

## 드롭랜딩 시 높이에 따른 슬개대퇴 압박력의 차이

조준행<sup>1</sup> · 김경훈<sup>1</sup> · 문곤성<sup>1</sup> · 이성철<sup>1</sup>

<sup>1</sup>연세대학교 교육과학대학 체육교육학과

### The Differences in Patellofemoral Compression Force with Different Height

Joon-Haeng Cho<sup>1</sup> · Kyoung-Hun Kim<sup>1</sup> · Gon-Sung Moon<sup>1</sup> · Sung-Cheol Lee<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Education, College of Science in Education, Yonsei University, Seoul, Korea

Received 30 April 2011; Received in revised form 11 May 2011; Accepted 15 July 2011

#### ABSTRACT

Patellofemoral pain syndrome is the most common problem involving the knee, accounting for 25% of knee injuries. Repetitive, overuse activities cause increased force at the patellofemoral joint, resulting in pain during flexion and extension activities. Most research have been conducted in exploring the patellofemoral compressive force in gait, squat and lunges, even though in real cases, possibilities in landing exist. The purpose of this study was to compare the differences in patellofemoral compressive force according to two different height. Sixteen collegiate male students(age:  $22.25 \pm 3.30$  yrs, height:  $177.25 \pm 4.44$  cm, weight:  $77.50 \pm 8.18$  kg) were chosen. The subjects performed drop landings in 45 cm, 60 cm. The findings demonstrated that higher height showed peak knee extension moment, quadriceps contraction force, patellofemoral compressive force with increased VGRF. Regarding the patellofemoral joint compressive force, it increased by quadriceps contraction force with knee flexion during landing, yet, it showed no difference in maximal knee flexion. To minimize patellofemoral joint stress and reduce the likelihood of developing PFPS, we recommend that predesigned quadriceps and hip muscle group strengthening are needed during conditioning and training.

**Keywords :** Patellofemoral Compressive Force, Knee Extension Moment, Quadriceps Contraction Force, Knee Flexion Angle

## I. 서론

무릎 관절에서 발생하는 부상 혹은 부상에 의한 통증은 운동수행 능력을 감소시키기 때문에 스포츠 의학 분야에서는 통증완화를 위한 방법을 포함하여 상해예방을 위한 연구들이 활발하게 진행되어지고 있다(Boling, Mattacola, Uhl & Hosey, 2006; MacIntyre, Hill, Fellows, Ellis & Wilson, 2006; Steinkamp, Dillingham, Markel, Hill & Kaufman, 1993; Waryasz & McDermott, 2008).

무릎 관절에서 발생하는 일반적인 문제 중 하나로써 슬개대

퇴 통증 증후군(PFPS : patellofemoral pain syndrome)은 무릎 통증의 25%를 차지하고 있으며, 주로 무릎의 앞쪽 혹은 슬개골의 주변이나 뒤쪽에서 통증이 발생하는 것으로 알려져 있다(Aminaka & Philip, 2005). 이러한 PFPS의 원인은 매우 다양한데, PFPS에 관한 선행연구들을 살펴보면 대퇴사두근각의 증가(Q-angle), 내측광근의 약화(vastus medialis oblique muscle weakness), 이상 정렬(malalignment), 발의 과회내(foot excessive pronation), 편평족(pes planus) 또는 요족(pes cavus), 장경인대의 긴장(iliotibial band tightness), 슬개골의 부정확한 이동(patellar maltracking), 슬개대퇴 압박력(patellofemoral compressive force), 증가된 경골의 회전(increased tibial torsion) 또는 대퇴의 전경(femoral anteversion), 전 반슬(genu recurvatum), 무릎외반족(genu valgus), 슬개골 불안정성(patellar instability)와 같은 요인들이 patellofemoral 관절에 비정상적인 압박력을 초래하는 것으로 보고하고(Boling et al., 2006;

본 연구는 서울올림픽기념 2010 국제스포츠과학 학술대회에서 구두발표된 논문임.

Corresponding Author : Sung-Cheol Lee  
Department of Physical Education, College of Sport Sciences,  
Yonsei University, Shinchon-dong, Seodaemun-gu, Seoul, Korea  
Tel : +82-2-2123-4720 / Fax : +82-2-356-0942  
E-mail : cheol3192@yonsei.ac.kr

Brushoj, Holmich, Nielsen & Albrecht-Beste, 2008; Fredericson & Yoon, 2006; Steinkamp et al., 1993; Willson & Davis, 2008) 있지만, 아직도 확실한 원인에 대해 밝혀지지 않았다.

LaBella(2004)는 신체적인 활동을 하는 동안 반복적이고 과도한 굴곡 동작이 나타날 때 슬개골(patella)과 대퇴골(femur) 사이에서 발생하는 슬개대퇴 압박력(patellofemoral compressive force)이 증가됨으로써 슬개골의 연골과 대퇴골의 연골사이에서 큰 충격이 발생하기 때문에 통증과 증세의 원인이 된다고 하였다.

Dye(2005)는 대표적인 PFPS의 하나인 슬개골 연골 연화증(patellar chondromalacia)의 경우 슬개대퇴 압박력이 강하게 발생할 경우 발생 빈도가 높다고 하였으며, 통증과 함께 연골에 직접적인 손상을 줄 수도 있다고 하였다. 따라서 슬개대퇴 관절에서 많이 발생하는 통증을 이야기할 때 슬개대퇴 압박력은 빼놓을 수 없는 부분이다.

