

장시간 다리 꼬고 앉는 자세가 운동역학적 변인에 미치는 영향

Effect of prolonged cross-legged sitting on biomechanical variables

한휘용(밀로짐 트레이너) · 윤석훈* (한국체육대학교 교수)

Hwiyoung Han *Milo Gym* · Sukhoon Yoon* *Korea National Sport University*

요약

본 연구의 목적은 지속적으로 다리를 꼬고 앉는 자세가 한 다리 스쿼트 동작의 운동역학적 차이를 비교하는데 있었다. 본 연구의 참여 대상자는 최근 6개월 이내에 몸통이나 하지의 근·골격계 상해나 외과적 수술을 한 경험이 없는 건강한 20-30대 성인남성 19명이었다. 본 연구의 목적을 원활히 수행하기 위하여 8대의 적외선 카메라, 무선 EMG, 그리고 지면반력기를 이용한 3차원 동작분석이 수행되었다. 실험 당일 각 피험자들은 MVIC를 측정 후 사전동작인 한 다리 스쿼트 동작을 수행하였으며, 중재방법으로 15분간 다리꼬고 앉기 동작을 수행한 뒤 사후동작인 한 다리 스쿼트 동작을 수행하였다. 본 연구의 결과는 다음과 같다. 첫째, 20-30대 건강한 성인 남성들에게 15분간 지속된 다리를 꼬고 앉는 자세는 한 다리 스쿼트 동작 전반에 걸쳐 엉덩관절 최대모음각도의 증가를 유발하고, 내려가는 구간에서 무릎관절의 최대뺨굽이각도 증가를, 올라가는 구간에서는 지지하는 쪽 골반 상승과 외측이동 변화가 감소되는 운동역학적 변화가 나타났다. 둘째, 20-30대 건강한 성인 남성들에게 15분간 지속된 다리를 꼬고 앉는 자세는 한 다리 스쿼트 동작 시 올라가는 구간에서 중간볼기근의 근활성도는 감소하고, 큰볼기근의 근활성도는 증가하는 경향이 나타났다. 결론적으로 지속적인 다리 꼬고 앉는 자세는 특정근육의 과사용을 유발, 관절의 손상을 유발할 수 있을 것으로 생각되며, 평상시 올바른 자세와 동적인 휴식을 통하여 골반과 하지 주변 조직들의 변형이 유발되지 않도록 예방할 필요가 있을 것으로 판단된다.

Abstract

The purpose of this study was to verify the effect of cross-legged sitting for 15 minutes on the kinematic and kinetic variables in order to provide a basis for emphasizing the importance of daily activities. Total of 19 healthy adult males whose dominant foot was on the right and who had no experience of musculoskeletal injuries or surgical operations on the trunk or lower extremities within the past 6 months were participated in this study (age: 28.78 ± 4.31 yrs., height: 172.95 ± 5.84 cm, body mass: 76.50 ± 13.10 kg, navicular drop test: 5.8 ± 1.7 mm). A 3-dimensional motion analysis with 8 infrared cameras and 2 channeled EMG was performed to find the effect of 15 minutes prolonged cross-legged sitting. A paired t-test was conducted to verify the intervention effect and the statistical significance was set at $\alpha = .05$. It was found that a 15 minutes cross-legged sitting induced an increase of the maximum hip adduction throughout the entire single-leg squat. In addition, increased the maximum valgus was found in the descending phase and increased vertical displacement and decreased lateral displacement of support side pelvic in ascending phase. Finally, decreased gluteus medius activation and increased gluteus maximus activation were found in ascending phase after 15minutes cross-legged sitting. In conclusion, it is thought that continuous cross-legged posture could cause overuse of certain muscles and damage to joints, and it is necessary to prevent deformation of tissues around the pelvis and lower extremities through proper posture and dynamic rest.

Key words : Cross-legged sitting, Single-legged squat, Kinematic, Kinetic

* sxy134@knsu.ac.kr

I. 서론

현대인들은 하루 중 평균적으로 8.2시간을 앉아서 생활하고 있으며(보건복지부, 2017), 이러한 장시간의 앉아있는 자세는 신체활동의 감소 및 반복적으로 같은 자세의 유지를 요구하기 때문에 심장질환, 대사질환을 비롯한 정형외과적 문제들을 유발하는 원인이 된다고 알려져 있다(Levine, 2014). 또한 현대인이 대부분 앉아있는 형태인 의자에 앉아 있는 경우 체중이 엉덩이와 허벅지의 연부조직(soft tissue)에 의해서 지지되므로 “일정한 부하가 장시간 적용될 때 시간의 경과와 함께 변형되고 그 변형도가 증가해가는 현상”인 크리프현상에 의해 좌골 아래의 연부조직 변형이 유발될 수 있으며(Silber & Then, 2013), 이러한 변형은 정상체중인 사람보다(평균 16.5mm) 비만인 사람의 경우가 더 큰 것으로(평균 27.4mm) 보고되어 있다(Al-Dirini, Reed & Thewlis, 2015). 이와 같은 선행 연구들을 볼 때 크리프현상을 유발하는 부하가 크면 클수록 좌골 아래 연부조직의 변형 또한 더 클 것으로 예상할 수 있고, 장시간 앉아있는 사람은 연부조직의 변형으로 인한 부상이나 불편함이 나타날 수 있음이 예측가능하다(Bouten, Oomens, Baaijens & Bader, 2003).

