

## 스텝 에어로빅에서 박스 높이 변화에 따른 하지관절의 운동학적 분석

김규수<sup>1</sup> · 소재무<sup>2</sup> · 김윤지<sup>2</sup> · 여홍철<sup>3</sup>

<sup>1</sup>건국대학교 대학원 체육학과, <sup>2</sup>건국대학교 사범대학 체육교육과, <sup>3</sup>경희대학교 체육대학 스포츠 지도학과

### The Kinematic Analysis of the Lower Extremity Joint According to the Changes in Height of Box during Step Aerobics

Kyu-Soo Kim<sup>1</sup>, Jae-moo So<sup>2</sup>, Yun-Ji Kim<sup>2</sup>, Houg-chul Yeo<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Education, Master's School of Konkuk University, Seoul, Korea

<sup>2</sup>Department of Physical Education, College of Education, Konkuk University, Seoul, Korea

<sup>3</sup>Department of Coaching, College of Physical Education, Kyung Hee University, Yongin, Korea

Received 8 March 2014; Received in revised form 20 March 2014; Accepted 27 March 2014

#### ABSTRACT

This study researched into the left-right inclination of the rear foot at the lower limb joints, knee joint angle, angular velocity of the knee joint, angular acceleration and the max. Based on the analysis of kinematics according to the changes in the height of step box (6, 8, 10 inches) during step aerobics of female college students majoring in physical education. The findings of this study are as follows: Then angle of the knee joint decreased as the height of the step box increased the min. Angle was measured right before the right foot was on the step box, and the angle tended to decrease as the step box get heightened. The left-right inclination of the rearfoot angle according to the height of step box increased as the height increased. In the 'pull-up' stage during which the weight was loaded on the right foot the angle increased, while in the right foot stepping stage during which the right foot was on the ground, the left-right inclination of the rearfoot angle increased as the height of the step box increased. The angular velocity of the knee joint according to the height of step box started increasing when the right foot initially stepped on the step box and during the initial stepping section, the angular velocity decreased as the height of step box increased. The changes in angular acceleration of the knee joint according to the height of step box increased as the height of step box increased.

*Keywords* : Step Aerobics, Height of Step Box, Analysis of Kinematic

## I. 서 론

스텝 에어로빅은 좁은 공간에서도 운동할 수 있는 유산소 운동 프로그램으로 4-12 inch (10.2-30.5 cm) 높이의 스텝박스를 각자의 체력 수준이나 기술 수준에 맞춰 높이를 조절하고 박스 위를 오르고 내리는 동작과 함께 다양한 음

악 템포와 안무를 통해 운동 강도를 변화시킨다(Kravitz, Heyward, Stolarczyk, & Wilmerding, 1997). 그리고 스텝 에어로빅은 심폐지구력을 강화시키고 다리와 하복부 근육의 탄력성을 증진시켜주며, 하지관절의 유연성을 증가시켜 주기 때문에 다른 유산소 운동에 비해 같은 시간에 평지를 걷는 것보다 10배, 수영보다는 2.5배, 달리기 보다는 23% 더 많은 열량을 소모시킨다(Bruno, 1995).

스텝 에어로빅은 지지하는 발의 이동이 교차적으로 반복된다는 점과 양발이 함께 지지하는 순간이 있다는 점에서 평지보행과 유사하지만, 몸의 균형을 유지하면서 수평 이동과 수직상승을 하기 때문에 평지보행에 비해 더 많은 하지의 힘과 근력을 필요로 하며 주어지는 높이에 따라 하

이 논문은 김규수(2009)의 건국대학교 석사학위논문 일부를 발췌하였음.  
Corresponding Author: Jae-moo So  
Department of Education, College of Physical Education, Konkuk University, Seoul, Korea  
Tel : +82-2-450-3828 / Fax : +82-2-453-3266  
E-mail : human@konkuk.ac.kr

지분절이 힘을 발휘하는 특성이 달라지는 차이가 있다. 또한, 지지하는 다리에 체중을 실어 이동한다는 점이 달리기와 비슷하지만 양발이 함께 지지하지 않으면(non-double stance) 인체의 가속으로 인한 충격량의 크기와 유형이 다르게 나타난다는 점과 경사에 따라 하지분절이 발휘하는 힘의 특성이 달라진다는 점에서 평지보행과 크게 다르다(Jun, 2008). 이와 같이 평지보행과 크게 다르기 때문에 무릎관절에 가해지는 부하는 동작의 유형과 스텝박스 높이에 의해 결정된다. 스텝박스는 조립식으로 한 개를 높일 때마다 5 cm씩 높아져 초보자인 경우 10 cm 높이에서 시작하도록 권장하고 있다.

Andriacchi, Andersson, Fermier, Stern과 Galente (1980)은 계단에서 올라가고 내려갈 때 나타나는 하지관절의 모멘트를 분석한 결과 계단에서 내려갈 때가 평지 보행보다 더 큰 모멘트가 나타나 무릎을 50°로 굴곡 시켰을 경우 무릎관절의 부하는 몸무게의 6배보다 더 많을 수 있다고 보고하였다. 또한 Nisell과 Mizrahi (1988)은 20 cm와 43 cm의 스텝 높이로부터 각기 다른 착지 동작들을 연구한 결과 계단을 내려갈 때 관절이 받는 부하나 충격량은 몸의 체중보다 4배가 높게 나타난다고 하였고, Smeathers (1989)는 스텝 에어로빅 시 발생된 힘은 척추로 전달된다는 연구결과도 있는 것으로 보아 스텝 에어로빅은 좁은 공간에서 다양한 강도로 유산소 운동을 할 수 있고 누구나 쉽게 참여할 수 있는 장점이 있지만 무리한 동작이 지속되면 건강을 유지하겠다는 본래의 취지에 벗어나 부상 발생으로 인한 부정적인 결과를 초래할 수 있다.

