



몸통 운동의 제약이 최대 수직점프의 수행에 미치는 영향

The Effects of Restricted Trunk Motion on the Performance of Maximum Vertical Jump

김용운(부경대학교), 은선덕*(서울대학교)

Kim, Yong-Woon(Pukyong National University), Eun, Seon-Deok*(Seoul National University)

국문요약

본 연구에서는 수직점프시 몸통운동의 제약이 수직점프의 수행에 미치는 영향을 알아보기 위해 10명의 성인 남성을 대상으로 몸통을 자유롭게 사용한 일반적 형태와 몸통동작을 제한한 형태의 수직점프를 비교, 분석하였다. 분석 결과 몸통동작을 제한한 경우 비제한점프에 비해 10% 정도의 수행 손실이 있었는데, 이는 이지 순간의 중심 높이보다는 이지속도의 차이에 의해 발생하였다. 몸통의 운동은 엉덩관절의 모멘트, 파워를 증가시켜 추진의 초기 시점부터 지면반력의 증가에 기여하였는데 이러한 요인이 수행력 증가의 주요한 요인으로 작용하였다. 반면 몸통운동이 제한된 점프에서는 엉덩관절에서의 역학적 출력의 감소를 보상하는 측면에서 무릎관절의 역할이 증가하였으나 충분치 못하였다. 또한 몸통동작의 제한으로 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 순차적인 신전패턴과는 상이하게 추진시점 직후 엉덩관절과 무릎관절이 동시에 신전하는 형태의 점프가 이루어져 협응패턴의 변화가 나타났다. 결국 본 연구의 결과 몸통의 적절한 사용은 수직점프의 수행 향상에 효과적으로 기여하는 것으로 나타났다.

ABSTRACT

Y. W. KIM and S. D. Eun. The Effects of Restricted Trunk Motion on the Performance of Vertical Jump. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 19, No. 1, pp. 27-36, 2009. The purpose of this study was to identify effects of restricted trunk motion on the performances of the maximum vertical jump. Ten healthy males performed normal countermovement jump(NJ) and control type of countermovement jump(CJ), in which subjects were required to restrict trunk motion as much as possible. The results showed 10% decreases of jumping height in CJ compared with NJ, which is primarily due to vertical velocity at take off. NJ with trunk motion produced significantly higher GRF than RJ, especially at the early part of propulsive phase, which resulted from increased moments on hip joint. And these were considered the main factors of performance enhancement in NJ. There were no significant differences in the mechanical outputs on knee and ankle joint between NJ and RJ. With trunk motion restricted, knee joint alternatively played a main role for propulsion, which is contrary on the normal jump that hip joint was highest contributor. And restricted trunk motion resulted in the changes of coordination pattern, knee-hip extension timing compared with normal proximal-distal sequence. In conclusion these results suggest that trunk motion is effective strategy for increasing performance of vertical jumping

KEYWORDS : VERTICAL JUMP, COUNER MOVEMENT, TRUNK, JOINT MOMENT.

I. 서론

다양한 조합의 관절운동으로 발생하는 복잡한 인체 동작 가운데 수직점프는 비교적 일정하고 간단한 패턴으로 이루어지면서도 전신의 최대 수행 능력을 객관적으로 관찰할 수 있는 동작이다(Aragon-Vargas & Gross, 1997). 또한 배구, 농구, 높이뛰기 등 대부분의 스포츠에서 보다 높이 점프할 수 있는 능력은 경기력과 밀접하게 관련된다. 이에 수직점프를 통해 인체운동의 역학적 기전을 규명하거나 점프 능력의 향상을 위한 트레이닝 방법, 동작 전략 등을 밝히기 위한 노력은 계속되고 있다.

흔히 점프 능력이 하지의 최대 근력에 좌우되는 것으로 여겨지기 쉬우나 실제 하지의 근력과 점프 능력은 중간정도의 상관을 보였으며(Genuario & Dolgener, 1980; Tomika, Owings & Grabiner, 2001) 근력 트레이닝에 의한 수행력 향상은 8-12%에 불과한 것으로 나타났다(Blattner & Noble, 1979). 오히려 높이 점프하기 위해서는 상승 초기 국면에서의 높은 근력과 회전력, 이 지 직전의 높은 관절 파워, 근위에서 원위의 순으로 진행되는 근활성과 관절의 신전 타이밍, 이지시점에서의 중심의 높이, 분절사이의 적절한 협응 등이 필요한 것으로 나타났다(Kollias, Hatzitaki, Papaiaikovou & Giatsis, 2001). 이는 최대 근력 외에도 기술수준이나 동작형태, 테크닉 등이 점프의 수행력에 중요한 영향을 미치는 것을 의미한다.

