드롭랜딩 시 발목테이핑 유형에 따른 운동역학적 차이 분석

이경일¹ · 홍완기¹

¹조선대학교 체육대학 체육학과

Analysis of Kinetic Differences According to Ankle Taping Types in Drop Landing

Kyung-Il Lee¹ · Wan-Ki Hong¹

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

Received 3 March 2014; Received in revised form 19 March 2014; Accepted 26 March 2014

ABSTRACT

The purpose of this study was to compare and analyze kinetic variables of lower limbs according to types of ankle taping in drop landing. For this, targeting seven male basketball players (average age: 20.8±0.74 yrs, average height: 187.4±3.92 cm, average weight: 79.8±7.62 kg) with no instability of ankle joints, the drop landing motion was conducted according to three types of inelastic taping (C-type), elastic taping (K-type), and no treatment (N-taping). Based on the result, the next conclusion was reached. First, the effect of taping for the players with stable ankles was minimal and the high load on ankle joints offset the fixing effect of inelastic taping. Thus the inelastic taping for the players with stable ankles did not have an effect on the control of dorsal flexion during one-foot landing. Second, increasing angular velocity by increasing the movable range of knee joints disperses impact forces, yet inelastic taping restricted the range of knee joint motion and at the same time increased angular velocity, adding to a negative effect on knee joints. Third, inelastic taping induced inefficient motion of Lower limbs and unstable impact force control of ankle joints at the moment of landing and produced maximum vertical ground reaction force, which led to an increase of load. Therefore, inelastic ankle taping of players whose jump actions occur very often should be reconsidered. Also, it is thought that this study has a great meaning in proving the problem of inelastic taping related to knee pain with unknown causes.

Keywords : Drop Landing, Taping, Kinetic Analysis

I. 서 론

모든 운동선수들에게 있어 부상은 경기력 저하에 가장 큰 원인이 되며, 장기적으로 지속될 경우 슬럼프 또는 운동을 중도 포기하게 되는 치명적인 문제를 야기하게 된다. 이렇듯 운동과 상해는 분리할 수 없는 일부분으로 받아들

여지고 있으며(Valk & Pivalica, 2004), 많은 스포츠 과학자들이 선수들의 부상 방지를 위한 연구를 지속적으로 수행하고 있고 선수들 또한 다양한 방법을 통해 상해를 예방하고 있다.

선수들에게서 발생하는 스포츠 상해 부위는 주로 하지이며(Hootman, Dick, & Agel, 2007), 그중 발목 염좌(sprain)가 가장 높은 빈도를 보이고, 고유수용감각의 능력 결여로 인해 재상해를 또한 높은 것으로 보고되고 있다(Hertel, 2000). 특히 농구선수들의 경우 내전(inversion)으로 인한 발목 손상 비율이 전체 운동상해의 45.9%로 가장 높으며(Mckay, Goldie, Payne, & Oakes, 2001), 90% 이상이 선수 생활 중 발목 손상을 경험한다(Leanderson

본 논문은 2013년도 조선대학교 학술진흥연구비 지원에 의한 논문임.
본 논문은 홍완기 (2014) 의 박사논문 중 일부를 발췌하였음.
Corresponding Author: Wan-Ki Hong
Department of Physical Education, College of Physical education
Chosun University, 357 Susuk-Dong, Dong-gu, Gwangju, Korea
Tel : +82-62-230-7429 / Fax : +82-62-232-7269
E-mail : bmw2053@naver.com

Nemeth & Eriksson, 1993). 이러한 발목관절의 재상해를 예방하기 위해 많은 선수들은 발목 테이핑 요법을 실시하고 있다. 테이핑은 부상 발생의 위험성이 있는 동작이나 운동에 대해 미리 관절을 고정하고 골격구조를 유지하여 관절운동을 의도적으로 제한하기 위해 사용되고 있고 (Richard, Sherwood, Schulthies & Knight, 2000; Thornton & Webster, 1996), 그 중에서도 비탄력 스포츠 테이프는 발목의 과도한 염좌로부터 발목을 보호하기 위해 많이 사용되어 왔으며, 그 효과가 높아 스포츠현장에서 가장 보편적인 방법으로 활용되고 있다(Wilkerson, 2002).

