

앉았다 일어서기 동작 수행 시 발목 관절 각도에 따른 근 활성화 및 역학적 부하량의 비교

이명모 · 박대성[†]

대전대학교 물리치료학과, ¹건양대학교 물리치료학과

A Comparison of Muscle Activation and Mechanical Loading according to the Degree of Ankle Joint Motion during a Sit-to-stand Task

Myung-Mo Lee, PT, PhD · Dae-Sung Park, PT, PhD[†]

Dept. of Physical Therapy, Daejeon University

¹Dept. of Physical Therapy, Konyang University

Received: August 29, 2017 / Revised: September 18, 2017 / Accepted: October 15, 2017

© 2017 J Korean Soc Phys Med

| Abstract |

PURPOSE: The purpose of this study was to investigate the comparison of muscle activity and mechanical loading according to the angle of ankle joint during a sit-to-stand (STS) task.

METHODS: Thirty-four young participants performed the STS in a randomized trial with the ankle joint at a neutral, 15 degrees dorsiflexion and 15 degrees plantarflexion angle in a fixed sitting posture with the knee in 105 degrees flexion. Muscle activity of the tibialis anterior (TA), rectus femoris (RF), biceps femoris (BF), and gastrocnemius medialis (GCM) was measured, and the parameters calculated in relation to mechanical loading were the STS-time, maximum peak, minimum peak, and total sum of mechanical loading.

RESULTS: In the dorsiflexion position, the muscle activity of the TA and GCM showed a significant increase ($p < .05$), and the STS time, maximum peak and total sum of mechanical loading showed a significant difference compared to that in the neutral position ($p < .05$). In the plantarflexion position, the muscle activity of the RF and GCM showed a significant increase ($p < .05$), while that of the TA showed a significant decrease ($p < .05$) compared to that in the neutral position. And the minimum peak was significantly increased than the neutral position ($p < .05$), and the maximum peak and total sum of mechanical loading were showed significant difference compared with dorsiflexion position ($p < .05$).

CONCLUSION: These results show that there is a difference in muscle activity and mechanical loading when performing the STS movement according to the change in the ankle joint angle.

Key Words: Ankle joint, Electromyography, Range of motion, Time and motion studies

[†]Corresponding Author : daeric@konyang.ac.kr

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

I. 서론

앉았다 일어서기(Sit-to-stand, STS)는 신체 중심이 안정된 앉은 자세에서 안정성이 떨어지는 폼 났 하지 위로 전위될 때 균형을 잃지 않고 독립자세를 이루는 동작으로 정의된다(Roebroek 등, 1994). 이는 일상생활에서 많이 사용하는 동작 중 하나로 걷기, 계단 오르기, 물건 들기, 옮기기와 같이 독립적이고 기본적인 기능을 위한 필요 전제조건이며(Munton 등, 1984; Cahill 등, 1999), 기능적인 능력을 확인할 수 있는 지표이다(Kanai 등, 2016). 이에 따라 많은 임상가들이 정확한 STS 동작의 필요성을 인식하고 있으며, 치료적 목적으로 STS 과제를 응용하고 있다(Schenkman 등, 1990).

정상적인 STS 동작은 몸통(trunk)과 골반(pelvis)이 앞으로 회전되어 움직임이 시작되는 구간, 엉덩이(hip)가 의자로부터 떨어지는 시점을 시작으로 몸 전체가 앞으로 움직이는 구간, 발목(ankle)이 최대 발등 굽힘(ankle dorsi-flexion) 되는 시점을 시작으로 엉덩관절(hip joint)이 완전히 폼 되는 구간, 그리고 일어난 동작에서 자세를 안정화하는 구간으로 세분화하여 4개의 구간으로 분석할 수 있다(Schenkman 등, 1990). 연구자에 따라 크게 몸통을 앞으로 기울이는 구간과 선 자세를 만들기 위해 몸체를 들어 올리는 구간으로 나누기도 하며(Ada와 Westwood, 1992), 이는 굴곡 단계와 서기 단계로 나누기도 한다(Nuzik 등, 1986). 이러한 과정을 안정적으로 수행하기 위해서는 충분한 관절 회전력, 좁아진 두발의 지지면에 압력 중심을 안정적으로 이동시키는 능력, 그리고 다리와 몸통 근육의 조화로운 수축이 요구되며, 이를 통하여 환경적 변화에 따라 일어나는 전략을 수정하는 능력이 필요하다(Mak 등, 2003; Shumway-Cook와 Woollacott, 2007).

