

드롭랜딩 시 심박수 증가에 따른 하지의 생체역학적 차이 분석

홍완기¹ · 김도은²

¹조선대학교 체육대학 체육학과 · ²조선대학교 대학원 체육학과

Analysis on Biomechanical Differences in Lower Limbs Caused by Increasing Heart Rates During Drop-landing

Wan-Ki Hong¹ · Do-Eun Kim²

¹Department of Physical Education, College of Physical Education, Chosun University, Gwangju, Korea

²Department of Physical Education, Graduate School of Chosun University, Gwangju, Korea

Received 30 January 2015; Received in revised form 9 March 2015; Accepted 29 June 2015

ABSTRACT

Objective: This study aimed to understand how increased heart rates at the time of drop landing during a step test would affect biomechanical variables of the lower extremity limbs.

Background: Ballet performers do more than 200 landings in a daily training. This training raises the heart rate and the fatigability of the lower extremity limbs. Ballet performance high heart rate can trigger lower extremity limb injury.

Method: We instructed eight female ballet dancers with no instability in their ankle joints(mean \pm SD: age, 20.7 \pm 0.7 yr; body mass index, 19.5 \pm 1.2 kg/m², career duration, 8.7 \pm 2.0 yr) to perform the drop landing under the following conditions: rest, 60% heart rate reserve (HRR) and 80% HRR.

Results: First, the study confirmed that the increased heart rates of the female ballet dancers did not affect the working ranges of the knee joints during drop landing but only increased angular speeds, which was considered a negative shock-absorption strategy. Second, 80% HRR, which was increased through the step tests, led to severe fatigue among the female ballet dancers, which made them unable to perform a lower extremity limb-neutral position. Hence, their drop landing was unstable, with increased inversion and eversion moments. Third, we observed that the increasing 80% HRR failed to help the dancers effectively control ground reaction forces but improved the muscular activities of the rectus femoris and vastus medialis oblique muscles. Fourth, the increasing heart rates were positively related to the muscular activities of the vastus medialis oblique and rectus femoris muscles, and the eversion and inversion moments.

Conclusion/Application: Our results prove that increased HRR during a step test negatively affects the biomechanical variables of the lower extremity limbs at the time of drop landing.

Keywords: drop landing, heart rate, kinetic analysis, EMG, Ballet

1. 서 론

신체움직임에 의해 증가하는 심박수는 과거부터 인간의 에너지 대사기능을 판단하고, 운동수행능력을 평가하는 중요한 지표로서 사용해 오고 있다(Fox, 1984).

심박수의 증가는 신체의 에너지 증가로 이어져 심진대사를 촉진하게 되며, 활동하는 근육 내의 산소 수요가 증가함과 동시에 혈액내의 수소이온(H⁺) 농도가 증가되어 신체의 pH를 떨어뜨리게 된다. 과도한 수소이온(H⁺)은 근육축과 ATP 생성을 방해하게 되는데 이러한 현상이 지속되면 근섬유들의 능력이 감소되어 근피로를 유발하게 된다(Kellis & Kouvelioti, 2009). 근육내 생리적 작용을 통해 나타나는 근피로는 착지 시 족관절, 슬관절, 고관절의 움직임을 증가시키고 부상 발생률과 상관관계를 가진다고 보고되고 있어(Scott et al, 2002), 근피로에 쉽게 노출되는 운동선수들을 대상으로 많은 연구가 진행되었다(Kim & Youm, 2013).

본 논문은 2014년도 인천아시아대회 기념 한국체육학회 학술발표회에서 발표된 논문임.

Corresponding Author : Do-Eun Kim

Department of Physical Education, Chosun University, 357 Susuk-Dong, Dong-gu, Gwangju, Korea

Tel : +82-62-230-7429 / Fax : +82-62-232-7269

E-mail : happy5293@hanmail.net

발레는 아름다운 춤과 내면의 심리를 마임(mime)으로 표현하는 음악, 무용, 미술이 종합된 공연예술로 외적인 우아함뿐만 아니라 복잡한 점프동작이나 회전동작 등을 수행해야 하는 신체 움직임, 즉 운동의 한 분야로 볼 수 있다. 실제로 발레의 3가지 작품 수행 시 심박수 변화가 1분 경과 시 155.4 bpm ~ 169.8 bpm, 1분 20초 경과 시 162.3 bpm ~ 177.0 bpm로 나타났으며, 이는 최대심박수의 약 88%에 해당하는 수치로서(Lim, 2014), 강도 높은 운동에 해당한다고 볼 수 있다. 또한 발레 무용수는 하루 훈련을 통해 약 200회 이상의 점프 후 착지 동작을 수행하게 된다(Orishimo, Kremenec, Pappas, Hagins, & Liederbach, 2009). 점프 후 착지 시 하지 상해는 이미 많은 선행연구에서 그 위험성을 제시하고 있다(Lim, 2007; Dufek, & Bates, 1990; Kovacs et al., 1999; Olney & Richards, 1996; McNitt-Gray, 1991). 또한 착지 시 하지 근육의 근피로를 유발하여 관절 상해 위험요인을 제시하였다(Kells & Kouvelioti, 2009; Scott et al., 2002). 그러나 운동강도의 객관적 평가지표이며 근피로를 유발할 수 있는 심박수에 대한 연구는 이루어지지 않았다.

