

# 표면 특성에 따른 다양한 스쿼트 운동 시 하지 근육의 활성화도 비교

김수진 BS, 이주현 BS, 허지혜 BS, 장은욱 PhD

인하대학교 스포츠과학과

## Differences of Thigh Muscle Activation During Various Squat Exercise on Stable and Unstable Surfaces

Soojin Kim BS, Joo-Hyun Lee BS, Jihye Heo BS, Eunwook Chang PhD

Department of Kinesiology, Inha University, Incheon, Korea

**PURPOSE:** The purpose of this study was to compare thigh muscle activities and muscle co-activation when performing squats, wall squats, and Spanish squats on stable and unstable ground.

**METHODS:** Twenty-two healthy male subjects (age:  $22.50 \pm 2.70$  years, height:  $178.72 \pm 6.04$  cm, mass:  $76.50 \pm 6.80$  kg, body mass index:  $24.00 \pm 2.10$  kg/m<sup>2</sup>, and Godin activity questionnaire:  $56.30 \pm 24.10$ ) voluntarily participated in the study. All of the participants performed three different squat exercises on the floor and the BOSU ball with an electromyograph attached to each participant's quadriceps (rectus femoris, RF; vastus lateralis, VL; and vastus medialis, VM) and hamstrings (biceps femoris, BF; semitendinosus, ST; and semimembranosus, SM). Repeated measures of analysis of variance were utilized to compare muscle activity during the three squat exercises by floor type.

**RESULTS:** RF ( $p < .001$ ,  $\eta^2 = .689$ ), VL ( $p < .001$ ,  $\eta^2 = .622$ ), and VM ( $p = .002$ ,  $\eta^2 = .375$ ) showed significant differences between exercises. Spanish squats yielded greater BF activity than did wall squats ( $p = .018$ ,  $\eta^2 = .269$ ). ST yielded greater muscle activity with the BOSU ball than on the floor ( $p = .018$ ,  $\eta^2 = .269$ ). Finally, there was a significant ground exercise interaction effect on the co-activation, showing greater muscle co-activation with Spanish squats on the BOSU ball compared to squats, squats on the BOSU ball, and wall squat on the BOSU ball.

**CONCLUSIONS:** The findings of this study indicate that Spanish squats could be an effective exercise option for the facilitation of RF, VL, VM, and BF muscle activation. In particular, performing Spanish squats on an unstable surface could be useful for patients who need to improve their quadriceps muscle activation.

**Key words:** Squat, Spanish squat, Quadriceps, Co-activation

## 서 론

무릎 관절은 해부학적으로 불안정한 특징을 가지고 있어 부상에 취약하며 이러한 무릎에 안정성을 제공하는 근육에는 대퇴사두근, 햄스트링이 있다[1,2]. 대퇴사두근은 무릎 관절을 보호하는 역할을 하며 보행에서 하중 감소시키는 등 일상생활에서 중요하게 사용된다[3]. 대퇴

사두근의 근력 감소는 관절의 하중을 감소시키는 능력의 감소로 관절의 스트레스 증가를 야기할 수 있으며, 전방십자인대 결함, 대퇴골 관절염 등 무릎 관절 질환을 유발할 수 있다[4,5]. 대퇴사두근의 근력감소에는 불활동성 위축, 통증 등 다양한 요인이 있으며 대퇴사두근의 활성화도 감소 또한 근육의 약화에 기여한다[5]. 무릎 관절의 안정성을 제공하는 또 다른 근육 중 하나인 햄스트링은 전방십자인대의 하중

**Corresponding author:** Eunwook Chang **Tel** +82-32-860-8185 **Fax** +82-32-860-8188 **E-mail** [change@inha.ac.kr](mailto:change@inha.ac.kr)

\*이 논문은 인하대학교의 지원에 의하여 연구되었음(63039-01).

**Keywords** 대퇴사두근, 햄스트링, 근활성도, 불안정성, 스쿼트

**Received** 7 Jul 2021 **Revised** 5 Aug 2021 **Accepted** 10 Aug 2021

© This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

을 감소시켜 전방십자인대 보호 역할을 하기도 한다[6]. 햄스트링 근육의 약화는 햄스트링 부상의 위험 요인 중 하나이며 햄스트링 근육 강화는 무릎 부상 예방에 도움을 준다[7]. 대퇴사두근과 햄스트링 근육 개별적으로 무릎 관절의 안정성에 영향을 미치기도 하지만 대퇴사두근과 햄스트링의 동시 수축 또한 무릎 관절의 안정성에 영향을 미친다[8]. 대퇴사두근과 햄스트링의 동시 수축 불균형은 무릎 관절의 안정성을 감소시키며, 하지 부상 위험을 증가시키고 근수행능력을 저하시킬 수 있다[9,10].

스쿼트는 하지의 힘을 증가시키는 대표적인 운동이며 특히 대퇴사두근의 근력 증가와 관절 부상 위험 감소의 목적으로 자주 사용된다[11]. 스쿼트는 경기력 향상 및 부상 가능성을 최소화할 수 있는 운동으로 알려져 있다[12]. 그러나 불안정한 자세로 스쿼트를 수행하면 허리의 손상이나 무릎에 과도한 압력을 가해 부상 위험을 높인다는 단점이 있다[13-16]. 이를 보완하기 위해 윌스쿼트가 제안되었으며 윌스쿼트는 스쿼트동안 체중을 벽에 지지하여 허리나 무릎이 손상되지 않도록 하는 장점이 있다[17]. 윌스쿼트는 고관절과 허벅지 근육 강화 운동으로 자주 사용될 뿐만 아니라 슬개대퇴동통증후군(Patellofemoral Pain Syndrome) 환자의 재활 운동으로도 사용된다[15]. 그러나 벽과 뒤꿈치의 간격, 무릎의 굴곡 각도에 따라 슬개대퇴에 많은 힘과 스트레스를 야기할 있으며 이것은 슬개대퇴동통증후군을 유발하거나 슬개대퇴동통증후군을 악화시켜 재활 기간을 연장시킬 수 있다는 단점이 있다[18]. 최근 스페니쉬 스쿼트가 무릎 재활 운동으로 새롭게 대두되었다. Needham [19]의 연구에 따르면 상체를 90도로 유지하며 스페니쉬 스쿼트를 수행하는 것이 스쿼트에 비해 대퇴사두근의 높은 근활성도를 보여주었다. 그러나 최근 새롭게 등장한 운동이다 보니 하지에 영향을 미치는 운동효과에 대한 선행연구가 부족한 실정이며 많은 연구가 필요할 것으로 사료된다.

