

편마비 환자의 앉은 자세에서 일어서기 동작 시 의자 높이와 발의 조건이 생체역학적 요소에 미치는 영향

김동훈¹, 김택훈², 최홍식², 노정석², 최규환³, 김기송⁴

¹한서대학교 대학원 물리치료학과, ²한서대학교 보건학부 물리치료학과, ³안산대학교 물리치료학과,
⁴호서대학교 생명보건대학 물리치료학과

The Effects of Chair Height and Foot Condition on the Biomechanical Factors in Sit-to-Stand Movement of Hemiplegic Patients

Dong-hoon Kim¹, PhD, PT, Tack-hoon Kim², PhD, PT, Hounng-sik Choi², PhD, PT, Jung-suk Roh², PhD, PT, Kyu-hwan Choi³, PhD, PT, Ki-song Kim⁴, PhD, PT

¹Dept. of Physical Therapy, The Graduate School, Hanseo University

²Dept. of Physical Therapy, Division of Health Science, Hanseo University

³Dept. of Physical Therapy, Ansan University

⁴Dept. of Physical Therapy, College of Life&Health Sciences, Hoseo University

Abstract

Background: It is very difficult for hemiplegic patients to effectively perform the sit-to-stand (STS) movements independently because of several factors. Moreover, the analysis of STS motion in hemiplegic patients has been thus far confined to only muscle strength evaluation with little information available on structural and environmental factors of varying chair height and foot conditions.

Objects: This study aimed to analyze the change in biomechanical factors (ground reaction force, center of mass displacement, and the angle and moment of joints) of the joints in the lower extremities with varying chair height and foot conditions in hemiplegic patients while they performed the STS movements.

Methods: Nine hemiplegic patients voluntarily participated in this study. Their STS movements was analyzed in a total of nine sessions (one set of three consecutive sessions) with varying chair height and foot conditions. The biomechanical factors of the joints in the lower extremities were measured during the movements. Ground reaction force was measured using a force plate; and the other abovementioned parameters were measured using an infra-red camera. Two-way repeated analysis of variance was performed to determine the changes in biomechanical factors in the lower extremities with varying chair height and foot conditions.

Results: No interaction was found between chair height and foot conditions ($p>.05$). All measured variables with varying chair height showed a significant difference ($p<.05$). Maximum joint flexion angle, maximum joint moment, and the displacement of the center of mass in foot conditions showed a significant difference ($p<.05$); however the maximum ground reaction force did not show a significant difference ($p>.05$).

Conclusion: The findings suggest that hemiplegic patients can more stably and efficiently perform the STS movement with increased chair height and while they are bare-foot.

Key Words: Biomechanics; Chair height; Foot conditions; Sit-to-stand.

I. 서론

뇌졸중은 손상 부위와 정도에 따라, 감각장애, 인지 기능 저하, 언어 장애 등 신체 전 분야에 걸쳐 신경학적 손상을 일으키며 일반적으로 신체의 편측마비를 일으켜 감각 및 운동 기능의 손상을 유발한다(Gillen, 2010; Mercier 등, 2001). 또한 마비측으로 넘어지지 않도록 비마비측으로 무게 중심점을 이동하게 됨으로서 대칭적인 균형능력이 감소되는 등 다양하고 복잡한 신체적 제어문제가 발생하게 된다(Dickstein 등, 1984). 따라서 보행, 계단오르기 등과 같은 일상생활에서의 기본적인 이동력에 제한을 초래하며 낙상과 같은 이차적인 위험을 증가시킨다(Lord 등, 2004). 이렇듯, 편마비 환자의 재활프로그램에서 균형과 보행 운동은 중요한 요소 중 하나이다(Brouwer 등, 2003).

일반적으로 앉은 자세에서 일어서기(sit-to-stand; STS) 동작은 일상생활에서 많이 사용되는 동작으로서 무게중심점을 낮은 자세에서 높은 자세로 이동시키는 과정이다(Hughes 등, 1996). STS 동작은 보행과 같은 기능적인 활동을 하기 위하여 선행이 되는 중요한 동작으로 독립적인 움직임과 다른 일상생활동작에 필수적이다(Demura 등, 2003). STS 동작을 수행하기 위한 필수적인 요소로서는 크게 3가지가 있다. 첫째, 일어서는데 필요한 충분한 관절모멘트의 발생이다. 둘째, STS 동작을 수행하는 동안 팔걸이, 의자높이, 발의 위치등과 같은 환경적 규제(environmental constraints)에 적응하고 수정된 운동전략을 사용할 수 있는 능력이다. 마지막으로 의자에 앉아 있는 상태에서 서기까지 무게중심(center of mass)의 이동에 따른 신체 움직임에 대한 안정성을 유지하는 것이다(Anne와 Marjorie, 1995).

대부분의 신경학적 환자들은 체간조절능력, 하지근력 및 균형능력저하 등으로 인하여, 일어서기 동작 시 체중을 전·상방으로 이동하는데 어려움을 나타내어 독립적이고 효과적인 STS 동작에 주요한 문제점이 되고 있다(Carr 등, 1985; Kim, 2003). 일반적으로 편마비 환자의 경우 마비측의 무릎관절 굽힘근의 마비가 가장 심하여 근력이 약화되고 경직이 유발되어 STS 동작 시 엉덩관절을 펼칠 때 협력근으로 작용하지 못하게 되고 무게중심점의 이동이 커지는 등의 문제점이 나타나게 된다(Lomaglio 등, 2005; Yoo, 2004).

기능적인 상태가 낮은 대상자 일수록 신체적인 능력과 더불어 환경적인 요구에 의존하여 STS 동작을 완

성한다(Mazza 등, 2004). 의자는 높이, 팔걸이, 등받이, 기울기, 쿠션 등 구조적 특성을 가지고 있으나 STS 동작 시 의자의 높이가 가장 결정적으로 움직임에 영향을 미치게 된다(Scholz 등, 2001). Sun(2010)은 60대 여성이 STS 동작 시 의자의 높이가 낮을수록 부하가 증가되어 전·후, 좌·우의 압력 중심이 크게 이동한다고 하였다. 또한 Schenkman 등(1996)은 의자의 높이가 낮아질수록 역학적인 어려움을 극복하고자 몸통의 각속도가 증가한다고 하였다. 이렇듯 낮은 의자 일수록 기립 시, 보다 큰 힘이 발휘되고 최대반력까지의 도달 시간이 오래 걸려, 의자의 높이가 STS 동작에 중요한 영향을 미치는 변수임을 알 수 있다(Lee, 2006).

