



## 하지의 비대칭성이 수직점프의 수행력에 미치는 영향

### The Effects of Lower Extremity Asymmetry on Performance of Vertical Jumping

김용운\*(서울대학교)

Kim, Yong-Woon\* (Seoul National University)

#### 국문요약

본 연구에서는 양측 하지의 비대칭성이 수직점프의 수행, 즉 양측운동손실에 미치는 영향을 알아보기 위해 13명의 성인 남성을 대상으로 좌/우의 외발과 양발을 각각 이용한 수직반동점프를 비교, 분석하였다. 분석 결과 양발점프가 외발점프에 비해 2배 이상 점프하였으나 외발점프에서 하지가 발현하는 충격량과 일량이 양발점프보다 24% 정도 높게 나타나 양측운동손실을 보여주었다. 또한 우성과 열성하지의 외발점프에서 충격량과 일량은 4.7% 정도의 유의한 역학적 비대칭성이 나타났다. 하지만 양측하지의 비대칭성과 양측운동손실 사이에는 유의한 차이가 보이지 않았으며, 양발점프에서 우성하지와 열성하지의 역학적 변인들 사이에는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 양발점프는 외발점프에 비해 짧은 시간에 관절의 높은 각속도로 긴 거리를 추진하였으며, 낮은 근활동을 보였는데 이러한 요인이 수행의 감소에 영향을 미쳤을 것으로 보인다.

#### ABSTRACT

Y. W. KIM. The Effects of Lower Extremity Asymmetry on Performance of Vertical Jumping. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 18, No. 1, pp. 179-190, 2008. The purpose of this study was to identify whether or not in one-leg vertical jump of each limb asymmetry between both sides is present and to identify how the discrepancies between both limbs affect two-leg jumping performance, that is bilateral deficit. We had 13 healthy subjects perform one-leg jump for both sides and two-leg countermovement jump. The result of biomechanical analysis showed significantly difference of 4-7% in net impulses and work output between dominant and non-dominant one-leg jump and bilateral deficit of 24% when sum of those of each one-leg jump was compared with two-leg jump. But asymmetry in lower extremity was not significantly correlated with bilateral deficit. Two-leg jump could be characterized by relatively short propulsion time, long propulsion distance and high joint angular velocity compared with one-leg jump. These factors seemed to contribute to decreased performance in two-leg jump. Furthermore bilateral deficit was attributed to lower activities of extensor muscles found in two-leg jump.

KEYWORDS : BILATERAL DEFICIT, ASYMMETRY COUNTERMOVEMENT, SQUAT, VERTICAL JUMP.

## I. 서론

점프 동작은 하지의 무산소성 근 파워 즉 최대 수행 능력(maximum effort performance)을 평가할 수 있는 간단하면서도 신뢰로운 운동 과제로서는 물론 신체 추진을 위한 근골격계(musculoskeletal system)의 동역학적 기전과 운동 제어 등 다양한 역학적 기전을 규명하기 위한 주요한 연구 대상이 되고 있다. 점프에 관한 대부분의 연구들은 수직점프의 수행은 어떠한 요인들에 의해 결정되느냐? 하는 근본적이고 공통적인 의문에서 출발하였으며, 최근까지 많은 논의가 이루어지고 있다. 수직 점프력에 미치는 요인으로 주된 관심인 근력은 일반적으로 근력과 점프 수행력은 중간 정도의 일정한 상관을 보였으며(Genuario & Dolgener, 1980), 이와 관련하여 다양한 근력 트레이닝이 수직 점프에 미치는 효과에 대한 연구도 이루어졌다(Blattner & Noble, 1979).

Van Soest, Roebroek, Bobbert, Huijing & van Ingen Schenau(1985), Challis(1998), Vint & Hinrichs(1998), 그리고 Bobbert, de Graaf, Wendy, Jonk & Casius(2006) 등은 외발점프시의 각 하지의 점프 능력의 합에 비해 양발점프시의 점프 능력이 저하되었음을 보고하였다. 외발 점프에서 양발점프의 58-63% 정도 도약하였다고 보고한 Van Soest et al.(1985)의 연구와 같이 동일한 하지에 대하여 외발점프를 통해 발휘할 수 있는 최대 능력이 양발 점프에서 감소하였다는 것으로 흔히 양측운동손실(bilateral deficit)이라 한다. 양측운동손실 현상은 다른 연구에서도 나타났는데, 대부분의 연구들이 등속성 근력(Secher, Rube & Elers, 1988; Jakobi & Cafarelli, 1998; Cresswell & Ovendal, 2002; Kuruganti & Seaman, 2006)이나 레그 프레스(Hay, de Souza & Fukashiro, 2006), 등척성수축력(Howard & Enoka, 1991; McLean, Vint & Stember, 2006) 등 단일 관절 운동이나 단일 근육의 수축력에 주목하였다. 대부분의 연구에서 독립적인 수축과 비교해 좌우 근육이 동시에 수축할 때 힘의 손실이 발생하였다고 보고 하였으며, 주로 감소된 근활동을 근거로 한 근신경적 요인(neural effect)을 원인으로 제시하였다. 그러나 실제 근력의 양측운동손실에도 불구하고 근활동

의 감소가 없었다고 보고한 연구들도 있었다(Howard & Enoka, 1991, Jakobi & Cafarelli, 1998). 양측운동손실이 운동 특성, 트레이닝의 정도, 나이에 따라 달라질 수 있음을 보고한 연구들도 있었는데 Enoka(1988)는 단기간의 트레이닝을 통해 근력의 손실을 감소시킬 수 있다고 하였으며, Vandervoort, Sale & Moroz(1984)은 운동 과제나 트레이닝의 방법에 따라 운동손실의 정도가 차이가 나타났다고 하였다. 또한 Komi(1992)가 좌우측 하지를 동시에 사용하는 근력 트레이닝을 통해 신경의 적응을 유도한다면 손실이 감소할 것이라고 주장하는 등 신경계에 주로 관심을 두었다.

반면 수직점프에 대한 연구들은 상대적으로 근력 이외의 다른 요인들이 수행력에 큰 영향을 미칠 수 있는 복합 운동 과제 (multi-complex movement)에 대하여 분절의 협응이나 관절의 가동범위, 각속도 등 근력 이외의 요인이 양측운동손실의 원인이 될 수 있음을 제시하였다(Van Soest et al., 1985; Challis, 1998; Bobbert et al., 2006). 하지만 이들 역시 수직 점프에서 발생하는 양측운동손실의 원인에 대해 구체적인 정보를 제공하지는 못했다. 이상을 종합해 보면 양측 하지를 동시에 사용할 경우 외측 하지만을 사용하여 운동을 수행할 때와는 다른 기전이 작동하고 있음을 추론할 수 있을 것이나 그 원인에 대해서는 보다 명확한 규명이 필요할 것이다.

