Korean Journal of Sport Biomechanics
Vol. 22, No. 3, September 2012, 315-324

ISSN 1226-2226(Print), ISSN 2093-9752(Online)
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2012.22.3.315
http://www.kssb.or.kr

드롭랜딩 시 높이 변화에 따른 인체 분절의 충격흡수 전략에 관한 연구

조준행[1] · 고영철[2] · 이대연[2] · 김경훈[2]
[1] 한성대학교 교양교직학부 · [2] 연세대학교 교육과학대학 체육교육학과

The Study of Strategy for Energy Dissipation During Drop Landing from Different Heights

Joon-Haeng Cho[1] · Young-Chul Koh[2] · Dae-Yeon Lee[2] · Kyoung-Hun Kim[2]
[1] *Department of General Education Program, Hansung University, Seoul, Korea*
[2] *Department of Physical Education, College of Science in Education, Yonsei University, Seoul, Korea*
Received 31 July 2012; Received in revised form 16 August 2012; Accepted 15 September 2012

ABSTRACT

The purpose of current study was to investigate the effects of the heights on the lower extremities, torso and neck segments for energy dissipation during single-leg drop landing from different heights. Twenty eight young healthy male subjects(age: 23.21±1.66 yr, height: 176.03±4.22 cm, weight: 68.93±5.36 kg) were participated in this study. The subjects performed the single-leg drop landing from the various height(30, 45 & 60 cm). Force plates and motion-capture system were used to capture ground reaction force and kinematics data, respectively. The results were as follows. First, the ROM at the ankle, knee, hip and trunk was increased with the increased heights but the ROM at the neck was increased in the 60cm. Second, the angular velocity, moment and eccentric work at the ankle, knee, hip, trunk, and neck was increased with the increased heights. Third, the contribution to total work at the knee joint was not significantly different, while the ankle joint rate was decreased and hip and neck rate was increased in the 60cm, and trunk rate was increased with the increased heights. Lastly, the increase in landing height was able to augment the level of energy dissipation not only at the lower extremities but also at the trunk and neck. The findings showed that drop landing affect trunk and neck with lower extremity joints. Therefore, we need to consider that trunk and neck strengthening including stability should be added to reduce sports injury during prevention training.

Keywords : Energy Dissipation, Landing Height, Kinematic, Kinetic, Landing Mechanism

Ⅰ. 서 론

걷기, 달리기, 뛰기, 점프 등과 같은 인간의 기본 동작 중에서 점프와 착지는 인체에 가해지는 내-외적인 충격의 양이 큰 동작이며(Cavanagh & Lafortune, 1980; Dufek & Bates, 1990), 실제의 스포츠 부상과 밀접한 관련성이 있다(Boden, Dean, Feagin & Garrett, 2000; Safran, Benedetti, Bartolozzi & Mandelbau, 1999).

Corresponding Author : Kyoung-Hun Kim
Department of Physical Education, Yonsei University, Shinchon-dong, Seodaemun-gu, Seoul, Korea
Tel : +82-2-2123-4720 / Fax : +82-62-572-5651
E-mail : a-trainer@hanmail.net

특히, 점프 이후 연속적으로 동반되는 착지 동작은 적절한 착지전략의 사용여부에 따라 부상 발생과 예방에 큰 영향을 미치게 되며, 이와 관련하여 여러 연구도 활발하게 진행되어져 오고 있다(Devita & Skelly, 1992; McNitt-Gray, 1993; Olsen, Myblebust, Engebretsen & Bahr, 2004; Yeow, Lee & Goh, 2010; Zhang, Bates & Dufek, 2000).

착지 시 발생하는 지면반력은 관절과 관절 주위의 연부조직에 영향을 미치는 주요한 요인으로써(Boling, Bolgla, Mattacola, Uhl & Hosey, 2006; Boling et al., 2009; Dufek & Bate, 1990; Torry et al., 2011; Laughlin et al., 2011), 착지 시 발생되는 충격의 양이 클수록 근골격계 부상의 위험성도 증가하게 된다.

따라서 착지 시 생성되는 충격을 제어하기 위한 적절한 방

법과 전략을 사용하여 근육과 관절에 가해지는 역학적인 힘을 분산시키는 것이 무엇보다도 중요하다(Yeow, Lee & Goh, 2011; Zhang et al., 2000).

착지 시 발목, 무릎, 엉덩 관절의 굴곡 움직임을 증가시켜야 충격을 효율적으로 흡수하고 분산시킬 수 있으며(Gross & Nelson, 1988; Shultz, Schmitz, Nguyen & Levine, 2010; Yeow, Lee & Goh, 2011), 더불어 효과적으로 충격을 흡수하기 위해서는 각 관절의 굴곡 각속도를 증가시켜야 한다(Gardner, McCaws, Laudner, Smith & Stafford, 2012). 그러나 각 관절의 굴곡 움직임과 각속도와 같은 운동학적 변인들은 근육에서 발생된 신장성 수축에 의해 조절이 되므로(Zhang et al. 2000), 착지 시 신장성 수축을 통한 모멘트와 움직임의 변화량에 대해 분석의 필요성이 느껴진다.

이처럼 여러 선행연구에서는 착지 시 충격의 흡수와 자세 제어를 위해 자세적인 측면에서 발목과 무릎, 엉덩 관절의 움직임과 각속도의 증가를 강조하였고, 역학적인 측면에서는 각 관절의 관절 일량(joint work)과 일량의 비율(contribution to total work) 등의 비율을 적절히 조절하는 것이 중요하다고 하였다(Coventry, O'Connor, Hart, Earl & Ebersole, 2006; Zhang et al., 2000).

앞서 살펴본 바와 같이 착지 과정에서 발생하는 큰 충격을 효율적으로 제어하기 위해서는 하지 관절의 역할이 무엇보다도 중요하며, 기존의 연구들에서도 이러한 부분에 대해 초점이 맞추어져왔다. 그러나 기본적인 인간의 동작이 아닌 과도한 인체의 움직임을 요구하는 스포츠 경기 중 점프의 높이가 증가하게 될 경우에는 충격에 대한 하지 관절에서의 제어가 한계에 이르게 됨으로써, 이 충격이 하지 관절뿐만 아니라 몸통을 거쳐 머리에 까지도 전달될 수 있게 된다(Devita & Skelly, 1992; Dufek & Bates, 1991; Dufek & Zhang, 1996; Gardner, McCaws, Laudner, Smith & Stafford, 2012; Gross & Nelson, 1988).

