

# Vertical Stiffness and Lower Limb Kinematic Characteristics of Children with Down Syndrome during Drop Landing

## 드롭랜딩 동작 시 다운증후군 아동들의 수직 강성과 하지 운동학적 특성

Dohoon Koo<sup>1</sup>, Hyokju Maeng<sup>2</sup>, Jonghyun Yang<sup>3,4</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Education, Seoul National University, Seoul, South Korea

<sup>2</sup>Department of Kinesiology and Health, Georgia State University, Atlanta, U.S

<sup>3</sup>Department of Physical Education, Incheon National University, Incheon, South Korea

<sup>4</sup>Sport Science Institute, Incheon National University, Incheon, South Korea

Received : 20 May 2019

Revised : 21 August 2019

Accepted : 21 August 2019

### Corresponding Author

Jonghyun Yang

Department of Physical Education, Incheon National University, 29-306, 119 Academy-ro, Yeonsu-gu, Incheon, 22012, South Korea

Tel : +82-32-835-8846

Fax : +82-32-835-4510

Email : j.yang@inu.ac.kr

**Objective:** Ligament laxity and hypotonia are characteristics of Down syndrome patients. The aim of this study was to compare the landing pattern between Down syndrome patients and typically developing subjects. To compare the landing pattern, variables related to ligament laxity and hypotonia i.e. vertical stiffness and lower extremities kinematics were investigated.

**Method:** Five subjects with Down syndrome (age: 14.6±1.8 years, mass: 47.6±6.94 kg, height: 147.9±6.0 cm) and six able-bodied subjects (age: 13.2±0.4 years, mass: 54.7±6.7 kg, height: 160.1±9.8 cm) participated in this study.

**Results:** The vertical displacement of the center of mass, vertical reaction force, leg stiffness and range of ankle angle range among Down syndrome patients were significantly different than typically developing group. The youth with Down's syndrome appeared to receive greater vertical impact force at landing than normal youth.

**Conclusion:** The differences in the biomechanical characteristics suggest the delay in motor development among Down syndrome patients and an increased risk of injury to the lower extremity during movement execution such as drop landing.

**Keywords:** Down syndrome, Drop landing, Vertical stiffness

## INTRODUCTION

염색체 이상으로 인해 나타나는 다운증후군은 작은 키, 특이한 얼굴 생김새, 낮은 지능, 운동 발달 지연 등의 특징을 가지고 있다(Sherrill, 1998). 특히 다운증후군의 일반적 특성으로 알려져 있는 운동 발달 지연은 모터뉴런(motoneuron) 활성화 저하와 신장 반사의 문제로 인해 비정상적인 근육 활성화가 유발되는 근긴장저하(hypotonia)와 인대 이완(ligament laxity)에

기인한다(Carr, 1970; Gilman, Bloedel & Lechtenberg, 1981). 인대의 이완은 다운증후군 아동들에게서 주로 나타나는 대표적 특징으로 근긴장저하 현상과 관련이 있다고 알려져 있다(Hayes & Batshaw, 1993; Morris, Vaughan & Vaccaro, 1982). 이러한 근긴장저하와 인대 이완은 하지 불안정성의 원인이 되며, 다운증후군 환자의 비정상적인 움직임의 원인이 될 수 있다(Caselli, Cohen-Sobel, Thompson, Adler & Gonzalez, 1991).

다운증후군 아동은 근긴장저하로 인하여 낮은 하지 근력을

가지고 있으며(Angelopoulou et al., 2000; Morris, Vaughan & Vaccaro, 1982), 이로 인해 관절 강성, 하지 강성, 사지 움직임 제어에 문제를 가지고 있다(Farley, Houdijk, Strien & Louie, 1998; Milner, Cloutier, Leger & Franklin, 1995; DeVita & Hortobagyi, 2000). DeVita & Hortobagyi (2000)은 노인이 계단을 내려가는 동작에서 부상 위험을 낮추고 수행력을 높이기 위해 하지 강성을 높이는 움직임 전략을 사용한다고 하였다. 이러한 하지 강성 사용 전략은 노인들의 약한 근력을 보완하기 위함으로 보고되고 있으며(DeVita & Hortobagyi, 2000), 근긴장저하로 인한 낮은 근력을 지닌 다운증후군 역시 움직임 시 강성 변화가 나타날 가능성이 제기된다.