발목 비탄력 테이핑과 관련된 선행연구에서 McCaw 와 Cerullo (1999)는 비탄력 테이핑이 운동선수들의 부상 예방 및 재활과정에 효과적이며, 신체를 기능적으로 사용할 수 있도록 지지하고 보호하여 역학적인 안정성을 증가시킨다고 하였고, Refshauge, Raymond, Kilbreath, Pengel 과 Heijne (2009)은 테이핑이 발목움직임을 감소시켜 발목 염좌의 발생률을 낮추고 상해를 예방할 수 있다고 보고하였다.

이와 같이 비탄력 테이핑으로 인한 발목관절의 움직임 제한은 발목 안정성에 긍정적 영향을 미친다고 해석할 수 있다. 그러나 동역학적(inverse dynamic)관점에서 본다면 인체는 연결된 고리(kinetic chain)로 정의되어 한 관절에서 움직임이 제한될 경우 보상작용에 의해 다른 관절로 부하를 전달하게 되는(Hasson, Dugan, Doyle, Humphries & Newton) 보상 기전(indemnification machanism)이 일어난다. 이는 드롭랜드 시 발목관절의 비탄력 테이핑이 무릎관절에 부정적 영향을 미칠 수 있으며, 비탄력 발목테이핑이 가자미근(soleus)의 근활성도를 감소시킨다는 Lee (2001)의 연구가 이를 뒷받침한다고 볼 수 있다. 따라서 비탄력 발목 테이핑이 드롭랜드 시 무릎관절에 부정적 영향을 미치는지를 규명할 필요가 있다. 특히 많은 아마추어 운동선수들의 경우 평소 연습상황에서는 경제적 여건으로 인해 테이핑을 실시하지 않고 정식시합 또는 연습경기에서만 간헐적으로 테이핑을 실시하고 있어 적응력이 떨어진다. 이에 본 연구에서는 비탄력 테이핑, 탄력 테이핑, 통제 처치의 세가지 유형에 따라 드롭랜드 시 하지의 운동역학적 변인에 미치는 영향을 분석하여 스포츠 현장에서 테이핑을 적절히 활용하는데 있어서 이론적 근거를 제시하고, 나아가 무릎관절 상해 기전의 중요한 기초자료를 제공하기 위해 실시하였다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구의 연구대상자는 최근 3개월간 하지관절의 어떠한

부상도 없고 평소 운동 중 발목 불안정성을 느끼거나 계단을 오르내릴때 발목관절의 불편감을 느끼지 않으며 연습경기 또는 본 경기 시 비탄력 발목테이핑을 실시하는 C대학 농구선수 7명(나이 평균: 20.8 ± 0.74 yrs, 신장 평균: 187.4 ± 3.92 cm, 체중 평균: 79.8 ± 7.62 kg)으로 선정하였다.

2. 실험 절차

드롭랜드 시 발목테이핑 유형에 따른 운동역학적 요인을 분석하기 위하여 C대학교 실험실에서 실시하였으며, 반사마커는 <Figure 1>과 같이 인체관절의 중심점과 하지 분절에 각각 지름 2 cm인 마커 총 10개를 부착하였다. 각 대상자의 관절점과 하지 분절 좌표를 얻기 위하여 6대의 적외선 카메라(Motion Master 200, Visol, Korea)를 사용하였고 촬영 속도 100 Hz로 영상을 수집하였으며, 근전도는 Noraxon Myoresearch(Noraxon, USA)를 사용하였다.