이렇듯 스텝 박스 위에서 지면으로 착지할 때는 충격들이 조직의 변형과 신경 조직을 포함한 연부 조직들의 손상을 야기할 수 있으며(Nisell, Mizrahi, & Ekholm, 1987; Ricard & Veatch, 1990), 최근에는 역학적 분석을 통하여 하지관절의 부상예방에 관련된 많은 연구가 진행되고 있다(Strauber, Clarkson, Fritz, & Evans, 1990; Ricard, & Veatch 1990; Johnson, Rupp, Berry, & Rupp, 1992; Kim, Y. S., Kim, E. J., & Seo, 2006; Eun, 2006). 그러나 직접 스텝박스를 이용한 높이에 따른 하지관절의 움직임 분석한 연구는 미비한 실정이다.

스텝 에어로빅스는 박스 높이와 음악의 템포 변화에 따라 훈련 강도를 제어하기 때문에 속도의 변화에 따라 하지관절에 직접적인 영향을 미칠 수 있지만(Ricard & Veatch, 1994), 이 연구는 체육전공 여대생을 대상으로 초급 수행자들에게 스텝박스 높이 변화가 하지관절에 어떠한 영향을 미치는지를 분석하고자 하였다. 따라서 스텝 에어로빅 기본동작(basic step)을 스텝박스 높이(15, 20, 25 cm)의 변화에도 같은 속도로 동작을 실시하도록 하였다. 이에 스텝박스 높이변화에 따른 하지관절의 무릎관절 각도, 각속도, 각가속도 변화와 후족각의 좌우기울기 각도 변

화를 분석하여 초급 수행자들의 적정한 스텝박스 높이와 부상예방에 필요한 정보를 현장 지도자들에게 제공하는데 목적이 있다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상

이 연구는 하지관절에 부상의 경험이 없는 체육전공 20세 여자대학생들이 실험에 참여하였으며, 이들의 신체적 특징은 <Table 1>과 같다.

Table 1. Characteristic of the subjects

Subjects	Height (cm)	Weight (kg)
student (n=10)	162.2±3.43	53±6.58

### 2. 실험장비 및 자료분석

3차원 위치좌표를 얻기 위해 Motion Master100 (Visol, Korea) 8대의 디지털캠코더를 설치하였으며 촬영속도는 100 frame/sec이고 셔터스피드는 1/1000초로 하였다. 두대의 LED 동조시스템을 이용하여 카메라 동조를 하였으며, 공간좌표를 정하기 위하여 2×2×1 m의 통제점 틀을 설치하였다. 현장에서 가장 많이 사용하는 스텝박스(Reebok, Taiwan) 한 대를 사용하여 basic step 동작을 분석하였다(Figure 1).

3차원 동작분석은 Motion Analysis Package Kwon3D XP Program(Visol, Korea)을 사용하였으며, 3차원 좌표값은 DLT (Direct Linear Transformation; Abdel-Aziz &

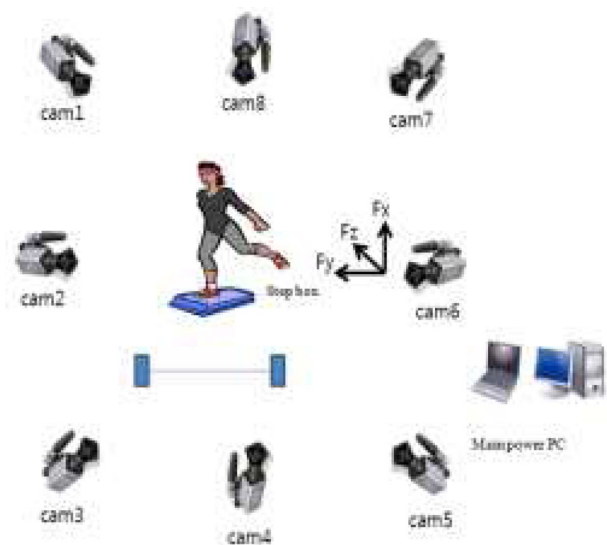


Figure 1. Setting the cameras

Karara, 1971)방법을 사용하였다. 영상 좌표화 과정에서 발생하는 디지털 오차와 노이즈를 최소화하기 위해 Butterworth의 2차 저역통과필터(low-pass filter)를 사용하였으며, 이때 차단 주파수(cut-off frequency)는 6 Hz로 설정하였다. 인체분석모델은 <Figure 2>와 같이 19개 관절점과 7개의 분절로 연결된 강체시스템(linked rigid body system)으로 정의하였다.

무릎관절 각도는 힙에서 정의한 지역좌표계와 무릎에서 정의한 지역좌표계가 일치하는 시점을 0°로 보고 전후면상에서 대퇴와 하퇴가 이루는 사이각도를 무릎관절 각도로 정의하였다. 후족각의 지역좌표를 얻기 위해 대상자의 오른발 발꿈치(heel), 내측과(medial condyle)와 외측과(lateral condyle)에 각각 1개의 마커를 부착하였고(Figure 2), 후족각은 heel관절점의 벡터에서 기준좌표의 X축과 이루는 사이각으로 정의하여 좌우 기울기각도를 분석하였다(Figure 3).