인간의 움직임에는 걷기, 달리기, 뛰기 등이 있으며(Chung, Shin, Seo, Eun & In(2001), Morrison(1970)은 슬개대퇴 압박력에 대해 비교적 움직임의 크기가 작은 걷기 동작 시에도 2109 N이 발생한다고 하였다. Rafael et al.(2008)는 걷기보다 움직임이 큰 전방 런지(front lunge)와 사이드 런지(side lunge)를 하는 경우 무릎의 굴곡각이 0°인 준비자세에서는 각각 69 N과 46 N의 압박력을 나타냈으나, 무릎의 굴곡이 증가함에 따라 압박력 또한 점차 증가하여 최대무릎굴곡각인 90°에서는 각각 2185 N과 2668 N 까지 발생한다고 하였다. 이처럼 무릎을 굴곡시키는 동안 무릎 굴곡각이 증가하게 되면 슬개대퇴 압박력의 크기 또한 증가한다는 것을 알 수 있다.

일상생활에서의 움직임들에서도 슬개대퇴 압박력은 발생하지만, 스포츠 경기 중에는 매우 다이내믹한 동작들이 많이 발생하기 때문에 일상생활에서의 움직임들보다 무릎 관절에서 발생하는 부하의 크기는 더 증가하게 된다. 그렇기 때문에 운동선수와 무용수 같은 신체적 활동이 많은 대상자들에게 PFPS가 많이 발생한다고 하였다(Powers, Chen, Scher & Lee, 2006).

운동선수들은 경기 중 수없이 반복된 점프 동작을 실시하게 되는데, 그에 따른 착지는 피할 수 없는 동작으로써, 착지 동작은 그 자체가 무릎을 굴곡시키는 즉, 스쿼트와 런지 동작을 포함하고 있다. 따라서 점프와 착지 동작을 하는 동안 무릎 관절에서 슬개대퇴 압박력이 증가할 수밖에 없게 된다.

점프 후 착지를 하는 동안 Yeow, Lee와 Goh(2009)는 점프의 높이가 증가할수록 무릎 관절에서의 충격흡수 파워가 증가한다고 하였다. 이것은 다양한 점프를 실시하는 운동선수에게 있어 점프의 높이가 증가하는 것은 전방십자인대 파열과 같은 급성으로 발생하는 부상뿐만 아니라 슬개대퇴 압박력의 반복된 발생에 의한 만성적인 부상을 유발시킬 수도 있다는 것을 의미한다. 만성적인 부상으로 대표적인 PFPS는 반복적인 무릎 굴곡

동작에 의해 발생된다고 하였다(LaBella, 2004). 즉 착지과정에서 무릎 굴곡이 되는 상황이 자주 발생하게 되면 슬개대퇴 압박력이 증가한다는 것은 분명한 사실이다.

지금까지의 연구들은 주로 보행과 스쿼트, 런지와 같은 동작들에 대한 슬개대퇴 압박력의 분석들이 주를 이루고 있다. 하지만 일상생활의 동작보다 스포츠에서 다양한 점프의 형태가 많이 나오는 만큼 급성 혹은 만성적인 부상이 자주 발생하는 실질적인 점프 후 착지 동작에 대한 분석이 필요할 것으로 생각된다. 따라서 운동 상황에서 실제로 자주 나타나는 드롭랜드링 시 착지의 높이에 따른 슬개대퇴 압박력을 구하는데 본 연구의 목적이 있으며, 더 나아가 상해를 예방하기 위한 기초적 자료를 제공하고자 한다.

## II. 연구방법

### 1. 연구 대상자

본 연구에는 총 24명의 체육과 학생들이 참가하였으며, 이중 하지 관절에 통증 및 정형외과적인 문제를 가진 자들은 제외를 시켜 16명의 대상자들을 실험하였다<Table 1>. 이들 모두는 최근 6개월 간 하지 관절에 어떠한 부상과 문제점을 경험하지 않았고 평소 축구 및 농구 동아리 활동을 통해 점프 동작 및 착지 동작 그리고 스쿼트 동작에 익숙하였으며, 실험 전 본 연구의 목적과 방법을 충분히 이해한 후 참가신청서를 받고 실험을 실시하였다.

Table 1. Subjects

N	Age(yrs)	Height(cm)	Weight(kg)
16	22.25 ± 3.30	177.25 ± 4.44	77.50 ± 8.18

### 2. 실험방법

본 연구의 과제는 양발 드롭랜드링 시 착지의 높이(45 cm와 60 cm)에 따른 오른쪽 다리의 슬개대퇴 압박력을 알아보는 것이며, 자체적으로 제작한 목제 점프대를 사용하였다. 점프대와 착지점인 지면반력기까지의 거리는 20 cm로 설정하였고 점프의 형태는 연성 착지(soft landing)를 실시하도록 지시하였다. 실험 전 10분간의 준비운동 이후, 부상 예방을 위해 대략 10회의 연습 드롭랜드링을 실시하였다.

착지를 하는 동안 모든 대상자들은 동일한 제품의 스판 재질의 운동복을 착용하도록 하였으며, 운동화 또한 동일한 제품(FTY No. CLU 60001, Adidas)을 신도록 하였다. 모든 복장을 착용한 이후 체중, 신장, 다리의 길이, 무릎과 발목의 너비, 어