정확한 실험을 위하여 각 피험자들이 연습할 수 있는 시간을 충분히 제공한 후 드롭랜드 동작을 촬영하였으며, 실험은 2가지 테이핑 방법과 무처치(맨발)의 3가지 조건에서 실시하였다. 천으로 만들어진 비탄력 테이핑(Cloth type: C-type)은 M Tape (mueller sports medicine, USA)을 사용하여, Perrin (2005)이 제안한 방법으로 동일한 검사자의 의해 실시되었으며, 실험 시 최대한 동일한 강도로 테이핑을 적용하도록 하였다.

탄력 테이핑(K-type)은 약물처리가 없고 근육 신장도에 비해 1.3배정도의 탄력성이 있는 천에 접착력을 추가한 넓이 5 cm인 베네팍트(nippon sigmax, Japan)를 사용하여 비탄력 테이핑과 같은 방법을 이용해 발목관절 테이핑을 실시하였다.

착지에 있어서 가장 안정적이고 이상적인 방법은 양발 착지(double landing)이지만, 실제 경기나 연습상황에서 착지 형태는 양발보다는 한발 착지가 많이 발생하며(Kim, 2007), 충격흡수 전략의 의해 한발 착지가 더 큰 부상을

Figure 1. Markers position

유발할 수 있기 때문에 한발 드롭랜딩 동작을 실시하였다. 드롭랜딩 시 40 cm 높이의 고정 의자를 이용하였으며, 지면반력기로부터 후방으로 20 cm 거리에 설치하였다. 드롭랜딩 동작은 준비 동작에서 왼발을 들고 점프동작 없이 발을 교차하면서 오른발이 지면반력기 위로 착지하도록 하였고 이때 발목관절로 제어할 수 있게 발 앞부분으로 떨어지게 하였다. 드롭랜딩 동작 시 손의 영향을 제어하기 위해 손을 가슴에 교차하도록 하였고, 수회 동작을 실시하여 손으로 바닥을 집거나 몸의 중심을 잃어 두발이 지면에 닿는 동작, 안정된 자세를 유지하지 못하는 동작을 제외하고 정확히 착지되었다고 판단되는 2회의 동작을 최종 자료로 수집하였다.

3. 자료 처리 및 분석

1) 영상분석

영상 분석에서는 통제점 및 인체관절의 중심점의 좌표화와 동조를 거쳐 Abdel-Aziz 와 Karara (1971)의 일차선형변환방법(Direct Linear Transformation method [DLT])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(Visol, Korea) 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, Evans와 Abdelnour (1983)의 자료를 사용하였다. 이때 각 관절의 중심점을 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(quadiceps) 중 표면에 위치한 대퇴직근(rectus femoris)과 내측 비복근(gastrocnemius)에 2개의 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(Noraxon, USA) 프로그램을 이용하였다. 근전도 분석은 실험을 통해 얻은 원 자료의 데이터 신호는 전파정류(full wave rectification)를 실시

하고 50 ms 평균(RMS)을 이용하여 평활화(smoothing)한 후 발견된 최대값을 해당근육의 최대근전도값으로 하였다. 그리고 10 Hz의 고역 필터와 500 Hz의 저역필터를 사용하여 필터링(low-pass filtering)하였다.

3) 비복근 / 대퇴직근 근비율 (Gastrocnemius/Rectus femoris ratio)

G/R ratio 은 아래 공식과 같이 계산하였다.

$$\text{G/R ratio} = \frac{\text{비복근(Gastrocnemius)}}{\text{대퇴직근(Rectus femoris ratio)}} \times 100 \quad (1)$$

4) 부하율

부하율의 계산 공식은 다음과 같다.

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

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

5) 분석국면

본 연구의 분석 국면은 랜딩 동작 시 초기지면반력 접촉(contact)과 최대무릎굴곡각의 기준으로 <Figure 2>와 같이 설정하였다.

Drop E1 (GRFz +20 N)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.

4. 통계처리

세 가지 조건에서 드롭랜딩 시 운동학적, 운동역학적 변

Figure 2. Drop landing phase

인들에 대한 차이를 검정하기 위하여 SPSS 18.0(IBM, USA) 통계 프로그램을 사용하여 one-way ANOVA로 분석하였고, 근전도(EMG) 데이터의 경우 개인차를 고려해 z점수가 3.0보다 큰 값을 제외한 값을 이용해 평균과 표준편차를 구하였다. 유의수준은 $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

III. 결 과

1. 발목관절의 운동역학적 변인

<Table 1>은 세 가지 유형에 따른 발목관절의 운동역학적 변인의 차이를 나타낸 것이다.