### 3. 실험절차

연구대상자들의 인체측정학적 변인을 측정 한 후 하지

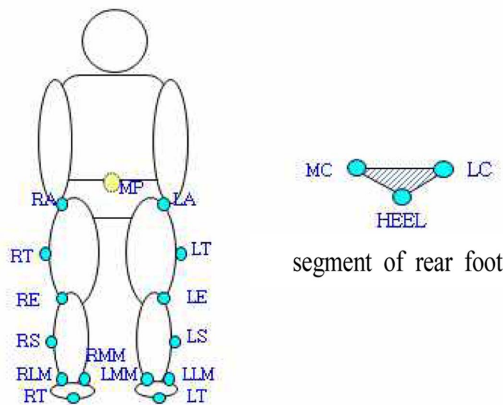


Figure 2. Marker set

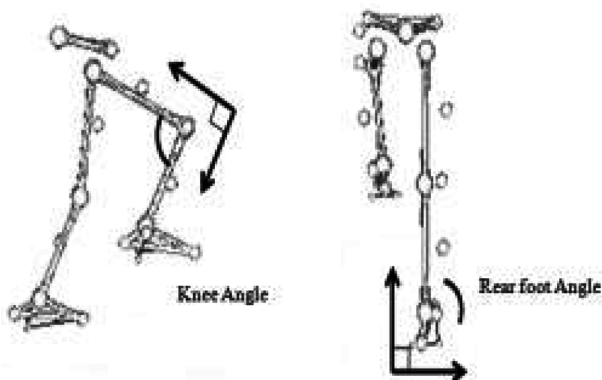


Figure 3. Angle of segment

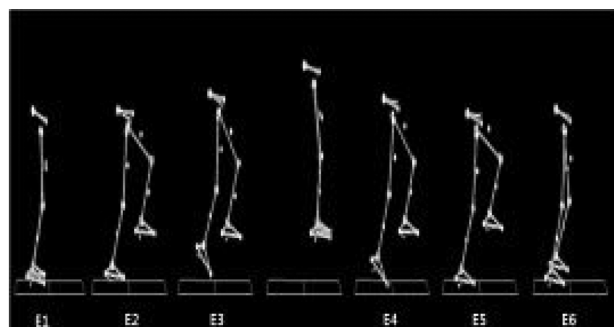
의 운동학적 특성을 분석하기 위해 각 관절의 경계점에 지름 2 cm의 발광마커를 부착하였다. 리복 스텝박스를 지면 반력기 가까이 놓고 스텝박스 15, 20, 25 cm 높이변화에 대상자들이 적응할 수 있도록 5분씩 연습하였다. 높이가 다른 세 가지 스텝박스에서 오르고 내리는 동작의 속도를 통제하기 위해 124 beat/minutes 음악에 맞추어 동작을 실시하였다. 세 가지 높이에 따라 기본스텝 동작을 10회씩 실행하여 대상자별 총 30회를 촬영하였다.

### 4. 분석구간 및 분석내용

스텝 에어로빅의 basic step 동작에서 분석구간은 지면에서 스텝박스 위로 올라갔다가 양발이 지면으로 착지하는 순간까지로 설정하여 <Figure 4>와 같이 6개의 이벤트(event)로 나누어 분석하였다. 분석내용은 오른발이 스텝박스 위로 올라가는 동작의 각운동 요인과 오른발이 지면으로 착지하는 동작을 분석하였다.

### 5. 통계처리 방법

이 연구의 자료처리는 SPSS Window 14.0 Version(IBM, USA) 프로그램을 이용하여 통계처리를 하였다. 스텝박스 높이에 따른 운동학적 변인이 어떠한 차이가 있는지를 알아보기 위해 평균과 표준편차 검증에는 반복측정 일원분산분석(Repeated one-way ANOVA)과 Scheffe 방법의 사후검증을 이용하였고 각 항목의 유의수준은  $\alpha=.05$ 로 하였다.



- E1 : 시작자세
- E2 : 오른발이 스텝박스 위로 착지하는 순간
- E3 : 지면에서 왼발이 떨어지는 순간
- E4 : 양발이 스텝박스에 착지한 후 오른발이 내려와 지면에 발이 닿는 순간
- E5 : 오른발이 지면에 완전히 착지하는 순간
- E6 : 왼발이 지면에 착지하여 양발이 모두 착지하는 순간

Figure 4. Events

Table 2. Left-right inclination of the rearfoot

(unit: deg)

event	hight	15 cm	20 cm	25 cm (C)	F-value	post-hoc		
	Mean±standard deviation							
E1		89.75±2.20	90.79±1.88	90.46±2.80	.520	AB	BC	AC
E2		90.61±3.88	89.43±3.44	90.54±4.02	.308	AB	BC	AC
E3		92.08±2.74	90.93±2.61	91.94±3.65	.427	AB	BC	AC
E4		92.12±2.90	92.79±2.97	93.25±2.68	.395	AB	BC	AC
E5		93.72±1.93	94.10±2.27	95.35±2.46	1.459	AB	BC	AC
E6		94.37±1.78	94.32±2.11	95.54±2.40	1.067	AB	BC	AC