의자높이(Su 등, 1998; Kawagoe 등, 2000), 팔걸이 유무(Munton 등, 1984; Alexander 등, 1991), 초기 접지 발의 위치(Park와 Lee, 2011), 수행 속도(Mourey 등, 2000; Papa와 Cappozzo, 2000), 무릎 관절 각도(Eriksrud와 Bohannon, 2003) 등과 같은 STS 동작에 영향을 미치는 요소들과 관련한 운동역학적(kinetic) 분석과 운동형상학적(kinematic) 분석을 위한 노력들은 1980년대 이후

부터 지속되어 왔다. 이러한 연구의 결과들을 토대로 효율적인 STS 동작의 수행방법이 제시되었고, 기능적 제한을 지닌 대상자들의 비정상적인 STS 동작에 대한 분석도 추가적으로 이루어 졌다(Nadzadi 등, 2003). STS 동작 수행은 신체 기능적 제한이 대상자들에게 기능적 수행 평가의 용도 및 훈련 수행 과제로서도 제시되어 오고 있다(Boonstra 등, 2010; Mong 등, 2010; Kwon, 2014). 특히, STS 동안 무릎과 발목 관절 주변의 근육은 엉덩이가 의자로부터 떨어지면서 체중을 앞으로 가속화하여 이동시키고, 몸통을 일으키는데 큰 역할을 하기 때문에, 임상에서 환자를 기능적으로 훈련시킬 때 중요히 여기는 부분이기도 하다(Schenkman 등, 1990). STS 동작 수행에 있어 발의 위치는 운동역학적 요소와 운동형상학적 요소의 효율에 있어서 중요하다. 발의 대칭성과 발의 위치에 관한 선행연구들이 이미 임상 진단적 가치와 훈련 과제로서 의미를 제시하고 있지만, 다양한 조건하에 수행되는 움직임에 대한 분석과 결과들이 지속적으로 보고되어야 한다. 이에 본 연구에서는 발목 관절 각도에 세가지 조건의 변화를 주어 STS 동작 시 발생하는 근 활성화 및 역학적 부하량의 변화를 살펴보고, 이를 임상적 기초자료로서 활용하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구대상자

대전시 소재의 D 대학교에 재학 중인 20대 성인 남녀 40명을 모집하였다. 대상자 선정 기준은 상지의 보상작용 없이 독립적인 STS가 가능한 자로 하였으며, 중재 결과에 영향을 줄 수 있는 관절의 가동성 제한이 있는 자, 최근 3개월 이내 하지의 정형외과적 질환이나, 수술의 경험이 있는 자는 제외하였다. 실험 전 모든 대상자에게 연구의 목적과 절차에 대해 설명하였으며, 자발적으로 연구 참여 동의서에 서명한 자만을 연구 대상으로 하였다.

2. 연구절차

본 연구는 발목 관절 각도 변화에 따른 STS 동작

수행 시 발생하는 근 활성도와 역학적 부하량의 변화를 알아보기 위한 단면적 연구 설계(cross-sectional study design)로 실험에 앞서 대상자들의 일반적 특성을 기록하고, STS의 시작자세와 방법에 대하여 설명하였다. STS의 시작자세 중 중립자세는 양팔은 팔짱을 끼고, 궁둥뼈 결절(ischial tuberosity)부터 무릎 관절까지의 근위부 1/2 영역이 전동 테이블 위에 닿게 앉는 것으로 하였다(Seven 등, 2008). 앉은 자세에서 양쪽 무릎은 정면을 향하여 105° 굽힘하고(Cheng 등, 1998), 시선은 정면을 응시하며, 양 발은 맨 발의 상태로 어깨 너비만큼 서로 평행하게 벌린 채 지면과 수평하게 위치하도록 하였다(Fig. 1-A). 중립자세에서 경사각 15°인 경사판을 이용하여 발목 관절 각도의 변화를 주었으며, 각각 발등 굽힘 자세(Fig. 1-B)와 발바닥 굽힘(ankle plantar-flexion) 자세(Fig. 1-C)로 설정하였다. 경사판 위에서 STS 동작 수행 시 발의 이동과 미끄럼을 방지하기 위해 미끄럼 방지패드를 부착하였으며, 경사판 유무에 따라 변화하는 발목의 높이와 무릎의 각도(105° 굽힘)를 유지하기 위해 높낮이가 조절 가능한 전동 테이블 위에 대상자들이 앉도록 하였다.

각 시작 자세에서 “편안한 속도로 일어나세요.”라는 구두 지시에 따라 대상자들은 동작을 수행하였으며(Tully 등, 2005), STS 동작 수행 동안 발생한 근 활성도와 역학적 부하량의 변화를 측정하였다. 순서에 따른 편견을 최소화하기 위해 시작 자세는 무작위 순서로 하였으며, 각 동작 수행 및 측정 간 30초의 휴식시간을 제공하였다.

