

## 드롭 착지 시 스포츠 테이핑이 하지의 충격력과 근육 조율에 미치는 영향

강년주<sup>1</sup> · 채원식<sup>1</sup>

<sup>1</sup>경북대학교 사범대학 체육교육과

### Effect of Sports Taping on Impact Forces and Muscle Tuning during Drop Landing

Nyeon-Ju Kang<sup>1</sup> · Woen-Sik Chae<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Education, College of Education, Kyungpook National University, Daegu, Korea

Received 25 February 2010; Received in revised from 10 June 2010; Accepted 15 June 2010

#### ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the biomechanical effect of sports taping on the lower limb during drop landing. Twelve male university students who have no musculoskeletal disorder were recruited as the subjects. Principal strain, median frequency, vertical GRF, loading rate, angular velocity and resultant joint moment were determined for each trial. For each dependent variable, paired t-test was performed to test if significant difference existed between taped and untaped conditions ( $p < .05$ ). The results showed that principal strain of the thigh and the shank in taping group were significantly less than those found in control group. These indicated that sports taping may prevent excessive mechanical strain caused by impact force during the deceleration phase. Flexion(-)-extension(+) and varus(-)-valgus(+) resultant joint moment of the knee joint in taping group were greater than corresponding value for control group. It seems that extensor muscle of the knee joint were not only supported by sports taping during knee flexion but also sports taping is effective for minimizing the possibility of injury.

**Keywords** : Sports Taping, Drop Landing, Muscle Tuning, Strain, Impact Force

## I. 서론

착지(landing)는 중력에 의해 낙하되는 수동적인 활동 국면으로 볼 수 있다(조성초, 2004). 특히 한발로 착지할 경우에는 신체 무게의 11배에 달하는 수직지면반력이 나타난다고 보고하였다(McNitt-Gray, 1991). 따라서 착지 국면 시 신체가 감당하기 힘든 충격이 전달될 경우 부상이 발생할 수 있다(Dufek & Bates, 1990). 또한 강한 스트레스가 관절에 지속적으로 작용하게 되면 신체 상해를 유발할 수 있는데 이를 방지하기 위해서

는 인체 근골격계에 작용되는 충격력과 관절 회전력이 적절하게 조절되어야 한다(Nigg & Bobbert, 1990).

드롭 점프 후 착지 시 인체 근골격계에 전달되는 충격력의 적절한 제어를 방해하는 요소로 근피로를 들 수 있다. 피로가 쌓인 근육들은 적절한 수축력을 발휘하지 못하여 하지 골격에 작용되는 부하를 효과적으로 통제하지 못하는 결과를 초래한다(Yoshikawa et al., 1994). Christina, White와 Gilchrist(2001)는 달리기 시 근피로는 적절한 배측 굴곡의 발현을 방해하기 때문에 비정상적인 지면반력을 유발한다고 보고하였다. 특히 착지 시 근피로 위치가 근육활동 및 수직지면반력 결과에 영향을 미치는데, 이는 충격력을 최소화시키기 위한 착지 동작 방법의 전략적 수정에 의해 이루어진다고 하였다(Kellis & Kouvelioti, 2009).

Nigg와 Wakeling(2001)은 외부 충격력이 가지고 있는 특정

Corresponding Author : Woen-Sik Chae  
Department of Physical Education, Kyungpook National University,  
1370 Sangyeok-dong, Buk-gu, Daegu, Korea  
Tel : +82-53-950-5932 / Fax : +82-53-955-4235  
E-mail : wschae@knu.ac.kr

본 논문은 2008년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(KRF-2008-313-G00035)

주파수와 연부조직 내 주파수가 일치할 때 발생하는 공진 현상(resonance)을 통해 더 큰 충격력의 전달이 유발되는데, 이를 방지하기 위해 인체는 근육활동을 통하여 연부조직 내 진동 감소를 발생시킨다고 하였다. 이때 과도한 근육활동이 발생되면 부상의 원인이 된다고 보고하였다. Boyer와 Nigg(2007)는 보다 정확한 충격력의 특정 주파수를 측정하기 위하여 다양한 방법을 제시하였다. 지면반력기, 가속도계, 영상분석을 이용한 주파수 측정을 통해 충격력이 인체에 미치는 특정 주파수를 비교 분석하였는데, 지면반력기를 이용한 주파수 측정은 인체 무게가 충격량에 영향을 미칠 수 있기 때문에 적절한 방법이 아니라고 보고하였다. 반면 가속도계와 영상분석을 이용한 주파수의 측정은 연부조직의 동역학적인 반응을 타당하게 반영할 수 있다고 보고하였다.

