

## 정상인의 기립 동작중의 대퇴 및 족부 반력의 비대칭율

정홍영<sup>1</sup> · 김지원<sup>1</sup> · 권유리<sup>1</sup> · 서보경<sup>1</sup> · 엄광문<sup>1,2</sup> · 김경섭<sup>1</sup> · 이정환<sup>1</sup>

<sup>1</sup>건국대학교 의학공학부, <sup>2</sup>건국대학교 의공학실용기술연구소

### Asymmetry of The Reaction Forces on Thighs and Feet During Sit-to-Stand Movement in Normal Subjects

H. Y. Jeong<sup>1</sup>, J. W. Kim<sup>1</sup>, Y. R. Kwon<sup>1</sup>, B. K. Seo<sup>1</sup>, G. M. Eom<sup>1,2</sup>, K. S. Kim<sup>1</sup> and J. H. Lee<sup>1</sup>

<sup>1</sup>School of Biomedical Engineering, Konkuk Univ, Chung-ju, Korea

<sup>2</sup>Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University

(Manuscript received 16 September 2013; revised 15 November 2013; accepted 11 December 2013)

**Abstract:** The purpose of this study was to analyze the asymmetry of the reaction forces on lower limbs between dominant and nondominant sides during sit-to-stand movement in normal subjects. Fourteen normal subjects ( $22.6 \pm 2.3$  yrs, all men) participated in this study. To measure the reaction forces during sit-to-stand movement, two force plates were mounted on the ground and one dual top force plate was mounted on a chair. Five events (movement onset, max thigh reaction force, transition, max hip angle, seat off) were determined from the reaction force and joint angle trajectories. For each of thigh, foot, and total reaction forces, two-way ANOVA was performed with the events and sides as factors. Also investigated was the leg asymmetry expressed as the ratio of the reaction forces of dominant and nondominant sides. The significance of asymmetry was investigated and two-way ANOVA was performed with the events and body parts (foot, thigh and total) as factors. Thigh reaction force and total reaction force showed interaction of events and leg sides ( $p < 0.01$ ). Post-hoc comparisons showed they were different between sides at the latter stage (transition, max hip angle, and seat off events) ( $p < 0.01$ ). Asymmetry was also significant at the latter stage (transition, max hip angle, and seat off events) ( $p < 0.01$ ). Interaction of events and body parts on asymmetry was significant ( $p < 0.01$ ) and asymmetry was greater in thigh reaction forces than total and foot reaction forces at the events of the latter stage ( $p < 0.01$ ). The results suggest that asymmetry exist in normal subject and should be fully considered when investigating sit-to-stand strategy of patients.

**Key words:** asymmetry, reaction force, thigh, foot, sit-to-stand movement

## 1. 서 론

의자에서 앉은 자세로부터 일어서는 기립동작은 일상생활에서 빈번히 행해지는 동작 중 하나로서, 정상인은 매일 약

60회 정도 의자에서의 기립 동작(sit-to-stand)을 수행하는 것으로 알려져 있다[1]. 기립은 보행의 전 단계로서 행해지므로 독립적 생활을 유지하기 위해 매우 중요하다[2-3].

앉은 자세로부터 기립의 동작은 신체의 질량중심(center of mass: COM)을 앞으로 이동하기 위해 고관절(hip)과 상체(trunk)를 굴곡(flexion)시킨 후, 무게중심의 수직상승을 위해 하지의 관절들을 신전(extension)하는 일련의 과정으로 알려져 있다[4].

과거의 연구에서는 의자에서 기립동작 시 탈좌(seat-off) 전에 대한 측정이 불가하였기에 탈좌 이후에 대해서만 모멘트 분석을 수행하였다[5].

그러나 기립동작 중의 최대 반력과 모멘트는 주로 탈좌

Corresponding Author : Gwang-Moon Eom  
School of Biomedical Engineering, College of Biomedical & Health Science, Konkuk University, 322 Danwol-dong, Chungju, Chungcheongbuk-do 380-701, Korea  
TEL: +82-43-852-9890 / Fax: +82-43-851-0620  
E-mail : gmeom@kku.ac.kr

본 연구는 교육부와 한국연구재단의 지역혁신인력양성사업(No. 2012025502)과 중견연구자 지원사업(No.2011-0015824)으로 수행된 연구결과임.

이전에 발생한다[6]. 탈좌 이전의 반력 및 모멘트에 의한 각속도 및 각도와 같은 신체분절의 운동 상태는, 모멘텀과 중력의 형태로 탈좌 이후의 기립전략에 큰 영향을 미친다. 따라서, 기립동작을 이해하기 위해서는 탈좌이전의 동작에 대한 분석을 통한 기립전략의 이해가 필요하다.

탈좌 이전의 기립동작에 있어, 편마비 환자의 경우 환측과 건측의 하지 반력(대퇴 및 족부)이 비대칭적이라고 보고되었다[7-8]. 그러나, 정상인의 기립동작에서의 비대칭성과의 비교가 이루어지지 않아서, 환자의 비대칭성이 어느 정도 정상인에 비해 심한지를 알 수 없었다.

