0.18	0.65±0.18	0.67±0.21	0.65±0.18	.885	.497
	BF	0.76±0.24	0.78±0.24	0.78±0.26	0.80±0.26	0.78±0.26	0.79±0.36	.184	.823
	p	0.84	0.69	0.21	0.29	0.81	0.20		
GN	N	0.59±0.26	0.60±0.29	0.62±0.31	0.62±0.30	0.62±0.28	0.64±0.30	1.773	.196
	I	0.49±0.31	0.50±.32	0.51±0.32	0.50±0.31	0.51±0.32	0.56±0.38	1.501	.249
	p	0.27	0.61	0.71	0.68	0.57	0.32		
CI(%)	N	85.79±19.53	86.78±19.31	85.35±20.68	83.90±19.00	83.37±21.32	84.41±19.13	1.822	.160
	RB	93.54±12.58	91.43±11.56	89.57±13.06	89.54±13.10	89.05±12.92	88.95±13.77	2.104	.153
	p	0.27	0.08	0.21	0.31	0.18	0.48		
TG	N	51.82±13.74	50.79±12.78	50.84±11.63	51.21±12.48	51.95±13.43	53.18±13.46	1.911	.147
	I	62.98±16.42	62.13±18.05	61.79±15.67	61.68±15.43	61.30±17.28	61.24±16.32	.460	.731
	p	0.82	0.69	0.84	0.91	0.81	0.78		
X	N	0.29±0.02	0.28±0.02	0.28±0.02	0.28±0.02	0.28±0.02	0.28±0.01	5.857	.002**
	I	0.26±0.04	0.26±0.03	0.27±0.03	0.26±0.03	0.26±0.03	0.26±0.02	.227	.713
	p	0.14	0.22	0.12	0.24	0.18	0.17		
ApEn	N	0.25±0.04	0.24±0.03	0.24±0.04	0.23±0.04	0.23±0.04	0.22±0.04	5.588	.006*
	Y	0.23±0.04	0.23±0.04	0.22±0.03	0.21±0.04	0.22±0.03	0.20±0.04	3.235	.043*
	p	1.00	0.53	0.99	0.65	0.82	0.75		
Z	N	0.27±0.02	0.26±0.02	0.26±0.02	0.26±0.03	0.26±0.02	0.26±0.02	3.621	.014*
	I	0.23±0.05	0.24±0.04	0.24±0.04	0.23±0.04	0.23±0.04	0.23±0.04	.866	.436
	p	0.02*	0.10	0.03*	0.37	0.08	0.11		

N=지시 무, I=지시 유

\*p <.05 \*\*p <.01

과 이완이 다른 근육에 비해 빠른 속도로 활동을 하면서 크게 나타났지만, 이동거리가 증가하면서 다른 근육에 비해 피로에 대한 저항 능력이 낮아 빠르게 활성도가 감소한 것으로 판단된다. 그리고 통계적인 차이는 나타나

지 않았지만 전체적으로 이중 과제를 수행했을 때가 수행하지 않았을 때보다 더 활성도가 낮게 나타났다. 문곤성 외(2005)의 연구에서도 보행의 속도가 감소하면서 근 활성도 역시 감소하였는데, 이는 근육의 수축을 활성