지금까지 언급된 연구는 물론 수직 점프에 관한 대부분의 연구는 좌우측의 동작을 대칭적인 것으로 간주하였다. 하지만 인체는 활동 패턴, 부상 전력, 운동 경험 등의 다양한 요인으로 인해 기능적 또는 인지적으로 특정한 움직임에 대한 우성(dominant side)과 열성(non-dominant side)의 비대칭성을 가진다. 실제 보행이나 달리기 등 하지의 운동 수행과 관련하여 양측의 비대칭성(asymmetry)은 하지 질환을 가진 자(Griffin, Olney & McBride, 1995; Paterno, Ford, Myer, Heyl & Hewett, 2007)는 물론 건강한 사람에 대해서도 많이 보고되었다. Wheelwright, Minns, Law & Elton(1993)은 3-18세 사이의 정상아동 134명의 하지 운동에서 공간-시간적인 비대칭 운동을 보고하였고, Herzog, Nigg, Read & Olsen(1989)은 정상인의 보행에 대하여 34개의 역학적 변인을 조사한 결과 많은 변인에서 비대칭성을 보고

하였다. 이러한 비대칭성은 부상의 요인으로 작용하고 (Croisier, Forthomme, Namurois, Vanderthommen & Crielaard, 2002), 수행력 감소의 원인이 될 수 있으나 수행력 감소를 구체적으로 확인한 연구는 미미하다. 결국 하지의 운동 수행에 있어 본질적으로 비대칭적인 측면을 가지기 때문에(Sadeghi, Allard, Prince & Labelle, 2000), 좌우 대칭성을 가정한 기존의 수직점프 연구에 대해 비대칭성의 영향을 고려하고, 특히 비대칭성이 수행에 미치는 영향을 규명할 필요가 있을 것이다.

이에 본 연구는 좌우 하지의 비대칭성이 수직 점프의 동작에 미치는 영향을 규명하고자 하며, 구체적으로는 i) 외발 수직점프에서 우성 하지와 열성 하지의 수행을 통해 비대칭성을 확인하고 ii) 좌우측 하지의 (비)대칭이 양발 수직점프의 수행력, 즉 양측운동손실에 미치는 영향을 분석하고자 한다.

## II. 연구방법

### 1. 실험 참여자

본 연구의 실험에는 20-30대 일반 남성 13명이 참여하였다. 모두 근골격계 질환이 없는 건강한 상태로 외발 및 양발 수직점프를 수행하는 데 지장이 없었다. 모든 참가자는 The University of Sydney의 Human Research Ethics Policy에 따라 실험의 취지와 방법에 대한 설명을 들은 후 실험참가동의서를 작성하고 자발적으로 참여하였다. 실험 참가군의 특성은 다음과 같다: 나이 26.5±3.8yrs, 신장 173.27±4.19cm, 체중 72.64±7.15kg중(평균±표준편차).

### 2. 실험 과제 및 절차

본 연구의 참여자는 양발 및 좌우측 외발 등 각각 3가지 형태의 지지 형태로 점프를 실시하였다. 점프는 편안히 선 자세에서 아래방향으로의 반동을 준 다음 도약하는 반동점프를 하였다. 본 연구의 주된 분석 대상이 하지인 점을 고려하여 양팔은 가슴을 교차하도록

해 상지의 운동을 억제하였으며, 상체의 운동 역시 최대한 억제하도록 하였다. 실험 과제 수행 전에 참여자들은 5분 정도의 준비운동 후 각 점프조건에 대한 사전 연습을 충분히 실시하여 실험 과제에 최대한 익숙하도록 하였으며, 반동의 크기는 별도의 통제 없이 각자가 편안한 동작을 수행토록 하였다. 점프조건별 수행 순서는 의사라틴스퀘어(quasi latin squares) 방식으로 무작위화했으며, 각 참가자는 각 조건에 대하여 5번의 수행을 하였으며, 이 가운데 높이 점프한 3개의 수행을 최종적으로 분석하였다. 이 때 각 점프조건에서의 수행 간에는 1분, 점프조건 간에는 최소 5분의 휴식을 하도록 하여 피로요인을 통제하였다.

### 1) 운동학 및 운동역학적 자료의 수집

모든 수행에 대하여 영상분석시스템, 지면반력기를 역학적 자료를 수집하였다. 각 수행의 영상 데이터는 10대의 고해상-고속카메라를 사용한 영상분석시스템(EVaRT 4.2, Motion Analysis Corporation, USA)을 통해 100Hz로 기록하였다. 좌우 양측의 발, 하퇴(shank), 대퇴(thigh), 골반(pelvis), 상체(trunk), 머리(head) 분절이 강체로 모델링되었으며, 각 분절의 운동 정보를 얻기 위해 총 35개의 원형 반사마커(직경 15-20mm)를 정의된 해부학적 위치에 부착하였다. 모든 피험자는 실험 과제 수행 전에 정적으로 자연스럽게 선 자세에서 base trial를 기록하였으며, 이 때 수집된 각 분절의 위치 정보는 실제 트라이얼에서 분절각도와 관절중심점을 산출하는데 이용하였다. 관절중심점(joint center)은 분절에 부착된 외부 마커의 좌표값을 활용하여 추정하였는데 엉덩관절은 Tylkowski-Andriacchi 방식(Bell, Pedersen & Brand, 1990), 무릎과 발목관절에는 midpoint방식으로 산출하였다.

### 2) 근전도 자료의 수집

좌우 양측의 대퇴직근(Rectus Femoris, RF), 대퇴이두근(Biceps Femoris, BF), 대둔근(Gluteus Maximus, GM), 외측비복근(Gastrocnemius medialis, GA) 등 하지 관절의 주요 신전근육의 근전도를 Noraxon Telemetry™(Noraxon, USA) 무선 근전도 시스템(gain = 2000, bandwidth 10 - 500 Hz, CMRR > 100dB, input

impedance > 100M $\Omega$ )을 이용하여 1kHz로 수집하였다. 피부 표면을 제모한 후, skin abrasion, 알코올 세척을 함으로써 피부저항을 최소화해 양질의 근전도 신호를 얻도록 하였다(skin resistance < 5k $\Omega$ ). 분석 대상인 각 근육의 벨리(belly) 부위에 두 개의 3M Ag/AgCl 표면 전극을 근육의 장축방향과 나란하게 부착하여(전극간 거리 2.5cm) 잡음(cross talk)을 줄이도록 했다(Koh & Grabiner, 1992). 각 피험자는 모든 근육에 대하여 3초간 최대정적수축(Maximum Voluntary Isometric Contraction, MVIC)하였으며 이는 근전도신호의 표준화에 사용되었다. 표면전극의 부착위치와 함께 MVIC의 측정방법은 SENIAM(surface EMG for non-invasive assessment of muscles) project를 참조하였다(European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, 1999). 또한 좌우 양 발에 대한 지면반력 데이터는 2대의 지면반력기(Kistler, Switzerland)를 이용하여 1kHz로 샘플링 하였다. 지면반력과 근전도 데이터는 EVaRT 소프트웨어를 통해 영상자료와 동조하였다.