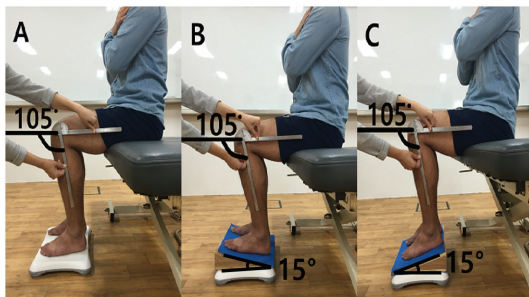


Fig. 1. Experimental condition

3. 측정도구 및 방법

1) 근 활성도 측정

STS 동작 수행 동안 하지의 근 활성도를 측정하기 위해 표면 근전도 시스템(LXM 3204, Laxtha Inc., Korea)를 사용하였다. 앞정강근(tibialis anterior, TA), 넓다리 곧은근(rectus femoris, RF), 넓다리 두갈래근(biceps femoris, BF), 그리고 장딴지근(gastrocnemius, GCM)에 각각 2cm간격으로 표면전극을 부착하였다. 표면전극 부착 전 부위에 피부저항을 줄이고 전극이 피부에 잘 고정되도록 면도하여 체모를 제거하였으며, 이물질 제거를 위해 소독용 알코올로 충분히 닦아 청결을 유지하였다(Hermens 등, 2000). TA의 표면전극은 무릎 관절 바깥쪽과 발목 관절 바깥쪽 복사뼈(lateral malleolus)를 연결한 몸 쪽 1/3지점에 부착하였고, RF의 전극은 넓다리의 무릎뼈(patella) 끝과 위 앞 엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine; ASIS) 사이 중간 지점에 부착하였다. BF의 전극은 넓다리의 뒤쪽, 궁둥뼈 결절과 정강뼈(tibia) 안쪽 사이의 중간 지점에 부착하였으며, GCM의 전극은 무릎관절 안쪽과 발꿈치뼈(calcaneus) 사이의 몸 쪽 1/3지점에 부착하였다. 접지전극은 내측 복사뼈에 부착하였다(Rempel, 2000).

각 근육의 최대 등척성 수축(maximal voluntary isometric contraction; MVIC) 값을 측정 한 후 STS 동작 수행 시 해당 근육의 최대 활성전위 값을 MVIC의 %값으로 정량화 하여 데이터를 수집하였다. 각 조건에 대하여 3회 측정한 평균값을 기록하였으며, 자료수집 및 분석은 Telescan 소프트웨어(Telescan 3.1, Laxtha Inc., Korea)를 사용하였다. 근전도 신호의 표본 추출률 1,024Hz, 대역통과필터(band pass filtering) 20~400Hz와 60Hz 노치필터(notch filter)를 적용하여 필터링 하였다.

2) 역학적 부하 변화량 측정

STS 과정에서 지면에 가해지는 힘의 변화를 역학적 부하 변화량 값으로 하였으며, Wii balance Board (WBB)를 이용하여 측정하였다. WBB는 4개의 로드셀을 이용하여 체중과 신체압력 중심점을 측정할 수 있으며, 가격이 저렴하고 이동이 편하여 지면반발력(ground reaction

force, GRF)과 신체 압력 중심점(center of pressure, COP)을 측정하는데 유용하여 최근 임상 연구에서 많이 활용하고 있는 장비이다(Abujaber 등, 2015). 힘판(force plate)과 비교하여 STS와 보행 동안 지면반발력 측정값에 있어 높은 타당도(ICC=.701~.994)(Jeong와 Park, 2016)와 높은 검사-재검사간 신뢰도(ICC=.676~.946)를 지닌 장비이다(Yang 등, 2016). STS 동안 가해지는 역학적 부하량 값은 WBB의 로드셀을 통해 연속적으로 수집되어 블루투스로 연결된 컴퓨터에 무선으로 전송되었다. 대상자들이 STS 동작을 개시하기 3초 전부터 측정을 시작하여, 안정되게 선 상태가 유지된 이후 3초까지의 데이터를 수집하였다. 데이터의 수집은 Balancia software (Balancia software ver 2.0, Mintosys Inc., Korea)를 사용하였으며, 데이터 샘플 추출은 100Hz로 하였다. 저장된 데이터는 엑셀을 사용하여 STS 수행시간, STS 동안 지면에 가해지는 최대 부하 값과 최소 부하 값, 그리고 부하량의 총 합을 산출하였다. STS 시작 전 앉은 상태에서 3초간 WBB에 가해진 부하량의 역치 값(평균 - 2*표준편차)보다 낮아지는 시점을 STS의 시작지점으로 설정하였고(Fig. 2-A), STS 이후 선 자세가 안정하게

유지된 3초동안 WBB에 가해진 부하량의 역치 값(평균 - 2*표준편차)보다 낮아지는 마지막 시점을 STS의 끝 지점으로 설정하여(Fig. 2-B) 시작 지점부터 끝 지점까지의 시간을 STS 수행시간으로 하였다(Fig. 2-C). STS 동작 시행 후 다리의 체중부하가 수직방향으로 순간적 감소되어 지면에 가해지는 체중부하가 가장 낮은 지점을 최소 부하 값으로 하였으며(Fig. 2-D), 엉덩이가 들리고 하지의 폼 자세가 만들어지는 과정에서 체중부하가 최대로 증가한 지점을 최대 부하 값으로 하였다(Fig. 2-E). STS동안 지면에 가해진 부하량의 총 합은 STS 시작과 끝 지점 사이 그래프 아래의 면적으로 시간대 대한 부하값을 적분(pressure-time integration)하여 계산하였으며(Fig. 2-F), 지면에 가해진 부하량의 각 크기와 합은 체중의 백분율(%)로 표기하였다.

발등 굽힘과 발바닥 굽힘 시작자세를 위해 경사판을 이용한 경우 경사판의 무게를 뺀 값으로 데이터를 기록하였다. 3회 반복 측정하여 평균값을 데이터 분석에 사용하였으며, 모든 측정은 사전에 훈련된 두 명의 검사자와 보조자에 의해 표준화된 방법으로 동일하게 실시되었다.