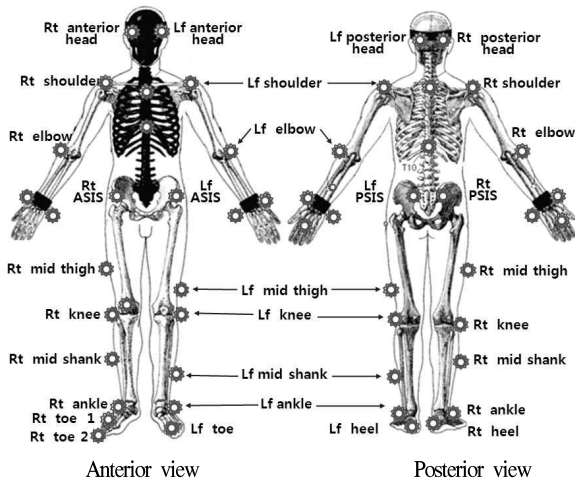


Figure 1. Marker attachment

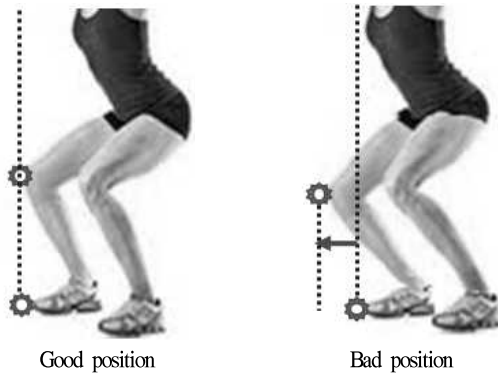


Figure 2. Knee position

깨와 팔꿈치 그리고 손목의 두께를 측정하였다. 하지 관절의 3차원적 데이터를 수집하기 위해 Vicon 사의 Plug in Gait Full Body 모델을 이용하였으며, 해부학적 경계점에 양면 테이프를 이용하여 14 mm 구형 반사마커 35개를 부착하였다(Figure 1).

착지는 스쿼트와 유사한 동작으로 착지를 하도록 유도하였으며, 무릎이 발보다 앞으로 나가는 경우 무릎 관절에 부하가 증가할 수 있으므로(Fry, Smith & Schilling, 2003; Chae, Jeong, & Jang, 2007) 오른쪽 무릎 슬개골의 중앙과 발끝에 추가적인 2개의 마커를 부착하여 무릎이 발보다 앞으로 전위되는 것을 통제하였다(Figure 2).

착지 시 순수한 하지 관절의 움직임을 살펴보기 위해 양손은 양쪽 엉덩이에 고정하였으며, 양손 중 한손이라도 떨어지게 되면 실패로 간주하였다. 또한 착지과정에서 점프대보다 높게 점프하여 착지하는 경우와 착지 후 넘어지는 경우, 발이 두 번 텅기거나 돌아가는 경우, 무릎이 발보다 앞으로 나가는 경우 <Figure 2 참조>는 실패로 간주하여 다시 실시하도록 하였다. 모든 성공적인 점프의 횟수는 5회였고 점프 간 30초 이상의 충분한 회복시간을 주었다.

### 3. 자료수집

본 실험에서는 8대의 적외선 카메라(Vicon MX-F20, Oxford Metric Ltd, Oxford, UK)로 구성된 동작분석(Vicon Systems, Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK)시스템을 통해 200 Hz로 촬영하여 영상 데이터를 수집하였으며, 착지 시 발생하는 지면반력 데이터는 2대의 지면반력기(ORG-6, AMTI, Watertown, MA)를 사용하여 2000 Hz로 수집하였다.

### 4. 변인계산

본 실험은 드롭랜드링 시 무릎 관절의 슬개대퇴 압박력을 알아보기 위해 설계되었으며, 분석 구간은 다음과 같이 설정하였다.

- 1) 최대 무릎 신전 모멘트 시점(peak knee extension moment) : 무릎 신전 모멘트가 최대 발생하는 시점
- 2) 최대 대퇴사두근의 근수축력 시점(peak quadriceps contraction force) : 대퇴사두근의 근수축력이 최대 발생하는 시점
- 3) 최대 수직지면반력 발생 시점(peak vertical ground reaction force) : 착지 이후 최대 수직지면반력이 발생하는 시점
- 4) 최대 슬개대퇴 압박 시점(peak patellofemoral compressive force) : 슬개대퇴 관절의 압박력이 최대 발생하는 시점
- 5) 최대 무릎 굴곡 시점(maximum knee flexion) : 착지 이후 무릎이 최대로 굴곡되어진 시점

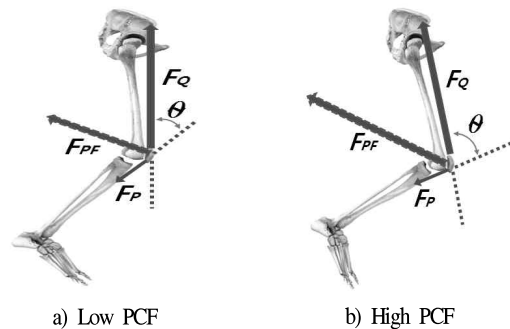


Figure 3. Patellofemoral compressive force

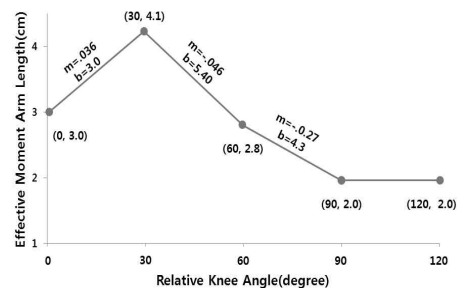


Figure 4. Moment arm length

m : slope, b : intercept

운동학적 변인분석으로는 각 시점에서의 무릎 굴곡 각도를 살펴보았으며, 운동역학적 변인분석으로는 최대 수직지면반력과 최대 무릎 신전 모멘트, 최대 대퇴사두근의 근수축력, 최대 슬개대퇴 압박력 등을 살펴보았다.

수집된 지면반력 데이터는 각 대상자들의 몸무게가 모두 다르기 때문에 각 대상자들의 몸무게로 나누어 일반화(normalization)하여 수집하였다. 슬개대퇴 압박력은 <Figure 3>과 같이 산출하였다(Matthews, Sonstergard & Henke, 1977).