Carter & Banister (1994)와 Snijders et al. (1995)은 최근 좌식생활이 증가함에 따라 남녀노소를 구분하지 않고 습관적으로 다리를 꼬고 앉는 자세를 가진 사람들이 흔히 관찰 가능하며 이런 자세는 엉덩이 주변의 연부조직에 비대칭적인 부하를 가하게 된다고 보고하고 있으며, 따라서 다리를 꼬고 앉는 자세는 골반 주변의 근육에서 길이의 변화와 신체 정렬상의 변화를 일으킬 것으로 예상된다(Schamberger, 2002; Snijders, Hermans & Kleinrensink, 2006). 특히, 지속적으로 다리를 꼬고 앉는 자세는 궁둥구멍근(piriformis)의 길이가 정상 앉은 자세에 비해서 상대적으로 11.7%가 늘어날 뿐만 아니라(Snijders et al., 2006), 중간볼기근(gluteus medius)의 뒤쪽 섬유, 큰볼기근(gluteus maximus)의 위쪽섬유마저도 엉덩관절이 60도를 넘어 굽힘(flexion)을 하게 되면 안쪽돌림근으로 작용이 바뀌게 되는데, 다리를 꼬고 앉는 자세와 같이 엉덩관절을 굽힌 상태에서 가쪽돌림(external rotation)으로 위치시키게 되면 볼기근들의 길이 또한 늘어나게 되는 것으로 보고되고 있다(Delp, Hess, Hungerford, & Jones, 1999). 그러므로 지속적으로 다리를 꼬고 앉는 자세는 다리를 꼬는 쪽 큰볼기근과 중간볼기근의 길이를 생리적 중립(physiological neutral) 범위를 넘어서 늘어나게하여 근육의 활성도가 감소하고 약해지는 신장성약화(stretch weakness)를 유발할 것으로 생각된다(Sahrman, 2002; Kendall, McCreary, Provance, Rodgers, & Romani, 2005). 이에 따라 많은 연구자들은 이와 관련된 연구를 수행하였는데 10분 가량 해당 자세를 유지하는 경우 다리를 꼬는 쪽의 볼기근들이 유의미하게 더 큰 압력을 받게 되기 때문에 이런 자세를 오래 유지하면 정상적으로 앉은 자세에 비해 근육을 포함한 연부조직에 더 큰 변형이 유발됨을 증명하였다(Lee & Yoo, 2011; Van Wely, 1970).

지속적인 앉은 자세로 인하여 변형된 이러한 근육들은 일반인들의 일상생활에 영향을 줄 수 있다. 일상생활의 대부분의 움직임

은 발이 지면에 고정되어 있는 닫힌 사슬 운동(closed kinetic chain)으로서 하지의 움직임을 통한 지면의 반력의 사용이 매우 중요하다. 이때 신체 중심(center of mass)의 위치에 따라서 지면반력이 신체에 작용하게 되는데 근육, 인대, 관절낭 등의 조직이 그 힘에 대항하여야 한다(Powers, 2010). 특히 엉덩관절 주변 근육인 중간볼기근과 큰볼기근이 활성이 약화되면 관절과 수동조직에는 부담이 더욱 가중되며(Claiborne, Armstrong, Gandhi, & Pincivero, 2006), 볼기근들의 심각한 기능저하는 비정상적인 신체움직임을 유발할 수도 있다(Neumann, 2018).

볼기근의 기능 저하를 평가하는 여러 방법 중 한 다리 스쿼트 검사는 임상에서 가장 일반적으로 사용하는 방법이다(Claiborne et al., 2006). 한 다리 스쿼트 동작은 양 다리로 수행하는 스쿼트 동작보다 하지에 가해지는 부하가 높아지게 되는데, 체중을 지지하는 동안 높은 부하를 주는 동작을 수행하게 되면 엉덩관절 모음, 안쪽돌림 움직임의 양이 더욱 증가된다고 보고되고 있으며(Chumanov, Wall-Scheffler, & Heiderscheit, 2008), 무릎통증이 있는 그룹을 대상으로 한 다리로 서서 무릎관절을 45도 이상 굽혔을 때 무릎의 박굽이와 트렌델렌버그 징후가 유의하게 증가된다고 보고되고 있다(Nakagawa, Moriya, Maciel, & Serrao, 2012). 따라서 한다리 스쿼트 검사는 볼기근들의 기능저하로 인해 발생할 수 있는 근·골격계 손상들의 잠재적 위험성을 평가하기에 합리적인 검사로 인정받고 있으며(Ugalde, Brockman, Bailowitz, & Pollard, 2015), 착지, 달리기, 커팅(cutting)과 같은 다양한 기능적 활동들을 추정할 수 있는 동작의 유사성으로 인해 잘못된 움직임을 평가할 수 있는 유용한 방법이다(Claiborne et al., 2006).

결론적으로 지속적인 다리 꼬고 앉은 자세는 큰볼기근과 중간볼기근의 신장성 약화를 유발하고 한 다리 스쿼트 시 움직임에 부정적인 영향을 주며, 이러한 부하가 누적되면 근·골격계 손상 및 통증의 원인이 될 것으로 생각된다. 하지만 다리 꼬고 앉은 자세와 관련된 기존의 선행연구들은 신체정렬의 변화, 엉덩이 주변 조직의 압력변화 등 정적인 특성만을 연구했을 뿐 동적인 움직임에 미치는 연구는 미비한 실정이다. 따라서 본 연구의 목적은 15분간의 지속적인 다리 꼬고 앉은 자세유지가 동적인 움직임의 운동학 및 운동역학적 변화에 미치는 영향을 알아보는데 있다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구의 참여 대상자는 최근 6개월 이내에 몸통이나 하지에 근·골격계 상해나 외과적 수술 한 경험이 없는 건강한 20-30대 성인남성 19명(Year : 28.78±4.31yrs., Height : 172.95±5.84cm, Body mass : 76.50±13.10kg, navicular drop test 5.8±1.7mm)으로 이들의 주동발은 오른발이었다. 본 연구는 한국체육대학교 연구윤리위원회의 승인을 받은 후 실시 되었으며(KNSU: 20201231-142), 병리문제가 없는 대상자 선별을 위하여 굽힘-모음 검사(flexion

-adduction test)를 시행하였을 때, zone 1까지 움직일 수 있는 대상자를 선별, 발의 옆침(pronation) 정도가 실험결과의 영향을 미칠 수 있으므로 주동발 측의 발배뼈 하강 검사(navicular drop test)에서 10 mm이상의 편차가 있는 대상은 제외하였다. 연구전에 연구에 관한 충분한 설명과 함께 동의서를 작성한 후 실험에 참여하였다.

