

## 일어서기 동작 시 시상면 골반 기울임이 엉덩관절과 무릎관절의 운동형상학에 미치는 영향

임인혁

여주대학 물리치료학과

최보람

연세대학교 대학원 재활학과

김현숙

여주대학 물리치료학과

### Abstract

#### Effect of Sagittal Pelvic Tilt on Kinematic Changes of Hip and Knee Joint During Sit-to-Stand

**In-hyuk Lim, D.Sc., P.T.**

Dept. of Physical Therapy, Yeojoo Institute of Technology

**Bo-ram Choi, B.H.Sc., P.T.**

Dept. of Rehabilitation Therapy, The Graduate School, Yonsei University

**Hyun-sook Kim, Ph.D., P.T.**

Dept. of Physical Therapy, Yeojoo Institute of Technology

Although there have been various studies related to the body's movement from a sitting to a standing position (sit-to-stand task), there is limited information on the kinematic changes on the frontal and transverse planes. The purpose of this study was to ascertain how pelvic tilt affects kinematic changes in the frontal and transverse planes in the hip and knee joints during a sit-to-stand task. For this study, 33 healthy participants (13 female) were recruited. Each participant rose from a sitting to a standing posture at his or her preferred speed for each of three different pelvic tilt trials (anterior, posterior, and neutral), and the measured angles were analyzed using a 3-D motion analysis system. A one-way repeated measure analysis of variance was performed with Bonferroni's post hoc test. In addition, an independent t-test was carried out to determine the sex differences in hip and knee joint kinematic changes during the sit-to-stand tasks. The results were as follows: 1) The hip and knee joint angle in the frontal and transverse planes showed a significant difference between the different pelvic tilt postures during sitting in the pre-buttock lift-off phase (pre-LO) ( $p < .05$ ). Compared to the posterior pelvic tilt posture, the anterior pelvic tilt posture involved significantly greater hip joint adduction and internal rotation, knee joint adduction, and reduced internal rotation of the knee joint. 2) Sex differences were found with significant differences for males in the initial and maximal angles in the frontal plane of the hip and knee joint ( $p < .05$ ). Females had a significantly smaller initial abduction angle of the hip joint and a significantly greater maximal angle of the hip adduction joint. These results suggest that selecting a sit-to-stand exercise for pelvic tilt posture should be considered to control abnormal movement in the lower extremities.

**Key words:** Motion analysis; Pelvic tilt; Sitting posture; Sit-to-stand; Top-down mechanism.

---

통신저자: 김현숙 kimhs@yit.ac.kr

본 연구는 여주대학 교내연구비 지원으로 수행되었음.

## I. 서론

일어서기 동작(sit-to-stand; STS)은 앉은 상태에서 기립된 자세로 일어나는 동작으로 일상생활에서 가장 많이 이용되는 움직임 중에 하나이다(Yoshioka 등, 2007). 일어서기 동작의 기능저하는 뇌성마비가 있는 어린이들이나 근골격계 질환이 있는 노인들에게 심각한 활동력의 손상을 초래한다(Hughes 등, 1994; Monger 등, 2002). 이와 같은 일어서기 동작에 대한 기능저하를 분석하기 위해 이전 연구에서 우리 몸의 분절과 관련된 운동형상학(kinematics)과 운동역학(kinetics) 대한 연구들이 이루어졌다(Fotoohabadi 등, 2010; Shepherd와 Gentile, 1994; Tully 등, 2005). 또한 성인과 노인의 일어서기 동작의 패턴차이(Papa와 Cappozzo, 2000), 정상인과 엉덩관절전치환술(total hip replacement) 환자의 일어서기 동작의 패턴차이(Mazzà 등, 2006), 의자의 형태에 따른 일어서기 동작의 패턴차이(Kuo 등, 2010) 등에 대한 연구가 진행되면서 일어서기 동작의 기능저하를 바로 잡을 수 있는 많은 치료적 근거를 제시하고 있다. 하지만 대부분의 일어서기 동작 연구에서 양다리의 움직임이 대칭적이라는 가정 하에 시상면(sagittal plane)에 대한 움직임의 영향을 알아보고 있다(Hwang과 Kim, 2009; Papa와 Cappozzo, 2000; Tully 등, 2005). 그러나 일어나기 동작 시 이마면(frontal plane)과 가로면(horizontal plane)에서 일어나는 하지의 비대칭적인 움직임으로 인해 체간의 가쪽과 돌림움직임을 초래한다(Anglin과 Wyss, 2000). 또한 앞뒤쪽(anterioposterior)과 안가쪽(mediolateral) 지면 반발력(ground reaction force; GRF)이 수직 지면반발력보다 크기는 작지만 편측 손상이 있는 뇌졸중환자는 앞뒤쪽과 안가쪽의 움직임에 크게 영향을 받기 때문에 뇌졸중 환자의 재활을 위해 고려해야 하는 필수적인 요소이고(Hesse 등, 1998), 일어나기 동작 시 전체적인 움직임을 통제하기 위한 중요한 요소이다(Gilleard 등, 2008). 그러므로 일어서기 동작 시 하지의 이마면과 가로면의 움직임에 영향을 줄 수 있는 요인에 대한 분석을 통하여 불안정한 일어서기 동작을 수정해 줄 수 있는 치료적 방법에 대한 연구가 필요하다.

골반은 상지와 하지의 근골격계 구조 사이에 해부학적인 연결을 제공하고, 힘을 전달하는 역할을 하는 구조로써, 상지와 하지의 정렬의 변화로 인해 영향을 받고, 골반의 구조적인 변화로 인해 상지와 하지의 정렬에 영향을 준다(Snijders 등, 1993). Kuo 등(2009)은 정적인

상태에서 한 분절이 다른 분절에 영향을 주는 기전을 상향식 기전(bottom-up mechanism)과 하향식 기전(top-down mechanism)으로 정의했다. 특히 척추와 골반의 영향에 대하여 상향식 기전은 먼쪽의 관절의 변화로 인한 몸쪽의 관절에 영향을 주는 것이고, 하향식 기전은 몸쪽의 관절의 변화로 인한 먼쪽의 관절에 영향을 주는 것이다. 이러한 척추와 골반에 대한 상향식과 하향식 기전이 하지 관절에도 영향을 미칠 수 있다. 이전 연구에서 정적인 상태에서 하지의 상향식 기전에 대한 연구에서 Khamis와 Yizhar(2007)는 일어난 상태에서, 발의 과도한 뒤침으로 인한 정강뼈와 넙다리뼈의 안쪽돌림을 유도하게 되고 골반은 시상면에서 앞쪽기울임(anterior tilt)을 유발한다고 했다. 이것은 발의 뒤침으로 인한 목발뼈의 안쪽돌림이 나타나게 되고, 정강뼈와 넙다리뼈의 안쪽돌림을 유도하게 된다. 또한 넙다리뼈 머리는 뒤쪽으로 이동하게 되어, 골반을 시상면에서 뒤쪽으로 이동시키게 되고, 골반이 뒤쪽으로 간 것을 보상하기 위한 몸통을 앞쪽 움직임을 위해 골반의 앞쪽기울임이 나타나게 된다(Pinto 등, 2008). 이와 같이 하지의 상향식 기전으로 인해 발목관절의 이마면과 가로면 움직임 변화가 골반의 시상면 움직임을 변화시킨다. 이러한 결과를 역으로 생각해 볼 때 골반의 시상면 움직임 변화가 엉덩관절과 무릎관절의 이마면과 가로면 움직임을 유도할 수 있을 것이다. 하지만 연쇄적인 움직임에 대한 기전은 아직 불명확하다. 정적인 상태에서 하지의 하향식 기전에 대한 이전 연구에서는 골반의 기울임에 따른 절구의 위치변화를 알아본 연구에서 앉은 상태에서 골반을 앞쪽기울임 했을 때 골반에 위치하는 절구의 위치가 앞쪽(anteversion)으로 움직이고, 골반을 뒤쪽기울임 했을 때 절구의 위치가 뒤쪽(retroversion)으로 움직인다고 했다(Kalteis 등, 2009). Powers(2003)는 이와 같은 절구의 위치 변화가 넙다리뼈를 안쪽돌림 시키고 넙다리 네갈래근 각(Quadriceps angle; Q-angle)의 증가를 유도한다고 했다. 과도한 넙다리 네갈래근 각의 증가는 무릎관절에 비정상적인 넙다리 네갈래근의 힘작용을 유발하여 무릎넙다리 통증증후군(patellofemoral pain syndrome)을 초래하고, 넙다리뼈의 안쪽돌림에 대한 보상작용으로 정강뼈가 가쪽돌림되어 안굽이 무릎(genu valgum)을 초래한다(Nguyen 등, 2009). 이와 같은 정적인 상태에서의 영향이 동적인 상태에서도 움직임의 변화를 초래할 수 있다. 동적인 상태에서 하지의 하향식 기전에 대한 연구에서 일어나기 동작 시 넙다리

