

관절 역학과 협응이 최대 수직 점프의 개인내 수행차에 미치는 영향

김용운¹ · 서정석² · 한동욱³

¹경남대학교 사범대학 체육교육과 · ²원광대학교 자연과학대학 스포츠과학부 · ³전북대학교 자연과학대학 스포츠과학과

Effect of Joint Kinetics and Coordination on the Within-Individual Differences in Maximum Vertical Jump

Yong-Woon Kim¹ · Jung-Suk Seo² · Dong-Wook Han³

¹Department of Physical Education, College of Education, Kyungnam University, Changwon, Korea

²Division of Sports Science, College of Natural Sciences, Wonkwang University, Iksan, Korea

³Department of Sport Science, College of Natural Sciences, Chonbuk National University, Jeonju, Korea

Received 31 July 2012; Received in revised form 16 August 2012; Accepted 15 September 2012

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate the effects of joint kinetics and coordination on within-individual differences in maximum vertical jump. 10 male subjects aged 20 to 30 performed six trials in maximum vertical jump and with based on jump height the good(GP) and bad(BP) performances for each subject were compared on joint kinetics of lower extremity and coordination parameters such as joint reverse and relative phase. The results showed that maximum moment, power, and work done of hip joint and maximum moment of ankle joint in GP were significantly higher than that in the BP but no significant differences for the knee joint. We could observe a significant difference in joint reverse timing between both conditions. And also the relative phase on ankle-knee and ankle-hip in GP were significantly lower than that in the BP, which means that in GP joint movements were more in-phase synchronized mode. In conclusion, mechanical outputs of hip and ankle joints had an effect on within-individual differences in vertical jump and the inter-joint coordination and coordination including sequence and timing of joint motion also might be high influential factors on the performances within individual.

Keywords : Vertical Jump, Joint Kinetics, Coordination, Inter-Joint Coordination, Relative Phase

I. 서 론

수직점프는 비교적 정형화된 형태로 이루어지는 전신운동으로 다분절(multi-segment)의 운동 기전을 규명하기에 용이한 동작이다(Aragon-Vargas & Gross, 1997a). 또한 육상의 도약경기는 물론 축구, 야구, 농구, 배구 등 많은 스포츠에서 종목 특성에 따라 수행 목적과 동작 형태는 다소 상이하더라도 높이 점프하

는 능력은 경기력에 필수적인 요소이다. 하지만 수직점프가 보행 동작처럼 특별한 장애가 없는 한 대부분의 사람들이 수행할 수 있는 동작이지만 부상의 위험을 줄이면서도 수행력을 극대화할 수 있는 최적의 점프를 수행하는 것은 그리 간단치 않다(Riewald, 2011).

많은 연구에서 근력, 관절 역학(joint kinetics), 테크닉, 분절 협응(coordination) 등의 측면에서 최적의 수직 점프를 위한 역학적 요인이 제시되었다. 폭발적인 근수축이 요구되는 수직 점프에서 근력은 실제 점프 높이와는 중간 정도의 상관만을 지니거나(Anderson et al., 1991; Tomika, Owings, & Grabiner, 2001), 관절의 모멘트나 파워에 비해 점프력과의 상관성이 낮은 것으로 나타났다(Aragon-Vargas & Gross, 1997a). 이러한 결과는 수직 점

Corresponding Author : Dong-Wook Han
Department of Sport Science, College of Natural Sciences, Chonbuk National University, 567 Baekje-daero, Deokjin-gu, Jeonju, Jeollabuk-do, Korea
Tel : +82-63-270-2828 / Fax : +82-63-270-4324
E-mail : handw@jbnu.ac.kr

본 논문은 2012년도 경남대학교 학술진흥연구비 지원에 의한 논문임.

프의 수행력이 근력이외에도 동작전략이나 분절 협응, 기술적 측면 등 다양한 요인에 영향을 받음을 의미한다. 선행 연구에 의하면, 관절 역학적 측면에서 최저점에서 추진을 시작하는 초기 시점에서의 관절 회전력(Bobbert, Karin, Gerritsen, Litjens & Van Soest, 1996), 이지 시점에서의 관절 파워(Pandy & Zajac, 1991) 등이 수행력에 중요한 요인으로 제시되었다. 또한 동작전략이나 테크닉 측면에서 이지 순간의 신체중심 높이(Kollias, Hatzitaki, Papaikovou & Giatsis, 2001), 두관절 근육(biarticular muscle)을 통한 파워의 효과적 전이(Bobbert & van Ingen Schenau, 1988; Pandy & Zajac, 1991), 반동을 통한 근육의 SSC(stretch shortening cycle) 기전의 활용(Anderson & Pandey, 1993; Bosco, Viitasalo, Komi & Luhtanen, 1982), 상지 스윙의 효과적인 활용(Feltner, Bishop & Perez, 2004; Hara, Shibayama, Lees, Vanrenterghem & Clercq, 2004; Takeshita & Fukushima, 2006) 등의 요인들이 보고되었으며, 근위-원위의 순차적인 근육 활성화(Bobbert & van Ingen Schenau, 1988), 근위-원위 관절로의 순차적인 신전 운동과 그 타이밍(Pandy & Zajac, 1991) 등 분절 및 관절의 협응(coordination)에 관련된 요인들도 수행력에 영향을 미치는 것으로 제시되었다. 이와 관련해 Aragon-Vargas와 Gross(1997a)는 52명을 대상으로 한 개인간의 수행력 비교를 통해 35개의 주요한 역학적 요인을 포함한 수직 점프 수행력의 예측 모형을 제시하였는데, 정도의 차이는 있지만 최대 근력과 관절모멘트, 파워 등이 점프력과 유의한 상관을 보인 반면 하지 관절들의 신전 순서와 시간 등의 협응 관련 변인은 유의한 상관이 나타나지 않았다고 보고하였다.

수직 점프의 수행력과 관련된 이상의 연구 결과는 대부분 서로 다른 피험자간의 동작을 분석하거나, 동일 피험자라 하더라도 점프의 형태(스쿼트, 반동, 드롭점프 등)나 실험 처치(상지의 사용여부, 몸통의 사용여부, 특정 관절 운동의 제한 등)에 따른 비교에 의한 것이다. 하지만 피험자간(inter-subject) 차이에 대한 연구의 경우, 각 개인의 근력이나 체중, 신장 등 신체적 요인에 의한 영향을 통제하지 못하며(Aragon-Vargas & Gross, 1997b), 우수한 수행자의 동작 기전은 최적화된 점프 동작에 대한 주요한 역학적 단서를 제시할 수 있으나, 신체적 조건이나 기술적인 다양성에 의한 개인차가 고려되지 못하는 측면이 있다. 또한 점프형태를 달리하거나 특정 분절 혹은 관절의 움직임을 제한하여 차이를 비교한 경우에는 그 결과가 지엽적이고 개별적인 역학적 단서로 한정되는 측면이 있다.

이에 반해 동일 피험자가 수행하는 동일 형태 점프에 대한 비교분석은 근력이나 신체적 조건을 통제할 가운데 전신의 운동 협응이나 동작 전략적 측면에서 수행에 미치는 요인을 규명할 수 있다는 점에서 수직 점프의 역학적 기전에 대한 또 다른 접근법이 될 수 있다. 개인내 수행차에 관해 Kim과 Kim(2009)은 동일 피험자의 최고수행과 최저수행의 높이 차를 점프높이

의 10% 정도로 보고하였는데, 이는 스포츠 상황에서 결코 무시할 수 없는 차이이다. 하지만 동일 피험자에 대한 수직 점프의 개인내(within-individual) 수행차나 변이(variation)에 대한 연구는 극히 미미한 실정이다.