정상인의 경우, 탈좌이후에 대한 운동학적(kinematic) 분석을 바탕으로 기립동작이 대칭적이라는 보고가 있었다[9]. 그러나, 탈좌 이전에 대한 실험적 증거가 이루어지지 못하여, 양하지가 대칭이라는 가정하에 양하지의 반력의 합에 대하여만 분석하거나[5,10], 오른발의 동작에 대해서만 분석을 수행하였다[11]. 이와 같이, 대칭성에 대한 과거의 보고 및 가정은 불완전하다. 탈좌이전에도 정상인의 경우에서 선호하는 쪽(주측: dominant side)이 존재하므로 하지의 비대칭일 가능성이 있다.

따라서 본 연구에서는 정상인의 기립동작 중에도 탈좌이전에서 양하지의 역할이 비대칭이라는 가설을 설정하고, 이를 확인하기 위하여 하지(대퇴 및 하퇴) 반력의 비대칭성을 탈좌이전의 5가지 이벤트에 대해 분석하였다.

## II. 방법

### 1. 피험자

의자에서 기립 동작을 수행하기 위해 근골격 질환을 가지고 있지 않은 젊은 성인 남성 14명이 참여하였다. 표 1은 연구에 참여한 피험자들의 신체적 특성 정보를 나타낸다. 체형이 기립의 책략(strategy)에 영향을 미칠 가능성이 있다. 특정 체형의 피험자만을 대상으로 비대칭성을 조사할 경우, 대상이 된 체형에 대해 한정적인 연구가 될 수 있다. 따라서, 피험자 체형을 반영하는 체지방율(Body fat ratio)을 조사하고, 다양한 체지방율(CV = 21.6%)의 피험자를 대상으로 실험을 수행하였다.

표 1. 피험자의 신체적 특성

Table 1. Physical characteristics of the subjects

Characteristics	mean ± SD (N = 14)
Age [year]	22.3 ± 2.4
Weight [kg]	63.4 ± 6.1
Body mass index [kg/m <sup>2</sup> ]	21.4 ± 2.0
Body fat ratio [%]	16.2 ± 3.5
Height [cm]	172.2 ± 4.6

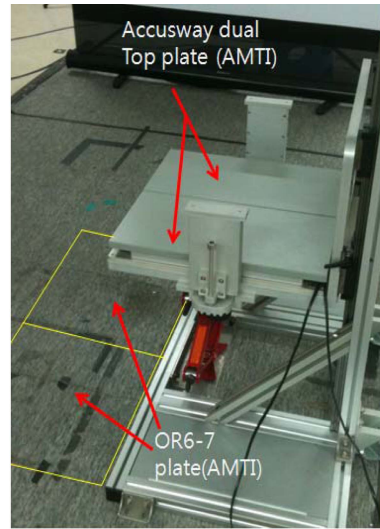


그림 1. 기립 동작중의 의자 및 지면반력 측정시스템

Fig. 1. Measurement system of the chair reaction force and ground reaction force during sit-to-stand movement

### 2. 측정시스템

그림 1은 본 연구에서 제안하는 기립동작중에 양 대퇴부에 가해지는 의자반력과 족부에 가해지는 지면반력을 측정하기 위해 개발한 시스템이다.

의자반력과 지면반력의 측정에는 각각 한장의 Accusway dual top(AMTI Inc., Watertown, MA)과 두 장의 OR6-7(AMTI Inc., Watertown, MA)를 사용하였다. 의자의 높이는 조절이 가능하도록 제작하였다.

또한 운동학적 해석을 위해 6대의 카메라를 가지는 3차원 동작 분석기(Eagle, Motion analysis, Santa Rosa, CA)와 Helen Hayes 마커셋(직경 10 mm의 마커 29개)를 사용하였다. 반력계와 동작분석기의 샘플링 주파수는 모두 120 Hz로 동기화하였다.

