



쪼그려 앉았다 서기 동작 시 몸통의 무게 변화가 몸통 움직임과 무릎 관절 모멘트에 미치는 영향

The Effect of Trunk Motion and Knee Joint Moment during Deep Stand to Sit and Sit to Stand According to the Trunk Weight Increase

권문석* · 김상규 · 신성휴(성균관대학교)

Kwon, Moon-Seok* · Kim, Sang-Kyu · Shin, Seong-Hyoo(Sungkyunkwan University)

ABSTRACT

M. S. KWON, S. K. Kim, and S. H. SHIN, The Effect of Trunk Motion and Knee Joint Moment during Deep Stand to Sit and Sit to Stand According to the Trunk Weight Increase. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 17, No. 4, pp. 89-98, 2007. The purpose of this study was to evaluate the trunk motion and knee joint moment during deep stand to sit and sit to stand according to the trunk weight increase. These experimental subjects were 9 males, who had no skeletal muscular disease. They were performed a SATS(stand to sit), STS(sit to stand) according to the trunk weight increase. Trunk weight increase were classified into 4 bearing trunk weight of 0%, 8%, 16%, 24% of the subject' weight. 1-way(4) RM ANOVA is applied to get the difference of trunk displacement movements and knee joint moments according to he trunk weight increase. significant level of each experiment is set as $\alpha=0.05$.

1. Significant difference was classified into 3 bearing trunk weight of 0%, 16%, 24% in maximum forward · backward displacement of trunk COM(center of mass). Significant difference was classified into 4 bearing trunk weight of 0%, 8%, 16%, 24% in maximum upward · downward displacement of trunk COM during the SATS, STS.

2. Significant difference was classified into 4 bearing trunk weight of 0%, 8%, 16%, 24% in maximum extension knee joint moment. Significant difference was classified into 2 bearing trunk weight of 0%, 16% in maximum internal rotation knee joint moment during the SATS, STS.

Therefore we expect that biomechanical model of this study will used to study for mechanical characteristics of obese people.

KEYWORDS : SATS, STS, TRUNK MOTION, KNEE JOINT MOMENT, TRUNK WEIGHT INCREASE

I. 서론

앉기(SATS : stand to sit)와 일어서기(STS : sit to stand) 동작은 인간이 살아가면서 매일 반복적으로 수행하는 동작으로 신체 기능적인 측면에서 매우 중요하다.

SATS는 신체 질량 중심이 앞쪽과 아래쪽으로 운동하게 됨으로써 작은 기저면 상에서 밸런스를 유지하기 위해 상체와 하체의 협응 작용과 하지 근골격계의 제어적 기능이 요구된다. 그리고 STS 동작은 신체 질량 중심이 SATS와 정반대로 운동하게 되며, 상체와 하체의 협응 작용과 신체를 중력 역방향으로 밀어 올릴 수 있는 하지 근육의 힘이 요구된다. 그러므로 STS 동작 시 상체와 하체의 협응력과 하지 근골격계의 메카니즘에 대한 연구가 활발하게 진행되어 왔다(Schenkman, Berger, Riley, & Hodge, 1990; Riley, Schenkman, Mann, & Hodge, 1991; Schenkman, Riley, & Pieper, 1996; Roy, Nadeau, Gravel, Malouin, McFadyen, & Pottie, 2006).

임상적 연구들에서는 편마비, 파킨슨 등과 같은 질병을 가진 이들과 노령으로 인한 근신경 질환 환자들을 대상으로 STS 동작 시 발생하는 특성들을 분석하여 재활 방법에 적용하고자 하였다. 그 결과 개인이 가지고 있는 육체적 질환의 특성에 따라 동작의 개별성을 보였고, STS 동작 시 동작의 안정성을 위해서는 하지 근력의 강화를 강조하였다(Bernardi, Rosponi, Castellano, Rodio, Traballes, Delussu, & Marchetti, 2004; Ramsey, Misko, & Horvat, 2004; Roy et al., 2006).

현대에는 비만까지도 병리적 관점에서 질환으로 분류하고 있다. 비만은 체중의 변화를 발생시키고 몸통의 무게 변화가 뚜렷하게 나타난다. 그러므로 근력의 향상과 관계없이 증가된 신체 무게변화로 인해 운동 시 신체 움직임의 패턴 변화가 발생하고, 이는 하지 근골격계 메카니즘에 영향을 주게 되며, 결과적으로 하지 관절 중 완충역할을 하는 무릎 관절의 부하 증가 원인으로 작용하게 된다(Felson, 1988; Messier, Loeser, Hoover, Semble, & Wise, 1992; Messier, 1994; Hochberg, & Lethbridge, 1995; Felson, & Zang, 1998; Sturmer, Gunther, & Brenner, 2000).