발목관절 각도변화에서 테이핑 유형에 따라 통계적으로 유의한 차이가 없었고, 발목관절 각속도 또한 유의한 차이가 없었다. 발목관절 최대굴곡각 차이에서 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 하지만 테이핑 유형에 따른 비복근 근활성도 차이에서는 유의한 차이가 있었으며, C-type이 Non taping보다 약 $131 \mu V$ 낮은 근활성도 값을 보였다

($p < .05$). 이러한 결과는 테이핑 유형에 따라 비복근 근활성도의 차이가 있음을 의미한다.

2. 무릎관절의 운동역학적 변인

<Table 2>는 세 가지 유형에 따른 무릎관절의 운동역학적 변인의 차이를 나타낸 것이다.

무릎관절 최대굴곡각에서 테이핑 유형에 따라 통계적으로 유의한 차이가 없었고, 무릎관절 각속도 또한 유의한 차이가 없었다. 그러나 무릎관절 굴곡모멘트에서는 통계적으로 유의한 차이가 있었으며($p < .05$), 사후검정 결과 C-type이 Non taping보다 약 0.06 Nm/kg 높게 나타났으며, K-type과도 통계적 유의차는 없었으나 약 0.02 Nm/kg 높은 굴곡모멘트 값을 보였다. 테이핑 유형에 따른 대퇴직근 근활성도 차이에서 유의한 차이가 없었으나, G/R ratio는 유의한 차이가 있었으며($p < .05$), 사후검정 결과 C-type이 Non taping보다 약 69%의 높은 G/R ratio를 보였다. 이러한 결과는 테이핑 유형에 따라 최대굴곡모멘트와 하지

Table 1. Changes of ankle joint according to taping types

Variable	C-type (C)	K-type (K)	Non taping (N)	Post-Hoc
Ankle angular variation (deg)	41.08±5.96	40.95±3.72	43.50±6.68	-
Ankle angular velocity (deg/s)	-338.63±38.19	-333.20±30.96	-344.83±52.01	-
Max ankle dorsi flexion (deg)	82.47±4.07	82.64±3.29	81.41±6.05	-
Gastrocnemius muscle activity (μV)	194.25±44.87	256.37±46.99	325.34±42.47*	C<N

C-type: cloth taping; K-type: kinesio taping

* $p < .05$, gastrocnemius muscle activity(μV): average values of 10 trials except 4 trials with bigger specimen numbers than 3.0 in a z-score

Table 2. Changes of knee joint according to taping types

Variable	C-type (C)	K-type (K)	Non taping (N)	Post-Hoc
Max knee flexion (deg)	117.97±5.84	118.13±4.83	118.75±13.25	-
Knee angular velocity (deg/s)	-360.05±32.91	-362.75±33.96	-333.79±54.23	-
Peak knee flexion moment (Nm/kg)	0.20±0.04	0.18±0.04	0.14±0.04*	N<C
Rectus femoris muscle activity (μV)	181.78±23.45	171.09±36.08	146.66±48.93	-
G/R muscle activity ratio (%)	122.05±27.07	163.34±51.71	191.52±45.43*	C<N

C-type: cloth taping; K-type: kinesio taping

* $p < .05$, gastrocnemius muscle activity(μV): average values of 11 trials except 3 trials with bigger specimen numbers than 3.0 in a z-score

Table 3. load factor and maximum vertical ground reaction according to taping types

Variable	C-type (C)	K-type (K)	Non taping (N)	Post-Hoc
Loading rate(N/kg/sec)	2.83±0.71	2.39±0.54	2.09±0.59*	N<C
X-axis (N/kg)	0.24±0.20	0.10±0.08	0.11±0.09*	K<C
GRFmax Y-axis (N/kg)	-0.80±0.23	-0.18±0.19	-0.17±0.15	-
Z-axis (N/kg)	3.36±0.77	2.96±0.57	2.80±0.51*	N<C

C-type : cloth taping; K-type: kinesio taping

* $p < .05$

근육의 근활성도에 차이가 있음을 의미한다.