여기서  $F_{PF}$ 는 슬개대퇴 압박력,  $F_Q$ 는 대퇴사두근의 근수축력,  $F_P$ 는 슬개골건의 신전력을 의미한다. 이때  $F_P$ 에 대한 모멘트 암의 거리(moment arm length)는 무릎 관절의 해부학적 특성에 의해 무릎 굴곡에 따라 변화되어지게 되며, 무릎 굴곡에 따른 모멘트 암의 거리 변화량은 Yamaguchi와 Zajac(1989)의 함수(moment arm = knee angle · m + b)를 이용하여 산출하였다(Figure 4).  $\overrightarrow{F_Q}$ 의 값은 대퇴사두근의 신전 모멘트를 모멘트 암의 거리로 나누어 산출하였다(Bressel, 2001).

$$\overrightarrow{F_{PF}} = 2\overrightarrow{F_Q} \sin \theta/2$$

### 5. 통계처리

실험에 참가한 모든 대상자들은 각각(45 cm, 60 cm)의 높이에서 5회의 양발 드롭랜딩을 실시하였으며, 산출된 운동학적,

운동역학적 변인들은 5회의 평균값으로 구하였다. 드롭랜딩 시 점프의 높이에 따른 변인들의 차이검증을 위해 SPSS 17 version을 이용하였으며, paired *t*-test를 이용하였다. 유의도 수준은  $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

## III. 연구결과

본 연구에서는 45 cm와 60 cm 높이에서 양발 드롭랜딩 시 무릎 굴곡과 대퇴사두근의 근수축력에 따른 슬개대퇴 압박력을 비교 분석하기 위해 설계되었다.

<Table 2>는 드롭랜딩 시 각 변인들의 최대값과 각 시점 별 무릎 굴곡각 그리고 슬개대퇴 관절의 압박력을 나타낸 것이다.

각 변인들의 최대값을 살펴본 결과 60 cm에서 드롭랜딩 시 최대 무릎 신전 모멘트와 최대 대퇴사두근의 근수축력, 최대 수직지면반력, 최대 슬개대퇴 압박력이 큰 것으로 나타났다( $p < .05$ ). 각 시점별 무릎 굴곡각을 살펴본 결과 60 cm에서 드롭랜딩 시 최대 무릎 굴곡각이 큰 것으로 나타났다( $p < .05$ ). 각 변인들의 값이 최대로 발생한 시점에서의 슬개대퇴 압박력의 크기를 살펴본 결과 60 cm에서 드롭랜딩 시 최대 무릎 신전 모멘트 시점과 대퇴사두근의 최대 근수축 발생 시점 그리고 최대 수직지면반력 발생 시점에서의 슬개대퇴 압박력이 큰 것으로 나타났다( $p < .05$ ).

Table 2. Knee kinematics, kinetics & time

event	height (cm)	peak			angle(deg)			compress(BW)		
		Mean	SD	<i>t</i>	Mean	SD	<i>t</i>	Mean	SD	<i>t</i>
peak knee extension moment(Nm/kg)	45	2.68	0.65	-4.804***	35.96	14.64	1.262	3.13	0.66	-3.758**
	60	3.27	0.51		32.25	16.29		4.05	0.73	
peak quadriceps contraction force(BW)	45	9.05	1.28	-4.600***	70.21	7.86	-1.136	7.69	1.38	-2.164*
	60	10.44	1.36		72.63	7.72		8.51	1.98	
peak vertical ground reaction force(BW)	45	2.41	0.55	-5.927***	49.57	7.23	-0.807	2.41	2.12	-3.153**
	60	3.03	0.50		50.77	6.01		3.43	1.68	
peak patellofemoral compressive force(BW)	45	7.90	1.05	-6.074***	69.35	7.82	-1.372	-	-	-
	60	9.21	1.53		72.40	7.70		-	-	
max knee flexion	45	-	-	-	99.06	11.74	-2.774*	5.79	1.13	-1.103
	60	-	-		103.98	10.39		6.10	1.47	

\* $p < .05$ , \*\* $p < .01$ , \*\*\* $p < .001$

## IV. 논 의

슬개골은 해부학적으로 대퇴사두근이 근수축을 하는 동안 그 힘을 경골에 전달하는 지렛대 역할을 하는 중요한 구조물이다. 이러한 슬개골의 역할로 인해 무릎의 신전 동작이 효율적으로 이루어지며, 대퇴사두근의 근수축력이 경골에 효율적으로 전달되어지게 되는 것이다. 하지만 체중 또는 웨이트 기구와 같은 외부의 부하와 함께 무릎을 굴곡시키게 되면 대퇴사두근은 더 강한 근수축을 하게 되는데, 이 때 무릎 굴곡과 함께 대퇴사두근이 근수축을 하게 되면 슬개골과 대퇴골 사이에서 강한 마찰이 유발된다는 단점이 있다. 즉 PFPS의 원인은 굴곡과 신전 동작동안 반복적이고 과사용적인 활동들이 슬개대퇴 관절에 증가된 부하를 주기 때문이며 이러한 것들로 인해 통증을 초래하게 된다(Brushoj et al., 2008).

PFPS는 활동적인 일반인들에게도 흔히 발생하는 증상이며, 특히 운동선수들에게서 많이 발생한다(Stefanyshyn, Stergiou, Lun, Meeuwisse & Worobets, 2006). 그 이유는 운동경기 중 좋은 결과를 위해 무리하게 점프와 착지 동작을 반복적으로 하기 때문이다. 점프와 착지 동작은 무릎을 굴곡시켜 앉는 스쿼트 동작을 포함하고 있으며, 이러한 스쿼트 동작은 슬개대퇴 압박력을 높이는 동작이기 때문이다(Escamilla et al., 2009) 또한 착지 시 무릎 관절에서 신전 모멘트가 발생되지 않게 된다면 무릎 관절은 굴곡되면서 주저앉게 된다. 무릎 관절의 신전 모멘트는 대퇴사두근의 근수축력(quadriceps femoris net force)과 슬개골 모멘트 암의 거리(moment arm length)를 곱한 것으로 정의한다(Bressel, 2001).