위에서 살펴본 바와 같이, 심박수 증가는 근피로를 유발하는 요인으로 볼 수 있으며, 점프 후 착지 동작이 빈번히 발생하고 높은 심박수를 요구하는 발레 무용수들의 상해요인으로 작용하는지에 대한 연구는 필요하다.

이에 본 연구의 목적은 안정 시 심박수와 심박수를 점진적으로 높일 수 있는 하버드스텝 테스트를 통해 60 HRR%, 80 HHR%의 목표 심박수에 도달한 후 드롭랜딩 동작을 실시하여 여성 발레무용수들의 심박수 증가와 착지 시 하지의 생체역학적 변인과의 관계를 규명하고자 하는 것이다.

II. 연구방법

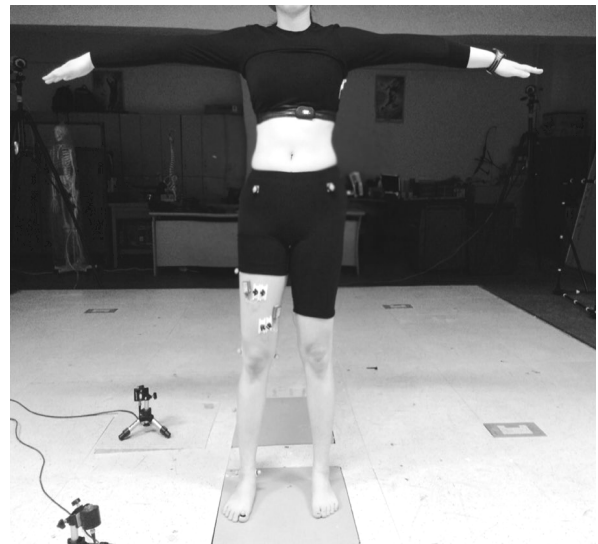
1. 연구 대상자

본 연구의 연구대상자는 오른발이 우성이며, 최근 3개월간 하지관절의 어떠한 부상도 없고 평소 공연 연습 중 발목 불안정성을 느끼거나 계단을 오르내릴 때 하지관절의 불편감을 느끼지 않는 C대학 발레무용수 8명(나이 평균: 20.7±7 yrs, BMI 19.5±1.2kg/m², Career 8.7±2.0 yrs)으로 선정하였다.

2. 실험 절차

드롭랜딩 시 심박수 변화에 따른 하지의 운동역학적 요인을 분석하기 위하여 C대학교 운동역학 실험실에서 실시하였으며, 캘리브레이션(calibration)을 1 m x 1 m x 2 m로 설치

하여 촬영하고 제거한 후 드롭 랜딩 동작을 실시하였다. 반사 마커는 <Figure 1>과 같이 인체관절의 중심점과 하지 분절에 각각 지름 2 cm인 마커 총 11개를 부착하였다. 각 대상자의 관절점과 하지 분절 좌표를 얻기 위하여 6대의 적외선 카메라(Motion Master 200, Visol)를 사용하여 정적자세(static)를 1초간 촬영하였으며, 랜딩 동작은 200 Hz로 영상을 수집하였고, 근전도는 Noraxon Myoresearch(USA)를 사용하였다.