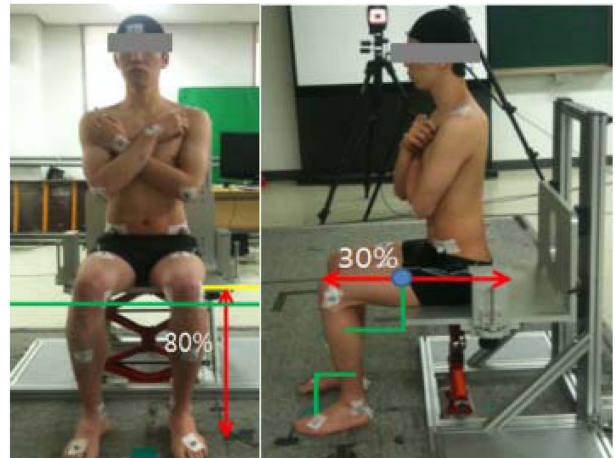


그림 2. 기립 동작의 초기 자세

Fig. 2. Starting position of the sit-to-stand movement

### 3. 실험방법

그림 2는 피험자가 실험의 초기자세를 나타낸다. 모든 피험자에서 초기자세를 통일하기 위해, 슬관절 각도가 90도가 되도록 하였다. 고관절은 의자에서 둔부조직의 두께만큼 떨어지게 되므로, 의자의 높이가 슬관절 높이의 80% 정도일 때 슬관절각도가 90도를 이루게 된다[12]. 따라서 의자 높이를 각 피험자별 슬관절 높이의 80%로 설정하였다. 앉은 상태에서 의자와 접촉하는 대퇴의 길이가 자세 및 기립방식에 영향을 줄 수 있으므로, 이도 통일할 필요가 있다. 과거의 연구에서는 대퇴접촉부가 대퇴길이의 50%가 되도록 하였다[13]. 본 연구에서는 보다 안정된 자세로부터의 기립이 현실상황을 반영한다고 판단하였다. 사전실험을 통해, 편안한 착좌상태를 유지하는 조건으로서 대퇴 접촉부가 대퇴길이의 70%가 되는 상태를 선택하여, 모든 피험자에게 적용하였다. 발간격은 어깨너비로 하였고, 족관절과 슬관절의 각도는 모두 90도가 되도록 하였다[10].

피험자에게 실험내용을 설명한 후 1-2차례의 연습을 실시하였다. 신축성 재질의 바지와 두건만을 착용하고 맨발로 실험을 실시하였다. 복장을 착용 후 연구자의 음성지시에 따라 피험자들의 각자 선호하는 속도로 팔짱을 낀 자세로 일어났다. 모든 피험자는 5번의 시행(trial)을 반복 수행하였고, 그 중 측정오류가 없는 3회의 데이터를 분석에 사용하였다. 반복실험에 의한 피로가 기립동작에 영향을 미칠 가능성이 있으므로, 이를 최소화하기 위해 시행 간에는 3분간 휴식하도록 하였다.

### 4. 분석방법

지면반력 및 의자반력과 모션데이터는 6 Hz의 디지털 저역통과필터에 통과시켰다. 기립동작 전체구간을 대상으로 분석을 수행할 경우, 여러 피험자를 통합하여 분석하기가 어려우므로, 5개의 이벤트(시점)를 정의하고 이 이벤트에서의 분석만을 수행하였다(그림 4). 5개의 이벤트는 과거의 문헌[7]에서 제시된 동작시작(movement onset: Onset), 체중전이(transition: TR), 탈좌(seat off: SO)의 3가지에, 본 연구에서 고안한 최대대퇴반력(max thigh reaction force: MTRF) 이벤트, 최대 고관절 굴곡각(max hip angle: MHA) 이벤트의 2가지를 추가하여 보다 많은 정보를 추출하고자 하였다. 최대대퇴반력 이벤트는 대퇴에서 최대의 윗방향 가속도가 발생하는 시점으로서, 두 대퇴반력의 기립에 영향이 최대가 되는 시점이다. 이 시점에서 대퇴반력의 비대칭성이 가장 크게 나타날 것으로 판단하여 이벤트를 추가하였다. 최대고관절 굴곡각 이벤트는 상체를 앞으로 숙이는 동작이 선행되고, 이후 상체를 직립상태의 선 자세를 만들기 위해 고관절을 신전한다. 따라서 고관절의 최대 굴곡 시점은 고관절 각도의 천이(transition)가 발생하는 시점으로서, 고관절

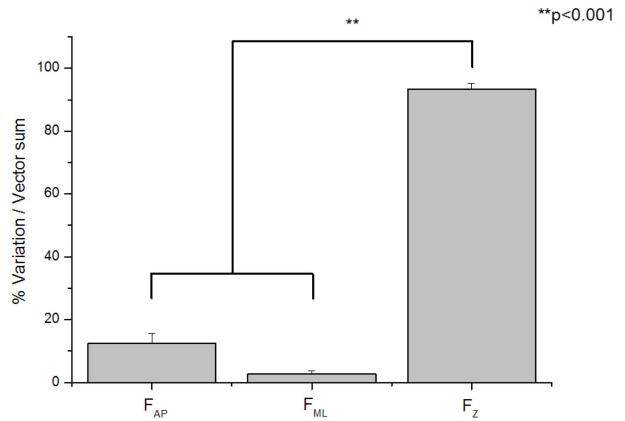


그림 3. 의자반력의 벡터합에 대한 변화율 비(%)  
 Fig. 3. Reaction forces variation ratio of vector sum on thighs measured by chair force plates(\*\*p < 0.001)