착지의 높이가 높을 경우 지면반력에 의해 강한 신전 모멘트가 필요하게 되며, 강한 신전 모멘트를 발휘하기 위해서는 대퇴사두근의 강한 근수축력을 필요로 하게 된다. 착지 과정에서 충격을 흡수하면서도 주저앉지 않기 위한 굴곡 동작은 그 착지의 높이가 높을 경우 지면반력에 의해 강한 신전 모멘트가 필요하게 되며, 강한 신전 모멘트를 발휘하기 위해서는 동작자체만으로도 슬개대퇴 압박력을 증가시키게 된다(LaBell, 2004). 따라서 착지 과정에서 필요한 신전 모멘트를 증가시키기 위한 대퇴사두근의 강한 근수축력은 슬개대퇴 압박력을 증가시키게 되어 PFPS를 유발시킬 수 있는 확률을 높여주는 것이다.

따라서 본 연구에서는 스포츠에서 자주 발생하는 착지 동작을 실시하는 동안 슬개대퇴 압박력에 영향을 미치는 무릎의 굴곡각(knee flexion angle)과 수직지면반력(VGRF), 무릎 신전 모멘트(knee extension moment), 대퇴사두근의 근수축력(quadriceps contraction force)을 분석하였다. 더불어 각 변인들의 최대값이 발생하는 시점에서의 무릎 굴곡각과 슬개대퇴 압박력의 크기를 비교 분석하였다.

먼저 슬개대퇴 압박력을 살펴본 결과 최대 슬개대퇴 압박력

은 45 cm와 60 cm 각각 체중의 7.9배와 9.21배로 나타났으며, 높이의 증가는 슬개대퇴 압박력을 증가시킨다는 것을 알 수 있었다.

Rafael et al.(2008)은 움직임이 없이 무릎을 펴고 있는 상태에서는 46-69 N의 슬개대퇴 압박력이 발생한다고 하였고 Morrison(1970)은 보행 시 2109 N의 슬개대퇴 압박력이 발생하지만 경사에 따라 오르막 경사에서 걷기, 내리막 경사에서 걷기, 계단 오르기 시, 계단 내려가기 시 각각 2786 N, 2786 N, 2963 N, 2668 N의 슬개대퇴 관절의 압박력이 발생한다고 보고하였다. 또한 전방 런지(anterior lunge)와 사이드 런지(side lunge)를 하는 동안에는 각각 2185와 2668 N의 슬개대퇴 압박력이 발생한다고 보고하였다(Rafael et al., 2008). 이와 같은 결과들이 의미하는 것은 움직임의 크기가 커질수록 슬개대퇴 압박력이 증가한다는 것을 의미한다.

본 연구에서의 결과를 살펴보면 60 cm에서의 드롭랜딩과 같은 움직임의 크기가 큰 동작에서는 일상생활 속에서의 걷기, 런지 등의 운동에 비해 약 2.33-3.26배 가량 높은 슬개대퇴 압박력이 발생한 것으로 나타났는데, 이와 같은 결과들을 해석해보면 수없이 반복된 착지 동작을 하는 운동선수들에게서 왜 PFPS가 많이 발생하는가를 밝혀 준 것으로 생각된다.

슬개대퇴 압박력에 영향을 주는 변인으로써 수직지면반력을 살펴본 결과 점프 높이의 증가는 최대 수직지면반력을 증가시키는 것으로 나타났다.

최대 수직지면반력은 45 cm와 60 cm 각각 체중의 2.41배와 3.03배로 나타났으며, 이것은 30 cm와 60 cm에서 수행한 선행 연구(Yeow et al., 2009)의 결과와 유사한 것으로 나타났다.

이처럼 높은 높이에서 착지할 경우 지면반력이 크게 발생하기 때문에 주저앉지 않기 위해서는 강한 무릎 신전 모멘트를 발생시켜야 한다.

따라서 무릎 신전 모멘트의 크기를 살펴본 결과 각각 2.68 Nm/kg과 3.27 Nm/kg으로써 점프 높이의 증가는 무릎 신전 모멘트를 증가시킨다는 것을 알 수 있었다. Yeow, Lee와 Goh, (2010)는 30 cm와 60 cm 높이에서 양발 드롭랜딩 시 신발의 유무에 따른 무릎 관절의 변화를 살펴본 결과 본 연구에서의 결과와 마찬가지로 점프의 높이가 증가할 경우 무릎 관절의 신전 모멘트는 증가한다고 보고하였다. 점프의 높이가 증가하게 되면 그만큼의 지면반력이 강하게 발생하게 되며, 지면반력의 크기가 강한 만큼 강한 무릎 신전 모멘트가 필요하다는 것을 알 수 있었다. 강한 무릎 신전 모멘트를 발생하기 위해서는 대퇴사두근의 강한 근수축력이 필요하기 때문에 대퇴사두근의 근수축력을 살펴본다. 본 연구에서는 대퇴사두근의 근수축력을 산출하기 위해 무릎 신전 모멘트를 무릎 관절에서의 모멘트 암으로 산출하였으며, 높이에 따른 대퇴사두근의 근수축력을 살펴본 결과 각각 체중의 9.05배와 10.44배로 나타났다.

