



## 여성 고령자들의 Sit-to-Walk 동작 시 역학적 에너지 분석

### Mechanical Energy Analysis for the Lower Limbs during Sit-to-Walk Movement in Elderly Women

문훈기\*(나누리 병원)

Moon, Hoon-Kee\*(Nanoori Hospital)

#### 국문요약

본 연구의 목적은 여성고령자들에 있어 젊은 여성과 비교해 Sit-to-Walk 동작 시 낙상의 간접적인 요인이 될 수 있는 역학적 에너지를 비교분석 하는 것이다. 여성고령자 그룹 10명과 젊은 여성 그룹 10명이 본 연구를 위해서 참여하였고, 적외선 카메라와 두 대의 지면반력기를 통하여 역학적 에너지를 분석한 결과는 다음과 같다. 근 파워는 각속도와 근 모멘트의 변화에 따라 고관절의 무릎 및 고관절의 신전 국면시 두 그룹 모두 낮은 음의 일률을 보였고, 특히 고령자그룹에 더 낮은 음의 일률을 보였다. 역학적 에너지 일량에 있어서도 무릎관절과 고관절은 무릎 및 고관절 신전 국면에서 두 그룹 모두 음의 일량을 보였고, 특히 고관절은 전체국면에서 고령자 그룹에 있어 더 낮은 음의 일량을 보였다. 이러한 결과는 STW 동작 시 고관절 대퇴근의 약화로 인한 에너지 손실(dissipation)은 고령자들의 낙상의 위험요소를 간접적으로 보여주는 것이라 여겨진다.

#### ABSTRACT

H. K. MOON, Mechanical Energy Analysis for the Lower Limbs during Sit-to-Walk Movement in Elderly Women. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 19, No. 4, pp. 697-705, 2009. The purpose of this study is to elucidate the possible cause of falling owing to mechanical energy in elderly women as compared to young women when performing the sit-to-walk movement. Two groups participated in this study: 10 elderly women and 10 young women. We used a ProReflex MCU camera (Qualisis, Sweden) and ground reaction force to evaluate the mechanical work. The muscle power ( $W$ ) showed the same low negative work in both groups in the extension phase of the knee and hip joints while varying the angular velocity and net muscle moment of force. Elderly women, in particular, showed lower negative work. In mechanical work ( $J$ ), the knee and hip joints of both groups showed the same amount of negative work in the extension phase. In the hip joint, elderly women showed lower negative work results in each phase. These result showed the possible reasons of falling for elderly women according to the weakness of the thigh muscle of the hip joint during the sit-to-walk movement.

KEYWORDS : FALL, SIT-TO-WALK, MUSCLE POWER, MECHANICAL ENERGY

이 논문은 88서울 올림픽 기념 2009 국제스포츠과학 학술대회에서 발표된 논문임.

\*Corresponding Author : 문훈기

서울특별시 강남구 논현동 63-8 나누리병원 스포츠재활센터

Tel : 02-3446-0098 / Fax : 02-3448-0213

E-mail : kedalum@naver.com

## I. 서론

일상생활에서 앉았다 서서 한발 걷기(Sit-to-Walk(STW)) 동작은 앉았다 일어서기(Sit-to-Stand(STS)) 동작 다음에 자연스럽게 한발 내지 두발 더 내딛는 연결동작으로 구분되는데, STS 동작은 서기(standing) 상태에서 동작이 멈추게 된다(Dehail et al., 2007). 또한 STW 동작은 STS와 달리 엉덩이 신전 이후 보행이라는 하나의 국면이 더 이어지게 되는데, 이때 고령자일 경우 자세의 불안정이나, 운동역학적 에너지 불균형이 나타나 낙상의 위험에 노출될 수 있다고 본다. 이러한 이유로 최근의 몇몇의 연구들(Dehail et al., 2007; Kerr, Durward & Kerr, 2004; Kerr, Durward, Rarrerty & Kerr, 2007; Magnan, McFadyen & Vincet, 1996; Thomas, Buckely & Hass, 2008; Wall & Crosbie, 2000)은 STS 동작보다는 STW가 낙상요인의 위험요인을 훨씬 더 많이 내재하고 있어 운동학 및 운동역학적 분석이 필요함을 강조하고 있다.

