

지속적인 계단 보행에서 부하가 하지 근육의 생체역학적 변인과 근사 엔트로피에 미치는 영향

김성민¹ · 김혜리¹ · Ozkaya Gizem¹ · 신성훈² · 공세진³ · 김언호⁴ · 이기광⁵

¹ 국민대학교 일반대학원 체육학과 · ² 영남대학교 체육학부 체육학전공 · ³ 한국과학기술연구원

⁴ 한국스포츠개발원 · ⁵ 국민대학교 체육대학 스포츠건강재활전공

Effects of Loading on Biomechanical Analysis of Lower Extremity Muscle and Approximate Entropy during Continuous Stair Walking

Sung-Min Kim¹ · Hye-Ree Kim¹ · Gizem Ozkaya¹ · Sung-Hoon Shin² · Se-Jin Kong³ · Eon-Ho Kim⁴ · Ki-Kwang Lee⁵

¹Department of Physical Education, Graduate School, Kookmin University, Seoul, Korea

²Sport Science Major, School of Kinesiology, Yeungnam University, Gyeongsan, Korea

³Korea Institute of Science and Technology, Seoul, Korea

⁴Korea Institute of Sport Science, Seoul, Korea

⁵Sport, Health, and Rehabilitation Major, College of Physical Education, Kookmin University, Seoul, Korea

Received 24 July 2015; Received 13 September 2015; Accepted 30 September 2015

ABSTRACT

Objective: The purpose of this study was to investigate the changes of gait patterns and muscle activations with increased loads during stair walking. Also, it can be used as descriptive data about continuous stair walking in a real life setting.

Method: Twelve sedentary young male adults (Age: 27.0±1.8 yrs, Weight: 65.8±9.9 kg) without any lower extremity injuries participated in this study. Participants performed stair walking up 7 floors and their ascending and descending motion on each floor was analyzed. 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), median frequency (MDF) 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: During ascending stairs, there were a statistically significant difference in Walking time between 1-2nd and other floors ($p=.000$), GN iEMG between 2-3th and 6-7th ($p=.043$) floor, TA MDF between 1-2nd and 5-6th ($p=.030$), 6-7th ($p=.015$) floor and TA/GN CI between 2-3th and 6-7th ($p=.038$) floor and ApEn between 1-2nd and 6-7th ($x: p=.003, y: p=.005, z: p=.006$) floor. During descending stairs, there were a statistically significant difference in TA iEMG between the 6-5th and 3-2nd ($p=.026$) floor, and for the ApEn between the 1-2nd and 6-7th ($x: p=.037, y: p=.000, z: p=.000$) floor.

Conclusion: Subjects showed more regular pattern and muscle activation response caused by regularity during ascending stairs. Regularity during the first part of stair-descending could be a sign of adaptation; however, complexity during the second part could be a strategy to decrease the impact.

Keywords: Stair Walking, Approximate Entropy, Muscle Activity, Acceleration

1. 서 론

일상생활에서 가장 많이 일어나는 동작은 평지 보행이며,

본 논문은 2014년도 국민대학교 석사 논문에서 발췌한 논문임.

Corresponding Author : Ki-Kwang Lee

Sport, Health, and Rehabilitation Major, College of Physical Education,

Kookmin University, 77 Jeongneung-ro, Seongbuk-gu, Seoul, Korea

Tel : +82-2-910-5253 / Fax : +82-2-910-5253

E-mail : kkleee@kookmin.ac.kr

평지 보행 다음으로 많이 일어나는 동작 중 하나가 바로 계단 보행이다(Yoon, 2008; Roys, 2001). 평지 보행과 달리 계단 보행은 전방으로 이동하면서 동시에 신체가 수직 방향으로 이동하는 동작으로, 발 뒤꿈치가 아닌 발가락이 지면에 먼저 접촉하여 다른 형태의 지속적인 굴곡과 신전이 일어난다(McFadyen & Winter, 1988; Riener, Rabuffetti, & Frigo, 2002). 그로 인해 하지에서 에너지, 근 활성화도, 관절의 운동학적 및 운동역학적

요소를 더 크게 요구하여 계단 보행 시 부상의 위험이 커져 안전사고가 발생할 가능성이 증가한다(Qu & Hu, 2014).

계단을 올라가는 동작에서 Andriacchi, Andersson, Fermier, Stern과 Galante(1980), Protopapadaki, Drechsler, Cramp, Coutts과 Scott(2007)은 하지 관절에서 굴곡, 신전에 대한 높은 운동 가동범위와 모멘트가 평지 보행에 비해 크게 나타나 계단 보행 시 더 많은 근력과 힘이 필요하다고 보고하였고, McFadyen와 Winter(1988)는 지지기 초반에는 힘의 크기가 적게 나타나 지지기 후반에는 신체를 끌어올리기 위해 순간적으로 힘과 속도가 증가하게 되어 계단 올라가기 시 주의할 필요가 있다고 보고하였다. 계단을 내려가는 동작은 올라가기에 비해 더 많은 위험성이 나타난다(Cluff & Robertson, 2011; Startzell, Owens, Mulfinger, & Cavanagh, 2000; Templer, Archea, & Cohen, 1985). Svanstro(1974), Buckley, Heasley, Twigg과 Elliott(2005)는 계단을 올라가는 동작보다 계단을 내려가는 동작이 무려 3배 이상 부상 위험이 높다고 보고하였는데, 계단 내려가기 시 단하지 지지기가 약 39%, 양하지 지지기는 약 29%, 그리고 계단 올라가기는 각각 31%, 34%가 나타나 단하지 지지기(single limb support) 비율이 계단 내려가기에서 더 높게 나타나고, 그로 인해 보행 시간이 짧아지면서 안정성이 낮게 나타난다(Zachazewski, Riley, & Krebs, 1993).

계단 보행에서 부상 위험과 안정성을 위한 자세 조절이나 움직임은 중력의 부하와 밀접한 연관이 있다(Whittfield, Legg, & Hedderley, 2001). 이는 반복적인 부하로 인해 스트레스가 발생하게 되면 하지의 근육에서 피로가 발생하여 근육의 조절 능력이 감소되는 것이다. 피로는 과도한 활동으로 인해 필요한 힘 혹은 예상되는 힘을 유지하는 능력이 실패했을 때로 정의한다(Edwards, 1984; Gefen, Megido-Ravid, Itzhak, & Arcan, 2002). 이러한 피로는 자신의 동작 수행 능력뿐만 아니라, 다른 기능들에게까지 영향을 준다(Mizrahi, 2015; Mizrahi, Voloshin, Russek, Verbitsky, & Isakov, 1997). Yoshino, Motoshige, Araki과 Matsuoka(2004)은 사람들은 피로 상태에 따라 선호하는 보행 패턴을 결정한다고 보고하였고, Parijat과 Lockhart(2008)는 무릎 신근의 피로는 무릎의 위치에 대한 감각 능력을 감소시키며, 보행 시 무릎에서 다른 움직임이 일어나 보행 패턴에 많은 영향을 미친다고 보고하였다. 또한 체중을 양발에 분배하는 기능이 서서히 감소하여 불안정성이 나타나 더 심한 피로를 유발할 수 있고, 이는 뼈에서 구부러지는 탄성을 감소시므로 최대 동적 부하를 반복적으로 가해 근골격계 조직을 손상시킬 수 있다(Chaloupka, Kang, Mastrangelo, & Donnelly, 1997; Pandy & Andriacchi, 2010; Radin & Rose, 1986; moon, 2004).

