

드롭착지 동작 시 체간모델에 따른 척추분절운동이 자세안정성 해석에 미치는 영향

유경석¹

¹초당대학교 사회체육학과

The Effect Analysis of Postural Stability on the Inter-Segmental Spine Motion according to Types of Trunk Models in Drop Landing

Kyoung-Seok, Yoo¹

¹Department of Sports and Leisure Studies, Chodang University, Jeollanamdo, Korea

Received 1 November 2014 Received in revised form 10 December 2014 Accepted 12 December 2014

ABSTRACT

The purpose of this study was to assess the inter-segmental trunk motion during which multi-segmental movements of the spinal column was designed to interpret the effect of segmentation on the total measured spine motion. Also it analyzed the relative motion at three types of the spine models in drop landing. A secondary goal was to determine the intrinsic algorithmic errors of spine motion and the usefulness of such an approach as a tool to assess spinal motions. College students in the soccer team were selected the ten males with no history of spine symptoms or injuries. Each subject was given a fifteen minute adaptation period of drop landing on the 30cm height box. Inter-segmental spine motion were collected Vicon Motion Capture System (250 Hz) and synchronized with GRF data (1000 Hz). The result shows that Model III has a more increased range of motion (ROM) than Model I and Model II. And the Lagrange energy has significant difference of at E3 and E4 ($p < .05$). This study can be concluded that there are differences in the three models of algorithm during the phase of load absorption. Especially, Model III shows proper spine motion for the inter-segmental joint motion with the interaction effects using the seven segments. Model III shows more proper observed values about dynamic equilibrium than Model I & Model II. The findings have shown that the dynamic stability strategy of Model III toward multi-directional spinal motion supports for better function of the inter-segmental motor-control than the Model I and Model II.

Keywords : Inter-Segmental Spine Motion, Spine Model, Postural Stability, Drop Landing

I. 서 론

인체는 체간(trunk)과 사지(limbs)로 구분되지만 걷거나 달리기 등 일반적으로 신체활동은 하지와 몸통이 한 단위

이 논문은 2012년도 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (2012S1A5A8023923)
이 연구는 2014 한국운동역학회 국제학술대회에서 발표된 논문임.
Corresponding Author : Kyoung-Seok, Yoo
Department of Social Physical Education, Chodang University, 380 Muanro, Muangun, Jeollanamdo, Korea
Tel: +82-061-450-1328 / Fax: +82-061-450-1328
E-mail: ksyoo@cdu.ac.kr

의 운동사슬(kinetic chain)을 갖는 것으로 보고되고 있다 (Crosbie, Mouchnino, Vachalathiti, & Smithet, 1997; Mouchnino et al., 1998; Yoo, Ko, & Kang, 2012). 특히 척추의 기능은 인체구조물을 지탱하고 올바른 자세균형과 외부 충격완화 기능을 수행하게 되는데 사지운동을 포함한 척추고유운동 중 협동적운동(combined movement)과 쌍운동(couple movement) 등의 복잡한 운동을 객관적으로 관측할 수 있는 타당한 척추분절모델이 최근 들어 더욱 필요시 되고 있다(Russell, Percy, & Unsworth, 1993; Willems, Jull, & Ng, 1996).

일반적으로 체간 중심축인 척추의 운동구조는 해부학적

으로 경추(C_{1-7})와 흉추(T_{1-12}) 그리고 요추(L_{1-5})들의 25개의 분절세그먼트들로 구성되어 척추디스크와 함께 병진운동과 회전운동의 6개 자유도에 의한 다양한 고유움직임을 만든다(Metzger, Faruk O'eilly, & Lotz, 2010; Preuss & Popovic, 2010). 이와 관련하여 기존의 척추모델의 선행연구 등을 살펴보면 먼저 체간을 한 개의 단일분절 즉 머리와 몸통(HAT; head & trunk)으로 가정하여 동력학적 관점에서 체간중심부 운동을 제한시키고 사지운동에 초점을 맞춘 연구들이 주로 이루어져왔다(Perry, 1992; Kubo & Ulrich, 2006). 이러한 통구조 개념의 단일 강체 몸통모델보다 발전된 형태의 체간운동모델이 운동기술분석 시 1990년 초반에 들어서면서 체간상부(upper body)와 체간하부(lower body)의 2개의 체간분절모델로 구분하기 시작하였으며, 운동역학분야 동작분석에 적극적으로 적용되어 체간 몸통운동을 묘사하는 연구들이 현재까지 발표되어지고 상황이다(Yeadon, 1990; Mackinnon & Winter, 1993; Anderson, Madigan, & Nussbaum, 2007). 하지만 앞서 언급한 척추관절계의 고유운동 특성을 위에서 2가지 모델방식으로 타당하게 관찰·분석·해석하기에는 척추모델구조 상 많은 한계점을 지니고 있는 것이 사실이다.

최근 과학의 발달에 힘입어 체간척추운동에 관한 다양한 방식의 연구들이 첨단공학기법들이 속속 개발되면서 검증되고 있는데(Andreoni, Negrini, Ciavarrò, & Santambrogio, 2005; Goodvin, Park, Huang, & Sakaki, 2006; Hsu et al., 2008), 그 중 관절좌표계방식의 척추모델링의 연구는 그 활용도가 높고 운동역학분야 이외에도 공학 및 의료분야에서도 모션캡처 및 동작분석 시 적극적으로 그 활용도가 검증되어지고 있다(Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000; Metzger et al., 2010; Preuss & Popovic, 2010).