- both Anterior Superior Iliac Spine, ASIS
- Sacrum
- Lateral Condyle of femur
- Mid lateral shank
- Medial Malleolus
- Toe
- Mid lateral thigh
- Medical Condyle of femur
- Lateral Malleolus
- Heel

Figure 1. Markers Position

실험은 안정 시 상태와 60 HRR%, 80 HHR%의 3가지 조건에서 실시하였다. 이때 HRmax는 HRR%(heart rate rage%) 방법을 사용하였으며 각 피험자의 목표심박수를 (HRR%) (HRmax - HRrest) + HRrest로 설정하였다. 목표 심박수 도달은 하버드 스텝테스트(Havard step test) 방법을 실시하였고 가슴에 Polar(RS400, Polar, Finland)를 착용하고<Figure 2>, 시계형태의 측정기에 목표 심박수가 도달하면 정해진 장소에서 드롭랜딩 동작을 실시하였다. 착지에서 가장 안정적이고 이상적인 방법은 양발 착지(double landing)이지만, 실제 경기나 공연상황에서 착지 형태는 양발보다는 한발 착지가 많이 발생하며(Kim, 2007), 충격흡수 전략에 의해 한발 착지가 더 큰 부상을 유발할 수 있으므로 한발 드롭랜딩 동작을 실시하였다. 드롭랜딩 시 40 cm 높이의 고정 의자를 이용하였으며, 지면 반력기로부터 후방으로 20 cm 거리에 설치하였다. 드롭랜딩



Figure 2. Experimental settings for Polar set

동작은 준비 동작에서 왼발을 들고 점프 동작 없이 발을 교차하면서 오른발이 지면반력기 위로 착지하도록 하였다. 이때 손의 영향을 제어하기 위해 손을 가슴에 교차하도록 하였고, 심박수 유지를 위해 한번에 정확한 착지 동작을 수행하도록 유도하였고, 연구대상자 모두 목표 심박수에서 착지 동작을 성공하였다.

3. 자료 처리 및 분석

1) 영상분석

영상 분석에서는 통제점 및 인체관절의 중심점의 좌표화와 동작을 거쳐 Abdel-Aziz Karara(1971)의 일차선형변환방법(DLT : Direct Linear Transformation method)을 이용해 3차원 좌표를 계산하였다. 노이즈(noise)를 제거하기 위하여 저역 통과 필터(lowpass filter) 방법으로 스무딩을 하였으며, 차단 주파수는 6 Hz로 설정하였다(Ford, Myer & Hewett, 2003). 자료에 대한 평활화(smoothing)는 Kwon3D XP 프로그램을 사용하였다.

인체 관절은 대상자에게 부착된 해부학적 마커정보를 이용하여 발목관절(ankle joint), 무릎관절(knee joint)의 관절과 발(foot), 하퇴(shank), 대퇴(thigh), 골반(pelvis)의 4개 분절을 강체로 모델링하였으며, 인체분절 지수(Body Segment Parameters)는 Plagenhoef, Evans & Abdelnour(1983)의 자료를 사용하였다. 이때 각 관절의 중심점을 위치를 찾기 위하여 촬영된 영상을 통해 고관절 중심점은 Tylkowsky 방식(Tylkowsky, Simon & Mansour, 1982)을 사용하였고, 무릎관절과 발목관절은 mid-point(secondary point)방식으로 관절중심을 설정하였다.

2) 근전도 분석

근전도 자료 수집을 위해 대퇴사두근(quadriceps) 중 표면에 위치하며 슬관절과 고관절을 조절하는 two-joint muscle인 대퇴직근(rectus femoris)과 슬관절 신전근인 내측광근(vastus

medialis), 족관절 저축굴곡근 인 내측 비복근(gastrocnemius)에 3개의 표면전극(surface electrode)을 부착하였으며(Cram, Kasman & Holtz, 1988), 부착하기 전 측정오류를 최소화하기 위하여 알코올로 깨끗이 소독하였다. 자료수집은 지면반력기 위에 착지 후 무릎관절이 최대가 되는 구간에서 발생하는 최대 근활성도를 측정하였고 근전도 자료처리는 Myoresearch (U.S.A) 프로그램을 이용하였다. 근전도 분석은 실험을 통해 얻은 원자료의 데이터 신호는 전과정류(full wave rectification)를 실시하고 100 ms평균(RMS)을 이용하여 평활화(smoothing)한 후 10 Hz의 고역 필터와 250 Hz의 저역필터를 사용하여 필터링(low-pass filtering)하였다. 일반적으로 근전도 데이터는 MVIC 또는 %RVC방법을 통해 표준화한 값을 사용하는데 본 연구에서는 동일집단의 반복측정으로 최대 microvolt(μV)값을 사용하였다.

