

## 휠체어에서 엉덩이 들기 동작 동안 발위치가 척수손상환자의 어깨 근활성도, 최대 족저압, 무릎굽힘 각도, 운동자각도에 미치는 효과 비교

이왕재<sup>1,2</sup>, 임원빈<sup>1</sup>, 윤병구<sup>1</sup>, 이범석<sup>3</sup>, 이충휘<sup>4</sup>

<sup>1</sup>국립재활원 재활병원 물리작업치료과, <sup>2</sup>연세대학교 일반대학원 물리치료학과,

<sup>3</sup>국립재활원 재활병원 재활의학과, <sup>4</sup>연세대학교 보건과학대학 물리치료학과

### Comparison of the Effects of Different Foot Positions During Body-lifting in Wheelchair on Shoulder Muscle Activities, Peak Plantar Pressure, Knee Flexion Angle, and Rating Perceived Exertion in Individuals With Spinal Cord Injury

Wang-jae Lee<sup>1,2</sup>, BHSc, PT, One-bin Lim<sup>1</sup>, PhD, PT, Byoung-gu Yoon<sup>1</sup>, PhD, RT, Bum-suk Lee<sup>3</sup>, MPH, MD, Chung-hwi Yi<sup>4</sup>, PhD, PT

<sup>1</sup>Dept. of Physical & Occupational Therapy, Rehabilitation Hospital, National Rehabilitation Center

<sup>2</sup>Dept. of Physical Therapy, The Graduate School, Yonsei University

<sup>3</sup>Dept. of Rehabilitation Medicine, Rehabilitation Hospital, National Rehabilitation Center

<sup>4</sup>Dept. of Physical Therapy, College of Health Science, Yonsei University

#### Abstract

**Background:** Individuals with spinal cord injury (SCI) rely on their upper limbs for body-lifting activity (BLA). While studies have examined the electromyography (EMG) and kinematics of the shoulder joints during BLA, no studies have considered foot position during BLA.

**Objects:** This study compared the effects of different foot positions during BLA on the shoulder muscle activities, peak plantar pressure, knee flexion angle, and rating perceived exertion in individuals with SCI.

**Methods:** The study enrolled 13 mens with motor-complete paraplegic SCI, ASIA (American Spinal Injury Association) A or B. All subjects performed BLA with the feet positioned on the wheelchair footrest and on the floor independently. Surface EMG was used to collect data from the latissimus dorsi, pectoralis major, serratus anterior, and triceps brachii. The peak plantar pressure was measured using pedar-X and the knee flexion angle with Image J. Borg's rating perceived exertion scale was used to measure the physical activity intensity level. The paired t-test was used to compare the shoulder muscle activities, peak plantar pressure, knee flexion angle, and rating perceived exertion between the two feet positions during BLA.

**Results:** The activity of the latissimus dorsi, pectoralis major, serratus anterior, and triceps brachii and rating perceived exertion decreased significantly and the peak plantar pressure and knee flexion angle increased significantly when performing BLA with the feet positioned on the wheelchair footrest compared with on the floor ( $p < .05$ ).

**Conclusion:** These findings suggest that individuals with SCI may perform BLA with the feet positioned on the wheelchair footrest for weight-relief lifting to decrease the shoulder muscle activities and the rating perceived exertion and to increase the peak plantar pressure and the knee flexion angle.

**Key Words:** Body-lifting activity; Shoulder muscle activities; Spinal cord injury.

## I. 서론

척수손상은 척수의 신경학적 손상으로(Harvey, 2008), 손상부위 이하에서 운동 및 감각기능장애, 자율신경계 장애와 같은 신경학적 이상을 보이며, 배뇨, 배변, 성기능 장애 등의 다양한 합병증을 초래하는 질환이다(Gagnon 등, 2003). 대부분의 척수손상환자는 욕창방지를 위해 엉덩이 들기(body-lifting)동작을 수행하거나 이동(transfer)과 휠체어 추진(propulsion)과 같은 일상생활(activity of daily living)을 상지에 의존하여 수행한다(Dyson-Hudson과 Kirshblum, 2004).

척수손상환자는 욕창방지를 위해 엉덩이의 체중부하를 완화하고, 휠체어에서 치료매트나 침대 등 다른 장소로 이동하기 위해 엉덩이 들기 동작을 수행한다(Reyes 등, 1995). 임상적으로, 엉덩이 들기 동작은 1시간마다 1분 동안 또는 15~30분마다 30초 동안 수행하도록 권장된다(Pentland와 Twomey, 1991; Regan 등, 2010). 또한, 척수손상환자는 휠체어에서 다른 장소로 이동하기 위해 하루에 평균 14~19회 정도 엉덩이 들기 동작을 수행하고 있다(Pentland와 Twomey, 1991).