뼈는 정강뼈에 대해 꺾과 동시에 안쪽돌림이 일어나게 된다(Fuss, 1992). 이러한 움직임은 초래하는 기전 중의 하나는 넙다리관절용기의 형태 때문이다. 안쪽넙다리관절용기의 관절면은 기쪽넙다리관절용기의 관절면에 비해 좀 더 앞쪽 방향으로 나와 있고 30°의 굽이 곡선을 취하고 있기 때문에 일어나기 동작 시 넙다리뼈는 정강뼈에 대해 안쪽돌림이 일어나게 된다(Neumann, 2002). 하지만 앉은 자세에서 골반의 앞쪽기울임으로 인해 엉덩관절의 안쪽돌림이 일어나게 되면 일어서는 동작 시 넙다리뼈 돌림의 변화가 초래되어 더 많은 엉덩관절의 안쪽돌림과 이를 보상하기 위한 무릎관절의 기쪽돌림이 초래되어 과도한 안굽이무릎을 보이게 될 것이다. 그러므로 골반의 기울임의 변화에 따른 일어나기 동작 시 하지의 하향식 기전을 알아보고 구조적으로 발생할 수 있는 문제점에 대하여 알아볼 필요가 있다.

스포츠 활동하는 동안 과도한 이마면에서 하지의 움직임이 무릎의 손상에 많은 영향을 미친다(Ford 등, 2003; Hewett 등, 2005). 이러한 움직임으로 무릎에 동적인 안굽이 힘(valgus stress)이나 밖굽이 힘(varus stress)이 작용하여 무릎관절의 기쪽결인대나 앞십자인대의 손상을 초래한다(Hewett 등, 2005). 이전 연구에서 한발 던기(drop-land)를 했을 때 엉덩관절의 기쪽돌림 범위가 감소할수록 무릎관절의 이마면에서의 움직임이 크게 나타났고, 엉덩관절의 근력과는 상관관계가 없는 것으로 나타났다. 이것은 엉덩관절의 기쪽돌림 범위가 제한됨으로써 동적인 움직임 시 과도한 엉덩관절의 안쪽돌림이 일어날 수 있다는 것을 알 수 있다(Sigward 등, 2008). 또한 옆으로 뛰기(side jump), 셔틀런(shuttle run)을 할 때 무릎관절의 굽힘과 엉덩관절의 안쪽돌림의 움직임이 결합되어 무릎관절의 이마면에서의 각도에 영향을 미친다고 했다(McLean 등, 2005). 이와 같은 경우가 스포츠 활동에만 국한되는 것이 아니라 일상생활 동작에

서도 나타날 수 있다. 일상생활에서 빈번히 요구되는 동작 중에 하나인 일어나기 동작은 계단 오르기과 걷기보다 큰 최대 모멘트(peak moment)를 요구하고(Rodosky 등, 1989), 넙다리뼈 머리가 절구에 가하는 압력 더 큰 동작이다(Hodge 등, 1989). 그러므로 일어나기 동작 시 앉은 자세에서 골반의 시상면에서의 움직임의 변화가 하지의 이마면과 가로면에서 일어나는 움직임에 영향으로 인해, 일어서기 동작 시 하지에서 나타나는 병진운동이나 돌림운동으로 인해 발생할 수 있는 관절의 기능저하(joint dysfunction) 위험에 대한 연구가 필요하다. 또한 하지 정렬에 대한 남녀의 구조적인 차이로 인해 무릎관절의 손상이 여자에게서 더 많이 발생한다(Mihata 등, 2006). 그러므로 일어나기 동작 시 남녀의 구조적인 차이로 인한 하지의 움직임의 차이에 대해 알아볼 필요가 있다. 따라서 본 연구의 목적은 앉은 자세에서 시상면의 골반 기울임(앞쪽기울임, 뒤쪽기울임, 중립)이 일어나기 동작 시 엉덩관절과 무릎관절의 시상면 및 이마면과 가로면의 운동형상학에 미치는 영향에 대하여 알아보고자 한다. 위의 연구 목적을 규명하기 위하여 다음과 같은 가설을 설정하였다. 첫째, 일어서기 동작 시 시상면의 골반 기울임에 따라 엉덩관절과 무릎관절의 운동형상학의 차이가 있을 것이다. 둘째, 남녀의 해부학적인 차이로 인해 첫 번째 가설에 대한 남녀차이가 있을 것이다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상자

본 연구는 자발적으로 참여한 건강한 성인 33명(여 13명, 남 20명)을 대상으로 실시했다. 선정기준은 첫째, 엉덩관절의 안쪽돌림 30~40°와 기쪽돌림 40~60°의 정상범위(Magee, 2005), 둘째, 양 다리의 길이 차이가 1

표 1. 연구대상자의 일반적 특성

(N=33)

성별	여자(n <sub>1</sub> =13)	남자(n <sub>2</sub> =20)
연령(세)	22.6±1.4*	24.2±2.3
신장(cm)	159.3±4.7	172.6±4.3
체중(kg)	53.8±5.3	69.9±7.0
신체질량지수(kg/m <sup>2</sup> )	21.3±2.9	23.4±1.8
엉덩관절 안쪽돌림(°)	37.1±3.2	34.4±2.8
엉덩관절 기쪽돌림(°)	57.7±5.5	50.2±7.1
넙다리뼈 앞뒤틀림각(°)	11.0±1.0	9.8±1.3

\*평균±표준편차.

cm미만 (Pinto 등, 2008), 셋째, 크레이그 검사(Craig's test) 시 8~15°의 정상 범위(Ferber 등, 2010)를 가진 대상자로 실시했다. 실험 전 본 연구를 충분히 이해하고 연구 참여 동의서에 서명한 대상을 선정했다. 연구 대상자의 일반적인 특성은 다음과 같다(표 1).