3) 부하율

부하율의 계산 공식은 다음과 같다.

$$\text{부하율(loading rate \%)} (\text{N/sec}) = (\text{P1}-\text{F20+}) / (\text{T1}-\text{T20+})$$

- P1 : 착지 시 발생하는 최대수직지면반력값(N)
- F20+ : P1발생 전 수직지면반력이 20 N 값을 넘어서는 최초의 수직지면반력 값(N)
- T1 : P1 발생한 시간(sec)
- T20+ : F20+ 이 발생한 시간(sec)

4. 분석 국면

본 연구의 분석 국면은 랜딩 동작 시 초기지면반력 접촉(contact)과 최대무릎굴곡각의 기준으로 <Figure 3>과 같이 설정하였다. Drop E1(GRF z +20N)은 드롭랜딩 후 한발이 지면반력기에 닿는 시점(수직지면반력이 20 N 이상 되는 시점)이며 Drop E2(Max knee flexion)은 지면반력기에 착지 후 무릎관절이 최대로 굴곡되는 시점이다.

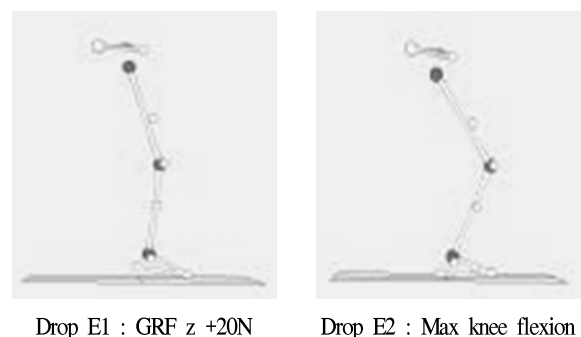


Figure 3. Definition of each events in drop landing

5. 통계처리

세 가지 조건에서 드롭랜딩 시 운동역학적 변인들에 대한 차이를 검정하기 위하여 SPSS 20.0 통계 프로그램을 사용하여 one-way repeated ANOVA로 분석하였으며, 사후 분석은 대비검정을 실시하였고, 심박수와 운동역학적 변인과의 상관관계를 분석하기 위하여 Pearson 적률상관분석을 실시하였다. 모든 유의수준은 $p < .05$ 로 설정하였다.

III. 결 과

1. 하지의 운동역학적 변인 차이

<Table 1>은 목표심박수 변화에 따른 하지의 운동역학적 변인의 차이를 나타낸 것이다.

Table 1. Result of Kinetic variable

Variable	Rest	60 HHR%	80 HHR%
VGRFmax (N/BW)	35.31±7.11	38.74±8.40	40.28±8.00
Max knee flexion(deg)	128.84±9.40	121.56±13.09	121.81±10.15
Knee angular velocity(deg/s)	-375.11±67.10	-388.29±81.39	-403.33±72.31*
Peak knee flexion/extension moment(Nm/kg · m)	1.28±.42	1.33±.45	1.34±.34*
Peak knee valgus/varus moment(Nm/kg · m)	.31±.12	.34±.09 [†]	.35±.11*
Loading rate(N/sec)	25.98±8.39	29.43±9.04	31.68±9.31*

Note. * significant difference between Rest and 80 HHR%
[†] significant difference between Rest and 60 HHR%

최대수직지면반력은 rest 비해서 60 HHR%와, 80 HHR%에서 유의한 차이가 나타나지 않았으며($f=.785, p>.05$), 슬관절 최대 굴곡 각도 또한 rest 비해서 60 HHR%와 80 HHR%에서 유의

한 차이가 나타나지 않았다($f=1.354, p>.05$).

슬관절 각속도에서는 통계적으로 유의한 차이를 보였으며, rest 비해서 80 HHR%에서 더 큰 값을 나타냈다($f=3.962, p<.05$). 슬관절 굴곡/신전모멘트에서도 통계적으로 유의하게 증가하였으며, rest 비해서 80 HHR%에서 더 큰 값을 나타냈고($f=2.871, p<.05$), 내/외번 모멘트에서는 rest 비해서 60 HHR%와 80 HHR%에서 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다($f=4.811, p<.05$). 부하율에서는 rest 비해서 80 HHR%에서 유의하게 증가하는 것으로 나타났다($f=2.548, p<.05$).

2. 하지의 근활성도 차이

<Table 2>는 목표심박수 변화에 따른 하지의 근활성도 차이를 나타낸 것이다.

Table 2. Result of EMG

Variable	Rest	60 HHR%	80 HHR%
Rectus femoris (μV)	489.1±93.2	491.1±84.6	534.1±98.7*
Vastus medialis (μV)	322.4±55.7	375.6±92.2 [†]	409.1±71.2*
Med. Gastrocnemius (μV)	3821.1±68.9	369.5±73.4	397.2±87.2

Note. * significant difference between Rest and 80 HHR%
[†] significant difference between Rest and 60 HHR%

대퇴직근에서는 통계적으로 유의한 차이를 보였으며, rest 비해서 80 HHR%에서 더 큰 값을 나타냈다($f=2.911, p<.05$). 내측광근에서는 rest 비해서 60 HHR%와 80 HHR%에서 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다($f=5.134, p<.05$). 내측비복근에서는 rest 비해서 60 HHR%와 80 HHR%에서 유의한 차이가 나타나지 않았다($f=.924, p>.05$).