착지 시 머리의 질량을 고려해보면 전신을 이용한 적절한 충격흡수 전략이 무엇보다 중요하며, 이러한 이유는 허리나 목의 부상과도 밀접한 관련이 있기 때문이다. 즉, 높이에 따라 변화하는 외적인 환경요인에 대해 인체가 올바른 충격흡수 전략을 사용하지 못할 경우에는 하지 관절에 부상의 위험성이 발생할 수 있으며(Dufek & Bates, 1990), 이뿐만 아니라 허리와 목에서도 부상의 위험성이 증가할 수도 있을 것이다.

기존의 선행연구에서 대부분 하지 관절을 중심으로 다양한 측면의 분석이 이루어져 왔으나 몸통과 머리와 관련한 연구는 부족한 실정이다. 충격을 적절하게 제어하고 분산시키는 것은 하지 관절 뿐 아니라 몸통과 목 관절에도 중요하며, 이와 관련하여 하지 관절의 전략 뿐 아니라 충격에 대한 몸통과 목을 포함한 전신의 충격 흡수 전략과 제어 과정을 분석하는 것도 중요할 것이다.

따라서 본 연구에서는 착지 시 인체 분절에 가해지는 충격을 흡수하고 제어하기 위해 하지 관절과 몸통, 목의 분절이 어떻게 동원되고 사용되어지는지를 알아보기 위해 서로 다른 점프 높이에서 착지 할 때의 자세 변인과 역학적인 변인에 대해 분석하고 높이에 따른 충격흡수 전략의 변화를 몸통과 목을 중심으로 정량화 하고자 한다.

Ⅱ. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구에 참가한 대상자들은 농구 및 축구, 배드민턴 등의 점프 동작을 포함하고 있는 스포츠 동아리 활동을 주 1회 이상 즐기는 대상자들로써, 점프 및 착지 동작에 익숙한 28명의 남자 대학생들(연령 : 23.21 ± 1.66 years, 신장 : 176.03 ± 4.22 cm, 체중 : 68.93 ± 5.36 kg)이 참가하였다. 이들 모두는 최근 6개월 내 하지 관절 및 전신에 어떠한 부상 경험도 없었으며, 현재 정형외과적인 질환 및 어떠한 통증이 없는 자들이었다.

이들 모두는 오른발잡이였으며, 실험 전 모두에게 실험의 목적과 방법을 충분히 설명한 후 참가신청서를 작성 뒤 실험에 참가하게 하였다.

2. 실험 장비

착지 동작에 대한 영상 자료를 습득하기 위해 8대의 적외선 Vicon camera(Vicon Camera, Vicon MX-F20, Oxford Metrics, Oxford, UK)를 이용하여 3차원 동작 분석을 실시하였으며, 200 Hz로 수집하였다. 각 관절의 운동역학적인 자료를 습득하기 위해 1대의 지면반력기(AMTI, OR6-7, Watertown, MA)를 사용하였으며, 착지 시 지면과의 높이를 맞추기 위해 지면에 묻어 사용하였고 2000 Hz로 수집하였다.

3. 실험 절차

본 실험은 모 대학교 운동역학 실험실에서 진행하였으며, 실험 중 발생할 수 있는 부상을 예방하기 위해 약 20분간의 워밍업을 통해 준비운동을 실시하였다.

개개인의 복장 및 신발에 의한 에러를 제거하기 위해 이들 모두는 검정색 스판 타이즈 재질의 전신 운동복과 A사의 운동화를 착용하게 하였으며, 복장 착용 후 신체특성을 측정하기 위해 신장 및 체중, 각 관절의 너비를 측정하였다.

영상 데이터를 습득하기 위해 <Figure 1>과 같이 해부학적 경계점에 14 mm 구형 반사 마커 35개를 부착하였다.

드롭랜딩 시 착지의 높이를 통제하기 위해 자체적으로 제작

한 목제 점프대를 이용하였으며, 높이는 30, 45, 60 cm 였고, 지면반력기와의 거리는 20 cm 였다(Figure 2).

스포츠 경기 중 착지 동작은 한발 착지(single leg landing)가 많이 나타나며, 하지 관절의 부상 또한 한발 착지 시 많이 발생하므로(Olsen et al., 2004), 본 연구에서는 주사용발(dominant leg)인 오른쪽 다리만을 이용한 착지 동작을 실시하도록 하였다. 착지 시 발생된 충격이 비교적 낮은 연성 착지(soft landing)을 실시하도록 유도하였으며, 각 관절의 움직임을 증가시켜 충격을 충분하게 흡수할 수 있도록 지시하였다.

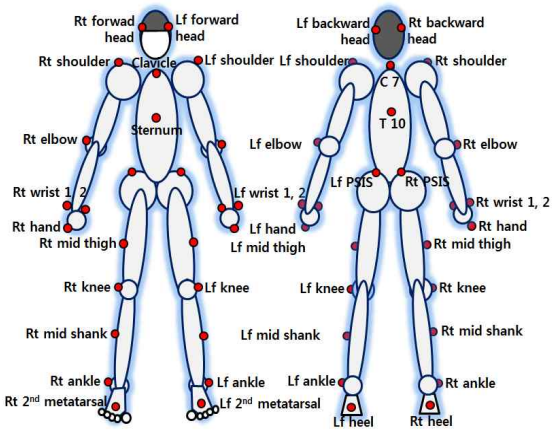


Figure 1. Anatomical landmark

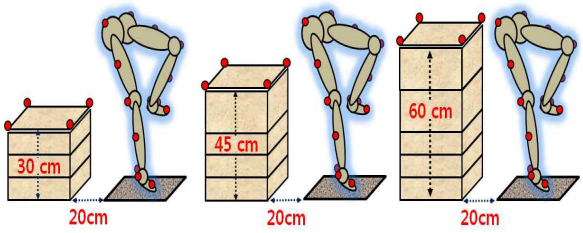


Figure 2. Jump box heights & Force plane form condition

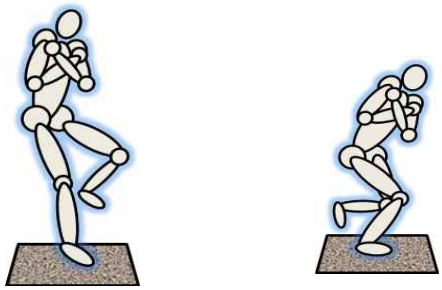
착지 시 양팔의 움직임에 의한 하지 관절 움직임의 에러를 최소화하기 위해 양손은 양어깨에 교차시켜 고정하였으며 <Figure 3>, 각각의 높이에서 착지 동작 시 발생할 수 있는 학습효과를 제거하기 위해 랜덤하게 실시되어졌다.

