

좌석 높이에 따른 일어서기와 앉기 시 몸통 및 하지 근 활성화 및 압력중심 이동에 미치는 영향

김현성, 신형수*
경운대학교 물리치료학과

Effect of Different Seat Heights on Trunk and Lower extremity Muscle Activity and Center of Pressure Displacement during Sit-to-Stand and Stand-to-Sit

Hyun-Sung Kim, Hyung-Soo Shin*
Department of Physical Therapy, Kyungwoon University

요약 본 연구는 다양한 좌석 높이에서 일어서기와 앉기 시 몸통 및 하지 근 활성화 및 압력중심 이동에 미치는 영향에 대해 알아보고자 연구를 실시하였다. 연구의 대상자는 건강한 성인 31명이다. 좌석의 높이는 각 대상자의 무릎을 기준으로 높이가 같을 경우 100%, 좌석 높이가 무릎을 기준으로 115% 높은 경우 115%, 좌석 높이가 무릎을 기준으로 80% 낮은 높이를 80%로 설정하였다. 단면적 연구 설계이며 일어서기와 앉기 동안의 근 활성화 및 압력중심 이동을 측정하였다. 측정결과와 분석을 위해 일요인 반복측정 분산분석 및 대응표본 t-검정을 실시하였다. 좌석의 높이가 낮아질수록 측정된 모든 근육의 근활성도와 압력중심 이동은 유의한 증가를 보였다. 좌석 높이별 일어서기와 앉기의 비교는 다음과 같다. 근활성도의 경우, 척추세움근은 80%와 100%, 넓다리곧은근은 80% 좌석 높이에서 일어서기가 앉기보다 근 활성화도가 유의하게 높았다. 또한 배곧은근, 앞정강근, 장딴지근은 모든 좌석 높이에서 두 동작 간 근 활성화도의 유의한 차이를 보이지 않았다. 압력중심 이동의 경우, 모든 좌석 높이에서 일어서기가 앉기보다 유의하게 높았다. 이러한 결과는 일어서기 및 앉기 동작 분석에 관한 기초자료로서 정보를 제공할 뿐만 아니라 기능적 움직임의 평가 및 증재로 다양하게 적용될 것으로 사료된다.

Abstract This study was conducted to investigate the effect of sit-to-stand (SitTS) and stand-to-sit (StandTS) at various seat heights on the activity of the trunk and lower extremities and the center of pressure (COP) displacement. The subjects of the study were 31 healthy adults. Using a cross-sectional study design, muscle activity and COP displacement during SitTS and StandTS were measured. One-way repeated measure ANOVA and the paired t-test were performed to analyze the measurement results. As the height of the seat decreased, the measured muscle activity and COP displacement of all muscles showed a significant increase. The comparison between SitTS and StandTS by seat height was as follows: SitTS had a significantly higher muscle activity than StandTS at 80% and 100% of erector spinae and 80% of rectus femoris at various heights of the seat. In addition, there was no significant difference in muscle activity between SitTS and StandTS in the rectus abdominis, tibialis anterior, and gastrocnemius at all seat heights. COP displacement for SitTS at all seat heights was significantly higher than StandTS. These results are not only expected to provide information as basic data on SitTS and StandTS behavior analysis, but can also be applied in various ways in functional evaluation and intervention techniques.

Keywords : Sit-to-Stand, Stand-to-Sit, Seat Height, Trunk Muscle, Lower Extremity Muscle, Center of Pressure

*Corresponding Author: Hyung-Soo Shin(Kyungwoon University)

email: 88necrosis@hanmail.net

Received November 25, 2021

Accepted January 7, 2022

Revised December 7, 2021

Published January 31, 2022

1. 서론

일어서기(Sit-to-stand)와 앉기(Stand-to-sit)는 일상생활 동작에 필수적인 보행과 다른 기능적 활동들을 하기 위해 선행 및 후행되는 중요한 동작으로, 하루 평균 60회 이상 반복할 정도로 빈번하게 이루어진다[1,2]. 이러한 동작을 원활하게 수행하기 위해서는 근육의 충분한 근력 및 조화로운 협응을 통해 신체를 안정적으로 조절할 수 있는 자세조절(postural control) 능력이 요구된다[3]. 일어서기와 앉기 시 불안정한 자세조절 능력은 결과적으로 보행을 포함한 일상생활 동작에 제한을 초래한다[4].

일어서기와 앉기는 비슷해 보일 수 있으나 무게중심(center of gravity, COG)의 이동에 따른 근육 활성화 순서, 근육 수축 유형 등의 요구도가 다르다[5]. 기본적으로 일어서기는 네 개의 시기로 구분할 수 있다. 첫 번째 시기는 몸통이 앞으로 구부러지는 순간부터 엉덩이가 의자에서 떨어지기 전까지이며 두 번째 시기는 엉덩이가 의자에서 떨어지기 시작하여 발목이 최대로 구부러지는 시기이다. 세 번째 시기는 엉덩관절 및 무릎관절이 완전히 펴지는 시기이며 네 번째 시기는 엉덩관절이 완전히 펴진 후 안정된 자세를 유지하는 시기이다[6]. 이와 같이 일어서기는 무릎 펴 이전에 몸통 굽힘이 발생하지만 앉기의 경우, 무릎 굽힘과 몸통 굽힘이 거의 동시에 일어나 COG의 앞-뒤 및 수직 변위를 동시에 제어해야 하므로 [7] 두 동작 간 자세조절 능력의 요구도에 차이가 있다고 볼 수 있다.