A=15 cm, B=20 cm, C=25 cm (\*\**p*<.01)

Table 3. Angular of knee joint

(unit: deg)

event	hight	15 cm (A)	20 cm (B)	25 cm (C)	F-value	post-hoc		
	Mean±standard deviation							
E1		157.57±5.89	159.13±5.65	157.58±4.25	.284	AB	BC	AC
E2		119.95±6.83	108.06±5.56	98.81±4.20	35.319***	A>B	B>C	A>C
E3		136.09±5.68	125.56±6.18	117.14±6.11	25.026***	A>B	B>C	A>C
E4		155.13±6.60	157.27±5.09	160.79±5.20	2.533	AB	BC	AC
E5		162.34±6.13	159.64±4.71	157.78±5.06	1.798	AB	BC	AC
E6		163.65±7.09	160.15±5.82	157.04±6.02	2.721	AB	BC	AC

A=15 cm, B=20 cm, C=25 cm (\*\**p*<.01)

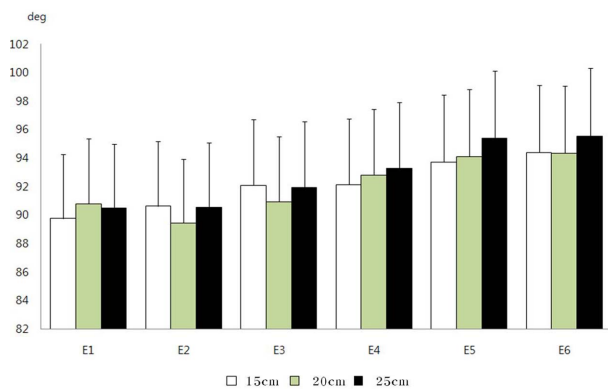


Figure 5. Left-right inclination of the rear foot

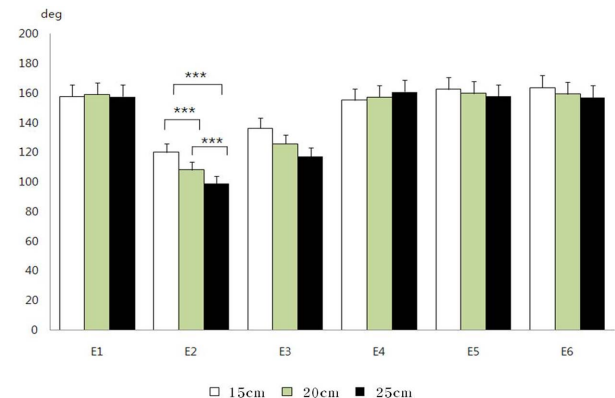


Figure 6. Angular of knee joint

### III. 결 과

#### 1. 후족각의 좌우 기울기각 분석

스텝 에어로빅에서 basic step 동작의 착지동작을 스텝박스 높이변화에 따라 후족각의 좌우 기울기각도를 분석하여 <Table 2>와 <Figure 5>에 제시하였다. 오른발이 지면에 닿기 직전인 E4 구간에서 15 cm는 92.12°이며, 20 cm는 92.79°, 25 cm는 93.25°로 나타났고, 오른발이 지면에 완전히 착지하는 E5 구간에서 15 cm는 93.72°, 20 cm는 94.10°, 25 cm는 95.35°로 나타나 스텝박스의 높이가 증가할수록 후족각의 좌우 기울기각은 증가 하였으나 통계

적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다( $\alpha>.05$ ). 두발이 모두 지면에 닿는 구간인 E6 에서도 15 cm는 94.37°, 20 cm는 94.32°, 25 cm는 95.54°로 나타나 후족각의 좌우 기울기 각도는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다( $\alpha>.05$ ).

#### 2. 무릎관절의 운동학적 분석

##### 1) 무릎관절 각도

무릎관절 각도는 힘에서 정의한 지역좌표계와 무릎에서 정의한 지역좌표계가 일치하는 시점을 0°로 보고 전후면 상에서 (+)의 값은 신전, (-)의 값은 굴곡을 의미한다 (Table 3).

Table 4. Angular velocity of knee joint

(unit: deg/sec)

event	hight	15 cm (A)	20 cm (B)	25 cm (C)	F-value	post-hoc		
	Mean±standard deviation							
E1		215.35±88.76	192.65±35.92	212.95±26.62	.472	AB	BC	AC
E2		-82.79±38.51	-74.67±18.50	-103.33±19.73	2.955	AB	BC	AC
E3		-150.50±33.12	-167.07±28.98	-159.02±28.33	.821	AB	BC	AC
E4		-172.83±56.45	-145.79±50.17	-91.81±33.49	7.497**	AB	BC	A>C
E5		43.07±37.17	32.01±28.13	50.89±26.71	6.861**	AB	BC	A<C
E6		-29.19±35.98	-21.62±20.39	-20.99±29.42	.242	AB	BC	AC

A=15 cm, B=20 cm, C=25 cm (\*\*p<.01)