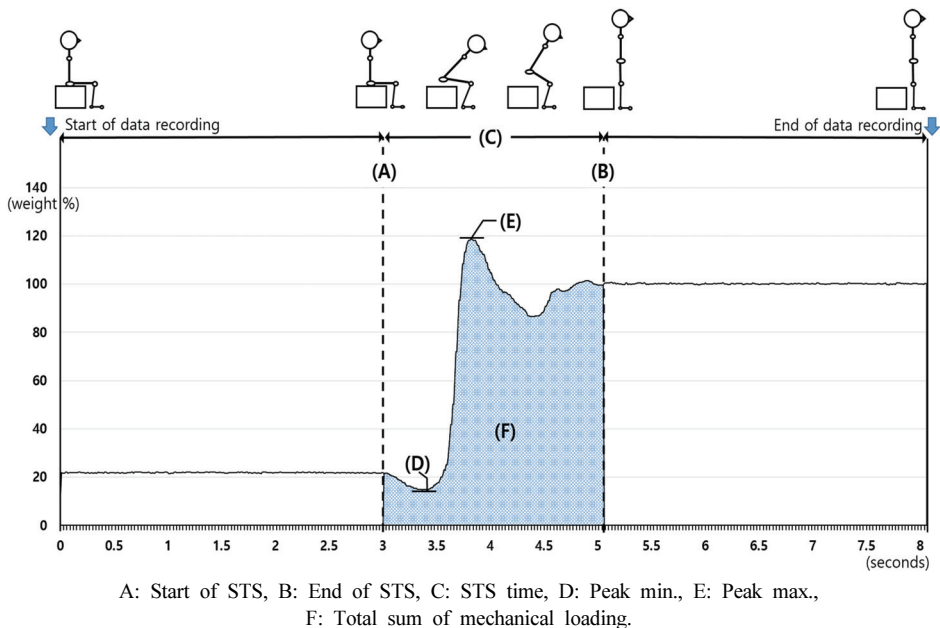


Fig. 2. Individual data recording and key indicators during a STS task

4. 분석방법

본 연구의 모든 통계학적 분석은 SPSS 20.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 사용하였다. STS동작 시 발목 관절 각도(중립, 발등 굽힘 15도, 발바닥 굽힘 15도)에 따른 근육의 활성화, STS 수행시간, 최소 부하 값, 최대 부하 값, 그리고 부하량의 총 합을 변화시키기 위하여 반복 측정 일원 분산 분석(one-way repeated measures analysis of variance, one-way RM ANOVA)을 사용하였다. 사후 검정방법은 Bonferroni검사로 하였으며, 자료의 모든 통계학적 유의수준(α)은 .05이하로 하였다.

III. 연구 결과

1. 연구대상자의 일반적 특성

STS의 시작자세 중 발등 굽힘 자세에서 근육의 단축으로 인해 발뒤꿈치가 경사판 바닥에 닿지 않는 6명을 제외하고, 최종 34명의 대상자가 실험에 참가하였다. 대상자들의 일반적 특성은 Table 1과 같다.

Table 1. General characteristics of the participants

	Male (N=11)	Female (N=23)	Total (N=34)
Age (year)	23.73 ± 3.17 ^a	21.70 ± 1.20	22.35 ± 2.24
Height (cm)	173.09 ± 4.44	161.7 ± 4.44	165.38 ± 7.41
Weight (kg)	67.84 ± 7.83	58.03 ± 10.81	61.21 ± 10.87

^a Mean ± Standard deviation

Table 2. Comparison of muscle activation according to the ankle joint angle during a STS task (N=34)

	Neutral	Ankle dorsiflexion	Ankle plantar flexion	F	p
TA	51.38 ± 17.32 ^a	75.98 ± 18.83 ⁺	40.96 ± 13.01 ⁺⁺	69.51	.00
RF	39.91 ± 15.31	42.78 ± 18.12	44.06 ± 16.03 ⁺	3.53	.04
BF	15.98 ± 9.86	18.34 ± 7.96	18.11 ± 13.85	1.58	.22
GCM	12.48 ± 7.71	21.26 ± 12.68 ⁺	16.23 ± 9.04 ⁺	9.54	.01

^a Mean ± Standard deviation (%MVIC), TA: Tibialis anterior, RF: Rectus femoris, BF: Biceps femoris, GCM; Gastrocnemius.

⁺ Significant difference from neutral position, $p < .05$

⁺⁺ Significant difference from ankle dorsiflexion position, $p < .05$

2. STS 동작 시 발목 관절 각도에 따른 근 활성화도 결과

TA의 근 활성화도는 발등 굽힘 자세에서 가장 높았고, 발바닥 굽힘 자세에서 가장 낮았으며, 발목 관절 각도에 따른 유의한 차이가 있었다($p < .05$). RF의 근 활성화도는 발바닥 굽힘 자세에서 가장 높았고, 중립자세에서 가장 낮았으며, 중립자세에 대하여 발바닥 굽힘 자세에서만 유의한 차이가 있었다($p < .05$). BF의 근 활성화도는 발바닥 굽힘 자세에서 가장 높았고, 발등 굽힘 자세에서 가장 낮았으나, 발목 관절 각도에 따른 유의한 차이는 나타나지 않았다. GCM의 근 활성화도는 발등 굽힘 자세에서 가장 높았고, 중립자세에서 가장 낮았으며, 중립자세에 대하여 발등 굽힘 자세와 발바닥 굽힘 자세에서 각각 유의한 차이가 있었다($p < .05$)(Table 2).