Galli, Crivellini, Sibella, Montesano, Bertocco, & Parisio(2000), Sibella, Galli, Romei, Montesano, &

Crivellini(2003) 등은 비만인을 대상으로 STS 동작에 대한 운동역학적 접근을 시도하여 비만인들의 특성을 분석하고 비만인 연구를 위한 역학적 모델을 개발하고자 하였다. 그 결과 두 연구에서 비만 피험자의 질량 유·무에 의해 각기 다른 결과를 보였을 뿐만 아니라 정상인에서도 다른 결과를 나타내었다. 이는 의자에서 일어날 때 발의 움직임을 제한하지 않아 나타난 결과이다. 또한 의자 높이 변화 요인도 무릎 관절 모멘트에 영향을 미칠 수 있다(Rodosky, Andriacchi, & Anderson, 1989).

그러므로 체중 증가에 의해서 발생하는 무릎 관절 모멘트를 평가하기 위해서는 무게 변화를 제외한 발의 움직임과 앉는 높이 등의 다른 요인들을 통제할 필요성이 있다. 또한 실제 운동 상황에서 발생할 수 있는 무릎 관절에 큰 부하가 작용하는 원인 중 하나가 심한 무릎의 굴곡이 발생하였을 때이다. 따라서 SATS, STS 동작을 연속적 수행함으로써 몸통 움직임의 안정성과 몸통의 무게 변화로 인해 발생하는 무릎 관절모멘트를 최대화시켜 관찰할 필요성이 있다.

또한 비만인을 대상으로한 실험에서는 피험자들이 지방층이 두꺼워 피부에 부착된 외부 마커에 심한 떨림 현상을 발생된다. 그러므로 비만인들에 대한 선행연구들에서는 신체 움직임을 2차원으로 제한하거나 3차원으로 분석하여도 관절의 움직임을 1자유도로 제한하여 비만인 연구를 대상으로한 하지 근골격계의 3차원 모델은 아직 개발되지 않고 있는 실정이다.

따라서 본 연구는 비만인 연구를 위한 3차원 모델 개발의 선행연구로서 쪼그려 앉았다 서기 동작 시 몸통의 무게 변화가 몸통 움직임과 무릎 관절 모멘트에 미치는 영향을 분석하여 무게 변화에 따른 운동역학적 메카니즘을 이해하고 이를 활용하여 비만인들의 하지 근골격계 연구를 위한 3차원 모델 개발에 활용하고자 한다.

II. 연구방법

1. 실험대상

본 연구는 하지 근골격 질환을 경험하지 않은 20대

의 남자를 대상으로 하였으며, 먼저 신체조성 검사를 실시하여 표준 BMI에 포함되는 정상집단 9명(나이 21.1 ± 1.9years, 신장 175.5±1.4cm, 몸무게 70.5±3.2kg, BMI 22.9±1kg/m²)을 선정하였다.

2 실험장비 및 절차

1) 실험 장비

① 동작 분석

실험 시 동작 분석을 위해 부착한 인체 외부마커 위치는 오른발 두 번째 중족골두, 뒤꿈치, 내·외측외과, 하퇴 중앙지점, 내·외측상과, 대퇴 중앙지점, 대전자, 좌·우 상전장골극, 좌·우 상후장골극의 1/2 지점, 좌·우 어깨 관절점으로 모두 14곳에 부착하였다. 외부마커의 3차원 좌표를 얻기 위하여 6대의 카메라(Samsung SHC-650A, Korea; 60fields/sec)를 이용하였다. 카메라로 획득된 영상을 3차원 좌표로 바꾸기 위해서 DLT(direct linear transformation)방식을 이용한 Kwon3d 소프트웨어(Visol Korea Kwon3d)를 사용하였으며, DLT 파라미터들을 얻기 위해서 46개의 통제점을 이용하였고, DLT 방식에 의해서 재구성된 좌표와 실제 통제 점과의 오차는 약 0.14cm이었다. 3차원으로 좌표화한 외부 마커점들을 이용하여 Kwon3d의 body modeling software를 사용하여 인체 모델을 정의하였다. 좌표계 설정은 전역좌표계 X를 좌·우측, Y를 전·후측, Z를 상·하측으로 설정하였다. 몸통의 지역좌표계는 좌측 어깨 마크에서 우측 어깨 마크를 잇는 벡터를 X축으로 설정하고 몸통의 Body vector를 Z축으로 설정한 뒤 X, Z축이 이루는 평면에 직교하는 벡터를 Y축으로 정의하였다. 골반과 하지 분절의 지역좌표계 설정은 다음과 같다.

