



배구 제자리 점프 블로킹 착지 시 숙련도에 따른 수직지면반력 변인 분석

Analysis of the Vertical GRF Variables during Landing from Vertical Jump Blocking in Volleyball

염창홍* · 박영훈 · 서국웅(부산대학교)

Youn, Chang-Hong* · Park, Young-Hoon · Seo, Kook-Woong(Pusan National University)

ABSTRACT

C. H. YOUM, Y. H. PARK, and K. W. SEO, Analysis of the Vertical GRF Variables during Landing from Vertical Jump Blocking in Volleyball. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 17, No. 4, pp. 57-64, 2007.

The purpose of this study was to investigate comparative analysis of the vertical ground reaction force variables during landing from vertical jump blocking in volleyball through GRF analysis system. The subjects participated in this study were 6 male university volleyball player and 6 male acted as a control group.

The results are as follows:

1. The skilled group was longer than the unskilled group in flight time during vertical jump blocking.
2. The skilled group was faster than the unskilled group in tFz2 during landing from vertical jump blocking.
3. The skilled group was higher than the unskilled group in Fz2 during landing from vertical jump blocking.
4. The skilled group was higher than the unskilled group in Fz2LR during landing from vertical jump blocking.
5. The skilled group was higher than the unskilled group in impulse during landing from vertical jump blocking.

Consequently, during landing from vertical jump, the landing strategy of the skilled group was found as a form of a stiff landing. Therefore, this landing strategy will be required to strengthen of hip and knee extensors and ankle plantar flexors for injury prevention.

KEYWORDS : VERTICAL GRF, VERTICAL JUMP BLOCKING, VOLLEYBALL

* kevinyoum@yahoo.co.kr

I. 서론

농구, 배구, 축구 등과 같은 스포츠 종목에서는 높은 점프와 착지가 요구되고, 착지는 또한 일상생활에서도 자주 일어나는 동작이다(조성초, 1999, Dufek, & Bates, 1990). 특히 배구는 근골격계 상해 발생율이 높은 스포츠이며(Briner, & Benjamin, 1999), 근골격계 상해 약 63%가 스파이크와 블로킹 동작의 점프와 착지에서 발생한다(Goodwin-Gerberich, Luhmann, Finke, Priest, & Beard, 1987; Watkins, & Green, 1992).

착지 시 부하는 발, 무릎, 힙, 척주로 전이되고, 인체는 주로 발목 관절, 무릎 관절, 힙 관절을 통해 부하의 전이를 최소화하고 흡수한다. 착지 시 충격에 의한 부하의 전이를 효율적으로 제어하지 못한다면, 경골의 피로골절, 무릎의 연골 연화증, 요추 상해 등이 발생된다(Dufek, & Bates, 1990).

수직 점프 후 착지 시 충격력 크기는 3.5~7.1 BW(Valiant, & Cavanagh, 1985)이며, 스포츠에서 점프 후 착지는 상해 발생과 많은 관련이 있다. 특히 배구에서 점프 후 착지는 하지 상해의 주요 원인이다(Bahr, Karlson, Lian, & Overb, 1994; Dufek, & Bates, 1990).

배구 한 게임 동안 공격과 블로킹으로 약 100회의 점프와 착지가 수행되며, 이러한 반복으로 인한 피로는 발목 염좌와 과사용 상해인 점퍼 무릎(jumper knee)과 같은 상해를 유발한다(Lobietti, Fantozzi, Stagni, & Merni, 2006).

배구 스파이크와 블로킹 시 주로 사용하고 있는 수직 stop-jump 동작은 2~3 스텝 후 두 발로 점프하고 두 발로 착지하는 형태이며, 이 stop-jump 동작은 비접촉성 전방십자인대(ACL) 상해와 높은 상관성이 있으며(Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 1996; Yu, Lin, & Garrett, 2006), 이러한 점프 후 착지는 비접촉성 전방십자인대 파열과 같은 주 무릎관절 상해 요인이다(Chappel, Yu, Kirkendall, Garrett, 2002, 2005; Decker, Torry, Wyland, Sterett, & Steadman, 2003; Devita, & Skelly, 1992; Malinzak, Colby, Kirkendall, Yu, Garrett, 2001).