동일한 바닥면에서 보행 시 맨발, 양말, 신발 등 발의 조건이 변화되면 미끄럼 저항계수가 달라져 바닥면의 안정성이 달라지게 된다(Jeong, 2012). STS 동작도 신체중심과 기저면의 상호 관계에 의한 동적 균형능력을 필요로 하기 때문에(Onell, 2000), 불안정 바닥면에서는 체간의 안정성과 자세조절에 관여하는 근육의 활성도가 증가하게 된다(Taub 등, 2007). 더욱이 뇌졸중 환자들은 발병 후에 나타나는 공통적인 마비 증상으로 신체를 조절하는 자세 및 균형 조절에 문제가 발생되어 변화된 기저면에서의 STS 동작에 더욱 더 어려움을 겪게 된다(Johannsen 등, 2006; Laufer 등, 2003; Vearrier 등, 2005). Kim과 Park(2016)은 불안정한 신발을 신고 STS 동작을 수행할 경우 초기단계에서 하지 관절의 굽힘각도와 큰 볼기근의 힘이 증가한다고 하였으며, Park 등(2013)은 뇌졸중 환자의 경우 불안정 지지면에서 STS 동작 시 무릎관절의 힘과 전방으로의 체중분포가 증가한다고 하였다. 또한 Park과 Kim(2015)은 건강한 여성이 하이힐을 신고 STS 동작을 하게 되면 무릎관절의 굽힘각도와 모멘트가 증가한다고 하였다.

이렇듯 STS 동작은 근수축력과 더불어 의자높이에 따른 무게중심점 및 체간 움직임의 변화, 동작소요시간, 근육의 활성도 요인을 분석하거나 불안정한 바닥면, 신발의 모양과 굽의 형태 등의 다양한 발의 조건에 따른 관절운동, 근력, 모멘트에 관한 선행연구들이 보고되었다. 그럼에도 불구하고, 아직까지 편마비 환자의 STS 동작 분석은 근력 평가에 국한되어 있고, 의자의 높이와 여러 가지 발의 조건에 관한 연구는 미흡한 실정이다. 따라서, 본 연구의 목적은 편마비 환자의 STS 동작 시 동적인 균형에 영향을 미치는 발의 조건과 의자의 구조적 요소에 가장 영향을 미치는 의자 높이에 따라 하지

관절의 생체역학적 요소를 분석하여 편마비 환자의 STS 동작 시 안전한 환경적 조건을 제시하고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구에서는 최근 1년간 하지에 수술 경력이 없고 뇌졸중 발병기간이 1년 이상이 된 대상자로서, 한국형 간이정신상태검사(Korean version of mini mental state examination; K-MMSE) 24점 이상으로 검사자의 지시를 이해하거나 의사소통에 어려움이 없는 9명을 대상으로 선정하였다. 대상자에게 실험 전 본 연구의 목적과 절차에 대하여 충분히 설명을 하고 자발적인 참가 동의서를 얻은 후 실험을 실시하였다.

2. 연구 절차와 방법

가. 측정도구

변화된 환경 속에서 안정된 STS 동작을 실행하기 위해 기저면 내로 무게중심점을 이동하게 되면서, 하지관절의 굽힘각도, 모멘트, 지면반발력, 무게중심점의 생체역학적 요소가 변화하게 된다. 이러한 생체역학적 요소를 측정 분석하기 위하여 지면반력측정기(force plate, BP400600, Bertec, USA)와 적외선 카메라(infra-red camera, Raptor-E, MotionAnalysis corp, USA) 6대, 적외선 카메라(infra-red camera, Osprey, MotionAnalysis corp., USA) 4대를 사용하였다. 하지관절의 3차원 좌표 데이터를 측정하기 위하여 좌우측 위뒤엉덩뼈가시, 엉치뼈중앙, 좌우측 위앞엉덩뼈가시, 좌우측 전면넓다리, 좌우측 안가쪽용기, 좌우측 정강이, 좌우측 안가쪽복사뼈, 좌우측 뒤꿈치, 좌우측 발등 21곳에 마커를 부착하였다. 신체 좌우 방향은 X축, 앞 뒤 방향은 Y축, 상·하 방향을 Z축으로 하여, 표본추출률(sampling rate)은 지면반력측정기는 1200 Hz, 적외선 카메라는 120 Hz로 설정하였다. 지면반력 측정기와 적외선 카메라를 통해 얻어진 데이터를 Kintool RT 분석프로그램을 이용하여 관절각도, 관절모멘트, 무게중심점의 변위 차, 지면반발력을 구하였다. 대상자의 일반적인 특성은 자동 신장계(height measure, BSM330, Inbody, Korea)와 체지방측정기(body fat analyzer, Inbody720, Inbody, Korea)를 이용하여 신장, 체중, body mass index (BMI)를 측정하였다.

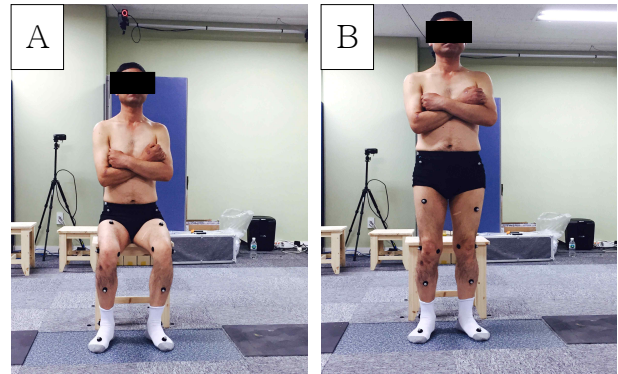


Figure 1. Starting and finishing posture of sit-to-stand. (A: start posture of sit-to-stand B: finish posture of sit-to-stand)

나. 측정방법

앉았다 일어서기 동작 프로그램 구성은 Sun(2010)이 제시한 실험방법을 기초로 하여 재구성하였다. 의자는 “폭 37 cm, 너비 45 cm(Lee, 2006), 높이는 40 cm”를 기준으로 상·하 각각 5 cm 증가·감소시켜 총 3개의 조건으로 설정하였다(Feland 등, 2005). 동일한 위치에 의자를 배치하기 위하여 마커를 이용하여 바닥의 4곳에 표시하였으며, 실험순서는 지면반력측정기 위에 실내바닥재의 평균마찰계수에 가까운 테코타입의 바닥재를 힘판에 설치한 후 의자의 높이는 35 cm에서 증가하고 기저면의 표면 상태는 맨발, 양말, 신발 순으로 배치하여 중재프로그램을 실시하였다.