3. 부하율과 최대지면반력

<Table 3>은 세 가지 유형에 따른 부하율과 최대지면반력 변인의 차이를 나타낸 것이다.

부하율에서 테이핑 유형에 따라 통계적으로 유의한 차이가 있었고($p<.05$), 사후검정 결과 C-type이 Non taping 보다 약 0.74 N/kg/sec 높은 부하율을 보였다. 최대지면반력에서는 좌우(X)방향과 수직(Z)지면반력에서 통계적으로 유의한 차이가 있었으며($p<.05$), 좌우(X)방향에서는 C-type이 K-type보다 높은 값을 보였고, 수직(Z)에서는 C-type이 Non taping보다 높은 값을 보였다. 그러나 전후(Y)방향 지면반력에서는 통계적 유의차가 없었다. 이러한 결과는 테이핑유형에 따라 부하율과 최대좌우 및 수직지면반력에 차이가 있음을 의미한다.

IV. 논 의

1. 발목관절의 운동역학적 변인 차이

정상적인 발목관절은 10-20°의 배측굴곡과 45-50° 저측굴곡, 22° 내변과 12°의 외변 움직임이 나타나며, 이러한 움직임은 하퇴(shank)의 근 수축력에 의해 조절된다. 하지만 발목 불안정성을 가진 선수들은 정상적인 가동범위를 넘어서는 기능적 발목 불안정성이 나타나고, 이러한 불안정성을 보완하기 위해 비탄력 발목테이핑을 실시하고 있다.

선행연구에 의하면 Refshauge 등 (2009)은 발목 불안정성을 가진 선수들을 대상으로 한 연구에서 비탄력 발목테이핑은 관절의 배측굴곡 및 저측굴곡 제한에 효과적이라고 보고하였고, Purcell, Schuckman, Docherty, Schrader와 Poppy (2009)는 그 효과가 운동 후 최소 30분 이상 지속된다고 하였다. 또한 Kim과 Cho (2009)는 점프 후 착지 시 비탄력 테이핑이 발목움직임을 제한하는 효과로 인해 배측굴곡 각속도를 감소시킨다고 하였다. 이와 같이 선행연구들은 비탄력 테이핑이 발목 움직임 제한에 효과가 있다고 제시하고 있다. 하지만 본 연구에서는 C-type이 K-type과 Non-taping보다 관절가동범위에 뚜렷한 제한을 가져오지 않았으며, 최대 배측굴곡각 또한 테이핑 유형에 따라 차이가 없었다. 앞선 두 변인에 영향을 미치는 각속도에서도 Non-taping이 빠른 경향을 보였으나 통계적 차이는 나타나지 않았다. 이러한 결과는 크게 두 가지 의미로 해석될 수 있으며, 첫째, 연구대상자의 차이이다. 앞선 선행연구들은 본 연구와 다르게 반복적인 발목염좌를 호소하는 대상자들을 선정하여 결과를 제시하였고 본 연구는