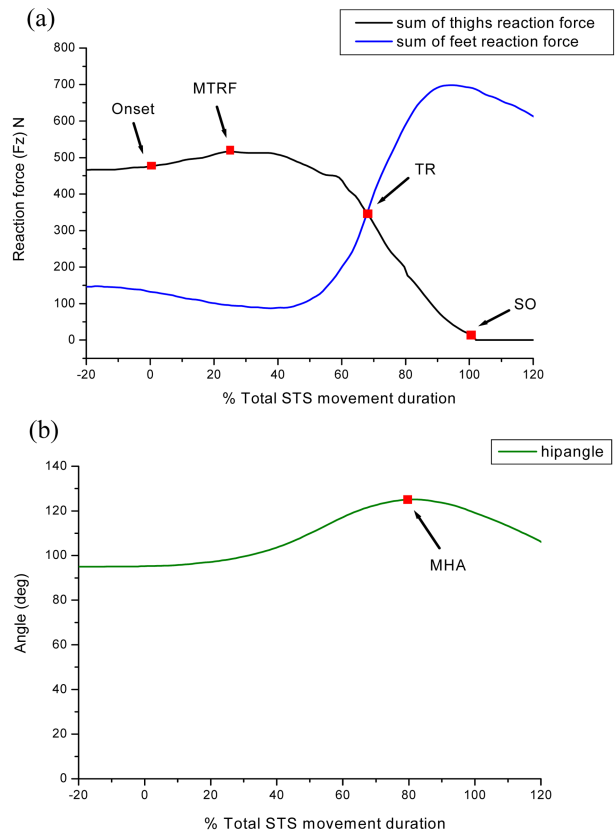


그림 4. 기립동작중의 이벤트, (a) 양 대퇴의 합반력과 양 족부의 합반력, (b) 양 고관절 굴곡각도의 평균  
 Fig. 4. Events of sit-to-stand movement, (a) Sum of the reaction forces on bilateral thighs and that on bilateral feet, (b) Mean of bilateral hip angle

에서 신전방향으로의 각가속도가 최대가 되는 시점이고, 이는 고관절 신전모멘트가 최대가 되는 시점에 대응한다. 최대모멘트 시점에서 미세제어(fine control)는 가장 어렵게 될 가능성이 높고, 자세 불안정성이 큰 시점으로 판단하여

이벤트를 추가하였다.

그림 3는 식(1)을 이용해 산출한, 기립동작 시 3방향 반력의 벡터합의 변화범위(최대최소의 차)에 대한 각 방향 반력의 변화율을 나타낸다. 그림 3에서 전후(AP)와 내외측(ML) 방향 반력의 변화율은 수직(z)방향 반력의 변화율에 비해 유의하게 작았으며( $p < 0.001$ ), 20%이하였다. 따라서, 기립의 주된 역학적 구동력이 수직방향을 의미하며, 전후와 내외측 방향의 반력은 기립동작에 미치는 영향이 상대적으로 작다고 판단하여, 본 연구에서는 수직반력만을 대상으로 분석하기로 하였다.

$$r = \frac{R_{F_{1D}}}{R_{F_{3D}}} \quad \text{Eq. (1)}$$

$R$ : range of reaction force

$F_{1D}$ : 1 directional reaction force in AP, ML and vertical direction( $F_{AP}$ ,  $F_{ML}$  and  $F_Z$ , respectively)

$F_{3D}$ : vector sum of 3 directional reaction forces ( $F_{AP} + F_{ML} + F_Z$ )

동작시작(Onset)시점을 결정하기 위해 우선, 기립이전의 안정상태에서의 대퇴수직반력(양쪽대퇴수직반력의 합)의 1초 동안의 평균에 표준편차의 3배를 더한 값(mean + 3SD)을 역치(threshold)로 설정하였다. 데이터의 처음에서부터 100 ms의 길이를 가지는 이동창(moving window)을 슬라이딩 하면서 이동창 동안의 평균이 역치를 넘었을 때, 이동창의 시작시각을 동작시작으로 설정하였다. 최대대퇴반력(MTRF) 이벤트는 동작시작이후에 최대의 대퇴반력이 나타났을 때로 설정하였다. 체중전이(TR) 이벤트는 양 대퇴반력의 합과 양 족부반력의 합이 같아졌을 때로 설정하였다. 최대 고관절굴곡각(MHA) 이벤트는 양 고관절의 굴곡각도의 평균이 최대가 되었을 때로 설정하였다. 탈좌(SO) 이벤트는 대퇴반력의 합이 처음으로 20N이하가 되는 시점으로 설정하였고, 각 대퇴반력은 제조사의 권고에 따라 10N미만 값은 탈좌상태로 간주하여 0으로 설정하였다.

각 이벤트에서의 주측(dominant)과 부측(nondominant)의 수직반력에 대해 식(2)과 같이 비대칭을( $asym$ )을 구하였다[7]. 이 계산은 족부반력, 대퇴반력, 두 반력의 합에 대해 각각 수행하였다.

$$asym = \frac{RF_d - RF_{sym}}{RF_{sym}} \quad \text{Eq. (2)}$$

$RF_d$ : reaction force at dominant leg.

$RF_{sym}$ : reaction force of perfect symmetry(mean of reaction forces in two legs).