골반의 지역좌표계

$$i_p = \frac{(RASIS - LASIS)}{|(RASIS - LASIS)|}$$

$$k_p = \frac{(RASIS - SA) \times (LASIS - SA)}{|(RASIS - SA) \times (LASIS - SA)|}, j_p = k_p \times i_p$$

(LASIS= Left Anterior Superior Iliac Spine, RASIS= Right Anterior Superior Iliac Spin, SA= Sacrum)

대퇴의 지역좌표계

$$k_t = \frac{(RH - RK)}{|(RH - RK)|}, j_t = \frac{(RH - RK) \times (LT - RH)}{|(RH - RK) \times (LT - RH)|},$$

$$i_t = j_t \times k_t$$

(RH = center of the Right Hip, RK=center of the Right Knee, LT=Lateral-Thigh)

하퇴의 지역좌표계

$$k_s = \frac{(RK - RA)}{|(RK - RA)|}, j_s = \frac{(RK - RA) \times (LS - RK)}{|(RK - RA) \times (LS - RK)|},$$

$$i_s = j_s \times k_s$$

(LS=Lateral-Shank, RA=center of the right ankle)

발의 지역좌표계

$$k_f = \frac{(RT - CA)}{|(RT - CA)|}, j_f = \frac{(RT - CA) \times (RA - RT)}{|(RT - CA) \times (RA - RT)|},$$

$$i_f = j_f \times k_f$$

(RT=Right Toe(SM), CA=Calcaneus posterior)

② 지면반력기

지면반력기(BP400800, AMTI; 1000Hz), 증폭기(MCA6, AMTI) A/D 변환기를 사용하여, 지면반력과 지면에 접촉위치에 대한 자료를 얻었으며, 피험자들의 무게 중심이 1/2이 되도록 발의 놓는 위치를 선정해 주었다. A/D 변환기를 통해 얻어진 지면반력 신호는 Kwon GRF 2.1(Visol Co.)을 이용하여 힘 값으로 변화되었다.

2) 실험절차

실험 시 SATS, SIS 동작 분석을 위해 피험자들에게 목적을 주지시킨 후 모든 피험자의 체중을 측정하여 각 피험자 체중의 0%, 8%, 16%, 24%로 설정된 조끼를 입힌 후 각 단계별로 적응 시간을 약 10분 착용 후 동작을 반복시켜 무게에 적응하도록 하였다. 본 실험 시작 시 피험자들은 1초씩 울리는 신호음에 맞추어 동작을 실시하였다. 이때 팔과 머리의 움직임은 최대한 제한시켰으며 동작의 일치성을 위해 최대한 앉았을 때 뒤꿈치를 지면에서 이탈 시키게 하여 동작을 동일화 하였다. 본 연구에서 몸통에 무게 변화를 0%, 8%, 16%, 24%로 설정한 근거는 2004년 한국 남성 평균 신장



그림 1. 몸통 무게 조끼를 입고 쪼그려 앉았다 서기 동작

(173.5cm)과 평균 체중(68.9kg)을 기준으로 BMI(body mass index)를 산출하면 22.8kg/m²가 된다. 이를 기준으로 대한비만학회(2003)가 권고하고 있는 정상 BMI의 범위(19.9kg/m² < 정상 BMI < 24.9kg/m²)의 한계점에 근접하는 하는 체중이 한국 남성 평균 체중에서 약 8%가 추가 되었을 때였다. 이를 기준으로 <그림 1>에서 보는 바와 같이 8%의 배수인 16%, 24%로 무게 부하를 단계를 설정하여 쪼그려 앉았다 서기 동작을 실시하였다.

3. 몸통 무게 중심 및 무릎 관절 모멘트 산출

1) 몸통 무게 중심 이동 변위 분석

SATS, STS 동작 시 몸통 무게 중심(쇄골에서 힌관절 거리의 약 47.66%) 이동 변위를 분석하기 위하여 Zatsiorsky, Seluyanov, & Chugunova(1990)의 자료를 이용하여 산출하였다.

$$T_{COM} = \frac{T_P \cdot P_i + T_D \cdot D_i}{100}$$

위의 공식에서 T_{com}은 분절의 무게 중심, T_p는 분절의 근위점, T_D는 분절의 원위점, P_i, D_i는 각각 분절의 길이에 대한 근위단과 원위단에서 무게 중심까지의 거리 비율이다. 이와 같은 각 분절의 무게중심 위치를 이용하여 전체 무게중심 위치를 계산한다.

2) 무릎 관절의 모멘트 분석

무릎 관절의 모멘트는 지면반력 데이터와 운동학적 데이터를 이용한 역동역학적(inverse dynamics) 해석방법을 사용하는 Kwon3d 프로그램을 이용하여 산출하였으며, 하지 분절의 각속도와 각가속도의 계산에는 Cardanian Angles을 사용하여 전역좌표계에 대한 지역좌표계의 움직임을 표현하였으며, 이를 통해 고정된 전역좌표계에 대한 분절의 지역좌표계의 움직임을 표현하였다. 무릎 관절에서 작용하는 힘, 즉 하퇴의 근위단에 작용하는 힘을 산출한 후 무릎 관절에 작용하는 모멘트를 계산하는 공식은 다음과 같다.

$$\vec{M}_k = \vec{J}_s - \vec{M}_a - \vec{P}_{ka} \times \vec{F}_a - \vec{P}_k \times \vec{F}_k$$

(\vec{M}_k = 무릎관절에 발생하는 모멘트 벡터, \vec{J}_s = 하퇴의 각운동량의 변화, \vec{P}_{ka} = 하퇴의 질량 중심에서 발목관절 중심으로의 위치 벡터, \vec{P}_k = 하퇴의 질량 중심에서 무릎관절 중심으로의 위치 벡터)

무릎 관절에 작용하는 모멘트 값은 실제 산출된 모멘트 값을 피험자의 체중으로 나누어 일반화하였으며, 이때 몸통에 부하된 무게도 포함하였다.