### 3. 자료 처리 및 분석

#### 1) 운동학 및 운동역학적 변인의 분석

영상분석시스템에 의해 획득된 마커의 3차원 좌표값은 우선적으로 저역통과 필터(zero phase shift 2nd order Butterworth lowpass filter)를 사용하여 10.0Hz의 차단주파수(cut-off frequency)로 필터링함으로써 노이즈를 제거하였다. 이러한 마커의 3차원 좌표값을 바탕으로 한 운동학 및 운동역학적 변인의 산출은 KinTrak™(University of Calgary, Canada)와 Matlab(The MathWorks, USA)를 통해 이루어졌다. 신체중심의 위치와 속도, 가속도는 영상정보를 통해 산출되었으며, 점프 높이는 참여자가 이끄는 순간의 신체 중심 높이와 최고점의 차이로 구했다. 관절의 각도는 피험자가 편안히 선 자세(neutral position)에서 측정된 각도를 기준으로 관절좌표계(joint coordinate system)에서 산출하였는데(Grood & Suntay, 1983), 발목의 저측굴곡(dorsiflexion), 무릎과 엉덩관절의 신전(extension)을 양의 값으로 하였다. 한편, 관절의 모멘트(net joint moment)는 영상정보와 지면반력 정보, 인

체계측정보를 이용한 역동역학 분석(inverse dynamics)에 의해 산출되었으며, 분절의 질량, 질량중심점은 Clauser, McConville & Young(1969), 관성모멘트(moment of inertia)는 Dempster(1955)의 자료를 각각 이용하였다. 이 때 모든 관절에 대하여 신전모멘트(양의 값으로 정의하였다. 지면반력, 관절모멘트, 관절과 위 등의 운동학적 변인들은 피험자의 체중에 따른 영향을 없애기 위해 전신의 질량으로 표준화시켰다.

신체중심의 높이가 최저에 이른 추진시점과 이지시점을 주요 이벤트로 설정하고 이 두 시점사이를 추진국면으로 정의하였다.

#### 2) 근전도 자료의 분석

획득된 근전도의 원자료는 우선적으로 DC offset과 10Hz 이하의 저주파 노이즈를 제거한 다음 수학적 처리를 위해 전파정류(full wave rectification)하였다. 정류된 신호에 대하여 100ms의 시간 창(time window)으로 RMS(root mean square)를 산출한 후 동일 피험자, 동일 근육 MVIC의 최대 RMS값에 대하여 표준화하였다. RMS는 저역통과 필터를 이용한 선형포락선(linear envelope)과 유사하게 근력 발현과 유사한 패턴을 나타낸다. 마지막으로 각 수행의 RMS 자료에 대하여 추진국면에서의 평균값(averaged RMS)과 적분값(integrated RMS)을 각각 산출하였다.

#### 3) 우성하지의 결정과 대칭성 지수, BLD의 산출

각 피험자에 대하여 성공적인 3회의 외발점프에 대하여 좌우측 가운데 상대적으로 수행력(점프 높이)이 우수한 측을 우성하지로 결정하였으며, 각 분석은 좌우측이 아닌 우성 및 열성 하지를 기준으로 이루어졌다. 본 연구에서 양측 하지의 동작과 관련한 비대칭성은 Robinson, Herzog & Nigg(1987)에 의해 제시된 대칭성 지수에 의해 산출하였는데 그 공식은 다음과 같다.

$$SI = \frac{|X_D - X_N|}{1/2(X_D + X_N)} \times 100\%$$

여기서,  $X_N$  과  $X_L$ 은 각각 우성 및 열성 하지들

표 1. 점프 조건별 수행 특성 및 대칭성, 양측손실

변인	조건	양발점프(BLJ)	우성외발점프(UDJ)	열성외발점프(UNJ)	비대칭성(%)	양측손실(%)
점프높이(m)		0.323±0.07†	0.155±0.04*	0.147±0.04	8.464±8.20*	10.935±17.213*
순충격량(Ns)		170.99±22.99†	114.70±19.67*	110.52±21.11	4.55±3.94*	-23.13±7.71*
추진국면에서의 일량(J)		521.17±71.04†	355.617±52.019*	331.018±48.294	7.464±4.58*	-23.944±2.97*
추진국면에서의 일률(W)		1747.46±343.15†	944.83±185.87	889.28±178.07	7.874±5.67	-4.526±7.11
추진시간(msec)		305 ± 38†	380 ± 44	381 ± 41	.	.
추진거리(m)		0.403±0.03†	0.345±0.03*	0.324±0.03	11.506±8.848(자)	.
중심의 최대속도(m/s)		2.48±0.24†	1.79±0.20*	1.74±0.20	.	.

- † 지지조건(BLJ vs UDJ vs UNJ)에서의 통계적으로 유의한 차이, \* 우성과 열성하지 외발점프 간의 통계적 차이(UDJ vs UNJ)를 각각 나타낸다(p<.05).

나타내는데, 이러한 대칭성 지수는 본 연구에서 산출된 각 변인에 대하여 공통적으로 적용하였다. 대칭성 지수 0은 완전한 대칭을 의미하는데 관련 변인에 대한 통계적으로 유의한 평균차가 있을 경우에 비대칭성이 인정된다.

본 연구에서 양측손실에 대한 평가는 다음의 공식에 의해 이루어졌다(Howard & Enoka, 1991).

$$BLD = \frac{BI}{UD + UN} \times 100 - 100$$

여기서 BI는 양발점프에 의한 수행력, UD와 UN은 각각 우성 및 열성하지에 의한 외발점프에 의한 수행력을 나타내는 것으로, 0은 전혀 양측손실이 일어나지 않았음을 의미하고 (-)는 양측손실, (+)는 양측강화를 나타낸다.