Madigan과 Pidcoe(2003)는 드롭 착지 시 근피로가 발생시키는 생체역학적인 변화에 관한 연구에서 착지 시 무릎 관절의 신전 모멘트가 우세한 경향을 나타낸다고 보고하였다. Devita와 Skelly(1992)는 신전근의 작용에 의하여 발생하는 모멘트는 이심성 수축을 발생시켜 골격계에 작용되는 운동 에너지를 흡수하여, 신체 무게중심이 아래로 이동하는 것을 멈추게 한다고 보고하였다. 이세용, 이승민, 및 최지용(2001)은 착지 방법에 따른 하지 관절의 흡수 기전에 미치는 영향에 관한 연구에서 경성 착지 동작 시 최대 모멘트가 발생하기까지의 걸린 시간이 짧았으며, 이는 부상 유발의 가능성을 가지고 있다고 하였다. Decker, Torry, Wyland, Sterett와 Steadman(2003)은 착지 시 따른 하지의 에너지 흡수 관한 연구에서 여성이 남성에 비해 조금 더 곧은 자세로 착지를 하지만, 무릎과 발목의 관절 가동 범위와 관절 각속도를 크게 함으로써 착지 시 외부 충격에 대한 효율적인 에너지 흡수를 보인다고 하였다.

신장성 근육 수축은 근부상의 주요 원인으로, 근섬유의 과도한 긴장의 유발은 부상의 주된 원인이 될 수 있다(Cutlip et al., 2008; Armstrong, 1986). 또한 Armstrong et al.(1983)은 신장성 근육 수축 과정에서 생성되는 역학적인 힘은 근육의 변형에 의한 부상 유발의 중요한 원인이 된다고 보고하였다.

이와 같은 근피로 및 관절에 미치는 상해 등을 예방하기 위해 스포츠 테이핑은 광범위하게 사용되고 있다. 특히 무릎 테이핑의 치료적 효과는 고통 감소, 근력 증대 뿐만 아니라 스포츠 상해 및 관절염 환자들의 기능 향상에도 기여하고 있다(Hinman, Bennell & Crossley, 2003). Lieber와 Friden(1993)은 변형률이 부상 유발에 큰 영향을 미친다고 하였으며, Bartold et al.(2009)은 족저 근막의 수직축 방향의 광범위한 변형률은 만성적인 족저 근막염의 요인이 된다고 보고하였다. 스포츠 테이핑을 실시한 후 변형률이 줄어들었으며, 이는 족저 근막염의 징후를 예방하는데 효과적일 수 있다고 보고하였다. 이규진(2002)은 스포츠 테이핑이 근육의 수축 벡터 방향을 제한함으로써 관

절의 안정성을 향상시키며, 지속적인 기계적 자극을 주게 되어 전달 신경을 억제하여 부상과 통증을 줄일 수 있다고 밝혔다. 따라서 본 연구에서는 동역학적인 관점에서 스포츠 테이핑이 외부 충격력에 대한 인체 근골격계의 부상예방에 미치는 영향을 밝히고자 한다. 이를 통해 이와 같은 근육에 부착되는 다른 보조 기구의 개발에도 간접적인 근거를 제시할 수 있을 것이다.

본 연구의 목적은 드롭 착지 시 스포츠 테이핑이 하지의 충격력과 근육조율에 미치는 영향을 살펴보는 데 있다. 이를 위해 1차 실험에서는 고속카메라를 통한 대퇴 및 하퇴 반사마커의 주변형률(principal strain)의 평균값, 중앙주파수(median frequency) 및 지면 반력기를 통한 최대 수직지면반력값(peak vertical ground reaction force), 부하율(loading rate)을 분석하였다. 2차 실험에서는 3차원적 동작 분석 및 지면반력 분석을 통해 무릎각의 각속도(angular velocity) 및 관절 합성근모멘트(resultant joint moment)를 분석하였다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구 대상자

본 연구를 위해 1, 2차 실험 간 근골격계에 이상이 없는 남자 대학생 12명을 무작위로 각각 선택(random sampling)하였다. 1차 실험 대상자의 평균 연령은  $19.9 \pm 0.5$  yrs, 신장  $175.2 \pm 5.5$  cm, 체중  $646.5 \pm 41.2$  이고, 2차 실험 대상자의 평균 연령은  $20.5 \pm 2.1$  yrs, 신장  $172.6 \pm 4.8$  cm, 체중  $618.0 \pm 42.9$  N 이다.

### 2. 실험 장비

1차 실험 시 변형률 및 주파수 분석을 위해 1000 frames/s로 설정한 고속 카메라(Speed Vision Technologies, Inc., Motion Pro X3) 1대를 착지하는 지점으로부터 3 m 전방에 설치하였다. 2차원적 좌표 설정을 위해 3개의 통제점을 각각 44 cm, 34.5 cm 간격으로 설치하였으며, 분석 시 2개의 통제점을 선택적으로 사용하였다. 피험자의 우측 대퇴 및 하퇴에 직경 0.6 cm 크기의 반사마커 16개와 6개를 각각 3 cm 및 2.5 cm 간격으로 부착하였다(Figure 1). 50 cm 높이의 플랫폼을 설치하여, 드롭 후 착지 동작이 이루어지도록 하였다. 지면반력 분석은 1대의 지면반력기(AMTI, OR6-5)를 피험자가 착지 시 오른쪽 발이 떨어지는 곳에 설치하였고 샘플링 속도는 1000 Hz로 설정하였다.