엉덩이 들기 동작은 엉덩관절보다 앞에서 휠체어의 팔걸이 또는 바퀴손잡이(hand rim)를 양손으로 잡고 머리와 상체를 동시에 앞으로 숙이면서 엉덩이를 휠체어에서 들어 올리는 동작이다(Gagnon 등, 2008). 휠체어에서 엉덩이를 들어 올릴 때 어깨관절을 굽히고 몸쪽으로 기울면서 팔꿈치관절을 동시에 펴기 때문에 어깨근육에 과도한 부하를 준다(Gagnon 등, 2008). Reyes 등(1995)은 척수손상환자가 엉덩이를 휠체어에서 들어 올릴 때, 넓은등근(latissimus dorsi)은 최대 수의적 등척성 수축의 58%, 큰가슴근(pectoralis major)은 32%, 앞뿔니근(serratus anterior)은 12%, 위팔세갈래근(triceps brachii)은 54%의 근활성도가 나타난다고 보고하였다. 이와 같이 엉덩이 들기 동작은 최대 수의적 등척성 수축에서 중증도 이상의 힘이 필요하므로 인대, 관절막, 관절테두리로 이루어진 어깨연부조직에 부담을 주며 반복적으로 엉덩이 들기를 수행 할 경우 어깨관절 손상을 일으키기 쉽다(Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005).

척수손상환자가 엉덩이 들기 동작을 수행하는 동안 어깨관절의 운동역학(kinetic)에 관한 이전 연구들을 살펴보면, 엉덩이 들기 동작은 휠체어 추진 동작에 비해 오목위팔관절(glenohumeral joint)에 기계적인 부담을 6

배(43.9 Nm vs. 7.2 Nm) 더 주며, 오목위팔관절면에 가해지는 최대 접촉력은 휠체어 추진동작보다 300% 더 높다고 보고하였다(van Drongelen 등, 2005a; van Drongelen 등, 2005b). Nawoczinski 등(2012)은 엉덩이 들기 동작을 수행하는 동안 어깨관절 안에서 위로 미는 위팔뼈의 힘이 커져 체중부하 부담이 늘어나면서 어깨 충돌증후군(shoulder impingement syndrome)의 발병률이 더 커진다고 보고하였다. 따라서, 물리치료사는 엉덩이 들기 동작에 대한 인체역학적 메커니즘(biomechanical mechanism)을 이해하여 이차손상을 최소화하고 어깨에 부담을 적게 주는 효율적인 방법으로 환자를 훈련시켜야 한다.

최근 척수손상환자용 휠체어는 발판이 서로 분리되지 않고 휠체어와 발판이 일체형으로 보급되는 추세이다. 이에 따라 환자들이 기존의 방법대로 발을 바닥에 내려놓고 엉덩이 들기 동작을 수행하기도 하지만 발을 휠체어 발판위에 올려놓고 하는 사례가 증가하고 있다. 선행 연구들은 대부분 엉덩이 들기 동작을 수행하는 동안 어깨주위 근활성도(shoulder muscle activity), 운동학(kinematic), 운동역학적 분석(kinetic analysis)을 제시하고 있다(Gagnon 등, 2008; Nawoczinski 등, 2012; Reyes 등, 1995; van Drongelen 등, 2005a; van Drongelen 등, 2005b). 그러나, 발의 위치에 따라 엉덩이 들기 동작을 수행하는 동안 어깨주위 근활성도의 변화에 대한 연구가 전무하여 발의 위치가 엉덩이 들기 동작 수행에 미치는 영향을 연구할 필요가 있다.

따라서, 이 연구의 목적은 척수손상환자가 휠체어에서 엉덩이 들기 동작을 수행 할 때 발의 위치 즉 발을 휠체어 발판에 올린 위치와 발을 바닥에 내린 위치에 따라, 어깨주위 근활성도 변화를 알아보고자 한다. 또한, 발의 위치 변화가 최대 족저압(peak plantar pressure), 무릎굽힘 각도(knee flexion angle), 운동자각도(rating perceived exertion; RPE) 변화에 어떤 영향을 미치는지 알아보고자 한다. 이 연구의 가설은 첫째, 발을 바닥에 내리고 엉덩이 들기 동작을 수행할 때 보다 발판 위에 올리고 엉덩이 들기 동작을 수행할 때 넓은등근, 큰가슴근, 앞뿔니근, 위팔세갈래근의 근활성도와 운동자각도가 감소할 것이다. 둘째, 발을 바닥에 내리고 엉덩이 들기 동작을 수행할 때보다 발판 위에 올리고 엉덩이 들기 동작을 수행할 때 무릎굽힘 각도와 최대 족저압이 증가할 것이라고 설정하였다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상자