## 2. 실험방법

### 가. 측정장비

동작 분석 시스템(VICON MX system)<sup>1)</sup>을 이용하여 일어나기 동작 시 하지의 운동형상학적인 움직임을 3차원으로 분석했다. 6개의 적외선 카메라(infra-red strobe camera)<sup>2)</sup>를 사용했고, 총 16개의 14 mm 적외선 반사형 표식자(infra-red reflective marker)를 VICON 회사에서 개발한 하지 모델인 plug-in-gait model에 맞추어 부착했다. 발을 형상화하기 위해 두 번째 발허리뼈와 발꿈치뼈와 가쪽복사에 표식자를 부착했고, 무릎을 형상화하기 위해 무릎의 바깥쪽 중심축에 부착하고, 정장뼈를 형상화하기 위해 무릎의 표식자와 가쪽복사의 표식자가 이루고 있는 일직선상에 표식자를 부착하고, 골반을 형상화하기 위해 양쪽 위앞엉덩뼈가시와 위뒤엉덩가시뼈에 각각 부착하였으며, 넙다리뼈를 형상화하기 위해 위앞엉덩뼈가시의 표식자와 무릎의 표식자가 이루고 있는 일직선상에 표식자를 부착했다. 일어서는 동작의 시작 구간과 마지막 구간을 지정하기 위해 추가적으로 plug-in-gait model에 제7목뼈와 봉우리에 부착하는 표식자를 추가했다(Fotoohabadi 등, 2010). 표본 추출률(sample rate)은 60 Hz로 했고, 2 m×2 m×2 m 공간 내에서 측정했다.

### 나. 측정방법

대상자는 맨발상태로 짧은 상·하의를 입고, 무릎높이와 같은 등받이가 없는 의자 위에 앉아서 편안한 속도로 일어나기 동작을 실시했다(Tully 등, 2005). 머리와 몸통의 움직임을 통제하기 위해 양팔로 양 어깨를 감싸고, 시선은 의자로부터 앞쪽 4 m, 바닥으로부터 상방 2 m에 있는 고정된 물체를 바라보고 실시하도록 했다(Seven 등, 2008). 이 때 발목관절의 영향을 통제하기 위해 발은 골반 너비로 항상 일정하게 유지할 수 있도록 대상자

다 골반 너비의 발의 폭을 그려 놓고 항상 같은 자리에 발을 닿도록 했다. 또한 발꿈치뼈와 의자사이의 거리를 20 cm로 통제해서 항상 같은 위치에서 동작을 실시하도록 했다. 골반 중립기울임 자세를 기준으로 무릎관절의 각도는 90°를 유지하게 하고, 나머지 자세는 골반의 변화에 따라 무릎의 위치를 편하게 움직이도록 했다. 독립 변수는 앉은 자세에서 골반 앞쪽기울임, 골반 뒤쪽기울임 그리고 중립자세로 실시했다(O'Sullivan 등, 2010). 골반 앞쪽기울임 자세는 골반을 최대한 앞쪽으로 기울여서 허리뼈의 굽음을 앞쪽으로 만들고, 흉추는 바로 선 자세를 유지했다. 골반 뒤쪽기울임 자세는 골반을 최대한 뒤쪽으로 기울여서 허리뼈와 흉추의 굽음을 뒤쪽으로 만들어 유지했다. 골반의 중립자세는 약간의 허리뼈의 굽음 앞쪽과 흉추는 바로 선 자세로 실시하며, 대상자가 편안한 위치에서 실시했다(O'Sullivan 등, 2010). 환자는 세 가지 자세를 숙달하기 위해 10분간 연습을 한 뒤, 세 가지 자세를 무작위로 실시했다. 모든 자세는 3회씩 측정하였으며, 자세 간에 10분의 휴식시간을 주었다. 종속 변수는 일어서는 동안 나타나는 엉덩관절과 무릎관절에서 나타나는 세 개의 관절면의 각도를 측정했다. 또한 일어서는 동안의 일어나는 각도의 변화를 분석하기 위해 세 부분의 지점과 두 부분의 구간으로 나누어 분석했다. 세 개의 지점은 1) 일어나는 동작의 시작 지점(제7목뼈 표식자 앞쪽으로 이동) 2) 엉덩이가 의자에서 떨어지는 지점(엉덩관절 중심이 수직으로 이동) 3) 어깨의 높이가 최대로 올라왔을 때 지점(봉우리 표식자의 수직 움직임이 더 이상 없음)으로 구분하고, 세 부분의 지점 사이의 두 부분의 구간은 1) 엉덩이 들기 전 구간(pre buttocks lift-off phase; pre-LO) 2) 엉덩이 들기 후 구간(post buttocks lift-off phase; post-LO)로 구분하여 분석했다(Fotoohabadi 등, 2010).

### 다. 분석방법

동작분석 소프트웨어<sup>3)</sup>를 사용하여 일어서기 동작구간을 일어나는 동작의 지점1)에서 어깨의 높이가 최대로 올라왔을 때 지점3)까지를 100%로 정규화(normalization)하여 분석했다. 모든 원래 좌표 자료(raw coordinates data)는 6 Hz cutoff frequency를 사용하여 4th-order low-pass butterworth filter로 처리했다(Gilleard 등, 2008). 대상자

1) VICON 512 motion system, Oxford Metrics Ltd., Oxford, U.K.

2) VICON MX3+ system, Oxford Metrics Ltd., Oxford, U.K.

3) VICON Polygon 3.5.1, Oxford Metrics Ltd., Oxford, U.K.

마다 각 관절에서 나타나는 각도를 초기 각도와 최대 각도로 나누어 분석했고, 초기 각도는 양 하지의 각도를 평균 내어 분석했고, 최대 각도는 양 하지의 각도 중 큰 값을 채택하여 분석했다(Seven 등, 2008). pre-LO와 post-LO 구간도 양 하지의 각도를 평균 내어 분석했다.

#### 라. 통계방법

일요인 반복 측정 분산분석(one-way repeated measures analysis of variance; ANOVA)을 이용하여 골반 기울임에 따른 각 관절의 각도를 비교했다. 각 자세에 따른 다중 비교를 위해 분포로니(Bonferroni) 방법으로 사후검정 했다. 독립 t-검정(independent t-test)을 통해 남녀 간의 골반 자세에 따른 각 관절의 각도를 비교했다. 자료의 통계처리는 상용 통계프로그램인 SPSS ver. 12.0 프로그램을 사용했고, 유의수준을 검정하기 위해  $\alpha=.05$ 로 했다.