일상생활에서 빈번히 발생하는 점프와 착지 동작 시 지면과 접촉할 때 척추는 S자형 만곡선(spine structure)을 이루고 있어 용수철과 같은 탄성성질을 이용하여 직선 단일강체구조보다 충격흡수전략에 효율적인 것으로 Izzo, Gudmieri, Guglielmi와 Muto (2012), Mihcin (2010)에 의해 보고되고 있으며, 충격부하가 수반될 때 하지관절 뿐만 아니라 몸통의 척추분절구조물들도 영향을 미치기 때문에 운동상해와 요추부질환 등과도 긴밀한 관련성이 있다(Joo et al., 2014; Zhang, Bates, & Dukes, 2000). 이와 관련하여 외부하중에 대한 강한 압력으로부터 머리상단 경추부분에 전달되는 부하(load)를 최소화하기 위하여 신체자세의 안정성과 관련하여 몸통에서 충격흡수 및 분산에 직·간접적으로 관여한다고 보고된 바 있다(Yoo, Park, & Kong, 2014). 하지만 아직까지 척추분절들 간 각 세그먼트분절움직임이 외부충격완화 기능으로서 어떻게 관여하는지 그 운동메커니즘에 대하여 명확하게 연구된 바 없

으며, 드롭착지 시 충격흡수 관련 선행연구들은 주로 무릎관절을 포함한 하지운동만을 중심으로 연구되어 오고 있는 것이 사실이다(Dufek & Bates, 1990; Lim & Kim, 2012; Joo, Kim, Y. K., & Kim, J. P., 2014; Cho, Koh, Lee, & Kim, 2012). 이에 본 연구는 드롭착지 동작 시 자세안정성과 충격흡수에 어떤 모델이 보다 최적의 척추분절모델인지 동역학관점에서 관절좌표계방식을 이용하여 척추분절모델의 유형을 3가지의 알고리즘으로 나누어 운동관측과 해석에 미치는 영향을 고찰하고자 하였다.

II. 연구방법

1. 체간 척추모델의 정의

체간몸통을 골반(pelvic)과 척추(whole)로 구분하고 다시 척추움직임 및 동작형태에 근거하여 강체시스템(linked rigid-body system)을 1분절(whole trunk), 2분절(lumbar-thoracic), 7분절(seven-segments)모형으로써 3개의 모델로 구분하여 각각 <Figure 1>과 같이 정의하였다. <Figure 1>과 같이 Model I은 체간을 한 개의 강체모델(Figure 1, [A])로 Model II는 체간상부와 체간하부의 두 개 척추분절모델(Figure 1, [B]), 그리고 척추분절구조와 가장 유사한 모델을 Model III (Figure 1, [C])으로 각각 정의하였으며 체간 척추분절들의 움직임에 중점을 두고 동력학의 일반적인 강체들에 적용되는 가정들을 적용하였다(Hah, 2007; Yoo et al., 2014).

전후면 상의 굴곡/신전 운동을 중심으로 척추하단으로부터 척추최상단까지의 인접척추분절의 상대 각변위를 계산하고 이를 조합하여 관절모멘트의 움직임을 해석하였다. 구체적으로 Model I (Figure 1, [A])은 골반좌표계로부터 경추하단(Utx segment)의 움직임을 하나의 각도로서 계산한 것이고, Model II (Figure 1, [B])는 골반좌표계로부터 ULx를 좌표변환 후 경추하단의 움직임을 계산한 것으로 두 개의 분절이 움직일 때를 고려하여 계산한 것이다. Model III (Figure 1, [C])은 골반좌표계로부터 척추하단 좌표계로부터 순차적으로 이웃한 상위척추분절들의 좌표계를 좌표변환시켜 최종 경추하단의 움직임을 계산하였다.

(1) 라그랑지 에너지 분석

다음의 척추모형 알고리즘 시 식(1), 식(2), 식(3)은 단일분절 Model I, 2개분절 Model II, 7개 분절 Model III의 모션캡처에 의한 각변위에 의한 일반식이다.

$$J_{A(\text{단일분절})} = \{J_x, J_y, J_z\} \quad \text{식(1)}$$

$$J_{B(\text{2개분절})} = J_A + \{J_x, J_y, J_z\} \quad \text{식(2)}$$

$$J_{N(\text{7개분절})} = J_A + J_B + \dots + J_7\{J_x, J_y, J_z\} \quad \text{식(3)}$$