하지만 높은 하지 강성이 수행력과 부상예방에 긍정적인 측면만이 있는 것은 아니다. 높은 하지 강성은 부족한 근력을 보상하고, 움직임 수행력을 높일 수 있으나 동시에 부상의 위험도 함께 높아질 수 있다(DeVita & Hortobagyi, 2000; Devita & Skelly, 1992; Grimston, Ensberg, Kloiber & Hanley, 1991). 관절의 강성이 높아지면 이론적으로 관절의 힘에 의한 인대와 연조직 부상이 낮아지지만, 높은 강성은 골격계를 통한 2차 충격으로 인하여 부상을 유발할 수 있다(DeVita & Hortobagyi, 2000; Devita & Skelly, 1992). 또한 높은 수준의 신체 강성은 충격력을 증가시켜 골관절염이나 피로 골절을 유발하는 원인이 될 수 있어 높은 강성에 대해 주의가 요구된다(Grimston et al., 1991). 때문에 높은 강성과 과도한 충격력에 의한 관절염, 피로 골절 등의 손상 가능성을 낮추기 위해서 적정 수준의 강성을 발휘할 수 있는 움직임 전략이 필요하다(Seyfarth, Geyer, Günther & Blickhan, 2002; Dutto & Smith, 2002).

높은 하지 강성으로 인한 부상 위험성은 근긴장저하, 인대 이완, 운동기능 저하의 장애를 가지고 있는 다운증후군 아이들에게도 높게 나타날 수 있다. 보행 동작 시 다운증후군 아동들은 비장애 아동들보다 고관절 강성은 크게 나타나고, 족관절 강성은 작게 나타난다. 이는 다운증후군 아동들이 결합 조직(connective tissue) 장애로 관절의 느슨함이 발생하기 때문이다(Galli, Rigoldi, Brunner, Virji-Babul & Giorgio, 2008). 이러한 특징 때문에 다운증후군 장애인들은 동적인 자세에서 비장애인들과 관절 강성의 차이를 보일 수 있으며(Caselli et al., 1991), 이러한 강성의 차이는 동작 수행력(performance)에도 영향을 미친다(Butler, Crowell & Davis, 2003).

다운증후군 아동들은 낮은 근긴장도와 인대 이완으로 비정상적인 움직임 특성을 보인다(Yu & Lim, 2008). 다운증후군은 보행 시 짧은 보폭과 낮은 보행 속도를 가지고 있으며(Galli et al., 2008), 점프 동작 시에는 느린 준비 동작과 최대 점프 높이가 낮게 나타난다(Yu et al., 2008). 그리고 다운증후군 아동들은 드롭랜딩 착지 동작을 할 때 전족부(forefoot)가 아닌 발바닥 전체로 착지하여 비장애인보다 더 큰 부하를 받는다(Yu & Lim, 2008). 다운증후군의 움직임 특성을 이해하기 위한 다수의 연

구들이 보고되어 왔으나, 근긴장저하, 인대 이완과 직접적 연관이 있는 하지의 강성에 대한 연구는 부족한 실정이다. 따라서 본 연구는 착지 동작 시 다운증후군과 비장애 아동의 수직 강성과 하지의 움직임을 비교 분석하여 다운증후군 움직임 특성에 대한 생체역학적 이해를 높이는데 그 목적이 있다.

이러한 목적을 달성하기 위하여 다음과 같은 가설을 설정하였다.

1. 다운증후군 아이들의 수직 강성은 비장애 아이들보다 크게 나타날 것이다.
2. 다운증후군 아이들은 착지 동작 시 비장애 아이들보다 더 작은 충격 흡수 동작을 보일 것이다.

## METHOD

### 1. 연구참여자

본 연구에는 S대 장애인체육 프로그램에 참가하고 있는 다운증후군(DS, Down Syndrome) 아동 5명(age:  $14.6 \pm 1.8$  years, mass:  $47.6 \pm 6.94$  kg, height:  $147.9 \pm 6.0$  cm)과 비장애인(TD, Typical Development) 아동 6명(age:  $13.2 \pm 0.4$  years, mass:  $54.7 \pm 6.7$  kg, height:  $160.1 \pm 9.8$  cm)이 참여하였다.

### 2. 측정 장비

본 연구에서는 동작을 분석하기 위하여 적외선 카메라(QualisysOqus 500, Sweden) 8대를 사용하였다. 카메라는 모든 동작을 촬영할 수 있도록 배치하였으며, Sampling rate는 150 frames/sec으로 하였다. 총 38개의 반사 마커를 부착하였다. 지면반력을 측정하기 위하여 1대의 지면반력기(AMTI OR 6-7, USA)를 사용하였으며, Sampling rate는 1,500 Hz, Gain은 4,000, 전압의 범위는  $\pm 10V$  내에서 자료를 수집하였다.