일어서기의 근육 활성화 패턴의 경우, 앞정강근(tibialis anterior, TA)은 신체의 COG를 앞쪽으로 이동시키고 발목의 근육 활성화 시기와 패턴에 핵심적 역할을 제공하며 넙다리곧은근(rectus femoris, RF)은 엉덩관절 및 무릎관절의 안정성을 제공한다[8]. 장딴지근(gastrocnemius, GCM)은 일어서기 단계의 최대 발목 굽힘에서 펴므로 전환될 때 무릎의 펴 속도를 조절하고 안정된 선 자세를 유지할 수 있도록 자세조절을 하는 역할을 한다[8]. 그리고 전 과정에서 하지의 움직임에 따른 상지의 균형을 유지하는데 큰 역할을 하는 척추세움근(erector spinae, ES) 및 배곧은근(rectus abdominis, RA) 역시 중요한 근육이다[9]. 따라서 이러한 과정을 안정적으로 수행하기 위해서는 충분한 관절 회전력, 두발의 지지면에 COG를 안정적으로 이동시키는 능력, 그리고 다리와 몸통 근육의 조화로운 수축이 요구되며 이를 통하여 환경적 변화에 따라 일어나는 전략을 수정하는 능력이 필요하다

[10,11].

노인, 뇌졸중 환자와 같이 낙상 위험에 노출된 대상자가 앉기 동작 시 불안정한 자세조절의 결과로 신체에 과도한 충격이 가해질 경우, 하지의 인대성 관절 조직의 과부하로 인한 손상이 초래될 수 있으며 특히, 무릎관절의 손상이 발생할 수 있다[12]. 또한 척추 및 골반의 손상뿐만 아니라 앉는 순간의 부정확한 좌석 위치는 낙상의 위험을 초래할 수 있기 때문에 안정적으로 앉기를 수행하기 위한 다양한 연구가 필요하다[13].

일반적으로 일상생활에서 좌석의 높이는 용도와 장소에 따라 다양하므로 일어서기와 앉기의 움직임에 결정적인 영향을 미칠 뿐만 아니라 엉덩관절 및 무릎관절 펴근의 약화가 동작 수행의 불안정성을 증가시킨다[6,14]. 따라서 신체 기능 및 자세조절 능력에 문제가 있는 사람은 좌석의 높이에 따라 낙상과 같은 위험에 노출될 수 있으므로 좌석의 높이와 일어서기 및 앉기에 관한 연구는 상당히 중요한 의미를 갖는다.

기존 연구들은 대부분 일어서기와 앉기 시 몸통을 제외한 하지 근력 평가를 통해 동작 분석을 실시하였다 [15-17]. 또한 좌석 높이에 관한 선행연구는 일어서기 시 지면반력[18], 관절 각속도[19], 근 활성화도[20]에 관한 연구가 대부분이며 앉기에 관한 연구는 부족한 실정이다.

따라서 본 연구의 목적은 일상생활 중 필수적인 동작인 일어서기 및 앉기를 다양한 좌석 높이에서 실시하여 몸통 및 하지 근 활성화도 및 압력중심 이동에 어떠한 영향을 주는지 분석하고자 한다.

2. 연구방법

2.1 연구대상

본 연구는 연구목적과 방법에 대해 충분히 설명을 듣고 동의하여 자발적 참여 의사를 밝힌 자 중 선정기준을 충족한 정상 성인을 대상으로 실시하였다. 본 연구의 대상자 수는 G-power program(G*Power ver.3.1.9.2; University of Kiel, Kiel, Germany)을 이용하여 산출하였다. 효과 크기를 .7로 가정하고 유의수준 .05, 연구 파워 .95로 설정한 후 표본크기를 산출한 결과, 대상자의 최소 표본크기는 30명이었다. 이를 근거로 31명을 모집하였다. 선정기준은 상지의 보상작용 없이 독립적인 일어서기와 앉기가 가능한 자, 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 가동범위가 정상범위에 속하는 자이다. 제외기준은

최근 3개월 이내 하지의 정형외과적 질환이나 신경학적 질환의 진단을 받은 자, 하지 관절 수술의 경험이 있는 자, 근전도 표면전극 부착 시 알리지 반응이 있는 자는 제외하였다.

2.2 연구절차

본 연구는 단면적 연구 설계(cross-sectional study design)로 진행되었다.

대상자는 표면 근전도 전극을 몸통 및 하지근육 측정 부위에 부착 후 보바스 테이블에 착석(Bobath table, 01M, Korea)하였다. 보바스 테이블은 재활 분야에서 주로 사용하며 등받이 및 팔걸이는 없으며 높낮이 조절이 용이한 기기이다. 착석 후 양말과 신발을 벗은 상태에서 압력중심 이동 측정 장비에 발을 올린 뒤 어깨 너비만큼 벌리고 평행이 되도록하여 전방을 향하도록 위치시켰다.

근 활성화도 및 압력중심 이동 측정 결과의 일반화를 위해 좌석 높이를 각 대상자별로 조정하였다. 좌석의 높이는 각 대상자의 무릎을 기준으로 높이가 같을 경우 100% 높이, 좌석 높이가 무릎을 기준으로 115% 높은 경우 115% 높이, 좌석 높이가 무릎을 기준으로 80% 낮은 경우 80% 높이이다[19]. 좌석높이별 측정순서는 무작위로 설정하였다.