3. 목표심박수와 생체역학적 변인과의 상관관계

<Table 3>은 목표심박수와 생체역학적 변인과의 상관관계를 나타낸 것이다.

Table 3. Correlation between heart and biomechanics variable

Variable	VGRF max	Max knee flexion	Knee angular velocity	Peak knee fle/ext moment	Peak knee val/var moment	Loading rate	RF	VM	MG
Heart rate	.142	-.231	.349	.489*	.528*	.411	.539*	.652*	.274

Note. * significant difference between heart and biomechanics variable
 RF : Rectus Femoris, VM : Vastus Medialis, Med. Gastrocnemius

심박수와 생체역학적 변인과의 상관관계를 분석한 결과, 최대수직지면반력($r=.142$), 최대무릎굴곡각($r=.231$), 슬관절 최대각속도($r=.349$), 부하율($r=.411$), 내측비복근($r=.274$)에서는 유의한 상관관계를 보이지 않았다($p>.05$). 하지만 슬관절 굴곡/신전모멘트에서는 $r=.489$ 로 정적관계를 보였으며, 슬관절 내/외전모멘트와도 $r=.539$ 로 정적관계를 보였다. 심박수와 하지근전도와의 관계에서는 대퇴직근과 내측광근에서 각각 $r=.539$, $r=.652$ 로 높은 정적관계를 나타냈다. 이는 심박수가 증가할수록 굴곡/신전모멘트와 내/외전모멘트, 대퇴직근과 내측광근의 근활성도가 증가한다는 의미로 해석될 수 있다.

IV. 논 의

이 연구는 여성 발레 무용수들의 심박수 증가가 드롭랜딩 시 하지의 생체역학적 변인에 어떠한 영향을 미치는지 규명하는 것이다.

점프 동작은 발레의 예술적 표현을 위해 빈번히 일어나는 동작 중 하나로, 앞서 제시한 것과 같이 발레 무용수들은 매일 약 200회 이상의 점프 후 착지동작을 연습한다. 이러한 반복적인 점프 후 착지동작은 하지관절에서 가장 큰 부하를 담당하는 슬관절의 상해를 유발하며(Decker, Torry, Wyland, Sterett, & Richard Steadman, 2003; Lee & Hong, 2014), 많은 연구자가 다양한 독립변인들에 의해 나타나는 하지의 충격력을 최소화 할 수 방안을 연구하고 있다. 본 연구에서는 신체에너지 증가량의 측정 기준이 되는 심박수를 독립변인으로 하여 드롭랜딩 시 여성 발레 무용수들의 생체역학적 변인에 미치는 영향을 알아보았다.

착지 시 수직 지면반력은 체중의 최소 3배에서 최대 11배에 달하며(McNitt-Gray, 1991), 이러한 수직 지면반력은 하지에 충격력으로 전달되어 근골격계에 의해 흡수된다(Olney & Richards, 1996). 본 연구에서는 목표심박수 증가에 따라 최대수직지면반력이 유의한 차이를 보이지 않았다. 이러한 결과는 심박수 증가로 인해 최대수직지면반력의 크기가 증가하지 않는다는 것을 의미한다. 그러나 통계적 유의차가 나타나지 않았지만, rest와 비교해 60 HRR%에서 약 5 N/BW, 80 HHR%에서 약 5 N/BW가 높아지는 것으로 나타났다. 이러한 결과는 피험자의 수로 인한 통계적 값에 의한 것으로 보이며 많은 피험자를 대상으로 한 연구를 통해 다시 한 번 입증되어야 할 것이며 이에 대한 논의는 부하율에서 제시하고자 한다.

드롭랜딩 시 슬관절 굴곡각과 각속도는 충격력을 제어하는 중요한 운동학적 변인이다. Decker et. al.(2003)은 착지 시 관절 각속도를 빠르게 하는 에너지 흡수 전략을 통해 슬관절의

외부 충격력을 분산시켜 상해 위험을 줄일 수 있다고 하였고, 이와 반대로 Lee & Hong(2014)는 무릎 관절에서 각속도가 빠르다는 것은 고정된 경골에 대해 회전축(무릎관절)을 기준으로 대퇴(thigh)의 수직하강속도가 빠르다는 것을 의미하여, 대퇴(thigh)의 운동역학적 에너지가 증가한다고 하였다. 본 연구에서는 목표심박수 증가에 따라 최대굴곡각의 유의차는 나타나지 않았지만, 최대굴곡 각속도에서는 res보다 80 HHR%가 유의하게 높은 것으로 나타났다. 이러한 결과는 Lee & Hong(2014)의 드롭랜딩 시 슬관절 가동범위의 차이 없이 각속도만의 증가는 무릎관절의 부하를 증가시킨다는 것에 비추어 볼 때 심박수 증가로 인해 슬관절의 부정적 충격흡수 전략이 나타나는 것으로 판단된다.