착지 기술은 무릎 굴곡 각도가 90° 보다 크면 연성

(soft) 착지, 90° 보다 작으면 경성(stiff) 착지로 구분할 수 있으며, 힙과 무릎 신전근들은 연성 착지 시 많은 에너지를 흡수하고, 발목 저축 굴곡근들은 경성 착지 시 많은 에너지를 흡수한다(Devita, & Skelly, 1992).

점프와 착지는 스포츠 활동에서 반복적으로 사용되는 움직임으로 착지 후 빨리 안정화하는 능력은 상해를 줄이는데 도움이 된다(Ross, & Guskiewicz, 2003; Wikstrom, Powers, & Tillman, 2004).

이에 많은 연구자들은 착지 시 충격력과 부하율을 최소화할 수 있는 생체역학적 요인들을 결정하기 위하여 착지에 관련된 연구를 해왔다.

무릎 관절 동작은 점프 후 착지 시 충격 흡수를 위한 주 전략으로 사용되며(Decker, et. al., 2003), 이러한 무릎 관절 동작은 수직지면반력에 영향을 미친다(Yu, Lin, & Garrett, 2006). 착지 시 충격을 흡수하기 위해서는 하지 관절들을 보다 굴곡 시켜야하며, 특히 무릎 관절은 보다 더 굴곡 시켜야한다(Decker, et. al., 2003; Devita, & Skelly, 1992; Dufek, & Bates, 1990; Zhang, Bates, & Dufek, 2000). 그리고 발의 앞꿈치부터 착지가 시작되어야 한다(Gross, & Nelson, 1988; Valiant, & Cavanagh, 1985).

그러나 Devita와 Skelly(1992)는 지면반력을 줄여야 하거나 큰 지면반력을 동반하는 착지 시 피험자들은 무릎 굴곡 각도를 크게 하여 충격을 줄이는 것으로 보고하였다. 착지 시 큰 무릎 관절 각도는 수직지면반력(vertical ground reaction force) 제1정점과 제2정점 크기에 영향을 미치는 것으로 나타났다고 하였다(Devita, & Skelly, 1992; Stacoff, Kaelin, & Stuessi, 1988).

점프 후 착지 시 무릎 굴곡의 감소는 수직지면반력을 증가, 경골(tibia) 원위부의 전방 전단력, 무릎 신전 모멘트의 증가와 관련이 있으며(Chappell, et. al., 2002; Decker, et. al., 2003; Malinzak, et. al., 2001), 이로 인한 수직지면반력 증가는 충격력 증가의 원인이 된다(Devita, & Skelly, 1992).

위와 같이 착지에 관한 상반된 연구들이 보고되어 왔으며, 특히 하지의 운동학적·운동역학적 연구 정보가 다소 부족한 것으로 판단된다.

국내 연구는 주로 운동학적 연구와 드롭 랜딩 연구(조성초, 1999; 2004; 최치선, 남기정, 신인식, 서정석,

은선덕, 김석범, 2006)를 통해 착지 시 충격 흡수 기전에 관한 연구를 수행하였으며, 배구 블로킹 착지 시 선수들의 수직지면반력 분석에 관한 연구는 미흡한 실정이다.

따라서 본 연구는 대학부 남자 배구선수들과 체육관련 전공자를 대상으로 지면반력 장비를 이용하여 제자리 점프 블로킹 착지 시 수직지면반력 변수들을 분석하고자 하는데 그 목적이 있다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구 대상자는 대학부 남자 배구선수 그룹을 숙련 그룹, 체육관련 전공자 그룹을 미숙련 그룹으로 최근 6개월 내에 신경계와 정형외과적 신체적 장애가 없었던 각 6명으로 선정하였으며, 이들의 신체적 특성은 <표 1>과 같다. 연구자는 피험자들에게 연구 취지에 대한 이해와 사전 동의를 받았으며, 그들은 자발적으로 실험에 참여하였다.

2. 실험장비

사용된 분석 장비는 <표 2>와 같다.