### III. 결과

#### 1. 여자 대상자의 일어서기 동작 시 골반 기울임에 따른 엉덩관절과 무릎관절의 초기와 최대 각도

일어서기 동작 시 엉덩관절의 초기 각도는 골반 앞쪽기울임에서 뒤쪽기울임으로 갈수록 굽힘 각도가 감소했고( $p<.05$ ), 벌림 각도가 감소하였으며, 안쪽돌림이 증가했다( $p<.05$ ). 그리고 최대 각도는 골반 앞쪽기울임에서 뒤쪽기울임으로 갈수록 굽힘 각도가 감소했고( $p<.05$ ), 모음 각도가 감소하였으며( $p<.05$ ), 안쪽돌림이 증가했다. 무릎관절의 초기 각도는 골반 앞쪽 기울임에서 뒤쪽기울임으로 갈수록 굽힘 각도가 감소했고( $p<.05$ ), 모음 각도가 증가하였으며( $p<.05$ ), 안쪽돌림이 감소했다( $p<.05$ ). 그리고 최대 각도는 골반 앞쪽기울임에서 뒤쪽기울임으로 갈수록 굽힘이 감소했고( $p<.05$ ), 모음이 증가되었으며( $p<.05$ ), 안쪽돌림이 감소했다( $p<.05$ ). 사후검정을 통한 대응별 비교에서 시상면의 엉덩관절 초기와 최대 각도 모두 골반 기울임 조건에 따라 유의한 차이가 있었으나, 무릎관절 초기와 최대각도는 골반 앞쪽기울임과 중립기울임 간에 유의한 차이가 없었다. 이마면과 가로면에서 엉덩관절과 무릎관절의 초기 각도만 골반 뒤쪽기울임과 앞쪽기울임, 골반 뒤쪽기울임과 중립기울임 간에만 유의한 차이가 있었다( $p<.05$ )(표 2).

#### 2. 여자 대상자의 일어서기 동작 시 골반 기울임에 따른 엉덩관절과 무릎관절의 구간별 변화 각도

시상면에서 엉덩관절과 무릎관절의 pre-LO 구간과 post-LO 구간의 변화 각도가 골반 기울임 조건에 따라 유의한 차이가 있었다( $p<.05$ ). 사후검정을 통한 대응별 비교에서 엉덩관절의 두 구간은 골반 기울임 조건에 따라 유의한 차이는 있었으나( $p<.05$ ), 무릎관절의 두 구간은 골반 앞쪽기울임과 골반 중립기울임 간에 유의한 차이가 없었다. 이마면과 가로면에서 엉덩관절과 무릎관절의 pre-LO 구간은 골반 기울임 조건에 따라 유의한 차이가 있었고( $p<.05$ ), 엉덩이 들기 후 구간에서는 유의한 차이가 없었다. 사후검정을 통한 대응별 비교에서 엉덩관절의 pre-LO 구간은 골반 기울임 조건 간의 유의한 차이가 있었으나( $p<.05$ ), 무릎관절의 pre-LO 구간에서는 유의한 차이가 없었다(표 3).

#### 3. 남자 대상자의 일어서기 동작 시 골반 기울임에 따른 엉덩관절과 무릎관절의 초기와 최대 각도

여자 대상자와 비슷한 양상을 보이나, 시상면에서 무릎관절의 초기와 최대 각도에서도 골반 앞쪽기울임과 중립기울임의 유의한 차이가 있었고( $p<.05$ ), 이마면과 가로면에서도 무릎관절의 초기 각도에 대한 골반 앞쪽기울임과 중립기울임 간의 유의한 차이가 있었다( $p<.05$ )(표 4).

#### 4. 남자 대상자의 일어서기 동작 시 골반 기울임에 따른 엉덩관절과 무릎관절의 구간별 변화 각도

여자 대상자와 비슷한 양상을 보이나, 이마면과 가로면에서도 무릎관절의 초기 각도에 대한 골반 자세 간의 유의한 차이가 있었다( $p<.05$ )(표 5).

#### 5. 남녀 대상자의 일어나기 동작 시 골반 기울임에 따른 엉덩관절과 무릎관절의 각도 비교

일어서기 동작 시 골반 기울임에 따른 엉덩관절과 무릎관절의 초기와 최대 각도에서 시상면과 가로면에 대한 각도는 유의한 차이가 없었으나, 이마면에서는 모든 골반 기울임 조건에서 남녀 간에 유의한 차이가 있었다( $p<.05$ )(표 4). 일어나기 동작 시 골반 기울임에 따른 엉덩관절과 무릎관절의 구간별 변화 각도에서는 시상면

**표 2.** 여자 대상자의 일어서기 동작 시 골반 기울임에 따른 엉덩관절과 무릎관절의 초기와 최대 각도 (N=13)

운동면	관절	각도	골반 기울임			F
			골반 앞쪽기울임	골반 중립기울임	골반 뒤쪽기울임	
시상면	엉덩관절	초기	70.1±12.4 <sup>a</sup>	50.7±11.9 <sup>b</sup>	41.7±16.2 <sup>bc</sup>	144.81*
		최대	80.3±12.2	75.2±14.2 <sup>b</sup>	69.7±13.5 <sup>bc</sup>	63.32*
	무릎관절	초기	71.4±11.9	70.7±11.6	59.2±16.5 <sup>bc</sup>	37.95*
		최대	73.1±12.1	73.1±10.9	66.7±12.1 <sup>bc</sup>	19.28*
이마면	엉덩관절	초기	-2.1±6.1	-2.0±5.2	-1.6±5.9	1.33
		최대	1.9±4.9	1.6±5.0	.9±4.6	3.36*
	무릎관절	초기	13.5±21.3	14.6±21.5	22.8±16.1 <sup>bc</sup>	11.62*
		최대	20.8±17.7	20.9±17.9	24.1±16.2	1.50
가로면	엉덩관절	초기	16.3±19.3	17.4±20.7	28.1±17.1 <sup>bc</sup>	13.12*
		최대	30.9±15.3	31.4±13.8	32.6±15.1	1.89
	무릎관절	초기	12.2±9.7	11.7±9.4	5.4±12.0 <sup>bc</sup>	20.80*
		최대	15.1±10.0	14.2±8.9	13.9±10.8 <sup>c</sup>	6.13*

<sup>a</sup>평균±표준편차, 각 관절각도의 양의 값은 시상면에서 굽힘, 이마면에서 모음, 가로면에서 안쪽돌림을 나타냄,  
<sup>b</sup>골반 앞쪽기울임과 비교(p<.05), <sup>c</sup>골반 중립기울임과 비교(p<.05), \*p<.05.

**표 3.** 여자 대상자의 일어서기 동작 시 골반 기울임에 따른 엉덩관절과 무릎관절의 구간별 변화 각도 (N=13)

운동면	관절	각도	골반 기울임			F
			골반 앞쪽기울임	골반 중립기울임	골반 뒤쪽기울임	
시상면	엉덩관절	Pre-LO <sup>b</sup>	10.2±3.3 <sup>a</sup>	18.5±4.2 <sup>d</sup>	28.0±10.9 <sup>de</sup>	33.64*
		Post-LO <sup>c</sup>	87.7±8.7	83.4±9.9 <sup>d</sup>	79.8±12.14 <sup>de</sup>	25.34*
	무릎관절	Pre-LO	1.7±2.0	2.3±3.3	7.5±6.0 <sup>de</sup>	9.07*
		Post-LO	81.6±9.3	81.4±7.6	73.6±8.6 <sup>de</sup>	12.33*
이마면	엉덩관절	Pre-LO	4.0±2.3	3.4±1.9	2.6±2.1 <sup>de</sup>	7.95*
		Post-LO	2.9±4.3	2.6±4.0	2.0±2.5	1.06
	무릎관절	Pre-LO	7.2±5.16	6.3±6.1	1.2±1.4 <sup>de</sup>	7.22*
		Post-LO	26.1±18.7	26.1±17.9	29.0±16.8	1.01
가로면	엉덩관절	Pre-LO	14.5±7.5	12.5±9.1	4.5±3.9 <sup>de</sup>	14.13*
		Post-LO	3.9±5.3	4.1±4.8	5.1±5.3	.96
	무릎관절	Pre-LO	2.9±2.0	4.5±4.2	8.5±4.6 <sup>de</sup>	18.64*
		Post-LO	36.0±8.1	36.1±7.8	34.3±8.4	2.74

<sup>a</sup>평균±표준편차, 각 관절각도의 양의 값은 시상면에서 굽힘, 이마면에서 모음, 가로면에서 안쪽돌림을 나타냄,  
<sup>b</sup>엉덩이 들기 전 구간, <sup>c</sup>엉덩이 들기 후 구간, <sup>d</sup>골반 앞쪽기울임과 비교(p<.05), <sup>e</sup>골반 중립기울임과 비교(p<.05), \*p<.05.