개인내 수행차 분석과 관련하여 Yoon과 Challis(2005)는 운동학적, 운동역학적 변인들의 개인내 변이(variability) 정도를 제시하였으며, 주목할 만한 연구로 Aragon-Vargas & Gross(1997b)는 50회의 반복적인 수직 점프에 대한 회귀분석을 통해 우수/중간/비우수 3인에 대한 개인내 수행력의 역학적 예측 모델을 제시하면서 관절의 회전력과 파워와 함께 Aragon-Vargas와 Gross(1997a)의 개인간 수행차 분석에서 유의한 요인으로 나타나지 않은 협응 변인을 수행력의 주요한 예측요인으로 보고하였다. 하지만 개인의 우수한 수행과 그렇지 못한 수행을 직접적으로 비교하지는 않아 실제 개인의 우수한 수행이 어떠한 요인에 의해 이루어졌는지에 대한 구체적인 정보는 제공하지 못했다. 한편 Kim과 Kim(2009)은 20명을 대상으로 한 연구에서 무릎과 엉덩관절의 역학적 출력은 수행력에 주요한 기여를 하지만 개인내 변이가 크지 않아 개인내 수행차에는 영향을 미치지 못한 반면 발목관절의 역학적 출력이 개인내 수행차에 주요한 영향을 미친다고 보고하였다. 하지만 Kim과 Kim(2009)의 연구에서는 Aragon-Vargas와 Gross(1997b)가 주요한 예측인자로 제시한 협응 관련 변인에 주목하지 않았다.

수직 점프의 수행력은 분석의 수준에 따라 결정 요인이 달라질 수 있는데, 전신(full body) 수준에서는 크게 이지 시 신체중심의 높이와 이지 속도에 의해 결정된다. 하지만 각 관절의 회전 운동들이 통합(integration)되어 신체중심의 선운동을 유발하고(Bobbert & van Ingen Schenau, 1988; Riewald, 2011) 궁극적으로 수행력을 결정한다는 점을 고려하면 보다 구체적이고 실질적인 정보는 분절 및 관절의 운동학 및 운동역학적 요인에서 찾을 수 있을 것이다. 결국 하지 각 분절의 역학적 요인과 이들의 상호 작용이라 할 수 있는 협응 패턴은 수행력을 결정하는 주요한 요인이 될 것이다.

수직 점프 연구에서 주목한 대표적인 협응 관련 요인은 하지 관절 운동이 굴곡에서 신전으로 전환되는 타이밍과 순서이다(Aragon-Vargas & Gross, 1997a; Aragon-Vargas & Gross, 1997b, Bobbert & van Ingen Schenau, 1988; Pandy & Zajac, 1991, van Ingen Schenau, 1989). 흥미롭게도 대부분의 연구(Bobbert & van Ingen Schenau, 1988; Pandy & Zajac, 1991, van Ingen Schenau, 1989)에서 엉덩관절의 신전 후 무릎관절, 발목관절이 차례대로 신전되는 근위→원위의 순차적인 움직임(proximal-to-distal sequence)이 수행에 이상적이라고 보고하였으나 개인내 수행차를 분석한 Aragon-Vargas와 Gross(1997b)은 관절의 신전 순서가 유의한 요인이기는 하지만 부적 상관을 보였으며 엉덩→발목→무릎관절의 순서로 이루어지는 동작이 엉덩→무릎→발목관절의 움직임보다 우수한 수행력을 보였다는 상반된 결과를 보고하였다.

한편 시간-각도 혹은 각도-각도 그래프를 통한 관절 및 분절 운동의 정성적 분석과 달리 협응의 정량적 분석 변인으로 상대위상(relative phase)이 다수의 연구에서 제시되었다(Burgess-Limerick, Abernethy & Neal, 1993; Hamill, van Emmerik, Heiderscheit & Li, 1999; Irwin & Kerwin, 2007; Kelso, 1995; Kurz & Stergiou, 2004; Seifert, Leblanc, Chollet & Delignieres, 2010; van Emmerik & Wagenaar, 1996). 상대위상은 관절의 각도와 각속도로 구성되는 위상평면(phase plane)의 분석을 통해 관절사이의 위상차의 크기와 형태의 정량화를 통해 관절간 커플링(coupling)의 정도를 제공한다(Heiderscheit, Hamill & van Emmerik, 1999; Irwin & Kerwin, 2007). 따라서 이러한 상대위상을 통한 정량적 분석도 수직 점프 동작의 관절간 협응에 대한 새로운 접근이 될 것이다.

이에 본 연구에서는 관절 역학(joint kinetics)과 관절의 신전 타이밍과 상대위상 등의 협응 패턴이 최대 수직 점프의 개인내 수행차에 미치는 영향을 규명하고자 한다. 이를 위해 각 개인의 최고수행점프(good performance: GP)와 최저수행점프(bad performance: BP)에서 나타난 역학적 특성을 비교, 분석하였다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 실험에는 정기적인 전문 트레이닝을 받지 않은 20-30대의 일반 남성 10명(나이 27.3±4.8 yrs, 신장 176.9±8.2 cm, 체중 71.1±10.8 kg)이 참여하였다. 참가자 모두 근골격계 질환이 없는 건강한 남성으로 최대 수행(maximum effort)의 수직 점프를 수행하는 데 지장이 없었다. 이들은 모두 사전에 연구의 목적과 실험 과정 전반에 대한 충분한 설명을 들은 후 자발적으로 동의서를 작성하고 실험에 참여하였다.

2. 실험 과제 및 절차

실험과제는 최대 수행의 수직 점프다. 참가자들은 두 대의 지면반력기 위에 편안히 선 자세에서 아래 방향으로 반동을 준 후 수직 방향으로 도약하는 반동점프를 실시하였다. 하지 관절의 운동에 초점을 둔 본 연구에서 상지 운동의 영향을 제어하기 위해 양팔은 팔꿈치를 90° 정도 굽혀 가슴 앞에 둔 채 몸통과 일정한 간격을 유지하면서 함께 움직이도록 하였다.

참가자들은 스트레칭과 조깅으로 준비운동을 실시한 후 반동점프의 사전 연습을 통해 수행 과제에 충분히 익숙해지도록 하였다. 참가자들은 모두 6 시기(trial)의 최대 수행의 반동점프를 실시하였는데 각 시기 사이에는 1분 정도의 휴식을 하였다. 이 때 피험자 본인이 최대 수행이 이루어지지 않았다고 판단한

경우에는 성공적인 시기에서 제외하였다. 참가자들은 신발을 착용하지 않고 탄력성 하의만을 입은 채 실험에 참가하였다.

수행의 영상 데이터는 8대의 카메라(Oqus 500)와 트랙킹 소프트웨어(Qualisys Track Manager 2.4)로 구성된 영상기록시스템(Qualisys System, Sweden)을 이용하여 100 Hz로 촬영하였으며, 두 대의 지면반력기(AMTI OR6-7, USA)를 이용하여 양 발에 작용하는 지면반력 정보를 1000 Hz로 각각 수집하였다. 인체의 주요한 해부학적 위치에 직경 15-20 mm의 원형 반사마커(static trial 76개, dynamic trial 58개)를 부착하여 인체 분절의 운동 정보를 얻는데 사용하였다.