표 1. 피험자의 신체적 특성

그룹	나이(yrs)	신장(cm)	체중(kg)	경력(yrs)
숙련 그룹(n=6)	21.4±1.3	185.3±4.8	77.3±8.0	9.3±2.4
미숙련 그룹(n=6)	23.8±0.5	175.4±4.1	70.5±4.4	2.3±0.5

표 2. 실험장비

장비	모델	제조
digital video camera	Sony VX2100	Sony(Japan)
control object		custom made
photoelectric sensor	BX5M MDT	Visol(Korea)
synchronizer	VSAD-CB	Visol(Korea)
GRF analysis S/W	KwonGRF 2.0	Visol(Korea)
force platform	9285(40×60)	Kistler(Swiss)
force platform amplifier	9865A	Kistler(Swiss)

3. 실험절차

실내체육관에서 피험자가 블로킹을 완전하고 안전하게 수행할 수 있는 공간을 확보한 다음, 40×60 cm 힘 판(Kistler 9285, Switzerland)을 설치하였으며, 힘 판에는 미끄럼 방지용 테이프를 부착하여 미끄럼이 억제되도록 하였다.

지면반력 측정 시 실시하는 절차에 따라 지면반력 장비를 가동시킨 후, 약 45분 이상 예열하였으며(Lafond, Duarte, & Prince, 2004), 샘플링 주파수 1000 Hz, 앰프(Kistler 9865A, Switzerland) range x/y 5,000pC, z 10,000pC로 설정하였다. 그리고 앰프를 A/D 컨버터(VSAD-102-3C)에 연결하여 아날로그 지면반력 데이터를 디지털로 변환시켜 컴퓨터에 저장하였다.

수동으로 두 개의 TTL(transistor transistor logic) 신호를 동작의 시작과 끝에 발생시켜 LED를 구동하여 지면반력 데이터와 영상분석 데이터를 동기화하였다.

실험오차를 최소화하기 위해 실험동작 수행 시 요구되는 모든 조건을 피험자가 이해할 수 있도록 충분히 설명한 후, 준비운동을 거쳐 실험을 시행하였다. 피험자는 '시작' 구령에 따라 힘 판 내에서 점프와 착지가 이루어질 수 있도록 연습한 후, 블로킹 동작을 수행하였다. 실험 순서는 숙련 그룹의 제자리 점프 블로킹, 미숙련 그룹의 제자리 점프 블로킹 순으로 실시하였으며, 시기별 휴식 시간은 1분을 부여하여 5회씩 실시하도록 하였다.

각 피험자가 실험동작을 수행하는 동안 지면반력 시스템으로 데이터를 수집하여 컴퓨터에 저장하고, 비디오 카메라를 연속으로 작동시켜 실험 전 과정을 촬영하였으며, 데이터는 5번의 수행 중에 안정된 하나를 선택하여 분석하였다.

4. 분석 및 자료처리

분석 항목은 <그림 1>과 같이 제자리 점프 블로킹 착지 시 체공시간, 지면반력 정점들의 발생시간과 크기, 부하율, 충격력으로 하였다.

SPSS 12.0 통계 프로그램을 사용하여 숙련 그룹과 미숙련 그룹의 제자리 점프 블로킹 착지 시 수직지면

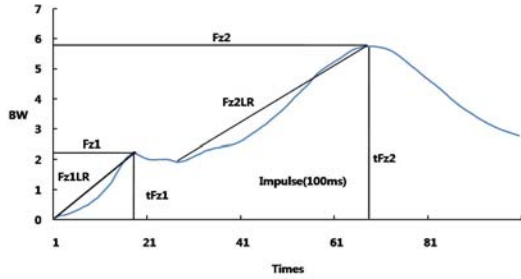


그림 1. 수직지면반력 변수들의 정의. Fz1은 제1정점, Fz2는 제2정점, tFz1은 제1정점발생시간, tFz2는 제2정점발생시간, Fz1LR은 제1부하율, Fz2LR은 제2부하율, Impulse(100ms)는 충격력으로 각각 정의하였다.

반력 변수들에 대한 평균차이는 독립표본 *t*-test를 실시하였으며, 통계적 유의수준은 $\alpha=0.05$ 로 설정하였다.

III. 결과 및 논의

1. 체공시간 분석

체공시간은 발끝이 떨어지는 시점부터 발끝이 착지하는 시점까지이며, 분석결과는 <표 3>과 같다.

제자리 점프 블로킹 시 두 그룹 간 체공시간은 숙련 그룹 0.611±0.042 s, 미숙련 그룹 0.550±0.034 s($p<0.05$)로 숙련 그룹이 미숙련그룹보다 통계적으로 유의하게 길게 나타났다.