대부분의 보행 및 계단 보행의 연구는 주로 적외선 카메라

(infrared camera)와 지면반력기(force plate)를 이용한 실험실 상황에서 짧은 거리의 연구가 주를 이루었다. 하지만 최근 우리나라 공공기관의 경우 성인병 예방을 위해 엘리베이터 대신 계단을 이용하자는 캠페인을 많이 볼 수 있고, 운동을 하려는 목적으로 계단을 이용하는 사람들을 흔히 볼 수 있다. 하지만 긴 거리의 계단 보행 시 인체에 어떠한 반응이 나타나는지에 대한 구체적인 지표가 제시되지 않고 있는 실정이다. 선행 연구에서는 오히려 무분별한 계단 이용은 낙상의 위험성을 증가시킬 수 있으며, 근골격계 질환을 유발할 수 있는 요인 중 하나라고 보고하고 있다. 그렇기 때문에 실험실 내에서 수행되는 짧은 계단 보행에 대한 연구 대신 긴 거리의 계단을 보행함으로 인해 나타나는 인체의 반응을 연구할 필요성이 대두되고 있다. 이러한 연구를 위해 최근에는 실제 상황과 가까운 보행을 측정할 수 있는 가속도계(accelerometer) 장비 사용을 제안하고 있다(Coley, Najafi, Paraschiv-Ionescu, & Aminian, 2005).

따라서 본 연구의 가설은 부하가 지속적으로 증가할 경우 다른 보행 패턴이 일어날 것이라고 설정하였기 때문에, 20대 성인 남성을 대상으로 실제 계단을 이용하여 계단 보행의 기초적인 자료를 제공하고, 보행 패턴과 근육의 반응이 어느 시점에서 신체의 변화가 나타나는지를 알아보는데 목적이 있다. 이는 이전까지 수행되지 않았던 새로운 연구를 통해 의미있는 정량적 지표로 활용될 수 있을 것으로 기대한다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 실험에 참여한 피험자는 6개월 이내 하지의 정형외과적 질병에 대한 진단을 받지 않은 20대 성인 남성 총 12명을 대상으로 실시하였다. 실험 전 실험에 대한 충분한 설명을 들은 후 동의서에 서명하고 실험을 실시하였다(Table 1).

Table 1. Subjects information

N	Age(yr) M±SD	Height(cm) M±SD	Weight(kg) M±SD
12	27.0±1.8	172.6±5.11	65.8±9.9

2. 실험 장비

계단은 높이 180 mm, 폭 260 mm, 너비 1370 mm, 34.69도로 한 층당 11×2개의 계단으로 이루어져 총 132개로 구성되어 있다. 과제 수행 시 보행 패턴과 근육의 반응을 분석하기 위하여 무선 방식의 가속도계 및 근전도 측정 장비(Delsys

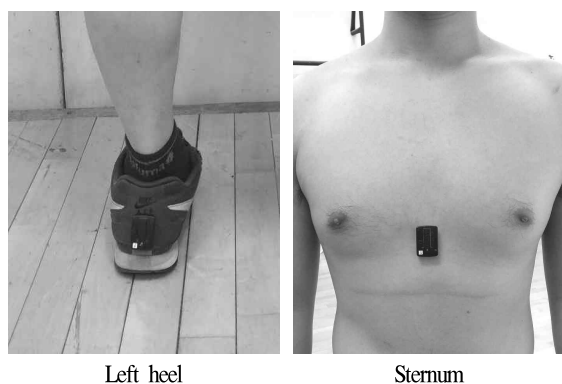


Figure 1. Accelerometer placement

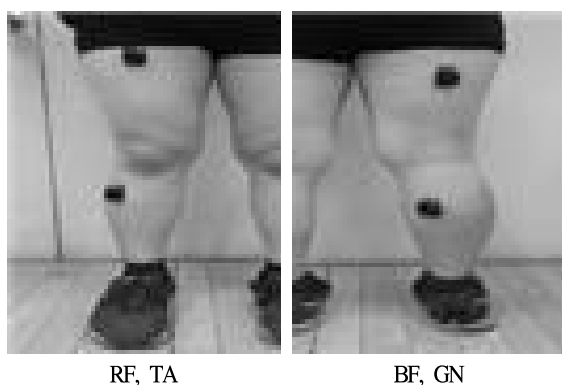


Figure 2. EMG placement

wireless EMG, Delsys Inc, USA)를 사용하였다. sampling rate의 경우, 가속도계는 148.15 Hz로 설정하여 좌측 발 뒤꿈치와 가슴에 있는 검상돌기에 각각 1개 채널을 사용하였고, 근전도는 2000 Hz로 우측 대퇴직근(Rectus Femoris: RF), 전경골근(Tibialis Anterior: TA), 대퇴이두근(Biceps Femoris: BF), 내측 비복근(Medial Gastrocnemius: GN)에 총 4개의 채널을 사용하였다(Figure 1, 2).

3. 실험절차

모든 피험자들은 계단 올라가기 시 1층부터 7층까지, 계단 내려가기 시 7층부터 1층까지 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 1회씩 실시하였고, 먼저 계단 내려가기 수행 후 계단 올라가기 순으로 측정하였다. 피험자의 피로를 방지하기 위해 계단 내려가기 후 피험자에게 10분의 휴식 시간을 제공하였다.

4. 자료 분석

1) 분석 구간

본 연구는 건물의 각 층을 분석 구간으로 정의하였다. 피험자는 첫 번째 계단에 발이 접촉하는 순간부터 측정을 시작하여 마지막 계단에 발이 접촉하게 되면 구간 측정이 종료된다.

분석 지점은 좌측 발 뒤꿈치의 가속도가 가장 높은 시점(positive peak)을 접촉 지점으로 정의하였다(Brandes, Zijlstra, Heikens, van Lummel, & Rosenbaum, 2006). 한 층에 11개의 계단을 2번 수행하여 좌측 발 뒤꿈치 가속도 수치는 양의 최고점(positive peak)이 6번씩 2번 총 12개의 형태를 파악하여 구간을 분석하였다. 각 층당 4개의 이벤트를 정의하여 첫 번째 positive peak를 첫 번째 11개 계단에서의 초기 접지기(initial contact)로 정의하였고, 6번째 positive peak를 첫 번째 11개 계단에서의 마지막 접지기(last contact)로 정의 하였다. 그리고 8번째 positive peak를 두 번째 11개의 계단에서의 initial contact으로 정의하였고, 13번째 positive peak를 두 번째 11개의 계단에서의 last contact으로 정의하였다. 7번째 positive peak는 평지 보행으로 간주하여 분석 구간에서 제외시켰다(Figure 3).

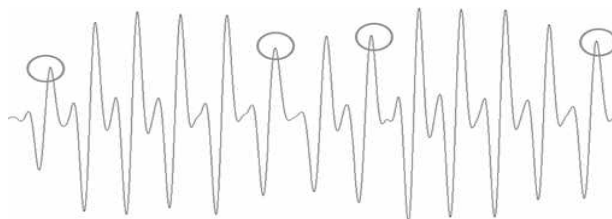


Figure 3. Acceleration analysis phase of stair walking

2) 분석 변인

① 보행 시간(walking time)

보행 시간은 좌측 발 뒤꿈치에 붙인 가속도 데이터를 이용하였다. 각 층마다 첫 번째 최고(peak) 지점에서 6번째 peak 지점까지 그리고 8번째 peak 지점에서부터 제일 마지막에 있는 13번째 peak 지점까지 두 구간을 시간으로 변환시킨 후 하나의 구간으로 분석하였다. 보행 시 발생하는 운동학적 자료는 실험 장비 및 환경으로 인해 발생하는 잡음을 제거하기 위해 butterworth의 6차 저역 통과 필터(6th lowpass filter)를 사용하였고, 차단 주파수(cut off frequency)는 3 Hz로 설정하였다(Mayagoitia, Nene, & Veltink, 2002).