스위스 볼, 보수와 같은 불안정한 표면에서의 저항 훈련은 재활 및 훈련에서 자주 사용되고 있으며, 근골격계 상해 예방 및 재활에 중요한 요소로 사용되는 추세이다[20,21]. 일부 연구자들은 표면의 불안정성이 클수록 스포츠 상황에 적합한 훈련이라고 주장한다[21]. 불안정한 표면에서의 운동은 안정된 표면에 비해 다양하고 효과적인 자극을 제공하여 신경근 적응을 향상시키며 근력, 자기수용 감각, 균형 능력, 근활성도를 향상시키는 것으로 검증되었다. Cosio-Lima et al. [22]의 연구에 따르면 불안정한 표면에서의 운동이 안정된 표면에서의 운동보다 코어 근육의 근활성도 증가량이 더 큰 것으로 나타났다. 불안정한 표면에서 운동의 효과는 일반적으로 코어 근육의 활성화로 알려져 있으나 코어 근육 활성화 뿐만 아니라 하지 근육의 활성화, 근육의 동시 수축 증가의 효과가 있다고 보고되었다[23,24]. 불안정한 표면에서의 운동이 하지에 긍정적인 영향을 미친다는 것은 선행 연구들에서 보고되었지만 하지의 안정성을 담당하는 대표적인 근육인 대퇴사두근과

햄스트링의 운동효과를 입증하는 연구는 부족한 실정이며, 하지 안정성을 담당하는 또 다른 요인 중 하나인 대퇴사두근과 햄스트링의 동시수축에 대한 연구 또한 미비한 실정이다.

이에 본 연구의 목적은 안정된 지면과 불안정한 지면에서 스쿼트, 윌스쿼트, 스페니쉬 스쿼트 동작 수행 시 대퇴사두근과 햄스트링의 근활성도 및 동시 수축의 차이를 비교하는 것이다.

## 연구 방법

### 1. 연구대상

본 연구는 최소 60분씩 주 3회 이상의 신체 활동을 20대에서 30대 사이의 남성 22명(나이:  $22.50 \pm 2.70$ , 키:  $178.72 \pm 6.04$  cm, 몸무게:  $76.50 \pm 6.80$  kg, 체질량지수:  $24.00 \pm 2.10$  kg/m<sup>2</sup>, Godin activity questionnaire:  $56.30 \pm 24.10$ )이 자발적 연구 참여 동의 후 본 연구에 참여하였다. 전방십자인대 부상 이력, 하지 통증, 수술 이력이 없고, 검사 당시 통증 없이 운동을 할 수 있는 사람을 대상으로 연구를 진행하였다. 연구 대상자의 특성에 대한 요약은 Table 1과 같다. 본 연구는 연구자 소속 기관 생명윤리위원회의 승인 후 실시하였으며, 참가자 전원은 연구에 대한 설명을 듣고 이해한 후 서면동의서를 작성을 통해 실험에 참여하였다.

### 2. 실험 설계

대퇴사두근과 햄스트링 근육 활성화 비율에 대한 EMG 측정을 하였으며 모든 참가자가 6가지 운동을 반복하는 단면연구(CROSS SECTIONAL DESIGN)를 사용했다. 무작위로 수행 운동 순서를 결정하였고, 운동 종류 간 변경 시에는 60초간 휴식시간을 제공하였다.

### 3. 실험 방법

#### 1) 실험도구

6개의 하지 근육의 활성도를 측정하기 위하여 무선근전도(Trigno Sensor System, Delsys Inc., Natick, MA, USA)를 이용하였다. 근전도 신호는 2,000 Hz로 샘플링 하였다[25]. 최대 등척성 수축(MVIC) 및 운동을 통해 얻은 근활성도 데이터는 EMG works<sup>®</sup> 분석 소프트웨어를 사용하여 추출하였다.

**Table 1.** Participant demographics

Characteristics	Mean $\pm$ SD
Age (yr)	22.50 $\pm$ 2.70
Height (cm)	178.72 $\pm$ 6.04
Mass (kg)	76.50 $\pm$ 6.80
Body mass index (kg/m <sup>2</sup> )	24.00 $\pm$ 2.10
Godin activity questionnaire	56.30 $\pm$ 24.10

2) 근전도기 부착 위치

근전도 검사기의 전극 부착 위치는 대퇴직근, 외측광근, 내측광근, 대퇴이두근, 반건양근, 반막양근으로 설정하였다. 대퇴직근의 표면전극은 전상장골극과 슬개골을 일직선 상으로 선을 그었을 때의 50% 위치에 부착하였으며, 외측광근의 경우 전상장골극에서 슬개골 외측까지의 2/3, 내측광근의 경우 전상장골극에서 내측 측부인대 앞의 관절까지의 80% 위치에 부착하였다[26]. 대퇴이두근의 경우 좌골 결절과 경골의 외측상과의 중간에 부착하였고, 반건양근과 반막양근을 대퇴이두근에 수평이 되도록 부착하였다(Fig. 1) [27,28].

3) 최대 등척성 수축(MVIC)

최대 등척성 수축(Maximal Voluntary Isometric Contraction, MVIC) 측정은 근활성도의 정규화를 위한 필수적인 자료이다[29]. 최대 등척성 수축은 두 번 측정하였으며 5초동안 최대 수축 후 다음 측정 전까지 60초의 휴식이 주어졌다. 대퇴사두근 근육(대퇴직근, 외측광근, 내측광근)은 무릎 관절 편근이 45도 굴곡 된 상태에서 도수 근력 검사(Maximal manual muscle testing)를 수행했다[30]. 햄스트링 근육(대퇴이두근, 반건양근, 반막양근)은 엎드린 자세에서 수행되었으며, 참가자의 무릎을 45°로 구부린 상태에서 무릎 굴곡에 대한 최대 저항을 적용

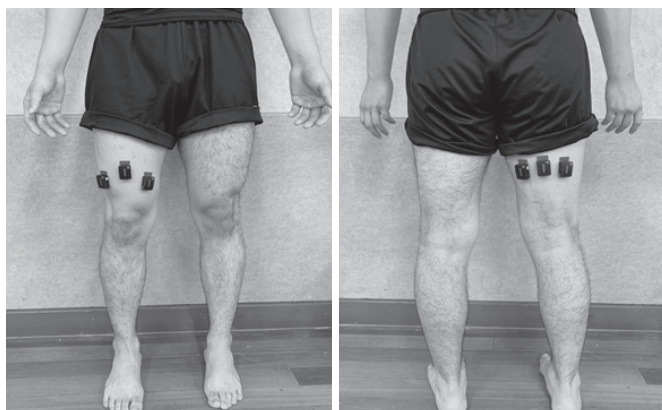


Fig. 1. Positioning of electromyography electrode of rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), biceps femoris (BF), semitendinosus (ST), semimembranosus (SM).