보상작용을 방지하기 위해 팔은 X자로 교차하여 가슴 우리 위에 올려놓은 자세에서 측정자의 신호와 함께 일어서기와 앉기를 3회 실시하였으며 1회 실시 시 일어서기 3초, 앉기 3초로 동작 수행시간을 통일하였다[8].

무작위로 설정된 115% 높이, 100% 높이, 80% 높이에서 일어서기와 앉기를 각 3회 실시하였으며 높이별 측정결과와 평균값을 분석에 이용하였다. 대상자의 피로도를 고려하여 높이별 1분의 휴식시간을 두었다.

2.3 측정도구

2.3.1 근 활성화도

근 활성도를 측정하기 위하여 표면 근전도 4D-MT motion Sensor(Relive Co., Ltd, Korea)를 사용하였다. 피부 표면의 이물질 제거를 위해 소독용 알코올로 충분히 닦아내고 은/연화은(Ag/AgCl) 표면 전극을 이용하여 ES, RA, RF, TA, GCM에 평행하게 부착하였다.

각 근육의 전극 부착 위치는 [21]에 의해 제시된 부위를 참고하여 힘살(muscle belly)에 부착하였다. 기준 전극(reference electrode)는 위양영땀가시에 부착하였다.

실험을 통하여 얻게 된 근전도 자료의 경우, 근육으로

부터 근전도 수치를 통해 직접 전달된 전기적 신호 파형(raw data)을 연구의 목적에 따라 보다 정확한 정보를 얻기 위하여 파형을 제공한 뒤 적분하여 제공근을 씌우는 방법(Root Mean Square, RMS)으로 정량화하였다. 근전도 신호를 표준화하는 방법으로는 최대 등척성 수축(Maximal Voluntary Isometric Contraction, MVIC)을 사용하여 표준화하는 %MVIC 방법을 사용하여 일어서기와 앉기 시 해당 근육의 근전도 신호를 표준화하였다. 본 장비의 신뢰도는 ICC=.978-.995로 보고되었다[22].

2.3.2 압력중심 이동

압력중심 이동을 측정하기 위하여 GYM PLATE(TECHNO CONCEPT, France)를 사용하였다. 측정장비의 하드웨어인 발판에 가해지는 힘을 압력 센서가 측정하고 PostureGame3 소프트웨어가 측정된 데이터를 분석한다.

앞쪽, 뒤쪽, 오른쪽, 왼쪽의 독립적인 힘판(forceplate)이 각 방향의 신체 압력중심(center of pressure, COP)의 이동 정도를 합산하여 면적(area)과 거리(length)를 수량화하였다. 본 장비의 신뢰도는 ICC=.78-.91으로 보고되었다[23].

2.4 자료분석

대상자의 일반적인 특성은 기술통계를 통하여 평균값과 표준편차를 산출하였다.

정규성 검정을 위해 샤피로-윌크 검정(Shapiro-Wilk test)을 실시하여 정규성을 확인하였다. 일어서기와 앉기 시 좌석높이에 따른 각 근육의 근 활성화도 및 압력중심 이동을 분석하기 위해서 일요인 반복측정 분산분석(One-way repeated measure ANOVA)을 실시하였고 유의한 차이가 있을 경우에는 Bonferroni 방법으로 사후검정(post-hoc)을 시행하였다. 근육의 좌석 높이별 일어서기, 앉기 시 근 활성화도 및 압력중심 이동을 비교하기 위해서 대응표본 t-검정(Paired t-test)을 실시하였다.

통계적 유의수준은 .05 이하로 설정하였고 통계분석은 SPSS 22.0 for Window (IBM Corp., Armonk, NY, USA)를 사용하였다.

3. 연구결과

3.1 연구대상의 일반적인 특성

연구 대상자의 일반적인 특징은 다음과 같다. 남자 18

명, 여자 13명이며 평균 연령은 22.15 ± 2.48 세, 평균 몸무게는 64.25 ± 8.76 , 평균 신장은 171.72 ± 5.19 이다 (Table 1).

Table 1. General characteristics of the subject (N=31)

Variables	Mean±SD
Sex (Men/Women)	18/13
Age (years)	22.15 ± 2.48^a
Weight (kg)	64.25 ± 8.76
Height (cm)	171.72 ± 5.19

^aMean±SD: mean±standard deviation

3.2 일어서기와 앉기 시 좌석의 높이에 따른 근 활성화도 비교

일어서기와 앉기 시 좌석 높이에 따라 모든 근육에서 근 활성화도의 유의한 차이를 보였다($p < .05$). 사후 검정 결과, 모든 좌석 높이에서 유의한 차이를 보였다($p < .05$)(Table 2).

3.3 좌석 높이에 따른 일어서기와 앉기의 근 활성화도 비교

ES의 근 활성화도는 80%와 100% 높이에서 일어서기가 앉기보다 유의하게 큰 결과를 보였다($p < .05$). RA의 근 활성화도는 좌석 높이별 일어서기와 앉기 간 유의한 차이가 없었다($p > .05$). RF의 근 활성화도는 80% 높이에서 일어서기가 앉기보다 유의하게 큰 결과를 보였다($p < .05$). TA의 근 활성화도는 좌석 높이별 일어서기와 앉기 간 유의한 차이가 없었다($p > .05$). GCM의 근 활성화도는 좌석 높이별 일어서기와 앉기 간 유의한 차이가 없었다($p > .05$)(Table 3).