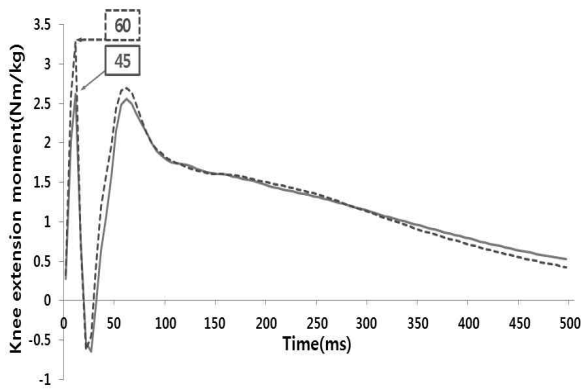


Figure 5. Knee extension moment

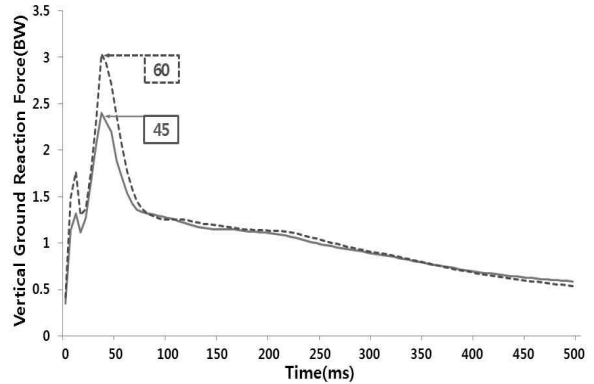


Figure 7. Vertical ground reaction force

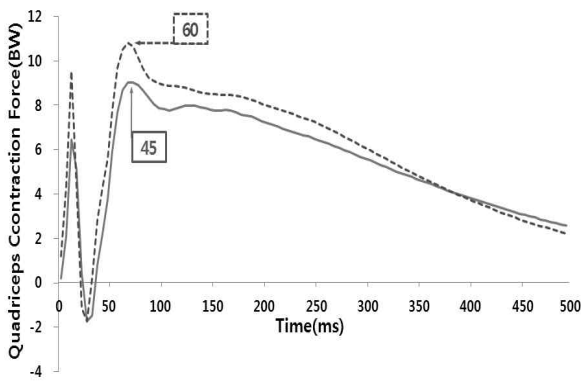


Figure 6. Quadriceps contraction force

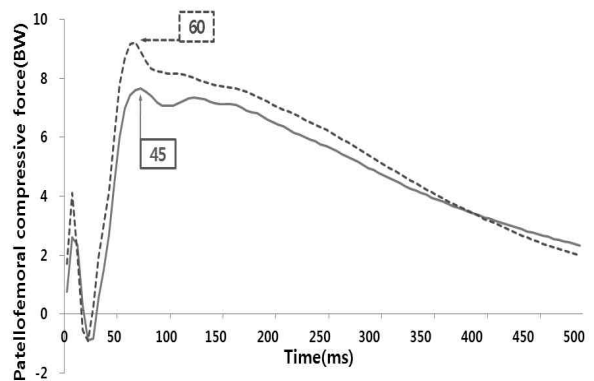


Figure 8. Patellofemoral compressive force

지금까지의 운동역학적인 변인들을 살펴본 결과 점프 높이의 증가는 지면반력의 크기를 증가시켰으며, 주저앉지 않기 위해 대퇴사두근의 강한 근수축력을 통해 무릎 관절의 신전 모멘트를 증가시킨 것을 알 수 있었다. 이처럼 점프 높이의 증가는 슬개대퇴 압박력을 증가시킬 수 있는 여러 가지 요소들을 가지고 있었다는 것을 알 수가 있었다. 하지만 슬개대퇴 압박력의 크기를 설명할 때 무릎의 굴곡 각도를 빼놓을 수 없다. 따라서 각 시점에서의 무릎 굴곡각을 살펴보았다.

점프의 높이에 따른 각 시점 별 무릎 굴곡각을 살펴본 결과 60 cm 높이에서 드롭랜딩을 할 경우 전반적으로 무릎을 더 굴곡시키는 경향을 나타내었다.

Yeow et al.(2010)은 30 cm와 60 cm 높이에서의 양발 드롭랜딩 시 점프의 높이가 증가하게 될 경우 무릎의 굴곡각이 점차 증가한다고 하였으며, 본 연구에서의 결과와 유사한 것으로 나타났다.

이러한 굴곡각을 증가시키는 동작은 착지 중 발생하는 지면 반력을 흡수하기 위한 것이라 할 수 있는데 무릎 관절의 굴곡각은 최대 무릎 굴곡각에서만 유의한 차이를 나타냈으며, 최대 슬개대퇴 압박력은 최대 무릎 굴곡 시점을 제외한 모든 구간에서 유의하게 높은 것으로 나타났다.

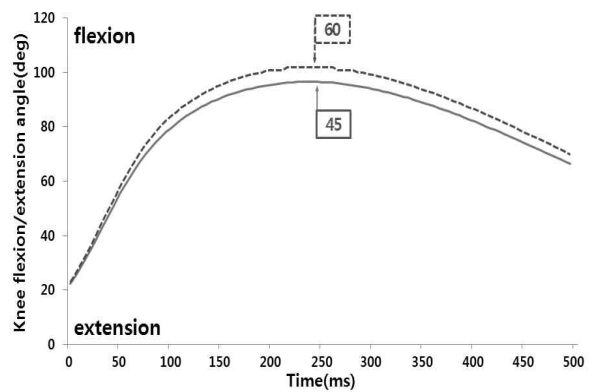


Figure 9. Knee flexion & extension angle

슬개대퇴 압박력의 크기는 무릎의 굴곡각이 증가함에 따라 증가할 것으로 생각되었지만 무릎이 최대로 굴곡된 시점에서는 오히려 슬개대퇴 압박력의 차이는 나타나지 않았다. 최대 무릎 굴곡각은 각각 99.06°와 103.98°로써 통계적인 차이는 나타났으나 슬개대퇴 압박력의 차이는 없었으며, 오히려 통계적인 차이가 없는 각각 69.35°와 72.40°에서 최대의 슬개대퇴 압박력이 발생하였다.

다시 말해 슬개대퇴 압박력이 발생된 시점이 최대 무릎 굴

곡 시점이 아닌 두 높이 모두 약 70° 부근에서 발생한다는 것을 알 수가 있었는데, 그 시점에서의 대퇴사두근의 최대 근수축력의 크기는 60 cm에서 유의하게 높았다. 즉 무릎의 굴곡각이 같다면 근수축력이 크게 발생했을 때 슬개대퇴 압박력이 증가한다는 것을 보여 주었다.