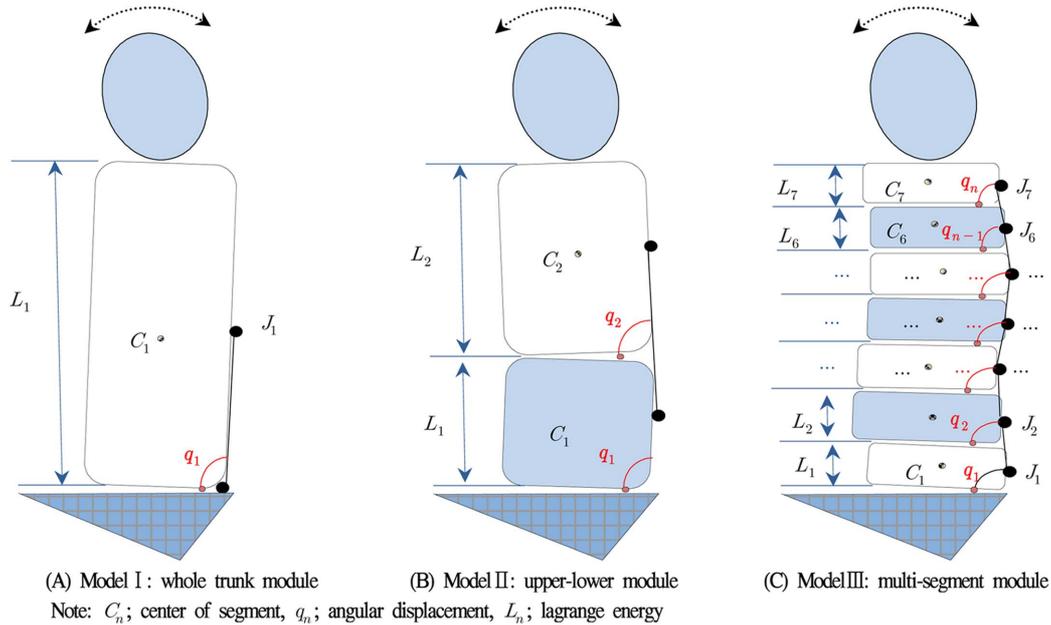


Figure 1. Definition of algorithm among three types of inter-segmental spine motion; Model I, Model II, Model III

식(1)은 척추분절이 단일분절의 관절중심 변위값(J_A)이며, 식(2)는 2분절의 관절중심 변위값(J_B) 그리고 식(3)은 7개분절의 관절중심 변위값(J_N)으로 분절수가 증가하면 동일한 방식으로 확장할 수 있다. 위 식(1), (2), (3)으로부터 무게중심의 위치의 일반식은 식(4)와 같다.

$$r_{C1} = J_1 + \{0, 0.5L_1 \sin[q_1(t)], 0.5L_1 \cos[q_1(t)]\} \quad \text{식(4)}$$

$$v_{C1} = \frac{dr_{C1}}{dt} \quad \text{식(5)}$$

식(5)는 식(4)를 시간으로 미분하여 무게중심의 속도를 표현한 일반식이다.

$$\omega_1 = \{0, 0, \dot{q}_1[t]\} \quad \text{식(6)}$$

식(6)는 분절의 각속도를 표현한 것

$$I_{C1} = m_1(0.5L_1)^2 \quad \text{식(7)}$$

식(7)는 분절의 무게중심 위치의 관성 모멘트를 표현한 것
 $K_1 = (m_1 v_{C1}^2 / 2) + (I_{C1} \omega_1^2 / 2) \quad \text{식(8)}$

식(8)은 분절의 운동에너지를 표현한 것
 $P_1 = 9.8m_1 C_{1z} \quad \text{식(9)}$

식(9)는 분절의 위치에너지를 표현한 것

$$T = K_1 - P_1 \quad \text{식(10)}$$

식(10)은 분절의 에너지 총합을 표현한 것

$$(T = (K_1 - P_1) + (K_2 - P_2) + \dots + (K_n - P_n)) \quad \text{식(11)}$$

(식(11)은 복수의 분절일 경우)

$$F_{C1} = \{0, 0, m_1 g\} \quad \text{식(12)}$$

식(12)는 분절 무게중심의 중력성분을 표현한 것

$$Q_1 = F_{C1} \cdot D[r_{C1}, q_1(t)] + F_{C2} \cdot D[r_{C2}, q_1(t)] + F_{C3} \cdot D[r_{C3}, q_1(t)]$$

(단, $D[r_{C1}, q_1(t)] = \frac{\partial r_{C1}}{\partial q_1}$) 식(13)

식(13)은 분절의 무게중심에서의 일반화된 힘을 나타낸다.

$$D[D[T, \dot{q}_1(t), t]] \cdot D[T, q_1(t)] \cdot Q_1 = 0,$$

(단, $D[D[T, \dot{q}_1(t), t]] = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_1} \right)$, $D[T, q_1(t)] = \left(\frac{\partial T}{\partial q_1} \right)$) 식(14)

식(14)은 라그랑지 운동 방정식을 나타낸다.

(2) 라그랑지 모멘트 분석

$$L_m = \left(\frac{\partial T}{\partial q_n} \right) \times F_z \quad \text{식(15)}$$

(단, $F_z =$ 수직지면반력(N))

4. 실험방법 및 절차

1) 연구대상자 및 실험장비

연구대상자는 C대학교 체육학과에 재학중인 축구부 특기자(N=10)이며 평균연령 21.21±6 yrs, 평균 신장 175.79±3.08 cm, 평균 체중 67.3±3.23 kg이다. 본 실험 시 모션캡처에 동원된 측정장비는 3D VICON Motion Capture Systems 으로 VICON (UK)사의 1600만 화소급의 모션캡처 카메라 14대를 이용하였으며, 샘플링(capture rate)은 250Hz이다. 지면반력기(Ground reaction force)는 AMTI OR6-7-2000 (AMTI, USA) 2대를 이용하였으며 샘플링은 1000 Hz로서 분석프로그램으로는 VICON Nexus 1.8 3D 과 Matlab (Mathworks, USA)를 사용하였다.

2) 실험절차

연구대상자에게 연구의 목적과 주의사항을 주지시키고 사전 서면동의서를 받은 후 실험하였다. 실험참여자들은 30 cm 발판 위 높이에서 맨발로 랜딩드롭 하도록 훈련하였으며 지면반력기에 착지 후 기마자세를 취하도록 하였다. 본 실험분석에서는 분석구간은 <Figure 2>에 제시된 바와 같이 이륙순간(E2, take off)과 지면접지 시점(E3, foot ground contact), 착지 후 최대지면반력 시점(E4, Max. ground force) 그리고 착지 후 종료점인 최대무릎굴곡시점(E5, Max. knee flexion)까지로 하였다.