Table 2. Comparison of muscle activity according to seat height when sit to stand and stand to sit

Muscle	Action				(unit : %MVIC)	
		80%	100%	130%	F	p
ES	SitTS	45.22 ± 1.33^a	$36.90 \pm 1.10^\dagger$	$24.64 \pm 0.84^{\dagger\ddagger}$	59.220	.00*
	StandTS	32.57 ± 2.76	$24.58 \pm 3.43^\dagger$	$20.49 \pm 2.48^{\dagger\ddagger}$	30.381	.00*
RA	SitTS	31.52 ± 6.85	$23.48 \pm 3.74^\dagger$	$16.58 \pm 1.02^{\dagger\ddagger}$	20.506	.00*
	StandTS	33.51 ± 2.28	$24.80 \pm 2.87^\dagger$	$19.57 \pm 1.35^{\dagger\ddagger}$	24.259	.00*
RF	SitTS	48.65 ± 8.69	$30.28 \pm 10.27^\dagger$	$17.58 \pm 6.58^{\dagger\ddagger}$	60.527	.00*
	StandTS	37.58 ± 6.13	$23.41 \pm 5.46^\dagger$	$14.28 \pm 1.23^{\dagger\ddagger}$	50.034	.00*
TA	SitTS	35.75 ± 8.16	$27.69 \pm 3.61^\dagger$	$20.95 \pm 2.23^{\dagger\ddagger}$	30.872	.00*
	StandTS	38.52 ± 1.55	$28.60 \pm 3.81^\dagger$	$22.58 \pm 2.39^{\dagger\ddagger}$	28.259	.00*
GCM	SitTS	22.51 ± 3.45	$19.65 \pm 5.28^\dagger$	$14.05 \pm 3.20^{\dagger\ddagger}$	20.857	.00*
	StandTS	25.23 ± 6.56	$18.13 \pm 4.34^\dagger$	$16.39 \pm 3.85^{\dagger\ddagger}$	37.418	.00*

* $p < .05$, [†]Significantly different compared to 80%, [‡]Significantly different compared to 100%, ^aMean±SD: mean±standard deviation, ES: erector spinae, RA: rectus abdominis, RF: rectus femoris, TA: tibialis anterior, GCM: gastrocnemius, SitTS: sit to stand, StandTS: stand to sit

Table 3. Comparison of sit to stand and stand to sit muscle activity according to seat height

Muscle	Height			(unit : %MVIC)	
		SitTS	StandTS	t	p
ES	80%	45.22 ± 1.33^a	32.57 ± 2.76	3.65	.04*
	100%	36.90 ± 1.10	24.58 ± 3.43	4.21	.00*
	130%	24.64 ± 0.84	20.49 ± 2.48	1.48	.18
RA	80%	31.52 ± 6.85	33.51 ± 2.28	-1.28	.15
	100%	23.48 ± 3.74	24.80 ± 2.87	-0.98	.37
	130%	16.58 ± 1.02	19.57 ± 1.35	-1.93	.43
RF	80%	48.65 ± 8.69	37.58 ± 6.13	3.44	.00*
	100%	30.28 ± 10.27	23.41 ± 5.46	1.62	.09
	130%	17.58 ± 6.58	14.28 ± 1.23	1.74	.15
TA	80%	35.75 ± 8.16	38.52 ± 1.55	-1.52	.14
	100%	27.69 ± 3.61	28.60 ± 3.81	-0.78	.35
	130%	20.95 ± 2.23	22.58 ± 2.39	-1.11	.22
GCM	80%	22.51 ± 3.45	25.23 ± 6.56	-1.20	.25
	100%	19.65 ± 5.28	18.13 ± 4.34	0.98	.06
	130%	14.05 ± 3.20	16.39 ± 3.85	-1.21	.31

* $p < .05$, ^aMean±SD: mean±standard deviation, ES: erector spinae, RA: rectus abdominis, RF: rectus femoris, TA: tibialis anterior, GCM: gastrocnemius, SitTS: sit to stand, StandTS: stand to sit

Table 4. Comparison of center of pressure displacement according to seat height when sit to stand and stand to sit (unit of Area : mm², unit of Length : mm)

Variable	Action	80%	100%	130%	F	p
Area	SitTS	3373.86±479.04	3047.31±489.57 [†]	2742.01±532.03 ^{††}	89.457	.00 [*]
	StandTS	3054.51±387.77	2331.46±414.83 [†]	2014.86±440.27 ^{††}	61.378	.00 [*]
Length	SitTS	593.52±99.02	521.54±120.14 [†]	444.25±100.27 ^{††}	81.323	.00 [*]
	StandTS	561.81±83.70	445.27±148.80 [†]	379.02±157.45 ^{††}	73.070	.00 [*]

*p<.05, [†]Significantly different compared to 80%, ^{††}Significantly different compared to 100%, [‡]Mean±SD: mean±standard deviation, SitTS: sit to stand, StandTS: stand to sit

Table 5. Comparison of sit to stand and stand to sit center of pressure displacement according to seat height (unit of Area : mm², unit of Length : mm)