#### 4) 통계 처리

산출 변인에 대하여 양발점프와 우성외발, 열성외발 점프 사이의 평균차와 양발과 외발점프의 우성 및 열성하지변인의 평균차 검증에는 반복측정 일원분산분석(Repeated one-way ANOVA)과 Bonferroni 방법의 사후 검증이 이용되었다. 또한 양발점프와 두 번의 외발 점프의 합을 비교로 산출되는 양측운동손실은 대응표본 t검정으로 검증되었으며, 대칭성과 양측손실의 관계는 상관분석을 통해 이루어졌다. 통계분석에는 SPSS 12.0을 이용하였으며, 유의 수준은 .05로 하였다.

### III. 결과 및 논의

각 조건의 점프수행에 대한 수행특성과 신체중심 관련 변인 그리고 대칭성 정도 및 양측손실은 <표 1>에 나타난 바와 같다. 우선 외발점프들의 점프높이 합에 비해 양발점프에서 10% 정도 높이가 점프하였으며 통계적으로도 유의하게 나타났다(BLJ>UDJ+UNJ). 이러한 결과는 좌우 양측 분절이 동시에 운동을 수행했을 때 수행이 증가하는 양측운동강화(bilateral facilitation)라 할 수 있는데, 외발점프가 양발점프의 58.5%의 수행을 보였다고 양측운동손실을 보고한 Van Soest et al.(1985)의 연구와 상반된다. 이러한 차이는 점프높이를 산출하는 방법에 기인한 것으로 보인다. Van Soest et al.(1985)는 특정한 해부학적 마커에 대해 정점의 높이와 선 자세에서의 높이 차를 이용하여 점프 높이를 구한 반면 본 연구에서는 정점과 이지 순간의 신체중심의 높이 차를 이용하였다. 이지 순간 발목관절의 배측굴곡으로 인해 이지점의 높이가 선 자세에 비해 상승한다는 점에서 선 자세를 기준으로 하는 방법은 실제로 상승한 높이에 비해 점프높이를 크게 산출하게 된다(Linthorne, 2001). 하지만 점프높이의 분석에서 나타난 본 연구의 양측운동강화 현상은 실제 외발과 양발점프의 특성을 고려한다면 양측운동손실을 규명하기에 적절하지 않은 것으로 사료된다. 수직점프에서는 체중이 수행에 영향을 미치게 되는데, 양발점프에서는 각 하지가 체중을 반분하여 운동을 수행하는 반면 외발점프는 체중 전체

에 대하여 점프를 하게 된다. 이는 외발점프에서 개별 하지의 역학적 출력이 보다 높다 하더라도 이지 속도의 증가가 양발점프에서만큼 이루어지지 않음을 의미하는 것으로 양측운동손실이 동일한 하지의 수행을 비교한다는 점에서 점프 높이를 비교하는 것은 적절치 않다 할 수 있다. 실제 본 연구 결과에서 외발점프의 합에 비해 양발로 보다 높게 점프하여 전체 수행의 손실도 일어나지 않았으며, Vint & Hinrichs(1998)도 외발과 양발점프의 높이를 0.154m 와 0.331m로 보고하였다. 하지만 본 연구에서 추진구면 동안 체중에 의한 충격량을 제거하여 하지가 순수하게 발현한 순충격량을 산출한 결과, 양발점프에서 충격량은 외발점프시 충격량의 합에 비해 23% 정도 낮은 것으로 나타나 양측운동손실을 보였다(BL<UDJ+UNJ). 또한 수직 지면반력과 추진거리의 곱(적분)으로 구해진 일량에서도 외발점프들의 합은 양발점프보다 23% 정도 높은 것으로 나타났다. 이는 양측 하지를 동시에 운동하였을 때 동일 분절이 독립적으로 발현할 수 있는 최대 능력에 비해 역학적 수행의 감소가 발현된다는 양측운동손실이 수직점프와 같은 실제 인체운동의 수행에 존재함을 말하고 있다. 특히 앞선 Van Soest et al.(1985)와 Vint & Hinrichs(1998)의 연구에서 좌우 한쪽의 다리만을 대상으로 한 외발점프의 결과와 양발점프의 결과를 단순한 산술적 비교를 통해 결과를 도출한 반면, 실제 좌우 양측의 하지를 대상으로 한 개별적인 외발점프의 결과를 토대로 한 본 연구의 결과는 양측운동손실을 보다 실증적으로 보여주었다고 할 수 있다.

한편 우성하지점프는 열성하지점프에 비해 높은 수행력을 나타냈으며(UD>UN), 순충격량과 일량에서도 높은 값을 나타냈다. 순충격량에서 우성과 열성하지의 외발점프 사이에는 4%정도의 비대칭이 유의하게 나타나 실제 우성하지와 열성하지의 수행이 대칭적이지 않음을 보여주었다. 주로 보행을 대상으로 비대칭성을 규명한 기존의 연구(Herzog et al., 1989; Wheelwright et al., 1993; Sadeghi, Allard & Duhaime, 1997)와 함께 본 연구에서 관찰된 수직점프에서의 비대칭적 수행은 인체 운동 수행에 본질적으로 비대칭성이 내포되어 있으며 이를 고려하여야 함을 의미한다고 할 수 있다.

본 연구에서는 좌우하지의 비대칭적인 수행과 양측

운동과의 상관을 살펴보았는데 통계적으로 유의한 상관관이 나타나지 않았다. 그 원인에 대한 보다 심층적인 분석이 필요하겠지만, 외발점프에서 나타난 47%정도의 비대칭성에 의한 요인보다는 좌우운동의 전체적인 협응, 숙련도 등 다른 요인이 크게 좌우한 것으로 사료된다. 외발점프에서도 협응이 요구되지만 기본적으로 양발점프에 비해 학습, 숙련된 정도가 낮은 것으로 생각한다면 외발점프에서는 하지의 근력이 보다 수행에 큰 영향을 미칠 것으로 사료된다. 양측운동손실의 정도가 개인에 따라 편차를 보이고 있는 것도 이를 뒷받침하고 있는데 비대칭성이 존재하기는 하지만 이들이 양발점프에 미치는 영향보다는 개인에 따른 다양한 요인이 주요하게 수행을 좌우하는 것으로 사료된다.