Table 5. Angular Acceleration of Knee Joint

(unit: deg/sec<sup>2</sup>)

event	hight	15 cm (A)	20 cm (B)	25 cm (C)	F-value	post-hoc		
	Mean±standard deviation							
E1		2577.51±485.57	2908.12±663.62	3387.94±696.56	4.289*	AB	BC	A<C
E2		675.00±449.97	766.81±609.75	878.42±477.91	.458	AB	BC	AC
E3		-444.50±360.31	-416.68±252.57	-379.15±410.59	.089	AB	BC	AC
E4		2395.03±409.82	2864.13±664.60	3214.86±555.12	5.530*	AB	BC	A<C
E5		94.29±459.60	-259.26±374.38	-768.56±409.91	10.867***	AB	B>C	A>C
E6		-253.54±634.60	-829.27±433.01	-975.66±538.82	4.965*	AB	BC	A>C

A=15 cm, B=20 cm, C=25 cm (\*\*p<.01)

오른발이 스텝박스에 닿는 초기접지 구간인 E2에서 15 cm 높이의 스텝박스에서는 119.95°로 나타났고, 20 cm는 108.16°, 25 cm는 98.81°로 나타났다. 오른발이 스텝박스 위에 완전히 착지하고 체중 이동이 일어나는 구간인 E3에서 15 cm는 136.09°, 20 cm는 125.56°, 25 cm는 117.14°로 무릎관절 각도가 감소하여 스텝박스 높이에 따라 무릎관절 각도는 통계적으로 유의한 차이를 보였다(p<.001, Figure 6).

2) 무릎관절 각속도

<Table 4>는 스텝박스 높이에 따른 무릎관절 각속도의 결과로 오른발이 스텝박스 위로 올라가는 E2에서 높이 15 cm의 스텝박스는 -82.79 deg/sec로 나타났고, 20 cm는 -74.67 deg/sec로 나타났으나 가장 높은 25 cm에서는 -103.33 deg/sec으로 무릎관절 각속도가 가장 크게 나타났다.

오른발이 지면으로 착지하는 초기접지인 E4에서 박스 높이 15 cm는 -172.83 deg/sec, 20 cm는 -145.79 deg/sec, 25 cm는 -91.81 deg/sec으로 스텝박스 높이가 증가 할수록 무릎관절 각속도가 감소한 반면 지지기 후반기인 E5에서 15 cm는 26.07 deg/sec, 20 cm는 32.01 deg/sec, 25 cm는 50.89 deg/sec으로 나타나 스텝박스 높이가 증가 할수록 무릎관절 각속도는 증가 하였다. 따라서 E4와 E5 구간에서 15 cm와 20 cm의 스텝박스 높이에 따른 무릎관절 각속도

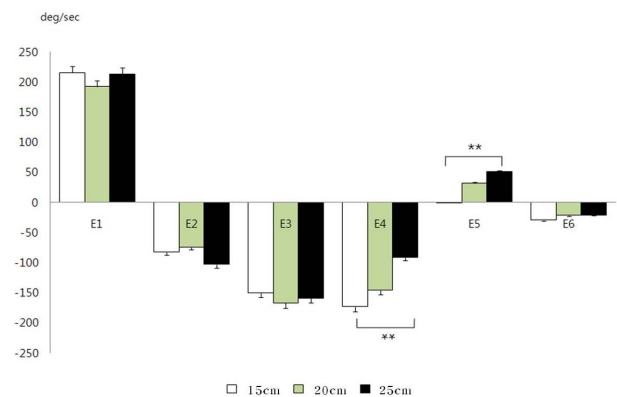


Figure 7. Angular velocity of knee joint

는 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(α<.01, Figure 7).

3) 무릎관절 각가속도

스텝 박스 높이에 따른 무릎관절 각가속도는 동작 시작 구간인 E1에서는 15 cm의 경우 2577.51 deg/sec<sup>2</sup>로 나타났으며, 20 cm는 2908.12 deg/sec<sup>2</sup>, 25 cm는 3387.94 deg/sec<sup>2</sup>로 나타나 스텝박스 높이가 증가 할수록 무릎관절의 각가속도가 증가하였다(Table 5). 오른발이 지면에 닿는 초기접지 E4 구간에서도 무릎관절 각가속도가 증가하는 경향을 보였으며, 스텝박스 높이 15 cm는 2395.03 deg/sec<sup>2</sup>, 20 cm

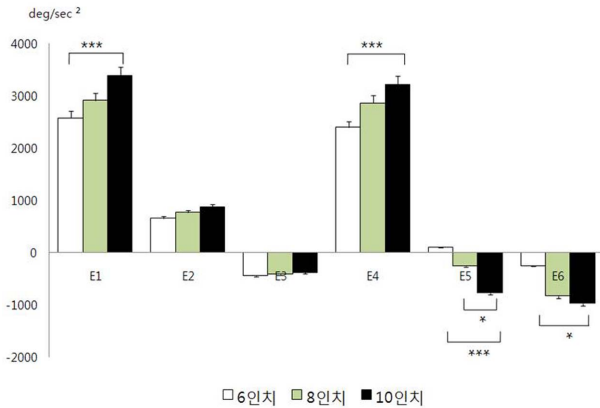


Figure 8. Angular acceleration of knee joint

2864.13 deg/sec<sup>2</sup>으로 나타나 15 cm와 20 cm의 스텝박스 높이 간 무릎관절 각가속도는 통계적으로 유의한 차이를 보였다( $\alpha < .05$ ). 오른발 뒤꿈치 접지기인 E5 구간에서 스텝박스 높이 15 cm는 94.29 deg/sec<sup>2</sup>, 20 cm는 -259.26 deg/sec<sup>2</sup>, 25 cm는 -768.56 deg/sec<sup>2</sup> 나타났으며, 특히 20 cm의 스텝박스에서 무릎관절 각가속도가 크게 변화되는 양상이 나타났다. 지면에서 왼발이 떨어지는 E2와 E3를 제외한 다른 구간에서도 통계적으로 유의한 차이가 나타났다( $\alpha < .05$ , Figure 8).