보다 높게 점프하기 위한 점프의 대표적인 테크닉으로 하지의 반동(counter movement)과 상지의 스윙을 들 수 있다. 우선 반동을 사용하지 않는 스퀴트점프(squat jump)보다 반동점프는 5-20% 정도 높게 점프하였다고 보고되었는데(이행섭, 주명덕, 2006; Anderson & Pandey, 1993; Bosco, Viitasalo, Komi & Luhtanen, 1982), 반동을 통해 상승을 위한 근육의 단축성수축이 일어나는 초기 시점에서부터 하지 각 관절의 모멘트가 높은 수준으로 증가하여 추진국면 전체의 역학적 출력을 증가시킨 점이 이러한 결과의 주요한 요인으로 제시되었다(Bobbert, Karin, Gerritsen, Litjens & Van Soest, 1996). 또한 추진초기의 신전모멘트의 증가는 반동으로 인해 발생하는 근육의 Stretch-Shortening Cycle(SSC)가

진이 하강국면(신장성수축)에서 탄성에너지를 저장하여 상승국면(단축성수축)에서 활용하거나(Anderson & Pandey, 1993) 근육의 활성을 상승국면 이전에 미리 유도함으로써 상승국면에서 높은 근활동을 유도하기 때문이라는(Bobbert et al., 1996) 주장들이 제시되었다.

상지의 스윙 역시 점프 수행에 긍정적인 영향을 미치는데 주로 상승의 후반 국면에서 하지 관절의 신전모멘트를 증가시킴으로써 지면반력과 지면 충격량의 증가에 기여한다고 보고되었다(Hara, Shibayama, Takeshita & Fukashiro, 2006; Harman, Rosenstein, Frykman & Rosenstein, 1990). 구체적으로는 상지의 스윙으로 인해 이지속도가 5-10% 정도 증가한 것으로 보고되었다(Feltner, Bishop & Perez, 2004; Harman et al., 1990; Feltner, Frascetti & Crisp, 1999).

하지만 하지 반동과 상지 스윙 외에 실제 수직점프에서 수반되는 동작으로 몸통의 굴곡-신전 운동을 들 수 있다. 수직점프에서 몸통동작의 구체적인 역할에 대한 연구(Vanrenterghem, Lees & Clercq, 2008)는 극히 미미하나 몇몇 연구를 통해 그 중요성을 찾을 수 있다. Vanrenterghem, Lees, Lenoir, Aerts & De Clercq(2004)와 Lees, Vanrenterghem & De Clercq(2004)는 목표로 하는 점프 높이가 증가함에 따라 발목과 무릎관절의 굴곡은 증가하지 않은 반면 엉덩관절의 굴곡이 증가하였고 엉덩관절에서의 일출력이 유의하게 증가하였다고 보고하면서 최대 수행을 위해서는 엉덩관절의 역할이 중요하다고 지적하였다. 또한 Fukashiro & Komi(1987)은 수직점프에서 최대 모멘트가 엉덩관절>무릎관절>발목관절의 순으로 나타났다고 하였으며, Aragon-Vargas & Gross(1997)는 수직점프의 예측모형에서 엉덩관절의 모멘트와 파워가 우수한 수행을 가능하게 하는 중요한 요인이라고 제시하였다. 비록 이상의 연구에서 직접적으로 몸통동작의 역할을 언급하지 않았으나 몸통이 근위분절로서 엉덩관절의 운동에 직접적으로 관여한다는 점에서 몸통의 운동이 수직점프의 수행력에 적지 않은 영향을 미칠 것으로 추측할 수 있다.

스포츠 상황에서도 시간적 혹은 환경적 제약이나 수행 목적에 따라 수직점프시 몸통의 운동이 제한되거나 의도적으로 억제하기도 한다. 외부 환경의 제약이 있거나 빠르게 외부 상황에 대처해야 하는 배구의 블로킹,

농구의 리바운드 등이 대표적인 예라 할 수 있다. 이러한 경우 점프 높이와 수행시간 가운데 어떠한 이와 같이 수직점프의 수행목적, 환경적 제약에 따라 몸통을 효과적이고 적절히 사용하기 위해서는 몸통의 운동에 따른 수행력의 차이나 역학적 기전에 대해 구체적으로 살펴볼 필요가 있을 것이다.

이에 본 연구에서는 몸통 운동의 제약이 수직점프의 수행에 미치는 영향을 밝히고 수행차에 대한 기전을 분석하고자 하였다. 이를 위해 점프의 수행특성 변인과 함께 지면반력 변인, 하지의 관절역학 변인 등을 중심으로 몸통운동을 통제된 점프와 통제하지 않는 일반적인 점프를 비교, 분석하였다.

II. 연구방법

1. 실험 참여자 및 절차

본 연구의 실험에는 20대 일반 남성 10명이 참여하였다(나이 22.1±2.8년, 신장 176.1±7.4cm, 체중 74.01±9.44kg중). 참가자 모두 전문적으로 운동을 하거나 트레이닝을 받지 않았으나 근골격계 질환력이 없는 건강한 남성으로 최대 수직점프를 수행하는 데 지장이 없었다. 대학의 연구윤리지침에 따라 사전에 모든 참가자에게 실험의 취지와 방법에 대해 상세히 설명하였고, 참가자는 동의서를 작성한 후 실험에 참여하였다.