② 근육의 활성화 : 적분 근전도(iEMG)

근전도 신호의 경우 원 데이터의 평균값을 구해 제로잉(zeroing)과정을 거친 후 대역 통과 필터(bandpass filter)를

30~500 Hz로 사용하였고, 전과 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

③ 근육의 피로 : 중앙 주파수(median frequency)

근전도 신호는 푸리에 변환(fourier transform)을 이용하여 파워 스펙트럼(power spectrum)으로 해석할 수 있으며, 주파수 평면으로 데이터가 표현되어 근전도 신호를 분석할 수 있다. 중앙 주파수는 power spectrum의 면적이 양분되는 지점의 주파수 평면 값으로 중간 주파수 감소 현상을 잘 나타내는 파라미터로 쓰이며 다음과 같다.

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot e^{-2\pi i f t} dt$$

t = time(sec)

f = frequency

x = signal in time domain

X = signal in frequency domain

④ 근육의 동시 수축 지수(muscle co-activation index : CI)

근육의 동시 수축(co-activation)이란 한 관절 주위에서 활동하는 여러 근육들이 동시에 활성화되는 것으로 입각기 동안 안정성을 평가하기 위한 수단으로 사용된다(Kellis et al., 2003; Perry & Burnfield, 2010). 근육의 동시 수축은 목적에 따라 평가가 달라질 수 있으며, 동시 수축 지수를 계산하는 여러 가지 방법이 있다. 그 중에서 연구자는 연구의 목적과 실험 프로토콜에 따라 적절한 방법을 선택할 수 있다(Kellis et al., 2003). 각 층마다 동시 수축을 계산하는 방법은 다음과 같다.

$$\%C.C_{A.B} = 2 \times \frac{Commonarea_{A.B}}{area.A + area.B} \times 100$$

$C.C_{AB}$ = A근육과 B근육의 동시 수축 지수

$Commonarea_{AB}$ = A근육과 B근육의 공통 영역

area A = EMG A근육의 신호 영역

⑤ 근사 엔트로피(approximate entropy)

근사 엔트로피 분석은 비선형 동역학 분석법 중 하나로 가변성의 불확실성을 측정하는 정보 이론이다(Tochigi, Segal, Vaseenon, & Brown, 2012). Pincus(1991)는 이 개념을 통해 새로운 측정 방법으로 시계열(time series)의 예측성과 규칙성을 수치화시킨 방법으로 근사 엔트로피를 설계하였다. 근사 엔트로피의 수치가 작으면 규칙적이고 예측 가능하며, 수치가 작으면 불규칙적이고 예측이 불가능하다고 판단한다(Pincus, 1995).

본 실험에서는 각 구간마다 검상돌기 부위에서 나타난 가속도 데이터를 이용하여 근사 엔트로피를 분석하였다. 계산하는 방법은 다음과 같다.

시계열 데이터 $u(1), u(2), \dots, u(N)$ 를 설정하고, 정수 m과 양의 실수 r은 고정시킨다. m값은 비교된 일련의 데이터 길이를 나타낸다. 그리고 r은 필터링 수준을 지정한 값이다. m차원의 공간에서 $x(i) = [u(i), u(i+1), \dots, u(i+m-1)]$ 로 정의된 $x(1), x(2), \dots, x(N-m+1)$ 배열로

사용하였다. 그리고 각각의 $1 \leq i \leq N-m+1$ 인 i에 대해 $x(1), x(2), \dots, x(N-m+1)$ 배열로 사용하였다.

$$C_r^m(r) = \frac{\text{Number of } i \text{ such that } d[x(i), x(j)] \leq r}{N-m+1}$$

$d[x, x^*]$ 는

$$d[x(i), x(j)] = \max(|u(i+k-1) - u(j+k-1)|)$$

따라 정의되었다. $u(a)$ 는 x의 m 스칼라 요소이다.

$u(a)$ 는 x의 스칼라 성분 m이다. d는 벡터 $x(i)$ 와 $x(j)$ 사이의 거리를 나타낸 것인데 각각의 스칼라 성분의 최대 차이를 나타낸 것이다. j는 모든 값 취할 수 있으며 $i = j$ 때까지 계산된다.

$$ApEn = C^m(r) - C^{m+1}(r)$$

근사 엔트로피는 Log가 자연로그일 때로 정의된다(Cavanaugh, Mercer, & Stergiou, 2007; Pincus, 1991).

3) 통계 처리

본 연구는 SPSS 21.0(IBM, USA)을 사용하여 통계적으로 처리하였다. 기술 통계 분석을 통해 평균, 표준 편차, 중앙치를 계산하고, 층마다 나타나는 수치 차이를 비교 분석하기 위하여 반복측정 일원변량분석(one-way repeated measure ANOVA)를 실시하였다. 사후 검정은 최소유의차검정(LSD)을 통해 개체 간 차이를 검증하였다. 유의 수준은 $p=.05$ 로 설정하였다.

III. 결 과

1. 계단 보행 시 각 층별 시간 차이

계단 올라가기 시 시간 차이를 비교 분석하기 위해 반복측정 변량분석을 실시하였다. 그 결과, 계단 올라가기 시간 차이는 $F=13.854$, $p=.000$ 으로 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 그리고 각 층별로 분석 결과, 1~2층 구간의 경우, 2~7층 구간과 비교하여 모두 유의한 차이가 나타났고, 계단 내려가기 시 시간 차이는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(Table 2, Figure 4).

Table 2. Differences of time according to each floor during stair walking (unit: sec)

F	1~2	2~3	3~4	4~5	5~6	6~7	F	p
A	11.33 ±.93	11.82 ±1.19	11.95 ±1.42	11.9 ±1.03	11.92 ±.96	12.08 ±1.06	13.854	.000
a<b, c, d, e, f**								
F	7~6	6~5	5~4	4~3	3~2	2~1	F	p
D	10.25 ±.92	10.24 ±.99	10.24 ±1.08	10.27 ±1.1	10.16 ±.97	10.35 ±1.17	.558	.535
NS								

a=1~2, b=2~3, c=3~4, d=4~5, e=5~6, f=6~7
g=7~6, h=6~5, i=5~4, j=4~3, k=3~2, l=2~1
A=ascent, D=descent, F=floors, NS=no significant

** $p<.01$

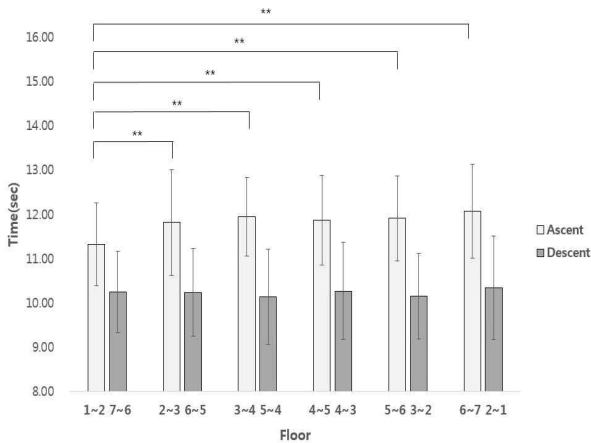


Figure 4. Differences of time according to each floor during stair walking

2. 계단 보행 시 각 층별 근 활성화도(iEMG) 차이

① 계단 올라가기

계단 올라가기 시 각 층마다 근 활성화도를 분석한 결과, 내측 비복근은 2~3층과 6~7층 구간에서 $p=.043$ 으로 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 하지만 그 외 다른 근육에서는 유의한 차이가 나지 않았다(Table 3, Figure 5).