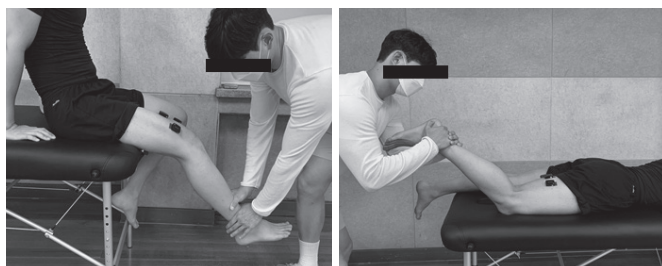


Fig. 2. Position for performing maximal manual muscle testing (MMT) on quadriceps femoris and hamstrings.

했다[31]. 모든 최대 등척성 수축 측정은 피험자가 주로 사용하는 다리를 측정하였으며, 공을 찰 때 사용되는 다리로 정의했다(Fig. 2) [32].

4) 스쿼트 운동

(1) 스쿼트 및 보수 스쿼트

발을 어깨 너비로 벌리고 발의 각도는 외측으로 약 15-30도 향하게 설정하였으며, 무게 없이 맨몸으로 진행하였다. 참가자는 실험자의 구두 신호에 맞추어 스쿼트를 시작하였다. 스쿼트의 깊이는 무릎의 위쪽과 서혜부가 평행하게 되도록 수행하였으며, 대퇴부와 지면이 평행한 위치에서 3초간 유지하였다. 동작은 총 3회 반복하였다. 동작 수행 시 안정된 지지면은 실험실 바닥에서 수행되었으며, 불안정한 지지면에서의 동작 수행은 보수볼(BOSU Home Balance Trainer, Bosu®, Ashland, Ohio, USA)위에서 스쿼트 동작을 실시하였다(Fig. 3).

(2) 월스쿼트 및 보수 월스쿼트

발을 어깨 너비로 벌린 자세에서 65 cm 크기의 짐볼 (Star®, Gyeonggi-do, Korea)을 요추와 벽 사이에 위치한 후 구두 신호에 따라 동작을 수행하였다. 3초동안 자세를 유지한 후 시작 위치로 되돌아왔으며 총 3회 반복하였다. 참가자가 편한 자세로 운동을 수행할 수 있도록 발 위치는 제한되지 않았다. 동작 수행 시 안정된 지지면은 실험실 바닥에서 수행되었으며, 불안정한 지지면에서의 동작 수행은 보수볼 위에서 월스쿼트 동작을 실시하였다(Fig. 4).

(3) 스페니쉬 스쿼트 및 보수 스페니쉬 스쿼트

발을 어깨 너비로 벌리고 무릎 관절과 발 사이에 단단한 띠를 고정하였으며, 띠는 무릎 관절 아래에 위치하였다. 참가자는 실험자의 구두 신호에 맞추어 시작했다. 대퇴부와 바닥이 평행해지는 지점까지 내려

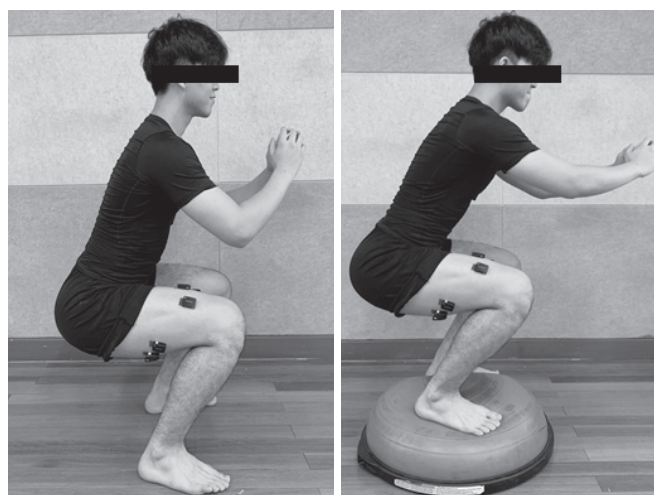


Fig. 3. Squat and BOSU squat.



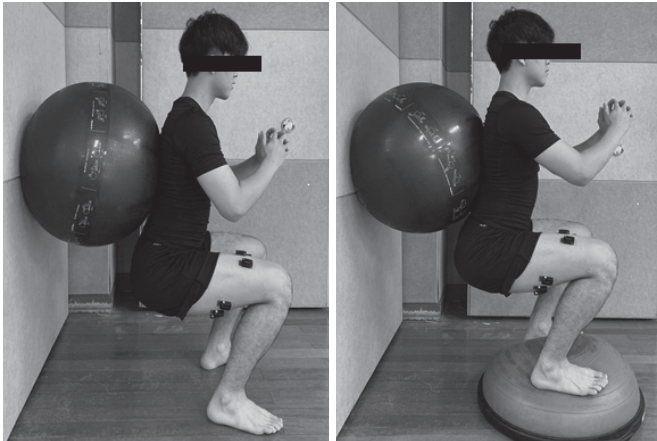


Fig. 4. Wall squat and BOSU wall squat.

갔으며, 상체는 지면과 수직이 되도록 유지하였다[19]. 이 자세를 3초 유지한 후 시작 자세로 돌아왔으며, 동작 수행 시 지면 및 보수볼에서 발이 떨어지거나 넘어진 경우 측정을 중지하고 다시 측정하였다. 모든 동작은 3회 반복되었다. 동작 수행 시 안정된 지지면은 실험실 바닥에서 수행되었으며, 불안정한 지지면에서의 동작 수행은 보수볼 위에서 스페니쉬 스쿼트 동작을 실시하였다(Fig. 5).