Variable	Height	SitTS	StandTS	t	p
Area	80%	3373.86±479.04	3054.51±387.77	3.601	.00 [*]
	100%	3047.31±489.57	2331.46±414.83	6.541	.00 [*]
	130%	2742.01±532.03	2014.86±440.27	7.516	.00 [*]
Length	80%	593.52±99.02	561.81±83.70	2.500	.01 [*]
	100%	521.54±120.14	445.27±148.80	4.864	.00 [*]
	130%	444.25±100.27	379.02±157.45	4.206	.00 [*]

*p<.05, Mean±SD: mean±standard deviation, SitTS: sit to stand, StandTS: stand to sit

3.4 일어서기와 앉기 시 좌석의 높이에 따른 압력중심 이동 비교

일어서기와 앉기 시 좌석 높이에 따라 COP 이동의 길이 및 면적의 유의한 차이를 보였다(p<.05). 사후 검정 결과, 모든 좌석 높이에에서 유의한 차이를 보였다(p<.05)(Table 4).

3.5 좌석 높이에 따른 일어서기와 앉기의 근 활성화도 비교

COP 이동의 면적과 길이는 모든 좌석 높이에에서 일어서기가 앉기보다 유의하게 큰 결과를 보였다(p<.05)(Table 5).

4. 고찰

일어서기와 앉기는 일상생활에 필수적인 동작으로서 안정적인 동작 수행을 위해서는 원활한 근육 협응에 의한 자세조절 능력이 요구된다[4]. 두 동작은 동작 수행의 요구도가 다르므로[5] 일어서기와 앉기의 동작을 비교 분석하는 연구는 필요하며 특히, 일상생활 내 다양한 좌석 높이에서 수행되는 동작이므로 좌석 높이별 동작 분석에 관한 연구가 필요하다. 여러 선행 연구를 통해 일어서기의 동작 분석은 다루어 졌지만 앉기의 동작 분석에 관한

연구는 부족한 실정이다. 따라서 본 연구는 다양한 좌석 높이에서 일어서기와 앉기 수행 시 몸통 및 하지 근 활성화도 및 COP 이동을 분석하여 일어서기와 앉기를 비교 분석하고자 하였다.

일어서기와 앉기 시 좌석의 높이에 따른 각 근육의 근 활성화도 비교 결과, 일어서기와 앉기 모두 좌석 높이가 높아질수록 측정된 모든 근육에서 근 활성화도가 유의하게 감소하였다(p<.05). 좌석의 높이가 높아질수록 엉덩관절, 무릎관절 및 발목관절의 굽힘 모멘트가 유의하게 감소한다[24]. 따라서 좌석의 높이가 높아짐에 따라 일어서기와 앉기 시 근육의 부하가 줄어들어 근 활성화도가 낮게 측정된 것으로 사료된다. [25]의 연구에서 좌석의 높이가 높을수록 근 활성도를 측정할 몸통과 하지의 모든 근 활성화도가 유의하게 감소한 것으로 보고하여 본 연구의 결과와 유사하였다.

좌석의 높이에 따른 각 근육의 일어서기와 앉기 근 활성화도 비교 결과는 다음과 같다. ES의 경우, 좌석의 높이가 80%와 100% 시 일어서기가 앉기 보다 근활성도가 유의하게 높았으며(p<.05) RF의 경우, 좌석의 높이가 80% 시 일어서기가 앉기 보다 근활성도가 유의하게 높았다(p<.05). ES는 일어서기 시 중력에 대항하여 신체를 조절하는 주요 근육으로 작용한다[26]. 또한 일어서기시 ES과 RF의 짝힘(force couple)은 허리의 앞굽음을 발생 시키며 ES와 RF의 근 활성화 증가는 골반의 앞쪽 기울임

을 증가시키는데 큰 역할을 한다[27,28]. 일어서기는 앉기보다 골반의 앞쪽 기울임이 더 크기 때문에[29] ES와 RF의 근 활성도가 상대적으로 유의하게 높게 나타난 것으로 사료된다. [30]의 연구에서도 앉기 보다 일어서기 시 ES의 근 활성도가 유의하지는 않지만 더 높게 나타났으므로 본 연구와 유사한 결과라 할 수 있다. 또한 RF는 일어서기의 무릎 펴기 시 구심성 수축을 하며 앉기의 무릎 굽힘 시 원심성 수축을 하므로[7] 본 연구 결과인 RF 근 활성도의 차이를 보인 것으로 사료된다. RA, TA, GCM의 경우, 모든 좌석 높이에서 두 동작 간 근 활성도의 유의한 차이를 보이지 않았다($p > .05$). [31]의 연구에 의하면 RA는 일어서기와 앉기 시 근 활성도의 차이가 거의 없는 것으로 나타났으며 노인을 대상으로 앉기와 일어서기의 동작분석을 실시한 연구에 의하면 앉기와 일어서기 시 발목관절의 가동범위는 유의하지는 않지만 차이가 거의 없는 것으로 나타났다[4]. 따라서 동일한 좌석 높이에서는 두 동작 간 몸통 및 발목관절 조절을 위한 RA, TA, GCM의 차이는 크지 않는 것으로 사료된다.