역학적 에너지 보존의 법칙과 가속도 공식에 의하면, 수직 점프 높이는 이 지 시 수직 속도의 제곱에 비례하고, 이 수직 속도는 체공시간에 비례한다. 따라서 두 그룹 간 체공시간의 유의한 차이는 점프 높이에 영향을 미쳐 숙련 그룹의 점프 높이가 미숙련 그룹보다 높을 것으로 판단된다.

2. 착지 시 수직지면반력 정점 발생시간 분석

표 3. 제자리 점프 블로킹 체공시간 (s)

	숙련 그룹	미숙련 그룹	t-value
체공시간	0.611±0.042	0.550±0.034	2.727*

* $p<0.05$

표 4. 착지 시 수직지면반력 정점 발생시간 (s)

	숙련 그룹	미숙련 그룹	t-value
제1정점발생시간 (tFz1)	0.019±0.004	0.020±0.003	-0.439
제2정점발생시간 (tFz2)	0.067±0.009	0.074±0.017	-0.879

제1정점 발생시간은 발 앞부분이 착지하는 순간까지 걸리는 시간이고, 제2정점 발생시간은 발 뒷부분이 착지하는 순간까지 걸리는 시간이다. 착지 시 수직지면반력 정점 발생시간에 대한 분석결과는 <표 4>와 같다.

착지 시 두 그룹 간 수직지면반력 정점 발생시간 비교 결과, 제1정점 발생시간은 숙련 그룹 0.019±0.004 s, 미숙련 그룹 0.020±0.003 s로 나타났으며, 제2정점 발생시간은 숙련 그룹 0.067±0.009 s, 미숙련 그룹 0.074±0.017 s로 제1정점 발생시간과 제2정점 발생시간 모두에서 두 그룹 간에 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다.

통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았으나 숙련 그룹이 미숙련 그룹보다 제2정점 발생시간에 다소 빨리 도달하는 것을 알 수 있다. Devita와 Skelly(1992)의 보고와 유사하게 본 연구의 숙련 그룹은 착지 시 무릎 굴곡을 작게 하여 제2정점이 다소 빨라진 것으로 생각된다. 이러한 제2정점 발생시간의 빨라진 결과는 수직 지면반력 제2정점의 크기에 영향을 미치며, 그러한 영향들은 충격을 줄이는 데 발휘되는 힙과 무릎 신전근, 발목 저축 굴곡근들의 보다 큰 동원(Devita, & Skelly, 1992)을 요구할 것으로 판단된다.

3. 착지 시 수직지면반력 정점 크기 분석

수직지면반력 제1정점은 발 앞부분이 착지하는 순간에 나타나는 충격정점이고, 제2정점은 발 뒷부분이 착지하는 순간에 나타나는 충격정점이다. 착지 시 수직지면반력 정점 크기에 대한 분석결과는 <표 5>와 같다.

표 5. 착지 시 수직지면반력 정점 (BW)

	숙련 그룹	미숙련 그룹	t-value
제1정점(Fz1)	2.52±0.81	2.01±0.66	1.211
제2정점(Fz2)	6.77±0.35	5.04±1.08	3.749**

** $p<0.01$

착지 시 두 그룹 간 수직지면반력 정점 크기 비교 결과, 제1정점은 숙련 그룹 2.52±0.81 BW, 미숙련 그룹 2.01±0.66 BW로 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 제2정점은 숙련 그룹 6.77±0.35 BW, 미숙련 그룹 5.04±1.08 BW($p<0.01$)로 숙련 그룹이 미숙련 그룹보다 통계적으로 유의하게 크게 나타났다.

이러한 결과는 숙련 그룹의 체공시간이 길게 나타난 결과와 제2정점 발생시간이 다소 빠르게 나타난 결과에 의한 것으로, 요약하면 보다 높은 점프는 보다 큰 수직지면반력을 초래한다는 것이다. 착지 시 수직지면반력 정점의 크기는 착지 속도에 비례하고, 착지 속도는 점프 높이에 비례하기 때문에 점프 높이가 높을수록 충격에 대한 스트레스는 커지게 된다(조성초, 1999; Bobbert, Huijing, & Van Ingen Schenau, 1987; Dufek, & Bates, 1990; McNitty-Gray, 1991; Richard, & Veatch, 1990; Zhang, Bates, & Dufek, 2000). 이러한 결과에 의하면, 본 연구의 숙련 그룹은 Devita와 Skelly(1992)의 보고와 유사한 경성 착지 전략을 사용하여 충격을 흡수하는 것으로 판단된다.