4. 자료 처리

실험에 참여한 피험자들은 몸통 부하 단계별로 SATS, STS 동작을 7회 실시하였다. 수행된 동작에서 본 연구에 적합한 동작 5회를 선별하여 평균값을 획득하여 이용하였다. 이후 몸통의 부하 단계별 차이를 분석하기 위해 이렇게 산출된 데이터 값을 이용하여 1-way(4) RM ANOVA를 실시하였으며 유의수준은 $\alpha = .05$ 로 설정하였다. 그리고 부하 단계에 따라 대비검증을 실시하였다.

III. 결과 및 논의

1. 몸통 무게 변화에 따른 몸통 움직임

표 1. 몸통 무게 부하에 따른 몸통의 움직임 1-way(4) RM ANOVA

		Source	SS	df	MS	F	Sig	contrast
몸통 전·후	Within-Subjects	무게부하요인	26.533	3	8.845	11.783	.001	AC, AD
		반복	18.016	24	.745			
몸통 상·하	Within-Subjects	무게부하요인	55.419	3	18.473	30.605	.001	AB, AC, AD
		반복	14.486	24	.604			

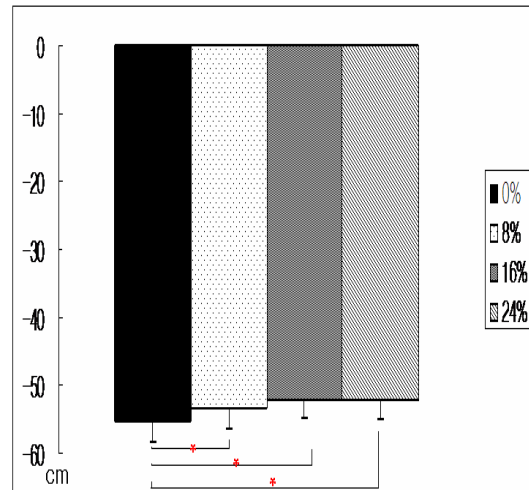
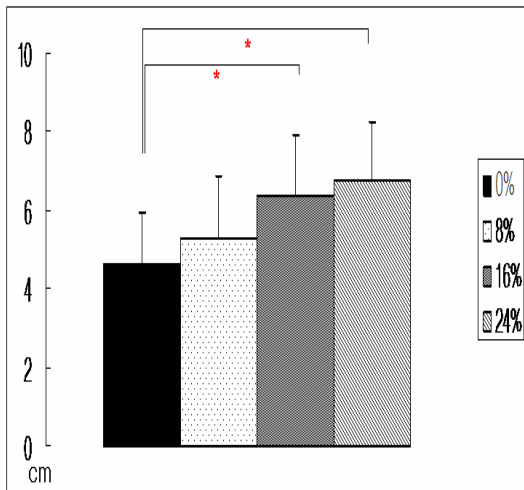
A: 피험자 체중, B: 피험자 체중의 8% 몸통 무게 부하
 C: 피험자 체중의 16% 몸통 무게 부하, D: 피험자 체중의 24% 몸통 무게 부하

몸통의 무게 변화에 따른 전·후 몸통 무게 중심의 최대 움직임 변위를 산출한 결과는 <표 1>과 같다. SATS, STS 동작 시 몸통의 무게 부하 변화에 의해 몸통의 전·후 최대 움직임에는 차이를 나타내었다 (F=11.783, P=0.001). 몸통의 무게 부하 변화 단계에 따른 차이를 알아보기 위하여 대비검증을 통해 확인하였다. 그 결과 SATS, STS 동작 시 몸통 무게 부하 단계 0%(4.6 ± 1.4cm)를 기준으로 무게 변화 8%(5.3 ± 1.7cm)는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았으나, 16%(6.4 ± 1.2cm)와 24%(6.8 ± 1.6cm)는 유의한 차이를 나타내었다.

몸통의 무게 변화에 따른 상·하 몸통 무게 중심의 최대 움직임 변위를 산출한 결과는 <표 1>과 같다. SATS, STS 동작 시 몸통의 무게 부하 변화에 의해 몸

통의 상·하 최대 움직임에 차이가 있었다(F=30.605, P=0.001). 몸통의 무게 부하 변화 단계에 따른 차이를 알아보기 위하여 대비검증을 통해 확인하였다. 그 결과 몸통 무게 부하 단계 0%(-55.2 ± 3.5cm)를 기준으로 무게 변화 8%(-53.2 ± 3.3cm), 16%(-52.1 ± 2.8cm) 그리고 24%(-52.1 ± 2.9cm)에서 모두 유의한 차이를 나타내었다.