### 3. 실험 절차

실험에 앞서 대상자들은 실험에 대한 충분한 설명을 듣고, 동의서에 서명 후 실험이 진행되었다. 먼저 3차원 동작 분석을 위해 피험자의 하지에 적외선 반사 마커를 부착하였다. 실험 대상자들은 마커 부착이 용이하고, 데이터의 왜곡을 줄일 수 있는 전신 타이즈를 착용하였고, 마커들은 벨크로 형태로 대상자들의 각 관절점 및 분절에 부착되었다. 마커는 좌우 양 측의 ASIS, PSIS, 슬관절 내/외측, 족관절 내/외측, heel, toe, 대퇴/하퇴 분절 추적 마커를 포함하여 총 32개를 부착하였다.

본 연구에서 실시한 드롭랜딩은 50 cm (length)  $\times$  50 cm (width)  $\times$  30 cm (height) 크기의 박스에서 한 발을 들고 우세 다리(dominant leg)로만 서있는 상태에서 우세 다리로 점프하

여 박스 앞에 위치한 지면반력기 위로 우세 다리로 착지하는 동작이었다. 피험자의 우세 다리를 결정하기 위해 실험 전 한 다리로 서있는 동작을 좌우측 모두 실시하고, 피험자 본인이 더 편하다고 느끼는 다리를 우세 다리로 정하였다. 준비 동작 시 들고 있는 비우세 다리(non-dominant leg)의 하퇴와 대퇴는 90도를 유지하도록 하였으며, 동작 중 손의 간섭을 통제하기 위하여 손은 허리 위에 올려놓은 상태로 모든 동작을 수행하도록 요청하였다(Figure 1). 박스의 위치는 착지점인 지면반력판 모서리에 최대한 가깝게 하여 수직 착지 동작이 나타나도록 유도하였다. 착지 후 바로 움직이지 않고 약 2초 이상 판위에서 균형을 회복한 후 전방으로 걸어가도록 하였다. 착지 시 발이 판에서 벗어나거나, 착지 후 2초 이상 자세 유지하지 못한 경우, 착지 후 전방이 아닌 좌우 방향으로 걸어진 경우는 실패로 간주하고 다시 과제를 수행하였다. 언급한 과제 동작 요건에 부합한 5회의 드롭랜딩 동작을 분석에 활용하였다.

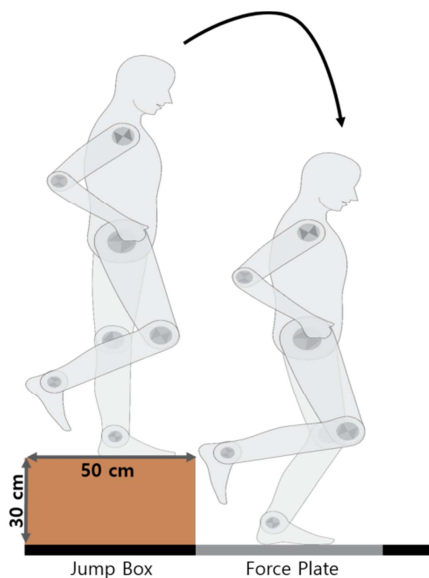


Figure 1. Drop-landing task

#### 4. 자료 처리

8대의 적외선 카메라를 통해 얻은 적외선 반사 마커의 시계열 자료와 지면반력기 신호는 A/D 보드(Qualisys USB analog acquisition interface, Sweden)를 통해서 컴퓨터의 Qualisys Track Manager 2.4 (Build 540) 소프트웨어를 통해 실시간으로 동조되어 수집되었다. 수집된 자료는 Visual3D (Professional v6.00.20, C-Motion Inc., USA)과 Excel 2010 (Microsoft Inc., USA) 프로그램을 사용하여 분석하였다. 카메라를 통해 얻어 계산되어진 3차원 위치 좌표 중 카메라가 정확한 수집을 하지 못하였다고 판

단되는 부분에서는 3차 스플라인 보간법(cubic spline interpolation)을 사용하여 최적의 위치 좌표 복원하였다. 3차원 위치 좌표 자료와 지면반력 자료를 수집하면서 발생된 노이즈를 제거하기 위하여 차단주파수(cut-off frequency)는 6 Hz의 4차 계수 저역 통과 버터워스 필터링(4th order low-pass butterworth filtering)을 적용하였다.