2차 실험 시 3차원 동작분석을 위해 2대의 디지털 캠코더(Sony DCR-HC48)를 피험자의 정면과 우측방향에 설치하였고 촬영 속도는 60 fields/s, 셔트 속도는 1/500 sec로 설정하였다. 인체 관절 중심의 좌표화를 위해 직경 1 cm의 반사마커를 5개

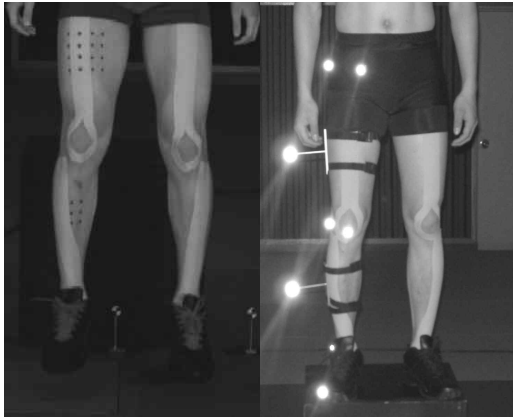


Figure 1. Reflective markers (1st experiment; left side, 2nd experiment; right side)

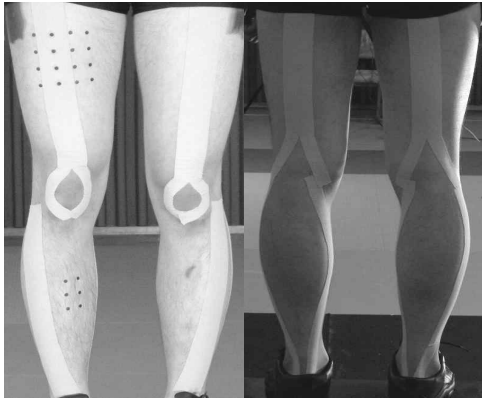


Figure 2. Sports taping

지점(toe, heel, ankle, knee, hip)에 부착하였고 지역좌표계 설정을 위해 스틱형 외부 마커 2개를 부착하였다(Figure 1).

관절 합성근모멘트를 산출하기 위해 지면반력기를 1차 실험과 동일하게 설치하였으며, 샘플링 속도는 180 Hz로 설정하였다. 실험에 사용된 스포츠 테이프는 폭 5 cm의 Kinesio Tex(Kinesio, Japan)이며, 테이핑 방법(김효철 등, 2002)에 따라 스포츠 테이핑 1급 자격증(스포츠 테이핑 중앙연합회)을 소지한 숙련자에 의해 피험자의 좌우측 하지(대퇴사두근, 전경골근, 슬건근, 비복근)에 각각 부착하였다(Figure 2).

### 3. 실험 절차

2차 실험 대상자들은 실험 전 마틴식 인체 분절 계측기(Martinco., Japan)로 Chandler et al.(1975)이 제안한 기하학적 비율 방법에 의해 신체 분절값을 계산하였다. 1, 2차 실험 간 피험자는 상의를 탈의한 후, 체형에 맞는 동일한 제품의 하의 타이즈와 신발을 착용하였다. 스포츠 테이핑과 스포츠 테이핑을 하지 않은 상태에서의 드롭 착지 동작은 영상 분석, 지면반력 측정을 3회 반복하여 수집이 이루어졌으며 측정된 자료 중 영상분석을 통해 가장 자연스러운 동작 1회를 선정하여 분석하였다.

## 4. 자료 분석

### 1) 주요 시점 및 구간 설정

1차 실험 간 시점(event) 및 구간(phase)의 설정은 영상 분석을 통하여 3개의 시점과 2개의 구간으로 설정하였다. 인체 근골격계는 걸거나 뛸 때 지면에 발이 닿기 50 ms 전 근수축을 하는데(Nigg, 1997), 이 시점을 착지 전 근수축 시점(Pre-contraction, PC), 오른발이 지면에 닿는 착지 시점(Landing, LD), 착지 후 대퇴와 하퇴가 이루는 각이 최소가 되는 최대 굴곡 시점(Maximum knee Flexion, MF)으로 설정하였다. 또한 첫 번째 시점과 두 번째 시점 사이를 착지 구간(Landing Phase, LP), 두 번째 시점과 세 번째 시점 사이를 감속 구간(Deceleration Phase, DP)으로 설정하여 구간별 자료를 분석하였다(Figure 3).