참여자들은 두 대의 지면반력기에 각각의 발을 딛고 편안히 선 자세에서 아래 방향으로 움직인 후 즉각 수직 위 방향으로 도약하는 반동점프를 두 가지 조건에서 수행하였다. 우선 몸통을 사용하지 않는 점프(통제점프)에서 참여자는 전체 동작구간에 걸쳐 가능한 몸통을 수직방향으로 곧게 유지하여 굴곡, 신전의 몸통운동을 최대한 억제하면서 반동점프를 실시하였으며, 몸통을 사용한 점프(비제한점프)에서는 몸통운동을 자유롭게 하는 일반적인 형태의 반동점프를 수행하였다. 두 조건 모두에서 양팔은 팔꿈치를 90도 정도로 굴곡 시켜 몸통 앞에 편안히 든 채로 동작 전구간에 걸쳐 몸통과 일정

한 간격을 유지하도록 하여 상지의 운동을 최대한 통제하였다. 하지의 반동과 비제한점프에서 몸통의 운동은 별도의 통제 없이 각자가 편안한 동작을 수행토록 하였다. 모든 시기에서 참가자들에게 최대 수행을 요구하였다.

실험 과제 수행 전에 참여자들은 스트레칭과 조깅으로 준비운동을 실시하였으며, 각 점프 형태를 충분히 연습하여 수행 과제에 최대한 익숙하도록 하였다. 실험 참가자들은 한 조건의 점프를 3회 실시한 후(1세션) 다른 조건의 점프를 3회 실시하였는데(2세션), 최대 수행이 이루어지지 않았다고 참가자가 판단한 시기는 3회의 점프 수행에서 제외하였다. 두 조건의 시행 순서는 라틴스퀘어 방식으로 엇갈려 정하였으며, 동일 조건 내에서 각 시기사이에는 1분, 세션 사이에는 5분 정도의 휴식을 하였다.

2. 운동학 및 운동역학적 자료의 수집

점프 수행의 영상 데이터는 8대의 Qqus 디지털카메라와 트래킹 소프트웨어 Qualisys Track Manager(QTM)로 구성된 실시간 영상기록시스템(Qualisys System, Sweden)을 통해 100Hz로 기록하였다. 또한 두 대의 지면반력기(Kistler Model 9287B, Switzerland)를 이용하여 양 발에 작용하는 지면반력을 1000Hz로 각각 수집하였다. 영상정보와 지면반력정보는 전기적으로 동조하였다. 인체 분절의 운동 정보를 얻기 위해 총 70개의 원형 반사마커(직경 15-20mm)를 좌우 인체의 주요한 해부학적 위치에 부착하였다. 모든 참여자는 점프 수행 전에 정적으로 자연스럽게 선 기준 자세(Neutral Posture)를 촬영하였으며, 이 때 수집된 각 분절의 위치 정보는 실제 점프에서 분절의 각도를 산출하는데 기준으로 사용하였다.

3. 자료 처리 및 분석

1) 운동학 및 운동역학적 변인의 분석

Qualisys System을 이용해 실시간으로 획득한 마커

의 3차원 좌표값과 이에 동조된 지면반력 정보를 QTM을 통해 c3d 파일 형태로 변환한 후 인체모델링 및 영상분석프로그램인 Visual 3D(C-Motion Inc. USA)를 통해 이를 분석하였다. 인체에 부착된 각 마커의 3차원 좌표값은 저역통과 필터(Butterworth lowpass filter)를 사용하여 7.0Hz의 차단주파수(cut-off frequency)로 필터링함으로써 노이즈를 제거하였다. 필터링된 마커의 정보를 이용해 좌우 양측의 발(foot), 하퇴(shank), 대퇴(thigh), 골반(pelvis), 상체(trunk), 머리(head) 분절을 강체로 모델링하였다. 분절의 질량, 질량중심점, 관성모멘트 등 인체계측정보(Body segment parameter)는 Dempster(1955)의 자료를 이용하였다. 관절중심점(joint center)은 분절에 부착된 외부 마커의 좌표값을 활용하여 추정하였는데, 엉덩관절은 Bell, Pedersen & Brand(1990)의 추정방법을 변형한 CODA(Charnwood Dynamics Inc, UK)방식으로, 무릎과 발목관절은 각 관절의 내측과 외측에 부착된 마커들의 중점을 찾는 midpoint방식으로 각각 산출하였다.

신체중심의 변위를 이용해 유한차분법(finite different method)으로 속도, 가속도를 산출하였으며, 점프 높이는 neutral position에서 측정된 신체중심 높이와 최고점의 차이로 구했다. 관절의 각도는 굴곡/신전 - 내/외전 - 내/외회전 순서의 Cardan 회전방식으로 산출한 관절좌표계(joint coordinate system)에 의해 구하였다(Grood & Suntay, 1983). 본 연구에서는 관절의 굴곡/신전운동에 초점을 두었는데 관절의 원위분절과 근위분절이 이루는 내각으로 각도를 표시하였으며, 기준자세에서 측정된 각 관절의 각도를 기준으로 이를 보정하였다. 편안히 선 자세에서 발목, 무릎, 엉덩관절의 각도는 각각 90°, 180°, 180°에 근접하며 각도의 증가는 저측굴곡과 신전, 감소는 배측굴곡(dorsiflexion)과 굴곡되는 운동을 의미한다.