7개의 분절(좌우 발 분절, 좌우 하퇴 분절, 좌우 대퇴 분절, 골반 분절)을 강체로 가정하였고, 모든 관절은 상위 분절에 정의된 좌표계를 기준으로 하위 분절의 상대각도로 산출하였다. 이 때 모든 관절에 정의된 좌표계는 해부학적 자세를 기준으로 우측을 x-축, 앞쪽을 y-축, 위쪽을 z-축의 +방향으로 정의하였다.

다운증후군과 비장애 아동의 드롭랜딩 동작의 특성을 비교하기 위하여, 하지 수직 강성(vertical stiffness), 최대 수직 지면반력(VGRF, vertical ground reaction force), 하지 질량 중심 수직 이동 변위(COM vertical displacement), 족관절, 슬관절, 고관절 가동범위, 착지 전 족관절, 슬관절, 고관절 최대 굴곡 시점을 산출하였다.

하지 수직 강성을 계산하기 위하여 최대 수직 지면반력과 하지 질량 중심 수직 이동 변위를 우선 산출하였다. 최대 수직 지면반력은 피험자들이 드롭랜딩 시 발생하는 수직 충격력 중 가장 큰 최대값으로 하였으며, 연구대상자의 체중으로 일반화하였다. 하지 질량 중심점 위치는 각 분절의 질량 중심점과 질량을 통해 아래와 같이 산출을 하였다.

$$COM_M = \frac{\sum_{i=1}^n COM_{m_i} \times m_i}{\sum_{i=1}^n m_i}$$

( $COM_M$ : 하지의 질량 중심점,  $COM_{m_i}$ :  $i$ 번째 분절의 질량 중심점,  $m_i$ :  $i$ 번째 분절의 질량)

하지 질량 중심 수직 이동 변위는 점프 후 지면에 착지하는 시점부터 하지 질량 중심의 수직 변위가 가장 낮아지는 지점까지의 거리로 산출하였으며 연구대상자의 키로 일반화하였다.

하지의 수직 강성은 계산된 최대 수직 지면반력과 하지 질량 중심 수직 이동 변위값을 사용하여, McMahon & Cheng (1990)이 제시한 방법에 따라 아래와 같이 산출하였다.

$$k_{leg} = \frac{F_{max}}{\Delta z}$$

( $k_{leg}$ : 하지 수직 강성,  $F_{max}$ : 체중으로 일반화된 최대 수직 지면반력,  $\Delta z$ : 하지 질량 중심의 수직 변위)

하지 관절의 가동 범위(ROM, Range of Motion)는 체공 구간과 착지 구간을 구분하여 산출하였다. 체공 구간은 점프 후 신

**Table 1.** Result of adolescent with down syndrome and able bodied

	DS	TD	t-value
Leg stiffness (N/kg)	<b>25.71±6.00</b>	<b>15.87±2.54</b>	<b>3.677**</b>
Normalized VGRF max (N/kg)	<b>3.74±0.58</b>	<b>2.98±0.44</b>	<b>2.482*</b>
Normalized COM vertical displacement	<b>0.10±0.02</b>	<b>0.12±0.01</b>	<b>-2.597*</b>
Hip ROM during flight (degree)	8.85±3.73	11.40±5.15	-0.924
Hip ROM during ground (degree)	12.35±6.53	16.59±2.37	-1.492
Knee ROM during flight (degree)	44.65±13.02	54.38±8.44	-1.500
Knee ROM during ground (degree)	37.18±5.44	42.61±5.83	-1.583
Ankle ROM during flight (degree)	19.30±12.40	30.43±5.39	-2.000
Ankle ROM during ground (degree)	<b>33.00±9.01</b>	<b>43.59±4.32</b>	<b>-2.568*</b>
Hip joint movement on-set(s)	0.11±0.01	0.11±0.01	-0.085
Knee joint movement on-set(s)	<b>0.19±0.03</b>	<b>0.16±0.01</b>	<b>3.001*</b>
Ankle joint movement on-set(s)	0.17±0.02	0.16±0.01	1.805

Note. significant at \* $p < .05$ , \*\* $p < .01$

체 중심의 높이가 가장 높은 지점부터 착지 시점까지를 의미하고, 착지 구간은 착지 시점부터 신체 중심이 가장 낮아지는 지점 사이까지의 구간을 의미한다. 각 구간에서 족관절, 슬관절, 고관절의 굴곡/신전 각도의 가동범위를 산출하였다. 하지 관절의 가동 시점(joint movement on-set)은 착지 전 체공기에서 최대 신전 후 굴곡이 시작되는 시점의 시간을 산출하여 제시하였다.