2. 연구절차

원활한 연구의 수행을 위하여 각 연구대상들은 측정장비가 설치되어있는 K 대학 운동역학실로 방문하였다. 먼저 대상자들은 근활성도 비교를 위하여 대상 근육들의 MVIC (Maximum Voluntary Isometric Contraction)가 측정되었으며, 그 후 타이즈를 착용한 후 인체 분절을 규명하기 위한 반사마커들과 근육활성도를 측정하기 위한 EMG 전극이 부착되었다(그림 1). 동작이 수행되는 공간의 카메라 캘리브레이션 후 한다리 스쿼트가 수행되었으며, 그 후 큰 불기근 및 중간불기근에 붙인 EMG 전극이 간섭 받지 않게 제작된 의자(그림 2)에서 15분간 다리꼬고 앉기가 수행되었다(그림 3). 15분간 앉기 후 한 다리 스쿼트가 다시 수행되었다.

3. 실험도구 및 자료처리

본 연구를 수행하기 위하여 적외선 카메라 8대(Oqus3+, Qualisys, SWE)와 2채널 EMG(Ultium ESP, Noraxon, USA) 그리고 한 대의 지면반력기(AMTI, USA)가 각각 데이터 취득률 100Hz, 1,000Hz, 그리고 1,000 Hz로 사용되었다.

본 실험에서 동작을 분석하기 위해서 사용된 모든 장비들은 A/D board를 통하여 시간적 동조되었으며, 원자료는 Qualisys Track Manager(Qualisys, Sweden, [QTM])를 통하여 자료를 취득하였고 운동역학적 변인들은 Visual 3DC-motion, USA)를 이용하여 산출하였다.

취득한 위치좌표는 운동학적 변인 산출 시 발생하는 오차를 최소화하기 위해 2차 저역 통과 필터(butterworth 2nd low-pass filter)를 사용하여 스무딩(smoothing)하였고, 이때 차단주파수(cut-off frequency)는 6 Hz로 설정하였다. 또한 EMG의 경우 자료취득 시 발생하는 전기적 잡음을 줄이기 위하여 구간 통과 필터(Band-pass filter)를 사용하였으며, 이때 차단주파수는 20-400 Hz로 설정하였다. 그 후, RMS (root mean square)를 통하여 자료를 변환하였다.

또한 원활한 연구의 평가를 위하여 한발 스쿼트 시작 후 신체가 내려가는 구간을 Phase1, 올라오는 구간을 Phase2로 설정하였다.

4. 통계처리

본 연구의 목적인 15분간 다리를 꼬고 앉은 대상자들의 한 다리 스쿼트 동작 수행 시 운동역학적 변인의 미치는 영향을 검증하기 위하여 대응표본 t-검정(Paired t-test)을 실시하였으며, 통계적 유의수준은 $\alpha = .05$ 로 설정하였다.



그림 1. 반사마커 및 EMG 부착위치



그림 2. 의자(패턴접이스툴)



그림 3. 허벅지가 맞닿게 완전히 다리를 꼬는 자세

III. 연구결과

본 연구는 15분간의 다리 꼬고 앉은 중재동작이 동적 안정성에 미치는 영향을 알아보는데 그 목적이 있었다. 본 연구의 목적을 원활히 수행하기 위하여 중재동작 전, 후에 한 다리 스쿼트가 실시되었으며 운동학 및 운동역학적 변인들의 차이를 확인하였다.

표 1. 중재운동 전후의 하지분절의 운동학적 변인

unit: degs

Joints			Mean	Max	ROM	
Hip	Adduction (+) /Abduction (-)	Phase 1	pre	5.36±3.20	10.06±4.44	9.71±4.13
			post	5.56±2.99	10.95±4.23	9.89±4.67
		t(ρ)	-0.62(0.54)	-2.64(0.02)*	-0.26(0.80)	
	Phase 2	pre	3.38±2.60	9.79±4.43	11.36±5.09	
		post	3.85±2.26	10.58±4.37	11.66±5.03	
		t(ρ)	-1.32(0.20)	-2.48(0.02)*	-0.50(0.62)	
Knee	Valgus(+)/ Varus(-)	Phase 1	pre	-2.79±3.80	-0.69±4.06	4.55±4.28
			post	-2.62±3.54	-0.15±3.94	4.86±2.71
		t(ρ)	-0.97(0.35)	-2.21(0.04)*	-0.56(0.58)	
	Phase 2	pre	-2.79±3.84	-0.54±3.89	4.70±3.99	
		post	-2.63±3.46	-0.12±3.58	4.71±2.36	
		t(ρ)	-0.79(0.44)	-1.49(0.16)	0.02(0.99)	

* : 중재운동 전후의 통계적으로 유의한 차이(ρ<.05)

본 연구결과 하지의 운동학 및 운동역학적 차이가 발견되었다 (표 1- 3, ρ<.05). 엉덩관절의 경우, 중재동작이후 통계적으로 유의하게 증가된 최대 모음각도를 나타내었으며 무릎관절의 경우 통계적으로 유의하게 밖굽이(Valgus) 형태를 나타내었다(표 1, ρ<.05). 또한 한 다리 스쿼트시 지지발 쪽의 골반은 중재운동 전에 비하여 중재운동 후에 통계적으로 유의하게 증가된 수직높이를 나타내었으며, 몸통의 경우 중재운동 후 통계적으로 유의하게 감소된 외측 이동 변위를 나타내었다(표 2, ρ<.05).