한편, 하지 관절의 모멘트(net joint moment)는 영상 정보와 지면반력 정보, 인체계측정보를 이용한 역동역학 분석(inverse dynamics)에 의해 산출되었으며, 이 때 발목관절의 저측굴곡(plantar flexion)과 무릎, 엉덩관절의 신전모멘트를 양(+)의 값으로 정의하였다. 또한 각 관절의 파워는 관절모멘트와 각속도의 스칼라곱으로 산

출하였으며(수식1), 시간에 대한 관절 파워의 적분을 통해 각 관절에서의 역학적 일(mechanical work)을 계산하였다(수식2). 지면반력, 관절모멘트, 관절파워 등의 운동역학적 변인들은 참여자의 체중에 따른 영향을 고려해 전신의 질량으로 표준화시켰다.

$$P_j = \vec{M}_j \cdot \vec{\omega}_j \quad (\text{수식1})$$

$$W_j = \int_{t_0}^{t_1} P_j(t) dt \quad (\text{수식2})$$

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 이지시점을 각각 나타낸다.

전체 점프동작에서 아래로 움직이며 동작을 시작하는 시작시점과 신체중심의 높이가 최저에 이른 추진시점, 지면으로부터의 이지시점을 주요 이벤트로 설정하였다. 또한 시작시점에서 추진시점까지를 하강구면, 추진시점에서 이지시점까지를 추진구면으로 정의하였다. 모든 변인에 대하여 각 점프형태에서의 참여자별 3차례 시기의 평균값을 대표치로 하였다.

산출된 각 변인의 전체적인 양상을 결과에서 제시하였는데 각 시행에서의 변인 값을 시작시점-추진시점(0-65%)과 추진시점-이지시점(65-100%)의 두 구간으로 분리하여 시간-표준화(time-normalization)하였다. 이렇게 시간-표준화된 각 시행의 결과를 매 시간 간격에 대하여 조건별로 평균(ensemble average)하여 제시하였다.

4. 통계 처리

두 가지 형태의 점프에 대하여 분석 국면이나 이벤트 시점에서의 운동학적 변인과 운동역학적 변인들에 대한 평균과 표준편차를 제시하였으며, 대응표본 t검정(paired t-test)으로 두 조건에서의 평균 차이를 검정하였다. 통계분석에는 SPSS 12.0 을 이용하였으며, 유의수준은 .05로 하였다.

표 1. 점프조건별 수행 특성 변인

	비제약점프	통제점프
몸통의 운동범위	55.59 ± 12.56	15.12 ± 10.99 *
점프 높이(m)†	0.47 ± 0.07	0.42 ± 0.05*
이지시 수직속도(m/s)	2.45 ± 0.18	2.26 ± 0.149 *
최대 지면반력(N)	1624.96 ± 282.99	1612.76 ± 305.87
전체동작시간(sec)	0.92 ± 0.13	0.99 ± 0.24
추진시간(sec)	0.33 ± 0.04	0.33 ± 0.05
상승변위(m)	0.54 ± 0.07	0.49 ± 0.07 *

- * $p < .05$, † 선 자세의 중심높이를 기준으로 한 값.

III. 결과

몸통을 사용한 비제약점프와 몸통운동을 제한한 통제점프의 수행 특성과 관련된 변인은 <표 1>에 나타난 바와 같다. 우선 통제점프의 점프높이는 0.42m로 비제약점프의 점프 높이 0.47m에 비해 유의하게 낮게 나타나[t(9)=4.297, p=.002] 몸통의 운동이 제한되었을 때 수행력이 감소함을 보였다. 이러한 결과는 실제 점프높이를 결정하는 이지 순간의 수직속도에서도 나타났다[t(9)=5.374, p=.000].

점프 동작에 소요된 전체 시간과 최하점에서 이지까지의 추진에 소요된 시간 모두 두 유형에서 차이가 나타나지 않았다. 그러나 반동을 위한 하강 동작의 수직 이동변위[t(9)=3.482, p=.007]와 상승 동작의 이동변위[t(9)=2.85, p=.019]는 통제점프가 비제약점프에 비해 낮게 나타나 운동범위가 감소함을 보였다.

한편 하지 관절의 역학적 변인의 결과는 <표 2>에 나타난 바와 같다. 발목과 무릎관절의 최대 굴곡각도는 두 조건에서 유사하게 나타났으나 엉덩관절에서는 비제약점프가 통제점프에 비해 보다 크게 굴곡한 것으로 나타났다[t(9)=-7.665, p=.000]. 관절운동이 굴곡에서 신전으로 전환되는 시점을 추진시점을 기준으로 분석한 결과 발목관절은 유사한 시점에서 신전한 반면 무릎, 엉덩관절에서는 두 조건사이에 차이가 나타났다(무릎 t(9)=3.146, p=.012, 엉덩관절 t(9)=5.547, p=.000). 통제점프에서 무릎관절과 엉덩관절의 신전이 일반 점프와