의자를 마커 위치에 배치한 후 피험자는 하지에 마커를 부착 후 의자의 높이와 발의 표면 상태를 결정한 후 의자에 앉아 준비 자세를 취한다. 동일한 발의 표면 상태를 위하여, S사의 양말과 Z사의 운동화를 대상자의 사이즈에 맞게 준비하였다. 준비 자세는 팔의 대상작용을 최소화하기 위하여 비마비측 팔을 이용하여 마비측 팔을 가슴에 모은 후 양발은 평상시 일어나는 편안한 자세일 때로 발을 위치 시켰다.

피험자가 의자에 앉아 준비된 상태에서 ‘예’라고 대답하면 진행자의 ‘일어나세요’ 구령에 따라 정면을 응시하면서 피험자가 안정하고 선호하는 속도로 양발 움직임 없이 힘판 위에 안정된 자세로 평상시 일어나는 습관에 맞추어 일어나는 동작을 실시하였다. 최대한 일어섰을 때 2초간 유지한 후 3회 반복하였다. 각 동작간에는 근 피로를 최소화하기 위하여 1분간 휴식시간을 주었으며 3회 중 앉았다 일어서기 동작 시 크게 무리 없이 이루어진 동작을 분석하였다(Figure 1). STS 동작

시 동적균형을 위해 비마비측으로 체중조절이 이루어지는 편마비 환자의 특성에 따라 비마비측 하지관절의 생체역학적 요소를 분석하였다.

3. 분석 방법

편마비 환자의 앉았다 일어서기 동작 시 의자 높이와 발의 조건에 따른 하지관절의 생체역학적 요소의 변화를 알아보기 위하여 반복측정이원분산분석을 실시하였다. 분산분석에 따른 사후검정은 Bonferroni법을 선택하였다. 연구대상자의 일반적인 특성은 기술통계를 통하여 평균값과 표준편차를 산출하였다. 본 연구의 통계적 분석은 SPSS ver. 22.0(SPSS Inc., Chicago, IL, USA) 통계프로그램을 이용하였으며, 모든 통계적 유의수준은 $\alpha=0.05$ 로 정하였다.

III. 결과

1. 연구대상자의 일반적 특성

실험에 참여한 대상자는 남성이 8명, 여성이 1명 이었고 평균연령은 59.2세, 신장은 168.1cm, 체중은 68.6 kg, 체질량지수는 24.2 kg/m² 이었다. 하지의 평균길이는 83.5 cm, 우측발의 크기는 249.2 mm, 좌측발은 248.5 mm 이었으며, K-MMSE는 27.2점 이었다. 병리학적 특성은

Table 1. General characteristics of the subjects (N=9)

General characteristics	Descriptive statistics quantity
Sex (male/female)	8/1
Site of injury (left/right)	7/2
Type of injury (infarction/hemorrhage)	6/3
Onset (years)	7.7±6.0 ^a
K-MMSE ^b (score)	27.2±2.5
Age (years)	59.2±8.0
Height (cm)	168.1±12.9
Weight (kg)	68.6±9.7
BMI ^c (kg/m ²)	24.2±1.6
Length of leg (cm)	83.5±6.0
Length of right foot (mm)	249.2±17.5
Length of left foot (mm)	248.5±17.9

^amean±standard deviation, ^bKorean version of mini mental state examination, ^cbody mass index.

뇌경색 6명, 뇌출혈 3명이었고, 좌뇌 손상은 7명, 우뇌 손상은 2명이었으며 발병기간은 7.7년 이었다(Table 1).

2. STS 동작 시 최대 굽힘 각도 비교

STS 동작 시 의자 높이와 발의 조건에 따라 하지관절 최대 굽힘 각도(range of motion; ROM)를 비교분석한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다(Table 2).

비마비측 하지의 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절에서 의자 높이와 발의 조건 사이에 교호작용은 없었다($p>.05$). 의자 높이에서는 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 최대 굽힘 각도가 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 발의 조건에서는 무릎관절, 발목관절의 최대 굽힘 각도가 유의한 차이를 보였으나($p<.05$), 엉덩관절의 최대 굽힘 각도는 유의한 차이가 없었다($p>.05$)(Table 3). 사후검정 결과, 의자 높이에 따른 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 최대 굽힘각도는 35 cm와 40 cm 사이, 35 cm와 45 cm 사이, 40 cm와 45 cm 사이에서 유의한 차이를 보였다($p<.05$)(Table 3). 발의 조건에 따른 무릎관절의 최대 굽힘 각도는 양말과 신발 사이에서 유의한 차이를 보였고($p<.05$), 발목관절의 최대 굽힘 각도는 맨발과 신발과 사이에서 유의한 차이를 보였다($p<.05$)(Table 3).

3. STS 동작 시 최대 관절 모멘트 비교

STS 동작 시 의자 높이와 발의 조건에 따라 하지의 최대 관절 모멘트를 비교분석한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다(Table 4).

비마비측 하지의 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절에서 의자 높이와 발의 조건 사이에 교호작용은 없었다($p>.05$). 의자 높이에서는 엉덩관절의 최대 관절 모멘트는 유의한 차이를 보였으나($p<.05$), 무릎관절과 발목관절에서는 최대 관절 모멘트가 유의한 차이가 없었다($p>.05$) 발의 조건에서는 엉덩관절의 최대 관절 모멘트가 유의한 차이를 보였으나($p<.05$), 무릎관절과 발목관절에서는 최대 관절 모멘트가 유의한 차이가 없었다($p>.05$)(Table 5). 사후검정 결과, 의자 높이에 따른 엉덩관절의 최대 관절 모멘트는 35 cm와 45 cm 사이에서 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 발의 조건에 따른 엉덩관절의 최대 관절 모멘트는 맨발과 양말 사이에서 유의한 차이를 보였다($p<.05$)(Table 5).

4. STS 동작 시 무게중심점의 변위 차 비교

STS 동작 시 의자 높이와 발의 조건에 따라 무게중심

Table 2. The maximal flexion ROM of variation in chair height and foot wear types

Chair height	Foot wear	Hip joint (°)	Knee joint (°)	Ankle joint (°)
35 cm	Barefoot	95.88±6.87 ^a	106.85±6.97	13.52±3.47
	Socks	97.95±3.76	105.69±5.84	13.41±1.23
	Shoes	97.14±5.37	106.45±6.62	15.73±4.36
40 cm	Barefoot	89.45±7.03	98.04±6.68	10.64±2.66
	Socks	91.78±6.88	97.70±6.50	11.13±2.83
	Shoes	91.00±5.00	99.69±5.66	13.17±4.07
45 cm	Barefoot	81.95±3.97	90.88±6.94	8.09±3.50
	Socks	83.64±5.01	87.99±9.34	8.28±3.86
	Shoes	84.32±3.63	91.01±7.92	10.91±4.10

^amean±standard deviation.