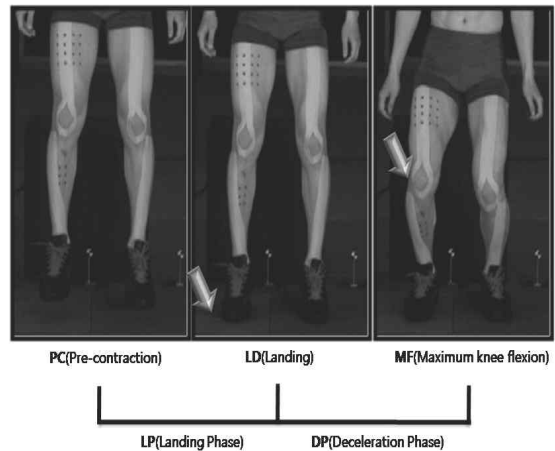


Figure 3. Phase and events(1st experiment)

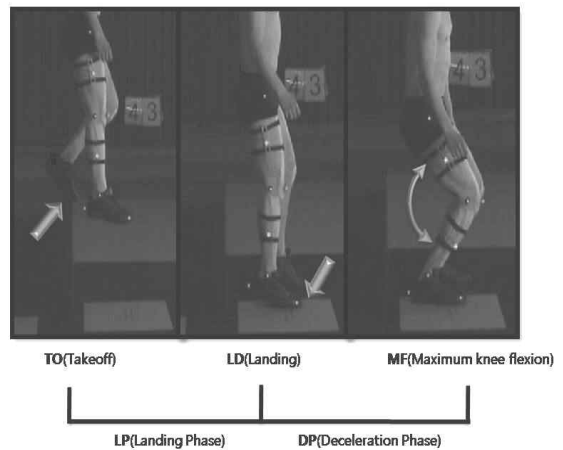


Figure 4. Phase and events(2nd experiment)

2차 실험은 왼발이 플랫폼에서 떨어지는 시점(Takeoff, TO), 오른발이 지면에 닿는 착지 시점(Landing, LD), 착지 후 대퇴와 하퇴가 이루는 각이 최소가 되는 최대 굴곡 시점(Maximum knee flexion, MF)으로 설정하였다. 구간은 1차 실험과 동일하게

설정하였다(Figure 4).

2) 변형률 및 주파수 분석

1차 실험 간 변형률 분석은 고속카메라를 통해 얻어진 영상을 Tema trackeye motion analysis ver. 2.6(Image System Inc., Sweden)을 이용하여 2차원적 좌표를 산출하였으며, 이를 Marc 2005(MSC software, USA)를 사용하여 22개의 반사마커에 대한 변형률을 산출하였다. 변형률 분석을 위한 대퇴 및 하퇴의 반사마커의 위치는 다음과 같다(Figure 5).

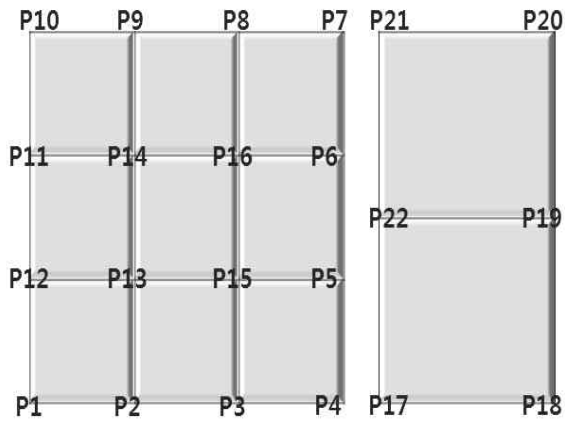


Figure 5. Reflective markers for strain analysis(thigh; left, shank; right)

평면에서의 주변형률 계산은 아래와 같은 공식을 통해 산출하였다.

$$\epsilon_x = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{[\Delta x + (\partial u / \partial x) \Delta x] - \Delta x}{\Delta x} = \frac{\partial u}{\partial x} = \epsilon_{11}$$

$\epsilon_x$ 는 X축 방향으로의 변형률

$$\epsilon_y = \lim_{\Delta y \rightarrow 0} \frac{[\Delta y + (\partial v / \partial y) \Delta y] - \Delta y}{\Delta y} = \frac{\partial v}{\partial y} = \epsilon_{22}$$

$\epsilon_y$ 는 Y축 방향으로의 변형률

$$\gamma_{xy} = \lim_{\substack{\Delta x \rightarrow 0 \\ \Delta y \rightarrow 0}} \left[ \frac{\pi}{2} - \left\{ \frac{\pi}{2} - \frac{(\partial v / \partial x) \Delta x}{\Delta x} - \frac{(\partial u / \partial y) \Delta y}{\Delta y} \right\} \right] = \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y}$$

$\gamma_{xy}$ 는 전단 변형률

$$\epsilon_p = \frac{1}{2}(\epsilon_x + \epsilon_y) + \sqrt{\left[ \frac{1}{2}(\epsilon_x - \epsilon_y) \right]^2 + \left[ \frac{1}{2}\gamma_{xy} \right]^2}$$

$\epsilon_p$ 는 주변형률

주파수 분석은 1차 실험에서 산출된 2차원 좌표값의 위치변인에 대한 중앙주파수(median Frequency)는 Matlab(The mathworks Inc., USA)을 이용하여 누적된 크기가 전체 영역의 크기를 2로 나눈 값을 초과하는 지점의 주파수로 계산하였다.