성공적이지 못한 착지 동작은 다음과 같이 정의하였다. 점프대 보다 높게 점프하여 착지할 경우, 착지 중 양손 중 한손이라도 어깨에서 떨어지는 경우, 착지 시 중심을 잡지 못하여 몸통 및 하지에 동요가 있을 경우, 지면반력기 밖으로 발이 나가는 경우, 착지 후 지면반력기 위에서 발이 떨어지거나 튕겨지는 경우 등의 동작이 나올 경우에는 실패로 간주하였으며, 성공적인 3회의 동작을 캡쳐하였다.

4. 자료 처리 및 분석

드롭랜딩 시 발목과 무릎, 엉덩, 허리 및 목의 움직임을 분석하기 위하여 Vicon Nexus 동작분석 프로그램(Vicon Motion System, Oxford Metrics, Oxford, UK)을 이용하였으며, 이를 통해 운동학적, 운동역학적인 자료를 처리한 후 Labview 6.1 버전을 이용하여 본 연구에서 필요한 결과를 산출하였다.

드롭랜딩 시 하지 및 전신의 충격흡수 기전을 살펴보기 위한 구간은 오른쪽 발이 지면에 닿는 순간(IC : initial contact)으로부터 오른쪽 무릎이 최대로 굴곡된 시점(MKF : maximum knee flexion)까지로 설정하였다(Figure 3).



IC : initial contact　　MKF : maximum knee flexion

Figure 3. Event & movement

운동학적 변인으로 가동범위(ROM : range of motion)는 충격흡수 구간(IC로부터 MKF까지)에서 각 관절의 시상면 움직임을 산출하였으며, 각속도는 충격흡수 과정 중 최대 굴곡 각속도를 산출하였다. 발목은 최대 배측굴곡 각속도를 살펴보았으며, 무릎 및 엉덩, 허리, 목은 최대 굴곡 각속도를 살펴보았다.

운동역학적인 변인으로 모멘트의 변화량(moment ROM)은 충격흡수 구간 중 각 관절에서 발생된 최소 모멘트로부터 최대 모멘트까지의 변화량을 살펴보았다.

충격흡수 기전을 살펴보기 위해 각 관절의 모멘트와 각속도를 곱하여 파워를 산출하였고(Yeow, Lee & Goh, 2009), 산출된 파워를 적분시켜 각 관절의 일량(joint work)를 산출하였으며, 양(positive)의 값은 구심성 수축에 의한 일량(구심성 일량)을 의미하며, 음(negative)의 값은 원심성 수축에 의한 일량(원심성 일량)을 의미한다(Decker, Torry, Wyland, Sterett & Steadman, 2003; DeVita & Skelly, 1992; Kulas et al., 2008; Winter, 1990).

본 연구에서는 착지 시 충격흡수를 위한 각 관절의 일량을 알아보기 위해 원심성 일량(eccentric work)을 산출하였으며, 각 관절에서 발생된 최대 일량을 모두 합친 후 각 관절의 일량으로 나누어 일량의 비율(contribution to total work)를 살펴보았다(Yeow et al., 2009). 수집된 영상 데이터는 Woltring Filter 에 의

하여 평균제곱오차(mean squared error)를 10 mm^2로 설정하여 필터링 하였다. 운동역학적 데이터를 산출하기 위한 지면반력 데이터는 Butterworth Low-Pass Filter에 의하여 필터링 하였으며, cut-off frequency는 100 Hz로 하였다.

5. 통계 처리

각 높이에서 성공적인 3회의 동작이 나올 때까지 실시하였으며, 3회의 평균값을 산출하였으며, 28명의 평균과 표준편차를 산출하였다. 산출된 운동학적, 운동역학적인 변인들을 통해 각각의 높이에서의 차이를 검증하기 위해 SPSS 18version 통계 패키지 내 Repeated One Way ANOVA를 사용하였으며, 유의수준은 .05로 설정하였고, 사후검증은 bonfferoni를 이용하였다.

<Table 3>은 높이에 따른 각 관절의 운동학적, 운동역학적 변인의 변화를 나타낸 것이다.

각 관절의 가동범위를 살펴본 결과 높이의 증가와 함께 모든 관절의 가동범위가 증가한 것으로 나타났다(p<.001).

사후검증 결과 발목, 무릎, 엉덩, 몸통 등은 30 < 45< 60 cm 순으로 나타났으나, 목은 30과 45 cm는 같지만 60 cm에서 증가한 것으로 나타났다.

각 관절의 굴곡 각속도를 살펴본 결과 높이의 증가와 함께 모든 관절의 굴곡 각속도가 증가한 것으로 나타났다(p<.001). 사후검증 결과 모든 관절에서 30 < 45 < 60 cm 순으로 나타났다.

각 관절의 모멘트 변화량을 살펴본 결과 높이의 증가와 함께 모든 관절의 모멘트 변화량이 증가한 것으로 나타났다(p<.001). 사후검증 결과 모든 관절에서 30 < 45 < 60 cm 순으로 나타났다.