본 연구에서는 15분간의 중재동작이 한 발 스쿼트시 둔근에 미치는 영향도 확인하였다. 연구결과 큰볼기근의 근활성도는 통계적으로 유의하지는 않으나 증가되는 형태를 나타냈으며 중간볼기근의 근활성도는 통계적으로 유의하게 감소되는 형태를 나타냈다(표 3, ρ<.05).

또한 동적안정성을 평가하기 위하여 계산된 압력중심점과 신체중심 기울기 사이의 각도(Inclination angle) 경우, 중재동작 전후에 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다(표 4, ρ>.05).

표 2. 중재운동 전후의 골반 높이와 몸통과 외측이동 변위 unit: cm

			Mean	Diff
PH	Phase 1	pre	-1.53±1.17	0.16
		post	-1.37±1.26	
		t(ρ)	-1.14(0.27)	
	Phase 2	pre	-1.89±0.94	0.46
		post	-1.53±1.07	
		t(ρ)	-2.35(0.03)*	
TLD	Phase 1	pre	10.13±4.17	-0.98
		post	9.15±3.51	
		t(ρ)	2.04(0.06)	
	Phase 2	pre	8.78±4.05	-1.49
		post	7.29±4.48	
		t(ρ)	2.29(0.04)*	

PH: 지지발의 골반높이; TLD: 몸통 외측변위

* : 중재운동 전후의 통계적으로 유의한 차이(ρ<.05)

표 3. 중재운동 전후의 볼기근들의 근활성도 unit: % MMC

			Mean
GM	Phase 1	pre	8.57±4.48
		post	9.52±5.01
		t(ρ)	-0.92(0.37)
	Phase 2	pre	18.01±9.66
		post	22.40±10.32
		t(ρ)	-2.09(0.05)
Gmed	Phase 1	pre	18.64±16.07
		post	15.81±14.07
		t(ρ)	1.79(0.09)
	phase 2	pre	36.62±28.33
		post	31.46±24.96
		t(ρ)	2.17(0.04)*

GM: 큰볼기근; Gmed: 중간볼기근

* : 중재운동 전후의 통계적으로 유의한 차이(ρ<.05)

표 4. 압력중심점과 신체중심 기울기 사이의 각도 unit: degs

			Mean
Inclination angle	Phase 1	pre	1.44±0.78
		post	1.44±0.63
		t(ρ)	-0.02(0.98)
	Phase 2	pre	1.79±0.69
		post	1.93±0.64
		t(ρ)	-1.46(0.16)

IV. 논의

다리를 꼬고 앉는 자세(cross-legged sitting)는 좌식생활이 보편화된 현대인의 생활에서 매우 흔하게 발견되는 생활습관으로 알려져 있으며(Snijders et al., 1995), 선행연구들은 10분 이상 다리 꼬고 앉는 자세를 유지할 경우 볼기근들의 늘어남 때문에 일시적으로 근육의 복원이 지연되는 크립현상이 발생할 수 있다고 보고

하고 있다(Shin, & Mirka, 2007). 이러한 크리프 상황에서는 볼기근들의 약화로 인해 일상생활에서 많이 행하여지는 걷기, 달리기 동작 등에 부정적인 영향을 미칠 것으로 생각되어지며, 반복적이고 지속적인 크리프 상황의 유지는 트레넨텔버그 징후 같은 비정상적인 움직임 패턴을 유발할 수 있다고 보고되고 있다(Bailey, Selfe, & Richards, 2009; Ekegren, Miller, Celebrini, Eng, & Macintyre, 2009; Powers, 2010). 따라서 본 연구에서는 선행연구의 결과를 기반으로 다리 꼬고 앉은 자세의 지속시간을 크리프 현상이 발생할 수 있는 15분으로 설정하였으며, 크리프상황에서 한 다리 스쿼트 동작을 수행할 때 큰볼기근과 중간볼기근의 활성도 변화와 그것으로 인한 신체 움직임의 변화를 운동역학적으로 분석하였다.

본 연구결과 크리프상황에서 한다리 스쿼트를 실시할 때 증가된 엉덩관절의 최대 모음각도와 무릎관절 밖굽이(valgus) 각도가 나타났다(표1, $p < .05$). 엉덩관절의 경우에는 동작 전체구간에서 통계적으로 유의한 차이(Phase 1: 8.85%, Phase 2: 8.07)를 나타내었고, 무릎관절은 모든 구간에서 증가된 밖굽이 각도의 형태를 나타내었으며(Phase 1: 78.26%, Phase 2: 77.78), 특히 스쿼트의 내리막 구간인 Phase 1에서 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다.