#### IV. 논 의

착지 국면에서 하지는 지면 접촉과 함께 발생하는 지면 반력을 최소화하기 위한 충격 완화기능을 수행하게 되는데 이러한 기능은 무릎에 있는 슬대퇴 관절(patello-femoral), 경대퇴 관절(tibiofemoral joint), 복합 발목 관절(ankle joint complex)의 발목 관절(ankle joint), 거골하관절(subtalar joint)의 유기적인 상호 작용을 통해 발생하게 된다. 스텝 에어로빅운동은 오르고 내리는 동작에서 이러한 하지관절의 복합적 움직임이 발생되며 수행자들의 수준에 따라 적절한 높이에서 운동을 해야 한다. 따라서 이 연구는 스텝박스 높이 변화에 따른 하지관절의 움직임을 과학적으로 증명하기 위해 초급 수행자들인 체육전공 여대생을 대상으로 운동학적 분석을 하였다.

스텝 에어로빅에서 기본동작인 basic step을 스텝박스 높이 변화에 따라 후족각의 좌우 기울기각도를 분석한 결과 스텝박스 높이가 높아질수록 스텝박스로 오르는 동작과 오른발이 지면으로 내리는 동작에서 후족각 기울기 각도가 증가하여 불안정한 자세가 되면서 발목관절에 영향을 주는 것으로 나타났다. 이는 Eun과 Lee (2004)의 연구와 같이 발목관절에서 주된 동작형태는 외번이지만 인체 내부적으로는 외번의 정도를 줄이기 위해 내번 모멘트가 작용

한 것으로 생각된다. 또한 지면에서 오른 다리를 들어 스텝박스로 옮기는 과정인 E2와 E3 구간에서도 15 cm와 20 cm 높이에서 후족각의 좌우 기울기 각도가 증가하였는데, 이는 무게중심이 이동하는 동작인 ‘pull-up’ 단계에서 발목관절의 역할이 상당 부분 크게 작용된다는 것을 제시하고 있다.

하지의 움직임을 2차원적 측면에서 보았을 때, 무릎관절은 자세 및 평형성 유지 기능 등 하지의 움직임에 있어서 중요한 역할을 수행하는 굴곡(flexion)과 신전(extension)의 두 운동만 허용된다. 따라서 이 연구는 스텝 박스에서 오르고 내리는 동작의 무릎관절 각도와 속도, 그리고 각속도를 분석한 결과 무릎관절 각도는 스텝박스의 높이에 따라 변화되었다. 오른발이 스텝박스에 닿는 초기접지 구간인 E2에서 15 cm 높이의 스텝박스에서는 119.95°를 나타내고 있으며, 20 cm는 108.16°, 25 cm는 98.81°로 나타나 스텝박스 높이가 높아질수록 무릎의 굴곡이 커지는 양상을 보였다. 그리고 오른발이 스텝박스 위에 완전히 착지해서 체중 이동이 일어나는 구간인 E3에서는 15 cm는 136.09°, 20 cm는 125.56°, 25 cm는 117.14°로 무릎관절 각도가 감소하여 스텝박스 높이에 따라 마찬가지로 무릎의 굴곡이 커졌다.

Nigg (1985)는 일정한 속도로 착지할 때 무릎의 굴곡을 크게 하면 신체에 가해지는 충격력의 크기를 감소시키는데 도움이 된다는 연구 결과를 보고하였다. 이 연구에서는 스텝박스 높이가 증가할수록 스텝박스로 오르는 동작에서 무릎관절의 최소 관절각이 점차 감소하는 것으로 나타나 높이가 증가함에 따라 무릎의 굴곡이 증가하여 충격력의 크기는 감소할 수 있으나 무릎을 많이 굽힐 경우 대퇴골과 경골로 이루어진 관절 사이의 접촉 면적이 좁아져 이러한 동작을 빈번하게 사용할 경우 관절상태로 이어질 수 있기 때문에 스텝박스 높이 증가가 무릎 부상과 연관성 있다고 할 수 있다(Nagura, Dyrby, Alexander, & Andriacchi, 2001).

스텝박스 높이에 따른 무릎 관절의 각속도는 오른발이 스텝박스 위로 올라가는 E2에서 스텝박스 높이가 증가할수록 각속도도 증가 하였으며, 25 cm 스텝박스 높이에서 가장 크게 증가하였다. 이것은 하지의 추진력을 최대로 하기 위하여 대퇴를 수직 방향으로 많이 들어 올려 신체를 이동시키려는 동작으로 고관절의 굴곡 작용에 기인하는 것으로 생각된다. 오른발이 지면으로 착지하는 순간인 E4에서 15 cm의 스텝박스 높이에서는 -172.83 deg/sec로 나타났고, 20 cm는 -145.79 deg/sec, 25 cm는 -91.81 deg/sec로 나타나 높이가 증가할수록 무릎관절 각속도가 감소하였다. 그에 반해 오른발이 지면에 완전히 착지하는 E5에서는 스텝박스 높이가 15 cm일 때 26.07 deg/sec로 나타났고, 20 cm는 32.01 deg/sec, 25 cm는 50.89 deg/sec로 나타

나 E4 외는 상반된 결과가 나타났다.