점프 후 착지 시 수직지면반력 정점은 제1정점과 제2정점으로 나타난다(Decker, et. al., 2003; Schot, Bates, & Dufek, 1994; Dufek, & Zhang, 1996; Liebermann, & Goodman, 1991; Zhang, Bates, & Dufek, 2000). 착지 시 충격을 줄이기 위해서 남자는 무릎(41%), 힙(38%), 발목 관절(22%), 여자는 무릎(41%), 발목(40%), 힙 관절(19%)(Decker, et. al., 2003; Devita, & Skelly, 1992; McNitty-Gray, 1991; Schot, Dufek, & Bates, 1991; Zhang, Bates, & Dufek, 2000)을 사용하며, 이러한 각 관절의 가동범위와 각속도를 크게 하여 충격에 대한 스트레스를 줄인다(Decker, et. al., 2003). 충격을 줄이는 착지 전략은 수직지면반력 정점의 크기를 줄이는 것이며, 반면에 높은 수직지면반력 정점은 무릎 관절 상해를 초래할 수 있으며(Dufek, & Bates, 1991; Hewett, Stroupe, Nance, & Noyes, 1996; Pappas, Sheikhzadeh, Hagins, & Nordin, 2007), 특히 착지 시 무릎 굴곡 각도의 감소는 경골 원위부의 전방 전단력, 무릎 신전 모멘트의 증가를(Chappell, et. al., 2002; Decker, et. al., 2003; Malinzak, et. al., 2001) 초래하여 전방십자인대 상해에 영향을 미친다.

표 6. 착지 시 수직지면반력 부하율 (BW/s)

	숙련 그룹	미숙련 그룹	t-value
제1부하율(Fz1LR)	137.97±50.58	104.53±35.97	1.320
제2부하율(Fz2LR)	165.03±27.22	111.67±44.36	2.512*

* $p<0.05$

4. 착지 시 수직지면반력 부하율 분석

수직지면반력 제1부하율은 제1정점 크기를 제1정점 발생시간으로 나눈 기울기 값이고, 제2부하율은 제2정점 크기를 제1정점 이후에 나타나는 최소값 발생순간에서 제2정점에 이르는 시간으로 나눈 기울기 값이다. 착지 시 수직지면반력 부하율에 대한 분석결과는 <표 6>과 같다.

착지 시 두 그룹 간 수직지면반력 부하율 비교 결과, 제1부하율은 숙련 그룹 137.97±50.58 BW/s, 미숙련 그룹 104.53±35.97 BW/s로 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 숙련 그룹이 미숙련 그룹보다 다소 크게 나타났다. 제2부하율은 숙련 그룹 165.03±27.22 BW/s, 미숙련 그룹 111.67±44.36 BW/s($p<0.05$)로 숙련 그룹이 미숙련 그룹보다 통계적으로 유의하게 크게 나타났다.

이러한 부하율은 발 앞부분이 착지하며 충격을 흡수하는 제1정점 발생시간 이후에 나타난 제2정점 발생시간과 수직지면반력 크기의 연산에 의한 결과이다. 따라서 숙련 그룹이 보다 짧은 시간에 큰 충격을 받고 있다는 것을 알 수 있다. 이러한 착지 전략은 피로 혹은 중심을 잃은 상태에서 수행될 때 보다 많은 위험에 노출될 것이다(Decker, et. al., 2003).

5. 착지 시 수직지면반력 충격력 분석

힘 판위에 접촉 후 100ms 동안의 총 충격력(James, Dufek, & Bates, 2006)으로 착지 시 수직지면반력 충격력에 대한 분석결과는 <표 7>과 같다.