3) 동작분석 및 지면반력 분석

3차원 동작 분석은 Kwon3D program ver. 3.10을 사용하였으며, 직접 선형 변환방법(direct linear transformation, Abdel-Aziz & Karara, 1971)을 통해 3차원 좌표값을 얻었다. 영상 좌표화 과정에서 발생하는 노이즈를 최소화하기 위해 2차 Butterworth low-pass digital filter를 사용하였으며, 이때 차단 주파수는 6 Hz로 설정하였다. 관절각 설정은 대퇴와 하퇴가 이루는 각을 무릎각으로 설정하여 자료를 분석하였다.

지면반력 데이터 분석은 KwonGRF 2.0 program(Visol Inc, Korea)을 사용하였다. 수집된 지면반력값은 피험자의 체중을 사용하여 표준화하였다. 관절 모멘트는 뉴턴의 역동역학 함수를 사용하여 각 관절에 작용하는 합성근모멘트를 구하였다.

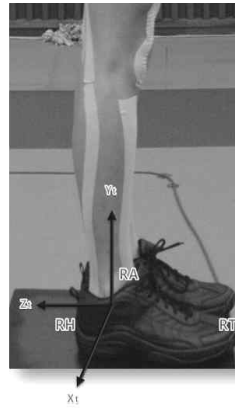


Figure 6. Local reference frame(ankle)

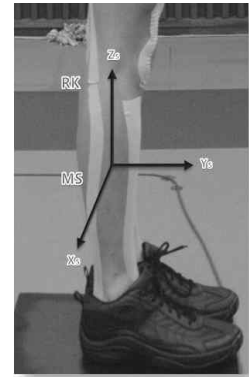


Figure 7. Local reference frame(shank)

5. 통계 처리

시점 및 구간에 대한 주변형률, 중앙주파수, 최대 수직 지면 반력값, 부하율, 관절 각속도, 관절 합성근모멘트의 평균과 표준편차를 계산하였다. 스포츠 테이핑 유무에 따른 집단 간에 통계적인 유의성을 검증하기 위해 SPSS 14.0을 이용하여 유의 수준  $p < .05$ 에서 *paired t-test* 분석을 실시하였다.

III. 결 과

1. 주변형률 및 중앙 주파수

1) 주변형률(principal strain)의 평균값

드롭 착지 후 무릎이 최대 굴곡이 일어나는 시점 까지 주변형률의 평균값은 대퇴의 position 3과 하퇴의 position 18에서 스포츠 테이핑을 한 집단이 통계적으로 유의하게 감소되었으며, 다른 마커에서도 전체적으로 감소되는 경향을 보였다(Table 1, 2).

Table 1. Average principal strain of thigh in DP

	with taping	without taping
position 1	1.084(0.055)	1.089(0.037)
position 2	1.059(0.043)	1.063(0.043)
position 3	1.017(0.036)*	1.041(0.053)*
position 4	1.002(0.050)	1.004(0.040)
position 5	0.992(0.029)	0.996(0.045)
position 6	0.995(0.039)	0.992(0.043)
position 7	0.998(0.041)	1.008(0.054)
position 8	1.032(0.032)	1.051(0.028)
position 9	1.053(0.042)	1.061(0.016)
position 10	1.082(0.099)	1.064(0.038)
position 11	1.067(0.035)	1.066(0.033)
position 12	1.066(0.026)	1.067(0.020)
position 13	1.041(0.029)	1.047(0.032)
position 14	1.055(0.018)	1.057(0.020)
position 15	1.022(0.026)	1.018(0.033)
position 16	1.033(0.018)	1.021(0.025)

Note.\* significant difference between taped and untaped.

Table 2. Average principal strain of shank in DP

	with taping	without taping
position 17	0.093(0.031)	0.110(0.037)
position 18	0.039(0.013)*	0.078(0.026)*
position 19	0.032(0.011)	0.076(0.025)
position 20	0.060(0.020)	0.086(0.029)
position 21	0.036(0.012)	0.062(0.021)
position 22	0.037(0.012)	0.070(0.023)

Note.\* significant difference between taped and untaped.

## 2) 중앙주파수(Median Frequency)

DP 구간 시 대퇴의 중앙 주파수의 경우 두 집단 간 통계적인 유의차가 나타나지 않았지만 스포츠테이핑 집단이 감소하는 경향을 보였다(Table 3).