Ⅲ. 결 과

Table 3. Joint ROM, angular velocity, moment ROM, eccentric work & contribution to total work

	Joint	30 cm	45 m	60 m	F	Post-hoc
ROM (deg)	ankle	42.33 ± 6.21	47.26 ± 5.63	49.79 ± 6.17	37.626***	30 < 45 < 60
	knee	45.72 ± 6.56	51.76 ± 8.71	56.64 ± 9.29	50.885***	30 < 45 < 60
	hip	18.89 ± 6.78	23.55 ± 7.58	28.76 ± 9.37	43.279***	30 < 45 < 60
	trunk	5.94 ± 2.54	8.46 ± 3.17	12.80 ± 5.17	67.576***	30 < 45 < 60
	neck	5.71 ± 3.57	7.32 ± 4.30	11.57 ± 7.44	19.227***	30, 45 < 60
Angular velocity (deg/sec)	ankle	655.22 ± 117.76	776.63 ± 119.65	872.54 ± 138.46	128.670***	30 < 45 < 60
	knee	535.61 ± 76.00	607.32 ± 85.61	688.87 ± 104.99	112.130***	30 < 45 < 60
	hip	258.49 ± 76.27	321.84 ± 82.96	381.52 ± 102.03	70.448***	30 < 45 < 60
	trunk	83.82 ± 41.52	126.78 ± 52.64	179.76 ± 83.77	45.683***	30 < 45 < 60
	neck	56.27 ± 29.68	78.17 ± 24.54	113.52 ± 39.95	48.256***	30 < 45 < 60
Moment ROM (Nm/kg)	ankle	3.08 ± 0.51	3.53 ± 0.65	3.98 ± 0.71	97.489***	30 < 45 < 60
	knee	3.83 ± 0.41	4.37 ± 0.48	5.02 ± 0.61	102.074***	30 < 45 < 60
	hip	6.29 ± 1.29	8.51 ± 1.79	11.12 ± 2.36	114.085***	30 < 45 < 60
	trunk	7.06 ± 1.43	9.55 ± 2.04	12.31 ± 2.77	87.343***	30 < 45 < 60
	neck	10.51 ± 2.2	14.97 ± 3.43	18.99 ± 5.24	61.176***	30 < 45 < 60
Eccentric work (Joule/kg)	ankle	-1.20 ± 0.25	-1.41 ± 0.25	-1.63 ± 0.31	127.764***	30 < 45 < 60
	knee	-1.43 ± 0.40	-1.91 ± 0.53	-2.35 ± 0.64	145.859***	30 < 45 < 60
	hip	-0.43 ± 0.21	-0.60 ± 0.27	-0.85 ± 0.35	61.181***	30 < 45 < 60
	trunk	-0.11 ± 0.05	-0.17 ± 0.07	-0.31 ± 0.12	103.720***	30 < 45 < 60
	neck	-0.08 ± 0.05	-0.12 ± 0.05	-0.20 ± 0.10	36.123***	30 < 45 < 60
Contribution to total work(%)	ankle	37.90 ± 9.28	34.25 ± 8.16	31.39 ± 7.92	36.895***	30 > 45 > 60
	knee	43.53 ± 8.43	44.73 ± 8.35	43.48 ± 8.04	2.468	
	hip	12.89 ± 4.86	13.85 ± 5.21	15.66 ± 5.56	11.332***	30, 45 < 60
	trunk	3.41 ± 1.76	4.24 ± 1.80	5.80 ± 2.33	40.790***	30 < 45 < 60
	neck	2.27 ± 1.33	2.92 ± 1.31	3.67 ± 1.75	12.937***	30, 45 < 60