Table 3. The maximal flexion ROM of variation in chair height and foot wear types

Joint	Variable	df ^a	SS ^b	MS ^c	F	Bonferroni
Hip (°)	Chair height	2	2535.52	1267.76	95.15*	35 cm>40 cm*
						35 cm>45 cm*
						40 cm>45 cm*
	Foot wear	2	64.86	32.43	2.55	
Chair height × Foot wear	4	6.92	1.73	.25		
Knee (°)	Chair height	2	3618.43	2662.27	263.33*	35 cm>40 cm*
						35 cm>45 cm*
						40 cm>45 cm*
	Foot wear	2	54.33	27.17	5.52*	Shoes>Socks*
Chair height × Foot wear	4	24.70	6.17	1.73		
Ankle (°)	Chair height	2	355.24	177.62	43.94*	35 cm>40 cm*
						35 cm>45 cm*
						40 cm>45 cm*
	Foot wear	2	106.30	53.15	5.98*	Shoes>Barefoot*
Chair height × Foot wear	4	1.60	.40	.08		

^adegree of freedom, ^bsum of squares, ^cmean squares, *p<.05.

Table 4. The maximal joint moment of variation in chair height and foot wear types

Chair height	Foot wear	Hip joint (Nm)	Knee joint (Nm)	Ankle joint (Nm)
35 cm	Barefoot	59.97±19.33 ^a	-82.01±24.53	22.58±9.74
	Socks	68.08±14.87	-82.64±23.96	24.35±12.05
	Shoes	69.53±15.85	-78.89±25.27	23.63±10.18
40 cm	Barefoot	58.64±14.48	-79.45±24.19	22.78±9.07
	Socks	66.64±20.84	-77.32±27.41	23.70±5.61
	Shoes	62.29±15.67	-78.73±24.04	22.67±6.53
45 cm	Barefoot	55.13±18.08	-68.04±35.82	17.88±6.41
	Socks	60.87±20.29	-74.05±30.95	19.02±10.23
	Shoes	59.35±17.56	-72.69±25.40	21.55±8.21

^amean±standard deviation.

Table 5. The maximal joint moment of variation in chair height and foot wear types

Joint	Variable	df ^a	SS ^b	MS ^c	F	Bonferroni
Hip (Nm)	Chair height	2	718.70	359.35	5.71*	35 cm>45 cm*
	Foot wear	2	831.64	415.82	5.40*	Socks>Barefoot*
	Chair height × Foot wear	4	136.76	34.19	.59	
Knee (Nm)	Chair height	2	1323.47	1201.00	2.84	
	Foot wear	2	34.82	1.28	27.09	
	Chair height × Foot wear	4	239.26	59.81	.64	
Ankle (Nm)	Chair height	2	263.05	131.52	1.99	
	Foot wear	2	36.47	18.23	.27	
	Chair height × Foot wear	4	46.96	11.74	.18	

^adegree of freedom, ^bsum of squares, ^cmean squares, *p<.05.

Table 6. The displacement of COM in accordance with in chair height and foot wear types

Chair height	Foot wear	Frontal axis (mm)	Sagittal axis (mm)	Vertical axis (mm)
35 cm	Barefoot	24.15±6.25 ^a	183.43±25.78	221.89±38.80
	Socks	35.37±10.50	199.28±30.63	221.64±37.59
	Shoes	19.02±5.81	200.33±26.27	227.08±37.49
40 cm	Barefoot	24.03±6.04	176.39±22.47	192.00±36.07
	Socks	29.58±6.50	189.90±29.02	193.35±37.44
	Shoes	16.55±5.10	189.53±23.38	200.42±37.49
45 cm	Barefoot	21.33±3.92	182.83±21.20	166.26±39.06
	Socks	29.59±7.66	189.43±36.27	166.18±38.08
	Shoes	17.91±4.91	186.69±29.61	172.33±39.84

^amean±standard deviation.

Table 7. The displacement of COM in accordance with in chair height and foot wear types

Axis	Variable	df ^a	SS ^b	MS ^c	F	Bonferroni
Frontal (mm)	Chair height	2	166.03	83.01	2.64	
	Foot wear	2	2570.56	1285.28	49.10*	Socks>Barefoot* Barefoot>Shoes* Socks>Shoes*
	Chair height × Foot wear	4	139.17	34.79	2.39	
Sagittal (mm)	Chair height	2	1331.25	665.62	1.54	
	Foot wear	2	2445.41	2115.31	3.03*	Shoes>Barefoot*
	Chair height × Foot wear	4	431.12	107.78	.47	
Vertical (mm)	Chair height	2	41266.12	20633.06	2016.65*	35 cm>40 cm* 35 cm>45 cm* 40 cm>45 cm*
	Foot wear	2	736.56	1.34	13.86*	Shoes>Barefoot* Shoes>Socks*
	Chair height × Foot wear	4	25.30	6.32	1.32	

^adegree of freedom, ^bsum of squares, ^cmean squares, *p<.05.

점(center of mass; COM)의 최대, 최소값의 변위차이를 비교분석한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다(Table 6).

시상축 (전·후), 이마축 (좌·우), 수직축 (상·하)에서 의자 높이와 발의 조건 사이에 교호작용은 없었다($p>.05$). 의자 높이에서는 무게중심점의 수직축 변위가 유의한 차이를 보였으나($p<.05$), 무게중심점의 시상축, 이마축 변위는 유의한 차이가 없었다($p>.05$). 발의 조건에서는 무게중심점의 시상축, 이마축, 수직축 변위 모두 유의한 차이를 보였다($p<.05$)(Table 7). 사후검정 결과, 의자 높이에 따른 무게중심점의 변위는 수직축에서 35 cm와 40 cm 사이, 35 cm와 45 cm 사이, 40 cm와 45 cm 사이에서 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 발의 조건에 따른 무게중심점의 변위는 이마축에서 맨발과 양말사이, 맨발과 신발사이, 양말과 신발사이에서 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 시상축에서는 맨발과 신발 사이에서 유의한 차이를 보였고($p<.05$), 수직축에서는 맨발과 신발사이, 양말과 신발사이에서 유의한 차이를 보였다($p<.05$)(Table 7).