표 2. 점프조건별 하지 관절의 운동학적, 운동역학적 변인

		비제약점프	통제점프
최대굴곡각도(deg)	발목	69.94 ± 6.265	68.968 ± 5.79
	무릎	79.40 ± 20.179	72.81 ± 17.818
	엉덩	63.00 ± 16.155	105.596 ± 21.64 *
관절의 신전시점(sec)	발목	0.106 ± 0.039	0.084 ± 0.064 *
	무릎	0.036 ± 0.019	0.005 ± 0.019 *
	엉덩	-0.022 ± 0.02	0.009 ± 0.025 *
추진시점의 신전모멘트(Nm/kg)	발목	0.75 ± 0.35	0.81 ± 0.41
	무릎	1.36 ± 0.44	1.70 ± 0.40
	엉덩	1.85 ± 0.31	1.06 ± 0.395 *
최대 신전모멘트(Nm/kg)	발목	1.40 ± 0.14	1.36 ± 0.17
	무릎	1.58 ± 0.34	1.82 ± 0.32
	엉덩	1.94 ± 0.28	1.27 ± 0.32 *
최대 파워출력(W/kg)	발목	12.56 ± 2.09	12.22 ± 2.85
	무릎	10.18 ± 1.96	10.79 ± 2.04
	엉덩	6.43 ± 1.61	4.75 ± 1.62 *
일량(J/kg)	발목	1.13 ± 0.16	1.06 ± 0.27
	무릎	1.48 ± 0.36	1.73 ± 0.37
	엉덩	1.15 ± 0.25	0.78 ± 0.33 *

- * $p < .05$, 관절의 신전시점은 추진시점을 기준으로 (-)는 이전 (+)는 이후 발생을 의미.

비교해 보다 늦게 발생하였으며, 비제약점프에서는 엉덩 - 무릎 - 발목관절의 순서로 신전이 일어난 반면 통제점프에서는 무릎과 엉덩관절이 거의 동시에 신전한 후 발목관절이 신전한 것으로 나타났다.

하지 관절의 운동역학적 변인들은 대체적으로 유사한 패턴의 결과를 보였다. 발목관절의 추진시점에서의 신전모멘트, 최대 신전모멘트, 최대 관절파워, 관절이 한 일량 등은 모두 비제약점프와 통제점프에서 유사하게 나타났으며, 무릎관절에서도 유의한 차이는 나타나지 않았다. 반면 엉덩관절의 관절역학변인들은 모두 비제약점프에 비해 통제점프에서 유의하게 작게 나타났다(추진시점의 신전모멘트 t(9)=5.75, p=.000, 최대 신전모