3. 자료 처리 및 분석

1) 운동학적 변인의 산출

영상기록시스템으로 획득한 마커의 3차원 좌표와 지면반력 정보는 c3d 파일로 변환 후 인체모델링 및 영상분석프로그램인 Visual 3D(C-Motion Inc. USA)를 통해 분석하였다. 인체에 부착된 각 마커의 3차원 좌표는 차단주파수(cut-off frequency) 7.0 Hz의 저역통과 필터링(butterworth lowpass filtering)으로 노이즈를 제거한 후 사후분석에 사용하였다. 해부학적 마커를 이용해 좌우 양측의 발(foot), 하퇴(shank), 대퇴(thigh), 상완(upper arm), 전완(forearm)과 골반(pelvis), 상체(trunk), 머리(head) 등 총 13개의 분절을 강제로 모델링하였으며, 분절의 질량, 질량중심점, 관성모멘트 등의 인체계측정보(BSP)는 Dempster(1955)의 자료를 이용하였다. 또한 엉덩관절의 중심은 Bell, Pedersen과 Brand(1990)의 추정방법을 변형한 CODA(Chanwood Dynamics Inc, UK)방식으로, 무릎과 발목관절의 중심은 관절의 내측과 외측에 부착된 마커들의 midpoint로 각각 산출하였다.

속도, 가속도는 변위에 대한 유한차분법(finite different method)으로 산출하였으며, 관절의 각도는 굴곡/신전 - 내/외전 - 내/외 회전 순서의 Cardan 회전방식으로 산출한 관절좌표계(joint coordinate system)에 의해 구하였다(Grood & Suntay, 1983). 편안히 선 자세에서의 발목, 무릎, 엉덩관절의 각도가 각각 90°, 180°, 180°에 근접하도록 설정하였는데, 관절 각도의 증가는 저측굴곡(plantar flexion)과 신전하는 움직임을, 각도의 감소는 배측굴곡(dorsiflexion)과 굴곡하는 움직임을 의미하도록 하였다.

2) 운동역학적 변인의 산출

하지 관절의 모멘트(net joint moment)는 영상정보와 지면반력 정보, 인체계측정보를 이용한 역동역학 분석(inverse dynamics)으로 산출하였는데, 발목관절의 저측굴곡모멘트와 무릎 및 엉덩관절의 신전모멘트를 양(+)의 값으로 정의하였다. 또한 관절의 파워는 관절모멘트와 각속도의 스칼라 곱으로 산출하였으며(Equation 1), 시간에 대한 관절 파워의 적분을 통해 각 관절에

서의 역학적 일량을 계산하였다(Equation 2). 관절모멘트, 관절 파워, 일량은 체중에 따른 영향을 고려해 전신의 질량으로 표준화시켰다.

$$P_j = \vec{M}_j \cdot \vec{\omega}_j \quad (\text{Equation 1})$$

$$W_j = \int_{t_0}^{t_1} P_j(t) dt \quad (\text{Equation 2})$$

여기서 j 는 각 관절, P_j 는 관절파워, \vec{M}_j 는 관절의 순모멘트, $\vec{\omega}_j$ 는 관절의 각속도, W_j 는 관절에서 이루어진 역학적 일, t_0 는 중심의 최하도달시점, t_1 은 이지 시점을 각각 나타낸다.

3) 관절 협응 변인의 산출

본 연구에서는 좌우하지의 운동이 비교적 대칭적인 수직 점프의 동작 특성을 고려해 동일 하지내(intra-limb) 관절간 협응(inter-joint coordination)에 주목하였다. 이를 위해 대표적인 양적 협응변수인 연속상대위상(continuous relative phase)을 통하여 관절간 협응을 정량화하였다(Kelso, 1995; Kurz & Stergiou, 2004).

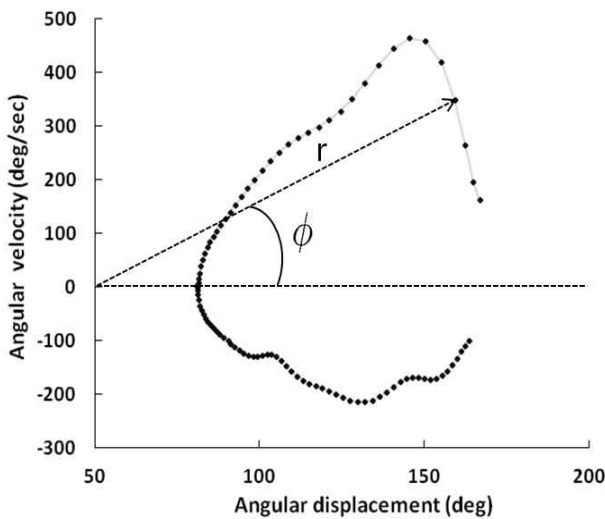


Figure 1. Phase plane and definition of phase angle(ϕ)

상대위상은 하지 각 관절의 위상 평면의 분석을 통해 산출하였다. 위상 평면은 관절의 각변위(x 축)와 각속도(y 축)로 구성되는데 본 연구에서는 하지의 오른쪽 발목과 무릎 그리고 엉덩관절에 대하여 위상 평면을 구성하였다<Figure 1>. 이러한 위상 평면의 궤적에서 특정 시점에서의 각도와 각속도 변량에 의해 형성된 반경 r 과 x 축이 이루는 위상각(phase angle)을 도출하였다<Figure 1, Equation 3>. 이후 위상 평면을 통해 구해진 각 관절 위상각의 차로 상대위상을 산출하였다. 구체적으로 분석 대상 구간에 대하여 100% 시간-표준화 한 원위분절의 위상각에서 근위분절의 위상각을 제함으로써 상대위상을 얻었다<Equation 4>. 최종

적으로 통계적 분석을 위해 단일한 양적 협응치를 산출하기 위해 분석 구간에 걸친 상대위상의 절대값에 대한 평균을 산출하였다<Equation 5>. 상대위상은 두 관절의 위상차를 나타낸 것으로 0° 에 가까운 경우 두 관절이 동일 위상(in-phase) 관계로 움직임을 의미하고, 180° 에 가까운 위상차는 반대 위상(out-phase) 관계의 움직임을 나타낸다(Burgess-Limerick et al., 1993; Kurz & Stergiou, 2004). 결국 상대위상은 두 관절이 동일 위상의 동시적(in-phase synchronization) 움직임에서 얼마나 벗어났느냐를 나타내는 것으로(Burgess-Limerick et al., 1993), 두 관절이 분석 구간에서 연속상대위상의 절대값 평균이 작은 경우 두 관절의 움직임이 보다 동일 위상적 관계로 이루어짐을 의미한다.

본 연구에서 평균상대위상은 선 자세에서 이지하는 시점까지의 전체 구간과 반동에 의해 신체중심의 높이가 최하인 지점에서 이지하는 시점까지의 추진 구간에 대하여 각각 산출하였다.

$$\phi = \tan^{-1} \frac{\omega_{joint}}{\theta_{joint}} \quad (\text{Equation 3})$$

$$\theta_{relative\ phase} = \phi_{distal\ joint} - \phi_{proximal\ joint} \quad (\text{Equation 4})$$

$$MARP = \frac{\sum_{i=1}^N |relative\ phase|}{N} \quad (\text{Equation 5})$$

또 다른 협응 관련 변인으로 발목, 무릎, 엉덩관절의 전후면상의 운동이 배측굴곡에서 저측굴곡 또는 굴곡에서 신전으로 전환되는 시점(reversal time)을 신체중심의 높이가 최저점에 이른 시점을 기준으로 산출하였다.