척수손상환자 중 미국척수손상협회 분류기준에 따라 ASIA (American Spinal Injury Association) A 또는 B 인 운동기능 완전손상 하지마비 13명을 대상으로 하였다(Table 1). 대상자 선정 기준은 척수손상 후 3개월이 지났고 독립적으로 수동휠체어를 사용할 수 있으며, 다른 사람의 도움이나 기계적 도움 없이 엉덩이 들기 동작을 수행 할 수 있는 대상으로 하였다(Gagnon 등, 2008). 엉덩이 들기 동작에 영향을 줄 수 있는 신체적 다른 징후나 증상 유무를 검사하기 위해서, 수동 및 능동 움직임 검사(passive and active movement), 촉진(palpation), 등척성 저항 검사(resisted isometric movement)를 실시하여 다른 징후나 증상이 없는 대상자가 연구에 참여하였다(Magee, 2013). 대상자의 제외 조건은 다음과 같다. 첫째, 외상이나 어깨 수술 과거력이 있는자, 둘째, 수근관증후군(carpal tunnel pain)으로 인한 경추 선별징후(cervical screening symptom)를 보이는 자는 이 연구에서 제외하였다(Nawoczinski 등, 2012). 이 연구는 서울특별시에 위치한 국립재활원 재활병원에서 실시하였으며, 국립재활원 임상시험심사위원회(nrc-2016-04-036)의 승인을 받고, 실험에 자발적

으로 동의하여 서명한 자를 대상으로 하였다.

### 2. 측정도구

가. 표면 근전도(Surface electromyography)  
 넓은등근, 큰가슴근, 앞뿔니근, 위팔세갈래근의 근활성도를 측정하기 위해 표면 근전도(Noraxon TeleMyo DTS, Noraxon Inc., AZ, USA)를 사용하였다. 근전도 신호의 표본추출률(sampling rate)은 1024 Hz로 설정하였고, 주파수 대역필터(band-pass filter)는 20~450 Hz, 전기적 잡음을 줄이기 위해 노치 필터(notch filter)는 60 Hz를 사용하였다. 표면 근전도의 신호에 대한 피부 저항을 최소화시키기 위해 체모와 각질을 제거하고, 의료용 알코올 솜으로 닦은 후 전극을 부착하였다. 전극의 부착 부위는 우세측 팔이며, 넓은등근은 척추와 가쪽 몸통 사이 중간지점 어깨뼈 아래각 아래쪽 4 cm, 25도 비스듬한 방향으로 부착하였다. 큰가슴근은 앞겨드랑선으로부터 몸쪽으로 수평하게 2 cm 안쪽지점에 부착하였다. 앞뿔니근은 겨드랑이에서 수직으로 2 cm 아래, 어깨뼈 아래각과 수평한 위치에서 부착하였고, 위팔세갈래근은 팔의 중앙으로부터 가쪽으로 2 cm, 봉우리와 팔꿈치머리 사이에 부착하였다(Criswell, 2010). 전극은 은/염화은(Ag/AgCl) 전극을 사용하였고, 전극 사이 간

**Table 1.** Demographic and clinical characteristics of participants (N=13)

Age (year)	Height (cm)	Weight (kg)	Level of lesion	ASIA	Time since injury (month)	Number of body lifting (/day)
40	161	60	T1/T1	A	6	17
51	164	64	L2/L2	A	6	40
32	174	71	T11/T11	A	10	35
44	165	62	T1/C8	A	21	40
61	177	65	T6/T4	A	10	30
53	172	56	T9/T9	A	17	30
40	176	72	T3/T3	B	4	30
29	169	54	T10/T10	A	5	32
30	172	70	T8/T8	A	3	35
37	175	69	T6/T6	A	15	40
48	170	62	T12/T12	A	13	40
56	178	86	T11/T11	B	3	37
43	165	70	T6/T8	B	24	28
43.4±10.1 <sup>a</sup>	170.6±5.5	66.2±8.3			10.5±7.0	33.4±6.6

<sup>a</sup>mean±standard deviation.

격은 2 cm를 두고 각 근육섬유의 주행방향에 평행하게 부착하였다. 근전도 신호는 MyoResearch XP Master 1.06 소프트웨어(Noraxon Inc., AZ, USA)를 통해 처리되었다. 엉덩이 들기 동작 시 어깨가 최초로 막대바에 닿은 후 2초 유지구간 데이터를 수집하기 위해 MyoResearch XP Master 1.06 소프트웨어 기능 중, 비디오 녹화기능을 설정하여 노트북 내장형 카메라로 대상자의 실험수행과정을 녹화하였다. 실험 후 데이터 분석 시, 녹화된 영상으로 대상자의 어깨가 막대바에 닿는 2초 유지구간을 확인하면서 데이터 분석에 활용하였다. 근전도 값을 정규화(normalization)하기 위하여 실험에 앞서 도수근력검사 자세에서 최대 수의적 등척성 수축(maximum voluntary isometric contraction; MVIC)을 실시하여 근활성도를 측정하였다(Hislop 등, 2007). 최대 수의적 등척성 수축 데이터 수집 시, 제공된 평균제곱(root mean square)으로 처리 후 데이터를 수집하였다. 각 자세에서 5초간 3회 반복 실시하여 최대 수의적 등척성 수축 데이터 수집 값을 측정하였으며, 처음과 마지막에 각 1초를 제외한 중간의 3초 동안을 평균 근전도 신호량의 100%MVIC로 정하였다.