3) 체간 골반 및 척추좌표계 정의

본 연구의 좌표축의 정의는 전역좌표계와 골반좌표계 그리고 척추좌표계를 정의할 때, 해부학적 자세를 기준으로 X축은 앞방향(anterior direction)이며, Y축은 좌우방향(medio-lateral direction)이며, Z축은 수직축 회전운동(rotation)으로 정의하였다(Baker, 2001). 본 연구의 목적을 달성하기 위하여 체간 등쪽 부위에 마커표식점은 주요 7개 삼각표식점(marker triads)을 중심으로 수평연장선 상의 좌우 대칭 두 곳에 보조마커 14개를 추가 부착하였다. 특히 척추좌표계(SCS)의 3차원 운동 시 척추중심축에 대한 ROM의 계산은 3개 꼭지점을 갖는 삼각형 마커 표식점(Triad Markers)으로부터 x, y, z축 회전벡터변환에 의거하

여 각변위(θ)를 각각 추출하였으며, 자세한 연구방법은 Preuss와 Popvic (2010), Yoo, Ko, Kang (2013)와, Yoo 등 (2014)의 선행연구를 참조하였다.

3가지 척추모델의 최상단 경추 C7 세그먼트 운동을 상호 비교하였다. 분석변인으로는 각변위와 라그랑지 에너지, 그리고 척추 각 분석대상 분절들의 운동학적 위치와 지면반력 측정치와의 벡터 곱으로 라그랑지 모멘트를 계산하여 운동해석에 미치는 영향을 고찰하였다. 이 때 체간회전 운동방향과 근모멘트의 방향이 서로 다른 경우 편심성운동(-), 같은 방향은 동심성운동(+),을 한다(Winter, 2005). 체간몸통 정보에 대한 기본 인체계측정보는 선행연구(Yeandon, 1990; Winter, 2005)을 참조로 하였으며, 각 체간척추모델은 인체비중100%로 정의하여 세그먼트를 환산하였다. 즉 Model I의 경우 몸통 (BM*0.479)을 1로 할 때, Model II는 Upper (BM*0.216), Lower (BM*0.281)으로 하였고, Model III은 S1(BM*0.281*0.556), L3(BM*0.281*0.222), T12(BM*0.281*0.222), T9(BM*0.216*0.190), T6 (BM*0.216*0.238), T3(BM*0.216*0.261), C7(BM*0.216*0.309)으로 각각 비중을 고려하여 계산하였다.

5. 자료처리

본 연구의 통계처리는 SPSS (ver.20, IBM, USA)을 이용하였으며, 드롭랜딩 시 주요 이벤트별 척추분절의 움직임을 3가지 척추알고리즘 별 관측정밀도를 분석하기 위하여 One-way ANOVA를 실시하였으며, 통계적 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 하였다.

III. 결 과

1. 척추모델 각변위 비교

척추분절모델 간 전후면 상의 각변위는 <Table 1>과 같다. <Table 1>에 의하면 척추최상단 경추(C7)분절의 진자운동이 주요 이벤트(E3, E4, E5)에서 반시계방향(+), 시계방향(-)운동이 모두 관측된 척추모델은 S만곡구조에 가장 흡사한 Model III이 0.40°(E3), -0.13°(E4), -1.03°(E5)으

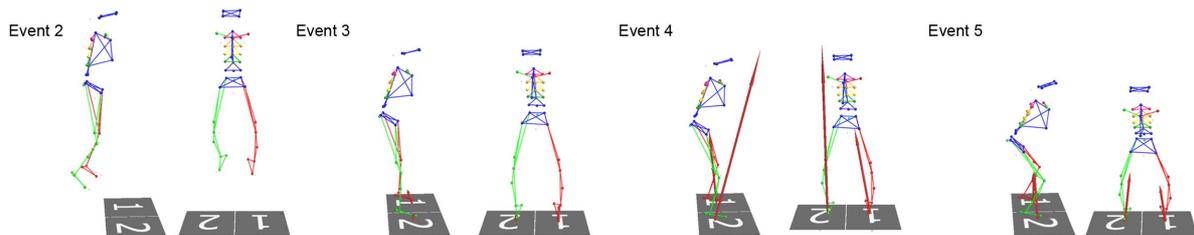


Figure 2. Definition of each events in drop landing

Table 1. Comparison of angular displacement in the inter-segment motion of Model I, Model II, Model III at E3, E4, E5 (unit: deg)

Event	Model I ^a	Model II ^b	Model III ^c	F	p	Scheffe
E3	2.73(1.87)	10.06(3.06)	0.45(1.42)	5.090*	.013	c>b, a=c, a=b
E4	-4.95(4.12)	8.26(3.35)	-1.12(1.50)	4.553*	.020	a>b, a=c, b=c
E5	-0.82(1.69)	-0.36(3.88)	-3.30(2.67)	0.300	.743	

E3: foot ground contact, E4: max ground force, E5: max knee flex, *p<.05

Table 2. Comparison of lagrange energy in the inter-segment motion of Model I, Model II, Model III at E3, E4, E5 (unit: Joule)

Motion	Event	Model I ^a	Model II ^b	Model III ^c	F	p	Scheffe
Sagittal plane	E3	-0.03(0.40)	-0.06(0.40)	0.40(0.40)	.403	.672	a=b=c
	E4	-0.54(0.48)	-0.58(0.48)	-0.13(0.44)	.290	.750	a=b=c
	E5	-1.35(0.48)	-1.31(0.50)	-1.03(0.42)	.140	.870	a=b=c

E3: foot ground contact, E4: max ground force, E5: max knee flex, *p<.05

로 양측운동을 관측하였다. 반면 Model I과 Model II는 시계방향으로만 운동이 관측되었다. 위의 결과 척추분절세그먼트들이 전후굴곡운동인 회전 각변위가 지면착지하는 동안 체간 동적안정성을 유지하기 위한 말단분절의 각변위가 모두 관찰되었다.