#### 5) 무선 근전도 데이터 분석

운동 수행에 앞서 각 근육에 대한 참가자의 근활성도 데이터가 정규화 될 수 있도록 최대 저항 등척성 수축을 측정하였다. 이후 최대 등척성 수축 데이터와 운동 수행 시 측정된 원데이터는 EMG Works® 분석 소프트웨어로 전송하여 엑셀로 변환하였고 매틀랩(MathWorks R2020b, Mathworks, Inc., Natick, MA, USA)으로 전송되었다. 무선 근전도 신호는 대역 통과 필터링(10-500 Hz, 4차 Butterworth)되었고 실효 평균값을 사용하여 평활화(Smoothing) 과정을 진행하였다[25]. 모든 데이터는 동일한 필터링 및 평활화 과정을 수행하였다. 모든 EMG 신호는 최대 등척성 수축 동안 기록된 최대 EMG 신호로 표준화되었으며 %최대 등척성 수축(%MVIC)으로 표시되었다. 모든 근전도 분석에는 측정된 근활성도의 최대값이 사용되었다. 대퇴사두근과 햄스트링의 동시수축 비율은 대퇴직근과 내측광근의 최대 근활성도 합을 대퇴이두근과 반막양근의 최대 근활성도 합으로 나누어 계산되었다[33].

#### 4. 자료처리

본 연구에서 수집된 자료는 통계 프로그램 jamovi 1.6.23 (The jamovi project, Sidney, Australia) 프로그램을 이용하여 분석하였다. 안정된 지면과 불안정한 지면 위에서 스쿼트, 월스쿼트, 스페니쉬 스쿼트 운동 시 대퇴사두근, 햄스트링의 근활성도 변화 관계를 알아내기 위해 반복측정 분산분석(Repeated Measure of ANOVAs)을 사용하였으며,

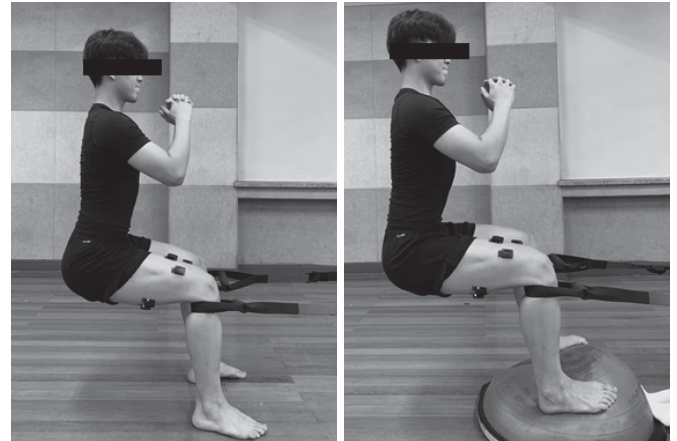


Fig. 5. Spanish squat and BOSU Spanish squat.

운동 별 근활성도 차이를 알아보기 위해 Tukey HSD 사후분석을 사용하였다. 통계학적 유의수준은 0.05로 설정하였다.

#### 연구 결과

표면의 안정성에 따른 스쿼트, 월스쿼트, 스페니쉬 스쿼트 운동 시 근활성도의 변화를 분석한 결과는 Table 2, Fig. 6과 같다.

대퇴직근( $p < .001$ ,  $\eta^2 = .689$ ), 외측광근( $p < .001$ ,  $\eta^2 = .622$ ), 내측광근( $p = .002$ ,  $\eta^2 = .375$ )은 운동 종류간 근활성도의 유의한 차이가 있었다. 사후검증 결과 대퇴직근의 경우 스페니쉬 스쿼트가 스쿼트 및 월스쿼트보다 더 높은 근활성도를 보여주었으며, 스쿼트가 월스쿼트보다 더 높은 근활성도를 보여주었다(Fig. 6A). 외측광근과 내측광근의 경우 스페니쉬 스쿼트가 스쿼트 및 월스쿼트보다 더 높은 근활성도를 보여주었다(Fig. 6B, C). 그러나 대퇴직근, 외측광근, 내측광근 모두 지면의 종류와 운동 종류에 따른 상호작용 효과 및 지면의 종류에 따른 근활성도의 차이는 없었다.

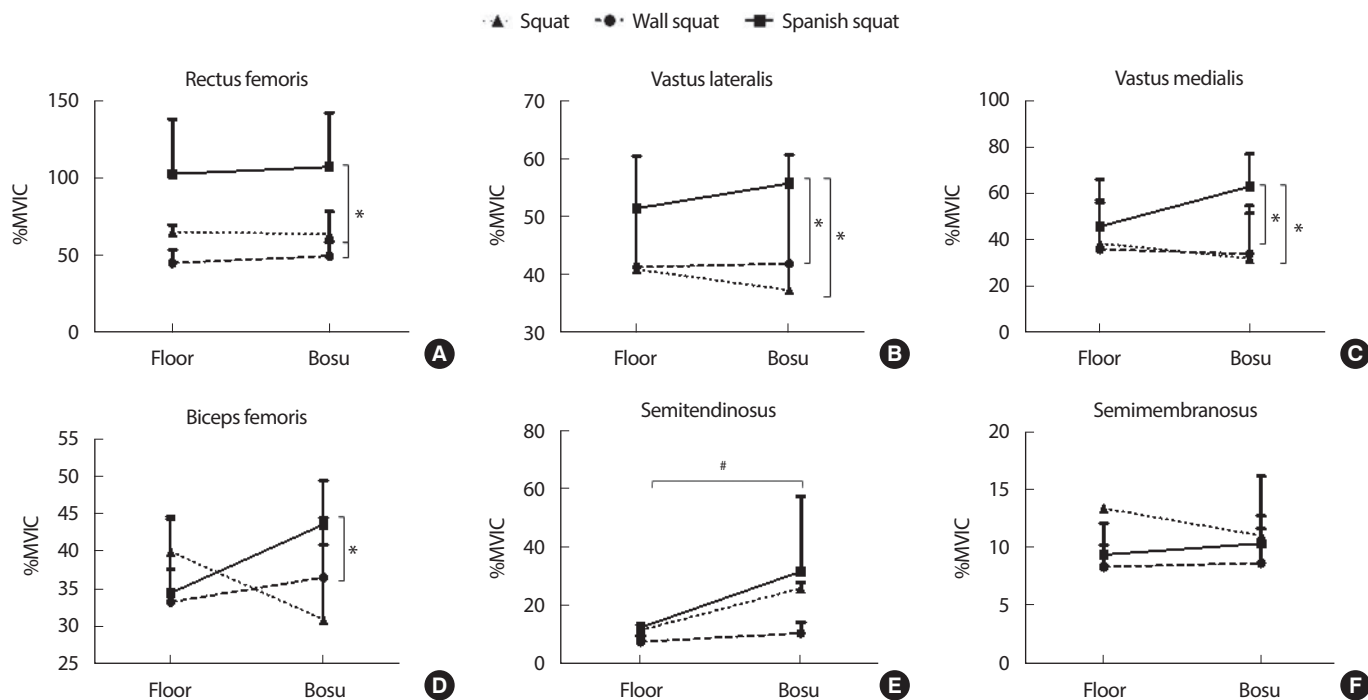
대퇴이두근은 운동 종류 간 근활성도의 유의한 차이가 있었다( $p = .018$ ,  $\eta^2 = .269$ ) (Fig. 6D). 사후 검증 결과 스페니쉬 스쿼트가 월스쿼트보다 높은 근활성도를 보여주었다. 그러나 지면의 종류와 운동 종류에 따른 상호작용 효과 및 지면의 종류에 따른 근활성도의 차이는 없었다. 반건양근은 지면의 종류에 따른 근활성도의 유의한 차이가 있었다( $p = .018$ ,  $\eta^2 = .269$ ) (Fig. 6E). 그러나 지면의 종류와 운동 종류에 따른 상호작용 효과 및 운동 종류에 따른 근활성도의 차이는 없었다. 반막양근의 경우 지면의 종류와 운동 종류에 따른 상호작용 효과, 지면의 종류, 운동 종류에 따른 근활성도의 차이가 없었다.