### 5. 통계처리

대퇴반력, 족부반력, 전체반력에 대해 이벤트와 주부측

(side)을 요인(factor)으로 한 이원 분산분석(two-way ANOVA)을 수행하였다. 상호작용(interaction)이 유의할 경우, 이벤트별로 주측과 부측의 반력에 대한 대응표본 t-검증(paired t-test)으로 사후검증을 수행하였다. 주부측의 효과(side effect), 이벤트 효과(event effect) 그리고 주부측의 효과와 이벤트의 상호작용(interaction)을 조사하였다. 비교를 반복 수행하는 것을 고려하여 유의수준을  $p < 0.01$ 로 설정하였다.

식(2)로 산출한 각 이벤트에서의 비대칭률의 유의성을 판단하기 위해서, 단일표본 t-검증을 수행하였다. 또한, 비대칭율에 대해서 신체부위(body part)와 이벤트를 요인으로 이원분산분석을 수행하였고, 상호작용이 유의할 경우, 각 이벤트별로 반력부위에 대한 반복측정(repeated measures) 변량분석을 수행하였다. 통계처리의 유의수준은 반복비교를 고려하여  $p < 0.01$ 로 설정 하였다.

### III. 결과 및 고찰

그림 5는 족부반력을 주측과 부측으로 분리하여 나타내고, 표 2는 이벤트와 발을 요인으로 하여 이원분산분석한 결과이다. 주부측의 주효과는 없었고 이벤트와의 상호작용도 유의하지 않았다( $p > 0.96$ ). 이로부터, 족부반력은 양쪽 하지에서 차이가 없고 대칭적인 것을 알 수 있다.

그림 6은 각 이벤트에 따른 대퇴반력의 주측과 부측을 비

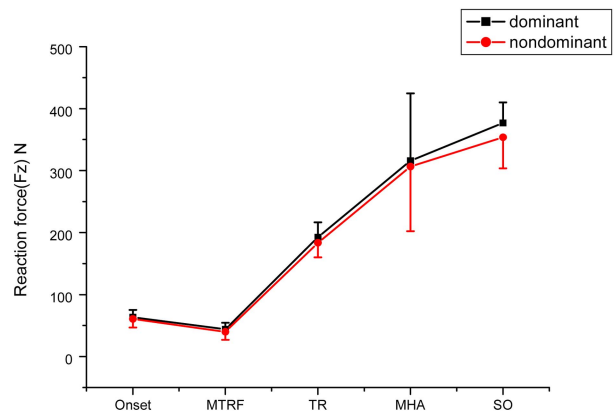


그림 5. 지면반력계로 측정된 기립 동작중의 족부반력 평균 ± 편차  
Fig. 5. Reaction forces mean ± SD on feet measured by ground force plates during the sit-to-stand movement

표 2. 족부반력의 이원분산분석

Table 2. Two-way ANOVA of reaction force on feet

	F	Sig.
Side	1.189	0.278
Event	209.035	0.000**
Side x Event	0.164	0.956

(\*\*p < 0.001)

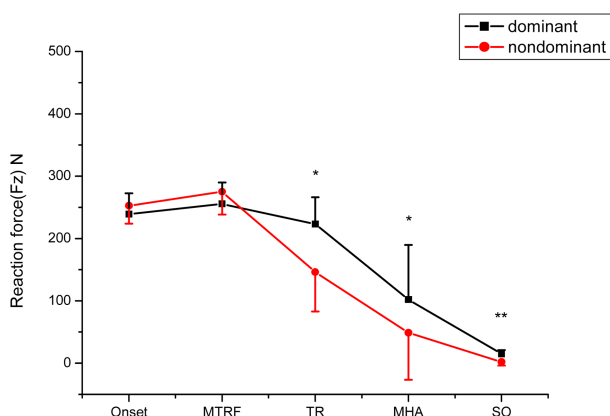


그림 6. 의자반력계로 측정된 대퇴반력 평균 ± 편차(\*p < 0.01, \*\*p < 0.001)

Fig. 6. Reaction forces mean ± SD on thighs measured by chair forcer plates(\*p < 0.01, \*\*p < 0.001)

표 3. 대퇴반력의 이원분산분석(two-way ANOVA)

Table 3. Two-way ANOVA of reaction force on thighs

	F	Sig.
Side	7.140	0.009*
Event	145.033	0.000**
Side x Event	5.225	0.000**

(\*p < 0.01, \*\*p < 0.001)

교한 그림을 나타내고 있다. 또한, 표 3은 이벤트와 주부측을 요인으로 이원분산분석한 결과이다. 주부측과 이벤트의 상호작용이 있었으므로(p < 0.01), 사후검정으로 대응표본 t-검증을 수행하였다. 대응표본 t-검증결과, 기립의전반기(Onset, MTRF) 이벤트에서는 주측과 부측사이에 유의한 차이가 없었고, 기립의 후반기(TR, MHA, SO)에서는 주측이 부측에 비해 유의하게 컸다(p < 0.01).