이러한 결과는 Linked system인 인체를 잘 설명해주고 있다고 생각되어진다. 즉, 스쿼트 같은 동적움직임 수행중에 나타난 무릎의 증가된 밖굽이각도는 같은시간대의 엉덩관절의 움직임에 영향을 받은 것으로 생각되어진다. Powers(2010)는 동적인 무릎 밖굽이는 동적인 상황에서 넙다리뼈의 대해서 정강뼈가 벌림되는 현상으로 불량한 동적 무릎관절 안정성(poor dynamic knee stability) 또는 안쪽붕괴(medial collapse)로 기술되어지며 동적 밖굽이 각도의 증가는 엉덩관절의 모음과 안쪽돌림이 주된 원인이라고 보고하고 있다. 그러므로 움직임 중 좀 더 무거운 분절을 담당하고 있고 근위에 위치하는 엉덩관절의 모음이 어떠한 상황으로 커지게 된다면 무릎과 연결되어있는 대퇴를 안쪽으로 이동시키게 되고 결론적으로 무릎은 필연적으로 밖굽이 형태를 유지할 수밖에 없는 상황이 된다. 이러한 상황은 선행연구들에서도 보고하고 있는데 무릎통증을 호소하는 사람들은 한 다리 스쿼트(single leg squat), 한 발 뛰기(single leg hopping) 같은 동작에서 통증이 없는 사람들에 비해 엉덩관절 모음의 양이 과도하게 일어나며(Willson, & Davis, 2008), 착지(landing), 달리기(running), 계단 내려오기(step-down)와 같은 동작에서 통증이 없는 사람들에 비해 더 많은 엉덩관절 안쪽돌림이 일어나게 된다고 보고되고 있다(Souza, & Powers, 2009).

본 연구의 크리프 상황에서 한다리 스쿼트시 나타난 엉덩관절의 증가된 모음은 장시간 다리를 꼬고 앉았을 때 영향을 받은 중간볼기근의 약화와 직접적인 관련이 있다고 생각되어진다. 즉, 15분간의 다리꼬고 앉은 자세는 중간볼기근을 신장시켜 근력의 약화를 초래하였고 따라서 중간볼기근의 주된 역할인 엉덩관절의 벌림력이 약화되었기 때문이라고 생각되어진다. 이러한 결과는 본 연구에서 수행한 큰볼기근과 중간볼기근의 근육활성도에서 증명되고 있는데, 본 연구를 수행한 결과 한발 스쿼트시 큰볼기근은 통계적으로는 유의하지 않지만 중재동작이후 증가되는 현상을 보인 반면,

중간볼기근은 통계적으로 유의하게 감소되는 결과를 나타내었다(표 3, $p < .05$).

Snijders et al.(2006)은 허벅지를 맞닿게 완전히 다리를 꼬고 앉게 되면 다리를 꼬는 쪽 엉덩관절의 가쪽돌림 각도는 평균 17도인 반면, 모음각도는 평균 22도 라고 보고하였다. 이러한 선행연구를 통해 허벅지를 맞닿게 완전히 다리를 꼬고 앉은 자세는 다리를 꼬는 쪽 허벅지가 과도하게 모음된 위치에 있게 되는 것을 확인할 수 있는데, Sahrman(2002)은 의자에 앉을 때 다리를 과도하게 모으고 앉은 자세는 엉덩관절 벌림근들의 과도한 신장으로 인해 활성도가 감소될 수 있기 때문에 주의해야 한다고 보고하였다. 일반적으로 근육이 생산할 수 있는 힘은 근육의 횡단면적에 비례하는데(Baratta, Solomonow, & Zhou, 1998; Lieber, & Bodine-Fowler, 1993), 엉덩관절 벌림근 중에서 특히, 중간볼기근은 전체 벌림근 횡단면적의 약 60 %를 차지한다고 보고된다(Clark, & Haynor, 1987). 이처럼 중간볼기근은 하지의 주된 안정근(stabilizers)으로 주로 항중력성 지구력을 필요로 하는 활동을 하며, 스트레스를 받을 때 선택적으로 약화되거나 늘어나는 특징이 있다고 보고된다(Richardson, Jull, Toppenberg, & Comerford, 1992; Earl, 2005). 이러한 내용들을 종합해 보았을 때 본 연구에서 15분간 지속적으로 허벅지가 맞닿게 완전히 다리를 꼬고 앉은 자세는 다리를 꼬는 쪽 엉덩관절의 과도한 모음으로 인하여, 엉덩관절 벌림의 주동근인 중간볼기근의 신장성약화를 유발한 것으로 생각된다.

반면 큰볼기근의 근 활성도는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지는 않았지만(표 3, $p > .05$), 다리 꼬고 앉기 이전과 비교하여 다리 꼬고 앉기 이후 한 다리 스쿼트 동안 Phase 1에서 11.09 %, Phase 2에서 24.38 % 증가되는 경향을 나타냈다. 다리 꼬고 앉기 이후 큰볼기근의 근활성도가 증가하는 경향을 보이는 것은 15분간 지속된 다리 꼬고 앉은 자세로 인하여 약해진 엉덩관절 벌림작용의 주동근인 중간볼기근의 역할을 대신하기 위해 엉덩관절 벌림작용의 협력근인 큰볼기근의 참여가 많아지는 ‘협력근 우세현상(synergistic dominance)’ 때문인 것으로 생각된다. 이러한 내용을 종합해보았을 때, 15분간 허벅지를 맞닿게 완전히 다리를 꼬고 앉은 자세는 엉덩관절 벌림의 주동근인 중간볼기근의 신장성 약화를 유발하여, 한 다리 스쿼트 동작 동안 중간볼기근의 역할을 대신하여 보상적으로 큰볼기근의 참여가 증가되는 경향을 보이는 것으로 생각된다.