점프수행과 관련된 구체적인 변인들을 살펴보면 우선 신체중심이 최저에 이른 시점에서 지면을 이지하는 순간까지의 추진시간에서는 양발점프가 외발점프에 비해 유의하게 짧은 시간을 보였다(BI<UD, UN). 추진시간은 근육의 힘발현에 의한 최종적인 충격량을 좌우하는 요인으로 양발점프와 외발점프의 추진시간의 차는 양발점프의 수행력에 부정적인 영향을 미쳤을 것으로 사료된다. 반면 추진시점에서의 신체중심의 높이와 이지 시점의 높이차를 통해 산출된 추진거리에서 양발점프가 외발점프보다 유의하게 긴 거리 동안 추진한 것으로 나타났다. 앞서 추진시간이 짧음에 반해 추진거리

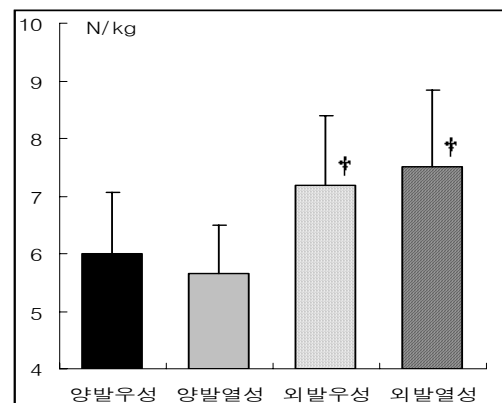


그림 1. 우성 및 열성하지의 최대지면반력

† 양발과 외발점프시 동일하지간의 차이(양발우성 vs 외발우성 또는 양발열성 vs 외발열성)를 나타낸다( $p < .05$ ).

를 상대적으로 길게 나타난 점에서 양발점프의 추진속도, 즉 관절의 각속도가 높았음을 알 수 있다.

추진국면에 최대수직지면반력은 <그림 1>에 제시된 바와 같다. 이는 체중에 따른 지면반력을 제거한 것으로 외발점프와 비교하여 양발점프시 동일하지 측에서 유의하게 큰 값이 나타났다(양발우성<외발우성, 양발열성<외발열성). 또한 양발점프에서 우성하지가 열성하지의 지면반력보다 다소 크게 나타났지만 유의한 차이를 보이지는 않았다. 즉 외발점프에서 관찰된 우성과 열성하지간의 비대칭성이 양발점프에서는 대부분 상쇄되었으며 다소간의 비대칭성도 전체적 측면에서 양발점프의 수행력 감소에 큰 영향은 미치지 못하였다고 할 수 있다.

<표 2>에서는 또한 발목, 무릎, 엉덩관절에 대하여 관절의 가동범위, 최대각속도, 추진국면에서의 최대 신전모멘트, 최대관절과워 등을 제시하였으며, <그림 2>에서는 이러한 변인들을 추진시작점에서 이시시점을 100%로 표준화하여 변화추이를 제시하였다. 관절의 가동범위는 무릎과 엉덩관절에서 외발점프시 양발점프의 동일하지 측에 비해 유의하게 작았으나(BD<UD, UN<BN), 발목관절은 이러한 차이가 나타나지 않았다. 이는 앞서 추진거리의 결과와도 관련되는 데 결국 양발점프에서 외발점프에 비해 상대적으로 짧은 시간에 긴 거리의 추진을 이루었음을 의미한다. 이러한 결과는 최대관절각속도에서 나타나고 있는데 발목, 무릎, 엉덩

관절 모두에서 외발점프시 우·열성하지가 양발점프와 비교해 유의하게 큰 값을 보였으며(BD<UD, UN<BN). 관절의 운동범위와 각속도와 관련하여 주목해야 할 부분은 근육의 길이와 수축속도가 관절의 각도와 각속도와 직접적으로 관련됨을 고려할 때 양발점프에서 근육이 보다 빠른 속도로 수축했음을 알 수 있다. 근육의 수축속도가 증가할수록 발현하는 힘은 감소한다는 근육-속도(muscle-length relation)의 힘발현 특성상 양발점프에서의 관절의 빠른 회전, 각속도는 동일분절이 외발점프에서 발현할 수 있는 능력과 비교해 불리한 역학적 요인으로 주요하게 작용했을 것이다.

<그림 2>를 통해 각 관절의 운동변화를 보면 추진시작점에서 무릎과 엉덩관절의 굴곡이 양발점프가 외발점프보다 크게 나타나고 있다. 이를 통해 추진시점에서 외발점프의 신체중심이 상대적으로 높은 것을 알 수 있다. 양발점프에서 전신의 체중을 두 발이 반분하는 반면 외발점프에서는 한쪽 하지만으로 전신의 하중을 극복해야 하는 상황에서 과도한 외력에 대한 방어적 기전에 의해 굴곡이 제한되었을 것으로 사료되며, 반면 반동의 크기가 충분치 않았음에도 불구하고 양발점프시 동일 하지에 비해 큰 역학적 출력을 냈다는 것은 수직점프와 다른 운동과제에서 양측운동손실이 보다 크게 나타날 수 있을 것으로 사료된다.

보다 구체적인 역학적 출력(mechanical output)이라 할 수 있는 최대신전모멘트를 살펴보면 세 관절 모두

표 2. 점프 조건별 역학 변인

변인	조건	양발우성하지(BD)	양발열성하지(BN)	외발우성하지(UD)	외발열성하지(UN)
		관절가동범위 (°)	발목 63.82±5.32 무릎 87.38±4.55* 엉덩 62.76±5.40*	63.28±5.6 89.47±5.08* 65.01±7.08*	62.55±4.05 71.56±4.16 56.21±6.53
최대관절각속도 (rad/s)	발목 11.53±0.84* 무릎 11.86±0.80* 엉덩 7.63±0.57*	11.70±0.81* 11.98±0.76* 7.71±0.66*	10.10±0.75 9.24±0.61 6.06±0.64	10.13±0.60 9.08±0.46 5.88±0.71	
최대신전모멘트 (Nm/kg)	발목 1.42±0.17* 무릎 1.73±0.26 엉덩 0.97±0.3*	1.39±0.17* 1.72±0.33 1.01±0.28*	2.10±0.21* 1.87±0.21 1.94±0.65	2.23±0.27 1.82±0.33 2.00±0.39	
최대관절과워출력 (W/kg)	발목 10.97±1.38* 무릎 9.80±1.73* 엉덩 3.78±1.46	10.94±1.73* 9.77±2.24* 3.60±1.35	13.47±1.75 7.95±1.55 3.97±1.81	14.24±2.29 7.78±2.2 4.06±1.45	

- \* 양발과 외발점프시 동일하지간의 차이(BD vs UD 또는 BN vs UN), \* 양발 및 외발점프 내에서 우성과 열성하지간의 통계적 차이(BD vs BN 또는 UD vs UN)를 각각 나타낸다(p<.05).