5. STS 동작 시 최대 지면 반발력 비교

STS 동작 시 의자 높이와 발의 조건에 따라 최대 지면 반발력(ground reaction force; GRF)을 비교분석한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다(Table 8).

최대 지면 반발력은 의자 높이와 발의 조건 사이에 교호작용은 없었다($p>.05$). 의자높이에서 최대 지면 반

발력은 유의한 차이를 보였으나($p<.05$), 발의 조건에서 최대 지면 반발력은 유의한 차이를 보이지 않았다($p>.05$)(Table 9). 사후검정 결과, 의자 높이에 따른 최대 지면 반발력은 40 cm와 45 cm 사이에서 유의한 차이를 보였다($p<.05$)(Table 9).

IV. 고찰

본 연구는 편마비 환자를 대상으로 STS 동작에 영향을 미치는 의자 높이와 발의 조건에 따라 하지관절의 최대 굽힘 각도, 최대 모멘트, 무게중심점 변위, 최대 지면 반발력의 생체역학적 요소를 분석하였으며. STS 동작 시 균형을 위해 비마비측으로 체중조절이 이루어지는 편마비 환자의 특성에 따라 비마비측 하지를 측정하였다.

본 연구의 결과 STS 동작 시 의자높이가 낮을수록 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 최대 굽힘 각도가 증가하였으며 통계학적으로 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 의자 높이가 낮아질수록 앉기의 깊이는 증가되기 때문에 지지면내에 신체의 무게중심점을 위치시키기 위하여 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 굽힘 각도가 증가하게 된다(Li 등, 1996; Savelberg 등, 2007). Hwang 등(2008)의 한국 고령자의 다양한 의자 높이에서 STS 동작 시 관절운동의 특성에 관한 선행연구를 보면 42 cm 의자

Table 8. The maximum GRF in accordance with in chair height and foot wear types

Chair height	Foot wear	Maximal GRF ^a (kgf)
35 cm	Barefoot	80.86±11.79 ^b
	Socks	82.27±12.06
	Shoes	82.85±12.40
40 cm	Barefoot	80.87±12.87
	Socks	81.96±13.01
	Shoes	81.45±13.20
45 cm	Barefoot	78.44±12.17
	Socks	79.38±12.28
	Shoes	79.98±13.27

^aground reaction force, ^bmean±standard deviation.

Table 9. The maximum GRF in accordance with in chair height and foot wear types

GRF ^a	Variable	df ^b	SS ^c	MS ^d	F	Bonferroni
GRF (kgf)	Chair height	2	111.77	55.88	6.45*	40 cm>45 cm*
	Foot wear	2	28.95	14.47	2.42	
	Chair height × Foot wear	4	5.86	1.46	.38	

^aground reaction force, ^bdegree of freedom, ^csum of squares, ^dmean squares, * $p<.05$.

높이에서 일어날 경우 엉덩관절 70°, 무릎관절 85°, 발목관절 17°의 최대 굽힘 각도를 보였으며, 21 cm 의자 높이에서 일어날 경우 엉덩관절 122°, 무릎관절 113°, 발목관절 25°의 최대 굽힘 각도를 보여 의자 높이가 낮아질수록 최대 관절 굽힘 각도가 증가함을 보고 하였으며, 본 연구결과도 비슷한 양상을 보였다. 또한 Sun(2010)의 60대 여성의 의자 높이에 따른 STS 동작의 운동역학적 분석에 관한 선행연구에서, 엉덩관절 굽힘 각도가 35 cm 높이에서 38.32°, 40 cm 높이에서 37.23°, 45 cm 높이에서 36.15°로 의자 높이가 낮아질수록 엉덩관절의 최대 굽힘 각도가 증가한다는 연구결과와도 유사하였다. Medeiros 등(2015)의 뇌성마비 아동의 STS 동작분석에 관한 선행 연구에서도 무릎이 90° 된 의자 높이에는 무릎이 전방으로 6.85 cm에 위치하고, 120% 높아진 의자 높이에서는 무릎이 7.09 cm로 좀 더 앞에 위치하게 되어, 의자 높이가 낮아질수록 무릎관절의 굽힘 각도가 증가된다고 하여 본 연구결과도 비슷한 양상을 보였다.

STS 동작 시 의자높이가 낮을수록 하지관절의 모멘트가 증가하였으나, 엉덩관절에서만 통계학적으로 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 엉덩관절의 경우 엉덩이가 떨어지는 모멘트 전이가 일어나는 단계부터 펴근이 작용하여 좁은 지지면으로 압력중심을 이동하기 위한 굽힘 모멘트를 조절하게 된다(Schultz 등 1992). 이런 움직임을 위하여 넙다리 네갈래근, 장딴지근, 가자미근이 중요하게 작용 되어진다(Kim, 2008). 신체가 펴되고 안정화 되는 동안 의자에서 발쪽으로 체중을 이동하기 위해 안쪽넓은근, 넙다리 곧은근, 넙다리두갈래근이 최대로 작용하게 되어 하지관절의 모멘트가 증가된 것으로 생각된다(Millington 등, 1994). 의자의 높이가 낮아질수록 앉기의 깊이가 증가되어 외적인 모멘트팔이 커져 근육과 관절에 대한 요구가 증가된다(Neumann, 2010). 증가된 부하에 따른 일어서기 동작의 전략변화가 일어나지 않을 경우, 보다 큰 하지관절의 모멘트가 필요로 하게된다. 본 연구에서는 팔의 대상작용 및 팔걸이 사용 등의 전략적 변화를 최소화하여 하지관절의 모멘트가 증가된 것으로 생각된다(Savelberg 등, 2007). Yoshioka(2014)는 STS 동작 시 의자 높이에 따른 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 최대 모멘트는 낮은 의자에서 수행할 경우 높은 의자에서 수행할 경우보다 증가하며 통계학적으로 유의한 차이를 보인다고 하였으며, 본 연구결과도 비슷한 양상을 보였다.