## 5. 통계 분석

본 연구의 통계 분석은 측정된 모든 변인들의 값은 SPSS (version 23.0) 통계 프로그램을 이용하였다. 다운증후군 아동들과 비장애 아동들의 drop landing 동작 시 산출된 변인들의 비교를 위하여 독립  $t$ 검증(independent  $t$ -test)을 실시하였으며 통계적 유의 수준은  $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

## RESULTS

드롭랜딩 시 다운증후군 아동의 하지 수직 강성은  $25.71 \pm 6.00$  N/kg로 비장애 아동의 하지 수직 강성  $15.87 \pm 2.54$  N/kg 보다 유의하게 큰 것으로 나타났다 [ $t = 3.677$ ,  $p < 0.01$ ]. 다운증후군 비장애 아동의 최대 수직 지면반력은  $3.74 \pm 0.58$  N/kg으로 일반 아동의 최대 수직 충격력  $2.98 \pm 0.44$  N/kg에 비하여 유의하게 큰 것으로 나타났다 [ $t = 2.482$ ,  $p < 0.05$ ]. 다운증후군 아동의 하지 질량 중심 수직 이동 변위는  $0.10 \pm 0.02$ 로 비장애 아동의

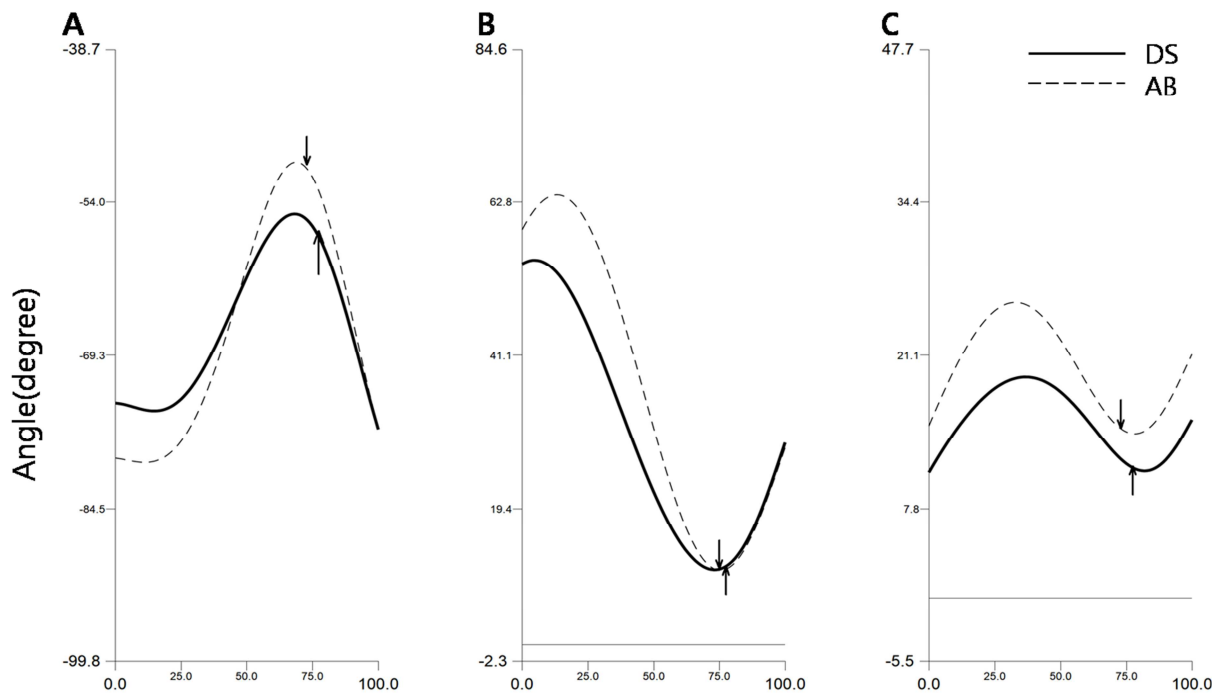
하지 질량 중심 수직 이동 변위  $0.12 \pm 0.01$  보다 유의하게 작게 나타났다 [ $t = -2.597$ ,  $p < 0.05$ ] (Table 1).