슬관절의 모멘트는 착지 시 충격력이 각 관절로 전달되어 계산되는 동역학적(inverse dynamic)관점에서 산출된다. 따라서 착지 시 슬관절 모멘트를 관찰하는 것은 슬관절에 전달되는 부하량을 예측할 수 있다. 이에 본 연구에서는 드롭랜딩 시 심박수 변화에 따른 슬관절 굴곡/신전모멘트와 내/외번 모멘트를 산출하였으며, 그 결과 슬관절 신전모멘트가 rest에 비해 %80에서 유의하게 증가하였다. 하지만 Kim & Youm(2013)은 근 피로 후 슬관절 신전모멘트가 감소하여 본 연구와 상반된 결과를 보고하였다. 슬관절 신전모멘트의 증가는 굴곡각과 관련이 있는데(Chappell, Creighton, Gouliani, Yu & Garrett, 2002), 본 연구에서 통계적 유의차는 나타나지 않았지만 슬관절 굴곡각이 rest에 비해 60 HRR%와 80 HHR%에서 약 7 deg 작은 것이 위의 결과를 나타낸 것으로 볼 수 있으며, 슬관절 신전 모멘트에 대한 논의는 하지의 근활성도에서 논의하고자 한다.

Benjaminse et al.(2008)과 Kim & Youm(2013)은 하지 근 피로 후 착지 동작 시 하지를 중립자세로 유지하기 위한 노력으로 인해 슬관절 외반모멘트가 유의하게 감소한다고 보고하였다. 그러나 Scott et al.(2002)은 20 cm스텝퍼를 이용하여 근 피로도를 유발한 후 점프 후 착지 동작을 실시한 결과 슬관절 내전 토크값이 증가한다고 보고하여 서로 상반된 결과를 도출하였다. 본 연구에서는 슬관절 외반 모멘트가 심박수 증가 후 유의하게 증가하는 것으로 나타났다. 이러한 결과는 근 피로도와 심박수 증가에 의한 차이로 등속성 장비를 이용한 근피로도와 달리 스텝 테스트를 통해 증가된 80 HHR%의 심박수는 하지 중립 자세 능력을 상쇄시킬 만큼의 피로를 유발하였기 때문이며, 드롭 착지 시 공과 손의 위치 변화, 즉 신체중심의 불안정이 슬관절 최대 외전 모멘트를 증가시킨다는 Yang & Lim(2014)의 연구가 이를 뒷받침한다. 이를 종합해 보면 슬관절 최대 외전모멘트가 증가된 여자 선수들은 관절을 조절하는 능력이 감소되고, 슬관절의 굴곡근과 외전근, 내전근의 수축형

태에도 영향을 미쳐 근신경 조절 능력 감소와 함께 슬관절 강직(stiffness)이 나타나 전방십자인대의 부상 위험이 증가한다는 Han & Lim(2007)의 제언과 같이 본 연구의 독립변인인 심박수 증가는 슬관절 부상위험을 증가시킬 수 있는 요인으로 제시할 수 있다.

착지 시 하지관절의 자연스러운 움직임은 연착(軟着)을 유도할 수 있어 하지의 각 관절로 전달되는 충격량을 감소시킬 수 있다. 이는 수직지면반력과 소요시간으로 추정되는 부하율로 제시할 수 있는데 부하율의 증가는 지면으로부터 발생하는 지면반력을 효과적으로 분산시키지 못하는 결과이며, 이는 무릎관절로의 높은 부하가 전달되는 것을 의미한다(Lee & Hong, 2014).

본 연구에서는 80 HHR%의 심박수 증가가 부하율 또한 유의하게 증가시켰으며 높은 심박수에서 지면반력을 효과적으로 제어하지 못하는 결과를 나타냈다. 이러한 결과는 앞서 논의한 최대수직지면반력과 슬관절 굴곡 각속도에서 유추할 수 있는데 스텝테스트를 이용한 심박수 증가가 착지 시 슬관절 굴곡을 제어하는 대퇴사두근의 근피로를 유발하여 나타난 결과로 판단된다. 이에 따라 심박수 증가에 따른 드롭랜딩 시 하지의 근활성도를 분석·비교하였다.