Table 3. Differences of iEMG according to each floor (unit: %Peak*sec)

F	1~2	2~3	3~4	4~5	5~6	6~7	F	p
RF	.93 ±.4	.96 ±.43	.97 ±.42	.98 ±.42	1 ±.46	1 ±.47	1.959	.181
TA	.94 ±.24	.96 ±.28	.96 ±.27	.97 ±.28	.95 ±.25	.94 ±.26	.682	.561
BF	.72 ±.19	.73 ±.2	.7 ±.17	.71 ±.18	.73 ±.21	.71 ±.18	.655	.587
GN	.63 ±.26	.64 ±.28	.66 ±.31	.66 ±.3	.66 ±.28	.68 ±.31	1.915	.175
GN: b>f*								
F	7~6	6~5	5~4	4~3	3~2	2~1	F	p
RF	1.02 ±.27	1.05 ±.29	1.05 ±.26	1.06 ±.28	1.02 ±.26	1.03 ±.25	.977	.414
TA	.47 ±.16	.45 ±.16	.43 ±.61	.43 ±.15	.41 ±.14	.42 ±.13	1.947	.167
BF	.81 ±.43	.82 ±.52	.84 ±.54	.81 ±.52	.82 ±.48	.81 ±.49	.342	.752
GN	.72 ±.27	.77 ±.37	.74 ±.36	.79 ±.42	.76 ±.33	.78 ±.39	1.296	.290
TA: h>k*								

a=1~2, b=2~3, c=3~4, d=4~5, e=5~6, f=6~7 g=7~6, h=6~5, i=5~4.
j=4~3, k=3~2, l=2~1 A=ascent, D=descent, F=floors, NS=no significant
RF=Rectus Femoris, TA=Tibialis Anterior, BF=Biceps Femoris, GN=Medial Gastrocnemius * $p<.05$

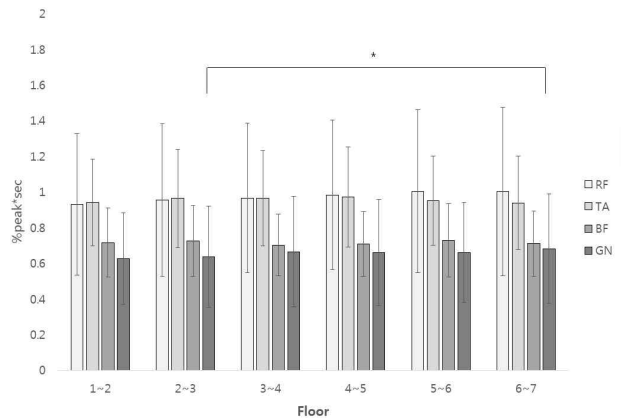


Figure 5. Differences of iEMG according to each floor during stair ascent

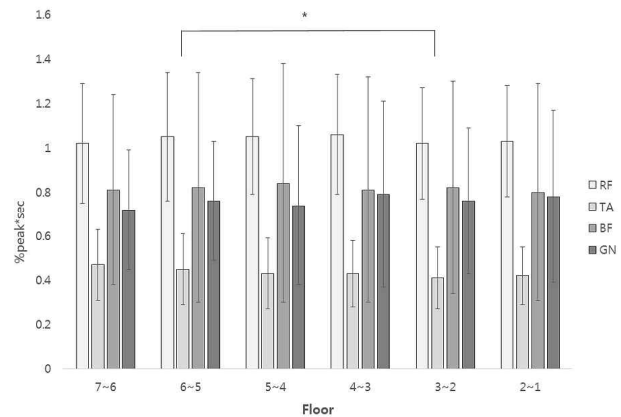


Figure 6. Differences of iEMG according to each floor during stair descent

② 계단 내려가기

계단 내려가기 시 각 층마다 근 활성도를 분석한 결과, 전경골근은 6~5층과 3~2층에서 $p=.026$ 으로 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(Table 3, Figure 6).

3. 계단 보행 시 각 층별 근 피로도 차이

① 계단 올라가기

계단 올라가기 시 각 층마다 근육의 피로도를 분석한 결과, 전경골근에서 $F=5.057$, $p=.005$ 로 유의한 차이가 나타났으며, 각 층별로는 1~2층에서 5~6층, 6~7층 구간과 각각 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(Table 4, Figure 7).

② 계단 내려가기

계단 내려가기 시 각 층마다 근육의 피로도를 분석한 결과, 모든 근육과 각 층에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(Table 4).

Table 4. Differences of muscle fatigue according to each floor (unit: \sqrt{Hz})

F	1~2	2~3	3~4	4~5	5~6	6~7	F	p
RF	58.88 ±8.33	59.22 ±8.44	58.97 ±8.28	59.58 ±8.96	59.41 ±7.98	60.2 ±10.77	.512	.663
TA	106.34 ±19.79	107.14 ±23.14	107.48 ±22.15	104.15 ±22.33	102 ±19.4	101.68 ±20.8	5.057	.005
A BF	82.62 ±14.2	71.21 ±16.14	71.38 ±15.11	71.95 ±16.65	71.53 ±15.77	71.15 ±15.51	.359	.789
GN	92.43 ±24.44	92.16 ±24.7	90.51 ±22.83	92.23 ±24.08	89.86 ±23.91	92.27 ±20.21	.465	.673
TA: a<e,f*								
F	7~6	6~5	5~4	4~3	3~2	2~1	F	p
RF	55.57 ±5.71	56.07 ±5.26	56.15 ±5.26	55.67 ±5.38	56.42 ±4.77	55.64 ±5.75	.771	.524
TA	93.8 ±20.46	89.29 ±11.94	87.48 ±16.14	90.53 ±16.03	83.38 ±13.67	86.69 ±13.31	2.187	.124
D BF	66.74 ±18.73	66.75 ±17.6	67.49 ±19.68	67.88 ±20.54	66.54 ±18.09	66.44 ±20.05	.348	.792
GN	112.51 ±30.43	111.68 ±34.14	112.11 ±35.17	112.94 ±37.91	112.35 ±38.67	112.95 ±35.27	.037	.946
NS								

a=1~2, b=2~3, c=3~4, d=4~5, e=5~6, f=6~7
g=7~6, h=6~5, i=5~4, j=4~3, k=3~2, l=2~1
A=ascent, D=descent, F=floors, NS=no significant
RF=Rectus Femoris, TA=Tibialis Anterior, BF=Biceps Femoris, GN=Medial Gastrocnemius
* $p<.05$

4. 계단 보행 시 각 층별 근육의 동시 수축 지수(CI) 차이

① 계단 올라가기

계단 올라가기 시 각 층마다 CI를 분석한 결과, 전경골근과 비복근은 2~3층과 6~7층 구간에서만 $p=.038$ 로 동시 수축에서 차이가 나타났다(Table 5, Figure 8).