지면의 종류와 운동종류에 따른 동시 수축 근활성도를 분석한 결과 상호작용 효과를 확인 할 수 있었다( $p = .016$ ,  $\eta^2 = .210$ ). 사후검증 결과 지면에서의 스쿼트, 보수볼 위에서 스쿼트, 보수볼 위에서 월

**Table 2.** Indicates a statistically significant difference in muscle activation between ground instability difference and squat type

	SQ	WS	SS	Ground*Exercise		Ground		Exercise		Difference
	Mean ± SD (%)	Mean ± SD (%)	Mean ± SD (%)	p	η <sup>2</sup>	p	η <sup>2</sup>	p	η <sup>2</sup>	
<b>Rectus femoris</b>										
Floor	68.09 ± 61.48	50.86 ± 38.78	127.01 ± 77.23	.124	.820 <sup>‡</sup>	.092	.158 <sup>‡</sup>	<.001 <sup>a</sup>	.689 <sup>‡</sup>	SQ < SS WS < SS WS < SQ
BOSU	73.54 ± 53.04	55.86 ± 42.68	131.10 ± 81.90							
<b>Vastus Lateralis</b>										
Floor	54.67 ± 27.24	54.87 ± 27.85	74.52 ± 28.33	.292	.069 <sup>†</sup>	.253	.076 <sup>†</sup>	<.001 <sup>a</sup>	.622 <sup>‡</sup>	SQ < SS WS < SS
BOSU	53.80 ± 20.99	59.07 ± 24.82	78.46 ± 32.94							
<b>Vastus Medialis</b>										
Floor	51.52 ± 25.55	50.02 ± 21.83	60.21 ± 31.45	.102	.125 <sup>†</sup>	.621	.012	.002 <sup>a</sup>	.375 <sup>‡</sup>	SQ < SS WS < SS
BOSU	45.75 ± 18.41	48.58 ± 19.57	72.70 ± 53.09							
<b>Biceps Femoris</b>										
Floor	43.32 ± 36.60	36.25 ± 30.16	41.45 ± 27.37	.481	.042	.172	.113 <sup>†</sup>	.018 <sup>a</sup>	.269 <sup>‡</sup>	WS < SS
BOSU	40.47 ± 21.27	39.55 ± 33.41	47.75 ± 39.41							
<b>Semitendinosus</b>										
Floor	12.73 ± 9.96	8.92 ± 6.11	12.02 ± 12.69	.309	.065 <sup>†</sup>	<.001 <sup>a</sup>	.524 <sup>‡</sup>	.280	.072 <sup>†</sup>	
BOSU	24.44 ± 27.28	13.01 ± 7.88	49.86 ± 13.27							
<b>Semimembranosus</b>										
Floor	13.17 ± 13.57	9.65 ± 7.00	11.31 ± 7.43	.960	.001	.325	.049	.138	.098 <sup>†</sup>	
BOSU	14.63 ± 7.37	10.75 ± 6.53	12.02 ± 8.65							

<sup>a</sup>Significant difference exercise main effect, <sup>†</sup>Medium effect size, <sup>‡</sup>Large effect size. SQ, Squat; WS, Wall squat; SS, Spanish squat.



**Fig. 6.** Mean (±SD) normalized muscle activation on rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis, biceps femoris, semitendinosus and semimembranosus during squat (SQ), wall squat (WS) and Spanish squat (SS) on floor and bosu ball, \*indicating exercise differences, #indicating ground differences.

스쿼트가 보수볼 위에서의 스페니쉬 스쿼트 보다 더 낮은 동시수축 근 활성화도 결과를 보여주었다(Table 3, Fig. 7).

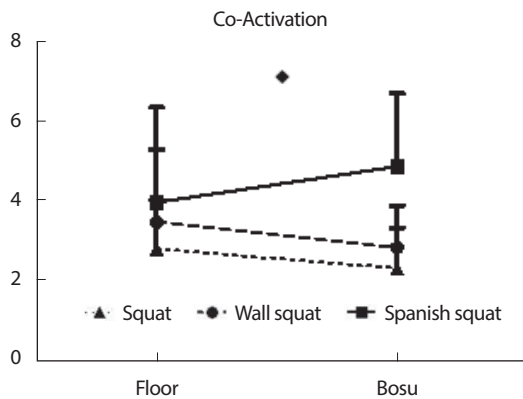
## 논 의

본 연구는 안정적인 지면과 불안정한 지면에서 다양한 종류의 스쿼

**Table 3.** Indicates a statistically significant difference in muscle co-contraction between ground instability difference and squat type

	SQ	WS	SS	Ground*Exercise		Ground		Exercise		Difference
	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD	p	η <sup>2</sup>	p	η <sup>2</sup>	p	η <sup>2</sup>	
Co-Contraction										Floor SQ < BOSU SS BOSU SQ < BOSU SS BOSU WS < BOSU SS
Floor	2.80±1.22	3.47±1.82	3.96±2.38	.016 <sup>b</sup>	.210 <sup>‡</sup>	.926	.000	<.001 <sup>a</sup>	.444 <sup>‡</sup>	
BOSU	2.31±1.01	2.83±1.05	4.86±1.83							

<sup>a</sup>Significant difference exercise main effect, <sup>b</sup>Significant difference interaction effect <sup>‡</sup>Large effect size.  
SQ, Squat; WS, Wall squat; SS, Spanish squat.