자세동요는 신체의 무게중심을 지지면내에 유지하는 것(Norre, 1993)을 말하며 이것은 균형감각의 표현으로

나타낸다(Kim 등, 1995). 편마비 환자의 STS 동작 시 의자 높이에 따른 무게중심점의 변위는 시상축, 수직축으로 증가하였으며 수직축에서 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 의자 높이가 낮아질수록 앉기의 깊이가 깊어지고 부하는 증가되어 하지근력이 약한 노인의 경우 무게중심점을 기저면내에 위치시키기 위하여 몸통을 앞으로 굽힘시켜 엉덩관절 굽힘 각도가 증가된다. 이러한 변화는 하지근력이 약한 노인이 전형적으로 안정된 STS 동작을 하기 위해 체간을 앞으로 가져가는 전략이다(Sun, 2010). 노인과 같이 하지근력이 약한 편마비 환자의 경우도 비슷한 전략을 사용하기 때문에 의자 높이가 낮아질수록 시상축, 수직축으로의 무게중심점의 변위가 증가된 것으로 생각된다.

STS 동작 시 의자높이가 낮을수록 최대 지면반발력은 증가되었으며, 통계학적으로 유의한 차이를 보였다($p<.05$). STS 동작 시 지면반발력은 초기에 체중의 10%, 엉덩이 들기 시점에서 체중의 30~35%, 엉덩이 떼기 직후 체중의 58%, 일어난 자세에서 체중의 50% 되어, 엉덩이 떼기 직후 최대가 되며(Etnyre와 Tomas, 2007), 다양한 발의 조건에 따라 변하게 된다. 편마비 환자의 경우 무릎의 굽힘 각도가 75° 되는 발의 조건에서는 비마비측 발의 지면반발력이 감소된다고 하여(Brunt 등, 2002), 의자 높이가 낮아질수록 지면반발력이 증가됨을 알 수 있다. Lee(2006)의 의자 높이에 따른 지면반발력의 변화에 관한 선행연구에서 70° 의자 높이에서 최대지면반발력은 47 kg/sec, 90° 의자높이에서는 42.0 kg/sec, 110° 의자 높이에서는 39.1 kg/sec으로 의자 높이가 낮아질수록 최대 지면반발력이 증가하였다는 연구결과와도 유사하였다. 또한 Roy(2006)등의 편마비 환자를 대상으로 한 STS 동작 분석에서, 편안하고 대칭적인 발의 위치에서 동작을 실시할 경우 의자 높이가 낮을수록 지면반발력이 증가하였다는 연구결과와도 비슷한 양상을 보였다.

STS 동작 시 발의 조건에 따른 하지관절의 최대 굽힘 각도는, 신발을 신었을 경우 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 최대 굽힘 각도가 증가하였으며, 무릎관절과 발목관절에서 통계학적으로 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 신발을 신었을 경우 굽의 높이가 증가함에 따라 의자의 높이가 상대적으로 낮아지게 되고 이에 따라 하지관절의 굽힘 각도가 증가된 것으로 생각된다. Kim과 Park(2016)의 건강한 여성의 STS 동작 시 불안정한 신발이 하지의 생체역학적 요소에 미치는 영향에 관한 선행연구에서, 대상자의 넙다리 외측과에서 지면까지의 의자 높이에서 동작

을 실시할 경우, 맨발일 경우보다 신발을 신고 동작을 수행할 때 하지관절의 굽힘 각도가 증가하였다는 연구결과와 비슷한 양상을 보였다.

STS 동작 시 발의 조건에 따른 하지관절의 최대 모멘트는, 양말을 신고 수행할 경우 맨발일 경우보다 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절에서 증가하였으나, 엉덩관절에서만 유의한 차이를 보였다($p < .05$). 양말을 신고 보행할 경우 미끄럼 저항계수는 .35~.90으로 맨발로 보행할 경우 .45~.90보다 감소하여 불안정하게 된다(Jeong, 2012). 따라서 양말을 신고 STS 동작 시 불안정한 지지면 위에서 동작을 유지하는 균형능력이 필요하며, 이러한 균형능력을 조절하는 요소에는 신경학적 및 근골격계 요인이 중요하게 작용하게 되기 때문일 것으로 사료된다(Horak, 1987; Lee 등, 1996). Kim 등(2010)은 불안정한면에서 편마비 환자의 균형훈련은 넙다리두갈래근, 넙다리곧은근, 앞정강근의 활성도를 증가한다고 하였다.

STS 동작 시 발의 조건에 따른 무게중심점의 변위는, 양말을 신었을 경우는 이마측으로 변위차가 증가하였고 통계학적으로 유의한 차이를 보였다($p < .05$). 신발을 신었을 경우 무게중심점의 변위는 시상축과 수직축으로 증가하였으며 통계학적으로 유의한 차이를 보였다($p < .05$). STS 동작 중 엉덩이 떼기 순간부터 기립자세로 변환하기 까지 무게중심점의 이동이 일어나는 과정으로 무게중심점을 기저면내로 위치시키기 위해 안정성과 균형이 강조되는 단계이다. 노인과 같이 하지의 근력이 약하고 체중이 균등하지 못한 편마비 환자의 경우(Kim 등, 2000), 마비측에 비해 비마비측으로 체중을 지탱하기 때문에 발목의 자세동요가 커지고 일어서기 후반기에서 비마비측 다리로의 힘의 이동이 증가된다. 양말을 신어 발이 불안정한 조건에서는 이러한 비대칭율이 증가되어 무게중심점의 변위가 이마측으로 좀 더 커지는 것으로 생각된다(Jeong 등, 2013). Shin과 Lee(2012)의 지지조건에 따른 시각되먹임이 뇌손상환자의 STS 동작 시 자세조절에 미치는 영향에 관한 선행연구에서 폐안시키고 기저면을 경사로 불안정하게 만들었을 경우 대조군보다 비대칭의존도가 높다는 연구결과와 비슷한 양상을 보였다. 또한 신발을 신었을 경우 상대적으로 의자의 높이가 낮아지게 되고 지지면내에 신체의 무게중심점을 앞으로 위치시키기 위하여 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 굽힘 각도가 증가되어 시상축과 수직축의 변위가 증가된 것으로 생각된다(Li 등, 1996).

STS 동작 시 발의 조건에 따른 하지관절의 최대 지면반발력은, 양말과 신발을 신고 수행할 경우 맨발일 경

우보다 증가하였으나 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않았다($p > .05$). Kim(2011)은 빠른 속도에서 일어서기를 시도하는 경우 압력중심의 변화가 심하게 나타나고 균형상실의 위험이 증가되어, 신체를 전·상방으로 안정성있게 이동시키기 위해 최대 수직 지면반발력이 증가된다고 하였다. 따라서, 양말을 신고 동작을 수행할 경우 바닥의 미끄럼 저항계수가 감소되어 동적인 균형능력이 맨발일 경우보다 더 요하게 되어 최대 지면반발력이 증가한 것으로 생각된다. 또한, 신발을 신었을 경우 신발 굽으로 인해 상대적으로 의자의 높이가 낮아지게 되어 신체 무게중심을 전·상방으로 이동시키기 위해 최대 지면반발력이 증가된 것으로 생각된다.