Table 5. Differences of co-contraction according to each floor (unit: %)

F	1~2	2~3	3~4	4~5	5~6	6~7	F	p
RF & BF	85.79 ±19.53	86.78 ±19.31	85.35 ±19.31	83.9 ±19	83.37 ±21.32	84.41 ±19.13	1.822	.160
A TA & GN	51.82 ±13.74	50.79 ±12.78	50.84 ±11.63	51.21 ±12.48	51.95 ±13.43	53.18 ±13.46	1.914	.147
TA & GN: b<f*								
F	7~6	6~5	5~4	4~3	3~2	2~1	F	p
RF & BF	89.11 ±6.76	89.29 ±11.94	87.48 ±16.14	90.53 ±16.03	83.38 ±13.67	86.69 ±13.31	2.197	.143
D TA & GN	71.51 ±9.68	71.98 ±10.72	72.27 ±11.11	71.16 ±11.44	70.37 ±13.22	71.47 ±11.11	.425	.783
NS								

a=1~2, b=2~3, c=3~4, d=4~5, e=5~6, f=6~7
g=7~6, h=6~5, i=5~4, j=4~3, k=3~2, l=2~1
A=ascent, D=descent, F=floors, NS=no significant
RF&BF=Rectus Femoris & Biceps Femoris,
TA&GN=Tibialis Anterior & Medial Gastrocnemius

* $p<.05$

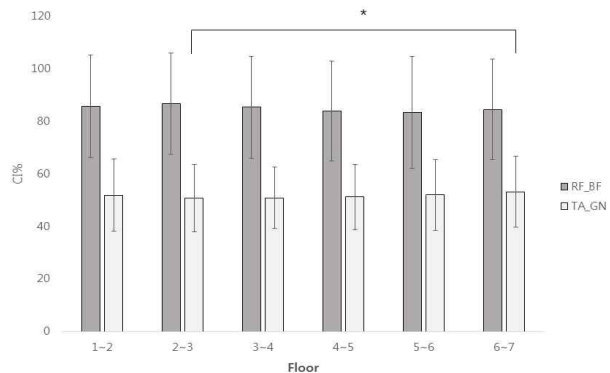


Figure 8. Differences of Co-contraction according to each floor during stair ascent

② 계단 내려가기

계단 내려가기 시 각 층마다 CI를 분석한 결과, 모든 근육에서 유의한 차이가 나타나지 않았다(Table 5).

5. 계단 보행 시 근사 엔트로피를 이용한 가속도 패턴의 복잡도 분석

① 계단 올라가기

계단 올라가기 시 각 층마다 근사 엔트로피를 분석한 결과, x, y, z 모든 축에서 유의한 차이가 나타났다(x축: $F=7.034$, $p=.001$, y축: $F=6.065$, $p=.004$, z축: $F=4.306$, $p=.007$). 특히, 수직 축으로 1층에서 2층으로 올라갈 경우, 모든 층에서 유의한 차이가 나타났고, 좌우 축의 경우 1~2층과 마지막 층인 6~7층에서 차이가 나타났다. 그리고 전후 축은 1~2층과 4층부터 7층까지 차이가 나타났다(Table 6, Figure 9).

Table 6. Differences of approximate entropy according to each floor (unit: %)

F	1~2	2~3	3~4	4~5	5~6	6~7	F	p	
A	X	.289 ±.017	.279 ±.019	.28 ±.018	.288 ±.02	.288 ±.018	.278 ±.015	7.034	.000
	Y	.246 ±.039	.237 ±.034	.236 ±.038	.227 ±.042	.231 ±.038	.223 ±.039	6.065	.004
	Z	.27 ±.021	.265 ±.023	.263 ±.02	.258 ±.027	.259 ±.021	.256 ±.025	4.306	.007
X: a>b, c, d, e, f**, Y: a>c*, d, e, f**, Z: a>d*, e, f**									
F	7~6	6~5	5~4	4~3	3~2	2~1	F	p	
D	X	.312 ±.019	.306 ±.021	.31 ±.025	.306 ±.021	.305 ±.018	.303 ±.025	2.766	.056
	Y	.252 ±.004	.258 ±.003	.258 ±.003	.247 ±.004	.239 ±.002	.251 ±.003	108.679	.000
	Z	.278 ±.003	.259 ±.003	.26 ±.004	.241 ±.006	.249 ±.004	.253 ±.006	162	.007
X: g>h, k, l*, Y: g>h, l, j, k**, Z: g>h, l, j, k, l**									

a=1~2, b=2~3, c=3~4, d=4~5, e=5~6, f=6~7
 g=7~6, h=6~5, i=5~4, j=4~3, k=3~2, l=2~1
 A=ascent, D=descent, F=floors, NS=no significant
 X=X axis, Y=Y axis, Z=Z axis

*p<.05, **p<.01

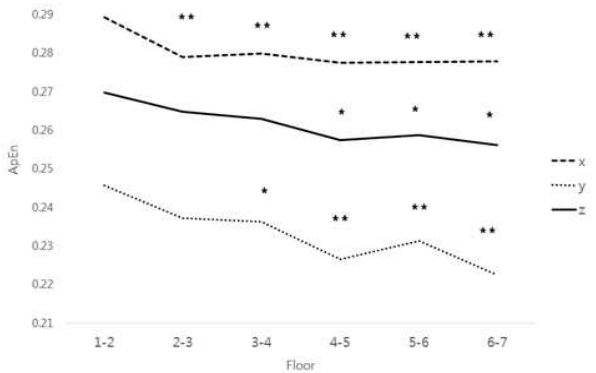


Figure 9. Differences of approximate entropy according to each floor during stair ascent

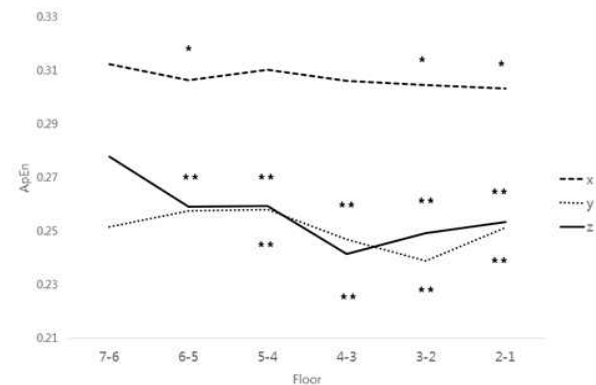


Figure 10. Differences of approximate entropy according to each floor during stair descent

② 계단 내려가기

계단 내려가기 시 각 층마다 근사 엔트로피를 분석한 결과, y, z 축에서 유의한 차이가 나타났다(x축: F = 2.766, p=.056, y축: F=108.679, p=.000, z축: F=162.007, p=.000). 수직 축으로는 7~6층과 3~2, 2~1층에서 차이가 나타났다. 좌우 축으로는 7~6층과 6~5층, 5~4층, 4~3층, 3~2층에서 차이가 나타났으며, 전후 축의 경우 모든 층에서 유의한 차이가 나타났다(Table 6, Figure 10).

IV. 논의 및 결론

본 연구에서는 20대 성인 남성을 대상으로 계단 보행 시 부하가 증가하면서 각 층마다 나타나는 보행 패턴 및 운동역학적인 변화들을 알아보고자 하였다.

계단 올라가기 시 초반에 올라가기 시작하는 1~2층 사이의 구간과 2~3, 3~4, 4~5, 5~6, 6~7층까지 구간 사이에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. Mizrahi, Verbitsky, Isakov과 Daily(2000), Protopapadaki et al.(2007)는 계단 올라가기 시 보행 시간이 서서히 증가하는 결과가 나타나 본 연구 결과와 일치하는데, McFadyen과 Winter(1988)은 자신의 체중에 약 4.25배까지 부하가 증가하고, 평지 보행 보다 약 10~15배의 에너지를 사용하기 때문이라고 보고하여 이러한 결과가 나온 것으로 사료된다.