기립 전반기 이벤트의 대퇴반력에서, 부측이 오히려 주측보다 큰 경향을 보인 것은 주측과부측 사이의 관절 길이 차

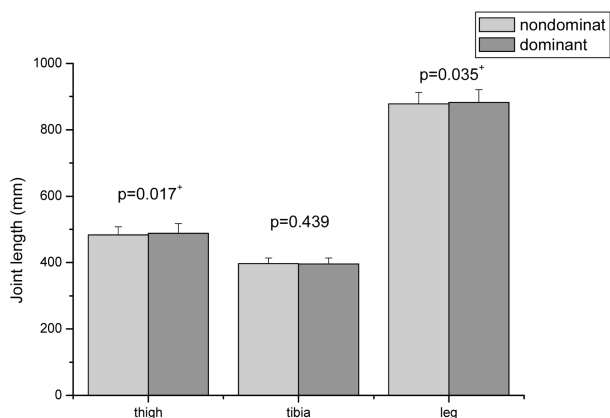


그림 7. 각 관절의 길이(+p < 0.05)

Fig. 7. Each length of joints(+p < 0.05)

이에 의한 것으로 판단된다. 실제로, 그림 7은 주측과 부측 사이 양하지 관절 길이를 비교한 결과를 나타내고 있으며, 대퇴 길이에서 주측이 부측보다 큰 경향을 볼 수 있고, 이것은 전체다리길이에도 영향을 미쳤다. 더 나아가 그림 8과 같이 주측과 부측의 다리 길이 차이가 클수록 주측과 비교하여 부측의 반력이 작아지는 경향을 보였다(r = -0.508, p = 0.063). 즉, 초기 앉은 상태에서 부측의 다리 길이가 상대적으로 짧았기 때문에 무게 중심이 부측으로 기울여지게 되고 결과적으로 대퇴에 가해지는 반력이 상대적으로 가중되었을 것으로 판단된다.

그림 9는 기립동작 시 전체반력(대퇴반력 + 하퇴반력)의 주측과 부측을 나타내고, 표 4는 이벤트와 주부측을 요인으로 이원분산분석한 결과이다. 대퇴반력의 결과와 같이 주부측과 이벤트의 상호작용이 있었고(p < 0.01), 사후검증 결과

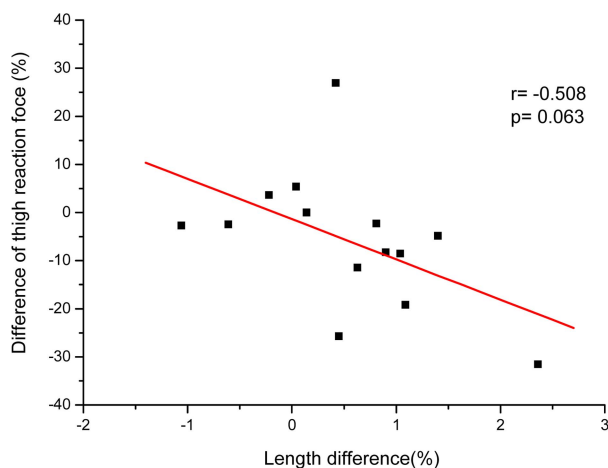


그림 8. Onset 이벤트에서 하지길이차이와 의자반력차이의 상관관계  
Fig. 8. Correlation between leg length difference and thigh reaction force difference in Onset event

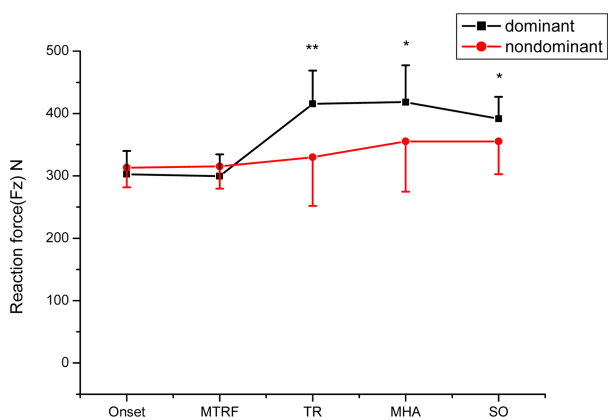


그림 9. 기립동작중의 전체반력(대퇴반력 + 하퇴반력) 평균 ± 편차(\*p < 0.01, \*\*p < 0.001)

Fig. 9. Total(thigh + foot) reaction forces mean ± SD on each leg(\*p < 0.01, \*\*p < 0.001)



표 4. 전체반력의 이원분산분석

Table 4. Two-way ANOVA of total reaction forces

	F	Sig.
Side	12.706	0.000**
Event	15.140	0.000**
Side x Event	5.004	0.000**

(\*\*p < 0.001)