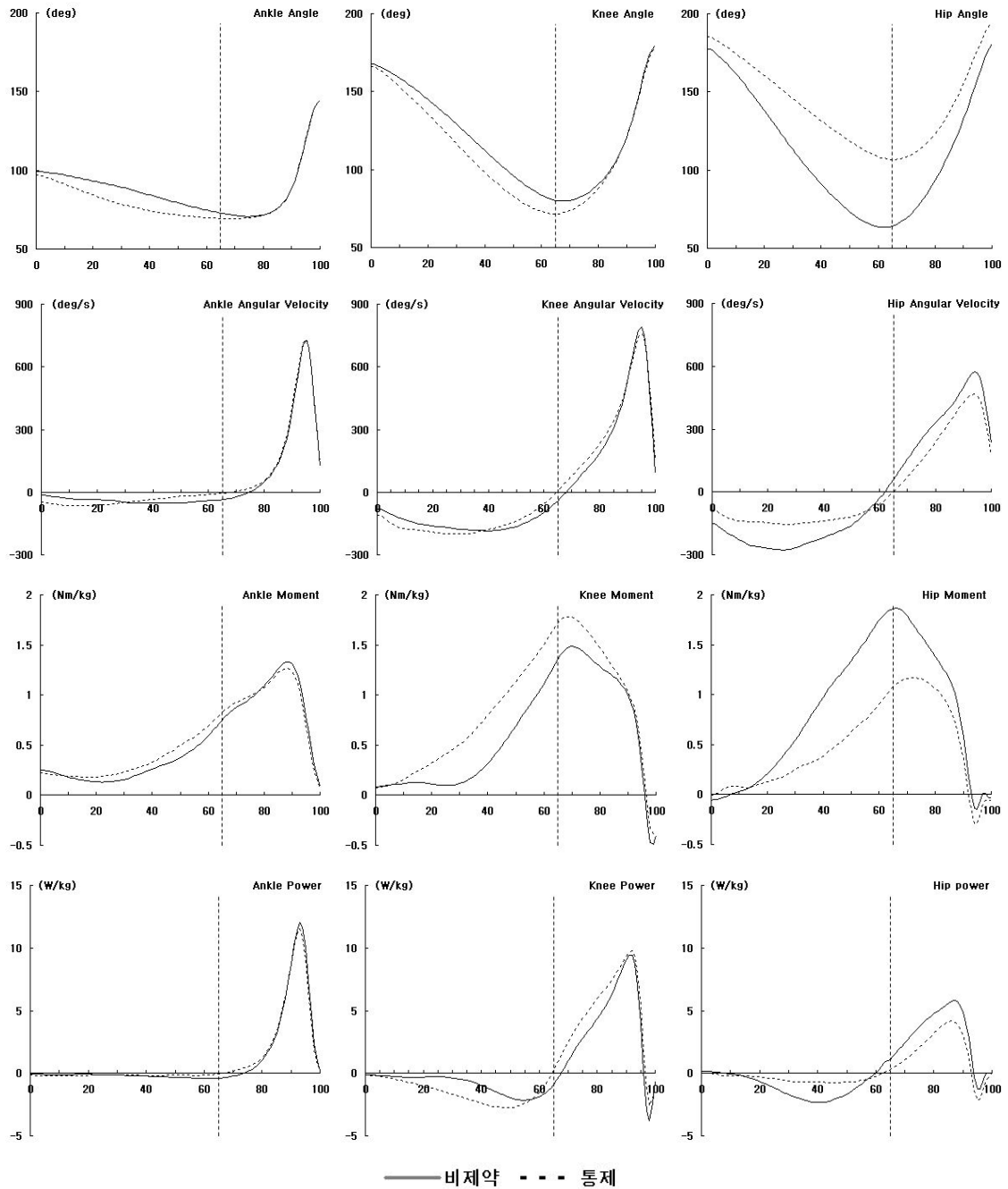


그림 1. 하지 각 관절 관련 변인의 패턴

- 그래프의 가로축은 전체동작시간에 대하여 표준화한 시간 (%)으로 0%는 동작시작점, 100%는 이지지점을 나타내며 점선은 신체중심이 최저에 이른 추진시작시점을 나타낸다.
- 각 관절의 굴곡(신전 각도로서 (+) 방향의 운동은 신전 (-) 방향의 운동은 굴곡을 의미하며 관절모멘트는 신전모멘트(+), 굴곡모멘트를 (-)로 설정하였다

멘트 $t(9)=6.181$, $p=.000$, 최대 관절파워 $t(9)=2.822$, $p=.02$, 일량 $t(9)=4.055$, $p=.003$.

IV. 논의

일반적으로 하지의 반동이나 상지의 스윙과 같이 몸통의 굴곡-신전운동은 그 크기, 즉 운동범위는 차이가 있더라도 대부분의 점프에 수반된다. 몸통 운동의 영향을 분석하고자 의도적으로 몸통의 운동을 제한토록 한 본 연구에서 참여자들은 비제약점프에 비해 통제점프에서 몸통의 굴곡을 40°정도 줄임으로서 움직임의 상당 부분 통제된 것으로 나타났다(표 1). 몸통을 약 15°정도 굴곡하였는데, 지나치게 엄격한 운동의 제한이 오히려 심리적이나 신체적 측면에서 인체 시스템 전체를 왜곡할 수 있고 또한 실제로도 발생하지 않는 동작이라는 점에서 통제점프에서 나타난 몸통의 운동은 본 연구의 목적에 부합하는 수준으로 판단된다.

통제점프는 비제약점프에 비해 5cm, 약 10% 정도 낮게 점프한 것으로 나타나 몸통의 운동을 제한한 경우 수행력이 감소함을 보였는데 Vanreterghem et al.(2008)의 연구와도 일치하는 결과이다. 또한 실제 점프 높이를 결정하는 이속도도 통제점프에서 8% 정도의 감소가 나타났다.

추진국면동안 지면반력에 의한 충격량에 의해 결정되는 이속도의 차이는 두 점프의 추진시간이 유사한 점에 미루어 지면반력의 차이에 의한 것임을 알 수 있다. 이는 중심의 변위와 지면반력을 통한 일량의 분석(Linthorne, 2001)에서 구체적으로 확인할 수 있다. 중심의 변위와 지면반력을 나타낸 <그림 2>에서 그래프의 아래면적, 즉 적분값은 지면반력에 의한 총 일량을 의미한다. 이 가운데 체중(BW)에 의한 일은 위치에너지의 변화량으로 이를 제외한 부분은 운동에너지의 변화량을 나타낸다. 지면반력에 의한 양(+)의 일이 발생하는 추진시점 이후의 구간에서 비제약점프는 통제점프에 비해 보다 긴 거리를 상승함(가로축)과 동시에 지면반력(세로축)도 상대적으로 높게 지속됨으로써 일량의 감소 즉 이속도의 감소가 나타났다. 특히 비제약

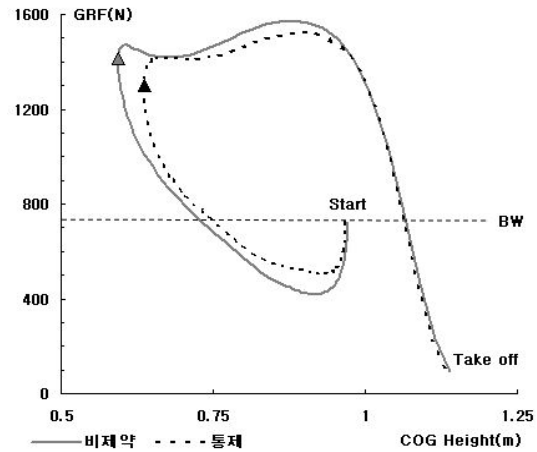


그림 2 중심의 수직변위와 지면반력

- 각 그래프의 아래 면적은 지면반력에 의한 일량을 의미하는데, 체중(BW)이 한 일량을 뺀 것이 전신의 운동에너지 변화량으로서 이속도를 결정한다. 점선은 체중을 삼각형은 중심이 최하점에 이른 시점을 의미한다.