계단 내려가기 시 보행 시간은 F=.558, p=.535로 통계적으로 차이가 나타나지 않았다. 이는 각 층마다 오히려 불규칙한 시간 차이가 나타나 선행 연구와는 다른 결과가 나타났다(Moon & Chun, 2013; Gallagher, Vanden Bussche, & Callaghan, 2013). 이러한 이유는 선행 연구에서 사용된 계단과 본 연구에서 사용된 계단과 이동거리가 다르기 때문에 속도를 조절하면서 내려갈 수 있었던 것으로 사료된다.

계단은 언덕 혹은 경사로를 더 효율적인 보행을 수행할 수 있는 수단으로 근 활성화에 많은 영향을 미치게 된다(Burnfield, 2010). 본 연구에서 계단 올라가기 시 근 활성화는 내측 비복근에서만 통계적으로 차이가 나타났다. 비록 차이는 나타나지 않았지만 네 가지 근육 중 대퇴직근에서 가장 많은 근 활성화가 나타났으며, 부하가 가중되면서 각 층마다 활성화도가 증가하는 모습을 볼 수 있었다. Burnfield(2010)의 선행 연구에서도 계단을 올라갈 때 다른 근육에 비해 대퇴직근이 가장 많은 활성화도가 나타났다. 하지만 각 층마다 통계적인 차이가 나타나지 않았는데, 계단 올라가기 시 대퇴직근은 하지에서 가장 크기가 큰 근육으로 그만큼 활성화도 차이가 나타나기까지 본 실

힘에 사용된 계단의 거리로는 부족한 것으로 사료된다. 전경골근은 하지가 유각기(swing phase)를 시작하기 전부터 중간 유각기 최고점까지 점차적으로 증가한 후 유각기가 끝난 후 지속적인 근 활성화도가 일어난다(James & Parker, 1989; McFadyen & Winter, 1988). 그래서 전경골근은 유각기 후 부상을 예방하기 위해 배측 굴곡을 실시하여 대퇴직근과 비슷한 활성화도가 나타났지만 층이 높아질수록 전경골근의 활성화도가 약간씩 감소하는 경향이 나타났다. 이는 계단 올라가기 시 부하가 증가하면서 배측 굴곡을 위한 활성화도가 감소하면서 대퇴직근과 내측 비복근이 이를 보상함으로써 효율적인 동작을 수행하기 위한 것으로 보인다. 내측 비복근은 2~3층 구간과 6~7층 구간에서 유의한 차이가 발생하였다. McFadyen과 Winter(1988), McGowan, Neptune과 Kram(2008)는 내측 비복근은 추진력을 내기 위한 가장 중요한 근육으로 입각기에서 주로 활성화가 나타나고, 말기 입각기에서 최대 저축 굴곡이 일어난다고 보고하였다. 계단 올라가기 시 신체를 반복적으로 들어올리면서 6~7층 구간에서 무릎을 들어올리기 위한 추진력이 부하의 증가로 전 계단들에 비해 더 크게 발생하여 엉덩이 관절을 들어 올린 것으로 사료된다.

계단 내려가기는 계단 올라가기에 비해 전경골근 활성화도가 크게 낮아지는 결과를 볼 수 있었으며, 내측 비복근에서는 활성화도가 높아졌다. Rose과 G.Gamble(1994), Kim과 Eng (2003)는 계단 내려가기 시 원심성 수축(eccentric contraction)을 통해 주력을 조절함으로써 인해 대퇴 이두근과 내측비복근에서 높은 활성화도가 나타난 것으로 판단된다. 그리고 대퇴직근에서도 높은 활성화도를 볼 수 있었다. 이는 계단 내려가기 시 대퇴직근은 체중의 부하가 걸리지 않는 말기 유각기에서 수축 형태가 나타나고 체중을 이동할 경우 발뒤꿈치가 지면에 닿았을 때 무릎이 굴곡이 되면서 원심성 수축이 일어나 충격 흡수 기능이 충분히 이루어져 관절에 스트레스를 최소화시키기 때문이라고 사료된다(Jefferson, Collins, Whittle, Radin, & O'Connor, 1990; Perry, 1992; Syed & Davis, 2000). 또한, 전경골근의 활성화도는 각 층마다 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 전경골근은 중간 유각기 동안 근수축으로 인한 배측 굴곡이 나타나 부상을 예방하기 위한 동작이 나타난다(Burnfield, 2010). 하지만 부하가 증가하면서 전경골근의 활성화가 감소하면서 내측 비복근에서 오히려 큰 활성화가 나타났다. 이는 이동 거리가 증가하면서 전경골근의 근 수축이 감소하면서 증가하는 충격량으로 인해 내측 비복근은 보상 작용으로 최대 저축 굴곡을 계단마다 실시한 것으로 판단된다(Andriacchi et al., 1980; Livingston et al., 1991; Park, Kim, Kim, Lee, & Lim, 2010).

Edwards(1984)는 근육의 피로를 예상되거나 필요로 하는 힘이 유지되는 것이 실패하는 것으로 정의하였다. 계단 올라

가기 시 전경골근에서 5~6층부터 피로도가 나타났고, Yoshino 등(2004)의 연구 결과에서도 장시간 보행 시 전경골근의 피로가 가장 먼저 나타나 본 연구 결과와 일치하였다. 전경골근은 대표적인 속근(fast muscle)으로 수축 이완 속도가 빠르기 때문에 단거리 운동에 필요한 근육이며, 피로에 대한 저항도가 낮아 다른 큰 근육에 비해 피로가 빠르게 나타난다고 하였다(Moon, Park, Ko, Bae, & Lee, 2009). 이러한 특성 차이로 인해 전경골근의 피로도는 5~6층부터 차이가 나타난 것으로 사료된다. 하지만 그 외 다른 근육에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

계단 내려가기 시 근 피로도는 전체적으로 차이가 나타나지 않았다. Souza 등(2014)은 일반 보행 시 발목 관절은 체중의 약 4.5배에 해당하는 힘이 가중된다고 보고하였고, Collins과 Whittle(1989), Whittle(1999)은 발목 각도는 피로 및 부하와 관련된 손상 위험 요인과 밀접한 연관이 있다고 보고하였다. 이러한 사실로 미루어 보았을 때 내측 비복근에서 수치가 높게 나타난 이유는 부하가 증가하면서 발목 각도가 충격을 흡수하기 위해 최대 저축 굴곡을 실시하여 페이스 조절을 통해 충격을 분산시켰고, 짧은 거리로 인해 내측 비복근의 속근이 마지막까지 사용된 것으로 판단된다.

본 연구에서는 계단 보행 시 신체의 안정성을 위해 하지의 동시 수축 지수를 알아보았다. 계단 올라가기 시 대퇴직근과 대퇴이두근은 각 층마다 차이가 나지 않았고, 전경골근과 내측 비복근에서 유의한 차이가 나타났다. Hansen, Christensen, Petersen과 Nielsen(2002)은 동시 수축은 수축되는 시간과 관련이 있다고 보고하였다. 1~2층을 올라가는 시간보다 6~7층을 올라갈 때, 부하의 증가로 인하여 증가된 시간이 단하지 지기 기간이 늘어나 안정성을 증가를 위한 전경골근과 내측 비복근의 동시 수축을 할 수 있는 시간을 충분히 제공한 것으로 보인다(Solomonow et al., 1987; Burnfield, 2010).