그러나 노인의 낙상과 관련된 운동역학적 연구로서 분절 간의 에너지의 흐름과 이동에 관한 역학적 일(mechanical work)과 관련된 연구는 미흡했고, 역학적 일은 주로 평지 보행, 경사도 걷기, 계단 걷기(DeVita & Hortobagyi, 2000; Duncan, Cowalk & Vaughan, 1997; Eng & Winter, 1995; ; Lay, Hass, Nichols & Gregor, 2007; McFadyen & Winter, 1988; Swanson & Caldwell, 2000)에서만 이루어졌다. 동물의 동작 연구에서 보행은 전체국면에서 역학적 에너지 즉, 근육의 양의 일(positive work)과 음의 일(negative work)로 에너지의 생성과 소모가 이루어지는 복잡한 과정이다 했다(Daley & Bjewener, 2003; Gabaldon, Nelson & Roberts, 2004; Laursen, Eker, Simonsen & Sjogaard, 2000; Saibene & Minetti, 2003).

근육의 양의 일은 단축성 수축(concentric contraction)을 하며, 각 속도와 근 모멘트(muscle moment)의 방향이 동일하며 역학적 에너지가 증가하고, 음의 일은 신장성 수축(eccentric contraction)을 하며, 각속도와 근 모멘트 방향이 중력과 같은 외력(external work)에 의해 역학적 에너지가 감소되는 것을 의미한다(Cavagna & Kaneko, 1977; Elftman, 1940; Lay et al., 2007;

McFadyen & Winter, 1988; McIntosh, Beatty, Dawan & Vickers, 2006; Neptune, Zajac & Kautz, 2004; Winter, 1983). STW 동작은 중력(gravity)과 반력(reaction force) 그리고 보행이 연결되는 동작 이므로 국면에 따라 동작 수행 중 상·하지의 양의 일과 음의 일이 중력에 의해 분절을 통해 서로 함께 작용, 상쇄되면서 차이를 나타내어 에너지의 손실을 가져다 줄 수 있다.

이러한 에너지 손실은 고령자들에 있어 에너지 흐름을 불규칙하게 만들어 낙상의 위험요소로 발전될 수 있다고 보고, 본 연구에서는 여성고령자 STW 동작시 하지 분절의 골격근에 의한 에너지 생성(generation)과 손실(dissipation)적 의미에서 역학적 에너지(mechanical energy) 차이를 규명하는 것이 필요하리라 사료된다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상

본 연구의 대상자들은 체육대학을 재학 중이거나 졸업한 20-29세의 건강한 여성 10명과 65세 이상 N병원 간병인으로 종사하는 건강한 고령자 10명이 이 실험에 참여했다. 모든 대상자들은 슬관절 높이의 의자에서 팔걸이 지지대 없이 일어 서서 걷기가 가능하고, 정형외과적으로 수술을 받은 경험이 없으며, 보행이나 균형 감각이 떨어지는 환자들은 연구에서 제외되었다. 이들의 신체적 특성은 <표 1>과 같다.

표 1. 대상자들의 신체적 특성

| 대상자 그룹   | 연령 (yr) | 신장 (cm) | 체중 (kg) | 제지방 (LBM) | 체지방량 (%Body fat) |       |
|----------|---------|---------|---------|-----------|------------------|-------|
| 고령자 (10) | M       | 77.00   | 152.28  | 59.25     | 37.72            | 36.18 |
|          | SD      | ±4.00   | ±4.92   | ±5.78     | ±3.10            | ±3.25 |
| 대조군 (10) | M       | 22.58   | 160.85  | 52.45     | 38.44            | 26.35 |
|          | SD      | ±3.40   | ±3.76   | ±6.03     | ±3.01            | ±4.90 |

### 2. 실험 및 분석 장비

STW동작시 대상자의 동작을 촬영하기 위해 ProReflex MCU(Qualisys, Sweden) 카메라 7대를 사용하였으며, 하지의 근 모멘트를 통해 역학적 에너지를 분석하기 위한 지면 반력기(ground reaction force plate)는 Kistler사의 Type 9286A 모델이 이용되었다.

또한, 두 그룹 간의 등척성 하지근력을 측정하기 위해 Medx(Knee Machine, USA)가 사용되었다.

### 3. 실험절차

STW동작시 선정된 운동역학적 특성은 앉았다 서기와 보행 시 하지의 운동학적 자료는 초당 100Hz로 작동되는 7대의 적외선 카메라(Qualisys ProReflex system, 240Hz)를 이용해 수집 되었다. 이때 신체 오른쪽 하지가 적어도 두 대의 카메라에 기록되도록 설치하였으며, 전역 좌표계는 오른손 계를 이용해 길이가 알려진 4개의 마커를 지닌 L자형의 프레임(frame)을 보행로의 중앙에 설치된 압력판(Kistler, Type9286A, Switerland)한 점에 고정해 전역 좌표(room coordinate system)로 정의하였다. 이 때 축 방향은 상방 수직축을 +Z, 운동 방향 축을 +Y, +Y축에서 +Z축으로의 크로스를 +X로 취하였다. 신체에 설정될 지역 좌표는 대퇴, 하퇴, 발에 대해 전역 좌표축과 같은 방향으로 오른쪽 직교 분절 좌표계를 이용하였다.