Galli et al.(2000), Sibella et al.(2003)는 의자에서의 STS 동작 시 정상인에 비해 비만인들의 최대 힙 관절의 굴곡은 적었으며, 발목관절의 굴곡 각도는 크게 나타난 것으로 보고하였다. 이는 STS 동작 시 비만인이 정상인에 비하여 몸통의 움직임이 적었다는 것을 의미한다. 그러나 본 연구에서는 <그림 2>에서 보는 바와 같이 SATS, STS의 연속적 동작 시 부하 8%에서만 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았으나, 전체적으로



a. 몸통 무게 변화에 따른 전·후 최대 이동 변위
 0%: 피험자 체중, 8%: 피험자 체중의 8% 몸통 무게 부하, 16%: 피험자 체중의 16% 몸통 무게 부하, 24%: 피험자 체중의 24% 몸통 무게 부하
 *P < .05

그림 2. 몸통 무게 변화에 따른 몸통 무게 중심의 최대 이동 변위

무게 부하가 증가할수록 최대 몸통의 전·후 움직임은 증가하였다. 그리고 최대 몸통의 상·하 움직임은 0%를 기준으로 모든 단계에서 통계적으로 유의한 차이를 보였으며, 몸통 부하 단계가 증가할수록 감소하였다.

이와 같이 선행연구와 본 연구의 결과가 다른 이유는 선행연구에서는 의자에서 STS 동작을 수행하기 전 발의 움직임을 통제하지 않았으나 본 연구에서는 의자를 이용하지 않고 SATS, STS 동작을 연속적으로 수행함으로써 발의 움직임을 통제하였기 때문이다.

선행연구에서는 비만인들이 STS 동작 시 몸통의 무게 증가로 인해 허리에 가해지는 부하를 최소화하기 위하여 발의 위치를 몸통 쪽으로 옮긴 후 동작을 수행하는 것을 발견하였다. 이를 기반으로 본 연구에서는 정상인을 대상으로 몸통에 부하를 단계별로 증가시킴으로써 나타나는 신체의 움직임을 예측하고자 함에 있다. 그러므로 SATS, STS 동작 시 발생하는 발의 움직임을 통제하였다. 그 결과 몸통의 무게 변화가 없는 상태인 0%를 기준으로 몸통에 부가되는 무게가 무거워 질수록 몸통의 무게 중심 전·후 움직임은 증가하고 상·하 움직임은 감소되는 것을 알 수 있었다. 이는 SATS, STS 동작 시 몸통의 무게 변화가 몸통 무게 중심의 움직임 패턴에 변화를 작용시키는 원인으로 해석될 수 있다.

2 무릎관절의 모멘트

몸통의 무게 변화에 따른 최대 무릎 관절모멘트를 산출한 결과는 <표 2>와 같다.

SATS, STS 동작 시 몸통의 무게 부하 변화에 의해 무릎 관절 최대 신전모멘트에 차이가 있었다(F=6.051,

P=0.003). 몸통의 무게 부하 변화 단계에 따른 차이를 알아보기 위하여 대비검증을 통해 확인하였다.

그 결과 SATS, STS 동작 시 몸통의 무게 부하 0%(1.5 ± 0.34Nm/kg)를 기준으로 무게 변화 8%(1.61 ± 0.4Nm/kg), 16%(1.67 ± 0.41Nm/kg)와 24%(1.75 ± 0.51Nm/kg) 모두에서 유의한 차이를 나타내었다. 몸통의 무게 변화에 따른 무릎 관절 최대 외전모멘트를 산출한 결과 SATS, STS 동작 시 몸통의 무게 부하 변화에 의해 무릎 관절 최대 외전모멘트에는 차이가 없었다(F=0.491, P=0.692).

부하 단계별 SATS, STS 동작 시 몸통의 무게 변화 0%(-0.24 ± 0.15Nm/kg)를 기준으로 무게 변화 8%(-0.27 ± 0.15Nm/kg), 16%(-0.26 ± 0.16Nm/kg)와 24%(-0.24 ± 0.11Nm/kg) 모두에서 유의한 차이를 나타내지 않았다.

몸통의 무게 변화에 따른 무릎 관절 최대 내회전모멘트를 산출한 결과 SATS, STS 동작 시 몸통의 무게 부하 변화에 의해 무릎 관절 최대 내회전모멘트에 차이가 있었다(F=4.604, P=0.001). 몸통의 무게 부하 변화 단계에 따른 차이를 알아보기 위하여 대비검증을 통해 확인하였다. 그 결과 SATS, STS 동작 시 몸통의 무게 변화 0%(0.14 ± 0.05Nm/kg)를 기준으로 무게 변화 8%(11 ± 0.06Nm/kg), 24%(0.12 ± 0.06Nm/kg) 모두에서 유의한 차이를 나타내지 않았으며, 무게 변화 16%(0.11 ± 0.06Nm/kg)에서는 유의한 차이를 보였다.