본 연구를 수행한 결과 지지발의 골반높이는 Phase 2에서 다리 꼬고 앉기 이후 0.46 cm 올림되어 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다(표2, $p < .05$). 이러한 결과는 다리 꼬고 앉은 자세로 인해 엉덩관절 벌림토크가 감소한 것에 기인한 것으로 판단된다. Ireland, Willson, Ballantyne, & Davis(2003)는 체중 부하 활동 중 지지발의 골반이 올라가는 것은 지지하는 쪽 엉덩관절 벌림근의 근 강도 또는 활성화 감소의 임상 징후라고 보고하였다. 본 연구에서도 다리 꼬고 앉기 이전과 비교하여 다리 꼬고 앉기 이후 한 다리 스쿼트 동안 지지발의 골반이 올라가는 것이 확인되었고, 엉덩관절 벌림근의 주동근인 중간볼기근의 활성도가 14.09 % 감소되어 선행연구

와 일치하는 결과를 확인할 수 있었다. 이러한 내용을 종합해보았을 때, 15분간 지속된 다리 꼬고 앉는 자세는 엉덩관절 별림근의 약화를 유발하여 한 다리 스쿼트 동안 엉덩관절 벌림토크를 감소시키고 이러한 결과로 인하여 관상면에서 골반분절의 조절능력에 저하가 발생된 것으로 생각된다.

또한 본 연구수행결과 Phase 2에서 몸통이 외측으로 이동한 변위의 평균값이 통계적으로 16.97 % 유의하게 감소된 결과를 나타내었다(표 2, $p < .05$). 이러한 결과는 본 연구자가 예상하지 못하였던 결과이다. 연구 수행전 본 연구자는 크리프 상황에서 약화된 엉덩관절 벌림근 때문에 한 다리 스쿼트 동안 주동 측 발쪽으로 몸통외측 이동변위가 증가될 것이라고 예상하였다. 이러한 예상의 근거는 심화된 크리프 현상 후 나타날 수 있는 트렌델렌버그 징후 때문이었는데, ‘트렌델렌버그 징후의 보상작용’ 과 관련하여 Gandhir, Lam, & Rayi (2021)는 한 다리 지지 동안 엉덩관절 벌림근이 약하면 지지되지 않은 쪽 골반이 아래로 떨어지고, 더 심한 약화의 경우 환자는 영향을 받는 쪽을 향해 몸을 외측이동 한다고 보고하였으며, Powers(2010)는 ‘트렌델렌버그 징후의 보상작용’ 은 엉덩관절 벌림근의 매우 심한 약화나 고령자에게서 관찰된다고 보고하였기 때문이다. 그러나 본 연구에서 예상과 다른 결과가 나타난 것은 피험자의 특성 때문이라고 생각되어진다. 즉, 본 연구에 참여한 20-30대 건강한 성인남성들은 15분간의 중재동작에 의하여 엉덩관절 벌림근의 주동근인 중간볼기근의 활성도는 감소되었으나, 중간볼기근의 협력근인 큰볼기근의 활성도를 증가시켜 안정을 유지하려는 노력을 수행할 수 있었던 것으로 생각된다. 이러한 결과를 통해 20-30대 건강한 남성에게 15분간 지속된 다리 꼬고 앉는 자세는 엉덩관절 벌림근의 주동근인 중간볼기근의 약화를 유발하였으나 협력근인 큰볼기근이 보상작용하여 트렌델렌버그 징후의 보상작용은 나타나지 않은 것으로 생각된다.

본 연구결과 CoP와 CoM이 이루는 벡터가 관상면에서 Z축과 이루는 경사각은 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다 ($p > .05$). 본 연구에서 다리 꼬고 앉기 이전과 비교하여 다리 꼬고 앉기 이후 한 다리 스쿼트 동안 경사각에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않은 이유는 ‘실험대상자들의 신체적 특성’ 에 의한 것으로 생각된다. 본 연구의 실험대상자들은 최근 6개월 동안 근·골격계 상해나 외과적 수술 한 경험이 없는 건강한 20-30대 성인남성들이었다. 노화에 따른 근육량과 근력감소는 피할 수 없는데 (Ikezo, Mori, Nakamura, & Ichihashi, 2011; Milanović et al., 2013; Hayashida, Tanimoto, Takahashi, Kusabiraki, & Tamaki, 2014), Forrest, Zmuda, & Cauley(2007)의 연구에 의하면 75세 미만에서는 매년 1-2 %의 근력감소 비율을 보이며, 75세 이상부터는 연평균 3.4 %의 감소율을 보인다고 보고하였다. 특히 하지의 근육량이 감소하면 균형능력이 감소되어 노인의 생활 활동범위를 제한하는 요소로 작용한다고 보고되고 있는데(Ikezo et al., 2011), Nevitt, Cummings, & Hudes(1991)는 65세 이상의 노인 중 20.2 %가 낙상을 경험하였으며, 그 중 63.1 %가 보행하는 동안 낙상이 발생한다고 보고하였다. 또한 이현주, 이충휘, 유은영(2003)의 연구에서는

균형과 하지근력은 높은 상관관계가 있다고 보고하였으며, 이인학, 문성기, 이병권, 이정우, 김인섭 (2004)은 노인을 대상으로 한 하지근력강화 운동이 균형능력에 유의한 증가를 나타내었다고 보고하였다. 하지 근육 중에서 특히, 큰볼기근과 중간볼기근은 걷기, 서기, 앉기와 같이 균형이 요구되는 활동들과 밀접한 연관이 있다고 보고되고 있는데(백창의, 주지용, 김영관, 2020), Al-Hayani(2009)는 정상인의 경우 한 발 서기 시 중간볼기근이 골반의 안정화에 기여하여 균형을 유지하는 역할을 한다고 보고하였으며, Egol, Koval, Kummer, & Frankel(1998)은 한 발 서기 동안 필요한 근력의 대부분은 중간볼기근이 지속적으로 수축하여 균형을 유지하는데 큰 역할을 한다고 보고하였다. 그러나 본 연구에서는 중간볼기근의 근활성도가 감소되었음에도 불구하고 균형성 유지 능력에는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 이러한 결과가 나타난 이유는 아직 젊고 건강한 연구 대상자들이 약해진 중간볼기근을 대신하여 큰볼기근으로 균형성을 유지하기 위해 보상한 것으로 생각되는데, Palastange, & Soames(2012)는 큰볼기근은 해부학적으로 골반과 엉덩관절에서 발생하는 회전증가를 감소시키고 전면의 안정성을 유지하기 위해 동원이 증가된다고 보고하였으며, 석민화, 왕승용, 신윤아(2014)는 한 다리 스쿼트에서 불안정성이 증가할수록 신체의 균형을 유지하기 위해 큰볼기근의 활성이 증가될 수 있다고 보고하였다. 이런 이유로 본 연구에서 20-30대 건강한 성인 남성을 대상으로 허벅지를 맞닿게 완전히 다리를 꼬고 앉는 자세는 중간볼기근 활성도의 감소를 유발하였고, 이로 인해 한 다리 스쿼트 동안 골반과 하지가 불안정해졌지만, 불안정한 신체의 균형을 제어하기 위해 보상적으로 큰볼기근의 근활성도가 증가된 것으로 생각된다.