대상자의 무릎 높이를 측정하여 의자높이를 맞추었으며, 등받이와 팔걸이가 없는 의자에 앉아 지면반력에 양발을 두고 의자의 높이는 대상자의 무릎 높이에 맞추었다(Khemlani, Carr & Crossbie, 1999, Park et al., 2003). 본 실험에 들어가기 전에 세 번의 연습을 했으며 대상자는 연구자의 지시에 따라 대상자가 평소 일어서던 편안한 속도로 팔을 가슴에 모은 채 의자에서 일어서서 3보 걸었다. 연구자의 '일어셋' 라는 지시어와 함께 동작이 시작되고, 일어서기 걷기 동작을 5회 반복 수행하였다. 그리고 매 동작시 시행직전에 발광체를 터뜨려 영상자료와 지면반력 자료를 동조시켰다. 마커는 후상장 골극(PSIS), 좌·우 대퇴 중앙지점(mid thigh), 좌·우 외측상과(lateral condyle), 좌·우 내측상과(medial condyle), 좌·우 하퇴 중앙지점(mid shank),

좌·우 외과(lateral malleolus), 좌·우 내과(medial malleolus), 좌·우 뒤꿈치(heel), 좌·우 앞꿈치(toe)에 부착하였다.

### 4. 분석 동작의 국면 및 이벤트

신체 관절의 각도와 모멘트 계산을 위해 시점과 국면은 Kerr, Durward와 Kerr(2004)와 Dehail et al. (2007)의 연구를 기초로 하여 다음과 같이 설정하였다

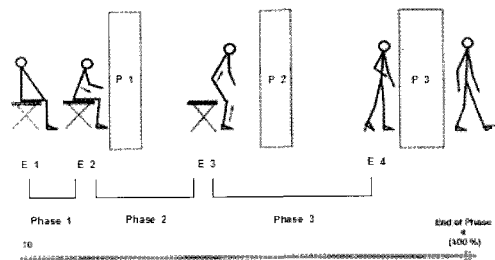


그림 1. Sit-to-Walk 국면 별 설정

Phase 1(몸통굴곡) : 신호 이후 COM이 아랫방향으로 몸통이 굴곡하는 구간. (initiation - seat off)

Phase 2(슬관절&고관절 신전) : 최대 수직속도가 이루어지며 무릎과 엉덩이가 전하는 구간. (seat off - heel off)

Phase 3(보행) : 보행구간으로 뒷꿈치 이지부터 앞꿈치 이지 구간. (heel off - toe off)

### 5. 분석 변인 산출 방법

근 모멘트 값은 하지관절에서 작용하는 힘, 즉 하퇴의 근위단에 작용하는 힘을 산출한 후 각 관절에 작용하는 모멘트를 계산하는 공식은 다음과 같다.

$$\sum ma = Fp + Fd + mg$$

$$I\alpha = M_p - M_d + (I \times F_p) - [(L - I) \times F_d]$$

$$Mp = I\alpha + M_d - (I - F_\rho) + [(L - I) \times F_d]$$

각 관절에 작용하는 근 모멘트 값은 실제 산출된 모멘트 값을 피험자의 체중으로 나누어 일반화 하였다. 근파위의 값은 근육이 수행한 일들은 시간에 따라 일정하지 않으므로 시간에 따라 급격히 변화하기 때문에 근파위를 시간에 따른 함수로 계산되고(Cappozzo, Figura & Marchetti, 1976; Elftman, 1939; Quanbry, Winter & Reimer, 1975; Winter & Robertson, 1978), 관절의 근파위는 순 근 모멘트와 각속도의 곱으로 나타낸다.

$$P_m = M_i \omega_i W$$

단,  $P_m$  = 근 파워(W)

$M_j$  = 순 근 모멘트(N·m)

$\omega_j$  = 관절의 각속도(rad/s)

파워는 일을 수행하는 능력이다. 따라서 수행한 일량은 시간에 대한 파워의 적분으로 계산된다. 일은 파워와 시간의 곱으로 표시하며, 단위는 Joule(1J = 1W·S)이다. 역학적 일은 파워( $P_m$ ) 곡선을 전체 시간에 걸쳐 적분하면 구할 수 있다. 시간  $t_1$ 에서  $t_2$ 동안 근육이 수행한 일( $W_m$ )은 다음과 같다.

$$W_m = \int_{t_1}^{t_2} P_m dt \quad J$$

이때 얻어진  $P_m$ 값이 +일 경우 양의 일이 되고 -일 경우는 음의 일이 된다.