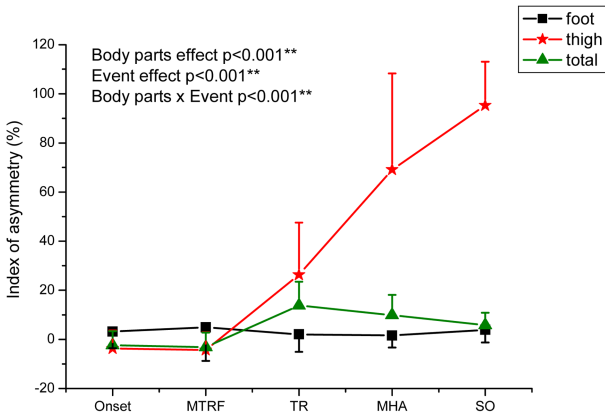


그림 10. 각 이벤트에서의 반력의 비대칭을 평균 ± 편차

Fig. 10. Asymmetry mean ± SD of reaction forces at each event

202

표 5. 비대칭에서의 각 이벤트마다 반복측정 분산분석

Table 5. Repeated Measure ANOVA of each events in asymmetry

Event	Body parts		
	Foot vs. Thigh	Foot vs. Total	Thigh vs. Total
Onset	0.085	0.086	0.094
MTRF	0.196	0.193	0.232
TR	0.008*	0.008*	0.008*
MHA	0.000**	0.012*	0.000**
SO	0.000**	0.000**	0.000**

(+p < 0.05, \*p < 0.01, \*\*p < 0.001)

기립의 후반기(TR, MHA, SO)에서 주측의 반력이 부측보다 컸고(p < 0.01), 전반기에서는 부측의 반력이 주측보다 약간 큰 경향이 있었다. 이 결과는, 전체반력의 비대칭율이 주로 대퇴의 반력에 의해 영향을 받는 것을 나타낸다.

그림 10은 반력의 비대칭율을 이벤트별로 나타낸다. 각 이벤트에서 단일표본 t-검증은 기준값을 0으로 하였다. 그 결과 TR, MHA, SO 이벤트에서 대퇴반력 및 전체반력의 비대칭율이 유의 했다(p < 0.01).

또한, 그림 10은 이원분산분석결과 상호작용은 유의하였으므로, 사후검증을 각 이벤트별로 수행한 결과를 표 5에 나타냈다.

TR이후에 대퇴반력의 비대칭율이 족부반력과 전체반력의

비대칭율보다 컸다. SO 이벤트에서 부측의 대퇴가 먼저 탈좌되면 부측의 반력은 0이 되므로 식(2)에 의해 대퇴 비대칭율이 크게 나타났으며, MHA 이벤트는 SO 이벤트와 마찬가지로 부측의 대퇴가 먼저 탈좌되는 경우가 발생하여 비대칭율이 크게 나타났다.

전체반력비대칭율은 족부반력의 비대칭율보다 컸다(p < 0.01). 족부반력비대칭율은 거의 0이었으나, 전체반력비대칭이 족부반력비대칭율보다 큰 이유로 TR이벤트이후 대퇴반력비대칭율이 두드러지면서 그 영향이 전체반력의 비대칭을 유발하였다. 기립의 후반기에서 대퇴의 부측에서 주측으로 힘의 이동이 비대칭율을 증가에 영향을 준다고 생각된다.

과거 연구에서는 편마비환자를 대상으로 기립동작 중 비대칭성을 조사하였고, 대퇴와 족부 모두에서 비대칭을 보였다고 보고한 바 있다[7]. 반면에, 본 연구에서는 젊은 성인을 대상으로 비대칭성조사를 하였고, 젊은 성인에서조차 일부 기립 이벤트에서 비대칭성이 존재한다는 것을 밝혔다.

족부 반력에서, 편마비 환자는 비대칭성을 보였던[7] 반면에, 본 연구에서의 정상인은 주측과 부측사이에 대칭적인 반력을 보였다. 편마비환자의 경우는 환측에 비해 건측으로 체중을 지탱하기 때문에 건측의 족부 COP 및 COM의 동요가 커지고 이는 자세불안정으로 이어지게 된다고 보고하였다[14-15]. 반면에, 정상인의 경우는 주측과 부측이 체중을 대칭적으로 지탱하고 있기 때문에 대칭적인 반력을 보인 것으로 판단된다.

대퇴 반력에서, 편마비 환자는 이벤트시점(Onset, TR, SO)중에서 TR 이벤트의 비대칭율이 가장 크게 나타났으며, 이러한 이유는 TR 이벤트와 비교하여 건측에 상대적으로 체중이 많이 실리게 되기 때문인것으로 보고하고 있다[7]. SO 이벤트에서는 TR이벤트에 비해 대퇴비대칭율감소가 나타났으며, 이는 이전 이벤트(TR)에서 체중의 불균형으로 자세가 불안정하게 나타나기 때문에 기립 시 안정적인 자세유지를 위한 제어에 의해 비대칭성이 다소 감소한 것으로 보고하고 있다[7].

반면에, 정상인의 경우에서는 기립전반기(Onset, MTRF)의 비대칭율이 작게 나타났으며, 이는 대칭적으로 체중을 지탱하여 안정적인 초기자세를 유지하는 것을 의미한다. 또한, TR 이벤트 이후의 MHA, SO 이벤트에서 대퇴의 비대칭율이 증가한 이유는, 기립의 후반기로 갈수록 주측으로 상체 무게중심이 이동하여 큰 반력을 발생시키고, 그 반력이 효율적으로 기립동작을 도왔을 가능성을 시사한다.