3. STS 동작 시 발목 관절 각도에 따른 역학적 부하 변화량 결과

STS에 소요되는 시간(STS time)은, 발바닥 굽힘 자세에서 가장 높았고, 발등 굽힘 자세에서 가장 낮았으며, 발등 굽힘 자세와 발바닥 굽힘 자세에서만 유의한 차이

Table 3. Comparison of mechanical loading according to the ankle joint angle during a STS task (N=34)

	Neutral	Ankle dorsiflexion	Ankle plantar flexion	F	p
STS time (sec)	1.89 ± .25 ^a	1.82 ± .20 [†]	1.91 ± .22	6.20	.01
Peak Min. (weight %)	9.34 ± 2.85	9.70 ± 3.30	10.25 ± 2.49 [†]	3.54	.04
Peak Max. (weight %)	115.23 ± 3.62	120.48 ± 5.52 [†]	115.55 ± 5.52 [‡]	18.58	.00
Total sum (weight %)	127.58 ± 16.29	121.16 ± 15.04 [†]	128.10 ± 20.15 [‡]	5.15	.01

^a Mean ± Standard deviation, STS; sit to stand, Min; minimum, Max; maximum. Total sum; Total sum of mechanical loading.

[†] Significant difference from neutral position, $p < .05$.

[‡] Significant difference from ankle dorsiflexion position, $p < .05$.

가 있었다($p < .05$). 최소 부하 값(peak min)은 중립자세에서 가장 낮았고, 발바닥 굽힘 자세에서 가장 높았으며, 중립자세에 대하여 발바닥 굽힘 자세에서만 유의한 차이가 나타났다($p < .05$). 최대 부하 값(peak max.)은 중립자세에서 가장 낮았고, 발등 굽힘 자세에서 가장 높았으며, 발등 굽힘 자세는 중립자세와 발바닥 굽힘 자세에 대하여 각각 유의한 차이가 있었다($p < .05$). STS 동안 지면에 가해지는 부하량의 총 합(total sum)은 발바닥 굽힘 자세에서 가장 높았고, 발등 굽힘 자세에서 가장 낮았으며, 발등 굽힘 자세는 중립자세와 발바닥 굽힘 자세에 대하여 각각 유의한 차이가 있었다($p < .05$). 중립자세와 발바닥 굽힘 자세 간 유의한 차이는 없었다(Table 3).

IV. 고 찰

본 연구는 발목관절 각도에 따른 STS 동작 수행 시 근 활성화도의 변화와 역학적 부하량의 변화를 알아보기 위해 수행되었으며, 그 결과 발목 관절 각도에 따라 근 활성화도와 역학적 부하량에 의미 있는 변화를 살펴볼 수 있었다.

STS 동작의 초기 구간은 몸통과 골반이 앞으로 기울어지고 엉덩이가 의자로부터 떨어지기 전까지의 구간으로(Ada와 Westwood, 1992), 몸통이 전방으로의 가속

이 발생됨과 동시에 하지는 순간적으로 머리 쪽으로 향하는 힘이 발생된다. 이러한 과정에서 TA와 RF근육들이 우세하게 사용되며(Kim 등, 2006), 이 구간 동안에 지면에 가해지는 부하량은 최소값의 형태로 나타나게 된다(Demura와 Yamada, 2007). TA는 STS 동작 시 몸을 앞으로 가져가기 전 발을 안정화시키기 위해 하지에서 가장 빠르게 작용되는 근육으로서(Goulart와 Valls-Sole, 2001; Jang 등, 2014), 우리의 연구 결과에서는 발등 굽힘 자세, 중립자세, 발바닥 굽힘 자세 순으로 활성도가 높게 나타났다. 반면, RF는 STS 동작 시 몸통을 전방으로 가속화하여 이동시키기 위해 작용되는 근육으로서, 연구결과 발바닥 굽힘 자세에서 가장 높은 근 활성도를 보여주었다. 이러한 결과는 발등 굽힘 각도가 높아짐에 따라 TA의 작용이 더욱 우세하게 나타난 것으로 보이며, 한편, TA의 활성도가 가장 낮았던 발바닥 굽힘 자세에서는 이를 보상하기 위해 RF가 상대적으로 높은 근 활성도를 나타낸 것으로 보여진다.