체공 구간에서 다운증후군 아동과 비장애 아동의 족관절, 슬관절, 고관절 가동범위는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 착지 구간에서는 슬관절과 고관절 가동범위는 유의한 차이가 나타나지 않았지만, 족관절에서 다운증후군 아동 그룹의 가동범위는  $33.0 \pm 9.01^\circ$ , 비장애 아동 그룹의 가동범위는  $43.59 \pm 4.32^\circ$ 로 나타나 다운증후군 아동의 족관절 가동범위가 유의하게 작게 나타났다 [ $t = -2.568$ ,  $p < 0.05$ ]. 점프 후 착지까지 관절의 가동 범위에서는 두 그룹간 차이가 나타나지 않았으나, 착지 후 발목 관절 가동범위에서만 차이가 나타났다 (Table 1).

드롭랜딩 시 시간에 따른 하지 관절 각도 변화 시점을 비교한 결과 비장애 아동은 족관절과 슬관절 굴곡이 동시에 먼저 나타나고, 고관절 굴곡이 그 이후에 나타나는 패턴을 보였다. 그러나 다운증후군 아동 그룹은 슬관절 굴곡이 우선 나타나고, 그 이후 족관절, 고관절 굴곡의 순으로 착지 전 공중 동작 시 관절 굴곡 시작 시점이 다르게 나타난 것으로 나타났다. 이 중 슬관절 굴곡이 다운증후군 아동 그룹에서 유의하게 빠르게 나타났다 [ $t = 3.001$ ,  $p < 0.05$ ] (Table 1).

## DISCUSSION

본 연구는 다운증후군 아동의 생체역학적 특성을 이해하기 위하여 수행되었다. 이를 위해 드롭랜딩 동작 시 하지 수직 강성, 최대 수직 지면반력, 하지 질량 중심 수직 이동 변위, 하지



**Figure 2.** Ankle joint angle (A), knee joint angle (B), and hip joint angle (C) changes during drop landing are shown with DS (Down syndrome (solid line)) and AB (able-bodied adolescent (dashed line)) groups. Upward arrows show event of ground contact of the DS group, and downward arrows show event of ground contact of the other group.

관절 가동범위, 하지 관절 굴곡 시점을 비장애인과 비교 분석하였다.

DeVita & Hortobagyi (2000)는 계단을 내려가는 동작 시 노인 and 젊은 성인의 하지 강성 비교를 통해 노인의 하지 강성이 젊은 성인보다 약 50% 높다고 보고하였다. 이들은 노인들의 하지 강성이 크게 나타나는 근거로 하지 근력 저하, 근피로 감소와 근수축 효율 증대를 위한 착지 기전의 변화 등을 들었다. 다운증후군 아동의 낮은 근력은 근긴장 저하로 나타나는 특징 중 하나로, 본 연구에 참여한 다운증후군의 수직 강성은 비장애 아동보다 약 62% 높게 나타나 노인의 수직 강성이 높게 나타난다는 선행연구와 유사한 결과가 나타났다. 노인의 하지 강성이 젊은 성인에 비해 높게 나타나는 이유는 신체 노화로 저하된 에너지 효율을 증대하고, 근피로를 감소시켜 효율적인 움직임을 발휘하기 위해 나타나는 움직임 전략의 변화 때문이다(DeVita & Hortobagyi, 2000). 본 연구의 다운증후군들이 보이는 비정상적인 움직임 역시 그들의 근긴장저하와 과도한 인대의 느슨함 특성을 극복하기 위해 하지 강성을 높이는 패턴이 나타난 것으로 사료된다.

높은 수직 강성은 하지의 움직임 가동범위를 작게 하고 착지 시 발생하는 충격력을 높이기 때문에 상해에 쉽게 노출되는 원인이 될 수 있다(Butler et al., 2003). 본 연구에 참여한 다

운증후군 아동은 점프 착지 동작 시 충격 흡수를 위한 하지의 상하 움직임이 비장애 아동보다 작게 나타났고, 충격력 또한 더 크게 나타나며 높은 수직 강성을 보였다. 다운증후군 아동에게 나타나는 높은 수직 강성은 일상 동작 시 계단 내려가기와 같이 신체 중심이 수직하 방향을 향하는 동작을 할 때 발생하는 하지의 충격력에 적절하게 대응하기 어렵게 하기 때문에 부상 위험성을 높이는 요인이 될 수 있다고 생각된다.