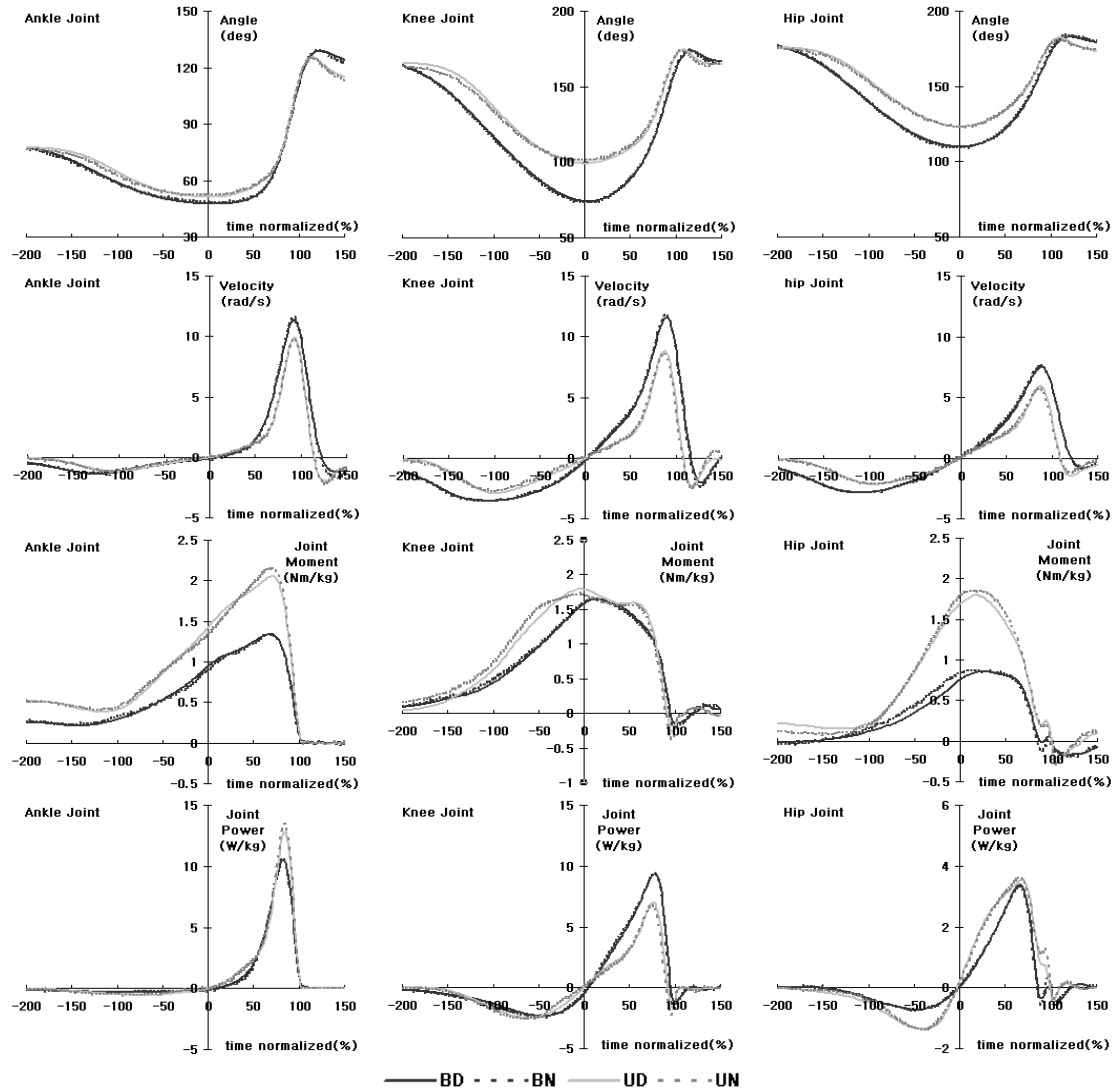


그림 2. 하지 각 관절의 역학 변인

- 위 그래프는 추진국면의 시간에 대하여 표준화한 값으로 0%는 추진시작점, 100%는 이지지점을 나타낸다.
- 각 관절의 각도는 근·원위 분절 간의 굴곡/신전 각도로서 (+)방향의 운동은 신전, (-)방향의 운동은 굴곡을 각각 의미하며, 관절모멘트도 신전모멘트를 (+), 굴곡모멘트를 (-)로 설정하였다

에서 양발점프시 우성과 열성하지의 모멘트가 동일하지의 외발점프에 나타난 모멘트에 비해 유의하게 작은 값을 보였다(BD<UD, UN<BN). 특징적으로는 세 관절의 신전모멘트를 비교해 보면 외발점프에서는 발목과 엉덩관절의 값이 상대적으로 크게 나타난 반면 양발점프에서는 무릎관절에서 가장 큰 모멘트가 나타났다. <그림 2>를 살펴보면 양발점프시 최대 관절모멘트의

생성이 엉덩, 무릎, 발목관절의 순서로 순차적으로 나타난 반면, 외발점프에서는 무릎관절의 최대치가 엉덩관절의 증가 보다 다소 선행하고 있으며, 또한 엉덩관절의 모멘트 급격히 감소하는 양상을 볼 수 있다. 이는 근위분절에서 원위분절로 순차적으로 이루어지는 일반적인 에너지 전이 패턴과는 다른 양상으로 외발점프에서 최적의 협응에 의한 수행이 이루어지지 않았음을



알 수 있다. 관절모멘트는 관절을 중심으로 발현되는 힘들에 의한 최종적인 회전력으로 관절모멘트에 의한 분절의 회전운동에 의해 추진이 일어난다. 특히 근육의 수축에 의해 발생하는 회전력은 관절모멘트의 주요한 부분으로 근육의 힘발현의 특성은 관절모멘트로 분석될 수 있을 것이다. 결국 동일 분절이 외발점프보다 양발점프에서 감소된 신전모멘트를 보인 것은 수행력의 감소에 직접적 영향을 미친 것으로 보이며 이러한 요인으로는 앞서 언급한 근육의 힘발현 특성에 기인한 것으로 사료된다. 또한 협응에 의한 에너지 전달이 매끄럽지 못했음에도 불구하고 외발점프의 수행이 우수하였음은 단일 혹은 두 관절의 보다 단순한 운동과제에서 양측운동손실은 보다 증가할 것으로 추측할 수 있다.

각 관절에 대한 최대 파워출력에서도 대체적으로 양발점프에서 역학적 손실이 있는 것으로 나타났는데, 엉덩관절의 최대파워출력에서는 양발점프에서의 유의한 감소가 관찰되지 않았다. 또한 앞서 최대신전모멘트와 유사한 경향이 나타나 외발점프에서는 발목관절이 큰 값을 보인 반면 양발점프에서는 무릎관절에서 가장 큰 관절파워가 발현되었다. 엉덩관절에서는 상대적으로 작은 파워가 관찰되었는데, <그림 2>를 살펴보면 신전모멘트와 관절의 각속도에 의해 산출되는 파워출력에서 엉덩관절의 각속도가 상대적으로 낮게 나타남과 동시에 각속도와 모멘트의 증가가 크게 일치하지 않았기 때문에 사료된다. 한편, 앞서 우성 및 열성 하지의 점프 높이와 순충격량이 차이가 있었음에도 세부적인 역학변인들은 전체적으로 관절가동범위, 각속도, 신전모멘트, 파워 출력 등에서 우성 및 열성하지의 외발점프 사이에는 유의한 차이가 나타나지 않았는데 향후 이에 대한 심층적인 연구가 필요할 것으로 생각된다.