근육 운동은 근육 속에 화학적인 변화에 의하여 젖산 등의 노폐물이 축적되고 당원질과 ATP가 고갈되면 근섬유의 수축력이 감소되어 피로가 유발되는데 이때 EMG의 진폭이 증가된다(Konrad, 2005).

본 연구에서는 드롭랜딩 시 심박수 증가에 따라 대퇴직근과 내측광근에서 유의한 증가를 보였다. Yang & Lim(2014)는 불안정 자세 착지 시 대퇴직근의 활동비율이 증가한다고 하였다. 본 연구결과 또한 높은 심박수 증가로 인해 불안정한 착지가 이루어졌기 때문이며 앞서 제시한 슬관절 신전모멘트의 증가가 두 근육의 피로로 인해 슬관절 굴곡각을 제어하지 못하였기 때문으로 사료된다. 대퇴직근과 내측광근의 증가된 근활성도는 앞서 제시한 슬관절 굴곡 각속도, 부하율을 증가시키는 원인으로 작용하였을 것이며, 대퇴사두근의 강한 근수축은 경골의 전방 전단력(tibia anterior shearing force)을 증가시켜 전방 십자인대 손상을 야기한다는 Li, Rudy, Sakane(1999)의 연구로 미뤄볼 때 심박수의 증가는 여성 발레 무용수들의 슬관절 상해 요인으로 작용한다고 판단된다.

하지의 발목 안정성에 기여하는 내측비복근의 근활성도도 유의한 차이를 보이지 않았다. 이는 착지 시 관절의 움직임을 제어하는 전략(Padua et al., 2006)에 의한 것으로 보여 지는데 심박수 변화에 관련 없이 연구대상자들이 발목 우성전략이 아닌 대퇴사두근 우성 전략에 의해 착지가 이루어지기 때문으로 사료된다. 위 연구 결과를 통해 여성 발레 무용수들의 하지

상해 예방 전략을 제시하자면 심박수가 증가할수록 충격을 흡수하는 첫 번째 관절인 발목관절을 적절히 활용하는 발목 우성전략, 즉 발목 배측굴곡 시 신장성 수축(eccentric contraction)을 담당하는 비복근의 활용이 증가된다면 두 번째 충격흡수 관절인 슬관절의 부하를 감소시켜 착지 시 상해를 예방할 수 있을 것이다. 여성 발레 무용수들의 심박수 증가가 드롭랜딩 시 하지의 생체역학적 변인에 미치는 영향을 규명하기 위하여 24 trial을 이용해 상관분석을 실시하였다. 그 결과 내측광근→대퇴직근→슬관절 외전모멘트→신전모멘트 순으로 정적 상관관계가 나타났다.

이러한 결과는 스텝퍼를 이용한 심박수 증가가 내측광근과 대퇴직근의 근피로를 증가시켰고 이러한 근피로가 슬관절 부하를 결정하는 외전모멘트와 신전모멘트를 증가시키는 결과를 나타냈다고 요약할 수 있다. 위 논의를 종합해 보면 스텝테스트를 통해 증가된 심박수는 드롭랜딩 시 하지의 생체역학적 변인에 부정적 영향을 미치는 것으로 나타났다. 특히 심박수 증가에 따른 대퇴직근과 내측광근의 근활성도 증가는 근피로의 증가로 재해석 될 수 있으며 착지 시 불안정한 착지를 유도하였다. 물론 이 한가지 요인만으로 부상 위험이 있다고 판단하는 것은 무리가 따르지만 본 연구 가설을 입증하는 의미 있는 결과를 도출하였다고 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 드롭랜딩 시 스텝테스트를 통한 심박수 증가가 하지의 생체역학적 변인에 미치는 영향을 알아보기 위해 실시하였다. 이를 위하여 발목관절의 불안정성이 없는 여성 발레 무용수 8명을 대상으로 Rest, 60 HRR%, 80 HRR%의 세 가지 유형에 따라 드롭 랜딩 동작을 수행하였으며, 그 결과를 토대로 다음과 같은 결론에 도달하였다.

첫째, 여성 발레 무용수들의 심박수 증가는 착지 시 슬관절 가동범위의 차이 없이 각속도만을 증가시키는 부정적 충격흡수 전략이 나타났다.

둘째, 스텝 테스트를 통해 증가한 80 HRR% 심박수는 하지 중립 자세 능력을 상쇄시킬 만큼의 피로를 나타내 신전모멘트와 외전모멘트를 증가시키는 불안정한 착지를 유발하였다.