#### 나. 족저압 측정기(Plantar pressure measurement)

발의 최대 족저압(peak plantar pressure)은 Pedar-X system (Novel GmbH, Munich, Germany)을 사용하여 측정 및 분석하였다. Pedar-X System은 족저압 인솔(Pedar insoles)과 연결되어 있으며, 족저압 인솔로부터 수집되는 데이터를 블루투스 시스템 방식으로 본체에 송신하는 시스템이다. 컴퓨터에 수신된 족저압 데이터는 Pedar-X 소프트웨어(Expert Version 12.1., Novel GmbH, Munich, Germany)를 통해 저장하였다. 족저압 인솔은 왼발과 오른발에 각각 99개의 정밀한 압력센서로 이루어져 있으며, 두께는 2.5 mm 이다. 족저압의 표본추출률(sampling rate)은 60 Hz로 설정하였다. 실험적 통제를 위해 모든 대상자는 동일한 제품의 신발을 착용하였다. 대상자에게 신발에 삽입형 족저압 인솔 센서를 삽입한 후, Pedar-X system의 정상적인 작동을 확인하고 교정(calibration)을 실시하였다. 발 위치에 따른 엉덩이 들기 동작 시 압력값은 오른발 데이터를 사용하였고, 바닥에 있을 때의 족저압과 발판 위에 올려놓았을 때 족저압을 비교하였다. 족저압의 영역을 전족부, 중족부, 후족부 3부분으로 분류하여, 후족부 부분에 데이터값을 사용하였다. 후족부 부분에 데이터 값만 사

용한 이유는 휠체어에 앉아서 엉덩이 들기 동작을 유지하는 구간에서는 모든 대상자들에서 후족부에서만 족저압이 발생하였기 때문에 후족부 부분의 데이터 값만 활용하였다. 이 연구에서 Pedar-X를 이용한 발의 최대 족저압 측정-재측정 신뢰도(test-retest reliability)는 ICC3,1=.90로 매우 높음(excellent)이었다.

#### 다. 영상 기록 장치(Video recording device)

엉덩이 들기 동작 시 무릎굽힘 각도는 디지털 캠코더(HMX-F90, Samsung, Seoul, Korea)로 녹화 후, Image J 디지털 비디오 측정 소프트웨어 프로그램(U.S. National Institute of Health, Maryland, USA)을 이용하여 측정하였다. 디지털 캠코더는 대상자로부터 3 m 떨어진 거리에서 측정하는 무릎과 평행한 높이로 위치시켰다. 무릎굽힘 각도의 정의는 넙다리뼈 큰돌기(greater trochanter)에서 넙다리뼈 몸통(femur shaft)을 잇는 선과, 종아리뼈(fibula) 몸통에서 바깥쪽 복사뼈(lateral malleolus)를 잇는 선이 이루는 각도로 정의하였다(Lavernia 등, 2008). 무릎굽힘 각도를 측정하기 위해 반사 마커를 넙다리뼈 큰돌기, 바깥쪽 넙다리 위관절융기(lateral femoral epicondyle), 바깥쪽 복사뼈(lateral malleolus)에 부착하였다. 무릎굽힘 각도는 각 엉덩이 들기 동작을 수행 할 때 어깨뼈봉우리가 막대바에 닿는 순간의 영상을 수집하여, Image J 소프트웨어로 무릎굽힘 각도를 계산하였다. 3회씩 측정한 후 평균 값을 데이터 해석에 활용하였다. 이 연구에서 Image J를 이용한 무릎굽힘 각도 측정-재측정 신뢰도는 ICC3,1=.92로 매우 높음이었다.

#### 라. 운동자각도(Rating perceived exertion; RPE)

운동자각도는 운동을 하는 사람 스스로가 운동 강도를 확인하기 위한 측정도구이다. 이 연구에서는 두 가지 엉덩이 들기 동작 수행방법에 따라 환자가 느끼는 운동 강도의 차이를 측정하기 위해 Borg에 의해 새로 개정된 운동자각도를 번역하여 사용하였다(Borg, 1998). 운동자각도 데이터 수집은 대상자에게 운동자각도에 대한 사전 교육하였으며, 각 엉덩이 들기 동작 수행 직후 휠체어에 앉았을 때 바로 물어 대상자가 대담한 것을 기록하여 분석에 활용하였다.