Table 3. Median frequency of thigh in DP (unit: Hz)

	Median Frequency	
	with taping	without taping
DP	5.518(2.041)	5.906(2.075)

## 2. 최대 수직지면반력값과 부하율

최대 수직지면반력값과 부하율에서는 집단 간의 통계적인 유의차가 없었다<Table 4>. 하지만 스포츠 테이핑을 한 집단이 부하율이 상대적으로 감소되는 경향을 보였다.

Table 4. Peak VGRF &amp; Loading rate in DP (unit: ×BW, N/sec)

	with taping	without taping
Peak VGRF	4.28(0.44)	4.09(0.57)
Loading Rate	105.66(34.28)	107.07(50.86)

## 3. 관절 각속도

무릎 관절각의 각속도에서는 시점 별 통계적 유의차가 나타나지 않았다<Table 5>. 하지만 테이핑을 한 집단이 상대적으로 증가되는 경향을 보였다.

Table 5. Angular velocity of knee joint (unit: deg/s)

	LD		MF	
	with taping	without taping	with taping	without taping
	-355.98 (31.93)	-351.99 (26.09)	-52.68 (77.78)	-15.22 (49.14)

## 4. 관절 합성근모멘트

LD 시점에서의 좌우측 및 전후측 방향 관절 합성근모멘트는 통계적으로 유의한 차이가 없었다<Table 6>. 하지만 MF 시점에서는 좌우측 방향 무릎의 관절 합성근모멘트가 스포츠 테이핑을 한 집단이 통계적으로 유의하게 증가되는 결과가 나타났다(Table 7).

Table 6. Resultant joint moment at LD (unit: ×BW·m)

	Ankle joint		Knee joint	
	with taping	without taping	with taping	without taping
medio-lateral	-0.081 (0.027)	-0.086 (0.042)	0.050 (0.085)	0.039 (0.083)
antero-posterior	0.022 (0.017)	0.014 (0.017)	0.033 (0.043)	0.014 (0.042)

Table 7. Resultant joint moment at MF (unit: ×BW·m)

	Ankle joint		Knee joint	
	with taping	without taping	with taping	without taping
medio-lateral	-0.119 (0.033)	-0.106 (0.017)	0.317* (0.068)	0.268* (0.041)
antero-posterior	0.020* (0.012)	0.013* (0.010)	0.003 (0.038)	0.003 (0.026)

전 구간 동안 좌우축 및 전후축 방향의 관절 합성근모멘트가 나타난 시점은 스포츠 테이핑을 한 집단에서 모두 늦게 발생되었다(Figure 8, 9, 10, 11).

### IV. 논의

DP구간의 주변형률의 평균값은 스포츠 테이핑 집단이 대퇴의 position 3과 하퇴의 position 18에서 통계적으로 유의하게 감소되었으며, 전체적으로 감소되는 경향을 보였다. Bartold et al.(2009)은 족저 근막의 종축 방향의 변형률은 만성적인 족저 근막염의 요인이 되는데, 스포츠 테이핑을 실시한 후 변형률이 줄어들어 족저 근막염의 징후를 예방하는데 효과적일 수 있다고 보고하였다. 따라서 스포츠 테이핑을 실시할 경우 연부조직의 과도한 변형을 방지함으로써, 부상을 효과적으로 예방할 수 있을 것으로 사료되어 진다. 하지만 전체 적으로 통계적인 유의차가 나타나지 않은 것은 동역학적 상황에서 인체 연부조직의 변형에 영향을 주는 진동, 지면반력 등과 같은 변인이 자연 상태보다 짧은 순간에 나타나기 때문인 사료된다(Wakeling & Nigg, 2001b). 따라서 추후 연구 시 피부 표면의 변형률 측정에 대한 다양한 변인을 고려하여 관계를 규명해야 할 것으로 판단된다.

대퇴의 중앙 주파수는 두 집단 간 통계적 유의차가 발생하지 않았지만, 스포츠 테이핑 집단이 약간 감소되는 것으로 나타났다. Wakeling과 Nigg(2001a)은 근육의 힘이 발현되면 연부조직의 진동 주파수가 증가한다고 하였다. 따라서 착지 후 길항근 역할을 하는 대퇴 사두근이 스포츠 테이핑을 통해 더욱 안정적으로 작용되어진 것으로 판단된다.

부하율에서는 집단 간의 통계적인 유의차가 없었지만 스포츠 테이핑을 한 집단의 부하율이 상대적으로 감소되는 경향을 보였다. 이는 스포츠 테이핑을 실시하는 경우에 지면으로부터 충격력이 급격히 전달되는 것을 감소하는데 영향을 미치는 것으로 생각되어 진다. 무릎 관절의 각속도에서는 통계적인 유의차는 나타나지 않았지만, 테이핑을 한 집단이 MF 시점 시 증가하는 경향을 보였다. Decker et al.(2003)은 착지 시 여성이 남성에 비해 조금 더 곧은 자세로 착지를 하여 발생하는 외부 충격력을 완화하기 위해, 관절 각속도를 크게 하는 에너지 흡수 전략을 보인다고 하였다. 따라서 테이핑이 착지 후 무릎 관절의 각속도를 효과적으로 증가시킴으로써 외부 충격력을 분산시키는데 기여한 것으로 사료되어진다.