V. 결론 및 제언

본 연구는 15분간 지속된 다리 꼬고 앉기 이후, 한 다리 스쿼트 동작을 수행할 때 운동역학적 분석을 통해 일상생활동안 바른 자세의 중요성을 강조하기 위한 근거를 제공하고자 하였으며, 다음과 같은 결과를 얻었다.

첫째, 20-30대 건강한 성인 남성들에게 15분간 지속된 다리를 꼬고 앉는 자세는 한 다리 스쿼트 동작 전반에 걸쳐 엉덩관절 최대모음각도의 증가를 유발하고, 내려가는 구간에서 무릎관절의 최대뺨굽이각도 증가를, 올라가는 구간에서는 지지하는 쪽 골반 상승과 외측이동 변위가 감소되는 운동학적인 변화가 나타났다.

둘째, 20-30대 건강한 성인 남성들에게 15분간 지속된 다리를 꼬고 앉는 자세는 한 다리 스쿼트 동작 시 올라가는 구간에서 중간볼기근의 근활성도는 감소하고, 큰볼기근의 근활성도는 증가하는 경향이 나타났다.

셋째, 20-30대 건강한 성인 남성들에게 15분간 다리를 꼬고 앉은 자세 이후 한 다리 스쿼트 동작을 수행할 때 균형성 유지능력에는 큰 영향을 주지 않는 것으로 나타났다.

이러한 결과에 따라 20-30대 건강한 성인남성들에게 15분간 지속된 다리를 꼬고 앉는 자세는 큰볼기근과 중간볼기근의 근활성도를 변화시켜 이후 동적인 움직임동안 엉덩관절과 무릎관절 정렬의 변화를 유발할 수 있다고 판단되었다. 특히, 무릎정렬의 변화는 그 자체로도 무릎 주변 조직에 스트레스를 줄 수 있지만, 신체는 서로 연결되어 있기 때문에 인접한 관절과 분절의 보상작용을 유발할 수 있다. 엉덩관절 벌림근 중에서 중간볼기근의 기능이 잘 작동되지 않게 되면, 엉덩관절과 무릎관절 외에도 골반을 수평으로 유지할 수 있는 골반과 몸통분절의 안정성이 떨어지고 지면과 지지하는 발의 반대쪽 골반이 아래쪽으로 떨어지는 징후가 나타날 수 있어 허리와 엉덩관절에 통증을 유발할 수 있다. 따라서 지속적인 다리 꼬고 앉는 자세는 특정근육의 과사용을 유발, 관절의 손상을 유발할 수 있을 것으로 생각된다. 그러므로 이러한 상해를 예방하기 위해서는 평상시 다리를 꼬고 앉는 자세는 지양하고 가벼운 근력트레이닝과 동적인 휴식을 통하여 골반과 하지 주변 조직들의 변형이 유발되지 않도록 예방할 필요가 있을 것으로 판단된다.