계단 내려가기 시 모든 근육에서 각 층마다 통계적으로 차이가 나타나지 않았다. James과 Parke(1989), Roys(2001)는 계단 내려가기 시 인체는 넘어지지 않기 위해 순간적으로 무게 중심을 유지하면서 발목과 무릎 관절 근육의 적절한 수축을 통해 균형을 조절하는 부분이 필요하다고 하였다. 이는 발목 관절의 최대 저축 굴곡으로 인한 충격 흡수 동작이 매 계단마다 반복되었기 때문에 동시 수축 지수가 상승되어 많은 영향을 미치지만, 차이가 나타날 만큼의 부하와 거리가 아닌 것으로 판단되고, 노인들보다 젊은 성인들의 동시 수축 지수가 더 높다는 선행연구 결과로 보아 이동거리가 증가하면서 발목 관절에 대한 대처 능력이 충분히 발휘된 것으로 판단된다(James & Parker, 1989; Joseph & Watson, 1967; McFadyen & Winter, 1988; Han, 2009).

본 연구에서는 계단 보행 시 가속도의 신호를 이용한 근사 엔트로피를 통해 보행 패턴을 분석하였다. 계단 보행 시 수직, 전후, 좌우 방향에서 부하가 증가할수록 엔트로피 수치가 감소하여 규칙성이 서서히 증가하는 것을 알 수 있었다. Georgoulis, Moraiti, Ristanis과 Stergiou(2006)의 연구에서 근피로가 나타나거나 하지에 부상을 입었을 경우 근사 엔트로피 수치가 낮아져 단순한 보행 패턴이 나타났지만, 만약에 보행 패턴이 불규칙하게 나타날 경우 하지의 피로를 증가하여 2차 부상의 위험성을 가질 수 있다고 보고하였다(Moraiti, Stergiou, Ristanis, & Georgoulis, 2007). 인간은 보행 시 외부의 힘으로 인해 신체의 움직임이 증가되거나 패턴이 변화하면 더 많은 에너지 소비가 나타나 이 때 본능적으로 신체의 움직임을 최소한으로 줄여 적응을 하려고 한다. 이는 보행의 동작 패턴 자체를 단순하게 가져가 에너지 소비를 최소한으로 감소시켜 효율적인 동작 수행을 위해 규칙성을 증가시켜 이로 인한 안정성이 높아져 최적의 보행 패턴으로 선택하려는 전략인 것으로 사료된다(Byl & Sinnott, 1991; Helbostad Leirfall, Moe-Nilssen, & Sletvold, 2007; Yoshino et al., 2004). 따라서 본 연구에서는 무릎 및 엉덩이 관절 굴곡이 동시에 수행되어 유각기 동안 다리를 들어 올리는 동작이 규칙적으로 나타나 보행 패턴을 단순하게 가져가 안정성을 높이려는 전략으로 판단된다(Leroux, Fung, & Barbeau, 2002; Wall, Nottrodt, & Charteris, 1981).

Zachazewski 등(1993)는 계단 내려가기 시 상체가 좌우, 전후 방향에서 많은 움직임이 나타난다고 보고하였다. 본 연구에서는 성인 남성이 3층까지 계단을 내려가는데 큰 방해가 없었지만, 3~2층으로 내려갈 때부터는 다시 불규칙성이 나타났다. 이는 계단 내려가기 시 중력 방향으로 내려오기 때문에 가속도가 더해져 내려갈수록 동작 자체가 어려워져, 무거운 짐을 지속적으로 안정되게 유지하는데 어려움을 겪기 때문이라고 사료된다. 또한 Hamill, Derrick과 Holt(1995)은 보행 시 지면에서 하지로 오는 충격으로부터 보상 작용으로 상체의 움직임을 발생시킨다고 보고하였다. 이는 계단 하단부에서 발목 관절에 지속적인 충격을 흡수하지 못해 상체에서 보상 작용으로 연결된 것으로 판단된다.

V. 결 론

① 계단 올라가기

계단 올라가기 시 보행 시간과 근사 엔트로피에서는 2~3층부터, 근육의 활성도와 동시 수축이 6~7층부터, 피로도는 5~6층부터 부하가 증가할수록 차이가 나타났다.

② 계단 내려가기

계단 내려가기 시 보행 시간과 근육의 동시 수축, 피로도에서는 각 층마다 차이가 나타나지 않았고, 근 활성도와 근사 엔트로피에서만 내려갈수록 차이가 나타났다. 전경골근의 활성도는 3~2층부터 감소하는 경향이 나타났으며, 근사 엔트로피는 모든 방향에서 6~5층부터 규칙적인 보행 패턴이 나타난 후 3~2층부터 전후 방향과 좌우 방향에서 불규칙한 보행 패턴이 다시 나타나기 시작하였다.

이후 연구에서는 본 실험의 데이터 자료를 기초로 하여 다양한 상황 즉, 각 연령별, 성별, 이중 과제 등 실생활에서 나타날 수 있는 비교 연구를 통해 향후 낙상 연구를 위한 기초적인 자료를 제공할 수 있을 거라고 판단된다.

참고문헌

- Andriacchi, T. P., Andersson, G. B., Fermier, R. W., Stern, D., & Galante, J. O. (1980). A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 62(5), 749-757.
- Bolgla, L. A., & Uhl, T. L. (2007). Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(1), 102-111.
- Brandes, M., Zijlstra, W., Heikens, S., Van Lummel, R., & Rosenbaum, D. (2006). Accelerometry based assessment of gait parameters in children. *Gait & Posture*, 24(4), 482-486.
- Buckley, J. G., Heasley, K. J., Twigg, P., & Elliott, D. B. (2005). The effects of blurred vision on the mechanics of landing during stepping down by the elderly. *Gait & Posture*, 21(1), 65-71.
- Burnfield, M. (2010). Gait analysis: Normal and pathological function. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9, 353.
- Byl, N. N., & Sinnott, P. L. (1991). Variations in balance and body sway in middle-aged adults-subjects with healthy backs compared with subjects with low-Back dysfunction. *Spine*, 16(3), 325-330.
- Cavanaugh, J. T., Mercer, V. S., & Stergiou, N. (2007). Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: a methodological report. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 4(1), 42.
- Chaloupka, E. C., Kang, J., Mastrangelo, M. A., & Donnelly, M. S. (1997). Cardiorespiratory and metabolic responses during forward and backward walking. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25(5), 302-306.
- Cluff, T., & Robertson, D. G. (2011). Kinetic analysis of stair descent: Part 1. Forwards step-over-step descent. *Gait & Posture*, 33(3), 423-428.