### 6. 통계처리

Qualisys사의 ProReflex MCU 240 카메라를 통해 얻은 위치좌표는 Qualisys Track Manager 프로그램이 이용하여 tax 파일로 변환시킨 후, Matlab 6.5 프로그램을 통해 3차원 각도를 계산하였다. 3차원 자세각의 분석은 Cardan의 3차원 각도 산출 공식을 이용하여 분석하였고, 굴곡과 신전의 움직임 각도는 X축에, 회전, 내전의

움직임을 Y축에, 내측회전과 외측회전에 대한 움직임을 Z축에 각각 나타냈다. 즉 굴곡과 신전은 내·외측에서, 내전과 외전은 전·후 축에서, 내측회전과 외측회전은 수직축에서 이루어진다고 볼 수 있다.

움직임의 변화에 통계적 검증은 각 구간별 STW 동작 시 여성 고령자와 젊은 여성 사이의 하지의 운동학적, 운동역학적 변인에 유의한 차가 있는지를 밝히기 위해 통계프로그램 SPSS 12.0을 이용해 유의수준  $\alpha=0.05$ 에 독립표본 t 검정(Independant t - test)를 사용했다.

## III. 결과 및 논의

### 1) 슬관절 등척성 최대 근력

사전검사로 두 그룹간의 슬관절 각도별 등척성 근력은 굴곡 및 신전근력을 비교했으며, 집단과의 평균과 표준편차는 <표 2>와 같다.

표 2. MedX 최대 무릎 굴/신근 토크 (unit: Nm)

| Type | Degree | Elderly   | Control   | t     | p      |
|------|--------|-----------|-----------|-------|--------|
| Knee | 6도     | 0.13±0.06 | 0.22±0.66 | 2.817 | 0.166* |
|      | 24도    | 0.24±0.02 | 0.32±0.08 | 1.947 | 0.075  |
|      | 42도    | 0.32±0.06 | 0.41±0.09 | 2.119 | 0.056  |
|      | 60도    | 0.35±0.04 | 0.49±0.09 | 3.444 | 0.005* |
|      | 96도    | 0.27±0.07 | 0.39±0.08 | 3.012 | 0.011* |
| Knee | 6도     | 0.26±0.47 | 0.31±0.02 | 1.845 | 0.090  |
|      | 24도    | 0.23±0.04 | 0.32±0.03 | 3.808 | 0.002* |
|      | 42도    | 0.20±0.03 | 0.27±0.04 | 3.666 | 0.003* |
|      | 60도    | 0.16±0.04 | 0.23±0.04 | 3.265 | 0.007* |
|      | 96도    | 0.12±0.43 | 0.16±0.03 | 1.828 | 0.093  |
| Fle  | 96도    | 0.04±0.04 | 0.04±0.02 | 1.860 | 0.088  |

\*  $p < 0.05$

두 집단 간의 무릎 최대토크 신전근력을 비교해 보면 전체적으로 대조군이 고령자 그룹에 비해 무릎 신전근이 높게 나타났고, 6°, 60°, 78°, 96°에서만 각각 통계적으로 유의한 차이를 보였다( $p < 0.05$ ). 무릎 굴곡근 또한 대조군이 여성 고령자들과 비교해 볼 때 전체적으로 근력이 좋은 것으로 나타났지만 24°, 42°, 60°에서만 통계적으로 유의한 차이를 나타내 보였다( $p < 0.05$ ). 노인의 근력 약화는 균형유지에 영향을 주며, 특히 하지의 근력화는 낙상발생의 중요한 요인이 된다(성순창, 강창균,

이만균, 2007)이라고 했는데, 본 연구에서도 전체적으로 고령자 그룹에서 대퇴근의 약화로 나타나 낙상의 위험 요소를 간접적으로 보여주고 있다.

2) 근 파워의 일률변화

STW동작시 근 파워는 시간에 따라 일을 수행하는 능력으로서 하지관절의 굴곡/신전 시 근 모멘트와 각속도를 곱한 값이며, <표 2>, <그림 2>, <그림 3>, <그림 4>는 고령자그룹과 대조군의 근 파워의 일률을 비교한 것이며, 특히 그래프는 국면별 시간에 따른 양의 값과 음의 경향을 나타내었다.