셋째, 80 HRR%의 심박수 증가는 착지 시 지면반력을 효과적으로 제어하지 못하였고 대퇴직근과 내측광근의 근활성도를 높였다.

넷째, 심박수 증가와 내측광근, 대퇴직근, 외전모멘트, 신전모멘트는 정적 상관관계가 나타났다.

참고문헌

- Abdel-Aziz, Y. L., & Karara, H. M. (1971). *Direct Linear Transformation From Comparator Coordinates in Object-Space Coordinates in Close-Range Photogrammetry*. Proceedings of the ASP Symposium of Close-Range Photogrammetry. Urbana, IL.
- Benjaminse, A., Habu, A., Sell, T. C., Abt, J. P., Fu, F. H., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2008). Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 16, 400-407.
- Chappell, J. D., Creighton, A. R., Giuliani, C., Yu, B., & Garrett, W. E. (2007). Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(2), 235-241.
- Cram, J. R., Kasman, G. S., & Holtz, J. (1998). *Introduction the Surface Electromyography*, 2nd ed. An Aspen Publication.
- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Richard Steadman, J. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics*, 18(7), 662-669.
- Dufek, J. S., & Bates, B. T. (1990). The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(3), 370-377.
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine Science and Sports in Exercise*, 35(10), 1745-1750.
- Fox, E. L. (1984). *Sports Physiology*. New York, Saunders college publishing.
- Han, G. H., & Lim, B. O. (2009). Mechanism and risk factors of anterior cruciate ligament injuries in female athletes. *The Official Journal of the Korean Association of Certified Exercise Professionals*, 11(3), 61-83.
- James, C. R., Dufek, J. S., & Bates, B. T. (2000). Effects of injury proneness and task difficulty on joint kinetic variability. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(11), 1833-1844.
- Kellis, E., & Kouvelioti, V. (2009). Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on high muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 55-64.
- Kim, K. H. (2007). *Effects of Balance Training in the Soccer Player During Drop Landing*. Unpublished Doctoral Dissertation, Graduate School of Yonsei University.
- Kim, T. H., & Youm, C. H. (2013). Effects of knee joint muscle Fatigue and overweight on the angular displacement and moment of the lower limb joints during landing. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 23(1), 063-076.
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG*. Noraxon: Scottsdale
- Kovacs, I., Tihanyi, J., Devita, P., Racz, L., Barrier, J., & Hortobagyi, T. (1999). Foot placement modifies kinematics and kinetics during drop jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31, 708-716.
- Lee, K. Y., & Hong, W. G. (2014). Analysis of kinetic difference according to ankle taping types in drop landing. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 24(1), 51-57.
- Li, G., Rudy, T. W., & Sakane, M. (1999). The importance quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ force in the ACL. *Journal of Biomechanics*, 32, 395-400.
- Lim, B. O. (2007). The effects of knee brace on the knee extensor and valgus moment during the rebound in female highschool basketball player. *The Korean Journal of Physical Education*, 46(4), 509-514.
- Lim, J. M. (2014). Exercise intensity of energy cost of a ballet dance exercise I female collegiate with different technical ability. *Dance Reserch Journal of Korea*, 72, 175-195.
- McNitt-Gray, J. (1991). Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7, 201-224.
- Olney, S. J., & Richards, C. (1996). Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics, *Gait & Posture*, 4(2), 136-148.
- Orishimo, K. F., Kremenec, I. J., Pappas, E., Hagins, M., & Liederbach, M. (2009). Comparison of Landing Biomechanics Between Male and Female Professional Dancers. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(11), 2187-2193.
- Padua, D. A., Arnold, B. L., Perrin, D. H., Gansneder, B. M., Carcia, C. R., & Granata, K. P. (2006). Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *Journal of Athletic Training*, 41(3), 294-304.
- Plagenhoef, S., Gaynor, E., & Abdelnour, T. (1983). Anatomical data for analysis human motion. *Research Quarterly for Exercise and Sports*, 54(2), 169-178.
- Scott, M., Cheryl M. F., Bryan L. R., Joseph, B. M., & Freddie, H. F. (2002). Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 401, 162-169.
- Tylkowski, C. M., Simon, S. R., & Mansour, J. M. (1982). Internal rotation gait in spastic cerebral palsy in the hip. In Nelson, J.P. (Ed.), *Proceedings of the 10th Open Scientific Meeting of the Hip Society*, 89-125.
- Yang, C. S., & Lim, B. O. (2014). Effects of knee brace on the anterior cruciate ligament injury risk factors during spike take off in female volleyball players. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 24(1), 27-33.