일어서기와 앉기 시 좌석의 높이에 따른 COP 이동 비교 결과, 일어서기와 앉기 모두 좌석 높이가 낮아질수록 COP 이동의 면적과 거리가 유의하게 증가하였다($p < .05$). 일반적으로 좌석의 높이가 높을수록 일어서기 동작 수행 시 COG의 수직 및 수평 이동, 하지관절의 편모멘트가 줄어들어 동작 수행의 요구도가 낮아지며[32] 좌석의 높이가 높아짐에 따라 몸통의 굽힘 각도가 감소하므로[25] 일어서기와 앉기 시 신체 이동량이 적어진 것으로 사료된다. 좌석의 높이별 일어서기와 앉기 COP 이동 비교 결과, 모든 좌석 높이에서 일어서기가 앉기보다 COP 이동의 면적 및 거리가 유의하게 높았다($p < .05$). 일어서기와 앉기는 중력에 대항하는 몸통 굽힘과 신체 질량중심(center of mass, COM)의 앞-뒤, 수직 이동과 같은 신체 조절능력의 요구도에 차이가 있으며[33] 엉덩관절 및 무릎관절의 이동은 아주 중요하다[34]. 특히, 엉덩관절의 이동은 일어서기와 앉기에서 기능적 차이를 보인다. 일어서기의 경우, 몸통 앞쪽 기울임은 엉덩관절의 수평 모멘텀과 자세의 불균형을 발생시키며 앉기의 경우, 몸통 앞쪽 기울임은 앞뒤 축을 기준으로 안정성의 조절능력이 중요하게 요구된다. 앉기는 몸통 앞쪽 기울임으로 인한 불균형의 위험을 줄이기 위해 일어서기와 비교하여 몸통 앞쪽 기울임을 최소화하는 경향이 있다[33]. 선행연구에 의하면 정상 성인 및 노인을 대상으로 일어서기와 앉기의 동작분석을 실시한 연구에 의하면 일어서기가 앉기 보다 몸통의 앞쪽 기울임 거리가 유의하게 긴

것으로 보고하였다[34]. 따라서 일어서기와 비교하여 앉기 시 몸통 앞쪽 기울임을 적게 함으로써 COP의 면적과 길이가 적은 것으로 사료된다.

노인의 경우, 젊은 성인과 비교하여 몸통 및 하지 근력의 피로도에 대한 저항이 낮으므로 보행과 같은 일상생활 동작이 제한될 뿐만 아니라 낙상의 위험도 증가한다[35]. 따라서 일상생활에서 좌석의 높이를 높게 사용하는 것이 몸통 및 하지 근력의 부담을 경감시켜 원활한 일상생활 및 낙상 위험을 감소시킬 것으로 사료된다.

본 연구는 몇 가지 제한점이 있다. 첫째, 일어서기와 앉기 동작 제한 시 일상생활 동작에 영향을 크게 받는 노인을 대상으로 연구를 진행하지 않아 연구의 의의가 다소 부족하다. 둘째, 일어서기와 앉기를 근 활성화 및 COP 이동만으로 평가하였으므로 동작의 다양한 분석에 제한이 있다. 셋째, [36]의 연구와 같이 일상생활에서 주로 쓰이는 좌석이 아닌 보바스 테이블을 사용하여 연구를 진행함에 따라 결과의 해석에 제한이 있다.

5. 결론

본 연구는 20대의 건강한 성인 31명을 대상으로 다양한 좌석 높이에서 일어서기와 앉기 시 몸통 및 하지의 근 활성화도와 COP 이동의 면적 및 거리를 알아보기 위하여 수행되었다. 그 결과 좌석의 높이가 낮을수록 몸통 및 하지 근 활성화, COP 이동의 면적 및 거리가 증가되었다. 좌석의 높이가 낮을수록 동작 수행을 위한 신체의 요구도가 증가된 것으로 사료된다. 또한, 높이별 일어서기와 앉기의 비교는 일어서기가 앉기 보다 ES, RF 근 활성화 및 COP 이동의 면적 및 거리가 유의하게 큰 것으로 나타났다. 이는 일어서기가 앉기 보다 몸통 및 골반의 앞쪽 기울임이 많기 때문인 것으로 사료된다.

이러한 결과를 바탕으로 본 연구는 일어서기 뿐만 아니라 앉기 동작 분석에 관한 기초자료로서 정보를 제공할 뿐만 아니라 새로운 움직임 평가 및 증재 방법으로 다양하게 적용될 것으로 사료된다.

향후 연구에서는 이러한 제한점을 보완하기 위해 낙상 위험에 노출된 노인 및 질병군을 대상으로 연구를 실시할 필요가 있다. 또한 일상생활에 주로 쓰이는 좌석에서 관절 회전력, 지면반력 등과 같은 다양한 동작 분석을 실시하는 폭넓은 연구가 필요할 것으로 사료된다.