두 높이 간의 근수축력을 살펴본 결과 60 cm에서 착지 시 최대 근수축력이 높았는데, 두 높이 모두 착지를 하는 동안 두 번의 강한 근수축력이 발생하였다. 각각 착지 직후 그리고 약 70° 부근에서 두 번째 강한 근수축력이 발생하였는데(Figure 6 참고), 두 높이 모두 첫 번째와 두 번째 수축력간의 크기는 차이는 나타나지 않았지만 두 번째 근수축 발생 시점에서 최대 슬개대퇴 압박력이 발생하였다.

무릎 굴곡각과 대퇴사두근의 근수축력에 의한 슬개대퇴 압박력에 대한 결과를 종합해보면, 첫 번째 대퇴사두근의 근수축 시점이 아닌 두 번째 대퇴사두근의 근수축 시점에서 두 높이 모두 무릎 각도는 약 70° 였고, 두 높이 모두 70° 부근에서 강한 근수축이 발생하였으며, 이때 슬개대퇴 압박력이 증가한다는 것을 알 수가 있었다.

종합해보면 근수축력의 크기가 비슷할 경우에는 무릎 굴곡각이 슬개대퇴 압박력을 증가시키는데 영향을 미친다는 것을 보여주며, 무릎 굴곡각이 비슷할 경우 대퇴사두근의 근수축력이 슬개대퇴 압박력을 증가시킨다는 것을 보여준 것이다.

하지만 무릎이 최대로 굴곡되어진 시점 즉, 최대 무릎 굴곡 시점에서의 슬개대퇴 압박력은 차이가 나타나지 않았다. 그 이유는 다음과 같이 설명할 수 있을 것이다. 먼저 최대 슬개대퇴 압박력이 발생한 이후 지면반력 값의 크기가 두 높이 모두 거의 같은 시점에서 낮아지고 같은 수준이 되었다. Yeow et al. (2010)은 착지의 높이가 높을 경우 무릎 관절에서의 충격흡수 파워가 상대적으로 증가한다고 하였는데, 최대 수직지면반력에 의한 충격흡수를 무릎 관절에서 많은 비중으로 차지했다는 것이다. 최대 슬개대퇴 압박력이 발생한 이후에 지면반력 값이 거의 같은 수준이 되었으며, 그 이후 자신의 체중으로만 스쿼트 동작을 하게 되었기 때문에 최대 무릎 굴곡 시점에서의 압박력은 두 높이에서 차이가 나타나지 않은 것으로 판단된다.

지금까지의 결과들을 요약해보면 PFPS의 주요한 요인 중 하나인 슬개대퇴 압박력은 대퇴사두근의 근수축력 증가와 함께 무릎 굴곡을 하는 동안 크기가 증가하는 것을 알 수 있었다.

착지 시 무릎 관절은 지면반력에 의한 굴곡 모멘트에 의해 신전상태에서 굴곡되어지는 힘을 받게 된다. 이때 대퇴사두근은 굴곡되어지는 모멘트에 정반대가 되는 신전 모멘트를 증가시켜야 한다. 이러한 이유로 무릎은 굴곡되는 동안 슬개대퇴 관절에서 발생하는 압박 부하(compressive load)가 증가하게 된다. 이 시점에서 잘못된 슬개골 궤도(tracking)를 갖게 된다면 무릎이 굴곡되어 질 때 대퇴 관절면에 슬개골의 관절면이 닿는

면적이 좁아지게 되고 이것은 슬개대퇴 관절에 더 큰 스트레스를 주게 된다. 그러므로 슬개대퇴 관절에 걸리는 스트레스를 줄여주기 위해서는 슬개골과 대퇴골이 접촉되어지는 관절면의 면적을 넓게 되도록 해주는 것이 중요하다.

슬개골의 올바른 궤도를 잡아주기 위해서는 근위부 바깥쪽 엉덩이 근육그룹과 장경인대(iliotibial band)를 스트레칭하는 것이 필요할 것이며, 슬개대퇴 관절의 스트레스를 최소화시키는 운동범위 내에서 대퇴사두근의 내측광근(vastus medialis oblique)과 엉덩이 근육군들을 강화시켜야 할 것이다.

Escamilla et al.(2008)는 무릎 굴곡각이 낮은 경우에서 슬개대퇴 압박력이 낮기 때문에 0°와 50° 사이에서 운동을 시키는 것을 권장하였으며, 60°와 90° 사이에서는 슬개대퇴 압박력의 증가에 의한 스트레스가 높아질 가능성이 크기 때문에 60°와 90°의 운동범위에서는 운동을 자제하라고 제안하였다.

본 연구의 결과에서도 45 cm와 60 cm 두 높이 모두 최대 슬개대퇴 압박력이 발생한 시점에서의 무릎 굴곡 각도는 약 69-72°로써 거의 같은 굴곡각을 나타내었는데 즉, 두 높이 모두 약 70°의 굴곡각에서 최대 슬개대퇴 압박력이 발생하였다는 것이다. 이러한 결과는 PFPS를 가진 대상자들에게 임상적인 검사를 하기위한 방법으로 제시할 수 있을 것으로 판단되어지며, 반대로 착지 동작 동안 이 범위 안에서의 움직임을 피할 수 있도록 운동 방법으로 제시할 수도 있을 것이다. 더불어 무릎 굴곡의 범위가 큰 동작은 피하는 것이 PFPS를 예방하는데 도움이 될 수 있을 것으로 생각된다.