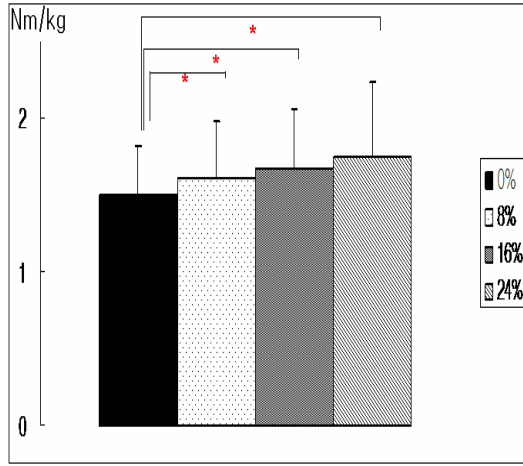
<그림 3>에서 보는 바와 같이 몸통의 무게 변화에 따라 가장 변화가 많은 것은 <그림 3. a>의 무릎 관절 신전 모멘트였으며, 몸통의 무게 부하가 증가 할수록 무릎 최대 신전모멘트가 증가하는 경향을 보였다. 이는

표 2. 몸통 무게 부하에 따른 몸통의 움직임 1-way(4) RM ANOVA

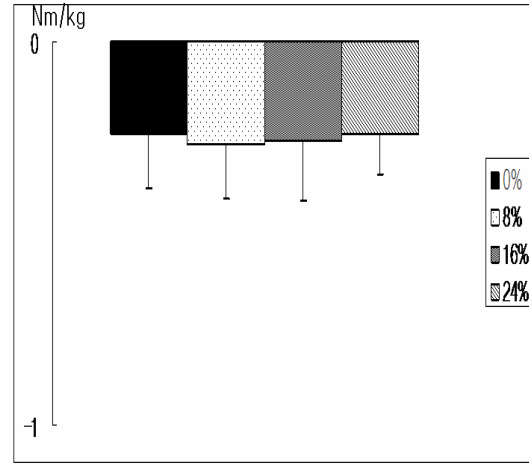
		Source	SS	df	MS	F	Sig	contrast
무릎 신전모멘트	Within-Subjects	반복요인	.289	3	9.634E-02	6.051	.003	AB, AC, AD
		반복	.382	24	1.592E-02			
무릎 외전모멘트	Within-Subjects	반복요인	4.556E-03	3	1.519E-03	.491	.692	
		반복	7.429E-02	24	3.096E-03			
무릎 내회전모멘트	Within-Subjects	반복요인	4.767E-03	3	1.589E-03	4.604	.001	AC
		반복	8.283E-03	24	3.451E-04			

A: 피험자 체중, B: 피험자 체중의 8% 몸통 무게 부하

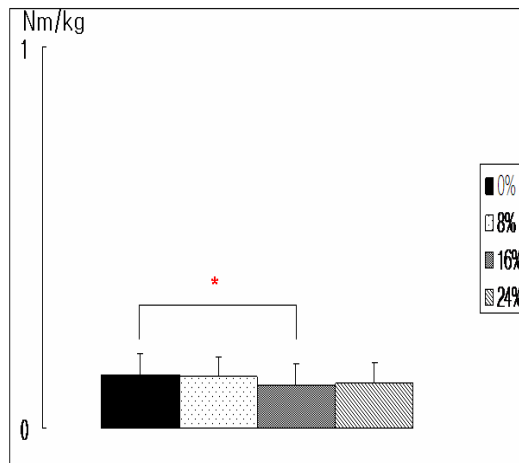
C: 피험자 체중의 16% 몸통 무게 부하, D: 피험자 체중의 24% 몸통 무게 부하



a. 몸통 무게 변화에 따른 최대 무릎 신전모멘트



b. 몸통 무게 변화에 따른 최대 무릎 외전모멘트



c. 몸통 무게 변화에 따른 최대 무릎 내회전모멘트

0%: 피험자 체중, 8%: 피험자 체중의 8% 몸통 무게 부하, 16%: 피험자 체중의 16% 몸통 무게 부하, 24%: 피험자 체중의 24% 몸통 무게 부하
*P < .05

그림 3. 몸통 무게 변화에 따른 최대 무릎 내회전모멘트

SATS 동작 시 몸통의 무게 중심이 앞쪽으로 집중되게 되며, STS 동작 시에는 앞쪽으로 움직인 몸통의 무게 중심을 중력의 역방향으로 운동시켜야 한다. 따라서 무릎 관절 신전에 보다 많은 힘이 요구된다.