다운증후군 아동들은 착지 동작 시 신체 중심의 수직 이동 변화가 비장애 아동보다 작게 나타났는데, 이는 드롭랜딩 동작 시 착지기에서 다운증후군 아동의 발목 관절 가동범위가 비장애 아동보다 작았기 때문에 나타난 결과로 예측된다(Figure 2-A). 점프 착지 시 신체 자세 안정성과 균형을 높이기 위해서는 관절의 가동범위를 크게 하여야 하는데(Kim, 2005), 다운증후군 아동들은 오히려 착지 시 발목의 가동범위가 작게 나타났다. 이러한 결과는 다운증후군 아동들이 점프 동작 시 전경골근의 활성 부족으로 배측 굴곡이 동작이 나타나지 않아 발바닥 전체로 착지하는 패턴을 가지며, 이러한 이유로 족관절의 가동범위가 작아진다고 보고한 선행연구와 유사한 결과이다(Yu & Lim, 2008). 이렇듯 관절 가동범위가 충분히 확보되지 않은 착지 동작은 하지 강성을 증가시킴으로써 부상의 위험을 높일 가능성이 있다(Farley & Gonzalez, 1996).

점프 동작 후 체공기에서 착지 전 하지 관절 가동 시점을 살펴보았을 때 비장애인과 다운증후군 아동은 다른 관절 가동 순서가 나타남을 확인하였다(Figure 2). 비장애 아동의 경우에는 족관절과 슬관절의 굴곡이 함께 나타난 후 고관절 굴곡이 그 이후에 시작된 반면, 다운증후군 그룹은 슬관절, 족관절, 고관절의 순으로 착지전 관절 움직임 가동 순서를 보였다. Virji-Babul, & Brown (2004)는 다운증후군 아동의 걸음 걸이 및 협응에 문제가 있다고 밝혔다. 그들의 연구 결과에 따르면 다운증후군 장애물을 통과할 때 장애물 높이에 맞게 다리를 들지 못한 상태로 장애물을 넘는 협응 전략을 사용한다고 하였으며, 이는 예측 전략을 원활하게 사용하지 못하기 때문이라고 하였다. 장애물까지 걸어서 걸음을 멈추고 장애물을 안전하게 넘는데 필요한 정보를 동작 전 획득하여야 하는데 이러한 과정에 문제가 있다고 밝힌 것이다. 본 연구에 참여한 다운증후군 아동들 또한 착지 지점에 대한 사전 인지가 되었음에도 불구하고 비장애 아동과는 다른 하직 굴곡 전략을 취하는 결과를 보여 선행연구와 유사한 결과를 보였다. 이러한 다운증후군의 비정상적 움직임은 착지 동작 시 족관절을 충분히 활용하지 못하는 전략을 사용하기 때문이며, 이로 인해 과도한 충격력이 발생한 것으로 생각된다.

## CONCLUSION

드롭랜딩 동작 시 다운증후군 아동은 높은 하지의 수직 강성과 작은 하지 움직임을 보였다. 특히 족관절의 가동범위와 신체 중심의 수직 이동 변화가 비장애 아동에 비하여 작게 나타났다는데, 이러한 결과는 다운증후군 아동이 비장애 아동보다 착지 시 더 큰 수직 지면반력을 받는 원인이 된다고 할 수 있다. 또한 하지 관절 굴곡 움직임 범위와 시점에서도 차이를 보였는데, 이는 다운증후군 아동은 착지 동작 시 적절한 착지 전략을 사용하지 못하기 때문에 비정상적인 관절 협응 전략을 택한 것으로 생각된다. 이러한 다운증후군들의 비정상적인 움직임 패턴과 과도한 하지 강성은 그들이 가지고 있는 근긴장저하, 과도한 관절의 이완으로 인하여 나타나는 생체역학적 특징으로 사료되며, 나아가 이러한 다운증후군의 특성은 그들의 불안정한 움직임과 하지 부상의 위험성을 높이는데 영향을 끼칠 수 있다고 사료된다.