발목안정성을 가진 대상자들을 선정하였기 때문이다. 또 다른 원인은 연구방법에 차이이다. 본 연구는 지정된 높이에서 자유 낙하하는 드롭랜딩 동작을 한발로 실시하였고 앞선 선행연구들은 제자리 수직점프 혹은 두발 착지, 고정된 자세에서의 관절 움직임을 측정하였다. 이는 전체 체중이 한쪽 하지로 전달되었을 시 비탄력 테이핑이 발목으로의 큰 부하(load)를 제어하지 못한 결과로 해석될 수 있으며, 이러한 차이가 상반된 결과를 도출하였다고 판단된다. 하지만 발목 배측굴곡 시 신장성 근육으로 작용하는 비복근의 근활성도는 C-type이 가장 낮은 것으로 나타났다. 이는 두 가지 유형과 다르게 비탄력 테이핑이 배측굴곡 시 신장성 수축(eccentric contraction)을 담당하는 비복근의 보조역활을 수행한 것으로 사료된다. 이를 종합해 보면 발목 안정성을 가진 선수들은 발목관절로의 높은 부하는 비탄력 테이핑의 고정 효과를 상쇄시키는 결과를 보인다고 해석될 수 있고 비록 비탄력 테이핑이 움직임 제한에 효과를 보인진 않았지만 비복근의 근활성도에 영향을 미친 것으로 판단된다.

2. 무릎관절의 운동역학적 변인 차이

착지 시 무릎관절에서 발생하는 운동학적 및 운동역학적 변인은 동역학적(inverse dynamic)관점에서 발목관절의 움직임에 따라 변화할 수 있다. 본 연구에서는 무릎관절 모멘트와 G/R ratio가 유의한 차이를 보였으며, 통계적 유의차가 나타나지 않았지만 각속도에서도 C-type이 빠른 경향을 보였다. 선행연구에서 Decker, Torry, Wyland, Sterett과 Richard Steadman (2003)은 착지 시 관절 각속도를 빠르게 하는 에너지 흡수 전략을 통해 무릎관절의 외부 충격력을 분산시켜 상해 위험을 줄일 수 있다고 하였다. 그러나 드롭랜딩 시 무릎 관절에서 각속도가 빠르다는 것은 고정된 경골에 대해 회전 축(무릎관절)을 기준으로 대퇴(thigh)의 수직하강속도가 빠르다는 것을 의미하여, 대퇴(thigh)의 운동역학적 에너지가 크다고 설명될 수 있다. 또한 무릎관절 움직임을 제어하기 위해 대퇴사두근의 신장성 근수축(eccentric contraction)이 증가하게 된다. 이러한 두가지 변인 증가는 무릎관절의 과부하를 일으킬 수 있는 원인이 되며 상해를 일으킬 확률이 높다는 것을 의미할 수 있고 착지 시 대퇴사두근의 강한 근수축은 경골의 전방 전단력(tibia anterior shearing force)을 증가시켜 전방십자인대 손상을 야기한다는 Li, Rudy와 Sakane (1999)의 연구가 이를 뒷받침한다. 따라서 Decker 등 (2003)의 상반된 결과해석은 다음과 같이 논의 할 수 있다. 착지 동작에서 무릎관절의 가동범위(Range of Motion [ROM])를 크게 하면서 각속도를 증가시키는 것은 충격력을 분산시키는 효과를 가져 오지만 본 연구에서와 같이 무릎관절 가동범위

Figure 3. Change aspects of knee joint moment according to taping types

의 차이 없이 각속도만의 증가는 무릎관절의 부하를 증가시킨다고 설명될 수 있다. 결과적으로 무릎관절 최대굴곡각에 큰 차이를 보이지 않았지만 각속도와 대퇴직근의 근활성도, G/R ratio의 차이가 무릎관절 모멘트를 증가시키는 원인으로 작용하였다고 생각되며 비탄력 테이핑으로 인해 발목 압박력이 발생하여 비복근의 근활성화가 제한되면서 대퇴직근의 부담이 증가한 것으로 사료된다. <Figure 3>은 착지 시점을 동일하게 한 상태에서 테이핑 유형에 따른 drop landing phase의 무릎관절모멘트 변화 양상을 나타낸 것이다. 테이핑 유형에 따라 무릎관절모멘트의 뚜렷한 변화 차이가 나타난 것을 볼 수 있으며, C-type은 착지 순간부터 모멘트가 발생하여 최대모멘트가 가장 크게 발생하였다. 이에 반해 나머지 두 유형은 착지 후 무릎모멘트가 발생하며 최대모멘트 또한 C-type보다 작게 나타났다.