STS 동작 초기 구간에서 발목각도에 따른 TA와 RF의 활성화도 차이는 역학적 부하량 변수들에도 유의한 영향을 미쳤다. 특히 발등 굽힘 자세에서 TA의 우세한 작용은 STS 수행 시간의 단축과 부하량 총합의 감소에 영향을 주었다. Jacobs 등(2009)은 보조운동영역(supplementary motor area)이 선행 자세조정 시간에 영향을 미치며, 보조운동영역의 활성이 증가되면 동작 시 근 활성화 시점이 빨라진다는 결과를 보고한

바 있다. 이러한 의미에서 해석해 볼 때, 중립자세에 비하여 발등 굽힘 자세로 선행된 자세가 보조운동 영역으로 작용하면서 활성화 되었고, 이로 인해 TA의 활성화를 앞당겨 결과적으로 STS 소요시간이 감소되었으며, 시간의 영향을 받는 부하량 총 합이 감소된 것으로 보인다. 한편, 발바닥 굽힘 자세에서 감소된 TA의 활성화도는 STS 동작 시 발생하는 최소 부하 값에 영향을 주었다. STS의 초기 구간은 TA와 RF의 구심성 수축에 의해 발생된다. 특히, TA의 수축은 STS 초기 발목을 중심으로 우리의 몸을 전방으로 가져가기 위한 발의 안정성 제공뿐만 아니라, 동시에 지면에 가해지는 다리의 부하를 순간적으로 감소하는데 영향을 미친다. 우리의 연구 결과 발바닥 굽힘 자세에서 TA의 근 활성화도는 중립자세 보다 약 25% 감소하였으며, RF의 근 활성화도는 10% 증가하였다. 이러한 결과로 볼 때 발바닥 굽힘 자세를 시작자세로 한 STS 동작에서 TA의 작용의 감소는 발에 충분한 안정성을 제공하지 못하였고, 이를 보상하기 위하여 RF의 작용이 증가된 것으로 생각된다. 또한 STS 초기 TA의 수축으로 인한 하지의 순간적인 부하량 감소에도 영향을 주어 최소 부하 값이 다른 두 시작자세에 비해 상대적으로 높게 나타난 것으로 보여진다.

STS의 초기 이후 두 번째 구간은 엉덩이가 의자로부터 떨어져 선 자세를 만들기 위해 몸체를 들어 올리는 과정이다(Ada와 Westwood, 1992). 이 구간에서는 발목 관절의 최대 발등 굽힘이 일어나며, 엉덩 관절과 무릎 관절의 완전한 펴이 일어난다(Sun 등, 2012). 이 때, 하지 대부분의 근육이 최대로 쓰이는데 그 중 BF와 GCM이 우세하게 사용된다(Kim 등, 2006). 또한 이 구간 동안 상체가 앞으로 전이되며, 전이 된 몸체를 들어올리기 위한 순간 발바닥에 가해지는 부하량이 증가되어 최대 부하값이 나타나게 된다(Roebroeck 등, 1994). BF는 엉덩이 떼기 시점 이후 엉덩 관절의 굽힘을 감소시키고, 신체를 편 자세로 만들어 주는데 역할을 수행한다(Goulart와 Valls-Sole, 2001). 우리의 연구에서 발등 굽힘 자세와 발바닥 굽힘 자세에서 BF의 근 활성화도는 중립 자세보다 각 14%, 13% 증가하였지만, 통계적으로 유의한 수준은 아니었다. GCM은 STS시 동안 작용되는 하

지의 근육 중 가장 늦게 반응 하는 근육으로, 엉덩이 떼기 시점 이전 마지막 구간에서 몸이 전방으로 전이되는 속도를 제어하며(Lindemann 등, 2003), 무릎을 펴 시켜 일어서기 동안 자세 안정성에 기여한다(Doorenbosch 등, 1994). 우리의 연구결과 발등 굽힘 자세와 발바닥 굽힘 자세에서 GCM의 활성화도는 중립자세보다 각각 70.5%, 30%만큼 증가하여 통계적으로 유의한 차이가 있었다. 일상적인 STS 조건이 아닌 발목 관절의 각도에 따라 STS시 자세를 유지하기 위해 BF와 GCM은 더 많은 힘을 사용하고 있음을 알 수 있다.

발등 굽힘 자세에서 GCM의 근 활성화도 증가는 역학적 부하량의 최대 부하 값이 증가하는데 영향을 주었다. 최대 부하 값은 STS 신체의 전방이동과 동시에 엉덩이가 테이블에서 들리는 순간 발바닥 굽힘을 통해 지면을 누르는 힘으로, 몸체를 들어올렸을 때 불안정한 발등 굽힘 자세를 보상하기 위해 GCM의 작용이 크게 나타나게 된다. 또한, STS 소요시간의 다른 조건에 비해 단축된 것으로 보아, 상대적으로 큰 가속도 힘이 지면에 전달되어, 이로 인해 지면을 누르는 힘이 일시적으로 증가하여 최대 부하 값이 커진 것으로 생각된다.