화시키기 위한 운동 단위들의 동원이 시간이 지나면서도 거의 유사하기 때문이라고 보고하였다. 본 연구에서는 피험자들에게 선호하는 속도로 과제를 수행하도록 통제하였고, 이로 인해 속도가 감소하면서 이중 과제를 수행하지 않았을 때보다 낮은 활성화가 나타난 것으로 보인다. 또한 무릎 관절의 굴곡과 신전을 담당하는 대퇴사두근과 대퇴이두근은 이중 과제 수행 유무 및 각 층마다 유의한 차이가 나타나지 않았다. 계단을 올라갈 때 각각의 입각기 동안에는 신체를 들어올리기 위해 많은 근육의 힘을 필요하게 된다(Perry & Burnfield, 2010). 무릎 관절 중 대퇴사두근은 지면에 발이 접촉하고 나서부터 지속적으로 활동이 발생하여 입각기 중간에는 큰 활성화가 나타난다(Perry & Burnfield, 2010). 따라서 지속적으로 계단을 올라갈 때 부하로 인한 두 경우 모두 차이가 나타날 것이라고 예상하였지만 예상과 다르게 큰 차이가 나타나지 않았다. 이는 피험자가 성인 남성이다 보니 대퇴사두근에 통계적으로 차이가 나기까지의 부하가 발생하지 않은 것으로 판단되고, 이중 과제 수행 시 느린 속도로 인해 신체를 들어올리기 위한 폭발적인 힘을 집중시키지 못하는 이유로 활성화가 낮게 나타난 것으로 판단되지만 역시 큰 차이의 결과가 나타날 만큼의 부하가 발생한 것은 아니라고 판단된다. 대퇴이두근의 경우 계단 올라가기 특성상 무릎이 신전이 되면서 신체를 들어올리기 때문에 무릎을 굴곡시키는 근육인 대퇴이두근은 본 연구에서 큰 영향을 미치지 않은 것으로 판단되고, 이전 연구에서도 유사한 결과가 나타났다(Powers et al., 1997; Lyons et al., 1983). 따라서 이중 과제 수행 시에는 계단을 올라가면서 일반 계단 보행 및 평지 보행 보다 더 많은 노력과 주의가 필요하다고 설명하였다(Vallabhajosula, 2015).

이 연구에서는 계단 올라가기 시 보행의 하지 근육이 동시에 수축하는 정도를 확인하기 위해 하지의 대퇴사두근과 대퇴이두근, 전경골근과 비복근의 동시수축 지수를 측정하였다. 측정 결과 이중 과제 사용 여부 및 층에 따른 차이는 나타나지 않았지만 이중 과제 시 이중 과제를 수행하지 않았을 때보다 동시 수축 지수가 더 높게 나타났다. Baratta et al.(1988)와 Jaric et al.(1995)는 근육의 동시수축의 경우 관절에 가해지는 압력을 분산시키고 관절 스트레스를 완화시켜 통증을 감소시키며 외부

의 충격으로부터 관절을 보호할 수 있다고 보고하였다. 이는 이중 과제 수행으로 인해 좌우 움직임의 패턴이 불규칙해지면서 스스로 보호하기 위한 기능으로 낙상을 예방하고 발목의 안정성을 확보하기 위한 결과가 나타난 것으로 판단된다(Limbird et al., 1988).