그러나 본 연구 결과를 모든 편마비 환자들에게 일반화시키기에는 어려움이 있다. 그 이유로 첫째, 실험대상자의 수가 적어 모든 편마비 환자들의 생체역학적 분석이라 정형화하기엔 어려움이 있다. 둘째, 편마비 환자의 유형적 분류에서 뇌경색으로 인한 편마비 환자가 많아 뇌출혈로 인한 편마비 환자의 경우 본 연구의 결과를 일반화 시키기에는 한계점이 있다. 셋째, 본 연구에서는 하지의 생체역학적 분석을 목적으로 하여 초기 무릎과 발목의 각도변화가 없는 몸통을 구부리는 단계를 배제하여, 전체적인 앉은 자세에서 일어서기 동작의 분석을 하지 못하였다. 넷째, 의자의 높이를 환자의 인체계측학적 결과에 따라 상대높이로 설정하지 못한 제한점이 있었다.

이에 향후, 편마비 환자를 대상으로 한 STS 동작의 생체역학적 요소의 분석에 관한 연구가 진행 된다면, 다양한 편마비 환자를 대상으로, 선행연구에서 분류되었던 동작의 분석구간에 이벤트를 주고, 대상자의 인체계측학적 결과에 따른 의자높이를 설정하여 정밀한 분석이 이루어져야 할 것이다. STS 동작은 보행으로 가기위한 선행 동작일 뿐만 아니라 일상생활 동작에 있어 많이 쓰이는 동작이다. 편마비 환자의 경우, 근력 및 균형능력과 더불어 다양한 환경적 요소로 인하여 STS 동작에 많은 어려움을 초래하게 된다. 따라서, 편마비 환자의 안전한 STS 동작을 위해 의자높이와 신발, 양말과 같은 환경적인 요소에도 많은 연구가 이루어져야 할 것으로 생각된다.

V. 결론

본 연구는 편마비 환자를 대상으로 STS 동작에 영향을 미치는 의자 높이와 발의 조건에 따라 하지관절의 생

체역학적 요소를 분석하기 위해 시행되었다. 의자 높이에 따른 하지관절의 최대 굽힘 각도, 최대 관절 모멘트, 무게 중심점의 변위, 최대 지면반발력을 비교분석한 결과, 의자 높이와 발의 조건 사이에 교호작용은 없었다($p>.05$). 하지 관절의 최대 굽힘 각도는 의자 높이가 35 cm와 40 cm일 때 증가하였으며 유의한 차이를 보였다($p<.05$), 최대 관절 모멘트는 의자 높이가 35 cm일 때 증가하였으나, 엉덩관절에서만 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 의자 높이가 35 cm와 40 cm일 때 무게중심점의 변위는 시상축, 수직축으로 증가하였으나, 수직축에서 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 최대 지면반발력은 의자 높이가 40 cm일 때 증가하였으며 유의한 차이를 보였다($p<.05$).

발의 조건에 따른 하지관절의 최대 굽힘 각도, 최대 관절 모멘트, 무게중심점의 변위, 최대 지면반발력을 비교분석한 결과, 발의 조건과 의자 높이 사이에 교호작용은 없었다($p>.05$). 신발을 신었을 경우 무릎관절, 발목관절의 최대 굽힘 각도가 증가하였으며 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 양말을 신었을 경우, 엉덩관절의 최대 모멘트가 증가하였으며 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 무게 중심점의 변위는 수직축, 시상축, 이마축으로 증가하였으며 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 최대 지면반발력은 양말과 신발을 신은 경우 증가하였으나 유의한 차이를 보이지 않았다($p>.05$).

이상의 연구 결과로 볼 때 편마비 환자의 STS 동작 시 의자의 높이가 35 cm와 40 cm로 낮을 경우, 전·상방으로 무게중심점을 이동하기 위해, 하지관절의 굽힘 각도, 모멘트, 지면반발력은 증가되고, 양말을 신었을 경우처럼 발의 조건이 불안정할 경우 좌·우로 무게중심점이 이동하는 것을 알 수 있었다. 그러므로, 편마비 환자가 STS 동작을 작은 모멘트와 동요로 보다 안정적이고 효율적으로 수행하기 위해서는, 45 cm 의자 높이와 맨발인 발의 조건에서 수행해야 할 것으로 생각된다.

References

Anne S, Marjorie HW. Motor control: Theory and practical applications. 1ed. Baltimore, Maryland, Lippincott Williams & Wilkins. 1995;257-259.
Brouwer BJ, Walker C, Rydahl SJ, et al. Reducing fear of falling in seniors through education and activity programs: A randomized trial. J Am

Geriatr Soc. 2003;51(6):829-834.
Brunt D, Greenberg S, Wankadia MA, et al. The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. Arch Phys Med Rehabil. 2002;83(7):924-929.
Carr JH, Shepherd RB, Nordholm L, et al. Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients. Phys Ther. 1985;65(2):175-180.
Demura S, Sato S, Minami M, et al. Gender and age differences in basic ADL ability on the elderly: Comparison between the independent and the dependent elderly. J Physiol Anthropol Appl Human Sci. 2003;22(1):19-27.
Dickstein R, Nissan M, Pillar T, et al. Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients: Major characteristics and patterns of improvement. Phys Ther. 1984;64(1):19-23.
Etnyre B, Tomas DQ. Event standardization of sit-to-stand movements. Phys Ther. 2007;87(12):1651-1666.
Feland JB, Hager R, Merrill RM. Sit-to-stand transfer: Performance in rising power, transfer time and sway by age and sex in senior athletes. Br J of Sports Med. 2005;39(11):e(39).
Gillen G. Stroke rehabilitation: A function-based approach. 3ed. New York, Elsevier, 2010;4-25.
Horak FB. Clinical measurement of postural control in adults. Phys Ther. 1987;67(12):1881-1885.
Hughes MA, Samsa G, Schenkman M, et al. The relative importance of strength and balance in chair rise by functionally impaired older individuals. J Am Geriatr Soc. 1996;44(12):1441-1446.
Hwang SJ, Son JS, Kim JY, et al. Analysis of joint movements and changes of muscle length during STS(sit-to-stand) at various sitting heights in the Korean elderly's daily life. J Biomed Eng. 2008;29(6):484-492.
Jeong HY, Kim JW, Kwon YR, et al. Asymmetry of the reaction forces on thighs and feet during sit-to-stand movement in normal subjects. J Biomed Eng. 2013;34(14):197-203.
Jeong JH. Survey report on the safety of flooring at