### 3. 실험절차

엉덩이 들기 동작은 대상자 본인의 휠체어에 방식을

**Table 2.** Comparison of shoulder muscle activity according to feet position (Unit=%MVIC)

	Floor	Footrest	t	p
LD <sup>a</sup>	43.29±17.88 <sup>b</sup>	33.37±15.15	6.805	.001*
PM <sup>c</sup>	35.56±15.51	30.70±13.30	3.896	.002*
SA <sup>d</sup>	18.87±7.79	16.28±7.16	2.340	.037*
TR <sup>e</sup>	38.59±11.02	33.88±9.48	4.153	.001*

<sup>a</sup>latissimus dorsi, <sup>b</sup>mean±standard deviation, <sup>c</sup>pectoralis major, <sup>d</sup>serratus anterior, <sup>e</sup>triceps brachii, \*p<.05.

놓고 앉아서, 팔걸이에 손을 올려놓고 팔꿈치관절이 완전히 펴질 때까지 엉덩이를 들도록 하였다(Figure 1). 팔꿈치관절이 완전히 펴지는 높이에 막대바(target bar)를 설치하여 오른쪽 어깨뼈봉우리(acromion of shoulder)가 막대바에 닿을 때까지 엉덩이를 들도록 하였다. 손은 넙다리뼈 큰돌기와 평행한 선의 휠체어 팔걸이를 잡도록 하였으며, 휠체어에서 대상자의 엉덩이 위치는 몸을 앞으로 이동하여 발바닥이 처음으로 바닥에 완전히 닿았을 때를 엉덩이 위치로 하였다. 휠체어 등받이와 환자의 무릎뼈(patella)까지의 거리를 측정하여 대상자가 동일한 위치에서 엉덩이 들기 동작을 수행하도록 하였다. 대상자가 엉덩이를 드는 동안 휠체어의 안정성을 유지하기 위해 휠체어 앞바퀴를 앞쪽 방향으로 돌려 놓았으며, 낙상사고를 예방하고 동작 수행을 확인하기 위해 검사자는 휠체어 앞에서 대상자를 관찰하였다. 엉덩이 들기 동작은 어깨가 최초로 막대바에 닿은 후 2초간 엉덩이를 든 상태를 유지하도록 하였으며 엉덩이를 드는 속도는 통제하지 않았다(Harvey와 Crosbie, 2000; Reyes 등, 1995). 대상자는 발을 바닥에 내려놓고 또는 발을 휠체어 발판에 올려놓고 엉덩이 들기 동작을 수행하였다. 발 위치에 따른 엉덩이 들기 동작 순서는 난수표(table of random numbers)를 이용하여 무작위 순서(random order)로 정하였고, 발의 위치에 따라 엉덩이 들기 동작을 각각 3회 수행하였다. 근피로를 최소화하기 위해 각 측정 사이에는 1분간의 휴식시간을 주었다. 측정을 하기 전에 검사자가 대상자에게 두 가지 엉덩이 들기 동작 수행방법에 대해 시범을 보이고 충분한 설명을 하였으며, 대상자는 엉덩이 들기 동작을 익숙하게 수행하도록 충분히 연습하였다.

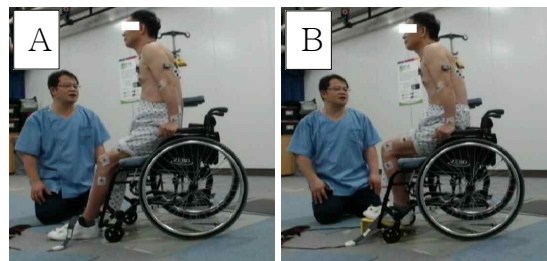
#### 4. 통계방법

대상자의 일반적 특징을 알아보기 위해 기술통계를 적용하였다. 측정된 자료의 정규분포여부를 알아보기 위해 단일 표본 콜모고로프-스미르노프(one-sample

Kolmogorov-Smirnov)검정을 사용하여 모든 변수에 대한 정규분포 여부를 검토한 결과, p=.105~.992로 유의수준 .05보다 크므로 정규분포의 가정을 충족시키는 것으로 판단하여 모수검정을 실시하였다. 엉덩이 들기 동작 수행 동안 발의 위치에 따라 어깨 근활성도, 최대 족저압, 무릎굽힘 각도, 운동자각도의 차이를 비교하기 위하여 대응표본 t-검정(paired t-test)을 실시하였다. 유의수준은 α=.05로 정하였다. 이 연구에서 수집된 자료는 SPSS ver. 21.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) 소프트웨어를 사용하여 통계 처리하였다.