점프는 통제점프에 비해 추진국면의 초기부터 높은 지면반력이 나타나 계속 지속되는 양상을 보였다.

추진 초기에 역학적 출력을 증가시키는 것이 우수한 점프를 위해 중요하다는 지적(Kollias et al., 2001)에 비추어 몸통의 운동에 따른 추진 초기 국면에서의 지면반력의 차이는 수행차의 주요한 요인이 되었다고 할 수 있다. 이것은 하지 반동에 의한 수행의 증가가 추진국면의 초기의 증가된 관절 모멘트에 기인한 점(Bobbert et al., 1996)과 유사한데, 개별 관절의 역학적 변이에서 구체적인 내용을 확인할 수 있다.

비제약점프는 통제점프에 비해 추진 시점에서의 엉덩관절의 신전모멘트가 70%정도 크게 증가하였으며, 최대모멘트와 최대파워, 일량도 일관되게 높게 나타났다. 이러한 결과는 몸통운동이 제한되었을 때 엉덩관절의 최대신전모멘트와 파워가 감소하였다는 Vanreterghem et al.(2008)의 결과와 유사하다. 하지만 Vanreterghem et al.(2008)이 몸통운동의 제한에서 무릎관절의 모멘트와 파워의 증가를 보고한 것과 달리 본 연구에서는 무릎관절의 역학적 출력이 통제점프에서 다소 증가하였음을 정성적으로 관찰할 수 있었으나 유의한 차이는 나타나지 않았다.

이상의 결과로 볼 때 몸통의 운동에 의한 역학적 이

득은 주로 엉덩관절의 강한 신전운동에 기인한 것으로 생각된다. 반면 몸통의 운동이 제한됨에 따라 엉덩관절의 운동이 감소되는 통제점프에서는 무릎관절의 운동에 많이 의존하나, 엉덩관절에서의 역학적 손실을 충분히 보상하지 못한 점이 수행력의 감소로 연결되었을 것이다. 이러한 결과는 각 관절의 신전모멘트의 크기에도 나타나는데 비제약점프에서는 선행연구(Fukashiro & Komi, 1987)와 유사하게 엉덩관절>무릎관절>발목관절의 순서로 나타난 반면 통제점프에서는 무릎관절이 가장 큰 값을 보였다(표 2, 그림 1).

또한 두 점프조건에서의 엉덩관절 모멘트의 차이는 추진시점의 자세에 의한 영향에도 기인하였을 것으로 사료된다. 통제점프는 비제약점프에 비해 엉덩관절이 보다 신전된 반면 무릎관절은 다소 굴곡된 추진 자세를 보이고 있는데(그림 1), 이러한 관절각은 엉덩관절의 신전근의 길이가 상대적으로 단축되었고 대퇴직근의 길이는 신장되었음을 의미한다(Hawkins & Hull, 1990). 근육의 힘-길이 관계에 비추어 단축된 근육의 수축으로 인한 엉덩관절 신전모멘트의 감소가 있었을 것이다. 또한 정성적으로 관찰된 통제점프에서의 무릎관절 모멘트의 증가는 신장된 무릎신전근의 영향으로 설명할 수 있을 것이다.

점프의 협응 관련변인으로 관절이 신전되는 시점의 타이밍(Aragon-Vargas & Gross, 1997)에서도 두 점프 사이에는 확연한 차이가 있었다. 비제약점프의 경우 추진 이전에 엉덩관절, 추진시점 이후에 무릎-발목관절의 순서로, 근위에서 원위로의 단계적인 신전이 일어난 반면 통제점프에서는 추진시점 직후 무릎과 엉덩관절이 거의 동시에 신전하는 양상을 보였다. 비제약점프에서 추진시점 이전에 나타난 엉덩관절의 신전은 추진시점에서의 높은 역학적 출력을 발생시킨 반면 통제점프에서는 그러지 못하였다. 또한 점프에서 엉덩-무릎-발목관절로 이어지는 단계적인 신전타이밍은 두관절근육(biarticular muscle)에 의한 근위에서 원위관절로의 에너지 전이를 유발하는 효율적인 관절협응(Bobbert & van Ingen Schenau, 1988; Pandy & Zajac, 1991)으로 보고되었는데, 통제점프에서 나타난 관절운동의 타이밍은 수행에 부정적인 요인으로 작용했을 것으로 생각된다.