- Coley, B., Najafi, B., Paraschiv-Ionescu, A., & Aminian, K. (2005). Stair climbing detection during daily physical activity using a miniature gyroscope. *Gait & Posture*, 22(4), 287-294.
- Collins, J. J., & Whittle, M. W. (1989). Impulsive forces during walking and their clinical implications. *Clinical Biomechanics*, 4(3), 179-187.
- Edwards, R. H. (1984). New techniques for studying human-muscle function, metabolism, and fatigue. *Muscle & Nerve*, 7(8), 599-609.
- Gallagher, K. M., VandenBussche, J., & Callaghan, J. P. (2013). Gait adaptations to different paths of stair descent. *Gait & Posture*, 38(4), 691-695.
- Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzhak, Y., & Arcan, M. (2002). Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. *Gait & Posture*, 15(1), 56-63.
- 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.
- Hamill, J., Derrick, T. R., & Holt, K. G. (1995). Shock attenuation and stride frequency during running. *Human Movement Science*, 14(1), 45-60.
- Han, G. S. (2009). *The Effects of Kinetic Analysis for Lower Limbs and Relation to Fall in Obese Elderly Woman during Stair Descent*. Unpublished Doctor's Thesis, Konkuk University.
- Hansen, S., Hansen, N. L., Christensen, L. O., Petersen, N. T., & Nielsen, J. B. (2002). Coupling of antagonistic ankle muscles during co-contraction in humans. *Experimental Brain Research*, 146(3), 282-292.
- Helbostad, J. L., Leirfall, S., Moe-Nilssen, R., & Sletvold, O. (2007). Physical fatigue affects gait characteristics in older persons. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 62(9), 1010-1015.
- James, B., & Parker, A. W. (1989). Electromyography of stair locomotion in elderly men and women. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 29(3), 161-168.
- Jefferson, R. J., Collins, J. J., Whittle, M. W., Radin, E. L., & O'Connor, J. J. (1990). The role of the quadriceps in controlling impulsive forces around heel strike. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H*, 204(1), 21-28.
- Joseph, J., & Watson, R. (1967). Telemetering electromyography of some lower limb muscles while walking downstairs. *Journal of Anatomy*, 101, 180.
- Kellis, E., Arabatzis, F., & Papadopoulos, C. (2003). Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(3), 229-238.
- Kim, C. M., & Eng, J. J. (2003). The relationship of lower-extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke. *Physical Therapy*, 83(1), 49-57.
- Leroux, A., Fung, J., & Barbeau, H. (2002). Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. normal strategies. *Gait & Posture*, 15(1), 64-74.
- Livingston, L. A., Stevenson, J. M., & Olney, S. J. (1991). Stair climbing kinematics on stairs of differing dimensions. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72(6), 398-402.
- 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.
- McFadyen, B. J., & Winter, D. A. (1988). An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *Journal of Biomechanics*, 21(9), 733-744.
- McGowan, C. P., Neptune, R. R., & Kram, R. (2008). Independent effects of weight and mass on plantar flexor activity during walking: implications for their contributions to body support and forward propulsion. *Journal of Applied Physiology*, 105(2), 486-494.
- Mizrahi, J., Voloshin, A., Russek, D., Verbitsky, O., & Isakov, E. (1997). The influence of fatigue on EMG and impact acceleration in running. *Basic and Applied Myology*, 7(2), 111-118.
- Mizrahi, J. (2015). Mechanical impedance and its relations to motor control, limb dynamics, and motion biomechanics. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 35(1), 1-20.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., Isakov, E., & Daily, D. (2000). Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. *Human Movement Science*, 19(2), 139-151.
- Moon, G. S. (2004). *The Kinetic Analysis of the Lower Limbs and EMG Analysis of The Lower Limbs Muscle Activity for the Different Gait Speed*. Unpublished Doctor's Thesis, Yonsei University.
- Moon, J. H., & Chun, Y. J. (2013). Biomechanical analysis of the effect that various loads has on the lower limbs while descending stairs. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 23(3), 245-252.
- Moon, Y. S., Park, Y. G., Ko, N. Y., Bae, Y. C., & Lee, A. Y. (2009). *Torque Sensing Simulator For Robot Joint Application*. Korea Automatic Control Conference 2009. Busan: University of Suncheon.
- Moraiti, C., Stergiou, N., Ristanis, S., & Georgoulis, A. D. (2007). ACL deficiency affects stride-to-stride variability as measured using nonlinear methodology. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 15(12), 1406-1413.
- Pandy, M. G., & Andriacchi, T. P. (2010). Muscle and joint function in human locomotion. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 12, 401-433.
- Parijat, P., & Lockhart, T. E. (2008). Effects of lower extremity muscle

- fatigue on the outcomes of slip-induced falls. *Ergonomics*, 51(12), 1873-1884.
- Park, Y. S., Kim, B. H., Kim, T. W., Lee, Y. S., & Lim, Y. T. (2010). The effects of 12 week balance ability improvement exercise to the changes of selected joint angles and ground reaction forces during down staircase walking. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 20(3), 267-275.
- Perry, J., & Davids, J. R. (1992). Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 12(6), 815.
- Pincus, S. M. (1991). Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 88(6), 2297-2301.
- Pincus, S. M. (1995). Approximate entropy (ApEn) as a complexity measure. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, 5(1), 110-117.
- Protopapadaki, A., Drechsler, W. I., Cramp, M. C., Coutts, F. J., & Scott, O. M. (2007). Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clinical Biomechanics*, 22(2), 203-210.
- 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.
- Radin, E. L., & Rose, R. M. (1986). Role of subchondral bone in the initiation and progression of cartilage damage. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 213, 34-40.
- Riener, R., Rabuffetti, M., & Frigo, C. (2002). Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait & Posture*, 15(1), 32-44.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (Eds.). (2006). *Human Walking*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, Inc.
- Roys, M. S. (2001). Serious stair injuries can be prevented by improved stair design. *Applied Ergonomics*, 32(2), 135-139.
- Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B. H., Shoji, H., Bose, W., Beck, C., & D'ambrosia, R. (1987). The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *The American Journal of Sports Medicine*, 15(3), 207-213.
- Souza, T. R., Mancini, M. C., Araújo, V. L., Carvalhais, V. O., Ocarino, J. M., Silva, P. L., & Fonseca, S. T. (2014). Clinical measures of hip and foot-ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. *Manual Therapy*, 19(5), 379-385.
- Stackhouse, S. K. S., Stevens, J. E., Lee, S. C. K., Pearce, K. M., Snyder-Mackler, L., & Binder-Macleod, S. A. (2001). Maximum voluntary activation in nonfatigued and fatigued muscle of young and elderly individuals. *Physical Therapy*, 81(5), 1102-1109.
- 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.
- Svanström, L. (1974). Falls on stairs: an epidemiological accident study. *Scandinavian Journal of Public Health*, 2(3), 113-120.
- Syed, I. Y., & Davis, B. L. (2000). Obesity and osteoarthritis of the knee: hypotheses concerning the relationship between ground reaction forces and quadriceps fatigue in long-duration walking. *Medical Hypotheses*, 54(2), 182-185.
- Templer, J., Archea, J., & Cohen, H. H. (1985). Study of factors associated with risk of work-related stairway falls. *Journal of Safety Research*, 16(4), 183-196.
- Tochigi, Y., Segal, N. A., Vaseenon, T., & Brown, T. D. (2012). Entropy analysis of tri-axial leg acceleration signal waveforms for measurement of decrease of physiological variability in human gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 30(6), 897-904.
- Wall, J. C., Nottrodt, J. W., & Charteris, J. (1981). The effects of uphill and downhill walking on pelvic oscillations in the transverse plane. *Ergonomics*, 24(10), 807-816.
- Whittfield, J. K., Legg, S. J., & Hedderley, D. I. (2001). The weight and use of schoolbags in New Zealand secondary schools. *Ergonomics*, 44(9), 819-824.
- Whittle, M. W. (1999). Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait & Posture*, 10(3), 264-275.
- Yoon, S. H. (2008). The effect of stair depth on ground reaction force parameters-asymmetric and variability indices. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 18(1), 169-178.
- Yoshino, K., Motoshige, T., Araki, T., & Matsuoka, K. (2004). Effect of prolonged free-walking fatigue on gait and physiological rhythm. *Journal of Biomechanics*, 37(8), 1271-1280.
- Zachazewski, J. E., Riley, P. O., & Krebs, D. E. (1993). Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 30(4), 412-422.