마지막으로 보행 패턴을 파악하기 위한 근사 엔트로피의 경우 이중 과제를 수행하지 않았을 시 각 층에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타났지만 이중 과제 수행 시 각 층에 따른 통계적인 차이는 좌우 방향에서만 나타났다. 보행 시 가변성이 증가하는 것은 낙상의 위험이 증가하는 것과 연관이 있다(Maki, 1997; Hausdorff, 2001). 이 연구에서 이중 과제를 실시하지 않았을 때 세 방향 모두 시간이 지날수록 불필요한 동작을 제거하고 동작에 대한 효율성을 증가시켜 안정된 패턴을 보인 것으로 판단된다. 그리고 이중 과제 수행 시 상하·전후 방향에서는 차이가 나타나지 않은 부분은 이중 과제를 수행함으로써 처음부터 끝까지 수치가 일정하게 나온 것으로 보아 조금 더 나은 보행 패턴으로 나아가려는 동작보다는 주로 휴대폰으로 주의를 집중한 것으로 보여 안정된 보행을 위한 개선된 동작이 크게 나타나지 않았다. 하지만 좌우 방향은 계단을 어느 정도 올라갔을 때 문제가 발생하기보다는 계단을 막 걷기 시작했을 때 수치가 높았다. 이는 처음 계단의 적응 단계에서 이중 과제를 실시하지 않았을 때처럼 세 방향의 지수가 모두 불규칙성을 조금씩 나타나는 것이 계단을 올라가고 나서도 자세를 적응하는데 더 도움이 되는 것으로 오히려 좌우 방향만의 차이는 보행 초반에 낙상의 위험을 높일 수 있다고 판단된다. 또한 이중 과제 수행 여부에 따른 비교를 보면 1층 전후 방향에서 통계적인 차이가 나타났을 뿐 다른 방향과 각 층에서는 차이가 나타나지 않았다. 하지만 전체적으로 이중 과제 수행 시 안정된 보행 패턴이 나타났다. Danion et al.(2003)은 이중 과제 수행 시 보행 속도는 보행 시간의 가변성에 영향을 준다고 하였다. 이 연구에서는 보행 시간에서 이중 과제 수행 시 보다 느린 속도로 수행을 했기 때문에 이러한 결과가 나타난 것으로 보이고, Georgoulis, A. D et al.(2006) 연구에서도 같은 결과가 나타났다. 그래서 동시 수축 지수도 이중 과제를 수행하지 않았을 때보다 높게 나타났고 패턴에도 일관되게 나타나 이중 과제 수행 시 안정된 보행

을 하기 위해 노력한 것으로 판단된다.

## 결론 및 제언

본 연구는 20대 성인 남성이 계단 오르기 시 이중 과제 수행 유무에 따라 신체에 나타나는 차이를 알아보기 위하여 연구를 수행하였으며, 이 연구를 통해 얻은 결과는 다음과 같다.

이중 과제 수행 시 피험자들은 휴대폰을 주시하기 때문에 천천히 보행을 실시하면서 주로 좌우 움직임이 불규칙하게 일어났다. 이에 발목 근육의 활성화 및 동시수축을 통해 불안정성을 회복하려는 전략이 나타났다.

이중 과제를 수행하면서 계단을 오를 시 기존의 움직임 전략 및 자세제어 조절은 변화될 수 있으며, 안정성을 확보하려고 인체는 많은 노력을 기울이지만 이중과제를 실시하지 않았을 때보다 확실히 불안정한 신체의 반응을 확인하였다.

따라서 일상생활에서 자주 사용하는 계단에서 많은 위험 요소가 포함이 되어 있으므로 본 논문을 토대로 향후 실제 많은 계단을 오르면서 더 나아가 어떠한 상해 요소가 나타나는지 그리고 기존의 짧은 계단 연구에서 발표한 상해의 가능성과 어떤 차이가 발생하는지에 대한 연구가 필요한 것으로 판단된다.