**표 4.** 남자 대상자의 일어서기 동작 시 골반 기울임에 따른 엉덩관절과 무릎관절의 초기와 최대 각도 (N=20)

운동면	관절	각도	골반 기울임			F
			골반 앞쪽기울임	골반 중립기울임	골반 뒤쪽기울임	
시상면	엉덩관절	초기	65.6±10.4	49.7±9.3 <sup>b</sup>	39.7±12.8 <sup>bc</sup>	105.32*
		최대	77.5±11.6	71.7±11.95 <sup>b</sup>	69.2±14.5 <sup>bc</sup>	18.24*
	무릎관절	초기	73.4±8.3	70.0±7.6 <sup>b</sup>	60.0±10.5 <sup>bc</sup>	42.45*
		최대	75.5±8.2	73.2±7.9 <sup>b</sup>	68.5±9.1 <sup>bc</sup>	34.16*
이마면	엉덩관절	초기 <sup>d</sup>	-13.8±4.4	-11.4±3.6 <sup>b</sup>	-10.3±3.4 <sup>b</sup>	15.94*
		최대 <sup>d</sup>	-3.9±2.1	-3.4±2.0	-3.2±3.1	1.46
	무릎관절	초기 <sup>d</sup>	33.4±14.7	33.8±13.5	35.7±13.3	2.69
		최대 <sup>d</sup>	36.0±14.9	36.2±13.2	36.7±13.3	.00
가로면	엉덩관절	초기	27.6±13.5	28.7±13.7	32.3±13.2 <sup>bc</sup>	11.91*
		최대	33.4±14.4	34.1±14.3	34.5±13.8	1.12
	무릎관절	초기	17.5±7.9	15.9±7.5 <sup>b</sup>	11.3±9.3 <sup>bc</sup>	41.29*
		최대	19.4±8.4	18.8±8.6	17.1±9.0 <sup>bc</sup>	9.11*

<sup>a</sup>평균±표준편차, 각 관절각도의 양의 값은 시상면에서 굽힘, 이마면에서 모음, 가로면에서 안쪽돌림을 나타냄,  
<sup>b</sup>골반 앞쪽기울임과 비교(p<.05), <sup>c</sup>골반 중립기울임과 비교(p<.05), <sup>d</sup>여자와 비교(p<.05), \*p<.05.

**표 5.** 남자 대상자의 일어서기 동작 시 골반 기울임에 따른 엉덩관절과 무릎관절의 구간별 변화 각도 (N=20)

운동면	관절	각도	골반 기울임			F
			골반 앞쪽기울임	골반 중립기울임	골반 뒤쪽기울임	
시상면	엉덩관절	Pre-LO	11.9±5.3	22.0±4.9 <sup>d</sup>	29.4±7.8 <sup>de</sup>	77.87*
		Post-LO	86.6±11.0	83.3±9.7	81.8±12.6	4.05*
	무릎관절	Pre-LO	2.1±3.1	3.2±2.9	8.5±6.1 <sup>de</sup>	15.30*
		Post-LO	84.3±7.3	81.8±5.2	77.0±7.2 <sup>de</sup>	20.41*
이마면	엉덩관절	Pre-LO <sup>f</sup>	9.8±4.2	7.9±3.6 <sup>d</sup>	7.1±4.1 <sup>de</sup>	9.66*
		Post-LO <sup>f</sup>	.5±.8	.6±.8	.5±.6	.28
	무릎관절	Pre-LO <sup>f</sup>	3.1±2.7	2.0±3.2 <sup>d</sup>	.9±1.2 <sup>de</sup>	12.02*
		Post-LO <sup>f</sup>	38.1±17.8	18.5±16.0	38.5±15.5	.82
가로면	엉덩관절	Pre-LO <sup>f</sup>	5.8±3.0	4.9±3.5 <sup>d</sup>	2.2±2.6 <sup>de</sup>	20.43*
		Post-LO <sup>f</sup>	12.2±8.4	12.1±8.0	11.2±7.0	.56
	무릎관절	Pre-LO	1.9±2.3	2.9±2.8 <sup>d</sup>	5.8±3.9 <sup>de</sup>	14.84*
		Post-LO	36.2±9.1	35.6±9.4	34.8±8.9	1.74

<sup>a</sup>평균±표준편차, 각 관절각도의 양의 값은 시상면에서 굽힘, 이마면에서 모음, 가로면에서 안쪽돌림을 나타냄,  
<sup>b</sup>엉덩이 들기 전 구간, <sup>c</sup>엉덩이 들기 후 구간, <sup>d</sup>골반 앞쪽기울임과 비교(p<.05), <sup>e</sup>골반 중립기울임과 비교(p<.05),  
<sup>f</sup>여자와 비교(p<.05), \*p<.05.

에 대한 각도는 유의한 차이가 없었으나, 이마면과 가로면의 엉덩관절에서 유의한 차이가 있었다( $p < .05$ ) (표 5).

#### IV. 고찰

본 연구는 앉은 자세에서 시상면의 골반 기울임이 일어나기 동작 시 엉덩관절과 무릎관절의 시상면 및 이마면과 가로면의 운동형상학에 미치는 영향에 대하여 알아보고자 했다. 본 연구의 결과, 일어나기 동작의 구간 중 pre-LO 구간에서 골반 뒤쪽기울임 상태보다 골반 앞쪽기울임 상태로 앉았을 때 엉덩관절에서 더 많은 모음이 나타났고, 안쪽돌림이 증가했다. 무릎관절은 모음이 증가되고 안쪽돌림이 감소했다. 이것은 골반 뒤쪽기울임 상태보다 골반 앞쪽기울임 상태로 일어나기 동작을 했을 때 하지의 비정상적인 움직임이 상대적으로 증가되는 것을 알 수 있다. 그러므로 골반에 대한 넙다리뼈의 움직임이 골반의 기울임에 따라 굽힘과 폼 뿐만 아니라 벌림과 모음, 안쪽돌림과 가쪽돌림에도 영향을 미치기 때문에 일어나기 동작 훈련 시 이러한 하지의 움직임을 고려해야 할 것이다.