본 연구는 근긴장저하와 인대의 이완의 신체적 특성을 가지고 있는 다운증후군들의 하지 강성과 착지 동작의 특성을 밝히고자 하였지만, 근긴장저하와 인대의 이완이 비장애인과 얼마나 차이가 나타나는지에 대한 직접적인 검증을 이루지는 못하였다. 또한 충분한 피험자 확보를 못하였기에 본 연구의 결과를 모든 다운증후군의 특성이라고 일반화하기에는 한계가 있다고 생각된다. 추후 연구에서 충분한 피험자를 확보한 후 다운증후군과 비장애 아동의 수직 강성과 더불어 근긴장도와

관절의 이완을 직접적으로 평가하여, 이를 바탕으로 각 관절의 근력과 관절 강성을 비교한다면 다운증후군의 동작의 생체역학적 이해를 더욱 높일 수 있을 것이라 기대한다.

## REFERENCES

- Angelopoulou, N., Matziari, C., Tsimaras, V., Sakadamis, A., Souftas, V. & Mandroukas, K. (2000). Bone mineral density and muscle strength in young men with mental retardation (with and without Down syndrome). *Calcified Tissue International*, 66(3), 176-180.
- Butler, R. J., Crowell, H. P. & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: Implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, 18(6), 511-517.
- Carr, J. (1970). Mental and motor development in young mongol children. *Journal of Mental Deficiency Research*, 14, 250-220.
- Caselli, M. A., Cohen-Sobel, E., Thompson, J., Adler, J. & Gonzalez, L. (1991). Biomechanical management of children and adolescents with Down syndrome. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 81(3), 119-127.
- Devita, P. & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(1), 108-115.
- DeVita, P. & Hortobagyi, T. (2000). Age Increases the Skeletal Versus Muscular Component of Lower Extremity Stiffness During Stepping Down. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 55(12), B593-B600.
- Dutto, D. J. & Smith, G. A. (2002). Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(8), 1324-1331.
- Farley, C. T. & Gonzalez, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics*, 29(2), 181-186.
- Farley, C. T., Houdijk, H. H., Van Strien, C. & Louie, M. (1998). Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology*, 85(3), 1044-1055.
- Galli, M., Rigoldi, C., Brunner, R., Virji-Babul, N. & Giorgio, A. (2008). Joint stiffness and gait pattern evaluation in children with Down syndrome. *Gait & Posture*, 28(3), 502-506.
- Gilman, S., Bloedel, J. R. & Lechtenberg, R. (1981). *Disorders of the cerebellum*. FA Davis Co.
- Grimston, S. K., Ensberg, J. R., Kloiber, R. & Hanley, D. A. (1991). Bone mass external loads, and stress fractures in female

- runners. *Int. Journal of Sport Biomechanics*, 7, 293-302.
- Hayes, A. & Batshaw, M. L. (1993). Down Syndrome. *Pediatric Clinics of North America*, 40, 523-535.
- Kim, Y. J. (2005). The kinematic and kinetic analysis of Lower extremities for male sports aerobic athletes during depth jumps - a case study. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 15(1), 259-274.
- Lim, B. O. & Han, D. K. (2002). The effects of strength training on the change of ground reaction force for the children with Down syndrome. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 12(2), 1-16.
- McMahon, T. A. & Cheng, G. C. (1990). The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, 23, Supplement 1(0), 65-78.
- Milner, T. E., Cloutier, C., Leger, A. B. & Franklin, D. W. (1995). Inability to activate muscles maximally during cocontraction and the effect on joint stiffness. *Experimental Brain Research*, 107(2), 293-305.
- Morris, A. F., Vaughan, S. E. & Vaccaro, P. (1982). Measurement of neuromuscular tone and strength in Down syndrome children. *Journal of Mental Deficiency Research*, 26, 41-46.
- Seyfarth, A., Geyer, H., Günther, M. & Blickhan, R. (2002). A movement criterion for running. *Journal of Biomechanics*, 35(5), 649-655.
- Sherrill, C. (1998). *Adapted physical activity, recreation and sport: Crossdisciplinary and lifespan*. WCB/McGraw Hill, 2460 Kerper Blvd., Dubuque, IA 52001.
- Virji-Babul, N. & Brown, M. (2004). Stepping over obstacles: anticipatory modifications in children with and without Down syndrome. *Experimental Brain Research*, 159(4), 487-490.
- Yu, Y. J., Lim, B. O., Kim, S. B., Nam, K. J., Choi, B. K. & Kim, M. H. (2008). Ground Reaction Force and Muscle activity in Children with Down Syndrome during Vertical Jump. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 18(1), 107-115.
- Yu, Y. J. & Lim, B. O. (2008). Characteristics of drop Landing from different heights in children with down syndrome. *Korean Journal of Physical Education*, 47(3), 547-554.