3. 부하율과 최대지면반력 차이

드롭랜딩 시 하지관절에 가해지는 부하를 측정하는 것은 하지 관절상해를 예측할 수 변인 중 하나이다. 착지 시 하지관절의 자연스러운 움직임은 연착(軟着)을 유도할 수 있어 하지의 각 관절로 전달되는 충격량을 감소시킬 수 있다. 이에 본 연구에서는 발목관절의 비탄력 테이핑이 부하율과 최대지면반력에 미치는 영향을 분석하였다. 그 결과 부하율과 좌우지면반력, 수직지면반력에서 유의한 차이가 나타났다.

부하율은 최초 수직지면반력값과 최대 수직지면반력값, 그리고 수직지면반력이 최초로 일어난 시간부터 최대수직지면반력이 발생하는 시간으로 계산된다. 따라서 부하율의 증가는 지면으로부터 발생하는 지면반력을 효과적으로 분산시키지 못하는 결과이며, 이는 무릎관절로의 높은 부하가 전달되는 것을 의미한다. <Figure 4>은 착지 시점을

Figure 4. Change aspects of GRF-Z according to taping types

동일하게 한 상태에서 테이핑 유형에 따른 수직지면반력의 변화양상을 나타낸 것이다.

위 그림에서 보는 바와 같이 C-type의 최대수직지면반력이 상대적으로 높은 것을 알 수 있으며, 같은 착지 시간에서 상대적으로 높은 수직지면반력은 부하율 증가에 원인이 된다. 이는 앞서 논의된 무릎관절의 각속도 변인과 최대굴곡각과 관련지어 설명되며, 통계적 유의차는 나타나지 않았지만 C-type의 각속도가 약 $-27^\circ/s$ 높게 나타났고, 무릎관절가동범위의 큰 차이가 없는 것이 원인이 된 것으로 보여진다. 이러한 결과는 테이핑으로 인해 하지관절의 효율적인 움직임이 일어나지 않았고 착지순간 발목관절의 충격력 제어가 제대로 이루어지지 않아 짧은 시간 내에 최대수직지면반력이 발생하여 부하율이 증가한 것으로 사료된다. 하지만 선행연구에서 Riemann, Schmitz, Gale 와 McCaw (2002)는 착지 시 테이핑이 수직지면반력에 유의한 영향을 미치지 않으며, Kim, Cho와 Lee (2009)는 비탄력 테이핑이 최대수직지면반력을 감소시키며 좌우 COP 움직임에 긍정적 영향을 미친다고 보고하여 본 연구와 상반된 결과를 나타나 이에 대한 후속연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 드롭랜딩 시 발목 테이핑 유형에 따른 하지의 운동역학적 변인 차이를 비교·분석하였다. 이를 위하여 발목관절의 불안정성이 없는 남자 농구선수 7명을 대상으로 비탄력 테이핑, 탄력 테이핑, 무처치의 세 가지 유형에 따라 드롭 랜딩 동작을 수행하였으며, 그 결과를 토대로 다음과 같은 결론에 도달하였다.

첫째, 발목 안정성을 가진 선수들은 비탄력 테이핑의 효과가 극히 제한적이며 발목관절로의 높은 부하는 비탄력 테이핑의 고정 효과를 상쇄시킨다. 따라서 발목 안정성을

가진 선수들의 비탄력 테이핑은 한발 착지 시 발목 배측 굴곡 움직임 제어에 영향이 없다.

둘째, 무릎관절의 가동범위를 크게 하면서 각속도를 증가시키는 것은 충격력을 분산시키는 효과를 보이지만, 비탄력 테이핑은 무릎관절의 가동범위의 제한과 함께 각속도를 증가시켜 무릎관절에 부정적 영향을 주었다.

셋째, 비탄력 테이핑으로 인해 하지관절의 비효율적 움직임이 나타났고 착지 순간 발목관절의 충격력 제어가 불안정하여 짧은 시간 내에 최대수직지면반력이 발생하여 부하를 증가시켰다.