시상면에서 엉덩관절의 초기 각도와 최대 각도는 골반 뒤쪽기울임 보다 골반 앞쪽기울임에서 더 크게 나타났다. 초기 각도는 골반에 대한 넙다리뼈의 각도가 골반 뒤쪽기울임 시 엉덩관절의 굽힘이 적게 나타나기 때문이고, 최대 각도는 골반 뒤쪽기울임 상태에서 엉덩관절의 굽힘 보다 체간의 움직임을 더 많이 사용한다고 할 수 있다. Shepherd와 Gentile(1994)는 일어나기 동작 시 앉은 자세에서 체간의 굽힘 정도가 일어나기 동작의 패턴을 변화한다고 했다. 특히 pre-LO 구간에서 체간을 최대한 굽힌 상태로 일어났을 때 엉덩관절의 굽힘이 거의 일어나지 않고, 체간을 중립상태로 일어났을 때 엉덩관절의 굽힘이 가장 많이 일어났다. 하지만 본 연구에서는 pre-LO 구간 동안 엉덩관절 굽힘의 각도 변화는 골반 중립기울임 상태보다 골반 뒤쪽기울임 상태에서 더 많이 일어났다. 이와 같은 차이는 이전 연구에서 Pre-LO구간에서 몸통 중심을 앞으로 이동한 상태로 일어서기 동작을 했고, 본 연구에서는 일어서기 동작과 함께 몸통 중심을 앞으로 이동했기 때문이다. 본 연구에서는 골반 앞쪽기울임 자세보다 골반 뒤쪽기울임 자세가 pre-LO 구간 동안 체간을 앞으로 이동하기 위해 골반 앞쪽기울임이 되는 양이 더 많기 때문에 엉덩

관절 굽힘의 각도 변화가 크게 나타난 것이다. 또 다른 이유로는 일어나는 동작의 패턴의 차이로 보인다. 두 가지 일어나는 동작의 패턴 중, 첫 번째는 일어나기 동작 시 체간을 앞으로 향하여 일어났을 경우, 무릎관절의 폼과 체간의 앞쪽 굽힘으로 일어나는 경우와 두 번째는 일어나기 동작 시 체간을 위쪽으로 향하여 일어났을 경우, 체간의 폼으로 일어나는 경우이다. 이와 같은 두 가지 패턴은 균형이나 에너지 보존을 위해 상호보완적으로 나타난다(Shepherd와 Gentile, 1994). 본 연구에서는 대상자에게 편한 속도로 일어나도록 했기 때문에 대상자마다 일어나기 동작 패턴이 다를 것이다. 하지만 본 연구에서 최대 각도가 골반 뒤쪽기울임에서 가장 작게 나타났기 때문에 엉덩관절의 굽힘보다 체간을 많이 사용한 것을 알 수 있고, 무릎관절의 pre-LO 구간 각도 변화가 가장 크게 나타났기 때문에 무릎관절의 움직임을 많이 사용하는 체간을 앞으로 향하여 일어나는 패턴과 유사하다고 할 수 있다. 그러므로 골반 뒤쪽기울임 자세의 엉덩관절의 초기 굽힘 각도와 최대 굽힘 각도는 작지만 이를 보상하기 위해 pre-LO 구간 각도 변화는 가장 크게 나타났다. post-LO 구간에서 엉덩관절과 무릎관절의 각 골반 기울임 조건별 차이는 시상면에서만 나타났다. 뒤쪽 기울임 상태보다 앞쪽 기울임 상태에서 post-LO 구간동안 각도 변화가 크게 나타났다. 일어나기 동작 시 골반 기울임에 따른 하지의 시상면 운동형상학의 변화에 대한 이전 연구에서 근력이 많이 요구되는 post-LO 구간이 뒤쪽 골반기울임 상태보다 앞쪽 골반기울임 상태가 좀 더 짧은 움직임 시간을 가지고 있기 때문에 앞쪽 기울임 상태 시 근력 사용에 있어서 효율적이라고 했다(최종덕 등, 2003). 그러므로 앞쪽 기울임 상태에서 일어나기 동작 시 짧은 움직임 시간과 함께 큰 각도의 변화량을 나타내므로 근력 사용의 효율성에 대하여 뒷받침 할 수 있다고 사료된다.

이마면에서 엉덩관절의 초기 각도는 골반 뒤쪽기울임 보다 골반 앞쪽기울임 상태에서 벌림이 가장 크게 나타났다. 이것은 앉은 상태에서 골반 앞쪽기울임 시 절구의 앞쪽기울임이 작아지면서(Kalteis 등, 2009), 넙다리뼈 머리를 앞으로 내밀게 되어 벌림이 크게 나타났을 것이라 생각된다. 엉덩관절의 최대 각도는 골반 뒤쪽기울임보다 골반 앞쪽기울임 상태에서 모음이 가장 크게 나타났다. 이것은 pre-LO 구간에서 골반 앞쪽기울임이 가장 큰 범위의 움직임을 나타냈으며, 엉덩관절 벌림을 보상하기 위해 과도한 모음이 작용했을 것이라 생각된다.



이러한 엉덩관절의 변화로 인해 무릎관절에도 보상적인 움직임이 작용했다. 엉덩관절의 결과와 다르게 무릎관절의 초기 각도와 최대 각도는 골반 뒤쪽기울임 보다 골반 앞쪽기울임 상태에서 모음이 가장 작게 나타났다. 엉덩관절의 벌림의 증가로 인하여 무릎관절에 모음이 감소하게 된 것이다. pre-LO 구간에서도 골반 앞쪽기울임 상태가 골반 뒤쪽기울임 상태보다 더 많은 모음을 작용하는 것도 초기 각도의 감소를 보상해주기 위한 움직임이다. 다시 말해서 골반 뒤쪽기울임 상태보다 골반 앞쪽기울임을 앉았을 때 더 많은 엉덩관절의 벌림과 더 적은 무릎관절의 모음을 나타내고, pre-LO 구간에서 엉덩관절과 무릎관절의 벌림을 보상하기 위해 더 많은 엉덩관절과 무릎관절의 모음이 나타난다.

가로면에서 엉덩관절의 초기 각도는 골반 앞쪽기울임 보다 골반 뒤쪽기울임에서 안쪽돌림이 크게 나타났고, 최대 각도도 골반 뒤쪽기울임에서 크게 나타났다. 이것은 골반 뒤쪽기울임 상태에서 절구의 앞비틀림각(anteversion)이 커지기 때문에(Kalteis 등, 2009) 넓다리뼈 머리가 절구 안으로 들어오게 되어 엉덩관절의 안쪽돌림이 커지게 된다. 또한 골반 앞쪽기울임 상태가 골반 뒤쪽기울임 상태보다 엉덩관절의 안쪽돌림이 적으므로, pre-LO 구간에서 더 많은 안쪽돌림 작용이 보상적으로 나타나게 된다. 이와 반대로 무릎관절의 초기 각도는 골반 뒤쪽기울임이 골반 앞쪽기울임 보다 더 적은 안쪽돌림 상태를 나타냈다. 이것은 골반 뒤쪽기울임 상태에서 엉덩관절의 큰 안쪽돌림으로 인해 보상적으로 배열을 맞추기 위해 무릎관절의 가쪽돌림이 일어나서 골반 앞쪽기울임 상태보다 더 적은 안쪽돌림이 일어난 것이다. 그러므로 골반의 기울임의 정도에 따라 절구의 위치가 변화하므로 이에 보상하기 위한 넓다리뼈의 위치가 변하여 일어서기 동작 시 정강뼈의 배열에 영향을 줄 수 있다. 무릎관절에서 나타나는 무릎의 나선 돌림운동(screw-home rotation)은 앉은 상태에서 일어서기 동작 시 고정된 정강뼈에 대해 넓다리뼈가 안쪽돌림 된다(Rajendran, 1985). 이 연구의 결과로 볼 때 골반의 뒤쪽기울임 상태는 골반의 앞쪽기울임 상태보다 엉덩관절의 안쪽돌림이 더 크기 때문에 일어서기 동작 시 이미 안쪽돌림이 되어 있으므로 넓다리뼈의 안쪽돌림과 정강뼈의 가쪽돌림의 움직임이 크게 필요하지 않게 된다. 하지만 골반의 앞쪽기울임 상태에서 상대적으로 적은 넓다리뼈의 안쪽돌림을 나타내므로 일어서기 동작 시 과도한 안쪽돌림이 유발되고 이를 보상하기 위한 무릎관절의 과도