## V. 결론 및 제언

45 cm와 60 cm 높이에서 양발 드롭랜딩을 실시하여 무릎 굴곡과 대퇴사두근의 근수축력에 따른 슬개대퇴 관절의 압박력을 살펴본 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 60 cm 높이에서 드롭랜딩 시 최대 수직지면반력 값의 증가는 최대 무릎 신전 모멘트와 대퇴사두근의 근수축력, 슬개대퇴 압박력을 증가시키는 것으로 나타났다.
2. 60 cm 높이에서 드롭랜딩 시 충격흡수를 위한 무릎 굴곡 동작에서 대퇴사두근의 근수축력 증가와 함께 무릎 굴곡이 이루어져 슬개대퇴 압박력이 증가한 것으로 나타났다.
3. 최대 무릎 굴곡 시점에서는 슬개대퇴 압박력의 차이는 나타나지 않았다.

이상의 결과는 일반적으로 무릎 굴곡각이 커지면 PCF가 커진다는 일반적인 개념에 대한 좀 더 세부적인 결과로 그 의의를 둘 수 있을 것이며, 점프의 높이가 증가할 경우 무릎 관절에

서 PFPS가 발생되는데 큰 영향을 줄 수 있다는 것을 전제로 높이에 관련된 스포츠를 하는 선수들에게 예방 차원에서 컨디션이나 훈련과 같은 특별한 방법들이 필요할 것으로 보인다.

추후연구로는 근전도 분석을 통해 슬개대퇴 압박력에 영향을 미치는 다른 생체역학적인 요인들의 분석 또한 지속적으로 진행되어져야 할 것이다.

## 참고문헌

- Aminaka, N., & Philip, A.(2005). A systematic review of the effects of therapeutic taping on patellofemoral pain syndrome. *Journal of Athletic Training*, 40(1), 341-351.
- Boling, M. C., Bolgal, 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 Physical Medicine and Rehabilitation*, 87, 1428-1435.
- Bressel, E.(2001). The influence of ergometer pedaling direction on peak patellofemoral joint forces. *Clinical Biomechanics*, 16, 431-437.
- Brushoj, C., Holmich, P., Nielsen, M. B., & Albrecht-Beste, E.(2008). Acute patellofemoral pain: aggravating activities, clinical examination, MRI and ultrasound findings. *British Journal of Sports Medicine*, 42(1), 64-67.
- Chae, W. S., Jeong, H. K., & Jang, J. I.(2007). Effect of different heel plates on muscle activities during the squat. *Korean Journal of Sports Biomechanics*, 17(2), 113-121.
- Chung, C. S., Shin, I. S., Seo, J. S., Eun, S. D., & In, K. (2001). The analysis of a gait pattern and the mechanical efficiency on ages and speed conditions. *Korean Journal of Sports Biomechanics*, 10(2), 205-219.
- Dye, S. F.(2005). The pathophysiology of patellofemoral pain: a tissue homeostasis perspective. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 436, 100-110.
- Escamilla, R. F., Zheng, N., MacLeod, T. D., Edwards, W. B., Hreljac, A., Fleisig, G. S., Wilk, K. E., Moorman, C. T., & Imamura, R.(2008). Patellofemoral compressive force and stress during the forward and side lunges with and without a stride. *Clinical Biomechanics*, 23(8), 1026-1037.
- Escamilla, R. F., Zheng, N., Macleod, T. D., Edwards, W. B., Imamura, R., Hreljac, A., Fleisig, G. S., Wilk, K. E., Moorman, C. T., & Andrews, J. R.(2009). Patellofemoral joint force and stress during the wall squat and one-leg squat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(4), 879-888.
- Fredericson, M., & Yoon, K.(2006). Physical examination and patellofemoral pain syndrome. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(3), 234-243.
- Fry, A. C., Smith, J. C., & Schilling, B. K.(2003). Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(4), 629-633.
- LaBella, C.(2004). Patellofemoral pain syndrome : Evaluation and treatment. *Primary Care*, 31, 977-1003.
- Matthews, L., Sonstergard, D., & Henke, J.(1977). Load bearing characteristics of the patellofemoral joint. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 48(5), 511-516.
- MacIntyre, N. J., Hill, N. A., Fellows, R. A., Ellis, R. E., & Wilson, D. R.(2006). Patellofemoral joint kinematics in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *The Journal of Bone And Joint Surgery*, 88, 2596-2605.
- Morrison, J.(1970). The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *Journal of Biomechanics*, 3, 51-61.
- Powers, C. M., Chen, Y. J., Scher, I., & Lee, T. Q.(2006). The influence of patellofemoral joint contact geometry on the modeling of three dimensional patellofemoral joint forces. *Journal of Biomechanics*, 39, 2783-2791.
- Rafael, F., Naiquan, Z., Toran, D., Brent, E., Alan, H., Glenn, S., Kevin, E., Claude, T., & Rodney, I.(2008). Patellofemoral compressive force and stress during the forward and side lunges with and without a stride. *Clinical Biomechanics*, 23, 1026-1037.
- Stefanyshyn, D. J., Stergiou, P., Lun, V. M., Meeuwisse, W. H., & Worobets, J. T.(2006). Knee angular impulse as a predictor of patellofemoral pain in runners. *American Journal of Sports Medicine*, 34(11), 1844-1851.
- Steinkamp, L. A., Dillingham, M. F., Markel, M. D., Hill, J. A., & Kaufman, K. R.(1993). Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *American Journal of Sports Medicine*, 21(3), 339-444.
- Waryasz, G. R., & McDermott, A. Y.(2008). Patellofemoral pain syndrome(PFPS): A systemic review of anatomy and potential risk factors. *Dynamic Medicine*, 7, 1-14.
- Willson, J. D., & Davis, I. S.(2008). Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across



activities with progressively greater task demands. *Clinical Biomechanics*, 23(2), 203-211.

Yamaguchi, G., & Zajac, F.(1989). A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism.

*Journal of Biomechanics*, 22(1), 1-10.

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

Yeow, C., Lee, P., & Goh, J.(2010). Shod landing provides enhanced energy dissipation at the knee joint relative to barefoot landing from different heights. *The Knee*, doi:10.1016/j.knee.2010.07.011.