- home. Korea Consumer Agency, 2012:13-15.
- Johannsen L, Broetz D, Karnath HO. Leg orientation as a clinical sign for pusher syndrome. *BMC Neurol.* 2006;6(30):1-15. <https://doi.org/10.1186/1471-2377-6-30>
- Kim EJ, Hwang BG, Lee SY, et al. The effects of gait component and muscular activity on unstable surface balance training in stroke patients. *Journal of Rehabilitation Research.* 2010;14(4):329-346.
- Kim HT. The Effects of foot placement and lifting on lower extremity muscle activity and foot pressure during sit to stand and stand to sit in hemiparetic patients. Seonam University, Master Thesis. 2008.
- Kim JS, Kang SY, Kim JK. Weight bearing study using digital scales in hemiplegic patients. *J Korean Acad Rehabil Med.* 2000;24(6):1055-1060.
- Kim YH. Comparison on the onset time of muscles contraction during sit to standing positions between normal children and children with spastic diplegia. Yong-In University, Master Thesis. 2003.
- Kim YH, Kim NK, Cha EJ. A comparative study on clinical balance score and quantitative assessment of postural sway using force platform. *J Korean Acad Rehabil Med.* 1995;19:782-792.
- Kim YJ, Park JW. The influence of unstable shoes on kinematics and kinetics of the lower limb joint during sit-to-stand task. *J Kor Phys Ther.* 2016;28(1):14-21.
- Kim WH. Effect of task-oriented approach on weight-bearing distribution and muscular activities of the paretic leg during sit-to-stand movement in chronic stroke patients. *Phys Ther Korea.* 2011;18(2):18-26.
- Laufer Y, Sivan D, Schwarzmann R, et al. Standing balance and functional recovery of patients with right and left hemiparesis in the early stages of rehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair.* 2003;17(4):207-213.
- Lee HS, Choi HS, Kwon OY. A literature review on balance control factors. *Phys Ther Korea.* 1996;3(3):82-91.
- Lee SH. Change of ground reaction force by standing posture depending on the height of chair. HanYang University, Master Thesis. 2006.
- Li Y, McClure PW, Pratt N. The effect of hamstring muscle stretching on standing posture and on lumbar and hip motions during forward bending. *Phys Ther.* 1996;76(8):836-845.
- Lomaglio MJ, Eng JJ. Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait Posture.* 2005;22(2):126-131. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.08.002>
- Lord SE, McPherson K, McNaughton HK, et al. Community ambulation after stroke how important and obtainable is it and what measures appear predictive? *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(2):234-239.
- Mazza C, Benvenuti F, Bimbi C, et al. Association between subject functional status, seat height, and movement strategy in sit-to-stand performance. *J Am Geriatr Soc.* 2004;52(10):1750-1754. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2004.52472.x>
- Medeiros DL, Conceicao JS, Graciosa MD, et al. The influence of seat heights and foot placement positions on postural control in children with cerebral palsy during a sit-to-stand task. *Res Dev Disabil.* 2015;43(44):1-10. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2015.05.004>
- Mercier L, Audet T, Hebert R, et al. Impact of motor, cognitive, and perceptual disorders on ability to perform activities of daily living after stroke. *Stroke.* 2001;32(11):2602-2608.
- Millington PJ, Myklebust BM, Shamles GM. Biomechanic analysis of the sit to stand motion in elderly persons. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992;73(7):609-617.
- Neumann DA. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for physical rehabilitation.* 2ed. Seoul, Epublickorea Co., 2010:556-560.
- Norre ME. Sensory interaction testing in platform posturography. *J Laryngol Otol.* 1993;107(6):

- 496-501.
- Onell A. The vertical ground reaction force for analysis of balance? *Gait Posture*. 2000;12(1):7-13.
- Park J, Woo YK, Park SY. Effects of sit-to-stand training on unstable surface on balance in subject with stroke. *Phys Ther Kor*. 2013;20(3):01-08.
- Park JW, Kim YJ. The influence of high-heeled shoes on kinematics and kinetics of the knee joint during sit-to-stand task. *J Kor Phys Ther*. 2015;27(5):304-310.
- Roy G, Nadeau S, Gravel D, et al. The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21(6):585-593. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.01.007>
- Savelberg HH, Fastenau A, Willems PJ, et al. The load/capacity ratio affects the sit-to-stand movement strategy. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007;22(7):805-812. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.05.002>
- Schenkman M, Riley PO, Pieper C. Sit to stand from progressively lower seat heights—alterations in angular velocity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1996;11(3):153-158.
- Scholz JP, Reisman D, Schoner G. Effects of varying task constraints on solutions to joint coordination in a sit-to-stand task. *Exp Brain Res*. 2001;141(4):484-500. <https://doi.org/10.1007/s002210100878>
- Schultz AB, Alexander NB, Ashton-Miller JA. Biomechanical analysis of rising from a chair. *J Biomech*. 1992;25(12):1283-1391.
- Shin JB, Lee JS. The effect of visual feedback on postural control during sit-to-stand movements of brain-damaged patients under different support conditions. *Phys Ther Korea*. 2012;19(3):40-50.
- Sun S. Kinetic analysis of sit-to-stand movement with change of chair heights in able-bodied 60s and 20s women. Pusan National University, Doctoral Dissertation. 2010.
- Taub E, Miller N, Novack T, et al. Technique to improve chronic motor deficits after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 1993;74(14):347-354.
- Vearrier LA, Langan J, Shumway-Cook A, et al. An intensive massed practice approach to retraining balance post-stroke. *Gait Posture*. 2005;22(2):154-163. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.09.001>
- Yoo YJ. Kinetic analysis of sit-to-stand movement in stroke patients. *Korean journal of physical education*. 2004;43(4):521-529.
- Yoshioka S, Nagano A, Hay DC, et al. Peak hip and knee joint moments during a sit-to-stand movement are invariant to the change of seat height within the range of low to normal seat height. *Biomed Eng online*. 2014;13(1):13-27. <https://doi.org/10.1186/1475-925x-13-27>
-
-
- This article was received December 26, 2017, was reviewed December 27, 2017, and was accepted May 2, 2018.