한 가쪽돌림이 초래될 수 있다. 그러므로 과도한 이마면과 가로면에서 하지의 움직임은 엉덩관절의 안쪽돌림과 모음, 발목관절의 뒤침(pronation)과 가쪽돌림과 같은 비정상적인 움직임을 초래하기 때문에(Leetun 등, 2004) 본 연구의 결과와 같이 골반 앞쪽기울임 상태에서 일어나기 동작을 했을 때 엉덩관절의 모음과 안쪽돌림이 많이 나타나므로 하지의 과도한 움직임을 초래한다고 말할 수 있다. 그러나 이마면과 가로면의 움직임이 시상면에 비하여 수치가 작기 때문에 임상적 유의성에 대하여 논쟁이 될 수 있지만, 이전 연구에서 일어나기 동작 시 안가쪽 지면반발력이 앞뒤쪽 지면반발력과 거의 비슷한 수치를 나타내었고, 이것은 체간중심(centre of mass)를 유지하는데 필수적인 요소라고 했다(Gilleard 등, 2008). 그러므로 앞으로 연구에서 일어나기 동작 시 골반기울임에 따른 일어나기 동작의 구간별 체간중심의 이동과 관절에 걸리는 부하량에 대한 연구가 필요하다고 사료된다.

남녀 차이를 비교한 결과, 이마면에서 엉덩관절과 무릎관절의 초기 각도와 최대 각도가 남녀에서 유의한 차이를 나타냈다. 남자 대상자는 여자 대상자보다 엉덩관절의 초기 각도가 더 큰 벌림을 나타내었고, 일어나기 동작 시 최대 각도도 여자 대상자보다 엉덩관절의 벌림 상태에서 일어났다. 이것은 남녀의 골반에 대한 구조적인 차이로 인한 것으로 생각된다. 여자는 남자에 비해 넓다리 네갈래근 각이 크다(Guerra 등, 1994). 넓다리뼈의 길이에 대한 골반의 넓이의 비가 남자보다 여자가 더 크기 때문에 넓다리 네갈래근 각이 크게 형성된다(Pantano 등, 2005). 또 다른 이유로 여자가 넓다리뼈의 앞비틀림각이 남자보다 크기 때문에 넓다리 네갈래근 각이 크다(Nguyen 등, 2009). 본 연구에서는 넓다리 네갈래근 각을 측정하지 않았지만, 대상자 선정 기준으로 측정한 넓다리뼈의 앞비틀림각이 남자보다 여자가 더 큰 것을 알 수 있었다(표 1). 그러므로 본 연구의 결과에서 여자가 남자보다 넓다리 네갈래근 각이 크기 때문에 초기 각도에서 엉덩관절의 벌림이 작게 발생하고, 최대 각도에서 여자가 남자보다 모음이 크게 나타났다. 이러한 엉덩관절의 모음은 안굽이무릎의 구조를 형성하는 움직임으로, 무릎관절의 가쪽에 과도한 스트레스를 줄 수 있다(Sharma 등, 2001). 이전 연구에서는 발목관절의 과도한 뒤침으로 인해 발생하는 정강뼈와 넓다리뼈의 순차적인 안쪽돌림으로 인해 안굽이무릎의 배열을 형성하여 가쪽에 스트레스를 줄 수 있다고 했지만, 본 연구는 골반의 움직임의 변화로 인해 순차적으로 먼쪽 관절

의 구조를 변화할 수 있고, 남자보다 여자 대상자에게서 무릎관절의 안굽이무릎의 배열을 초래하여 가쪽에 스트레스를 줄 수 있다고 생각한다. 앞으로 연구에서는 일어나기 동작 시 골반 경사에 따른 각 관절의 부하량과 하지 근육들의 근활성도와 근수축 개시시간에 대한 자료를 수집하기 위해 운동역학과 근전도 자료를 측정하여 본 연구를 뒷받침 할 필요가 있다고 사료된다.

이 연구의 제한점은 일어나기 동작 시 자세에 대한 통제가 부족했다. 첫째로 무릎관절에 대한 통제가 부족했다. 골반 중립기울임 자세를 기준으로 무릎관절의 90°굽힘을 유지하게 했으나 바이콘 폴리곤 소프트웨어를 이용하여 자료를 후처리(post-processing)한 결과 90°가 나타나지 않았고, 자료들의 표준편차도 크게 나타났다. 이전 연구에서 보행 시 무릎관절에서 나타나는 측정 오차(measurement error)에 대한 연구는 있었으나(Holden 등, 1997), 일어서기 동작에서의 측정 오차에 대한 연구는 거의 보고되지 않았다. Farquhar 등(2009)은 앉은 자세에서 넙다리의 연부조직 눌러서 피부 움직임 오차(skin movement artifact)를 초래한다고 하였고, 몸무게가 많을수록 더 많은 연부조직의 움직임을 나타낸다고 하였다. 또한 이러한 오차로 인하여 임상적인 의미를 저해하지 않는다고 했다(Farquhar 등, 2009). 본 연구에서는 신체질량지수가 정상 범위(18.5~24.9kg/m<sup>2</sup>) 인 대상으로 실시하여 피부 움직임 오차를 최소화했다. 또한 몸통에 대한 통제가 부족했다. 이전 연구에서는 일어나기 동작 시 몸전체의 운동형상학 분석을 통해 각 분절의 변화를 알아보았지만(Seven 등, 2008; Yoshioka 등, 2007), 본 연구에서 골반 기울기 변화에 따른 하지의 운동형상학의 변화를 알아보려 했기 때문에 몸통의 움직임을 최대한 통제하려고 노력했다. 그러나 세 가지 골반 기울임 자세에서 흉추를 바로 선 자세로 통제하였으나 일어나기 동작 시 흉추의 전후 움직임이 발생했다. 게다가 몸통을 고정하기 위해 양팔로 감싸는 동작이 몸통의 몸통중심을 전방으로 이동시키는 역할을 하기 때문에(Seven 등, 2008) 이 동작 또한 일어나기 동작 시 영향을 주었을 것이라고 생각된다.