## 참고문헌

- 문곤성, 최지영, & 김로빈(2005). 운동역학: 보행 속도에 따른 발목 관절과 하퇴 근육의 운동 역학적 분석. *한국체육학회지. 인문사회과학*, 44(6), 621-632.
- Al-Yahya, E., Dawes, H., Smith, L., Dennis, A., Howells, K., & Cockburn, J. (2011). Cognitive motor interference while walking: a systematic review and meta-analysis. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 35(3), 715-728.
- Andriacchi, T. P., Andersson, G. B., Fermier, R. W., Stern, D., & Galante, J. O. (1980). A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am*, 62(5), 749-757.
- Baratta, R., Solomonow, M., Zhou, B. H., Letson, D., Chuinard, R., & D'ambrosia, R. (1988). Muscular coactivation The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *The American journal of sports medicine*, 16(2), 113-122.
- Beauchet, O., Dubost, V., Herrmann, F., Rabilloud, M., Gonthier, R., & Kressig, R. W. (2005). Relationship between dual-task related gait changes and intrinsic risk factors for falls among transitional frail older adults. *Aging clinical and experimental research*, 17(4), 270-275.
- Danion, F., Varraine, E., Bonnard, M., & Pailhou, J. (2003). Stride variability in human gait: the effect of stride frequency and stride length. *Gait & posture*, 18(1), 69-77.
- Ferreira, L. A. B., Pereira, W. M., Rossi, L. P., Kerpers, I. I., de Paula, A. R., & Oliveira, C. S. (2011). Analysis of electromyographic activity of ankle muscles on stable and unstable surfaces with eyes open and closed. *Journal of bodywork and movement therapies*, 15(4), 496-501.
- Georgoulis, A. D., Moraiti, C., Ristanis, S., & Stergiou, N. (2006). A novel approach to measure variability in the anterior cruciate ligament deficient knee during walking: the use of the approximate entropy in orthopaedics. *Journal of clinical monitoring and computing*, 20(1), 11-18.
- Hausdorff, J. M., Rios, D. A., & Edelberg, H. K. (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(8), 1050-1056.
- Jarić, S., Ropret, R., Kukolj, M., & Ilić, D. B. (1995). Role of agonist and antagonist muscle strength in performance of rapid movements. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 71(5), 464-468.
- Le Masurier, G. C., & Tudor-Locke, C. (2003). Comparison of pedometer and accelerometer accuracy under controlled conditions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(5), 867-871.
- Limbird, L. E. (1988). Receptors linked to inhibition of adenylyl cyclase: additional signaling mechanisms. *The FASEB Journal*, 2(11), 2686-2695.
- Lockhart, T. E., & Liu, J. (2008). Differentiating fall-prone and healthy adults using local dynamic stability. *Ergonomics*, 51(12), 1860-1872.
- Lyons, K., Perry, J., Gronley, J. K., Barnes, L., & Antonelli, D. (1983). Timing and relative intensity of hip extensor



- and abductor muscle action during level and stair ambulation: an EMG study. *Physical therapy*, 63(10), 1597-1605.
- Maki, B. E. (1997). Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear?. *Journal of the American geriatrics society*, 45(3), 313-320.
- Mayagoitia, R. E., Nene, A. V., & Veltink, P. H. (2002). Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of biomechanics*, 35(4), 537-542.
- Mehta, R. K., & Agnew, M. J. (2013). Exertion-dependent effects of physical and mental workload on physiological outcomes and task performance. *IIE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 1(1), 3-15.
- McFadyen, B. J., & Winter, D. A. (1988). An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *Journal of Biomechanics*, 21(9), 733-744.
- Muhaidat, J., Kerr, A., Rafferty, D., Skelton, D. A., & Evans, J. J. (2011). Measuring foot placement and clearance during stair descent. *Gait & posture*, 33(3), 504-506.
- Nadeau, S., McFadyen, B. J., & Malouin, F. (2003). Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: what are the challenges compared to level walking?. *Clinical Biomechanics*, 18(10), 950-959.
- Novak, A. C., & Brouwer, B. (2011). Sagittal and frontal lower limb joint moments during stair ascent and descent in young and older adults. *Gait & posture*, 33(1), 54-60.
- Ojha, H. A., Kern, R. W., Lin, C. H. J., & Winstein, C. J. (2009). Age affects the attentional demands of stair ambulation: evidence from a dual-task approach. *Physical therapy*, 89(10), 1080-1088.
- Pashler, H. (1994). Dual-task interference in simple tasks: data and theory. *Psychological bulletin*, 116(2), 220.
- Perry, J., & Davids, J. R. (1992). Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 12(6), 815.
- Pincus, S. M. (1995). Approximate entropy (ApEn) as a complexity measure. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, 5(1), 110-117.
- Powers, C. M., Boyd, L. A., Torburn, L., & Perry, J. (1997). Stair ambulation in persons with transtibial amputation: an analysis of the Seattle LightFoot. *Journal of rehabilitation research and development*, 34(1), 9.
- Qu, X., & Hu, X. (2014). Lower-extremity kinematics and postural stability during stair negotiation: effects of two cognitive tasks. *Clinical Biomechanics*, 29(1), 40-46.
- Reeves, N. D., Spanjaard, M., Mohagheghi, A. A., Baltzopoulos, V., & Maganaris, C. N. (2009). Older adults employ alternative strategies to operate within their maximum capabilities when ascending stairs. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), e57-e68.
- Schmitz, K. H., Treuth, M., Hannan, P., McMurray, R., Ring, K. B., Catlier, D., & Pate, R. (2005). Predicting energy expenditure from accelerometry counts in adolescent girls. *Medicine and science in sports and exercise*, 37(1), 155.
- Simoni, D., Rubbieri, G., Baccini, M., Rinaldi, L., Becheri, D., Forconi, T., ... & Di Bari, M. (2013). Different motor tasks impact differently on cognitive performance of older persons during dual task tests. *Clinical biomechanics*, 28(6), 692-696.
- Startzell, J. K., Owens, D. A., Mulfinger, L. M., & Cavanagh, P. R. (2000). Stair negotiation in older people: a review. *Journal of the American Geriatrics Society*, 48(5), 567-580.
- Vallabhajosula, S., Tan, C. W., Mukherjee, M., Davidson, A. J., & Stergiou, N. (2015). Biomechanical analyses of stair-climbing while dual-tasking. *Journal of biomechanics*, 48(6), 921-929.
- Woollacott, M., & Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait & posture*, 16(1), 1-14.
- Wrightson, J., Ross, E., & Smeeton, N. (2016). The effect of cognitive task type and walking speed on dual-task gait in healthy adults. *Motor control*, 20(1), 109-121.
- Yamada, M., Aoyama, T., Okamoto, K., Nagai, K., Tanaka, B., & Takemura, T. (2011). Using a Smartphone while walking: a measure of dual-tasking ability as a falls risk assessment tool. *Age and ageing*, 40(4), 516-519.