4) 주요 분석 시점과 자료 처리

선 자세에서의 중심의 높이와 도약 후 정점의 높이 차로 산출된 점프 높이를 통해 참가자들의 각 6회의 최대 수직 점프 가운데 신체중심의 높이가 최대인 수행을 최대수행, 높이가 최

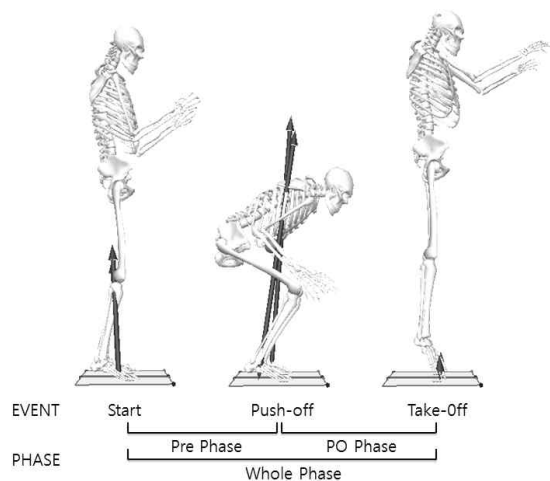


Figure 2. Definition of events and phases

저인 수행을 최저수행으로 각각 선정하여 분석하였다. 주요 분석 이벤트로는 아래로 움직이며 동작을 시작하는 “시작시점(ST)”과 신체중심의 높이가 최저에 이른 “추진 시점(PO)”, 지면으로부터 이지하는 “이지 시점(TO)”을 설정하였으며 시작시점에서 추진 시점까지를 하강국면(Pre Ph), 추진 시점에서 이지 시점까지를 추진 국면(PO Ph)으로 정의하였다(Figure 2).

한편 시간에 따른 각 변인의 패턴은 cubic spline 함수를 이용하여 시작 시점에서 이지 시점까지를 100 %로 한 시간-표준화(time-normalization) 후 최고수행과 최저수행 각각에 대하여 총 평균화(ensemble average)하여 제시하였다.

4. 통계 처리

각 참가자들의 최고수행과 최저수행의 점프에 대하여 주요 분석 변인값의 평균과 표준편차를 제시하였으며, 대응표본 *t*검정(paired *t*-test)으로 최고수행과 최저수행에서의 평균 차이를 검정하였다. 통계분석에는 PASW Statistics 18.0을 이용하였으며, 유의 수준은 $\alpha=0.05$ 로 하였다.

III. 결 과

1. 수행 특성 및 관절 역학

최고수행과 최저수행 점프의 수행 특성변인은 <Table 1>에 나타난 바와 같다. 선 자세(standing position)와의 비교로 산출된 점프 높이는 최고수행이 47.1 cm로 41.9 cm의 최저수행에 비해 약 5.2 cm 높게 점프한 것으로 나타났다($t(9)=7.300, p<.001$). 이 가운데 이지 순간에서의 신체중심의 높이차는 약 2 cm(GP 18.0 ± 2.3 cm vs BP 16.0 ± 2.8 cm)로 전체 높이차의 약 38 %에 해당하며($t(9)=3.841, p<.01$) 나머지 약 62%는 이지 후 실제 도약한 높이차, 즉 이지 시 도약속도($t(9)=7.435, p<.001$)에 기인한 것으로 나타났다.

Table 1. Basic characteristics in good & bad performance

Variables	GP	BP
Jump Height(cm) [†]	47.1 ± 7.2	41.9 ± 7.7*
Vertical Velocity at Take-off (m/s)	2.379 ± 0.229	2.240 ± 0.253*
Vertical Position at Take-off(cm) [†]	18.0 ± 2.3	16.0 ± 2.8*

Note. * significant difference between GP and BP at $p<.05$, Measured values presented with *Mean* ± SD, [†] means measures with relative to the standing position of whole-body COM

Table 2. Joint kinetics in good & bad performance

Variables		GP	BP
Maximum Extension Moment (Nm/kg)	Ankle	1.471 ± 0.131	1.388 ± 0.159*
	Knee	1.674 ± 0.453	1.809 ± 0.455
	Hip	2.114 ± 0.31	1.87 ± 0.318*
Extension Moment at PO [§] (Nm/kg)	Ankle	0.84 ± 0.264	0.756 ± 0.437
	Knee	1.491 ± 0.578	1.582 ± 0.605
	Hip	2.053 ± 0.292	1.792 ± 0.278*
Peak Power in PO Phase (W/kg)	Ankle	13.372 ± 2.177	13.458 ± 2.098
	Knee	12.401 ± 2.633	12.227 ± 2.407
	Hip	5.954 ± 0.898	4.985 ± 1.069*
Work Done in PO Phase (J/kg)	Ankle	1.189 ± 0.189	1.1 ± 0.177
	Knee	1.626 ± 0.378	1.788 ± 0.344
	Hip	1.174 ± 0.172	0.997 ± 0.251*

Note. * significant difference between GP and BP at $p<.05$, [§] PO means push-off event at the lowest point of whole-body COM, Measured values presented with *Mean*±SD

한편, 최고수행과 최저수행의 관절역학 변인은 <Table 2>에 제시된 바와 같다. 신체중심의 추진과 관련된 최대신전모멘트의 경우, 발목관절($t(9)=2.932, p<.05$)과 엉덩관절($t(9)=2.896, p<.05$)에서는 최대수행이 최저수행에 비해 유의하게 높게 나타났다. 반면 무릎관절의 최대신전모멘트는 최대수행과 최저수행에서 유의한 차이가 나타나지 않았다($t(9)=-1.183, p=.267$).

신체중심이 최저점에 이르러 추진을 시작하는 추진 시점(PO)에서의 관절모멘트에서는 발목관절($t(9)=0.857, p=.414$)과 무릎관절($t(9)=-0.723, p=.488$)에서는 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 엉덩관절에서는 최저수행보다 최대수행에서 유의하게 증가하였다($t(9)=2.895, p<.05$). 또한 추진 국면에서의 최대파워에서도 발목관절($t(9)=-0.247, p=.810$)과 무릎관절($t(9)=0.587, p=.572$)에서 유의한 차이가 나타나지 않았으나 엉덩관절에서는 최대수행에서 유의하게 높은 파워가 나타났다($t(9)=3.542, p<.01$).

추진 국면에서 각 관절이 한 일량도 추진 시작 시점에서의 관절모멘트와 최대파워의 결과와 유사하게 나타났다. 발목관절($t(9)=1.835, p=.100$)과 무릎관절($t(9)=-1.716, p=.120$)의 일량은 최대수행과 최저수행에서 유의한 차이가 나타나지 않은 반면 엉덩관절에서는 최저수행보다 최대수행의 일량이 유의하게 증가한 것으로 나타났다($t(9)=2.531, p<.05$). 이와 같이 관절역학과 관련해 전체적으로는 최대수행 시 엉덩관절의 역학적 출력(mechanical output)이 최저수행보다 증가한 것으로 나타났으며, 발목관절의 최대 저축굴곡모멘트가 최대수행에서 높게 나타났다.