본 연구에서는 기립 동작 시 하지반력의 비대칭성은 편마비 환자뿐 아니라 정상인에서도 존재한다는 것을 증명하였다. 본 연구결과를 통해, 환자뿐 아니라 정상인에 대해서도 기립 자세시 비대칭성에 대한 기준을 설정하는 것이 필요하다는 것을 알 수 있었다. 또한 주측과 부측에 따른 기립의

편측성을 미리 고려하여 균형성 증가를 위한 재활균형프로그램을 개발한다면, 편마비 환자나 고령자에서 보다 삶의 질 향상에 도움이 될 것으로 기대된다.

연구의 제한점으로서, 피험자들이 모두 20대 젊은남성으로 한정할 것을 들 수 있다. 편마비환자의 경우는 남녀 모두 조사되었으며, 연령도 다양하였지만[8], 본 연구에서는 여성피험자의 부재와 다양한 연령의 조사되지 않아 추후 여성 피험자와 다양한 연령에 따른 연구가 필요할 것이다.

#### IV. 결 론

본 연구에서는 14명의 젊은성인남성의 기립 동작 중의 대퇴 및 족부반력의 비대칭성을 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 기립의 후반기에서, 대퇴의 주축이 부축보다 큰 반력을 보였다.
2. 기립의 동작 중에서 족부반력간에서는 유의한 차이가 없었다.

본 연구결과로부터 기립동작 시 족부와 대퇴의 비대칭성을 확인하였고, 이러한 결과는 다양한 연령과 편마비 환자를 고려한 재활균형프로그램 개발에 도움이 될 것으로 기대한다.

#### References

- [1] P.M. Dall, and A. Kerr, "Frequency of the sit to stand task: An observational study of free-living adults," *Appl Ergon.*, vol. 41, no. 1, pp. 58-61, 2010.
- [2] M.M. Khemlani, J.H. Carr, and W.J. Crosbie, "Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions," *Clin Biomech (Bristol, Avon)*., vol. 14, no. 4, pp. 236-246, 1999.
- [3] P.T. Cheng, C.L. Chen, C.M. Wang, and W.H. Hong, "Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients," *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*., vol. 83, no. 1, pp. 10-16, 2004.
- [4] C.A. Doorenbosch, J. Harlaar, M.E. Roebroeck, and G.J. Lankhorst, "Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles," *J Biomech.*, vol. 27, no. 11, pp. 1299-1307, 1994.
- [5] T. Yamada, and S. Demura, "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*., vol. 48, no. 1, pp. 73-77, 2009.
- [6] S. Nadeau, P. Desjardins, A. Briere, G. Roy, and D. Gravel, "A chair with a platform setup to measure the forces under each thigh when sitting, rising from a chair and sitting down," *Medical & Biological Engineering & Computing*., vol. 46, no. 3, pp. 299-306, 2008.
- [7] G. Roy, S. Nadeau, D. Gravel, F. Malouin, B.J. McFadyen, and F. Pottie, "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," *Clin Biomech (Bristol, Avon)*., vol. 21, no. 6, pp. 585-593, 2006.
- [8] G. Roy, S. Nadeau, D. Gravel, F. Pottie, F. Malouin, and 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," *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 22, no. 7, pp. 795-804, 2007.
- [9] M. Janura, P. G. Aláčová, M. Míková, P. Hanáková, "Evaluation of the stability of sit-to-stand," 1998. Available: [http://mandh2007.upol.cz/www/download/full\\_paper\\_example.pdf](http://mandh2007.upol.cz/www/download/full_paper_example.pdf)
- [10] T. Yamada, and S. 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," *J Physiol Anthropol Appl Human Sci.*, vol. 23, no. 6, pp. 197-203, 2004.
- [11] E.A. Tully, M.R. Fotoohabadi, and M.P. Galea, "Sagittal spine and lower limb movement during sit-to-stand in healthy young subjects," *Gait Posture*., vol. 22, no. 4, pp. 338-345, 2005.
- [12] M. Schenkman, R.A. Berger, P.O. Riley, R.W. Mann, and W.A. Hodge, "Whole-body movements during rising to standing from sitting," *Phys Ther.*, vol. 70, no. 10, pp. 638-648; discussion 648-651, 1990.
- [13] Y.B. Seven, N.E. Akalan, and C.A. Yucesoy, "Effects of back loading on the biomechanics of sit-to-stand motion in healthy children," *Hum Mov Sci.*, vol. 27, no. 1, pp. 65-79, 2008.
- [14] S.A. Hesse, M.T. Jahnke, C.M. Bertelt, C. Schreiner, D. Lucke, and K.H. Mauritz, "Gait outcome in ambulatory hemiparetic patients after a 4-week comprehensive rehabilitation program and prognostic factors," *Stroke*., vol. 25, no. 10, pp. 1999-2004, 1994.
- [15] S. Hesse, M. Schauer, M. Petersen, and M. Jahnke, "Sit-to-stand manoeuvre in hemiparetic patients before and after a 4-week rehabilitation programme," *Scand J Rehabil Med.*, vol. 30, no. 2, pp. 81-86, 1998.