2. 척추모델 에너지 비교

체간몸통의 척추분절세그먼트들의 골반을 축으로 운동한 최상단 경추분절에 대한 운동 시 관측구간 내 주요이벤트에서 라그랑지 에너지 총량은 <Table 2>에 나타난 바와 같이 Model I은 최고치 2.73 Joule(E3)에서 최저치 -4.95 Joule(E4)로서 에너지소모량이 7.68 joule이며, Model II는 최고치 10.06 Joule(E3) 최저치 -0.36 Joule(E5)으로 에너지소모량이 10.42 joule이었다, 반면 Model III은 최고치 0.45 Joule(E3)로 관측되었으며 최저치는 -3.30 Joule(E5)으로 소모량이 3.75 joule로 나타남으로서 Model III이 Model I보다 약 1/2배, Model II보다 약 1/3배가량 작았다(Table 2). 동시에 E3와 E4 주요이벤트에서 Model I, Model II, Model III 간 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p<.05).

3. 척추모델 모멘트 비교

(1) E3 지면접지 시 분석

착지 전 시작점으로 <Figure 3> (A), (B), (C)에서 나타난 바와 같이 실험구간에서 Model I은 합산 0.12 Newton*millimeter로서 (+)회전토크 한 가지만 관측되었으며, Model II는 합산 -0.13Newton*millimeter로서 (+)회전토크와 (-)회전토크로 양방향 토크가 각 1개씩 관측되었지만, Model III은 합산 0.56Newton*millimeter로서 (+)회전토크 4개와 (-)회전토크 3개가 각각 중간척추분절세그먼트들의 기능이 관측되었다.

트들의 기능이 관측되었다.

(2) E4 지면접지 시 분석

충격흡수 중반 최대지면반력 시점으로 <Figure 3> (A), (B), (C)에서 나타난 바와 같이 실험구간에서 Model I은 합산 0.82 Newton*millimeter로서 (+)회전토크 한 가지로 관측되었으며, Model II는 합산 0.72 Newton* millimeter로서 (+)회전토크와 (-)회전토크로 1개씩 관측되었다. 반면 Model III은 합산 -0.21 Newton* millimeter로서 (+)회전토크 3개와 (-)회전토크 4개가 각각 관측되었고 에너지소모량 총량에서 다관절척추모델 Model III이 가장 작았다.

(3) E5 지면접지 시 분석

충격흡수 후반 마무리 시점으로 <Figure 3> 에서 나타난 바와 같이 실험구간에서 Model I은 합산 0.55 Newton*millimeter로서 앞의 경우와 같이 (+)회전토크 한 가지로 관측되었으며, Model II는 합산 0.58 Newton* millimeter로서 (+)회전토크와 (-)회전토크가 관측되었고 Model I과 유사한 측정값이 나타났다. 반면 Model III은 합산 2.25 Newton*millimeter로서 (+)회전토크 4개와 (-)회전토크 3개가 각각 관측되어 E4시점보다 더 충격흡수에 의한 에너지소모에 집중되었으며 에너지소모량 총량이 본 E5 시점에서 다관절척추모델 Model III이 가장 컸다.

III. 논 의

1. 척추모델 각변위

일반적으로 인체는 좌·우 및 전·후 균형을 토대로 중립 자세를 취하여 안정성을 갖는다. 이 중 체간중심기둥인 척추 S만곡 또한 서있는 동작 등의 정지 상태 뿐만 아니라 움직이고 있는 동적상황에서도 경추만곡과 요추만곡 등이

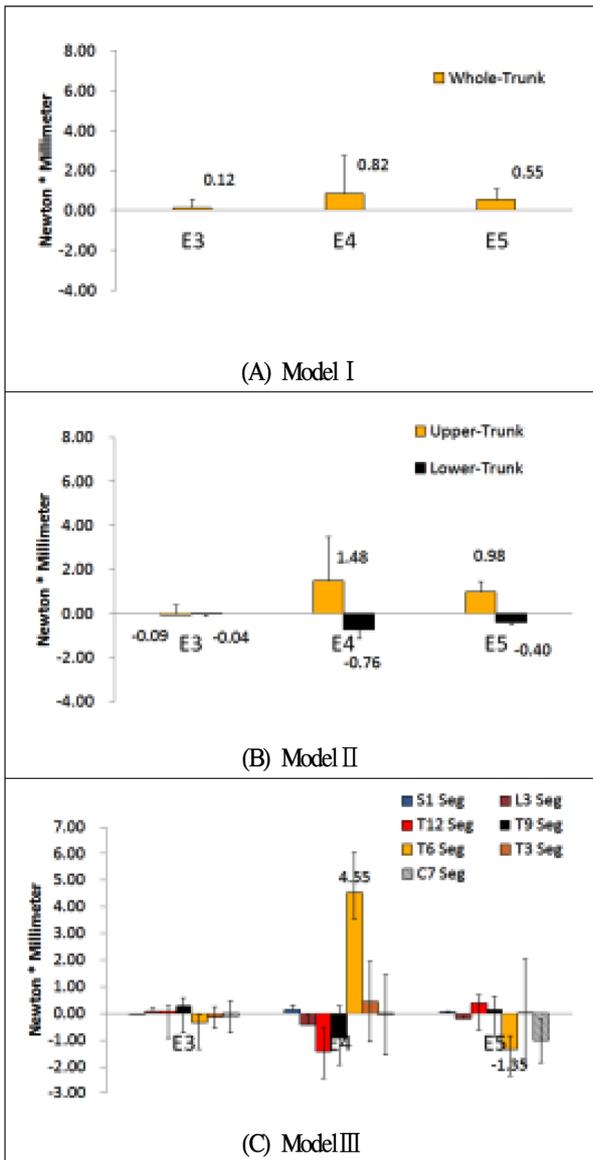


Figure 3. Comparison of torque during the inter-segmental spine motion. (A) Model I: whole-trunk module, (B) Model II: Upper-trunk & lower-trunk module, (C) Model III: Multi-trunk module

전방굴곡(+)과 후방굴곡(-)에 의해 자세안정성을 유지하게 된다(Blonded et al., 2012; Izzo, et al., 2012; Winter, 2005). 이런 측면에서 체간 척추만곡 내 분절들의 역할로서 안정적인 자세가 이루어진다.