본 연구에서 나타난 몸통운동의 제한에 따른 무릎관

절의 운동에 대한 의존은 무릎관절에 작용하는 부하의 증가로 연결될 수 있다. 그러나 트레이닝의 측면에서, 무릎의 신전근을 강화하고자 점프를 이용하는 경우 몸통의 움직임을 통제하는 형태의 수직점프가 근육에 보다 강한 자극을 줄 수 있을 것이다.

몸통운동이 제한되는 점프는 의도하건 그렇지 않건 스포츠 상황에서 빈번하게 발생하는데 이 경우 높이와 반응시간의 트레이드오프(Trade-off)적 측면을 모두 고려하여 효과적인 동작 전략을 선택해야 할 것이다. 그러나 본 연구에서 몸통의 운동을 제한한 경우 점프높이가 감소한 반면 시간적인 측면에서도 효율적이지는 않았다. 본 연구의 수행과제가 시간적 제약을 두지 않은 상황에서 이루어졌기 때문에 단언하기는 어려우나 몸통의 효과적인 사용은 시간적 손실을 최소화하면서도 수직점프의 수행력을 증가시킬 수 있는 역할을 하는 것으로 판단된다.

V. 결론

본 연구는 몸통의 운동이 수직점프의 수행에 미치는 영향과 역할을 규명하고자 하였다. 몸통동작을 제한한 경우 비제약점프에 비해 10% 정도의 수행 손실이 있었다. 구체적으로 몸통을 적절히 사용한 점프에서는 몸통동작이 제한된 경우에 비해 추진의 초기 시점부터 지면반력이 증가하여 추진국면동안 지속되면서 일량이 증가하였는데 이러한 요인이 수행력 증가의 주요한 요인으로 작용하였다.

분석결과 몸통을 사용한 비제약점프에서 엉덩관절의 모멘트, 파워 등이 유의하게 증가함으로써 엉덩관절의 신전운동이 전체 동작에 크게 기여한 반면 몸통동작이 제한된 점프에서는 엉덩관절에서의 역학적 출력의 감소를 보상하는 측면에서 무릎관절의 역할이 증가하였으나 충분치 못하였다. 또한 몸통동작의 제한으로 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 순차적인 신전패턴과는 상이하게 추진시점 직후 엉덩관절과 무릎관절이 동시에 신전하는 형태의 점프가 이루어져 협응패턴의 변화를 보였다.

결국 몸통을 적절히 사용하지 않을 경우 수행력의

감소는 물론 전체적인 운동패턴의 변화가 발생한 점에 미루어 수직점프의 수행에 몸통의 운동은 효과적으로 기여하는 주요한 요인이라 할 수 있을 것이다. 향후에는 스포츠에서 흔히 발생하는 빠른 반응과 높은 점프를 동시에 추구해야 하는 상황에서의 몸통운동의 적절성을 규명하는 연구가 필요할 것으로 생각된다.

참고문헌

- 이행섭, 주명덕 (2006). 고등학생의 성별에 따른 수직점프 유형별 운동역학적 분석. *한국운동역학회지*, 16(4), 153-164.
- 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.(1997). Kinesiological factors in vertical jump performance: Differences among individuals. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(1), 24-44.
- 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., & van Ingen Schenau, G. J.(1988). Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 21(3), 249-262.
- 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 and Science in Sports and Exercise*, 28, 1402-1412.
- 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.
- 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 and Sport*, 75(3), 216-230.
- Feltner, M. E., Frascchetti, D. J., & Crisp, R. J.(1999). Upper extremity augmentation of lower extremity kinetics during countermovement vertical jumps. *Journal of Sports Sciences*, 17(6), 449-466.
- Fukashiro, S., & Komi, P. V.(1987). Joint moment and mechanical power flow of the lower limb during vertical jump. *International Journal of Sports Medicine*, 8 Suppl, 15-21.
- 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.
- Harman, E. A., Rosenstein, M. T., Frykman, P. N., & Rosenstein, R. M.(1990). The effects of arms and countermovement on vertical jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(6), 825-833.
- Hara, M., Shibayama, A., Takeshita, D., & Fukashiro, S.(2006). The effect of arm swing on lower extremities in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 39(13), 2503-2511.

- Hawkins, D., & Hull, M. L.(1990). A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *Journal of Biomechanics*, 23(5), 487-494.
- 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 and Sport*, 72(1), 63-67.
- Lees, A., Vanrenterghem, J., & De Clercq, D.(2006). The energetics and benefit of an arm swing in submaximal and maximal vertical jump performance. *Journal of Sports Sciences*, 24(1), 51 - 57.
- Lees, A., Vanrenterghem, J., & De Clercq, D.(2004). The maximal and submaximal vertical jump: implications for strength and conditioning. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(4), 787-791.
- Linthorne, N. P.(2001) Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physics*, 69(11), 1198-1204.
- Pandy, M. G., & Zajac, F. E.(1991). Optimal muscular coordination strategies for jumping. *Journal of Biomechanics*, 24(1), 1-10.
- 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.
- Vanrenterghem, J., Lees, A., & Clercq, D. D.(2008). Effect of forward trunk inclination on joint power output in vertical jumping. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(3), 708-714.

투 고 일 : 01월 31일

심 사 일 : 02월 18일

심사완료일 : 03월 24일