한편, 무릎의 신전근인 대퇴직근과 외측광근, 엉덩관절의 신전을 일으키는 대퇴이두근과 대둔근, 발목관절의 신전근인 비복근 등 하지관절의 신전운동을 주동하는 근육들에 대한 분석 결과는 <그림 3>과 같다. 최대정적수축값(MVIC)에 의해 표준화된 RMS의 추진국면 동안의 평균값은 유사한 결과를 보이고 있는데 대체적으로 양발점프에서 우성과 열성하지간의 차이는 관찰되지 않았으나 외측광근과 대퇴이두근, 비복근에서 외

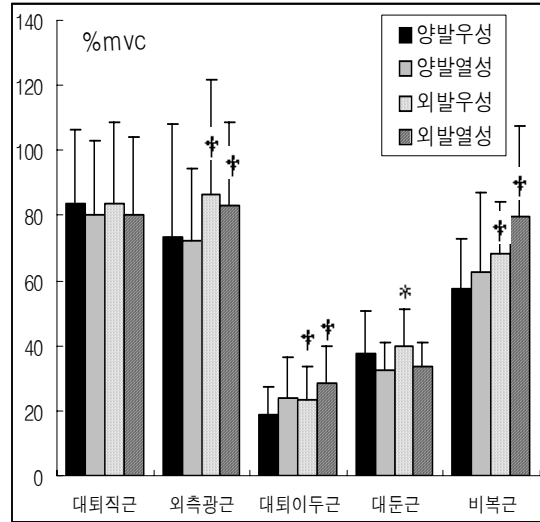


그림 3. 하지 근육의 평균RMS

- † 양발과 외발점프시 동일하지간의 차이(양발우성 vs 외발우성 또는 양발우성 vs 외발열성), \* 양발 및 외발점프 내에서 우성과 열성하지간의 통계적 차이(양발우성 vs 양발열성 또는 외발우성 vs 외발열성)를 각각 나타낸다( $p < .05$ ).

발점프조건에서의 근활동이 양발점프의 동일하지보다 유의하게 큰 활성값을 보였다. 근육 사이의 수치를 비교해 보면 대체적으로 외발점프에서는 발목의 신전근들이 큰 활동을 한 반면 양발점프에서는 대퇴직근과 외측광근의 무릎신전근들이 큰 활동을 나타냈으며 엉덩관절의 신전근들의 근활동은 상대적으로 낮게 나타나 앞서 외발 및 양발점프시 신전모멘트와 파워출력에서의 결과와도 연관되고 있다. 근활동 요인은 양측운동손실에 대한 주요한 원인으로 여러 연구(Van Soest et al., 1985; Cresswell & Ovendal, 2002; Bobbert et al., 2006; Hay et al., 2006; McLean et al., 2006; Van Dieen, Ogita & De Haan, 2003)에서 보고되었으나, 감소가 관찰되지 않았다고 한 연구(Howard & Enoka, 1991, Jakobi & Cafarelli, 1998)도 있었다. 본 연구에서는 대체적으로 양측운동에서 근활동의 감소가 관찰되었는데 결국 양발점프에 하지의 근 활성이 외발점프에 비해 충분히 이루어지지 않았다는 점은 양발점프에서의 수행력 감소에 주요한 요인으로 작용한 것으로 보인다.

## IV. 결론

좌우 양측 분절을 동시적으로 수행할 때 동일한 분절의 한 쪽이 독립적으로 발현하는 능력에 비해 낮은 수행력을 보인다는 운동손실이 보고되었다(Van Soest et al., 1985; Challis, 1998; Vint & Hinrichs, 1998; Cresswell & Owendal, 2002; Bobbert et al., 2006; Hay et al., 2006; Kuruganti & Seaman, 2006; McLean et al., 2006). 또한 좌우 대칭으로 가정되는 인체가 실제 보행, 달리기 등의 운동을 수행할 때 비대칭성이 관찰되었다는 보고가 있다(Herzog et al., 1989; Wheelwright et al., 1993; Sadeghi et al., 2000). 이에 본 연구에서는 좌우측 하지를 이용한 운동 수행시 존재할 수 있는 비대칭성이 양측 하지를 이용한 수직점프의 수행력에 미치는 영향을 규명하고자 우성 및 열성 하지를 이용한 외발점프를 통해 대칭성의 정도를 찾고 외발점프와 양발점프를 비교하여 비대칭성이 수행에 미치는 영향을 분석하였다. 이를 위해 20-30대의 건강한 성인 남성 13명을 대상으로 한 우성외발/열성외발/양발 조건의 최대수직점프에 대해 운동역학적 변인과 근활동을 살펴보았다.

분석 결과, 우성과 열성하지의 외발점프에서 발생한 충격량과 일량을 합한 것에 비해 양발점프에서는 23%의 감소가 나타나 운동손실을 보여주었다. 하지만 흔히 운동손실의 변인으로 보고되었던 점프높이에서는 외발점프에서의 높이를 합한 것에 비해 양발점프에서 높은 값을 보였다. 이는 수직점프의 수행에 체중이 영향을 미치는 상황에서 체중 전체에 대하여 운동을 수행하는 외발점프에서 개별 하지가 보다 높은 역학적 출력을 보였다 하더라도 이지 속도의 증가가 양발점프에서만 큼 이루어지지 않기 때문이다. 한편, 좌우 하지를 이용한 외발점프시 하지가 발현한 충격량과 일량에서는 48% 정도의 유의한 비대칭성이 나타났으며, 그러나 외발점프에서 나타난 수행의 비대칭성과 양발점프에서의 수행력 감소의 정도, 양측운동손실사이의 유의한 상관관은 나타나지 않았다. 이는 외발점프에서 나타난 47%정도의 비대칭성에 의한 요인보다는 좌우운동의 전체적인 협응, 숙련도 등 다른 요인이 크게 영향을 미

쳤기 때문일 것으로 사료된다. 양측운동손실의 정도가 개인에 따라 편차를 보이고 있는 것도 이를 뒷받침하고 있는데 비대칭성이 존재하기는 하지만 이들이 양발점프에 미치는 영향보다는 개인에 따른 다양한 요인이 주요하게 수행을 좌우하는 것으로 사료된다.