좌우축 방향 무릎 관절 합성근모멘트는 MF 시점에서 스포츠 테이핑을 한 집단이 통계적으로 유의하게 증가되었고, 신전근(extensor)이 지배하는 결과로 Madigan과 Pidcoe(2003)가 연구한 결과와 일치하였다. 인체는 착지 이후 신전근의 작용에 의하여 발생하는 모멘트를 통해 이심성 수축을 발생시켜 골격계에 작용되는 운동 에너지를 흡수하고 신체 무게중심이 아래로 이동하는 것을 멈추게 한다(Devita & Skelly, 1992). 따라서 스포츠 테이핑을 한 집단이 유의하게 증가된 관절 합성근모멘트가 나타난 것은 착지 후 무릎이 최대로 굴곡이 될 때 테이핑이 가지

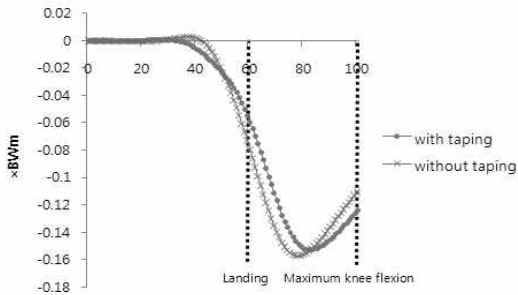


Figure 8. Resultant joint moment of ankle(medio-lateral)

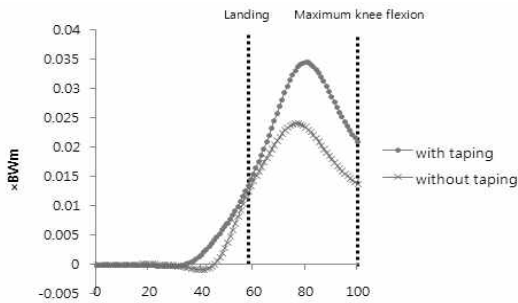


Figure 9. Resultant joint moment of ankle(antero-posterior)

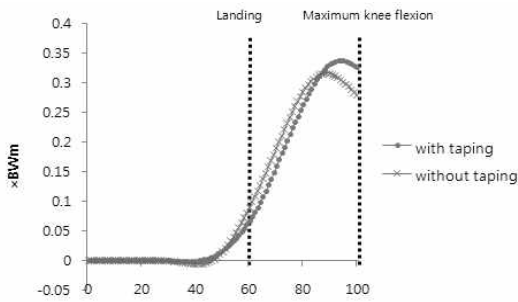


Figure 10. Resultant joint moment of knee(medio-lateral)

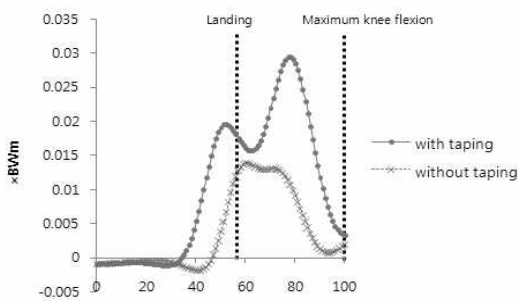


Figure 11. Resultant joint moment of knee(antero-posterior)

고 있는 탄성이 연부조직과 함께 작용함으로써 무릎 굴곡 동작을 안정적으로 제어하는 역할을 수행한 것으로 사료된다. MF 시점 시 전후축 방향의 발목 관절 합성근모멘트는 스포츠 테이핑을 한 집단이 통계적으로 유의하게 크게 나타남으로써, 더 큰 내반(varus) 모멘트가 나타났다. 이는 착지 후 충격력을 최소화하고 외반되는 자세를 안정적으로 유지하는데 스포츠 테이핑이 영향을 미치는 것으로 생각된다.

전 구간 동안 좌우축 및 전후축 방향의 관절 합성근모멘트가 나타난 시점이 스포츠 테이핑을 한 집단이 모두 늦게 발생되었다. 이세용 등(2001)은 착지 방법에 따른 하지관절의 충격 흡수 기전에 관한 연구에서 경성 착지 방법으로 착지하였을 때 최대 합성근모멘트가 나타나는 시점이 빨라졌고 이는 상해 유발과 관련이 있다고 보고하였다. 본 연구결과에서는 스포츠 테이핑을 한 집단에서 최대 모멘트 발생시점이 상대적으로 늦게 발생되었는데, 스포츠 테이핑의 실사가 발목 및 무릎 관절에서 발생하는 회전력을 적절히 제어하여 상해 위험을 줄이는 것에 기여한 것으로 사료된다.