***p<.001

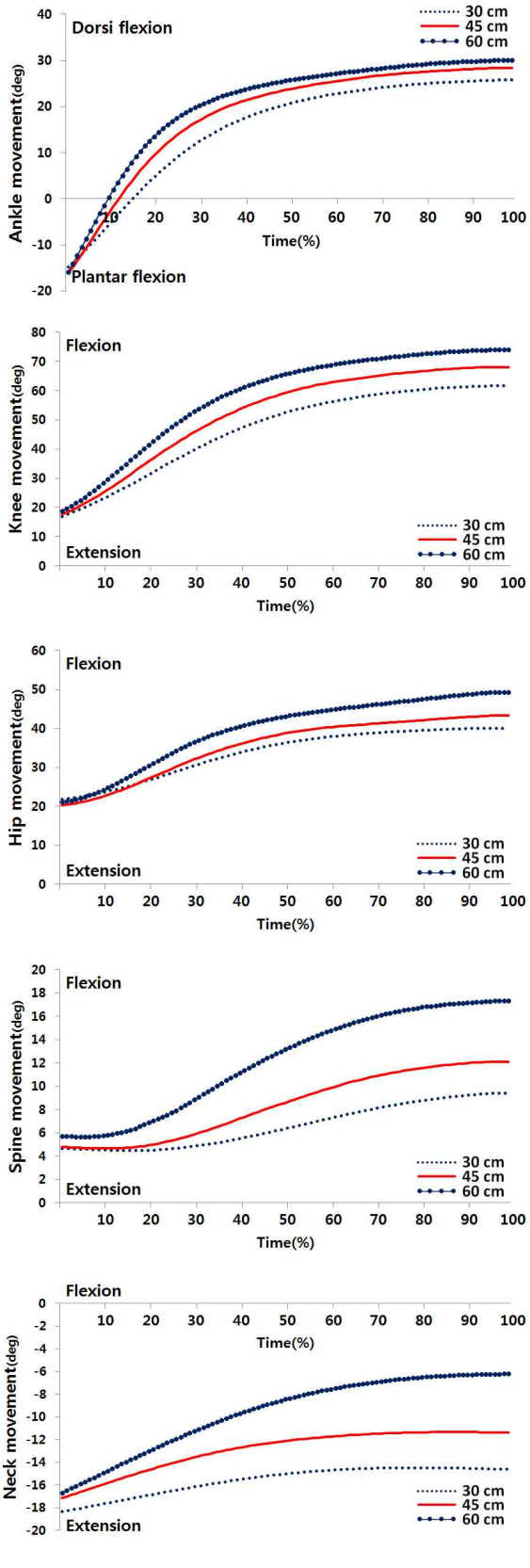


Figure 4. Joint movement

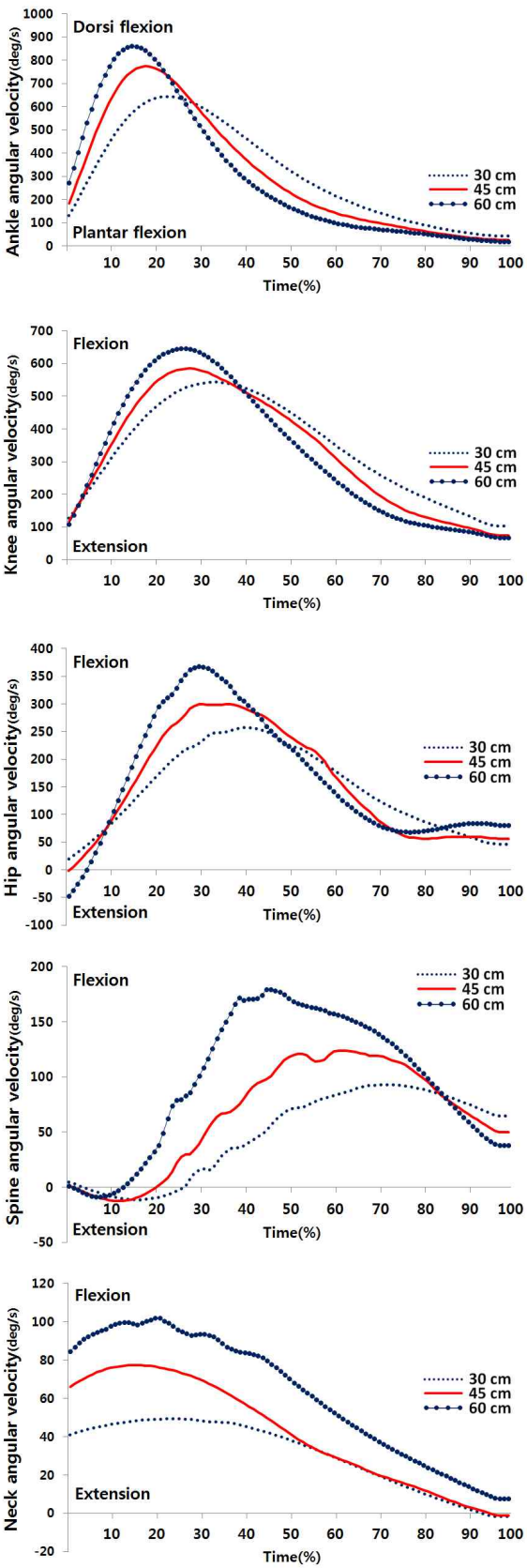


Figure 5. Joint angular velocity

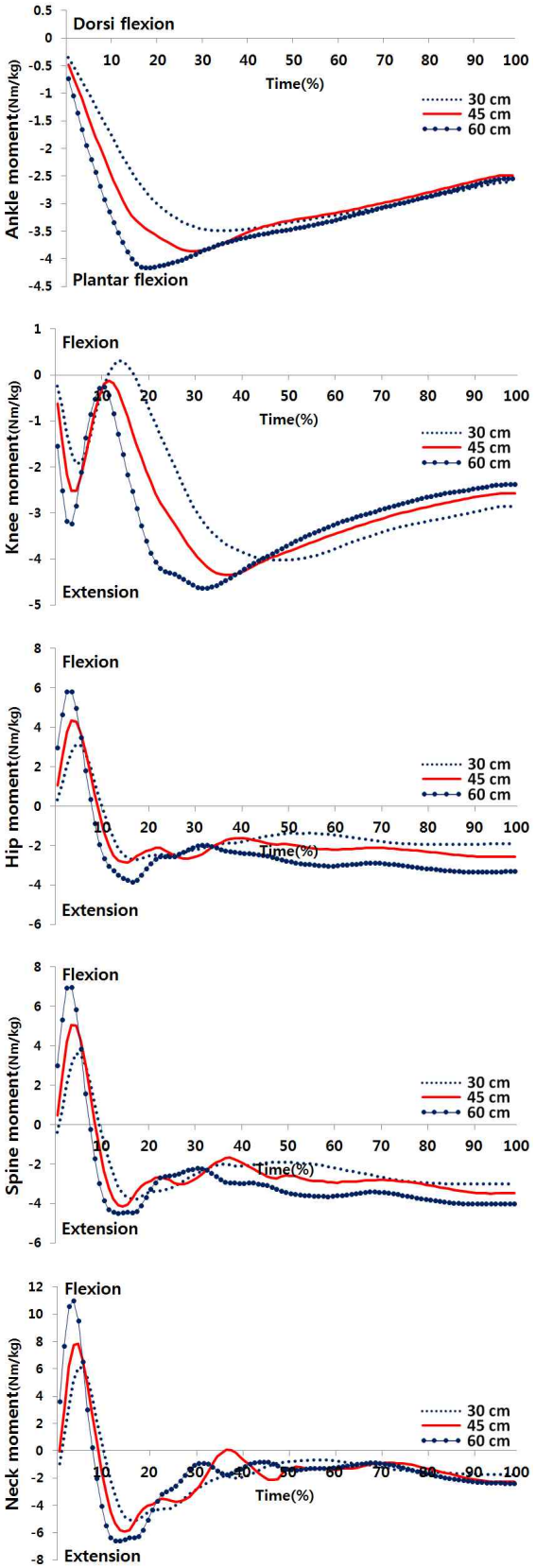


Figure 6. Joint moment

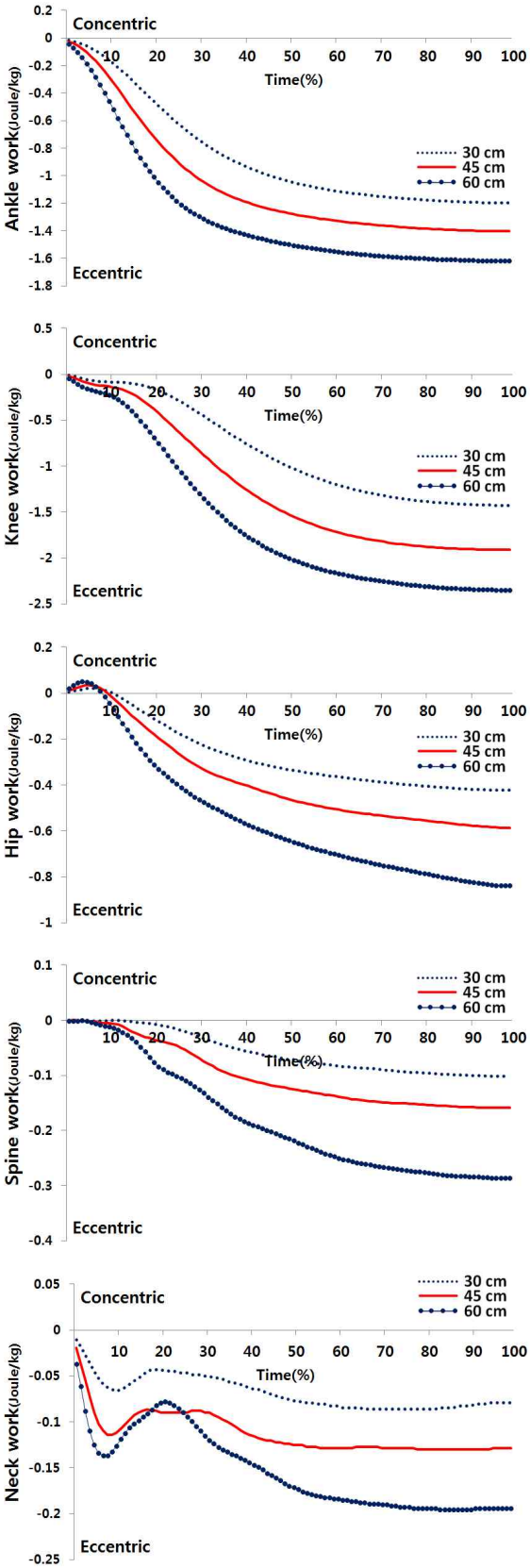


Figure 7. Joint work

각 관절의 원심성 일량(eccentric or negative work)을 살펴본 결과 높이의 증가와 함께 모든 관절의 원심성 일량이 증가한 것으로 나타났다(p<.001). 사후검증 결과 모든 관절에서 30 < 45 < 60 cm 순으로 나타났다.

각 관절의 일량의 비율(contribution to total work)을 살펴본 결과 높이의 증가와 함께 발목, 엉덩, 몸통, 목 등에서 차이가 나타났으나(p<.001) 무릎 관절에서는 차이가 나타나지 않았다 (p>.05).

사후검증 결과 발목은 60 < 45 < 40 cm 순으로 나타났으며, 엉덩과 목은 30 < 45 < 60 cm 순으로 나타났고, 몸통은 30 < 45 < 60 cm 순으로 나타났다.

Ⅳ. 논 의

착지 동작은 지면반력에 의한 충격량이 큰 동작으로써 부상의 주요한 원인이 될 수 있으므로 충격을 잘 흡수하기 위해서는 하지 관절의 역할이 중요하다. 하지만 높이가 증가함으로써 하지 관절에서 충분한 역할을 하지 못할 경우 이 충격량은 몸통을 거쳐 머리에까지도 전달 될 수 있기 때문에 본 연구에서는 전신에 걸친 충격흡수 기전에 대해 운동학적(가동범위와 각속도), 운동역학적(모멘트의 변화량, 원심성 일량, 그리고 일량의 비율) 변인들을 살펴보고자 설계 되었다.

1. 각 관절의 가동범위

착지 과정 중 모든 분절에서 착지 순간 시 각도는 3가지 높이 모두에서 유사한 것으로 나타났다<Figure 4>. 하지만 최대 무릎 굴곡 시점에서의 각도를 살펴보면 목을 제외한 발목, 무릎, 엉덩, 몸통에서 30, 45, 60 cm 순으로 굴곡각이 증가한 것을 알 수가 있다. 즉, 착지 순간 시점에서는 3가지 높이 모두 비슷한 각도로 착지를 하지만 높이가 증가할수록 하지 관절 및 몸통의 굴곡각이 증가하였음을 확인할 수 있었다. Zhang et al.(2000)은 높이가 증가할 경우 충격을 흡수하기 위해서는 각 관절의 굴곡 움직임을 증가시킴으로써 가동범위를 증가시켜야 한다고 하였으며, 본 연구에서의 결과와 유사하였다. 하지만 착지 시 하지 관절뿐만 아니라 몸통과 목에서도 가동범위가 증가하였으므로 충격을 흡수하기 위해서는 몸통과 목의 역할도 중요하다는 것을 본 연구의 결과를 통해 확인할 수 있었다.