## V. 결론

본 연구는 앉은 자세에서 시상면의 골반 기울임이 일어나기 동작 시 엉덩관절과 무릎관절의 시상면 및 이마면과 가로면의 운동형상학에 미치는 영향에 대하여 알아

보았다. 그 결과 앉은 자세에 따른 초기 각도의 차이는 골반 앞쪽기울임이 골반뒤쪽기울임 보다 엉덩관절의 벌림이 크고 안쪽돌림이 작게 나타났고, 무릎관절의 모음이 작고, 안쪽돌림이 크게 나타났다. 게다가 이러한 초기 각도를 보상하기 위해 일어나기 동작 중 pre-LO 구간에서 골반 앞쪽기울임이 골반 뒤쪽기울임보다 엉덩관절의 모음과 안쪽돌림, 무릎관절의 모음이 증가했고 무릎관절의 안쪽돌림이 감소했다. 남녀 차이 비교에서는 여자가 남자보다 엉덩관절의 초기각도에서 벌림이 작고, 최대각도에서 모음이 크게 나타났다. 그러므로 골반의 기울임에 따라 엉덩관절과 무릎관절의 운동형상학적 움직임이 시상면의 움직임뿐만 아니라 이마면과 가로면의 움직임에도 영향을 미칠 수 있고, 일어나기 동작 시 이러한 초기 각도의 차이를 보상하기 위해 엉덩관절과 무릎관절의 보상움직임이 나타나는 것을 알 수 있다. 게다가 일어나기 동작 시 최대 각도에서 여자가 남자보다 엉덩관절의 모음이 크게 나타나기 때문에 안굽이 무릎의 배열을 초래할 위험이 있다. 이러한 일어나기 동작 시 나타나는 운동형상학적 움직임의 변화를 이용하여 일어나기 동작 훈련 시 하지의 비정상적인 움직임을 통제하기 위해 환자의 성별과 하지 정렬에 따라 골반 기울임을 적절히 선택하여 훈련하는 것이 필요하다고 제안한다.

## 인용문헌

- 최종덕, 권오윤, 이충휘 등. 골반 자세 변화에 따른 일어서기의 기능적 연결분석의 접근. 한국전문물리치료학회지. 2003;10(2):11-22.
- Anglin C, Wyss UP. Arm motion and load analysis of sit-to-stand, stand-to-sit, cane walking and lifting. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2000;15(6):441-448.
- Farquhar SJ, Kaufman KR, Snyder-Mackler L. Sit-to-stand 3 months after unilateral total knee arthroplasty: Comparison of self-selected and constrained conditions. Gait Posture. 2009;30(2):187-191.
- Ferber R, Kendall KD, McElroy L. Normative and critical criteria for iliotibial band and iliopsoas muscle flexibility. J Athl Train. 2010;45(4):344-348.
- Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. Med Sci Sports Exerc.

- 2003;35(10):1745-1750.
- Fotoohabadi MR, Tully EA, Galea MP. Kinematics of rising from a chair: Image-based analysis of the sagittal hip-spine movement pattern in elderly people who are healthy. *Phys Ther.* 2010;90(4):561-571.
- Fuss FK. Principles and mechanisms of automatic rotation during terminal extension in the human knee joint. *J Anat.* 1992;180(2):297-304.
- Gilleard W, Crosbie J, Smith R. Rising to stand from a chair: Symmetry, and frontal and transverse plane kinematics and kinetics. *Gait Posture.* 2008;27(1):8-15.
- Guerra JP, Arnold MJ, Gajdosik RL. Q angle: Effects of isometric quadriceps contraction and body position. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;19(4):200-204.
- Hesse S, Schauer M, Petersen M, et al. Sit-to-stand manoeuvre in hemiparetic patients before and after a 4-week rehabilitation programme. *Scand J Rehabil Med.* 1998;30(2):81-86.
- Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *Am J Sports Med.* 2005;33(4):492-501.
- Hodge WA, Carlson KL, Fijan RS, et al. Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis. *J Bone Joint Surg Am.* 1989;71(9):1378-1386.
- Holden JP, Orsini JA, Siegel KL, et al. Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. *Gait Posture.* 1997;5(3):217-227.
- Hughes MA, Weiner DK, Schenkman ML, et al. Chair rise strategies in the elderly. *Clin Biomech.* 1994;9(3):187-92.
- Hwang S, Kim Y. Lower extremity joint kinetics and lumbar curvature during squat and stoop lifting. *BMC Musculoskelet Disord.* 2009;(10):15
- Kalteis TA, Handel M, Herbst B, et al. In vitro investigation of the influence of pelvic tilt on acetabular cup alignment. *J Arthroplasty.* 2009;24(1):152-157.
- Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait Posture.* 2007;25(1):127-134.
- Kuo YL, Tully EA, Galea MP. Video analysis of sagittal spinal posture in healthy young and older adults. *J Manipulative Physiol Ther.* 2009;32(3):210-215.
- Kuo YL, Tully EA, Galea MP. Kinematics of sagittal spine and lower limb movement in healthy older adults during sit-to-stand from two seat heights. *Spine (Phila Pa 1976).* 2010;35(1):E1-E7.
- Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, et al. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(6):926-934.
- Magee DJ. *Orthopedic Physical Assessment.* 4th ed. ed. Philadelphia, WB Saunders Co., 2005:537-538.
- Mazzà C, Stanhope SJ, Taviani A, et al. Biomechanical modeling of sit-to-stand to upright posture for mobility assessment of persons with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87(5):635-641.
- McLean SG, Walker K, Ford KR, et al. Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *Br J Sports Med.* 2005;39(6):355-362.
- Mihata LC, Beutler AI, Boden BP. Comparing the incidence of anterior cruciate ligament injury in collegiate lacrosse, soccer, and basketball players: Implications for anterior cruciate ligament mechanism and prevention. *Am J Sports Med.* 2006;34(6):899-904.
- Monger C, Carr JH, Fowler V. Evaluation of a home-based: Exercise and training programme to improve sit-to-stand in patients with chronic stroke. *Clin Rehabil.* 2002;16(4):361-367.
- Neumann DA. *Kinesiology of The Musculoskeletal System: Foundations for physical rehabilitation.* 1st. ed Mosby Inc., 2002:445-446.
- Nguyen AD, Boling MC, Levine B, et al. Relationships between lower extremity alignment and the quadriceps angle. *Clin J Sport Med.* 2009;19(3):201-206.
- O'Sullivan K, O'Dea P, Dankaerts W, et al. Neutral lumbar spine sitting posture in pain-free subjects. *Man Ther.* 2010;15(6):557-561.
- Pantano KJ, White SC, Gilchrist LA, et al.

- Differences in peak knee valgus angles between individuals with high and low Q-angles during a single limb squat. *Clin Biomech (Bristol Avon)*. 2005;20(9):966-972.
- Papa E, Cappozzo A. Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *J Biomech*. 2000;33(9):1113-1122.
- Pinto RZ, Souza TR, Trede RG, et al. Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. *Man Ther*. 2008;13(6):513-519.
- Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: A Theoretical Perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003;33(11):639-646.
- Rajendran K. Mechanism of locking at the knee joint. *J Anat*. 1985;143:189-194.
- Rodosky MW, Andriacchi TP, Andersson GB. The influence of chair height on lower limb mechanics during rising. *J Orthop Res*. 1989;7(2):266-271.
- 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.
- Sharma L, Song J, Felson DT, et al. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA*. 2001;286(2):188-195.
- Shepherd RB, Gentile AM. Sit-to-stand: Functional relationship between upper body and lower limb segments. *Hum Mov Sci*. 1994;13(6):817-840.
- Sigward SM, Ota S, Powers CM. Predictors of frontal plane knee excursion during a drop land in young female soccer players. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008;38(11):661-667.
- Snijders CJ, Vleeming A, Stoockart R. Transfer of lumbosacral load to iliac bones and legs: Part 1: Biomechanics of self-bracing of the sacroiliac joints and its significance for treatment and exercise. *Clin Biomech*. 1993;8(6):285-294.
- 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):338-345.
- Yoshioka S, Nagano A, Himeno R, et al. Computation of the kinematics and the minimum peak joint moments of sit-to-stand movements. *Biomed Eng Online*. 2007;6:26.

---

논문접수일	2011년 7월 11일
논문게재승인일	2011년 8월 17일