**Fig. 7.** Mean (±SD) normalized muscle co-activation during squat (SQ), wall squat (WS) and Spanish squat (SS) on floor and bosu ball, \*indicating ground x exercise interaction effect

트를 수행할 때 대퇴사두근과 햄스트링의 근활성도 및 동시 수축 근활성도의 비교하여 분석하였다. 대퇴사두근의 경우 지면의 특성과는 상관없이 운동종류에 따라 근활성도의 차이를 보여주었다. 전반적으로 스페니쉬 스쿼트를 수행할 때 대퇴사두근의 근활성도가 일반 스쿼트 및 월 스쿼트보다 높은 것을 확인할 수 있었다. 햄스트링의 경우 스페니쉬 스쿼트 수행 시 월스쿼트 보다 대퇴사두근의 근활성도가 높았으며, 반건양근의 경우 지면의 특성에 따라 활성도의 차이가 있었다.

특징적인 발견으로 스페니쉬 스쿼트를 수행할 때 일반 스쿼트와 월스쿼트 보다 대퇴직근, 외측광근, 내측광근의 높은 근활성도를 확인한 것이다. 선행논문에서 따르면 스쿼트 동작을 수행할 때 상체의 각도가 지면과 수직이 될수록 무릎 관절이 부담하는 부하가 증가한다고 하였다[19]. 일반적으로 수행하는 스쿼트의 경우 상체는 하지의 정강이와 평행을 이루면서 움직임을 수행하는 것과 비교하였을때, 스페니쉬 스쿼트는 상체를 지면과 수직으로 유지한 상태에서 동작을 수행하기 때문에 대퇴사두근이 직접적으로 견디어야하는 부하의 크기가 증가하는 것으로 추정할 수 있다. 월스쿼트의 경우에는 비록 상체가 지면과 수직이 됨으로써 일반 스쿼트와는 상체의 각도가 다르고 오히려 스페니쉬 스쿼트와 비슷한 움직임의 형태를 보여주고 있으나, 상체를 뒤쪽 짐볼 및 벽에 기대어 동작을 수행하기 때문에 스페니쉬 스쿼트와는 다른 움직임의 특성을 가지고 있다. Biscarini et al. [34]의 연구에서는 월스쿼트 동작을 수행할 때 무릎 관절이 받는 부하는 무릎관절의 중

심에서 신체의 질량 중심사이의 거리에 신체의 질량을 곱한 값이며, 월스쿼트의 특징인 등으로 벽을 미는 힘이 제거된다고 보고하였다. 이와는 다르게 스페니쉬 스쿼트의 경우 벽을 밀수 있는 힘이 존재하지 않기 때문에 결과적으로 무릎 관절이 직접적으로 받는 부하는 월스쿼트보다 더 크게 된다. 이에 따라 관절의 토크 생성을 위한 대퇴사두근의 근활성도가 월스쿼트 보다 스페니쉬 스쿼트 수행시 더 큰 것으로 사료된다.

특징적인 결과로 본 연구에서는 일반 스쿼트 실시할 때 월스쿼트 보다 대퇴직근의 근활성도가 높았다. 앞서 언급하였듯, 월스쿼트의 경우 무릎관절과 무게중심의 위치에 따라서 역학적으로 대퇴사두근의 근활성도 증가에 영향을 줄 수 있으나, 동시에 벽으로 밀어내는 힘에 의해 근활성도의 크기가 상쇄될 가능성이 있다는 연구결과가 있다[34]. 이와 같은 연구결과를 바탕으로 일반 스쿼트 동작이 월스쿼트 동작보다 더 큰 대퇴사두근역학적으로 대퇴사두근에 더 큰 근활성도를 제공할 수 있는 가능성을 제공하지만 본 연구에서는 오히려 일반 스쿼트의 경우 대퇴직근의 근활성도가 더 큰것을 확인할 수 있었다. Jeon et al. [35]의 연구에 따르면 일반 스쿼트와 월스쿼트를 실시 할 때 대퇴 직근의 근활성도 차이는 없는 것으로 보고하였다. 일반적으로 월스쿼트는 재활의 초기 단계 및 관절의 부상 위험이 있는 경우 적용하는 운동으로서 낮은 부하를 바탕으로 등척성 운동 위주의 동작을 실시하지만, 일반 스쿼트의 경우 높은 부하를 사용하여 최대 근력 향상을 위해 적용하는 사례가 더 많기 때문에 운동의 목적에 따라 다르게 적용할 수 있을 것이다. 본 연구에 참여한 연구 대상자는 운동에 활발하게 참여하는 건강한 대상자 성인의 특징이 있기 때문에 월스쿼트의 부하가 상대적으로 낮았을 가능성이 있다. 이에 따라 운동 동작 및 부하에 따른 대퇴 직근의 근활성도에 대한 추가적인 연구의 진행이 요구된다.

햄스트링은 전방십자인대 부상의 부상기전인 무릎 관절의 전방 이동을 예방하는 역할을 한다. Junge et al. [36]은 10-15살의 관절 과이동성 증후군을 가지고 있는 청소년을 대상으로 착지 동작에서 대퇴사두근, 햄스트링, 종아리 근육의 근활성도를 측정하여, 관절 과이동성 증후군이 없는 대상자와 비교 분석하였다. 이 연구에서 관절 과이동성 증후군을 가진 청소년들은 대퇴사두근과 반건양근의 활성도가 정상 대조군과 비교하여 낮은 것을 확인하였다. 관절 과이동성 증후군은 관절 부상의 대표적인 내적 부상요인으로서 이러한 특징을 가지고 있는

선수 및 일반인의 경우 무릎 관절 부상의 확률이 높은 것으로 확인되었다[37,38]. 본 연구에서는 대퇴이두근의 경우 스페니쉬 스쿼트를 수행할 때 월스쿼트보다 통계학적으로 유의하게 높은 근활성도를 보여주었으며, 반건양근의 경우 보수볼 위에서 운동할 때 더 높은 근활성도의 결과를 나타내었다. 이에 따라 관절의 안정성 증가, 부상 예방 및 효과적인 재활을 위해서 스페니쉬 스쿼트 또는 불안정한 표면에서의 하지 운동이 효과적인 것으로 제안한다.