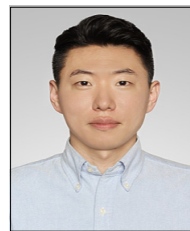
References

- [1] M. Schenkman, M. A. Hughes, G. Samsa, S. Studenski, "The relative importance of strength and balance in chair rise by functionally impaired older individuals", *Journal of the American Geriatrics Society*, Vol.44, No.12, pp.1441-1446, Dec. 1996.
DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1996.tb04068.x>
- [2] PM. Dall, A. Kerr, "Frequency of the sit to stand task : an observational study of free living adults", *Applied Ergonomics*. Vol.41, No.1, pp.58-61, Jan. 2010.
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2009.04.005>
- [3] T. Kotake, N. Dohi, T. Kajiwara, "An analysis of sit-to-stand movements", *Arch Phys Med Rehabil*. Vol.74, pp1095-1099, Oct. 1993.
DOI: [https://doi.org/10.1016/0003-9993\(93\)90068-1](https://doi.org/10.1016/0003-9993(93)90068-1)
- [4] C. Y. Leung, C. S. Chang, "Strategies for posture transfer adopted by elders during sit-to-stand and stand-to-sit", *Perceptual and motor skills*, Vol.109, No.3, pp.695-706. Dec. 2009.
DOI: <https://doi.org/10.2466/pms.109.3.695-706>
- [5] M. Błażkiewicz, I. Wiszomirska, A. Wit, "A new method of determination of phases and symmetry in stand-to-sit-to-stand movement", *International journal of occupational medicine and environmental health*, Vol.27, No.4, pp.660-671, Jul. 2014.
DOI: <https://doi.org/10.2478/s13382-014-0280-x>
- [6] M. L. Schenkman, R. A. Berger, P. O. Riley, R. W. Mann, W. A. Hodge, "Whole-body movements during rising to standing from sitting", *Physical Therapy*. Vol. 70, No.10, pp.638-648, Oct. 1990.
DOI: <https://doi.org/10.1093/ptj/70.10.638>
- [7] W. Jeon, J. Whittall, L. Griffin, K. P. Westlake, "Trunk kinematics and muscle activation patterns during stand-to-sit movement and the relationship with postural stability in aging", *Gait & Posture*, Vol.86, pp.292-298, May. 2021.
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.03.025>
- [8] F. Goulart, J. Valls-Sole, "Patterned electromyographic activity in the sit to stand movement", *Clin Neurophysiol*. Vol.110, No9, pp.1634-1640, Sep. 1999.
DOI: [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(99\)00109-1](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(99)00109-1)
- [9] P. B. O'Sullivan, K. M. Grahamslaw, M. Kendell, S. C. Lapenskie, N. E. Moller, "The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population", *Spine*, Vol.27, No.11, pp.1238-1244, Jun. 2002.
- [10] MK. Mak, O. Levin, J. Mizrahi, C. Chan, "Joint torques during sit-to-stand in healthy subjects and people with Parkinson's disease", *Clin Biomech(Bristol, Avon)*. Vol.18, No3, pp.197-206, Mar. 2003.
DOI: [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00191-2](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00191-2)
- [11] A. Shumway-Cook, MH. Woollacott, Motor control: translating research into clinical practice. Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
- [12] A. Biscarini, P. Benvenuti, F. Botti, F. Mastrandrea, S. Zanuso, "Modelling the joint torques and loading during squatting at the Smith machine", *J Sports Sci*. Vol.29, No.5, pp.457-69, Jan. 2011.
DOI: <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.534859>
- [13] H, B. Chen, T. S. Wei, L. W. Chang, "Postural influence on Stand-to-Sit leg load sharing strategies and sitting impact forces in stroke patients", *Gait & posture*, Vol.32, No.4, pp.576-580, Oct. 2010.
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.08.005>
- [14] JP. Scholz, D. Reisman, G. Schoner, "Effects of varying task constraints on solutions to joint coordination in a sit-to-stand task", *Exp Brain*. Vol.141, No.4, pp.484-500, Dec. 2001.
DOI: <https://doi.org/10.1007/s002210100878>
- [15] A. Silva, A. S. Sousa, R. Pinheiro, J. Ferraz, J. M. R. Tavares, R. Santos, F. Sousa, "Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects", *Somatosensory & motor research*, Vol.30, No.1, pp.48-55, Jan. 2013.
DOI: <https://doi.org/10.3109/08990220.2012.754755>
- [16] J. S. Kim, S. Y. Kim, D. W. Oh, "Effectiveness of mental practice on EMG activity of the quadriceps during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in a hemiplegic patient", *Journal of Korean Physical Therapy Science*, Vol.15, No.3, pp.43-54, Sep. 2008.
- [17] S. Ioannis, L. Poluxeni, T. Themistoklis, L. Savvas, T. Dimitrios, "Relative effort changes during sit to stand and stand to sit transition following muscle damage", *Sports Medicine Journal/Medicina Sportiva*, Vol.10, No.4, Nov. 2014.
- [18] T. Yamada, S. I. Demura, "Influence of the relative difference in chair seat height according to different lower thigh length on floor reaction force and lower-limb strength during sit-to-stand movement", *Journal of physiological anthropology and applied human science*, Vol.23, No.6, pp.197-203, Jun. 2004.
DOI: <https://doi.org/10.2114/jpa.23.197>
- [19] M. Schenkman, P. O. Riley, C. Pieper, "Sit to stand from progressively lower seat heights alterations in angular velocity", *Clinical Biomechanics*, Vol.11, No.3, pp.153-158, Apr. 1996.
DOI: [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)00060-7](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)00060-7)
- [20] S. T. Hurley, D. J. Rutherford, C. Hubley-Kozey, "The effect of age and seat height on sit-to-stand transfer biomechanics and muscle activation", *Physical & Occupational Therapy In Geriatrics*, Vol.34, No.4, pp.169-185, Jan. 2016.
DOI: <https://doi.org/10.1080/02703181.2016.1267293>
- [21] J. Cram, G. Kasman, J. Holtz, "Introduction of surface electromyography", Aspen Publishers, pp.358-371, 1998.
- [22] J. Oh, M. Kang, "The effects of static hamstring