본 실험분석 시 주요 이벤트 구간인 지면 드롭착지 순간(E3)과 착지 후 최대지면반력 순간(E4) 그리고 착지가 완료되는 최대무릎굴곡 순간(E5)에서 각각 전방굴곡(+)과 후방굴곡(-) 운동이 있어야 올바른 척추자세가 가능하다고 할 수 있다. 본 연구결과 Model I과 Model II는 E3부터

E5까지 후방굴곡(-) 운동 만이 관측되었고, Model III은 E3 순간 전방굴곡(+)으로부터 후방굴곡(-) 운동이 체간말단의 움직임에서 나타났다. 또한 척추 최상단 경추진동이 E4에서 Model III를 기준으로 Model I과 Model II 보다 약 4배 크게 차이가 나타났으며, E5에서는 Model III를 기준으로 Model I과 Model II 보다 약 30% 크게 발생되었다. 이와 같이 Model III는 척추관절 내 분절들의 자세제어에 가담함으로써 Model I과 Model II보다도 각변위의 흔들림인 동작이 작게 나타남으로서 착지구간 시 하중에 의한 충격으로부터 자세안정성을 유지하기 위한 7개 세그먼트들이 최상단 경추(C7)에 도달된 진동에 의한 흔들림을 최소화되거나 자세안정성을 유지하는데 보다 효과가 있는 것으로 확인하였다. 위의 결과들과 같이 드롭 착지 시 부상을 방지하기 위해서는 척추만곡분절의 역할로서 안정된 자세와 충격을 효율적으로 흡수하는 것이 중요하다고 보고된 바와 같은 결과라 할 수 있다(Izzo et al., 2012; Lim & Kim, 2012; Joo et al., 2014).

2. 척추모델 에너지

드롭 착지 시 발생하는 큰 충격은 근골격계의 부상의 원인이 되므로 적절하게 흡수하기 위한 기전과 전략이 필요하다(Cho et al., 2012). 일반적으로 숙련된 동작이나 움직임은 에너지흐름이 물 흐르듯 하며 에너지전이가 부드러운 특성을 갖는다. 드롭 착지 구간에서도 이러한 특징은 역학적 에너지로서 위치에너지와 운동에너지에 의한 에너지충량이 작을수록 충격흡수 동작 시 부드러운 숙련된 특성을 나타낸다. 본 연구결과에서 척추분절모델 세 가지 중 E3, E4, E5에서 라그랑지에너지의 에너지가 제어된 총량(최고값, 최저값)이 Model I(7.68 joule), Model II(10.42 joule), Model III (3.75 joule)으로 Model III은 Model I보다 약 2배, Model II보다 약 2.7배 작게 나타났다(Table 2). 이는 척추다관절모델의 중간 척추분절세그먼트들에 의한 에너지흡수 및 완충기능의 역할로 판단되는데, 위 결과로부터 Model III이 척추분절의 충격흡수에 관여하는 분절세그먼트의 운동기능학적 역할이 작용하고 있음을 비교하여 검증할 수 있었다. 또한 <Figure 4>에서 나타난 바와 같이 척추사이분절 간 에너지흡수 운동기전으로 에너지전이가 세 가지 척추모델 모듈 간 E3, E4에서 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 이는 Devita과 Skelly (1992)가 충격을 효과적으로 흡수하기 위해서는 관절의 가동범위를 증가시켜야 한다고 하고 있으며, Yeow, Lee과 Goh (2010)은 각 관절의 굴곡 움직임을 증가시켜야 인체에 전달되는 충격에 의한 부상을 예방할 수 있다고 보고하였다.

<Table 3>은 드롭착지 시 척추분절세그먼트들의 개별 움

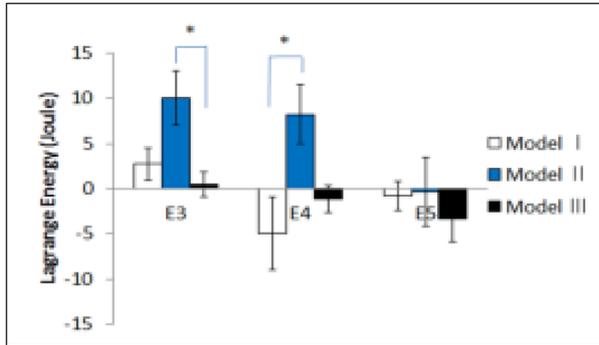


Figure 4. Comparison of lagrange energy among the three types of models (* $p < .05$)

직임을 통한 에너지흡수 및 전이가 어떻게 진행되고 있는지를 E3, E4, E5에서 각 척추모형에서 +방향(시계방향)과 -방향(반시계방향)을 관측되고 있다. Model I과 Model III는 주요 이벤트 시점에서 에너지량과 다소 차이가 있을 뿐 운동방향은 동일하지만, Model II는 E4시점에서 Model I과 Model III와 달리 운동방향이 다른 패턴을 보이고 있었다.