대퇴사두근과 햄스트링의 근활성도 동시 수축의 결과 보수 스페니쉬 스쿼트를 실시할 때 일반 스쿼트 및 월스쿼트 보다 더 높은 동시 수축률을 확인 할 수 있었다. Saeterbakken [39]의 연구에서는 지면이 불안정한 경우 근육의 활성도가 더 높아진다고 보고하였으나, Wahl [40]의 연구는 이러한 결과와는 반대되는 결론을 내리고 있다. 이러한 반대되는 결과들이 있으나, 본 연구에서는 스페니쉬 스쿼트의 자세 및 역학적 특성에 기인하여 대퇴사두근의 근활성도가 높은 결과를 보여주었으며 동시에 대퇴이두근 및 반건양근의 근활성도의 차이가 없었기 때문에 결과적으로 근육의 동시수축 활성률은 스페니쉬스쿼트를 불안정한 보수볼 위에서 실시할 때 높은 동시수축률을 확인할 수 있었던 것으로 생각한다. 이러한 근거를 바탕으로 스페니쉬 스쿼트 운동은 무릎 안정성이 요구되는 인대 및 반월상 연골 부상 재활 운동에 추가적으로 필요한 트레이닝 옵션이 될 것이다. 그러나 보다 명확한 운동 효과를 확인하기 위해서 이와 같은 질환자를 대상으로 추가적인 연구가 필요하다고 사료된다.

## 결론

본 연구는 20대에서 30대 사이의 남성을 대상으로 안정된 지면과 불안정한 지면에서 스쿼트, 월스쿼트, 스페니쉬 스쿼트 동작 수행 시 대퇴사두근과 햄스트링의 근활성도 및 동시 수축 근활성도의 차이에 대하여 분석하였다. 그 결과, 대퇴사두근에서는 스페니쉬 스쿼트를 수행할 때 일반 스쿼트와 월스쿼트 수행 시 보다 상대적으로 높은 근활성도를 보였다. 대퇴이두근에서는 스페니쉬 스쿼트를 수행할 때 월스쿼트 보다 높은 근활성도를 보여주었으며, 반건양근의 경우에는 지면 특성에 따른 근활성도의 차이가 있었다. 대퇴사두근과 햄스트링의 동시수축 근활성도에서는 보수 스페니쉬 스쿼트를 실시할 때 일반 스쿼트 및 월스쿼트 보다 더 높은 동시 수축률을 보여주었다. 이와 같은 결과를 종합해 볼 때, 반건양근 재활 운동은 안정된 지면 보다는 불안정한 지면 위에서 운동을 실시하는 것이 효과적이며, 대퇴사두근과 대퇴이두근의 재활 운동으로 운동으로 스페니쉬 스쿼트가 효과적인 것을 알 수 있다. 특히 불안정한 지면 위에서 스페니쉬 스쿼트 수행은 햄스트링 과활성화 및 대퇴사두근 약화로 인하여 대퇴사두근과 햄스트링의 감소된 동시수축 비율을 보이는 대상의 재활 훈련에 활용될 수 있

을 것으로 판단된다. 다만 본 연구는 20대에서 30대 사이의 건강한 남성을 대상으로 국한되어 진행하였다는 제한점이 있다. 따라서 하지 질환자의 재활 훈련에 적용하기 위해서는 향후 하지 질환자를 대상으로 한 연구가 필요할 것으로 사료된다.

## CONFLICT OF INTEREST

이 논문 작성에 있어서 어떠한 조직으로부터 재정을 포함한 일체의 지원을 받지 않았으며, 논문에 영향을 미칠 수 있는 어떠한 관계도 없음을 밝힌다.

## AUTHOR CONTRIBUTIONS

Conceptualization; Data curation: J Heo; Formal analysis: S Kim, J Lee, J Heo; Funding acquisition; Methodology: J Lee, J Heo; Project administration: J Lee, J Heo; Visualization: S Kim, J Lee; Writing-original draft: S Kim; Writing-review & editing: S Kim.

## ORCID

Soojin Kim	<a href="https://orcid.org/0000-0002-4857-2644">https://orcid.org/0000-0002-4857-2644</a>
Joo-Hyun Lee	<a href="https://orcid.org/0000-0003-2431-8956">https://orcid.org/0000-0003-2431-8956</a>
Jihye Heo	<a href="https://orcid.org/0000-0002-0188-7569">https://orcid.org/0000-0002-0188-7569</a>
Eunwook Chang	<a href="https://orcid.org/0000-0001-5876-9275">https://orcid.org/0000-0001-5876-9275</a>

## REFERENCES

- Campbell DE, Glenn W. Rehabilitation of knee flexor and knee extensor muscle strength in patients with meniscectomies, ligamentous repairs, and chondromalacia. *Phys Ther.* 1982;62(1):10-5.
- Dugan SA. Sports-related knee injuries in female athletes: what gives? *Am J Phys Med Rehabil.* 2005;84(2):122-30.
- Rice DA, McNair PJ, Lewis GN. Mechanisms of quadriceps muscle weakness in knee joint osteoarthritis: the effects of prolonged vibration on torque and muscle activation in osteoarthritic and healthy control subjects. *Arthritis Res. Ther* 2011;13(5):R151.
- Park J, Hopkins JT. Induced anterior knee pain immediately reduces involuntary and voluntary quadriceps activation. *Clin J Sport Med.* 2013;23(1):19-24.
- Scopaz KA, Piva SR, Gil AB, Woollard JD, Oddis CV, et al. Effect of base-line quadriceps activation on changes in quadriceps strength after ex-