## 이중 과제 수행이 계단 오르기 시 보행 수행 능력에 미치는 영향

김성민(북경체육대학교)

**【목적】** 이 연구는 20대 건강한 성인 남성을 대상으로 1층부터 7층까지 휴대폰 사용 여부에 따라 보행의 패턴 변화 및 근육의 반응이 각 층마다 어떻게 나타나는지를 비교하는데 목적이 있다. **【방법】** 건강한 남학생 (Age:  $27 \pm 1.8$  yrs, Weight:  $65.8 \pm 9.9$ kg)을 대상으로 휴대폰 사용 유무에 따라 계단 올라가기를 실시하여 각 층마다 분석을 실시하였다. 수행 시간의 경우 근전도의 경우 대퇴직근, 대퇴이두근, 전경골근, 내측 비복근에 부착을 하여 적분 근전도와 동시수축을 계산하였고, 발뒤꿈치에 붙인 가속도계를 이용하여 보행 시간을, 검상돌기에 붙은 가속도계를 이용하여 보행 패턴을 분석하였다. 모든 분석은 spss 21.0을 사용하여 one way repeated measure ANOVA와 post hoc은 LSD를 실시하였고, 이중과제 유무에 따른 비교는 독립 표본 t-test를 사용하였다. **【결과】** 측정 결과 이중 과제 수행 시에 이중 과제를 수행하지 않았을 때보다 더 수행 시간이 길게 나타났고, 근 활성도는 더 작게 나타났으며, 동시 수축 지수는 더 크게 나타났다. 또한 근사 엔트로피는 이중 과제를 수행하지 않았을 때 모든 방향에서 차이가 나타난 것과 달리 이중 과제 수행 시 오직 좌우 방향에서만 차이가 나타났다. **【결론】** 일상생활에서 자주 사용하는 계단에서 많은 위험 요소가 내재되어 있기 때문에 향후 낙상 예방을 위한 많은 노력을 해야할 것으로 판단된다.

**주요어:** 계단 올라가기, 이중 과제, 근사 엔트로피, 낙상