세 개의 척추모델별로 다른 패턴과 크기를 보이고 있어 경추 및 머리에 전달되는 에너지흡수 전달이 실제 척추만곡선에 가까우면 충격흡수가 보다 유리하다는 것을 확인하였다.

3. 척추모델 모멘트

착지 시 척추관절의 굴곡동작은 신장성수축에 의한 신전모멘트(eccentric moment)의 크기를 잘 조절해야 효율적으로 착지할 수 있으며, 보다 높은 위치에서 착지할 경우 더 큰 신전모멘트를 발생시켜야 한다(Cho, Koh, Lee, & Kim, 2012; Devita & Skelly, 1992). 이와 관련하여 척추는 S자 만곡구조는 드롭랜딩 시 주요이벤트 및 착지동작에서 하중압력에 의한 신전모멘트와 굴곡모멘트로 체중흡수에 반응함으로써 전후면의 굴곡/신전 시 총합 '0' 일 때 자세밸런스와 평형성을 유지할 수 있다(Izzo et al., 2012; Winter, 2005).

본 연구의 Multi-Segment 7개 세그먼트의 Model III 모형이 일자형의 통구조인 단일강체 척추모형(Model I)과 상부-하부 2분절 세그먼트 척추모형(Model II)보다 신전모멘트와 굴곡모멘트의 합력이 효율적인 것으로 나타남으로서 동적 자세제어 시 안정성에 보다 효과적인 구조임을 알 수 있었다. 특히 운동기능적 역할의 중요한 단서로서 척추 7개 개별세그먼트에 가해진 회전토크가 척추만곡선 중 요추만곡 부위인 골반 및 허리하단 SP6, SP7 그리고 경추만곡 근처인 흉추 끝단 SP1, SP2에서 회전토크의 최대값의

분포가 크게 나타나고 있는데 이러한 결과는 자세평형유지를 위한 안정성 해석에 유리한 구조로 나타나고 있는 바드롭랜딩 시 수직하중이 순간 작용할 때 척추만곡선의 기능적 역할이 매우 중요하다고 할 수 있다(Izzo et al., 2012; Mihcin, 2010). 특히 Mihcin (2010)에 의하면 척추분절 간 하중 시 가해지는 힘과 충격값들과도 일치한다.

이상의 결과들을 종합해 보면 분석변인으로 각변위, 라그랑지에너지, 그리고 회전토크 결과로부터 척추모델 내 척추모델 설계에 의한 오차가 포함되는 것으로 나타났다. 이는 중간 척추분절세그먼트들이 기능적으로 자세평형유지를 위한 안정성에 역할을 한 것과 동일한 개념인데, Model I과 Model II는 정확한 중간역할의 분절세그먼트의 개별 움직임을 추정하는데 운동형태나 방식에 따라서는 동작분석 시 관측 및 해석 상의 문제점이 발생할 수 있을 것이다. 반면 충격흡수 마무리 단계에서 시차적으로 하지관절이 1차적 충격흡수 이후 체간척추 중간세그먼트들이 2차적으로 완충 역할을 행하기 때문에 척추만곡선에 근접한 Model III은 자세제어를 행할 때 신체자세평형과 안정성 유지에 보다 능동적인 역할로서 타당한 모델이라 평가할 수 있다. 이외에도 본 연구의 체간척추분절의 라그랑지해법에 의한 회전토크분석법은 올바른 체간척추 자세관리와 척추분절의 에너지흐름과 분산 등 척추질환의 외과적 수술 등에도 향후 도움이 될 수 있을 것이다.

위의 척추모델 알고리즘으로부터 체간으로부터 골반과 척추분절의 모멘트길이(moment arm) 분석과 골반-척추의 외적부하(load)로서 회전토크 그리고 라그랑지에너지는 각 세그먼트들의 회전토크 및 충격량을 관측이 가능하게 됨으로서 흔히 발생되는 허리통증 및 부상이 척추만곡구조 상 주로 경추, 요추 변곡지점의 기저점에 해당하므로 운동부상 및 상해를 최소화하기 위한 기초자료로도 활용할 수 있을 것이다.

IV. 결론 및 제언

본 연구는 양발 드롭랜딩 시 체간 척추모델의 관여 세그먼트를 1개 분절과 2분절 그리고 7개 멀티분절의 알고리즘으로 정의한 후 분석변인들에 대한 자세안정성의 해석에 미치는 영향을 조사한 결과 다음과 같다.

첫째, 각변위 분석결과 착지구간의 주요이벤트에서 다관절 척추모델인 Model III에서 (+)후방굴곡 각변위와 (-)전방굴곡 각변위가 관측되었으며, 이는 체간 자세안정성을 내부적으로 제어하는데 역할을 한 것으로 나타났다.

둘째, 라그랑지 에너지 분석결과 Model III이 Model I보다 약 1/2배, Model II보다 약 1/3배 에너지소모량이 작았다. 착지구간에서 척추분절모델 간 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타난 바 척추분절세그먼트들의 척추

내 완충역할로 에너지흡수가 이루어진 것으로 판단된다.

셋째, 라그랑지 모멘트 분석결과 최대지면반력 시점(E4)에서 Model III의 척추관절 내부 분절세그먼트들이 완충역할로 토크값이 작게 나타났으나, 착지구간의 최대무릎굴곡 시점(E5)에서는 척추 내 분절들의 토크값이 Model III에서 가장 크게 증가하였다.