### III. 결과

발의 위치에 따른 넓은등근, 큰가슴근, 앞뿔니근, 위팔세갈래근의 근활성도는 발을 바닥에 내리고 엉덩이 들기 동작을 수행 할 때보다 발을 발판 위에 올리고 수행할 때 유의하게 감소하였다(p<.05)(Table 2). 최대 족저압은 발을 바닥에 내리고 엉덩이 들기 동작을 수행할 때보다 발판 위에 발을 올리고 수행 할 때 유의하게 증가하였다(p<.05)(Table 3). 무릎굽힘 각도는 발을 바닥에 내리고 엉덩이 들기 동작을 수행 할 때보다 발판 위에 발을 올리고 수행 할 때 유의하게 증가하였다(p<.05). 운동자각도는 발을 바닥에 내리고 엉덩이 들기 동작을 수행 할 때보다 발을 발판 위에 올리고 수행



**Figure 1.** Body-lifting (A: feet on the floor, B: feet on the wheelchair footrest).

**Table 3.** Comparison of peak plantar pressure, knee flexion angle, and rating perceived exertion according to feet position

	Floor	Footrest	t	p
PPP <sup>a</sup> (kPa)	20.16±6.82 <sup>b</sup>	27.59±7.63	-3.225	.007*
KFA <sup>c</sup> (°)	48.60±7.38	73.87±11.00	-7.074	.001*
RPE <sup>d</sup>	10.84±2.70	9.76±3.19	3.482	.005*

<sup>a</sup>peak plantar pressure, <sup>b</sup>mean±standard deviation, <sup>c</sup>knee flexion angle, <sup>d</sup>rating perceived exertion, \*p<.05.

할 때 유의하게 감소하였다(p<.05).

#### IV. 고찰

이 연구는 휠체어에서 엉덩이 들기 동작을 수행할 때, 발의 위치에 따라 어깨 근활성도, 최대 족저압, 무릎굽힘 각도, 주관적 운동자각도의 차이를 비교하는 것이다. 연구 결과 넓은등근, 큰가슴근, 앞뿔니근, 위팔세갈래근의 근활성도와 운동자각도는 발을 바닥에 내리고 엉덩이 들기 동작을 수행하였을 때보다 발을 휠체어 발판 위에 올리고 수행하였을 때 유의하게 감소하여 이 연구 가설을 지지하였다. 최대 족저압과 무릎굽힘 각도는 발을 바닥에 내리고 엉덩이 들기 동작을 수행하였을 때보다 발을 휠체어 발판 위에 올리고 수행하였을 때 유의하게 증가하여 이 연구 가설을 지지하였다.

이 연구에서 발을 바닥에 내려놓고 엉덩이 들기 동작을 수행했을 때 넓은등근은 최대 수직적 등척성 수축의 43%, 큰가슴근은 35%, 앞뿔니근은 18%, 위팔세갈래근은 38%의 근활성도를 보였고, 새롭게 적용한 조건인 휠체어 발판에 발을 올려놓고 엉덩이 들기 동작을 수행했을 때는 넓은등근은 최대 수직적 등척성 수축의 33%, 큰가슴근은 30%, 앞뿔니근은 16%, 위팔세갈래근은 33%의 근활성도를 보였으므로 발을 바닥에 내려놓았을 때보다 모든 근육의 근활성도가 유의하게 감소하였다. Hughes 등(1994)의 연구결과에 의하면, 앉았다 일어나기를 할 때 발을 무릎보다 안쪽에 위치하는 것은 몸의 무게 중심(center of mass)을 지지면(base of support) 안쪽에 재배치하여 동적불안정성을 제거하는 ‘안정성 전략(stabilization strategy)’에 유리하다고 하였다. 이 연구에서도 발을 바닥에 내려놓았을 때보다 휠체어 발판 위에 올려놓았을 때 발이 무릎에 보다 더 가까이 위치하기 때문에 ‘안정성 전략’면에서 유리하여 어깨주위 근육 근활성도가 감소하였다고 사료된다. 또한, 엉덩이 들기 동작 시 발을 발판 위에 올려놓았을 때 상체를 들어올리는 상지의 손목관절의 위치가 몸의 무게 중심부로 더 가까이 위치하기 때문에

보다 효율적으로 체간을 들어올려 어깨주위 근육 근활성도가 감소하였다고 생각된다.

이 연구 결과 엉덩이 들기 동작 시 발을 바닥에 내려놓았을 때보다 발을 발판 위에 올려놓았을 때 최대 족저압과 무릎굽힘 각도가 유의하게 증가하였다. 발을 바닥에 내려놓았을 때 최대 족저압이 20 kPa였지만, 휠체어 발판에 발을 올려놓았을 때 최대 족저압이 27 kPa로 증가하였다. 최대 족저압이 증가된 이유는 발을 발판위에 올려놓았을 때 무릎굽힘 각도가 더 증가되면서 체중부하를 상지뿐만 아니라 하지로 분산시켰기 때문이라고 생각된다. Lee와 Lee (2013) 연구 결과에 의하면, 뇌졸중환자를 대상으로 한 앉았다 일어나기(sit to stand) 동작 시 무릎굽힘 각도가 70도에서 110도로 증가할수록 최대 족저압이 유의하게 증가하는 결과를 보였다. 대상자가 달라 직접적으로 비교 할 수 없지만, Lee와 Lee (2013)의 연구결과는 이 연구에서 발판 위에 발을 올렸을 때 무릎굽힘 각도가 증가하면서 최대 족저압이 증가하는 이유를 설명한다고 생각한다.