- ercise therapy in subjects with knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2009;61(7):951-7.
6. Biscarini A, Botti FM, Pettorossi VE. Selective contribution of each hamstring muscle to anterior cruciate ligament protection and tibiofemoral joint stability in leg-extension exercise: a simulation study. *Eur J Appl Physiol.* 2013;113(9):2263-73.
  7. van den Tillaar R, Solheim JAB, Bencke J. Comparison of hamstring muscle activation during high-speed running and various hamstring strengthening exercises. *Int J Sports Phys Ther.* 2017;12(5):718-27.
  8. Duignan C, Doolan M, Doyle D, McGowan J, O'Shaughnessy S, et al. A performance comparison of neuromuscular electrical stimulation protocols for isolated quadriceps contraction versus co-contraction of quadriceps and hamstrings. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* 2019;2019:3803-6.
  9. Lima CD, Brown LE, Ruas CV, and Behm DG. Effects of static versus ballistic stretching on hamstring: quadriceps strength ratio and jump performance in ballet dancers and resistance trained women. *J Dance Med Sci.* 2018;22(3):160-7.
  10. Aagaard P, Simonsen EB, Magnusson SP, Larsson B, Dyhre-Poulsen P. A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. *Am J Sports Med.* 1998;26(2):231-7.
  11. Longpré HS, Acker SM, Maly MR. Muscle activation and knee biomechanics during squatting and lunging after lower extremity fatigue in healthy young women. *J Electromyogr Kinesiol.* 2015;25(1):40-6.
  12. Evans TW, McLester CN, Howard JS, McLester JR, Calloway JP. Comparison of muscle activation between back squats and belt squats. *J Strength Cond Res.* 2019;33 Suppl 1:S52-9.
  13. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66(3):344-52.
  14. Paoli A, Marcolin G, Petrone N. The effect of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thigh muscles during back squat with different bar loads. *J Strength Cond Res.* 2009;23(1):246-50.
  15. Escamilla RF, Zheng N, Macleod TD, Edwards WB, Imamura R, et al. Patellofemoral joint force and stress during the wall squat and one-leg squat. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(4):879-88.
  16. Schoenfeld BJ. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *J Strength Cond Res.* 2010;24(12):3497-506.
  17. Jung SH, Kim MH, Hwang UJ, Kim JH, Kim JH, et al. Comparison of knee extensor and hip extensor strength according to wall squat performance. *Physical Therapy Korea.* 2017;24(1):79-85.
  18. Lee Y. The influence of unstable modified wall squat exercises on the posture of female university students. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(8):2477-80.
  19. Needham R, et al. A biomechanical investigation of a spanish squat: the effect of trunk inclination on quadriceps activation., in *International Society of Biomechanics Conference.* 2019: Calgary, Canada.
  20. Pohl T, Brauner T, Wearing S, Horstmann T. Limb movement, coordination and muscle activity during a cross-coordination movement on a stable and unstable surface. *Gait Posture.* 2020;81:131-7.
  21. Andersen V, Fimland MS, Brennset O, Haslestad LR, Lundteigen MS, et al. Muscle activation and strength in squat and Bulgarian squat on stable and unstable surface. *Int J Sports Med.* 2014;35(14):1196-202.
  22. Cosio-Lima LM, Reynolds KL, Winter C, Paolone V, Jones MT. Effects of physioball and conventional floor exercises on early phase adaptations in back and abdominal core stability and balance in women. *J Strength Cond Res.* 2003;17(4):721-5.
  23. Sparkes R, Behm DG. Training adaptations associated with an 8-week instability resistance training program with recreationally active individuals. *J Strength Cond Res.* 2010;24(7):1931-41.
  24. Bang DH, Shin WS, Noh HJ, Song MS. Effect of unstable surface training on walking ability in stroke patients. *J Phys Ther Sci.* 2014;26(11):1689-91.
  25. Fujita RA, Villalba MM, Silva NRS, Pacheco MM, Gomes MM. Mind-muscle connection: verbal instructions alter electromyographic activity for elbow flexors and extensors during co-contraction training. *Percept Mot Skills.* 2021;128(1):375-89.
  26. Simsek D. Different fatigue-resistant leg muscles and EMG response during whole-body vibration. *J Electromyogr Kinesiol.* 2017;37:147-54.
  27. Harput G, Soylu AR, Ertan H, Ergun N, Mattacola CG. Effect of gender on the quadriceps-to-hamstrings coactivation ratio during different exercises. *J Sport Rehabil.* 2014;23(1):36-43.
  28. Ruas CV, Pinto RS, Lima CD, Costa PB, Brown LE. Test-retest reliability of muscle thickness, echo-intensity and cross sectional area of quadriceps and hamstrings muscle groups using b-mode ultrasound. *International Journal of Kinesiology and Sports Science.* 2017;5(1).
  29. Alenabi T, Whittaker R, Kim SY, Dickerson CR. Maximal voluntary isometric contraction tests for normalizing electromyographic data from different regions of supraspinatus and infraspinatus muscles: Identifying reliable combinations. *J Electromyogr Kinesiol.* 2018;41:19-



- 26.
30. Lin HT, Hsu AT, Chang JH, Chien CS, Chang GL. Comparison of EMG activity between maximal manual muscle testing and cybex maximal isometric testing of the quadriceps femoris. *J Formos Med Assoc.* 2008;107(2):175-80.
31. Youdas JW, Hartman JP, Murphy BA, Rundle AM, Ugorowski JM, et al. Electromyographic analysis of gluteus maximus and hamstring activity during the supine resisted hip extension exercise versus supine unilateral bridge to neutral. *Physiotherapy Theory and Practice.* 2017; 33(2):124-30.
32. Lin HT, Hsu A-T, Chang JH, Chien CS, Chang GL. Comparison of EMG activity between maximal manual muscle testing and cybex maximal isometric testing of the quadriceps femoris. *Journal of the Formosan Medical Association.* 2008;107(2):175-80.
33. Padua DA, Arnold BL, Perrin DH, Gansneder BM, Carcia CR, et al. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *J Athl Train.* 2006;41(3):294-304.
34. Biscarini A, Contemori S, Dieni CV, Panichi R. Joint torques and tibiofemoral joint reaction force in the bodyweight "wall squat" therapeutic exercise. *Applied Sciences.* 2020;10(9).
35. Jeon GR, Yu Y. W., To M, Hong JH, Yu JH, et al. A study on the selective strengthening exercise of the quadriceps muscle according to various squat types. *Medico Legal Update.* 2020;20(1):1857-62.
36. Junge T, Wedderkopp N, Thorlund JB, Søgaard K, Juul-Kristensen B. Altered knee joint neuromuscular control during landing from a jump in 10-15 year old children with generalised joint hypermobility. A sub-study of the CHAMPS-study Denmark. *J Electromyogr Kinesiol.* 2015; 25(3):501-7.
37. Pacey V, Nicholson LL, Adams RD, Munn J, Munns CE. Generalized joint hypermobility and risk of lower limb joint injury during sport: a systematic review with meta-analysis. *Am J Sports Med.* 2010;38(7): 1487-97.
38. Myer GD, Ford KR, Paterno MV, Nick TG, Hewett TE. The effects of generalized joint laxity on risk of anterior cruciate ligament injury in young female athletes. *Am J Sports Med.* 2008;36(6):1073-80.
39. Saeterbakken AH, Fimland MS. Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces. *J Strength Cond Res.* 2013;27(1):130-6.
40. Wahl MJ, Behm DG. Not all instability training devices enhance muscle activation in highly resistance-trained individuals. *J Strength Cond Res.* 2008;22(4):1360-70.