위의 결과들을 정리하면 척추다관절 내 충격흡수 기능을 수행하면서 척추관절의 분절들이 활주운동에 직접 관여함으로써 자세안정성에 영향을 미친 것으로 판단된다. 이는 세 가지 척추모형 중 일자형 척추구조와 체간상부-하부 모형보다 척추다관절모델이 척추 S만곡의 메커니즘에 보다 객관적으로 타당하기 때문에 체간연구에 활용되어야 할 것이다.

참고문헌

- Anderson, D. E., Madigan, M. L., & Nussbaum, M. A. (2007). Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: model development and application to the lower limb. *Journal of Biomechanics*, 40(14), 3105-3113.
- Andreoni, G., Negrini, S., Ciavarrò, G., & Santambrogio, G. (2005). ZooMS: a non-invasive analysis of global and metametric of the lumbar spine. *European Journal of Medical Physiology*, 41, 7-16.
- Blondel, B., Pomero V., Moal, B., Lafage, V., Jouve, J. L., Tropiano, P., Bollini, G., Dumas, R., & Viehweger, E. (2012). Sagittal spine posture assessment: Feasibility of a protocol based on intersegmental moments. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 98, 109-113.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573-578.
- Cho, J. H., Koh, Y. C., Lee, D. Y. & Kim, K. H. (2012). The study of strategy for energy dissipation during drop landing from different heights. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 22(3), 315-324.
- Crosbie, J., Vachalathiti, R., & Smith, R. (1997). Patterns of spinal motion during walking. *Gait & Posture*, 5, 6-12.
- Devita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinematic and energetics in the lower extremity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(1), 108-115.
- Dufek, J. S., & Bates, B. T. (1990). The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(3), 370-377.
- Goodvin, C., Park, E., Huang, K., & Sakaki, K. (2006). Development of a real-time three-dimensional spinal motion measurement system for clinical practice. *Medical & Biological Engineering Computing*, 44, 1061-1075.
- Hah, C. K. (2007). Simulation of scooped swing in high bar using lagrange's method : A Case Study. *The Journal of the Korea Contents Association*, 7(4), 234-240.
- Hsu, C., Chang, Y., Chou, W., Chiou, C., Chang, W., & Wong, C. (2008). Measurement of spinal range of motion in healthy individuals using an electromagnetic tracking device. *Journal of Neurosurgery Spine*, 8, 135-142.
- Kubo, M., & Ulrich, B. (2006). Coordination of pelvis-HAT (head, arms, and trunk) in anterior-posterior and medio-lateral directions during treadmill gait in pre-adolescents & with/without Down syndrome. *Gait Posture*, 23, 512-518.
- Izzo, R., Gudrneri, G., Guglielmi, G., & Muto, M. (2012). Biomechanics of the Spine. Part 1 : Spinal stability. *European Journal of Radiology*, 82, 118-126.
- Joo, J. Y., Kim, Y. K., & Kim, J. P. (2014). Effect of foot planting positions on knee joint in drop landing. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 24(2), 121-129.
- Lim, B. O., & Kim, K. W. (2012). Effects of gymnasts shoes on risk factor of anterior cruciate ligament injuries during drop landing in female gymnasts. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 23(3), 219-223.
- Metzger, M. F., Faruk, S. N. A., O'eilly, O. M., & Lotz, J. C. (2010). Minimizing errors associated with calculating the location of the helical axis for spinal motions. *Journal of biomechanics*, 43, 2822-2829.
- Mackinnon, C. D., & Winter, D. A. (1993). Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *Journal of Biomechanics*, 26(6), 633-644.
- Mihcin, S. (2010). *Spine Modelling. Stability Approach*. VDM Publishing House Ltd. USA.
- Mouchnino, L., Mesure, S., Lizee, E., Landjerit, B., & Massion, J. (1998). Is the spinal column a rigid or articulated axis during leg movement? *Human Movement Science*, 17, 289-306.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. SLACK. USA.
- Preuss, R. A., & Popovic, M. R. (2010). Three-dimensional spine kinematics during multidirectional, target-directed trunk movement in sitting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 823-832.
- Russell, P., Percy, M., & Unsworth, A. (1993). Measurement of the range and coupled movements observed in the lumbar spine. *British Journal of Rheumatology*, 32, 490-497.
- Willems, J., Jull, G., & Ng, J. (1996). An in vivo study of the primary and coupled rotations of the thoracic spine. *Clinical Biomechanics*, 11, 311-316.
- Winter, D. A. (2005). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 3th edition. Wiley-Interscience Publication, New York: John Wiley & Sons, Inc.
- Yeadon, M. R. (1990). The simulation of aerial moment-II. A mathematical inertia model of the human body. *Journal of Biomechanics*, 23, 67-74.
- Yeow, C. H., Lee, P. V., & Goh, J. C. (2010). Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. *Knee*, 17(2), 127-131
- Yoo, K. S., Ko, Y. W., & Kang, J. H., & Suh, S. W. (2013). Study of the inter-segmental trunk motion according to the spine models during trunk exercise. *Korean Alliance for Health, Physical Education, Recreation and Dance*, 52(6), 583-590.
- Yoo, K. S., Ko, Y. W., & Kang, J. H. (2012). Study of the trunk motion between idiopathic scoliosis and athletes in the multi-segment model during walking. *Korean Alliance for Health, Physical Education, Recreation and Dance*, 51(6), 453-462.

Yoo, K. S., Park, G. T., & Kong, S. J. (2014). Effect of human spine vertebrae on biomechanics using Lagrange's method in drop landing. *Korean Alliance for Health, Physical Education, Recreation and Dance*, 53(5), 467-476.

Zhang, S. N., Bates, B. T., & Dufek, J. S. (2000). Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(4), 812-819.