표 3. 하지관절의 근 파워 변화 (unit: W/BW)

| 관절  | Elderly | Control      | t            |        |
|-----|---------|--------------|--------------|--------|
| P 1 | 발목      | 0.84±0.72    | 1.01±0.54    | -0.554 |
|     | 무릎      | -0.19±0.57   | 0.26±0.55    | -0.873 |
|     | 고관절     | 20.57±20.68  | 30.64±18.42  | -0.485 |
| P2  | 발목      | 0.85±0.38    | 1.17±0.67    | -0.719 |
|     | 무릎      | 3.42±1.24    | 3.80±3.78    | 0.178  |
|     | 고관절     | 18.02±13.83  | 20.27±12.85  | -0.737 |
| P3  | 발목      | 115.74±39.58 | 160.48±50.93 | 1.770  |
|     | 무릎      | 44.59±33.13  | 39.59±31.72  | 1.584  |
|     | 고관절     | 65.95±78.04  | 46.63±10.10  | -1.163 |

\* p<.05

근 모멘트와 각속도의 변화에 따라 발목관절과 무릎 관절에 있어 두 그룹간의 근파워의 일률에서는 모든 국면에서 별다른 차이가 나타나지 않았지만, 고관절에 있어서는 무릎 및 고관절 신전국면(P2)이나 보행국면(P3)의 착지국면에서 두 그룹 모두 낮은 음의 일률을 보였다. 특히 고령자 그룹에서 대조군에 비해 더 낮은 음의 일을 보였지만, 두 그룹 모두 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았다. 이는 김두환, 박성민, 정도영, 및 성현덕 (2006)의 앉았다 서기 동작시 노인군과 청장년그룹의 슬관절 및 고관절 최대 근 파워 일률(슬관절 청년, 0.80±0.2W/kg 노인, 0.70±0.31W/kg)과 역학적 일률(고관절 청년, 0.45±0.14W/kg 노인, 0.39±0.12)의 차이에 대한 연구에서 통계적으로 유의성이 없는 결과와 비슷했다.

음의 일은 관절에 작용하는 모멘트가 실제 관절의 움직임과 반대 방향으로 작용하는 이심성 수축이 일어나면 근육이 수행한 음의 일이 된다(winter, 1983)고 했

다. 이는 본 연구에서 나타난 것 처럼 두 그룹간의 슬관절 신전 및 굴곡의 하지근력과 신체구성에서 더 많은 체중을 고려해 볼때, 고령자 그룹에 있어 고관절 신전 국면이나 착지시 발목 배측굴곡 이벤트에서 상체체중의 지지의 부담으로 각속도가 감소하게 되어 신장성 수축(eccentric contraction)이 더 많이 나타난다고 볼 수 있다. 또한 이런 신장성 수축은 하지의 각속도를 감소시켜 낙상이 발생할 수 있음을 간접적으로 보여주고 있다.