2. 각 관절의 굴곡 각속도

McCaw와 Cerullo(1999)는 지면반력에 의한 충격력을 빠르고 효율적으로 흡수하기 위해서는 하지 관절의 굴곡 각속도를 증가시켜야 한다고 하였으며, 지면반력에 의한 충격력은 높이에 의한 위치 에너지가 증가함으로써 높이에 비례하여 증가하므로 (McNitt-Gray, 1993), 높이에 따른 각 관절의 굴곡 각속도를 살펴보았다. 그 결과 발목의 배측굴곡 각속도와 무릎, 엉덩, 몸통 그리고 목의 굴곡 각속도는 높아질수록 빠르게 나타났으며, 몸통과 목의 굴곡 속도 또한 빠르게 나타남으로써, 인체의 전반부에서 충격을 흡수하기 위한 전략이 발생한 것을 확인할 수 있었다(Figure 5).

착지 시 충격을 흡수하기 위해서는 하지 관절의 역할이 중요하다(Decker et al., 2003; Devita & Skelly, 1992; Mizner, Kawaguchi & Chmielewski, 2008). 하지만 전신에 걸쳐 분석한 결과 전체적인 충격력을 분산시키기 위해서는 몸통과 목까지도 충격흡수 전략으로 사용되어진다는 것을 본 연구를 통해 알 수가 있었다.

3. 각 관절의 모멘트

Cho, Kim, Moon와 Lee(2011)는 높이가 높아질 경우에는 외부로부터 발생된 굴곡 모멘트가 발생하게 되므로 주저앉지 않고 버티기 위해서는 각 관절의 신전 모멘트를 증가시켜야 한다고 하였으며, Devita와 Skelly(1992)는 높이가 증가할 경우 각 관절의 신전 모멘트를 증가시켜야 하므로 각 관절 모멘트의 변화를 살펴보았다.

본 연구의 결과 발목의 족저굴곡 모멘트와 무릎, 엉덩, 몸통 및 목의 신전 모멘트가 증가함으로써<Figure 6>, 선행연구의 결과들과 일치하였다.

4. 각 관절의 원심성 일량(eccentric work)

Yeow, Lee와 Goh(2009)는 높이의 증가와 함께 각 관절의 원심성 일량이 증가한다고 하였으며, 큰 충격을 흡수하기 위해서는 각 관절의 원심성 수축에 의한 근 모멘트를 증가키고 굴곡 움직임을 증가시켜야 한다고 하였다(Yeow et al., 2010; Zhang et al., 2000). 즉, 각 관절에서 원심성 일량을 증가시켜야 충격을 효율적으로 흡수할 수 있다는 것이다.