기능적 움직임 동안 발생하는 생체역학적 변화에 관한 연구는 많은 연구자들의 관심사이다. 정상적인 움직임에 대한 이해는 엘리트 스포츠 선수의 운동효과를 증진 시키는 방법으로 제시 할 뿐만 아니라, 기능적 움직임의 제한이 있는 대상자에게 적용하여 움직임을 개선 시킬 수 있는 방법을 제시하기도 한다. STS 동작은 선 자세에서 독립적이고 기능적인 동작을 수행하기 앞서 앉은 자세에 이어 연결 수행되어야 할 과정이다. 그 동안 STS에 관한 다양한 연구들이 보고된 바 있다. 앉은 의자의 높이(Su 등, 1998; Kawagoe 등, 2000), 팔걸이 유무(Munton 등, 1984; Alexander 등, 1991), 초기 접지 발의 위치(Park와 Lee, 2011), STS 수행 속도(Mourey 등, 2000; Papa와 Cappozzo, 2000), 무릎 관절 각도(Eriksrud와 Bohannon, 2003) 등은 STS 동작에 영향을 주는 요소로서 알려졌지만, 발목 관절 각도와 STS동작 수행에 미치는 영향을 보고한 결과는 하이힐 또는 신발 굽 높이, 인솔높이에 관한 연구들로 제한적이었다(Lee 등, 2006; Park와 Kim, 2015). 따라서 본 연구의 결과는

STS 연구에 관한 추가적인 기초 자료로써 제시 할 수 있을 뿐만 아니라, STS 동작 수행에 어려움이 있는 신경학적 손상 환자의 기능적 움직임 개선에 효율적인 중재 방법으로 활용할 수 있으리라 사료된다.

안타깝게도 본 연구에는 몇 가지 제한점이 있다. 첫째, 20대의 젊은 성인만을 대상으로 실시하였기에 모든 성인 혹은 질환을 갖은 대상자에게 일반화하기 어려우며, 연구 참가자의 개인적 특성이 고려되지 못하였다. 둘째, 실험자의 구두 지시에 따라 동작을 수행하였기에 움직임 개시와 동시에 측정되었어야 할 변수 측정 간에 시간적 오차가 발생 하였을 수 있다. 셋째, 근 활성도 측정이 4개의 하지 근육으로 국한되어, STS 동작에 관여하는 다른 근육의 작용을 고려하지 못하였다. 넷째, STS 동작에 관여하는 각 관절의 운동형상학적 요소에 대한 측정이 수행되지 못했다. 따라서 향후 연구에서는 다양한 연령층과 근골격 및 신경계 질환의 환자를 대상으로 운동역학적 요소와 운동형상학적 요소가 결합된 분석이 요구되며, 결과에 영향을 줄 수 있는 실험절차에 대하여 추가적인 기술적 개선이 요구된다.

V. 결론

본 연구는 20대의 건강한 성인남녀 34명을 대상으로 발목의 중립자세, 발등 굽힘 15도 자세, 발바닥 굽힘 15도 자세에 따라 STS 동작 수행 시 발생하는 근 활성도와 역학적 부하량의 차이를 알아보기 위하여 수행되었다. 그 결과 발등 굽힘이 선행된 시작자세는 해당 근육의 작용을 앞당겨 높은 수축력과 동시에 빠른 움직임이 개시 될 수 있었다. 이로 인해 STS 동작 수행에 소요되는 시간이 단축 될 수 있었으며, STS 동안 지면에 가해지는 체중 부하량의 총합을 감소시킬 수 있었다. 발바닥 굽힘이 선행된 시작자세의 경우 STS 초기에 사용되는 TA의 활성도는 중립자세보다 낮아졌으나 이를 보상하기 위한 RF의 활성도는 높게 나타난 것으로 보인다. 발바닥 굽힘 자세에서 STS 동작 수행에 소요되는 시간은 중립자세보다 지연되어 STS 동안 지면에 가해지는 체중 부하량의 총합은 세 조건 중 가장 크게 나타났다.

또한, 발등 굽힘 자세와 발바닥 굽힘 자세에서 GCM의 활성도는 중립자세보다 높게 나타나 발목 관절 각도의 변화에 따라 STS 동안 하지의 안정성에 기여하는 근육의 활성도가 달라졌음을 알 수 있었다.

이러한 결과를 바탕으로 본 연구는 STS 동작 분석에 관한 추가적인 기초자료로써 정보를 제공 할 수 있을 뿐만 아니라, 기능적 평가 및 움직임 개선에 효율적인 중재방법으로써 STS 동작의 다양한 적용이 가능하리라 생각된다.

References

- Abujaber S, Gillispie G, Marmon A, et al. Validity of the Nintendo Wii Balance Board to assess weight bearing asymmetry during sit-to-stand and return-to-sit task. *Gait Posture*. 2015;41(2):676-82.
- Ada L, Westwood P. A kinematic analysis of recovery of the ability to stand up following stroke. *Aust J Physiother*. 1992;38(2):135-42.
- Alexander NB, Schultz AB, Warwick DN. Rising from a chair: effects of age and functional ability on performance biomechanics. *J Gerontol*. 1991;46(3):M91-8.
- Boonstra MC, Schwering PJ, De Waal Malefijt MC, et al. Sit-to-stand movement as a performance-based measure for patients with total knee arthroplasty. *Phys Ther*. 2010;90(2):149-56.
- Cahill BM, Carr JH, Adams R. Inter-segmental co-ordination in sit-to-stand: an age cross-sectional study. *Physiother Res Int*. 1999;4(1):12-27.
- Cheng PT, Liaw MY, Wong MK, et al. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998;79(9):1043-6.
- Demura S, Yamada T. Height of chair seat and movement characteristics in sit-to-stand by young and elderly adults. *Percept Mot Skills*. 2007;104(1):21-31.
- Doorenbosch CA, Harlaar J, Roebroeck ME, et al. Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of