일반적으로 착지동작에서 무릎관절의 굴곡은 무릎의 충격완화를 도울 수 있는데, 스텝 박스에서 지면으로 착지하는 동작에서 박스 높이가 낮을 때는 무릎을 빠르게 신전하다가 지면에 중심이동이 완전히 이동하게 되면서 느리게 신전하는 양상을 보였지만, 박스 높이가 높아질수록 느리게 신전하다가 지면에 다리가 닿으면 빠르게 무릎을 신전하였다. 이러한 현상은 스텝 에어로빅에서 basic step 동작은 오르고 내릴 때 뒤로 내려오게 되는데 보이지 않는 두려움 때문에 스텝박스 높이에 따라 무릎관절 각속도에서 차이가 나타난 것이라고 생각된다. 따라서 스텝 에어로빅의 초급 수행자는 높이에 따라 무릎 부상의 위험도 있지만, basic step 동작을 하기 전에 앞으로 올라갔다가 다시 앞으로 내려오는 연습을 수행하여 높이에 따른 공간 지각능력을 파악한 후 실시하거나 템포를 변경하여 실시한다면 부상을 예방할 수 있을 것이다.

무릎관절의 각가속도 결과에서도 오른발이 지면에 닿는 E4의 경우 15 cm에서는 2395.03 deg/sec<sup>2</sup>로 나타났고 E5에서는 94.29 deg/sec<sup>2</sup>로 나타났으나 20 cm 높이에서 E4는 2864.13 deg/sec<sup>2</sup> E5에서는 -259.26 deg/sec<sup>2</sup>로 나타나 박스 높이가 높아질수록 지면에 착지할 때 무릎관절의 굴곡 각가속도가 크게 증가하였다. 이와 같은 결과는 스텝 에어로빅스 기본스텝에서 뒤로 내려오는 동작이 무릎 부상에 영향을 미치는 요인이라고 증명하기에는 다소 미흡한 부분이 있다. 따라서 추후 연구에는 스텝 에어로빅 숙련자와 비숙련자의 스텝 동작을 분석하여 뒤로 내려오는 동작이 무릎 부상과 어떠한 연관성이 있는지는 좀 더 연구해 볼 필요성이 있다.

우리 인체의 근육은 충격을 흡수하는데 대단히 큰 잠재력을 갖는 것으로 알려져 있다. 같은 동작이 반복적으로 실시되는 주행에서 인체에 가해지는 반복적인 충격이 근골격계의 움직임을 통해서 적절히 흡수되지 않는다면 이는 곧 상해 유발의 원인이 된다고 지적하고 있다(Moon & Choi, 2006). 계단에서 아래로 착지 시 발에 전달되는 수직 충격량은 일반적으로 체중의 4배 정도에 달한다고 한다. 인체의 발은 26개의 뼈와 관절로 이루어져 있는데, 이러한 수직 충격량은 발목 관절(ankle joint)과 거골하 관절(subtalar joint), 무릎관절을 통하여 하지 전체로 전달되어 진다. 이때 발은 신체에 의해 가해지는 힘의 반력을 흡수하여 부상의 방지를 일으키는 중요한 메카니즘을 수행한다. Nisell과 Mizrahi (1988)는 20 cm와 43 cm의 스텝박스 높이에서 착지 동작을 연구한 결과 지면에 착지하는 다리가 올라가는 다리보다 힘의 부하를 더 크게 받는다고 하였으며, 부상위험을 줄이기 위해서는 개인별 신체조건에 따른 최적의 스텝 높이에서 다양한 스텝 동작과 손에 사용되는 덤벨의 무게도 함께 조정해서 운동을 해야 한다고

제안하였다.

이 연구는 스텝 에어로빅에서 운동 강도를 높이기 위한 목적으로 스텝박스 높이를 높이는 것은 부상에 노출될 수 있다는 것을 운동학적 분석을 통해 제시하였다. 이는 초급 수행자 일수록 스텝 에어로빅 운동에서 경험하는 피로감 혹은 스트레스 골절을 야기 할 수 있고 노화에 따라 골관절염에 위험을 증가 시킬 수 있다. 즉, 신체는 충격을 받았을 때 관절들을 이용하여 그 충격을 경감시키는 메카니즘이 있는데 지속적인 충격의 하중으로 관절이 손상을 입으면 그 기능은 저하된다. 따라서 잘못된 스텝박스 높이의 선택은 이와 같은 현상이 나타날 수 있으므로 각 개인의 연령이나 신체특성, 피로 그리고 신발의 종류에 따라서 자기 수준에 맞는 스텝박스 높이의 선택이 중요하다.

## V. 결론 및 제언

이 연구는 체육전공 여대생의 스텝에어로빅 기본동작(basic step)이 스텝박스 높이(15, 20, 25 cm)의 변화에 따라 수반되는 후족각의 좌우기울기 각도변화를 살펴보고, 하지관절의 무릎관절 각도, 각속도, 각가속도 변화를 분석하였다.