이 연구에서 운동자각도는 발을 바닥에 내려놓았을 때 10단계, 발을 휠체어 발판위에 올려놓았을 때 9단계로 유의하게 감소하였다. 운동자각도는 운동 시 변화하는 느낌을 생리학적 반응에 맞추어 운동이 얼마나 힘든지 숫자로 표시함으로써 운동 강도를 파악하는 신뢰성이 높고 실용적인 지표이다(Borg, 1998). 이 척도는 검사자에 의한 객관적인 관찰보다는 운동하는 동안 얼마나 힘이 드는가를 대상자 스스로 느끼는 주관적인 인지 수준을 측정하는데 사용한다(Borg, 1998). 운동자각도 9-10단계는 저항도 이하의 신체활동 강도이며 운동강도 변화를 민감하게 구분해 내지 못하는 구간에 해당된다(Lee와 Jung 2016). 이 연구에서 운동강도의 변화를 구분해내지 못하는 구간임에도 불구하고 발을 발판위에 올려놓고 엉덩이 들기 동작을 수행했을 때 대상자가 느끼는 운동강도는 상대적으로 더 편안했다고 볼 수 있다.

이 연구를 통한 종합적인 임상적 의의는 다음과 같다. 척추손상환자의 엉덩이 들기 동작은 체중부하 완화를 통

한 욕창방지과 이동 동작의 한 부분으로써 중요하다 (Dyson-Hudson과 Kirshblum, 2004; Pentland와 Twomey, 1991; Regan 등, 2010). 척수손상환자는 하루 평균 14~19 회 정도 엉덩이 들기 동작을 수행함으로(Pentland와 Twomey, 1991; Regan 등, 2010), 상지의 과사용과 체중 부하로 인해 어깨와 팔꿈치, 손목관절에 이차적인 근골격계 손상과 통증을 초래할 수 있다(Morrow 등, 2010; Subbarao 등, 1995). 물리치료사는 반복적인 엉덩이 들기 동작으로 인해 발생할 수 있는 잠재적인 손상 발생을 방지하기 위해 보다 효율적이고 안전한 훈련방법을 환자에게 제공해야 한다. 이 연구 결과 척수손상환자가 발을 발판위에 올려놓고 엉덩이 들기 동작을 할 때 기존 방법인 발을 바닥에 내려놨을 때보다 어깨주위 근활성도가 유의하게 감소하여 어깨근육의 부담이 줄어들었으며 운동자각도도 유의한 감소를 보이는 것으로 나타났다. 따라서, 척수손상환자가 체중완화나 이동 등 일상생활 동작을 위해 엉덩이 들기 동작을 수행할 때 가능하다면 발을 발판 위에 올려놓고 수행할 것을 권장한다. 다만 기존 방법인 발을 바닥에 놓고 엉덩이 들기에 익숙한 환자에게는 발을 발판에 올리고 엉덩이 들기 동작을 안전하게 수행할 때까지 치료사와 함께 재교육을 할 필요가 있다.

이 연구에는 몇 가지 제한점이 있다. 첫째, 연구 대상자가 남자 하지마비 척수손상환자로 한정되어 다양한 대상자를 참여시키지 못하였기 때문에 이 연구의 결과를 일반화하기에는 제한이 있다. 둘째, 이 연구에서처럼 발을 휠체어 발판에 올려놓을 수 없는 휠체어 구조인 경우 이 연구결과를 적용하는데 한계가 있다. 셋째, 척수손상환자를 대상으로 한 발의 위치와 족저압에 관한 선행연구가 미비하여 연구결과를 비교하는데 다소 어려움이 있었다. 그러므로 향후에는 이러한 제한점들을 보완하여 엉덩이 들기 동작을 개선하기 위한 치료적 중재 방법을 지속적으로 연구할 필요가 있다.