2. 관절 협응

최대수행과 최저수행의 관절 협응 변인은 <Table 3>에 제시된 바와 같다. 최대수행과 최저수행 모두에서 하지 관절의 신전은 엉덩→무릎→발목 관절의 순서로 이루어 졌으며, 이 가운데 엉덩관절은 신체중심이 위 방향으로 추진하는 시점 이전에 신전이 시작된 반면 무릎과 발목 관절은 추진 시점 이후 중심이 위 방향으로 이동하는 가운데 신전이 이루어 졌다. 구체적으로 두 수행에서의 하지 각 관절이 굴곡에서 신전으로 전환되는 시점을 비교해 보면, 신체중심이 최하점에 이른 추진 시점을 기준으로 발목관절의 신전은 최저수행보다 최대수행이 추진 시점에 유의하게 가까운 것으로 나타난 반면($t(9)=-2.976, p<.05$) 무릎관절의 신전은 최대수행보다 최저수행이 추진 시점에 근접한 것으로 나타났다($t(9)=2.667, p<.05$). 엉덩관절의 신전 시점은 최대수행과 최저수행에서 유의한 차이가 나타나지 않았다($t(9)=-1.956, p=.082$).

Table 3. Coordination parameters in good & bad performance

Variables		GP	BP
Joint Reversal Time (sec)	Ankle	0.076 ± 0.039	0.130 ± 0.073*
	Knee	0.038 ± 0.022	0.022 ± 0.018*
	Hip	-0.040 ± 0.019	-0.021 ± 0.039
Relative Phase in All Phase (degree)	Ankle-Knee	21.575 ± 4.890	27.389 ± 9.005*
	Knee-Hip	16.051 ± 4.095	16.759 ± 4.929
	Ankle-Hip	24.020 ± 5.529	24.492 ± 5.954
Relative Phase in Propulsive Phase (degree)	Ankle-Knee	18.209 ± 6.071	26.150 ± 10.923*
	Knee-Hip	15.980 ± 4.545	16.109 ± 5.053
	Ankle-Hip	24.976 ± 7.596	28.823 ± 8.869*

Note. * significant difference between GP and BP at $p<.05$, Measured values presented with *Mean* ± SD, Joint reversal time is relative to the lowest instant of whole-body COM

또 다른 협응 변인인 연속상대위상의 절대치 평균은 선 자세에서 이지하는 시점까지의 전체 국면과 신체중심이 최저인 시점에서 이지까지의 추진 국면에 대하여 분석하였다. 전체 국면에서는 발목관절과 무릎관절의 상대위상에서 두 조건 간의 유의한 차이가 나타났는데, 최고수행의 상대위상이 최저수행보다 낮게 나타났다($t(9)=-2.399, p<.05$). 반면 무릎-엉덩관절($t(9)=-0.385, p=.709$) 및 발목-엉덩관절의 상대위상($t(9)=-0.382, p=.111$)에서는 최고수행과 최저수행 간의 유의한 차이가 나타나지 않았다.

발목-무릎관절의 상대위상은 추진 국면에서도 최고수행의 상대위상이 최저수행의 상대위상 보다 유의하게 낮게 나타났다

($t(9)=-3.082, p<.05$). 또한 전체 국면의 결과와 달리 추진 국면에서는 발목-엉덩관절의 상대위상에서도 두 조건 간의 유의한 차이가 나타났는데 발목-무릎관절의 결과와 동일하게 최고수행에서 유의하게 낮은 상대위상이 나타났다($t(9)=-3.137, p<.05$). 하지만 무릎-엉덩관절의 상대위상은 전체 국면의 결과와 유사하게 추진 국면에서도 최고수행과 최저수행에서의 유의한 차이가 나타나지 않았다($t(9)=-0.061, p=.953$).

IV. 논 의

1. 수행 특성 및 관절 역학

관절 역학과 관절 운동의 협응을 중심으로 최대 수직 점프에서의 개인내 수행차의 역학적 요인을 규명하고자 한 본 연구에서 참가자 10명의 최고수행과 최저수행은 약 5.2 cm의 수행차를 보였다. 이는 최저수행 점프높이의 약 12.3% 정도에 해당하는 것이며, Kim과 Kim(2009)이 보고한 10%의 개인내 수행차와 유사한 결과를 할 수 있다. 두 연구의 결과로 볼 때 최대수행의 수직 점프시 약 10% 이상의 수행차가 발생함을 알 수 있는데, 이는 스포츠현장에서 경기력에 영향을 미칠 수 있는 요인으로 작용할 것으로 사료된다.

구체적으로 이지후 도약 높이, 즉 이지시 속도 요인에 의한 차이가 전체 수행차의 약 62%(3.2 cm)에 해당되며 나머지 38%(2 cm)는 이지시 신체중심의 높이차가 기인하는 것으로 나타났다. 또한 이지 순간의 신체중심 높이차와 도약속도에 기인한 도약 높이차는 최대수행이 최저수행에 비해 각각 12.4%, 12.2% 증가한 것으로 전체 높이차의 증가 비율 12.3%와 유사한 것으로 나타났다. 개인간 수행에 대한 대부분의 연구에서는 체격 조건이 상이한 특성으로 인해 실제 도약 높이를 결정하는 이지 속도와 관련된 요인에 주목하는 경향이 많다. 하지만 체격 조건이 동일함에도 불구하고 이지시의 신체중심의 높이에 의한 요인이 개인내 수행차의 적지 않은 부분을 차지하는 점과 이지 높이와 이지 속도의 증가 비율이 전체 점프 높이의 증가 비율과 유사하다는 점은 흥미로운 결과로 보인다. 하지 관절의 각도에 의해 이지 높이가 결정된다는 측면에서 최종 도약시점에서의 하지 관절의 적극적인 신전 운동은 이지 높이의 향상에 기인할 것으로 사료된다. 또한 정확한 분석이 필요하겠지만 이 지 높이와 이지 속도의 유사한 증가 비율로 볼 때 이러한 관절의 신전 운동은 보다 증가된 이지 속도와의 연관될 수 있다는 추론이 가능할 것이다. 결국 이지 높이의 향상은 그 자체뿐만 아니라 이지 속도의 결정에도 영향을 미칠 수 있는 주요한 요인으로 향후 이를 위한 전략의 연구가 필요할 것으로 생각된다.

한편, 본 연구에서 개인내 수행차와 관련된 가장 주요한 관절 역학적 요인은 엉덩관절에서 나타났다. 최대신전모멘트, 이 지 시점에서의 신전모멘트, 최대관절과워, 추진 국면의 일량 등에서 최고수행에서의 엉덩관절의 역학적 출력이 최저수행에 비해 유의하게 높은 것으로 나타났다. 이와 관련해 Aragon-Vargas와 Gross(1997a)는 엉덩관절의 모멘트와 파워를 개인간의 수행차에 가장 상관성이 높은 분절 수준의 요인으로 제시하였으며, 개인내 수행차를 분석한 Aragon-Vargas와 Gross(1997b)의 연구에서도 우수/중간/비우수자 모두에게서 엉덩관절의 최대과워를 발목관절의 최대과워와 함께 수행력의 가장 주요한 예측인자로 보고하였다. 엉덩관절의 역할과 관련해 Pandy와 Zajac(1991)은 광근군(vastii muscles)과 함께 대둔근을 수직 점프의 최대 에너지 생성원으로 제시하였는데, 질량이 가장 큰 상체의 신전과 상승을 주도하고, 무릎과 발목관절에 비해 이른 시점에 높은 신전 모멘트를 형성하여 추진 국면 전체에 지속적으로 영향을 미친다는 점 그리고 엉덩관절에 의한 강력한 상체의 신전 운동이 무릎과 발목관절에 반작용의 부하를 가함으로써 원위관절들의 보다 높은 출력을 유도한다는 점 등에서 엉덩관절이 개인내 수행차에 미치는 주요한 영향의 원인을 찾을 수 있을 것이다.