1. 스텝박스 높이 변화에 따른 후족각의 좌우기울기 각도는 박스 높이가 높아질수록 오른발이 스텝박스로 오르는 동작과 지면으로 내리는 동작에서 기울기 각도가 증가하여 불안정한 자세가 나타났으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

2. 무릎관절의 각도는 스텝박스 높이가 증가할수록 더 감소하는 경향을 보였고, 오른발이 스텝박스 위로 오르기 전에 최소각이 나타났으며, 통계적으로도 유의한 차이가 나타났다.

3. 오른발이 스텝박스 위로 올라가는 동작에서 스텝박스 높이가 증가 할수록 무릎관절의 각속도는 증가하였으며, 특히 20 cm에서 가장 크게 증가하였다. 오른발이 지면에 착지하는 순간에서는 높이가 증가할수록 무릎관절 각속도가 감소하였지만, 무게중심이 오른발로 완전히 이동한 순간에는 스텝박스 높이가 증가 할수록 무릎관절 각속도가 증가하여 상반된 결과가 나타났으며, 통계적으로도 유의한 차이가 나타났다.

4. 무릎관절의 각가속도는 오른발이 지면에 착지하는 순간과 무게중심이 완전히 이동되는 순간에서 스텝박스 높이에 따라 통계적으로 유의한 차이가 있었다. 스텝박스 높이가 높아질수록 착지하는 동작에서 무릎관절의 각가속도가 크게 증가하였다.

이 연구는 스텝박스 높이 변화에 따른 운동학적 분석을 통하여 스텝박스 높이가 높아짐에 따라 하지관절에 부정적인 영향을 미칠 수 있다는 것을 제시하였다. 추후의 연

구에서는 무릎만이 아니라 힙에서 작용하는 모멘트를 분석하고 하지에 작용하는 신전근과 굴곡근에 EMG를 부착하여 분석해 봄으로써 하지 움직임에 대한 명확한 분석이 이루어질 수 있을 것이다.

## 참고문헌

- Abdel-Aziz, Y. I., & Karara, H. M. (1971). Direct Linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry (pp. 1-18). Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry.
- Andriacchi, T. P., Andersson, G. B. J., Fermier, R. W., Stern, D., & Galante, J. O. (1980). A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *The Journal of Bone Joint Surg [Am]*, 62(5), 749-757.
- Bruno, B. (1995). *The StairMaster: fitness handbook*. Champaign, IL: Sagamore Publishing, Inc.
- Eun, S. D. (2006). An Investigation of the effect of the height of Wsteps on the joint moment of lower extremities of the elderly mile walking downstairs. *korean Journal of Sport Biomechanics*, 16(4), 31-38.
- Eun, S. D., & Lee, K. K. (2004). The effect of the stair heights on the gait pattern in stair-ascent activity of elderly persons. *Korean Journal of Physical Education*, 43, 575-584.
- Jun, H. M. (2008). *A kinetic analysis of the lower extremity during walking on three different stair width in healthy adults*. Unpublished master's thesis. Korea national sport University.
- Johnson, B. F., Rupp, J. C., Berry, S. A., & Rupp, D. A. (1992). Peak vertical ground reaction forces (PVGRFs) and time to peak force (TTPF) in bench stepping and other activities. *Medicine & Science in Sports*, 24, 131, 783.
- Kravitz, L., Heyward, V., Stolarczyk, & Wilmerding, V. (1997) Effects of step training with and with and without hand weights on physiological profiles of women, *Journal of Strength and Conditioning Reserch*, 11(3), 194-199.
- Kim, Y. S., Kim, E. J., & Seo, C. J. (2006) The comparative analysis of EMG and gait patterns of lower extremities during going up stairs and down. *Korean Journal of Physical Education*, 45(4), 535-545.
- Moon, G. S., Choi, J. Y. (2006) The kinematic analysis of the lower limbs joint and the study of muscle activity for the lower limbs muscle during the level and downhill running. *korean Journal of Sport Biomechanics*, 16(2), 9-19.
- Nagura, T., Dyrby, C. O., Alexander, E. J., & Andriacchi, T. P. (2001). Mechanical load on the knee joint during deep flexion. 2001 Bioengineering Conferwnce, ASME2001, 393-395.
- Nigg, B. M. (1985). Biomechanics, load analysis and sports injuries in the lower extremities. *Sports Medicine*, 2(5), 367-379.
- Nisell, R., Mizrahi, J., & Ekholm, J. (1987). *Knee and ankle loads in step down activities*. In: Jonsson B, editor. International series onbiomechanics. Biomechanics X. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1137, 42.
- Nisell, R., & Mizrahi, J. (1988). Knee and ankle joint forces during steps and jumps down from two different heights. *Clinical Biomechanics*, 3, 92-100.
- Ricard, M. D., & Veatch, S. (1990). Comparison of impact forces in high and low impact aerobic dance moves. *International Journal of Sport Biomechanics*, 6(1), 67-77.
- Ricard, M. D. & Veatch, S. (1994). Effect of running speed and aerobic dance jump height on vertical ground reaction forces. *Journal of Applied Biomechanics*, 10(1), 12-27.
- Strauber, W. T., Clarkson, P. M., Fritz, V. K., & Evans, W. J. (1990). Extracellular matrix disruption and pain after eccentric muscle action. *Journal of Applied Physiology*, 69(3), 868-74.
- Smeathers, J. E. (1989). Measurement of transmissibility for the human spine during walking and running. *Clinical Biomechanics*, 4, 34-40.