## V. 결론

이 연구에서는 남자 하지마비 척수손상환자 13명을 대상으로 휠체어에서 엉덩이 들기 동작을 수행 할 때 발의 위치 즉 발을 휠체어 발판에 올린 위치와 발을 바닥에 내린 위치에 따라 어깨 근활성도, 최대 족저압, 무릎굽힘 각도와 운동자각도 차이를 비교하였다. 그 결과, 발을 바닥에 내리고 엉덩이 들기 동작을 수행할 때보다

발을 휠체어 발판에 올리고 수행할 때 넓은등근, 큰가슴근, 앞뒀니근, 위팔세갈래근의 근활성도와 운동자각도가 유의하게 감소하였다. 최대 족저압과 무릎굽힘 각도는 발을 바닥에 내리고 엉덩이 들기 동작을 수행할 때보다 발판 위에 발을 올리고 수행할 때 유의하게 증가하였다. 따라서, 임상에서 척수손상환자에게 발을 휠체어 발판 위에 올려놓고 엉덩이 들기 동작을 훈련하는 것은 어깨 근육의 부담을 최소화하면서 효율적인 훈련방법으로 권장한다. 향후에도 엉덩이 들기 동작을 개선하기 위한 치료적 중재방법을 지속적으로 연구할 필요가 있다.

## References

- Borg G. Borg's Perceived Exertion and Pain Scales. Champaign, IL, Human Kinetics, 1998:104.
- Criswell E. Cram's Introduction to Surface Electromyography. 2nd ed. Sudbury, MA, Jones and Bartlett Publishers, 2010:297-341.
- Dyson-Hudson TA, Kirshblum SC. Shoulder pain in chronic spinal cord injury, Part I: Epidemiology, etiology, and pathomechanics. J Spinal Cord Med. 2004;27(1):4-17.
- Gagnon D, Nadeau S, Gravel D, et al. Biomechanical analysis of a posterior transfer maneuver on a level surface in individuals with high and low-level spinal cord injuries. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2003;18(4):319-331.
- Gagnon D, Nadeau S, Noreau L, et al. Comparison of peak shoulder and elbow mechanical loads during weight-relief lifts and sitting pivot transfers among manual wheelchair users with spinal cord injury. J Rehabil Res Dev. 2008;45(6):863-873.
- Harvey L. Management of Spinal Cord Injuries: A guide for physiotherapists. 1st ed. Oxford, Butterworth Heinemann Elsevier, 2008:3.
- Harvey LA, Crosbie J. Biomechanical analysis of a weight-relief maneuver in C5 and C6 quadriplegia. Arch Phys Med Rehabil. 2000;81(4):500-505.
- Hislop H, Avers D, Brown M. Daniel's and Worthingham's Muscle Testing: Techniques of manual examination. 8th ed. Philadelphia (PA).

- Saunders Elsevier, 2007:63-118.
- Hughes MA, Weiner DK, Schenkman ML, et al. Chair rise strategies in the elderly. *Clin Biomech.* 1994;9(3):187 - 192.
- Lavernia C, D' Apuzzo M, Rossi MD, et al. Accuracy of knee range of motion assessment after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2008;23(6 Suppl 1):85-91. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2008.05.019>
- Lee MY, Lee HY. Analysis for sit-to-stand performance according to the angle of knee flexion in individuals with hemiparesis. *J Phys Ther Sci.* 2013;25(12):1583-1585. <https://doi.org/10.1589/jpts.25.1583>
- Lee O, Jung JW. Validity of Borg's category ratio 10 scale during maximal-graded exercise testing. *Exercise Science.* 2016;25(2):92-99.
- Magee DJ. *Orthopedic Physical Assessment.* 6th ed. Philadelphia (PA), WB Saunders, 2014:271-286.
- Morrow MM, Hurd WJ, Kaufman KR, et al. Shoulder demands in manual wheelchair users across a spectrum of activities. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(1):61-67. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.02.001>
- Nawoczinski DA, Riek LM, Greco L, et al. Effect of shoulder pain on shoulder kinematics during weight-bearing tasks in persons with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2012;93(8):1421-1430. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.02.034>
- Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine. Preservation of upper limb function following spinal cord injury: A clinical practice guideline for health-care professionals. *J Spinal Cord Med.* 2005;28(5):434-470.
- Pentland WE, Twomey LT. The weight-bearing upper extremity in women with long term paraplegia. *Paraplegia.* 1991;29(8):521-530.
- Regan M, Teasell RW, Keast D, et al. Pressure ulcers following spinal cord injury. *Spinal cord injury rehabilitation evidence.* Version 3. 2010;11.
- Reyes ML, Gronley JK, Newsam CJ, et al. Electromyographic analysis of shoulder muscles of men with low-level paraplegia during a weight relief raise. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76(5):433-439.
- Subbarao JV, Klopstein J, Turpin R. Prevalence and impact of wrist and shoulder pain in patients with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med.* 1995;18(1):9-13.
- van Drongelen S, van der Woude LH, Janssen TW, et al. Glenohumeral contact forces and muscle forces evaluated in wheelchair-related activities of daily living in able-bodied subjects versus subjects with paraplegia and tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005a;86(7):1434-1440.
- van Drongelen S, van der Woude LH, Janssen TW, et al. Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005b;86(6):1214-1220.

---

---

This article was received January 20, 2017, was reviewed January 20, 2017, and was accepted March 16, 2017.