Galli et al.(2000)는 의자에서 STS 동작 시 무릎 관절 최대 신전모멘트를 각 피험자들의 체중으로 나누어 산출한 결과 정상인들이 약 0.312(Nm/kg), 비만인들이

약 0.749(Nm/kg)로 비만인들이 정상인에 비해 약 2배의 높은 수치를 보이는 것으로 보고하였다. Sibella et al.(2003)의 연구에서도 각 피험자들의 체중으로 나누어 무릎 관절 최대 신전모멘트를 산출한 결과 정상인들이 약 0.38(Nm/kg), 비만인들이 약 0.75(Nm/kg)로 Galli et al.(2000)의 연구에서와 유사한 결과를 보여 비만인들이 정상인들에 비하여 STS 동작 시 무릎 관절 신전

모멘트가 크게 나타남을 설명하였다. 본 연구에서는 무릎 최대 신전모멘트 값이 1.5~1.75Nm/kg으로 선행연구에 비해 높은 수치를 보였다.

이와 같은 차이를 보인 이유는, 선행연구에서는 의자에서 SIS 동작 전 발의 움직임을 제한하지 않아 비만인들이 발을 몸통 쪽으로 움직여 동작을 수행함으로써 비만인들이 정상인들에 비해 상대적으로 높은 무릎 관절 신전모멘트와 낮은 힙 관절 모멘트를 보였다. 이와 같은 결과는 Roy et al.(2006)의 연구에서도 찾아볼 수 있다. SATS, SIS 동작 시 편마비 환자들을 대상으로 한 연구에서 편마비 환자들은 정상인들과 다르게 SIS 동작 시 발을 몸통 쪽으로 움직여 동작을 수행하는 것으로 보고하였다. 그러므로 피험자들의 개별적인 특성에 의해서 보상행동이 작용하는 것을 밝혀내는데 그 목적이 있었다. 그러나 체중 증가 요인이 무릎 관절 모멘트 증가에 미치는 영향을 설명할 수 없는 한계점이 있었다. 또한 SATS, SIS 동작 시 의자의 높이가 낮을수록 무릎 관절 신전모멘트가 증가하고, 수직 외력, 즉 신체를 위쪽으로 밀어올림으로써 발생하는 수직반발력에도 영향을 준다(Rodosky et al., 1989; Su, Lai, & Hong, 1998; Roy et al., 2006).

이러한 점을 고려하여 본 연구에서는 비만으로 인한 몸통의 무게 부하의 증가와 무릎 관절 모멘트의 관계를 설명하기 위하여 쪼그려 앉았다 서는 동작에서 SATS, SIS 동작을 연속적으로 수행시켰으며, 이 때 발의 움직임을 통제하였다. 무게 변화를 제외한 다른 요소들에 의해서 발생될 수 결과들을 제거한 결과 선행연구에 비하여 다소 높은 무릎 최대 신전모멘트 값을 보였으나, 몸통의 무게 부하 증가 요인이 무릎 관절 신전모멘트 증가에 직접적으로 작용하는 것을 알 수 있었다.

<그림 3. b>의 외전, <그림 3. c>의 내회전 모멘트는 변화가 거의 나타나지 않았다. 이는 몸통 중심의 움직임에서 설명되었듯이 SATS 동작 시 몸통의 무게 중심이 앞쪽으로 집중되게 되며, SIS 동작 시에는 앞으로 움직인 몸통의 무게 중심을 중력의 역방향으로 운동시켜야 한다.

따라서 무릎 관절 신전에 보다 많은 힘이 요구된다. 더욱이 몸통의 무게가 증가함에 따라 SATS, SIS 동작

시 요추에 가해지는 부하도 증가하게 된다(Sibella et al., 2003). 그러므로 비만인들은 몸통의 굴곡을 제한하여 몸통의 무게 중심이 신체 무게 중심과 중력을 잇는 수직선과의 거리를 최소화하여 SIS 동작 시 요추에 가해지는 부담을 감소시키기 위하여 몸통의 부하 증가에도 무릎 최대 외전, 내회전 모멘트는 증가하지 않은 것으로 판단된다.

따라서 본 연구에서 비만인에 대한 역학적 연구를 위한 모델로서 몸통의 무게 변화 모델은 STAS, SIS 동작 시 체중의 증가로 인해 발생하는 보상 행동의 운동학적 패턴이 변화를 발생시켰으며 이러한 운동학적 패턴의 변화로 인하여 무릎 관절 신전 모멘트는 증가하는 결과를 나타낸 것으로 해석된다. 그러므로 본 연구의 몸통 무게 변화 모델은 앞으로 비만인들의 SATS, SIS 동작 시 하지 관절의 역학적 접근 모델로서 이용될 수 있을 것으로 기대된다.

IV. 결론 및 제언

본 연구는 목적은 쪼그려 앉았다 서기 동작 시 몸통의 무게 변화가 몸통 움직임과 무릎 관절 모멘트에 미치는 영향을 분석하는데 있다. 9명의 20대 남성을 대상으로 피험자 체중의 0%, 8%, 16%, 24%의 무게를 몸통에 부가하여 몸통의 움직임과 무릎 관절의 모멘트를 분석하여 얻어진 결론은 다음과 같다.