본 연구의 결과 발목관절의 최대신전모멘트도 최고수행에서 유의하게 높게 나타났다. 이러한 결과는 발목관절의 모멘트, 과워, 일량 등에서 비우수수행에 비해 우수수행에서 높은 출력이 나타났다. Kim과 Kim(2009)의 결과와 다소 차이가 있지만 발목관절이 개인내 수행차에 미치는 요인임을 보여주고 있다. 발목관절은 주로 추진 후반부에 출력이 증가하면서 수행력에 영향을 미치는데(Bobbert & van Ingen Schenau, 1988; Pandy & Zajac, 1991), Kim과 Kim(2009)은 발목관절이 추진 후반부에 이 지 속도의 추가적인 증가와 이 지 순간의 강력한 신전으로 인한 이 지 높이의 향상에 기여함으로써 개인내 수행차에 영향을 미친다고 주장하였다.

본 연구 결과, 무릎 관절에 관련하여 최고수행과 최저수행의 최대신전모멘트, 최대과워, 이 지시점의 신전모멘트, 일량 등은 유의한 차이가 나타나지 않았는데, 이는 Kim과 Kim(2009)이나 Aragon-Vargas와 Gross(1997a)의 결과와도 유사하다. <Table 2>에서도 알 수 있듯이 모멘트와 과워 등 무릎관절의 절대적인 출력은 발목과 엉덩관절과 비교해 작지 않았으며, 상반된 결과도 있지만 본 연구를 비롯하여 일량에 기초한 무릎관절의 기여가 가장 크다고 보고한 연구(Hubley & Wells, 1983; Kim & Kim, 2009)도 있다. 이러한 사실은 상당한 모멘트와 과워를 발휘하는 무릎관절이 점프력에 영향을 미치지만 개인내 수행차에는 그 영향이 미미함을 의미한다. 즉 각 개인의 수행에서 무릎관절 변인의 변이(variation)는 크지 않다는 것으로, 수직 점프에서 관절 모멘트에 대한 개인내 변이계수(coefficients of inter-subject variability)가 발목관절과 엉덩관절에 비해 작았다는 Yoon과 Challis(2005)의 결과가 이를 뒷받침하고 있다(발목 14.8% 무릎 12.7%, 엉덩 20.6%).

결국 정도의 차이는 존재하지만 엉덩관절과 발목관절의 움직임이 수직 점프의 개인내 수행차에 주요한 영향을 미치는 반면 무릎관절의 영향은 크지 않은 것으로 나타났다.

2. 관절 협응

협응은 수행 과제와 환경적 요인에 따른 신체 및 사지의 움직임 패턴으로(Turvey, 1990), 복잡한 움직임의 성공적인 수행은 물론 최대 수행의 동작에서 최상의 수행력을 발휘하기 위해서 관절이나 분절 등 신체요소의 조화롭고 효과적인 협응은 중요하다. 수직 점프와 관련해 많은 연구에서 관절 운동의 순차성(sequential motion)과 그 타이밍을 주요한 협응 요인으로 보았다. 구체적으로는 엉덩관절의 신전 후 무릎관절과 발목관절이 차례로 신전되는 근위→원위의 순차적인 움직임을 수직 점프의 이상적인 패턴으로 제시하였다(Bobbert & van Ingen Schenau, 1988; Bobbert & van Soest, 2001; Hudson, 1986; Pandy & Zajac, 1991, van Ingen Schenau, 1989). 이에 대해 Bobbert & van Ingen Schenau(1988)은 근위에서 원위로 연결되는 순차적인 신전 운동이 하지 관절의 신전이 충분히 이루어지기 전까지 지면과의 접촉을 유지함으로써 부상 방지를 위하여 이 지 직전에 관절 운동을 감속시켜야 하는 해부학적 제약과 완전한 신전에 가까워질수록 회전운동이 선운동으로 효과적으로 전환되지 못하는 기하학적 제약을 감소시킨다고 설명하였다.

본 연구에서도 최고수행과 최저수행 모두에서 엉덩→무릎→발목관절의 순차적인 신전 운동이 나타나 선행연구에서 제시된 협응 패턴을 관찰할 수 있었는데<Figure 3>, 이는 개인내 수행에서 3명 중 2명에게서 엉덩→발목→무릎관절의 동작이 보다 우수한 수행력을 보였다는 Aragon-Vargas와 Gross(1997b)의 결과와는 다소 상이하다. 그러나 본 연구에서 10명의 피험자 가운데 1명의 제외한 9명에게서 엉덩→무릎→발목관절의 운동이 관찰된 점을 미루어 Aragon-Vargas와 Gross(1997b)의 결과를 일반화하기에는 무리가 있을 것으로 판단된다.

두 조건 모두에서 추진 시점 이전에 엉덩관절의 신전되고 무릎과 발목관절은 추진 시점 이후에 신전한 것으로 나타났지만 신전의 타이밍에서는 다소 차이가 나타났다. 특히 무릎과 발목관절이 신전되는 시점의 간격과 엉덩과 발목관절이 신전 되는 시점의 간격이 최저수행에 비해 최고수행에서 짧았다는 점이 특징적이다<Figure 3>. Bobbert와 van Ingen Schenau(1988)은 근위와 원위관절의 근접한 신전 타이밍은 이 지시 신체중심의 에너지를 최적화하는데 도움이 된다고 하였으며, Hudson(1986)은 숙련된 점프에서 인접 관절의 신전 간격이 작았다고 보고하였는데, 본 연구에서도 관절 사이의 짧은 신전 간격은 개인내 수행차에 긍정적인 영향을 미치는 것으로 나타났으며 이는 추진 국면의 이른 시점에 이루어진 발목관절의 신전에 기인한 것으로 사료된다.

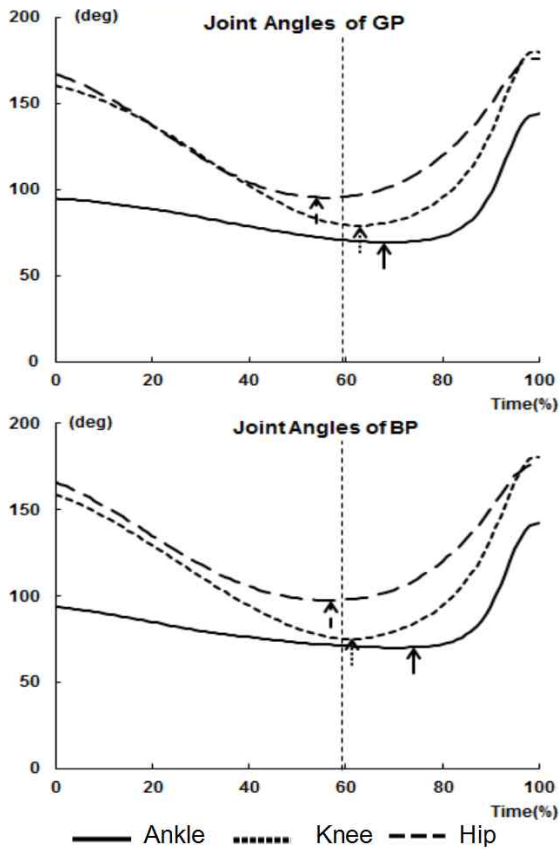


Figure 3. Angle mean ensemble curve for the joints of lower extremity. Joint angles was normalized with the 100 % time-interval from start to take-off and vertical dashed lines represented the lowest instant of whole-body COM. Vertical arrows represented joint reversal from flexion to extension