표 7. 착지 시 수직지면반력 충격력 (BW·s)

	숙련 그룹	미숙련 그룹	t-value
충격력	0.328±0.046	0.271±0.030	2.551*

* $p<0.05$

제자리 점프 블로킹 착지 시 두 그룹 간 수직지면반력 충격력은 숙련 그룹 0.328 ± 0.046 BW·s, 미숙련 그룹 0.271 ± 0.030 BW·s($p < .05$)로 숙련 그룹이 미숙련 그룹보다 통계적으로 유의하게 크게 나타났다. 이러한 결과로 볼 때, 숙련 그룹이 미숙련 그룹보다 충격을 보다 더 크게 받으면서 착지 동작을 수행하고 있는 것으로 판단된다.

위와 같이 반복된 과사용에 의한 착지 시 충격력은 만성 스포츠 상해와 상관이 있으며(Bisseling, & Hof, 2006; Collins, & Whittle, 1989; James, Bates, & Dufek, 2003), 충격력을 줄이기 위해서는 근력 강화 및 다양한 전략이 요구되어야 할 것이다.

IV. 결론 및 제언

대학부 남자 배구선수 그룹과 체육관련 전공자 그룹을 대상으로 지면반력 장비를 이용하여 제자리 점프 블로킹 착지 시 수직지면반력 변수들을 분석한 결과, 다음과 같은 결론을 도출하였다.

1. 제자리 점프 블로킹 시 체공시간은 숙련 그룹이 미숙련 그룹보다 길게 나타났다.
2. 제자리 점프 블로킹 착지 시 수직지면반력 제2점 발생시간은 숙련 그룹이 미숙련 그룹보다 빠르게 나타났다.
3. 제자리 점프 블로킹 착지 시 수직지면반력 제2점 크기는 숙련 그룹이 미숙련 그룹보다 크게 나타났다.
4. 제자리 점프 블로킹 착지 시 수직지면반력 제2부 하율은 숙련 그룹이 미숙련 그룹보다 크게 나타났다.
5. 제자리 점프 블로킹 착지 시 수직지면반력 충격력 크기는 숙련 그룹이 미숙련 그룹보다 크게 나타났다.

결론적으로 제자리 점프 블로킹 착지 시 숙련 그룹의 착지 전략은 경성 착지 형태로 진행됨을 알 수 있다. 따라서 이러한 착지 전략은 상해 예방을 위해 힙과 무릎 신전근, 발목 저축 굴곡근들의 강화가 수반되어야

할 것이다.

점프와 착지는 스포츠 현장 뿐 아니라 일상생활 속에서 일어날 수 있는 많은 운동 과업에 필수적인 요소로서 보다 많은 연구자들의 관심이 요구되며, 적절한 피험자수와 다양한 피험자 그룹을 통한 운동학적·운동역학적·근전도적 연구방법을 통한 추가 연구가 필요할 것으로 기대된다.

참고 문헌

- 조성초(1999). Drop jump에 있어서 맨발 착지와 신발 착지의 생체 역학적 분석. *한국체육학회지*, 38(3), 715-725.
- 조성초(2004). 눈가림이 드롭랜딩의 착지동작에 미치는 영향. *한국체육학회지*, 43(3), 851-860.
- 최치선, 남기정, 신인식, 서정석, 은선덕, 김석범(2006). 드롭랜딩 시 backpack 중량 변화에 따른 충격 흡수기전. *한국운동역학회지*, 16(2), 25-35.
- Bahr, B., Karlsen, R., Lian, O., & Overb, R. V.(1994). Incidence and mechanism of acute ankle inversion injuries in volleyball. A retrospective cohort study. *American Journal of Sports Medicine*, 22(5), 595-600.
- Bisseling, R. W., & Hof, A. L.(2006). Handling of impact force in inverse dynamics. *Journal of Biomechanics*, 39, 2438-2444.
- Bobbert, M. F., Huijing, P. A., & Van Ingen Schenau, G. J.(1987). Drop jumping II. The influence of dropping height on the biomechanics of drop jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 19(2), 339-346.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E.(1996). Mechanisms of ACL injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28, 526.
- Briner, W. W., & Benjamin, H. J.(1999). Managing acute and overuse disorders. *The Physician*