## V. 결론

본 연구의 목적은 드롭 착지 동작 시 스포츠 테이핑이 하지의 충격력과 근육조율에 미치는 영향을 분석하는데 있다. 이를 통해 테이핑을 한 집단에서 착지 이후 대퇴와 하퇴의 주변형률이 통계적으로 감소되었으며, 하지의 에너지 흡수 전략에 더욱 적합한 발목과 무릎 관절 합성근모멘트가 발생되었다. 이러한 결과의 차이는 스포츠 테이핑이 착지 시 효과적인 에너지 흡수를 위한 슬관절의 제어에 직간접적으로 영향을 미치고 있으며, 이러한 기능은 부상예방에도 효과적일 것으로 생각된다. 따라서 본 연구를 토대로 스포츠 테이핑의 효과를 인체의 에너지 흡수전략과 부합되는 위치로 접목시킨 스포츠 웨어 등의 기능성 있는 스포츠 보조 용품 개발이 가능할 것으로 판단되어진다.

## 참고문헌

김효철, 김명일, 성기석(2002). **스포츠 & 키네시오 테이핑**. 서울: 대경북스.

이규진(2002). 기초 임상 통합 심포지엄(통증): 테이핑 치료법. **대한신경과 제 30차 종합학술대회**, 3-8.

이세용, 이승민, 최지영(2001). 착지 방법이 하지 관절의 충격 흡수 기전에 미치는 영향. **한국운동역학회지**, 10(2), 77-97.

조성초(2004). 눈가림이 드롭랜딩의 착지 동작에 미치는 영향. **한국체육학회지**, 43(3), 851-860.

Abdel-Aziz, Y., & 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: University of Illinois.

Armstrong, R. B.(1986). Muscle damage and endurance events. *Sports Medicine*, 3(5), 370-381.

Armstrong, R. B., Ogilvie, R. W., & Schwane, J. A.(1983). Eccentric exercise-induced injury to rat skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, 54(1), 80-93.

Bartold, S., Clarke, R., Franklyn-Miller, A., Falvey, E., Bryant, A., Briggs, C., & McCrory, R.(2009). The effect of taping on plantar fascia strain: A cadaveric study. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(1), 74.

Boyer, K. A., & Nigg, B. M.(2007). Quantification of the input signal for soft tissue vibration during running. *Journal of Biomechanics* 40, 1877-1880.

Chandler, R. F., Clauser, C. E., McConville, J. T., Reynolds, H. M., & Young, J. W.(1975). *Investigation of inertial properties of the human body*. AMRL-TR-74-137, AD-A016-485. DOT-HS-801-430. Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.

Christina, K. A., White, S. C., & Gilchrist, L. A.(2001). Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. *Human Movement Science*, 3, 257-76.

Cutlip, R. G., Baker, B. A., Hollander, M., & Enseya, J.(2008). Injury and adaptive mechanisms in skeletal muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(3), 358-372.

Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Steadman, J. R.(2003). Gender differences in lower extremity kinetics, kinematics, energy absorption during drop landing. *Clinical Biomechanics*, 18, 662-669.

Devita, P., & Skelly, W. A.(1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(1), 108-115.

Dufek, J. S., & Bates, B. T.(1990). The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(2), 370-377.

- Hinman, R. S., Bennell, K. L., & Crossley, K. M.(2003). Immediate effects of adhesive tape on pain and disability in individuals with knee osteoarthritis. *Rheumatology*, 42, 865-869.
- Kellis, E., & Kouvelioti, V.(2009). Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 55-64.
- Lieber, R. L., & Friden, J.(1993). Muscle damage is not a function of muscle force but active muscle strain. *Journal of Applied Physiology*, 74, 520-526.
- Madigan, M. L., & Pidcoe, P. E.(2003). Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 491-498.
- McNitt-Gray J.(1991). Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. *International Journal of Sports Biomechanics*, 7, 201-224.
- Nigg, B. M.(1997). Impact forces in running. *Current Opinion in Orthopedics*, 8, 43-47.
- Nigg, B. M., & Bobbert, M.(1990). On the potential of various approach in load analysis to reduce the frequency of sports injuries. *Journal of Biomechanics*, 23, 3-12.
- Nigg, B. M., & Wakeling, M.(2001). Impact forces and muscle tuning: a new paradigm. *Exercise and Sport Science Reviews*, 29, 37-41.
- Wakeling, J. M., & Nigg, B. M.(2001a). Modification of soft tissue vibrations in the leg by muscular activity. *Journal of Applied Physiology*, 90, 412-420.
- Wakeling, J. M., & Nigg, B. M.(2001b). Soft-tissue vibrations in the quadriceps measured with skin mounted transducers. *Journal of Biomechanics*, 34, 539-543.
- Yoshikawa, T., Mori, S., Santiesteban, A. J., Sun, T. C., Hafsted, E., Chen, J., & Burr, D. B.(1994). The effects of muscle fatigue on bone strain. *Journal of Experimental Biology*, 188, 217-33.