- monoarticular and biarticular muscles. *J Biomech.* 1994;27(11):1299-307.
- Eriksrud O, Bohannon RW. Relationship of knee extension force to independence in sit-to-stand performance in patients receiving acute rehabilitation. *Phys Ther.* 2003;83(6):544-51.
- Goulart F, Valls-Sole J. Reciprocal changes of excitability between tibialis anterior and soleus during the sit-to-stand movement. *Exp Brain Res.* 2001;139(4):391-7.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):361-74.
- Jacobs JV, Lou JS, Kraakevik JA, et al. The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in participants with and without Parkinson's disease. *Neuroscience.* 2009;164(2):877-85.
- Jang EM, Kim MH, Yoo WG. Comparison of the tibialis anterior and soleus muscles activities during the sit-to-stand movement with hip adduction and hip abduction in elderly females. *J Phys Ther Sci.* 2014;26(7):1045-7.
- Jeong YJ, Park DS. Validity of ground reaction forces during gait and sit-to-stand using the nintendo wii balance board in healthy subjects. *J Korean Soc Phys Med.* 2016;11(4):85-92.
- Kanai A, Kiyama S, Goto H, et al. Use of the sit-to-stand task to evaluate motor function of older adults using telemetry. *BMC Geriatr.* 2016;16:121.
- Kawagoe S, Tajima N, Chosa E. Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up. *J Orthop Sci.* 2000;5(2):124-33.
- Kim DK, Kim TH, Roh JS, et al. Influence of spine orthosis and sit-to-stand motor strategies on ground reaction force and lower extremity muscle activity. *Phys Ther Korea.* 2006;13(3):1-9.
- Kwon MJ. 5 Repetition sit-to-stand test of stroke patients and healthy older. *J Korean Soc Phys Med.* 2014;9(1):101-6.
- Lee SY, Bae SS, Gong WT. Effects of muscle activity of lower extremity with contact laterally wedged insoles with strapping of varying elevations. *J Korean Soc Phys Med.* 2006;1(1):37-47.
- Lindemann U, Claus H, Stuber M, et al. Measuring power during the sit-to-stand transfer. *Eur J Appl Physiol.* 2003;89(5):466-70.
- Mak MK, Levin O, Mizrahi J, et al. Joint torques during sit-to-stand in healthy subjects and people with Parkinson's disease. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18(3):197-206.
- Mong Y, Teo TW, Ng SS. 5-repetition sit-to-stand test in subjects with chronic stroke: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010;91(3):407-13.
- Mourey F, Grishin A, d'Athis P, et al. Standing up from a chair as a dynamic equilibrium task: a comparison between young and elderly subjects. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2000;55(9):B425-31.
- Munton JS, Ellis MI, Wright V. Use of electromyography to study leg muscle activity in patients with arthritis and in normal subjects during rising from a chair. *Ann Rheum Dis.* 1984;43(1):63-5.
- Nadzadi ME, Pedersen DR, Yack HJ, et al. Kinematics, kinetics, and finite element analysis of commonplace maneuvers at risk for total hip dislocation. *J Biomech.* 2003;36(4):577-91.
- Nuzik S, Lamb R, VanSant A, et al. Sit-to-stand movement pattern. A kinematic study. *Phys Ther.* 1986;66(11):1708-13.
- Papa E, Cappozzo A. Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *J Biomech.* 2000;33(9):1113-22.
- 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):304-10.
- Park MC, Lee MH. Analysis of muscle activity on foot position during a sit-to-stand activity in the elderly. *J Kor Phys Ther.* 2011;23(1):1-5.
- Rempel D. Special editor introduction. Surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(6):375.
- Roebroek ME, Doorenbosch CA, Harlaar J, et al. Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1994;9(4):235-44.
- Schenkman M, Berger RA, Riley PO, et al. Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther.* 1990;70(10):638-48.
- Seven YB, Akalan NE, Yucesoy CA. Effects of back loading on the biomechanics of sit-to-stand motion in healthy children. *Hum Mov Sci.* 2008;27(1):65-79.
- Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: translating research into clinical practice. Lippincott Williams & Wilkins. 2007.
- Su FC, Lai KA, Hong WH. Rising from chair after total knee arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1998; 13(3):176-81.
- Sun S, Park TJ, Kang YT, et al. Kinetic analysis of sit-to-stand movement with change of chair heights in able-bodied 60s and 20s women. *Korean J Sports Sci.* 2012;21(2): 1249-58.
- Tully EA, Fotoohabadi MR, Galea MP. Sagittal spine and lower limb movement during sit-to-stand in healthy young subjects. *Gait Posture.* 2005;22(4):338-45.
- Yang SR, Oh YR, Jeon YR, et al. Test-retest reliability of sit-to-stand and gait assessment using the wii balance board. *Phys Ther Korea.* 2016;23(3):40-7.