한편, Sparrow(1992)는 서로 다른 사지의 움직임 관계 혹은 동일 사지의 서로 다른 분절의 움직임 관계로 협응을 정의하기도 했는데, 본 연구에서는 연속상대위상을 통한 정량화를 통해 관절간 협응이 수직 점프의 개인내 수행차에 미치는 영향을 살펴보았다. 관절의 각도와 각속도로 구성되는 위상평면의 분석을 통해 산출되는 상대위상은 두 관절이 동일 위상의 동시적 (in-phase synchronization) 움직임에서 얼마나 벗어났느냐를 나타내며(Burgess-Limerick et al., 1993), 0°에 가까운 측정치는 두 관절의 움직임이 보다 동일 위상적 관계로 이루어짐을 의미한다.

분석 결과, 전체 국면에 대한 발목-무릎관절의 평균상대위상에서 최고수행이 최저수행 보다 유의하게 낮은 것으로 나타났으며, 추진 시점에서 이지 시점까지의 추진 국면에서는 발목-무릎관절의 상대위상과 발목-엉덩관절의 상대위상이 최고수행에서 유의하게 낮게 나타났다. 이는 앞서 언급하였듯이 최저수행과 비교해 최고수행에서 발목과 무릎관절 그리고 발목과 엉덩관절이 완벽하지는 않지만 동일 위상에서 보다 동시적 패턴으로 움직였음을 의미하는 것으로 이러한 관절간 협응 패턴이 개인내 수행에 긍정적인 영향을 미쳤음을 알 수 있다.

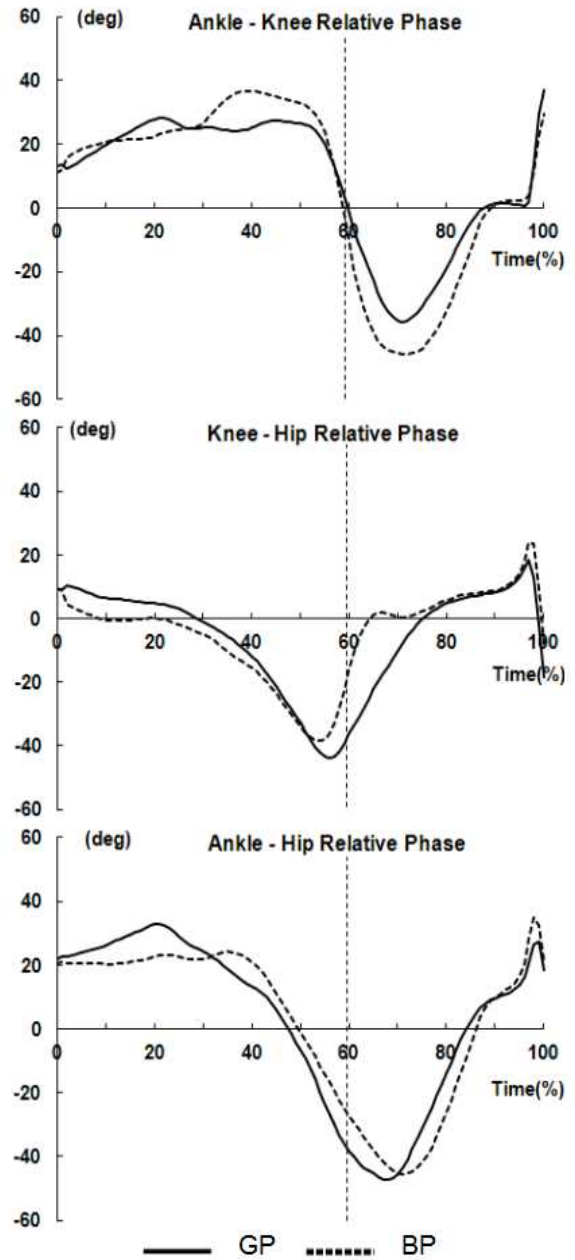


Figure 4. Relative phase mean ensemble curve for the joints of lower extremity. Relative phases was normalized with the 100 % time-interval from start to take-off and vertical dashed lines represented the lowest instant of whole-body COM

<Figure 4>는 하지 각 관절간의 상대위상을 나타내고 있다. 최고수행과 최저수행간의 유의한 차이가 나타난 발목-무릎, 발목-엉덩관절의 상대위상을 살펴보면, 두 조건 사이의 주요한 차이가 추진 시점(점선으로 표시)을 전후하여 두드러짐을 관찰할 수 있으며 이는 유의한 차이가 나타나지 않은 무릎-엉덩관절의 상대위상에서도 나타나고 있다. 이렇게 상대위상의 차이가 큰 추진 시작의 전후 시점은 바로 각 관절이 굴곡에서 신전으로 전환되는 지점으로, 한 관절이 신전으로 전환된 반면 다른 관

절이 굴곡운동을 지속하는 경우, 즉 두 관절이 반대 위상으로 움직임 패턴을 보였을 때 상대위상의 차가 크게 나타난다. 또한 같은 위상의 움직임이더라도 한 관절이 미리 신전되어 가속도가 증가한 반면 다른 관절의 신전 가속도가 크지 않은 경우에도 상대위상은 크게 나타난다. 이러한 사실에 비추어 최고수행과 최저수행에서의 상대위상의 차이는 앞서 하지 각 관절의 신전 타이밍과 밀접한 관계를 지닌다고 할 수 있다. 앞서 발목과 엉덩관절, 발목과 무릎관절의 신전 간격이 최고수행보다 최고수행에서 짧았다는 결과는 최고수행과 최저수행에서의 상대위상의 차이와 연결되고 있다. 결국 하지 각 관절이 신전으로 전환되는 움직임의 시간 간격을 좁혀 가능한 동일 위상의 동시적인 움직임을 구현하는 것이 수행력에 긍정적인 영향을 미친다고 볼 수 있다.

이상의 논의를 정리해 보면, 하지 관절의 신전 순서와 그 타이밍 등의 협응 변인은 수직 점프의 개인내 수행을 좌우하는 주요한 요인이라 할 수 있으며, 근위→원위관절의 순차적 신전 운동, 신전 시점간의 짧은 간격, 가능한 동일 위상으로의 동시적 움직임의 구현이 개인내 긍정적 영향을 미치는 것으로 나타났다.

V. 결 론

본 연구는 관절 역학(joint kinetics)과 관절의 협응 관련 변인을 중심으로 최대 수직 점프에서 나타나는 개인의 수행력의 차이에 영향을 미치는 역학적 요인을 규명하고자 한다. 이를 위해 20대 남성 10명을 대상으로 실시한 6회의 최대 수직 점프 가운데 가장 높이 점프한 최대수행과 가장 낮게 점프한 최저수행을 비교, 분석하였다.