이를 종합해 보면 선행연구에서 제시한 것과 같이 비탄력 테이핑은 발목관절의 회외(supination)와 회내(pronation)를 제한하여 발목관절 안정성을 높일 수 있지만 비탄력 테이핑이 하지의 운동역학적 기전에 영향을 미쳐 두 번째 충격흡수 관절인 무릎관절에 부정적 영향을 주는 것으로 나타났다. 따라서 점프 동작이 빈번히 발생하는 운동선수들의 비탄력 발목 테이핑은 고려되어야 할 것이며 본 연구에서 제기된 비탄력 테이핑의 문제점이 원인 없는 무릎통증과 관련 있다는 것을 입증하는 연구로 의미하는 바가 크다고 사료된다.

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 Smpoium of Close-Range Photogrammetry. Urbana, IL.
- Cram, J. R., Kasman, G. S., & Holtz, J. (1998). *Introduction the Surface Electromyography*, 2nd ed. An Aspen Publication.
- Decker, M. J., Torrey, 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.
- 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.
- Hertel, J. (2000). Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Medicine*, 29(5), 361-371.
- Hootman, J. M., Dick, R., & Agel, J. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of Athletic Training*, 42(2), 311-319.
- Kim, K. H. (2007). *Effects of balance training in the soccer player during drop landing*, Unpublished doctoral dissertation, Graduate School of Yonsei University.
- Kim, K. H., Cho, J. H. (2009). The effects of ankle taping on ankle angular velocity, ground reaction force and postural stability during jump landing on athlete with functional ankle instability. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 19(3), 519-528.
- Kim, K. H., Cho, J. H. & Lee, S. C. (2009). The Effect of taping on lower extremity during jump landing in subjects with functional ankle instability. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 19(2), 265-272.
- Leanderson, J., Nemeth, G., & Eriksson, E. (1993). Ankle injuries in basketball players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 1, 200-202.
- Lee, C. H. (2001). Ankle taping and vertical drop landing. *Korean Research Society of Physical Therapy*, 8(4), 17-29.
- 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.
- McCaw, S. T., & Cerullo, J. F. (1999). Prophylactic ankle stabilizers affect ankle joint kinematics during drop landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(5), 702-707.
- McKay, G. D., Goldie, P. A., Payne, W. R., & Oakes, B. W. (2001). Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *British Journal of Sports Medecine*, 35, 103-108.
- Perrin, D. H. (2005). *Athletic Taping and Bracing*. Human Kinetics.
- Plagenhoef, S. (1983). Anatomical data for analyzing human motion. *Research Quarterly for Exercise and Sports*, 54(2), 169-178.
- Purcell, S. B., Schuckman, B. E., Docherty, C. L., Schrader, J., & Poppy, W. (2009). Differences in ankle range of motion before and after exercise in 2 tape conditions. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(2), 383-389.
- Refshauge, K. M., Raymond, J., Killbreath, S. L., Pengel, L., & Heijnen, I. (2009). The effect of ankle taping on detection of inversion-eversion movements in participants with recurrent ankle sprain. *The American journal of sports Medicine*, 37(2), 371-375.
- Richard, M. D., Sherwood, S. M., Schulthies, S. S., & Knight, K. L. (2000). Effects of tape & exercise on dynamic ankle inversion. *Journal of Athletic Training*, 35(1), 31-37.
- Riemann, B. L., Schmitz, R. J., Gale, M., McCaw, S. T. (2002). Effect of ankle taping and bracing on vertical ground reaction forces during drop landings before and after treadmill jogging. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 32(12), 628-635.
- Thornton J. L., & Webster J. A. (1996). The "tape Cast" functional taping for the injured athlete. *Journal of Athletic Training*, 31(2), 179-181.
- 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.
- Valk, T., & Pivalica, D. (2004). Handball: The beauty or the beast. *Croatian Medical Journal*, 45(5), 526-530.
- Wilkerson, G. B. (2002). Biomechanical and neuromuscular effects of ankle taping and bracing. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 436-445.