- and *Sports Medicine* 27, 48-60.
- Chappel, J. D., Yu, B., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E.(2002). A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *American Journal of Sports Medicine*, 30, 261-267.
- Chappel, J. D., Yu, B., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E.(2005). The effect of fatigue on lower extremity kinematics and kinetics during landings of stop jump tasks. *American Journal of Sports Medicine*, 33, 1022-1029.
- Collins, J. J., & Whittle, M. W., (1989). Impulsive force during walking and their clinical implications. *Clinical Biomechanics*, 4, 179-187.
- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Steadman, J.(2003). Gender differences in lower extremity kinematic, kinetics, and energy absorption during 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(3), 370-377.
- Dufek, J. S., & Bates, B. T.(1991). Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports Medicine*, 12, 326-337.
- Dufek, J. S., & Zhang, S. N.(1996). Landing models for volleyball players. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 36 (1). 35-42.
- Goodwin-Gerberich, S. G., Luhmann, S., Finke, C., Priest, J., & Beard, B. (1987). Analysis of severe injuries associated with volleyball activities. *Phys Sportsmed*, 15 (8), 75-79.
- 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.
- Hewett, T., Stroupe, A., Nance, T., & Noyes, F.(1996). Plyometric training in female athletes: decreased impact forces and increased hamstring torques. *American Journal of Sports Medicine*, 24, 765-773.
- James, C. R., Bates, B. T., & Dufek, J. S.(2003). Classification and comparison of biomechanical response strategies for accommodating landing impact. *Journal of Applied Biomechanics*, 19, 106-118.
- James, C. R., Bates, B. T., & Dufek, J. S.(2006). Effects of stretch shortening cycle exercise fatigue on stress fracture injury risk during landing. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 77, 1-13.
- Lafond, D., Duarte, M., & Prince, F.(2004). Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *Journal of Biomechanics*, 37, 1421-1426.
- Liebermann, D. G., & Goodman, D.(1991). Effects of visual guidance on the reduction of impacts during landings. *Ergonomics*, 34, 1399-1406.
- Lobiatti, R., Fantozzi, S., Stagni, R., & Merni, F.(2006). Kinematics analysis of landing from volleyball spike followed by block: A pilot study. *Gait and Posture*, 24S. S1-S57.
- Malinzak, R. A., Colby, S. M., Kirkendall, D. T., Yu, B., & Garrett, W. E.(2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics*, 16, 438-445.
- McNitty-Gray, j. L.(1991). Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. *Journal of Applied Biomechanics*, 7, 201-224.
- Pappas, E., Sheikhzadeh, A., Hagins, M., & Nordin,

- M.(2007). The effect of gender and fatigue on the biomechanics of bilateral landings from a jump: peak values. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6, 77-84.
- Richard, M. D., & Veatch, S.(1990). Comparison of impact forces in high and low impact aerobic dance movements. *International Journal of Sport Biomechanics*, 6, 67-77.
- Ross, S. E., & Guskiewicz, K. M.(2003). Time to stabilization: A method for analyzing dynamic postural stability. *Athletic Therapy Today*, 8(3), 37-39.
- Schot, P. K., Dufek, J. S., & Bates, B. T.(1991). Individual joint contributions to shock absorption during vertical drop landings. In: 15th Annual American Society of Biomechanics.
- Schot, P. K., Bates, B. T., & Dufek, J. S.(1994). Bilateral performance symmetry during drop landing: a kinetic analysis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 26(9). 1153-1159.
- Stacoff, A., Kaelin, X., & Stuessi, E.(1988). Impact in landing after a volleyball block. *Biomechanics XI*, G. de Groot, A. Hollander, P. Huijing, & G. van Ingen Scenau(eds). Amsterdam: Free University Press.
- Valiant, G. A., & Cavanagh, P. R.(1985). A study of landing from a jump: Implications for the design of a basketball shoe. *Biomechanics IX -B*, D. Winter, et. al.(eds), Champaign, IL: Human Kinetics.
- Watkins, J., & Green, B. N.(1992). Volleyball injuries: a survey of injuries of Scottish national league male players. *British Journal of Sports Medicine*, 26, 135-137.
- Wikstrom, E. A., Powers, M. E., & Tillman, M. D.(2004). Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 247-253.
- Yu, B., Lin, C., & Garrett, W. E.(2006). Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical Biomechanics*, 21, 297-305.
- 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.

투 고 일 : 10월 31일

심 사 일 : 11월 6일

심사완료일 : 12월 14일