따라서 각 관절의 일량을 살펴본 결과 높이의 증가와 함께 모든 관절에서 그 크기가 증가한 것을 확인하였으며<Figure 7>, 높이가 높아질수록 각 관절의 일량이 증가한다고 한 Yeow, Lee와 Goh(2009)의 결과와 일치하였다. 또한 Decker et al.(2003)과 Zhang et al.(2000) 등은 충격흡수 시 무릎 관절의 역할이 중요하다고 하였는데, 본 연구에서도 원심성 일량의 객관적인 크기는 모든 높이에서 무릎 관절이 가장 큰 것으로 나타남으로써, 무릎 관절이 가장 큰 일을 수행하였음을 확인하였다(Table 3).

5. 각 관절 일량의 비율(contribution to total work)

착지 시 각 관절의 사용 비율을 알아보기 위한 일량의 비율

을 살펴본 결과 모든 높이에서 무릎, 발목, 엉덩, 몸통, 목 순으로 나타났다<Figure 8>. Zhang et al.(2000)은 드롭랜딩 시 높이에 따른 각 관절 일량의 비율을 살펴본 결과 모든 높이에서 무릎의 비중이 가장 높다고 보고하였으며, 착지의 형태에 따라 발목과 엉덩 관절의 비중이 변화한다고 하였다.

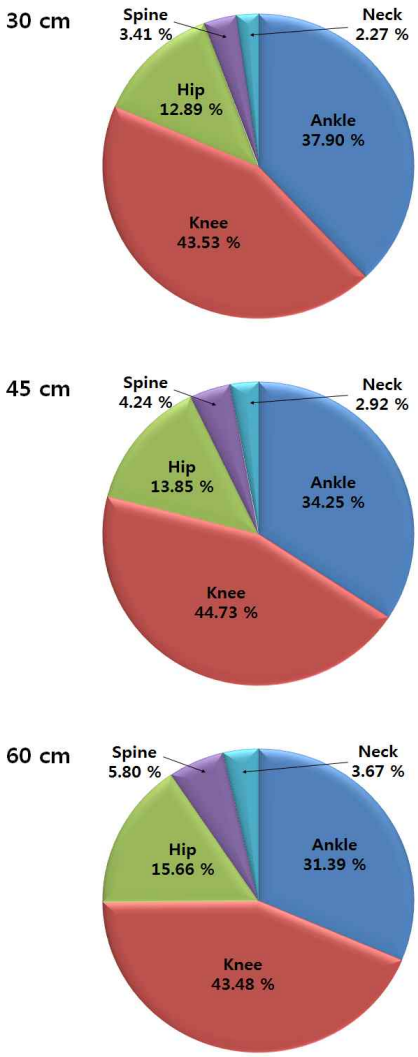


Figure 8. Joint contribution to total work(%work)

본 연구에서의 결과 또한 모든 높이에서 무릎 관절이 가장 큰 비중을 차지하고 있었으며, 높이의 증가와 함께 발목 관절의 비중은 감소하고 엉덩 관절은 증가함으로써 선행연구에서의 결과와 유사한 것으로 나타났다. 하지만 몸통과 허리를 포함한 본 연구를 통해 알 수 있었던 것은 발목의 비중이 감소함으로써, 엉덩과 몸통 그리고 목의 비중이 증가하였다는 것이다. 즉, 높이가 증가할수록 충격은 하지를 거쳐 몸통과 목에도 영향을 줄 수 있다는 것으로써, 하지 관절뿐만 아니라 몸통 및 목에 대한 트레이닝도 포함되어져야 할 것이다. 지금까지의 결과들을 종합해보면 높이가 증가할수록 충격량이 증가하기 때문에 충격을 흡수하고 분산시키기 위해 각 관절의 움직임과 각속도를 증가시킴으로써 운동학적 변화가 나타났음을 확인하였으며, 각 관절의 모멘트 변화량, 원심성 일량 및 일량을 증가시킴으로써 운동역학적인 변화가 나타났음을 확인할 수 있었다. 또한 착지 전략을 알아보기 위해 각 관절의 비율을 살펴본 결과 무릎 관절이 가장 중요한 역할을 하고 있음을 확인하였지만 높이의 증가와 함께 발목의 비중은 낮아지는 반면 엉덩과 몸통 및 목의 비중은 증가하였음을 알 수가 있었다.

스포츠 상황에서 매우 높은 점프를 수행 할 경우 하지 관절에서 충분한 충격흡수가 이루어지지 않을 시에는 이 충격은 몸통을 거쳐 목과 머리에도 충격을 전달할 수 있게 된다.

충격을 흡수하기 위해 하지 관절뿐만 아니라 몸통과 목에서도 충격흡수 기전이 발생하고 있음을 확인할 수 있었는데, 이와 같은 결과는 착지 시 효율적으로 충격을 흡수하기 위해서는 하지관절뿐만 아니라 몸통과 목의 부분에 대한 언급이 있어야 한다는 것을 보여준 것이라 생각된다. 실제로 스포츠 현장에서는 부상 예방을 위한 착지 동작에 대한 훈련이 많이 포함되어져 있지만 주로 하지 관절에 중점을 두어 훈련을 하고 있다. 그러나 본 연구에서 나타난 것처럼 착지 시 효율적인 충격흡수를 위해서는 하체뿐만 아니라 몸통, 상체 트레이닝프로그램이 훈련에 포함되어져야 할 것이다. 착지 시 충격을 흡수하기 위해서는 하지 관절뿐만 아니라 몸통과 목에서도 충격흡수 기전이 발생하고 있음을 확인할 수 있었다. 높은 점프를 수행할 경우에는 착지 시 충격이 커지기 때문에 충격흡수가 하지 관절에서 충분하게 이루어지지 않을 시 충격이 허리를 거쳐 목과 머리에도 전달될 수 있음을 보여준 것으로써, 이와 같은 결과는 착지 시 하지 관절뿐만 아니라 허리와 목이 포함되어져야 할 필요성을 보여준 것이라 생각된다.

Ⅳ. 결 론

본 연구의 주요 결과는 다음과 같다.

1. 발목, 무릎, 엉덩 그리고 몸통의 가동범위는 높이에 비례하여 증가하였으며, 목은 60 cm에서만 증가하였다.
2. 모든 관절의 굴곡 각속도, 모멘트 변화량 그리고 원심성 일량은 높이에 비례하여 증가하였다.
3. 각 관절 일량의 비율을 살펴본 결과 무릎 관절은 차이가 없었으나 발목은 높이가 증가할수록 감소하였으며, 몸통은 높이에 비례하여 증가하였고, 엉덩과 목은 60 cm에서만 증가하였다.