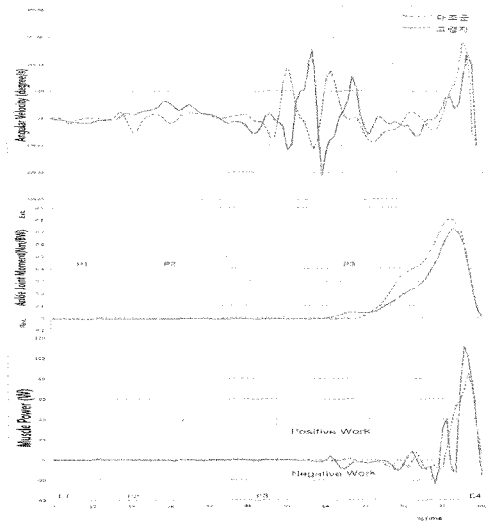


그림 2. 발목관절 근 파워의 집단 평균 변화

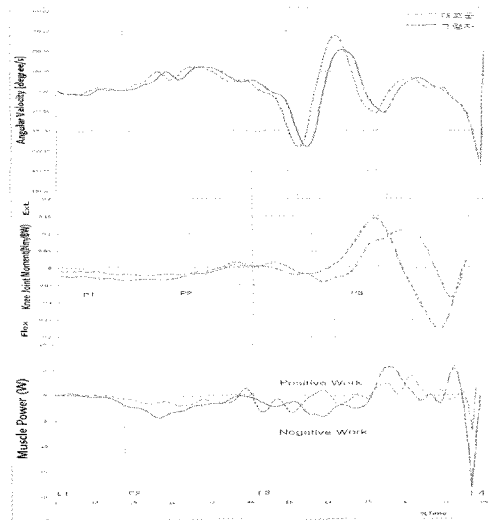


그림 3. 무릎관절 근 파워의 집단 평균 변화

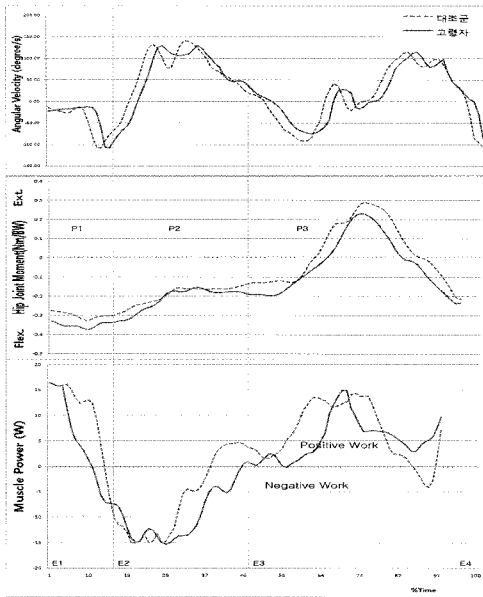


그림 4. 고관절 근 파워 집단 평균 변화

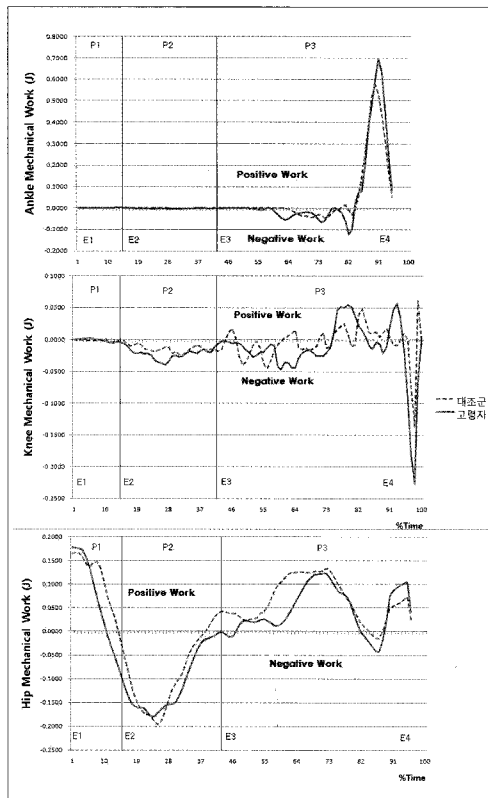


그림 5. 각 관절별 역학적 일량의 변화

### 3) 역학적 에너지 일량의 변화

STW동작시 역학적 일량은 근 파워를 적분한 값이며, <표 5>, <그림 5>은 두 그룹간의 역학적 일량을 비교한 것이다.

표 5. 하지관절의 역학적 일량의 변화 (unit: J/BW)

| 관절  | Elderly | Control    | t          |        |
|-----|---------|------------|------------|--------|
| P 1 | 발목      | 0.01±0.00  | 0.01±0.01  | -1.139 |
|     | 무릎      | 0.00±0.01  | 0.00±0.00  | -2.209 |
|     | 고관절     | 0.28±0.18  | 0.32±0.17  | -0.460 |
| P 2 | 발목      | 0.01±0.00  | 0.01±0.01  | -0.781 |
|     | 무릎      | 0.04±0.01  | 0.04±0.04  | -0.043 |
|     | 고관절     | -0.21±0.08 | -0.20±0.13 | -0.164 |
| P 3 | 발목      | 1.21±0.41  | 1.57±0.47  | 0.170  |
|     | 무릎      | 0.15±0.04  | 0.17±0.12  | -0.572 |
|     | 고관절     | 0.54±0.34  | 0.51±0.20  | 0.155  |

\*  $p < .05$

결과는 역학적 일량에 있어 발목 관절에 있어서는 국면별 두 그룹간의 별다른 차이가 나타나지 않았지만, 무릎관절에 있어서는 무릎 및 고관절 신전국면(P2)과 보행국면의 착지국면에서 두 그룹 모두 음의 일량을 보였지만, 두 그룹간의 역학적 일량에 있어서는 별다른 차이가 나타나지 않았다. 고관절에 있어서는 무릎 및 고관절 신전국면(P2)에서는 두 그룹 모두 음의 일량을 보였고, 고령자 그룹이 더 낮은 음의 일량 그래프 경향을 보였다. 보행국면의 착지 이벤트에서도 고령자 그룹이 더 낮은 음의 일량을 보였다. STW동작시 무릎 및 고관절의 신전국면과 보행국면의 착지 이벤트에서 고관절의 근력부담이 큰 것으로 보인다.