양발점프는 외발점프에 비해 상대적으로 짧은 추진시간과 긴 추진거리, 높은 관절 각속도를 보였다. 이는 근-길이 및 근-속도 관계의 근육의 힘발현 특성상 동일분절의 외발점프 수행에 비해 역학적 측면에서 불리한 요인으로 작용하였다. 또한 대퇴이두근과 대퇴직근, 비복근 등 하지의 주요 근육에 대한 분석에 의하며 외발점프에 비해 양발점프에서의 근활동이 낮게 나타났다. 이는 양발점프에 근 활성이 충분치 않았음을 의미하는 것으로, 양측 분절이 동시적으로 운동할 때 근신경계적 억제기가 일어난다는 기존의 연구결과(Van Soest et al., 1985; Cresswell & Owendal, 2002; Van Dieen, et al., 2003; Bobbert et al., 2006; Hay et al., 2006; McLean et al., 2006)를 뒷받침해주고 있다.

결국 양발점프에서 나타난 역학적 출력의 감소는 신체 협응과 근신경역학적 특성에 주로 기인하며 좌우하지의 비대칭이 양발점프에서도 존재하였음에 불구하고 전체 수행에 유의한 영향을 미치지 않았다고 할 수 있다. 본 연구의 결과는 스포츠 현장에서 수직점프의 수행력을 향상시키기 위한 과학적인 기술개발에 활용될 수 있을 것으로 기대되며 이를 구체화하기 위한 실증적 연구가 후속적으로 이루어져야 할 것으로 사료된다. 아울러 향후 추출된 근육을 대상으로 하거나 단일 근육에 의한 단순한 굴곡-신전운동을 대상으로 한 지금까지의 양측손실에 대한 연구는 신체 협응을 요하는 대근군의 운동과제로 그 대상을 넓혀야 할 것으로 생각된다.

## 참고 문헌

- Bell, A. L., Pedersen, D. R., & Brand, R. A. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of*

- Biomechanics*, 23(6), 617-621.
- Blattner, S., & Noble, L.(1979) Relative effects of isokinetic and plyometric training on vertical jumping performance. *Research Quarterly*, 50(4), 583-588
- Bobbert, M. F., de Graaf, W. W., Jonk, J N., & Casius, L. J. R. (2006). Explanation of the bilateral deficit in human vertical squat jumping. *Journal of Applied Physiology*, 100(2), 493-499.
- Challis, J. H. (1998). An investigation of the influence of bi-lateral deficit on human jumping. *Human Movement Science*, 17(3), 307-325.
- Cresswell, A. G., & A. H. Ovendal (2002). Muscle activation and torque development during maximal unilateral and bilateral isokinetic knee extensions. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 42(1), 19-25.
- Croisier, J-L., B. Forthomme, B., Namurois, MH, Vanderthommen, M, & Crielaard, J-M. (2002). Hamstring Muscle Strain Recurrence and Strength Performance Disorders. *American Journal of Sports Medicine*, 30(2), 199-203.
- Genuario, S. E., & Dolgener, F. A. (1980). The relationship of isokinetic torque at two speeds to the vertical jump. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 51(4), 593-598.
- Grood, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motion: Application to the Knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105, 136-144.
- Enoka, R. M.(1988). Muscle strength and its development. New perspectives. *Sports Medicine*, 6(3), 146-168.
- Griffin, M. P., Olney, S.J., & McBride, I. D. (1995) Role of symmetry in gait performance of stroke subjects with hemiplegia. *Gait and Posture*, 3, 132-142.
- Hay, D., V. A. de Souza, V. A., & Fukashiro, S. (2006). Human bilateral deficit during a dynamic multi-joint leg press movement. *Human Movement Science*, 25(2), 181-191.
- Herzog, W., Nigg, B.M., Read, L.J., & Olsson, E. (1989). Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21(1), 110-114.
- Howard, J. D., & Enoka, R. M. (1991). Maximum bilateral contractions are modified by neurally mediated interlimb effects. *Journal of Applied Physiology*, 70(1), 306-316.
- Jakobi, J. M., & E. Cafarelli (1998). Neuromuscular drive and force production are not altered during bilateral contractions. *Journal of Applied Physiology*, 84(1), 200-206.
- Komi, P. V. (1992) *Strength and power in sport*. V. International Federation of Sports Medicine. IOC Medical Commission.
- Kuruganti, U., & K. Seaman (2006). The bilateral leg strength deficit is present in old, young and adolescent females during isokinetic knee extension and flexion. *European Journal of Applied Physiology*, 97(3), 322-3269.
- Linthorne, N. P. (2001) Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physics*, 69(11), 1198-1204.
- McLean, S. P., Vint, P. F., & Stember, A. J. (2006). Submaximal expression of the bilateral deficit. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 77(3), 340-350.
- Paterno, M. V., Ford, K. R., Myer, G. D., Heyl, R., & Hewett, T. E. (2007) Limb Asymmetries in Landing and Jumping 2 Years Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 17(4), 258-262
- Robinson, R. O., Herzog, W., & Nigg, B. M.(1987). Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *Journal of Manipulative and*

- Physiological Therapeutics*, 10(4), 172-176.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture*, 12(1), 34-45.
- Sadeghi, H., Allard, P., & Duhaime, M. (1997). Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Human Movement Science*, 16, 243 - 258.
- Secher, N. H., Rube, N., & Elers, J. (1988). Strength of two- and one-leg extension in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 134, 333-339.
- Vandervoort, A. A., Sale, D. G., & Moroz, J. (1984). Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. *American Journal of Applied Physiology*, 56(1), 46-51.
- Van Dieen, J. H., Ogita, F., & De Haan, A. (2003). Reduced neural drive in bilateral exertions: a performance-limiting factor? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(1), 111-118.
- van Soest, A. J., Roebroek, M. E., Bobbert, M. F., Huijing, P. A., & van Ingen Schenau G. J. (1985). A comparison of one-legged and two-legged countermovement jumps. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17(6), 635-639.
- Vint, P. F., & Hinrichs, R. N. (1998). The bilateral deficit is not solely responsible for the relative decrements in two-legged vertical jumping performances. *Proceeding in North American Congress on Biomechanics*, 473-474.
- Wheelwright, E. F., Minns, R. A., Law, H. T., & Elton, R. A. (1993). Temporal and spatial parameters of gait in children, I: normal control data. *Dev Med Child Neurol*, 35(2), 102 - 113.

투 고 일 : 1월 31일

심 사 일 : 2월 4일

심사완료일 : 3월 19일