1. SATS, SIS 동작 시 몸통의 무게 변화에 따라 몸통의 최대 전·후 이동 변위에서는 0%를 기준으로 8%를 제외한 16%, 24%에서 유의한 차이가 있었으며, 최대 상·하 이동 변위에서는 0%를 기준으로 8%, 16%, 24%에서 유의한 차이가 있었다.

2. SATS, SIS 동작 시 몸통의 무게 변화에 따라 무릎 관절의 최대 신전 모멘트는 0%를 기준으로 8%, 16%, 24%에서 유의한 차이가 있었다. 최대 외전 모멘트에서는 모든 무게 변화 단계에서 유의한 차이가 없었으며, 최대 내회전 모멘트에서는 0%를 기준으로 16%에서만 유의한 차이가 있었다.

본 연구에서는 몸통 무게 변화 모델은 SATS, STS 동작에 있어서 비만에 의한 운동학적 패턴과 무릎 관절의 부하 변화를 측정하는데 이용될 수 있을 것으로 기대된다. 하지만 무릎 관절 내·외전, 내·외회전 모멘트의 변화를 발견할 수 없었다. 그러므로 앞으로의 연구에서는 이를 고려한 운동에 적용이 요구된다. 또한 비만인들을 대상으로한 3차원 모델 개발하는데 있어서 EMG 분석을 통한 근활성도에 대한 연구가 수행되어져야 할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

- 대한비만학회 (2003). 비만지침. *대한비만학회지*, 12(1), 125-139.
- Bernardi, M., Rosponi, A., Castellano, V., Rodio, A., Trabalesi, M., Delussu, A. S. & Marchetti, M.(2004). Determinants of Sit-to-stand capability in the motor impaired elderly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14, 401-410.
- Felson, D. T. (1988). Epidemiology of hip and knee osteoarthritis. *Epidemiological Reviews*, 10, 1-28.
- Felson, D. T. & Zhang, Y.(1998). An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. *Arthritis and Rheumatism*, 41, 1343-1355.
- Galli, M., Crivellini, M., Sibella, F., Montesano, A., Bertocco, P. & Parisio, C.(2000). Sit-to-stand movement analysis in obese subjects. *International Journal of Obesity*, 24, 1488-1492.
- Hochberg, M. C., Lethbridge-Cejku, M., Scott Jr, W., Reichle, R., Plato, C. C. & Tobin, J. D.(1995). The association of body weight, body fatness and body fat distribution with osteoarthritis of the knee: Data from the Baltimore longitudinal study of aging. *Journal of Rheumatology*, 22, 488-493.
- Messier, S. P., Loeser, R. F., Hoover, J. L., Semble, E. L. & Wise, C. M.(1992). Osteoarthritis of the knee: effects on gait, strength, and flexibility. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73, 29-36.
- Messier, S. P.(1994). Osteoarthritis of the knee and associated factors of age and obesity: effects on gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26, 1446-1452.
- Ramsey, V. K., Miszko, T. A. & Horvat, M.(2004). Muscle activation and force production in Parkinson's patients during sit to stand transfers. *Clinical Biomechanics*, 19, 377-384.
- Riley, P., Schenkman, M., Mann, R. & Hodge, W.(1991). Mechanics of a constrained chair-rise. *J. Biomechanics*. 24, 77-85.
- Rodosky, M., Andriacchi, T. & Anderson, G(1989). The influence of chair height on lower limb mechanism during rising. *J. Orthop. Res.*, 7, 266-271.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B. J. & Pottie, F.(2006). 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. *Clinical Biomechanics*, 21, 585-593.
- Schenkman, M., Berger, R., Riley, P. & Hodge, W.(1990). Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys. Ther.*, 70, 638-648.
- Schenkman, M., Riley, P. & C. Pieper(1996). Sit-to-stand from progressively lower chair heights-alterations in angular velocity. *Clinical Biomechanics*, 11, 153-158.
- Sibella, F., Galli, M., Romei, M., Montesano, A. & Crivellini, M.(2003). Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects. *Clinical Biomechanics*, 18, 745-750.
- Sturmer, T., Gunther, K. P. & Brenner, H.(2000). Obesity, overweight and patterns of

osteoarthritis : the Ulm Osteoarthritis Study.

Journal of Clinical Epidemiology, 53, 307-313.

Su, F. C., Lai, K. A. & Hong, T. P.(1998). Rising from chair after total knee arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 13, 171-81.

Zatsiorsky, V. M., Seluyanov, V. N., & Chugunova, L. (1990). In vivo body segment inertia parameters determination using a gamma scanner method. *Biomechanics of Human Movement : Application in Rehabilitation, Sports and ergonomics*, 187-202. Worthington, OH : Bertec corporation.

투 고 일 : 10월 31일

심 사 일 : 11월 6일

심사완료일 : 12월 14일