이는 Hughes, Weiner, Schenkman, Long과 Studenski (1994)에서 노인은 STS동작 초기에 상체의 전방중심(COM)에 의해 발생하는 슬관절 굴곡 모멘트 및 모멘트 팔의 길이를 감소시켜 대퇴사두근 항 중력근의 위약이 있는 경우에는 에너지가 더 많이 소비된다고 했는데, 본 연구에서도 상체 굴곡의 위치변화에서 더 큰 고관절의 부담이 나타난다고 볼수 있겠다. 또한 여성 고령자들이 지면에서 상체 체중지지를 할 때 단축성 수축(concentric contraction)과 신장성 수축(eccentric contraction)이 함께 일어나므로 대퇴근 굴신근의 비율이 차이가 있거나 함께 협응하는 둔근의 근

력 약화에서도 음의 일량의 반응을 일으킬 수 있다고 생각된다.

이는 Yamada와 Demura(2008)은 고관절의 신전근 약화는 낙상의 위험요소로 받아들일 수 있다고 했고, 이에 따라 STS동작시는 Khemlani et al.(1999)의 연구에서는 하지근력의 약화가 있는 노인에게 일어서기 동작의 발의 위치변화 등 다양한 메카니즘을 제안했다. 특히 본 연구에서 보행국면의 착지 국면에서의 그래프의 기울기가 낮은 음의 일량을 보이는 것은 일어서기 국면과 보행국면에서 이어지는 동작에서 근 협응의 결핍에서 원인이 나타날 것이라 사료된다.

#### IV. 결론 및 제언

본 연구는 STW동작시 여성고령자 10명과 건강한 젊은 여성 10명을 대상으로 3차원 영상분석과 지면반력을 통하여 낙상의 간접적 요인이 될 수 있는 역학적 에너지 차이를 분석한 결과 다음과 같은 결론에 도달하였다.

1. 고령자그룹과 대조군 간의 신체구성 및 하지근력을 분석한 결과 신체질량 지수와 체지방율은 고령자그룹이 대조군에 비해 더 큰 것으로 나타났으며, 슬관절 최대 굴/신전에 있어서는 대조군이 대체적으로 우수한 것으로 나타났다. 이는 STW 동작시 여성 노인들에 있어 낙상요인이 될 수 있는 요소를 간접적으로 보여주고 있다.
2. STW동작시 고령자 그룹과 대조군 간의 근 파워 일률에 있어 근 모멘트에 따른 각속도의 증감에 따라 고관절은 무릎 및 고관절 신전국면에서 두 그룹 모두 음의 일률을 보였고, 특히 고령자 그룹에 있어 대조군에 비해 더 낮은 음의 일률을 보였다.
3. STW동작시 고령자 그룹과 대조군 간의 역학적 에너지 일량에 있어 무릎관절과 고관절은 무릎 및 고관절 신전 국면에서 두 그룹 모두 음의 일량을 보였고, 특히 고관절은 전체국면에서 고령자 그룹에 있어 더 낮은 음의 일량을 보였다.

이상의 결과를 종합해 보면 고령자 그룹의 고관절에

에 있어 비교적으로 낮은 음의 근파워 일률과 역학적 에너지 일량을 보인것은 고관절의 대퇴 근력약화가 상체중지지 능력을 감소시켜 신장성 수축과 에너지 손실을 야기해 낙상의 위험요소를 간접적으로 보여주는 결과라 생각된다. 또한 STW동작시 다른 하지근력운동보다 두 발이 지면에 접촉되어 일어설 수 있는 스쿼트 동작 같은 재활운동프로그램을 적용해보는 것이 효율적이라 생각된다.

#### 참고문헌

- 김두환, 박성민, 전도영, 성덕현(2007). 노인과 청장년에서 앉은 자세에서 일어나기 동작의 생체역학적 분석. *대한재활의학회지*, 30(4), 385-391.
- 성순창, 강장균, 이만균(2007). 노인여성의 넘어진 경험 이 활동체력, 등속성 각근력 및 평형성에 미치는 영향. *한국체육학회지*, 46(3), 503-515.
- Cappozzo, A. F., Figura, & Marchetti, M.(1976). The interplay of Muscular and External forces in Human Ambulation. *Journal of Biomechanics*, 9, 35-43.
- Cavagna, G. A., & Kaneko, M.(1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *The Journal of Physiology*, 268, 467-481.
- Daley, M. A., & Biewener, A. A.(2003). Muscle force-length dynamics during level versus incline locomotion. A comparison of in vivo performance of two guinea fowl ankle extensor. *The Journal of Experimental Biology*, 206, 2941-2958.
- Dehail, P., Bestaven, E, Muller, F., Mallet, A, Robert, B, Bourdel-Marchasson, L, & Petit, J.(2007). Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a Sit-to-walk task in elderly subjects. *Clinical Biomechanics*, 22, 1096-1103.
- DeVita, P., & Hortobaggy, T.(2000). Age causes a

- redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology*, 88, 1804-1811.
- Duncan, J. A., Kowalk, D. L., & Vaughan, C. L.(1997). Six degree of freedom joint power in stair climbing. *Gait & Posture*, 5, 204-210.
- Elftman, H.(1939). "Force and Energy Changes in the Leg during Walking." *The American Journal of Physiology*, 125, 339-356.
- Elftman, H.(1940). The work done by muscles in running. *The American Journal of Physiology*, 129, 672-684.
- Eng, J. J., & Winter, D. A.(1995). Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dementional Model. *Journal of Biomechanics*, 28, 753-758.
- Gabalton, A. M., Nelson, F. E., & Roberts, T. J.(2004). Mechanical function of two ankle extensors in wild turkeys; Shifts from energy production to energy absorption during incline versus decline running. *The Journal of Experimental Biology*, 207, 2277-2288.
- Hughes, M. A., Weiner, D. K., Schenkman, M. L., Long, R. M., & Studenski, S. A.(1994). Chair rise strategies in the elderly. *Clinical Biomechanics*, 9, 187-192.
- Kerr, A., Durward, B., & Kerr, K. M.(2004). Defining phases for the sit-to-walk movement. *Clinical Biomechanics*, 19(4), 385-390.
- Kerr, A., Durward, B., Kerr, K. M., & Durward, B.(2007). Timing phases of the sit-to-walk movement: Validity of a clinical test. *Gait & Posture*, 26, 11-16.
- Khemlani, M. M., Carr, J. H., & Crossbie, W. J.(1999). Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot position. *Clinical Biomechanics*, 14, 236-246.
- Laursen, B., Ekner, D., Simonsen, E. B., Voigt, M., & Sjogaard, G.(2000). Kinetics and energetics during uphill and down hill carrying of different weights. *Applied Ergonomics*, 31, 159-166.
- Lay, A. N., Hass, C. J., Nichols, T. R., & Gregor, R. J.(2007). The effects of sloped surfaces on locomotion. *Journal of Biomechanics*, 40, 1276-1285.
- Magnan, A., Mcfadyen, B. J., & St-Vincent, G.(1996). Modification of the sit-to-stand task with the addition of gait initiation. *Gait & Posture*, 4, 232-242.
- McFdyen, B. J., Winter, D. A.(1988). An intergrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *Journal of Biomechanics*, 21, 733-744.
- McIntosh, A. S., Beatty, K. T., Dwan, L. N., & Vickers, D. R.(2006). Gait dynamics on an inclined walkway. *Journal of Biomechanics*, 39, 491-502.
- Neptune, R. R., Zajac, F. E., & Kautz, S. A.(2004). Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait & Posture*, 19, 194-205.
- Park, E. S., Park, C., Lee, H. J., Kim, D. Y., Lee, D. S., & Cho, S. R.(2003). The characteristics of sit-to-stand transfer in young children with spastic cerebral palsy based on kinematic and kinetic data. *Gait & Posture*, 71, 43-49.
- Quanbury, A. O., Winter, D. A., & Reimer, G. D.(1975). "Instantaneous Power and Power flow in Body Segments during Walking. *Journal of Human Movement Studies*, 1, 59-67.
- Saibene, F., & Minetti, A. E.(2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 88, 297-316.
- Swanson, S. C., & Caldwell, G. E.(2000). An integrated biomechanical analysis high speed incline and level treadmill running. *Medicine*



- and Science in Sports*, 32, 1146-1155.
- Swift, C. G.(2001). Care of order people: Falls in late life and their consequen ces-implementing effective services. *British Medical Journal*, 322(7290), 855-857.
- Thomas, A. B., Buckley, C., & Hass, C. J.(2008). Dynamic postural Stability During Sit-to-Walk transitions in parkinson Disease patients. *Movement Disorders*, 23(9), 1274-1280.
- Wall, J. C., & Crosbie, W. J.(2000). Accuracy and reliability of temporal gait measurement. *Gait & Posture*, 4, 293-296.
- Winter, D. A., & Robertson, D. G.(1978). "Joint Torque and Energy Patterns in Normal Gait" *Biological Cybernetics*, 29, 137-142.
- Winter, D. A.(1983). Biomechanical motor patterns in normal waling. *Journal of Motor Behavior*, 15, 302-330.
- Yamada, T., & Demura, S.(2008). Relationships between ground reaction force parameters during a sit-to-stand movement and physical activity and falling risk of the elderly and a comparison of the movement characteristics between the young and the elderly. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 10, 10-16.

투 고 일 : 10월 30일

심 사 일 : 11월 09일

심사완료일 : 12월 27일