연구 결과, 수직 점프의 개인내 수행차와 관련된 주요한 관절 역학적 요인은 엉덩관절과 발목관절에서 나타났다. 최대신전모멘트, 이지 시점에서의 신전모멘트, 최대관절과워, 추진 국면의 일량 등에서 최고수행에서의 엉덩관절의 역학적 출력이 최저수행에 비해 유의하게 높은 것으로 나타났으며, 발목관절의 최대신전모멘트도 최고수행에서 유의하게 높게 나타났다. 반면 무릎관절은 높은 역학적 출력을 발현하지만 개인내 수행차에 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다.

또한 관절 협응의 분석 결과, 최고수행과 최저수행 모두에서 근위→원위관절의 순차적인 신전 패턴을 보인 반면 각 관절이 신전되는 타이밍에서는 두 조건 사이의 차이가 있었는데 무릎과 발목관절이 신전되는 시점의 간격과 엉덩과 발목관절이 신전 되는 시점의 간격이 최저수행에 비해 최고수행에서 짧았다. 관절 협응의 정량 변인인 상대위상에서는 전체 국면에 대한 발목-무릎관절의 평균상대위상에서 최고수행이 최저수행 보다 유의하게 낮은 것으로 나타났으며, 추진 시점에서 이지 시점까지

의 추진 국면에서는 발목-무릎관절의 상대위상과 발목-엉덩관절의 상대위상이 최고수행에서 유의하게 낮았다. 결국 신전 시점간의 짧은 간격, 가능한 동일 위상으로의 동시적 움직임의 구현이 개인내 긍정적 영향을 미치는 것으로 나타났다.

결론적으로 엉덩관절과 발목관절의 역학적 출력과 관절들의 신전 타이밍과 관련된 적절한 관절 협응이 수직 점프의 개인내 수행차에 영향을 미치는 주요한 요인으로 나타났으며, 이에 근거하면 적절한 관절 협응을 통해서도 최대 수직 점프의 수행을 향상시킬 수 있을 것으로 사료된다. 따라서 최대 수직 점프의 수행 향상을 위한 트레이닝이나 운동 학습에서 관절의 역학적 출력 증가뿐만 아니라 적절하고 효과적인 관절 협응 동작의 구사에 주목해야 할 것이다.

참고문헌

- Anderson, M. A., Gieck, J. H., Perrin, D. H., Weltman, A., Rutt, R. A., & Denegar, C. R.(1991). The relationships among isometric, isotonic, and isokinetic concentric and eccentric quadriceps and hamstring force and three components of athletic performance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 14(3), 114-120.
- Anderson, F. C., & Pandy, M. G.(1993). Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *Journal of Biomechanics*, 26(12), 1413-1427.
- Aragon-Vargas, L., & Gross, M.(1997a). Kinesiological factors in vertical jump performance: Differences Among individuals. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(1), 24-44.
- Aragon-Vargas, L., & Gross, M.(1997b). Kinesiological factors in vertical jump performance: Differences Within individuals. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(1), 45-65.
- 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.
- Bobbert, M. F., Karin G. M., Gerritsen, M., Litjens, C. A., & Van Soest, A. J.(1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 28, 1402-1412.
- Bobbert, M. F., & Van Ingen Schenau, G. J.(1988). Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 21(3), 249-262.
- Bobbert, M. F., & Van Soest, A. J.(2001). Why Do People Jump the Way They Do? *Exercise & Sport Sciences Reviews*, 29(3), 95-102.
- Bosco, C., Viitasalo, J. T., Komi, P. V., & Luhtanen, P.(1982).

- Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiologica Scandinavica*, 114, 557-565.
- Burgess-Limerick, R., Abernethy, B., & Neal, R. J.(1993). Relative phase quantifies interjoint coordination. *Journal of Biomechanics*, 26(1), 91-94.
- Dempster, W. T.(1955). *Space requirements of the seated operator*. WADC technical report, Wright-Patterson Air Force Base, OH, 55-159.
- Feltner, M. E., Bishop, E. J., & Perez, C. M.(2004). Segmental and Kinetic Contributions in Vertical Jumps Performed With and Without an Arm Swing. *Research Quarterly for Exercise & Sport*, 75(3), 216-230.
- 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.
- Hamill, J., Van Emmerik, R. E. A., Heiderscheit, B. C., & Li, L.(1999). A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical Biomechanics*, 14(5), 297-308.
- Hara, M., Shibayama, A., Takeshita, D., & Fukushima, S.(2006). The effect of arm swing on lower extremities in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 39(13), 2503-2511.
- Heiderscheit, B. C., Hamill, J., & Van Emmerik, R. E. A.(1999). Q-angle influences on the variability of lower extremity coordination during running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(9), 1313-1319.
- Hubley, C. L., & Wells, R. O.(1983). A work-energy approach to determine individual joint contributions to vertical jump performance. *European Journal of Applied Physiology*, 50, 247-254.
- Hudson, J. L.(1985). Coordination of segments in the vertical jump. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 18(2), 242-251.
- Irwin, G., & Kerwin, D. G.(2007). Inter-segmental coordination in progressions for the longswing on high bar. *Sports Biomechanics*, 6(2), 131-144.
- Kelso, J. A. S.(1995). *Dynamic Patterns: the self-organization of brain and behavior*. Cambridge, Mass: MIT Press.
- Kim, Y. Y., & Kim, Y. J.(2009). Biomechanical comparison of good and bad performances within individual in maximum vertical jump. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 19(3), 489-497.
- Kollias, I., Hatzitaki, V., Papaiakovou, G., & Giatsis, G.(2001). Using principal components analysis to identify individual differences in vertical jump performance. *Research Quarterly for Exercise & Sport*, 72(1), 63-67.
- Kurz, M. J., & Stergiou, N.(2004). *Applied dynamic systems theory for the analysis of movement*. In Stergiou, N. (Ed.), *Innovative Analysis of Human Movement*. Champaign, IL: Human Kinetics, 93-119.
- Lees, A., Vanrenterghem, J., & Clercq, D. D.(2004). Understanding how an arm swing enhances performance in the vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 37(12), 1929-1940.
- Pandy, M. G., & Zajac, F. E.(1991). Optimal muscular coordination strategies for jumping. *Journal of Biomechanics*, 24(1), 1-10.
- Riewald, S. A.(2011). Applied biomechanics of jumping. In Magee, D. J., Manske, R. C., Zachazewski, J. E., & Quillen, W. S. (Eds), *Athletic and Sport Issues in Musculoskeletal Rehabilitation*, 234-264. St. Louis, MO: Elsevier Inc.
- Seifert, L., Leblanc, H., Chollet, D., & Delignières, D.(2010). Inter-limb coordination in swimming: Effect of speed and skill level. *Human Movement Science*, 29(1), 103-113.
- Sparrow, W. A.(1992). Measuring changes in coordination and control. In J. J. Summers (Ed.), *Approaches to the Study of Motor Control and Learning*. Amsterdam: Elsevier Science.
- Tomika, M., Owings, T. M., & Grabiner, M. D.(2001). Lower extremity strength and coordination are independent contributors to maximum vertical jump height. *Journal of Applied Biomechanics*, 17, 181-187.
- Turvey, M. T.(1990). Coordination. *American Psychologist*, 45, 938-953.
- Yoon, S. K., & Challis, J. H.(2005). The variability of maximum vertical jumps. *Journal of Human Movement Studies*, 48, 147-156.
- Van Emmerik, R. E. A., & Wagenaar, R. C.(1996). Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1175-1184.
- Van Ingen Schenau, G. J.(1989). From rotation to translation: Constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles. *Human Movement Science*, 8(4), 301-337.