착지 시 충격흡수는 충격에 의한 부상을 예방하고 효율적인 운동 수행을 위한 기본적인 과정이다. 본 연구를 통해 착지 시

모든 높이에서 무릎 관절의 역할 및 비중이 높다는 것과 높이의 증가와 함께 엉덩 관절, 몸통과 목의 비중이 증가한 것을 확인할 수 있었다. 본 연구결과를 통해 밝혀진 것처럼, 신체의 충격 흡수 기전은 하지에서만 나타나는 것이 아니라 신체 전반에 걸친 기전으로 설명되어지는 것이 필요하다고 할 수 있다.

충격흡수 전략이 하지에 집중되어있었던 기존선행연구들의 한계에서 벗어나 본 연구에서는 착지 시 인체 전반에 걸친 충격흡수 기전을 살펴보았다는데 그 의의가 있다. 스포츠 부상 예방을 이야기 할 때, 단순히 하지 일부만이 아닌 신체 전반에 대한 접근이 필요하며, 스포츠 부상 예방 훈련을 시행할시, 착지 시에 충격을 줄여주고 몸통 안정성을 높일 수 있는 코어 훈련과 같은 요소들이 부상 예방을 위해 트레이닝 프로그램안에 함께 들어가야 할 것이다. 추후 연구에서는 성별에 따른 차이와 만성 발목 불안정성을 가진 대상자들과 같은 일정한 신체조건을 가진 대상자들의 연구를 수행하여 인체 충격흡수 전략들의 기초 자료들을 수집하는 것과 착지 시 스포츠 부상에 관련된 부분들에 대한 연구가 병행되어져야 할 것으로 보인다.

참고문헌

Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., Jr., & Garrett, W. E., Jr.(2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics,* 23(6), 573-578.

Boling, M. C., Bolgla, L. A., Mattacola, C. G., Uhl, T. L., & Hosey, R. G.(2006). Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,* 87(11), 1428-1435.

Boling, M. C., Padua, D. A., Marshall, S. W., Guskiewicz, K., Pyne, S., & Beutler, A.(2009). A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. *American Journal of Sports Medicine,* 37(11), 2108-2116.

Cavanagh, P. R., & Lafortune, M. A.(1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics,* 13(5), 397-406.

Cho, J. H., Kim, K. H., Moon, G. S., & Lee, S. C.(2011). The differences in patellofemoral compressive force with differenct height. *Korean Journal of Sports Biomechanics,* 21(3), 335-343.

Coventry, E., O'Connor, K. M., Hart, B. A., Earl, J. E., & Ebersole, K. T.(2006). The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clinical Biomechanics(Bristol, Avon),* 21(10), 1090-1097.

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(Bristol, Avon),* 18(7), 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(3), 370-377.

Dufek, J. S., & Bates, B. T.(1991). Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports Medicine,* 12(5), 326-337.

Dufek, J. S., & Zhang, S.(1996). Landing models for volleyball players: a longitudinal evaluation. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness,* 36(1), 35-42.

Gardner, J. K., McCaw, S. T., Laudner, K. G., Smith, P. J., & Stafford, L. N.(2012). Effect of ankle braces on lower extremity joint energetics in single-leg landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise,* 44(6), 1116-1122.

Gross, T. S., & Nelson, R. C.(1988). The shock attenuation role of the ankle during landing from a vertical jump. *Medicine and Science in Sports and Exercise,* 20(5), 506-514.

Kulas, A., Zalewski, P., Hortobagyi, T., & DeVita, P.(2008). Effects of added trunk load and corresponding trunk position adaptations on lower extremity biomechanics during drop-landings. *Journal of Biomechanics,* 41(1), 180-185.

Laughlin, W. A., Weinhandl, J. T., Kernozek, T. W., Cobb, S. C., Keenan, K. G., & O'Connor, K. M.(2011). The effects of single-leg landing technique on ACL loading. *Journal of Biomechanics,* 44(10), 1845-1851.

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.

McNitt-Gray, J. L.(1993). Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. *Journal of Biomechanics,* 26(9), 1037-1046.

Mizner, R. L., Kawaguchi, J. K., & Chmielewski, T. L.(2008). Muscle strength in the lower extremity does not predict postinstruction improvements in the landing patterns of

female athletes. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy,* 38(6), 353-361.

Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R.(2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *American Journal of Sports Medicine,* 32(4), 1002-1012.

Safran, M. R., Zachazewski, J. E., Benedetti, R. S., Bartolozzi, A. R., 3rd, & Mandelbaum, R.(1999). Lateral ankle sprains: a comprehensive review part 2: treatment and rehabilitation with an emphasis on the athlete. *Medicine and Science in Sports and Exercise,* 31(7 Suppl), S438-447.

Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Nguyen, A. D., & Levine, B. J.(2010). Joint laxity is related to lower extremity energetics during a drop jump landing. *Medicine and Science in Sports and Exercise,* 42(4), 771-780.

Torry, M. R., Myers, C., Shelburne, K. B., Peterson, D., Giphart, J. E., Pennington, W. W., & Steadman, J. R.(2011). Relationship of knee shear force and extensor moment on knee translations in females performing drop landings: a biplane fluoroscopy study. *Clinical Biomechanics(Bristol, Avon),* 26(10), 1019-1024.

Weinhandl, J. T., Smith, J. D., & Dugan, E. L.(2011). The effects of repetitive drop jumps on impact phase joint kinematics and kinetics. *Journal of Applied Biomechanics,* 27(2), 108-115.

Winter, D. A.(1990). *Biomechanics and motor control of human movement*, second edition. New York: Wiley

Yeow, C. H., Lee, P. V., & Goh, J. C.(2009). Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. *Journal of Biomechanics,* 42(12), 1967-1973.

Yeow, C. H., Lee, P. V., & Goh, J. C.(2010). Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. *Knee,* 17(2), 127-131.

Yeow, C. H., Lee, P. V., & Goh, J. C.(2011). An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Human Movement Science,* 30(3), 624-635.

Zhang, S. N., Bates, B. T., & Dufek, J. S.(2000). Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise,* 32(4), 812-819.