참고문헌

- 백창의, 주지용, 김영관 (2020). 전·후기 노인의 근력과 보행 특성의 관계. **한국산학기술학회 논문지**, 21(2), 415-422.
- 보건복지부 (2017). 2017년 국민건강통계. Retrieved from <http://www.mohw.go.kr/react/search/search.jsp>.
- 석민화, 왕승용, 신윤아 (2014). 외발스쿼트 시 부하여부와 지지면의 불안정성이 하지 근 활성화도에 미치는 영향. **코칭능력개발지**, 16(3), 133-142.
- 이인학, 문성기, 이병권, 이정우, 김인섭 (2004). 점진적 저항운동과 수중운프로그램이 여성노인의 하지근력강화와 균형능력에 미치는 영향. **대한임상전기생리학회지**, 2(1), 19-37.
- 이현주, 이충휘, 유은영 (2003). 노인에서 Berg 균형 척도 보행 변수 그리고 넘어짐과의 관계. **보건과학논집-연세대학교**, 13, 73-73.
- Al-Dirini, R. M., Reed, M. P., & Thewlis, D. (2015). Deformation of the gluteal soft tissues during sitting. *Clinical Biomechanics*, 30(7), 662-668.
- Al-Hayani, A. (2009). The functional anatomy of hip abductors. *Folia Morphologica*, 68(2), 98-103.
- Bailey, R., Selfe, J., & Richards, J. (2009). The role of the Trendelenburg Test in the examination of gait. *Physical Therapy Reviews*, 14(3), 190-197.
- Baratta, R. V., Solomonow, M., & Zhou, B. H. (1998). Frequency domain-based models of skeletal muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(2), 79-91.
- Bouten, C. V., Oomens, C. W., Baaijens, F. P., & Bader, D. L. (2003). The etiology of pressure ulcers: skin deep or muscle bound?. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(4), 616-619.
- Carter, J. B., & Banister, E. W. (1994). Musculoskeletal problems in VDT work: a review. *Ergonomics*, 37(10), 1623-1648.
- Chumanov, E. S., Wall-Scheffler, C., & Heiderscheit, B. C. (2008). Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clinical Biomechanics*, 23(10), 1260-1268.
- Claiborne, T. L., Armstrong, C. W., Gandhi, V., & Pincivero, D. M. (2006). Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(1), 41-50.
- Clark, J. M., & Haynor, D. R. (1987). Anatomy of the abductor muscles of the hip as studied by computed tomography. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 69(7), 1021-1031.
- Delp, S. L., Hess, W. E., Hungerford, D. S., & Jones, L. C. (1999). Variation of rotation moment arms with hip flexion. *Journal of Biomechanics*, 32(5), 493-501.
- Earl, J. E. (2005). Gluteus medius activity during 3 variations of isometric single-leg stance. *Journal of Sport Rehabilitation*, 14(1), 1-11.
- Egol, K. A., Koval, K. J., Kummer, F., & Frankel, V. H. (1998). Stress fractures of the femoral neck. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (348), 72-78.
- Ekegren, C. L., Miller, W. C., Celebrini, R. G., Eng, J. J., & Macintyre, D. L. (2009). Reliability and validity of observational risk screening in evaluating dynamic knee valgus. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(9), 665-674.
- Forrest, K. Y., Zmuda, J. M., & Cauley, J. A. (2007). Patterns and correlates of muscle strength loss in older women. *Gerontology*, 53(3), 140-147.
- Gandhir VN, Lam JC, Rayi A. (2021). Trendelenburg Gait. Updated 2021 Feb 11. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK541094/>
- Hayashida, I., Tanimoto, Y., Takahashi, Y., Kusabiraki, T., & Tamaki, J. (2014). Correlation between muscle strength and muscle mass, and their association with walking speed, in community-dwelling elderly Japanese individuals. *PLOS ONE*, 9(11), e111810.
- Ikezo, T., Mori, N., Nakamura, M., & Ichihashi, N. (2011). Age-related muscle atrophy in the lower extremities and daily physical activity in elderly women. *Archives of gerontology and geriatrics*, 53(2), e153-e157.
- Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & Davis, I. M. (2003). Hip strength in females with and without patellofemoral

- pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(11), 671-676.
- Kendall, F. P., McCreary, E. K., Provance, P. G., Rodgers, M. M., & Romani, W. A. (2005). 자세와 통증치료에 있어서 근육의 기능과 검사. 5th Eds. 서울: 한미의학.
- Lee, J. H., & Yoo, W. G. (2011). Changes in gluteal pressure and pelvic inclination angles after continuous cross-legged sitting. *Work*, 40(2), 247-252.
- Levine, J. A. (2014). Get Up!: Why Your Chair is Killing You and What You Can Do About It. London: St. Martin's Press.
- Lieber, R. L., & Bodine-Fowler, S. C. (1993). Skeletal muscle mechanics: implications for rehabilitation. *Physical Therapy*, 73(12), 844-856.
- Milanović, Z., Pantelić, S., Trajković, N., Sporiš, G., Kostić, R., & James, N. (2013). Age-related decrease in physical activity and functional fitness among elderly men and women. *Clinical interventions in aging*, 8, 549.
- Nakagawa, T. H., Moriya, É. T., Maciel, C. D., & Serrao, A. F. (2012). Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(9), 1747-1755.
- Neumann, D. A. (2018). Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for Rehabilitation. 3rd Eds. Saint Louis: Mosby.
- Nevitt, M. C., Cummings, S. R., & Hudes, E. S. (1991). Risk factors for injurious falls: a prospective study. *Journal of gerontology*, 46(5), M164-M170.
- Palastange, N., & Soames, R. (2012). Anatomy and human movement. Structure and function. 6th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Powers, C. M. (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 42-51.
- Richardson, C., Jull, G., Toppenberg, R., & Comerford, M. (1992). Techniques for active lumbar stabilisation for spinal protection: a pilot study. *Australian Journal of Physiotherapy*, 38(2), 105-112.
- Sahrmann, S. A. (2002). Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes. Amsterdam: Elsevier Inc.
- Schamberger, W. (2002). The Malalignment Syndrome: Implications for Medicine and Sport. 1 st ed. London: Churchill Livingstone
- Shin, G., & Mirka, G. A. (2007). An in vivo assessment of the low back response to prolonged flexion: Interplay between active and passive tissues. *Clinical Biomechanics*, 22(9), 965-971.
- Silber, G., & Then, C. (2013). Human Body Models: B o ss-Models. In Preventive Biomechanics. Heidelberg: Springer Science & Business Media.
- Snijders, C. J., Hermans, P. F., & Kleinrensink, G. J. (2006). Functional aspects of cross-legged sitting with special attention to piriformis muscles and sacroiliac joints. *Clinical Biomechanics*, 21(2), 116-121.
- Snijders, C. J., Slagter, A. H., van Strik, R., Vleeming, A., Stoockart, R., & Stam, H. J. (1995). Why leg crossing? The influence of common postures on abdominal muscle activity. *Spine*, 20(18), 1989-1993.
- Souza, R. B., & Powers, C. M. (2009). Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(3), 579-587.
- Ugalde, V., Brockman, C., Bailowitz, Z., & Pollard, C. D. (2015). Single leg squat test and its relationship to dynamic knee valgus and injury risk screening. *Physical Medicine & Rehabilitation*, 7(3), 229-235.
- Van Wely, P. (1970). Design and disease. *Applied Ergonomics*, 1(5), 262-269.
- Willson, J. D., & Davis, I. S. (2008). Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clinical Biomechanics*, 23(2), 203-211.