- stretching on hip motion and lumbo-pelvic kinematics”, *Journal of International Academy of Physical Therapy Research*, Vol.11, No.3, pp.2102-2106, Sep. 2020.
- [23] C. W. Chien, M. H. Hu, P. F. Tang, C. F. Sheu, C. L. Hsieh, “A comparison of psychometric properties of the smart balance master system and the postural assessment scale for stroke in people who have had mild stroke”, *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Vol.88, No.3, pp.374-380, Mar. 2007. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.11.019>
- [24] S. J. Hwang, J. S. Son, J. Y. Kim, “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. Res*, Vol.29, No.6, pp.484-92, Dec. 2008.
- [25] B. J. Kim, S. K. Lee, J. H. Lee, H. Y. Kwon. “The Effects of Lower Limb and Trunk Muscle Activation on Seat Angle and Height during Sit to Stand and Stand to Sit”, *J Korean Soc Phys Med*, Vol.10, no.4, pp.107-112. Oct. 2015.
- [26] J. J. M. Pel, C. W. Spoor, R. H. M. Goossens, A. L. Pool-Goudzwaard, “Biomechanical model study of pelvic belt influence on muscle and ligament forces”, *Journal of biomechanics*, Vol.41, No.9, pp.1878-1884, Apr. 2008. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.04.002>
- [27] M. H. Kim, H. Y. Chung, W. G. Yoo, B. R. Choi, “EMG and kinematics analysis of the trunk and lower extremity during the sit-to-stand task while wearing shoes with different heel heights in healthy young women”, *Human movement science*, Vol.30, No.3, pp.596-605, Jun. 2011. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.09.003>
- [28] W. H. Lee, H. J. Lee, “Effects of Height of the Shoe Heel in a Static Posture on Muscle Activity of the Rectus Abdominis, Erector Spinae, Rectus Femoris and Hamstring”, *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*, Vol.17, No.3, pp.224-230, Mar. 2016. DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2016.17.3.224>
- [29] J. Vaughan-Graham, K. Patterson, D. Brooks, K. Zabjek, C. Cott, “Transitions sit to stand and stand to sit in persons post-stroke: Path of centre of mass, pelvic and limb loading-A pilot study”, *Clinical Biomechanics*, Vol.61, pp.22-30, Jan. 2019. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.11.004>
- [30] H. J. Jang, S. Y. Kim, H. J. Park, “Effects of the Pelvic Compression Belt on Trunk Muscles Activities During Sit-to-Stand, and Stand-to-Sit Tasks”, *Phys Ther Kor*, Vol.20, No.1, pp.1-9. Nov. 2013. DOI: <http://dx.doi.org/10.12674/ptk.2013.20.1.001>
- [31] D. R. Burnett, N. H. Campbell-Kyureghyan, P. B. Cerrito, P. M. Quesada, “Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol.21, no.4, pp.610-615, Aug. 2011. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.03.006>
- [32] S. Kawagoe, N. Tajima, E. Chosa, “Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up”, *Journal of Orthopedic Science*, Vol.5, pp.124-133, Mar. 2000. DOI: <https://doi.org/10.1007/s007760050139>
- [33] K. M. Kerr, J. A. White, D. A. Barr, R. A. B. Mollan, “Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects”, *Clinical Biomechanics*, Vol.12, No.4, pp.236-245, Jun. 1997. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(96\)00077-0](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(96)00077-0)
- [34] G. Roy, S. Nadeau, D. Gravel, F. Pottie, F. Malouin, B. J. McFadyen, “Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis”, *Clinical biomechanics*, Vol.22, No.7, pp.795-804, Aug. 2007. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.03.007>
- [35] J. L. Helbostad, D. L. Sturnieks, J. Menant, K. Delbaere, S. R. Lord, M. Pijnappels, “Consequences of lower extremity and trunk muscle fatigue on balance and functional tasks in older people: a systematic literature review”, *BMC geriatrics*, Vol.10, No.1, pp.1-8, Aug. 2010. DOI: <https://doi.org/10.1186/1471-2318-10-56>
- [36] S. J. Hwang, J. S. Son, J. Y. Kim, H. D. Kim, D. H. Lim, Y. H. Kim, “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”, *Journal of Biomedical Engineering Research*, Vol.29, No.6, pp.484-492, Dec. 2008.

김 현 성(Hyun-Sung Kim)

[정회원]



- 2016년 2월 : 경운대학교 일반대학원 물리치료학과 (물리치료학 석사)
- 2021년 8월 : 대구대학교 재활과 학대학원 물리치료학과 (물리치료학 박사)
- 2020년 3월 ~ 현재 : 경운대학교 물리치료학과 교수

<관심분야>

신경계물리치료, 기능해부학

신 형 수(Hyung-Soo Shin)

[정회원]



- 2001년 2월 : 대구대학교 재활과 학대학원 물리치료학과 (물리치료학 석사)
- 2007년 2월 : 대구대학교 재활과 학대학원 물리치료학과 (물리치료학 박사)
- 2007년 3월 ~ 현재 : 경운대학교 물리치료학과 교수

〈관심분야〉

자세평가, 운동처방, 해부학