

# Investigating the Impact of Different Resisted Lateral Band Walking Strategies on Hip Abductor Muscle Activity

Sin Sil Kim<sup>a</sup>, Sungbae Jo<sup>a</sup>, Seung-gu Lee<sup>a</sup> and Changho Song<sup>b\*</sup>

<sup>a</sup>Department of Physical Therapy, Graduate School, Sahmyook University

<sup>b</sup>Department of Physical Therapy, College of Health and Welfare, Sahmyook University

**Objective:** This study aimed to investigate the effects of squat posture, band position, and contraction type on the muscle activity of the hip abductors during resisted lateral band walking.

**Design:** A cross-sectional survey study

**Methods:** 24 healthy male subjects were recruited, and surface electromyography was used to measure the muscle activity of the gluteus maximus, gluteus medius, and tensor fascia lata of the dominant leg during lateral walking exercises. Resistance bands were applied to the knees, ankles, and feet in semi-squat and squat postures, and exercises were randomly performed under six different conditions.

**Results:** The results showed significant differences in muscle activity in the gluteus maximus, gluteus medius, and tensor fascia lata according to posture, band position, and contraction type ( $p < 0.05$ ). The muscle activity of the hip abductors increased in the squat posture and with the band placed on the distal joint compared to the proximal joint ( $p < 0.05$ ). Additionally, muscle activity was higher in the eccentric contraction phase than in the concentric contraction phase ( $p < 0.05$ ). Contrary to previous studies, moving the resistance band from the ankle to the foot increased the muscle activity of the tensor fascia lata while the activity of the gluteus maximus and gluteus medius also increased.

**Conclusions:** According to the results, squat posture with a resistance band placed on the feet and using an eccentric contraction phase were found to be the most effective methods for strengthening the hip abductors.

**Key Words:** Electromyography, Gluteus maximus, Gluteus medius, Tensor fascia lata, Resistance training

## 서론

중간볼기근(gluteus medius, GMED) 및 넓다리근막긴장근(tensor fascia lata, TFL)은 엉덩관절의 주요 벌림근이며 큰볼기(gluteus maximus, GMAX)의 위쪽 섬유는 벌림의 역할과 엉덩관절의 주요 펌근과 가쪽돌림근으로써의 역할을 하며[1] GMED은 엉덩뼈능선과 엉덩뼈 아래의 바깥쪽 면에 기시하며 넓다리뼈 큰돌기의 뒷가쪽에 정지한다[2]. 엉덩관절 벌림근 중 GMED은 전체 벌림근 단면적의 약 60%를 차지할 정도로 가장 크며 기능적으로 전방, 중간 및 후방 섬유로 분류되어 있으며 모든 섬유가 엉덩관절 벌림에 기여하는 것으로 알려져 있으며 TFL은 엉덩뼈 능선의 바깥쪽 위앞엉덩뼈가시에서부터

시작해서 엉덩정강근막띠와 합쳐지며 엉덩관절 벌림뿐만 아니라 엉덩관절을 안쪽으로 회전시키는 역할을 한다[3]. 엉덩관절 벌림근들은 걷기 및 달리기와 같은 체중 부하 활동 중에 넓다리뼈의 안쪽 회전 및 엉덩관절의 모음 운동을 조절하는데 중요한 역할을 하며 골반의 측면 안정성을 제공하는 것으로 알려져 있다[4].

달리기 또는 체중 부하 활동을 하는 동안의 과도한 엉덩관절의 안쪽회전 및 모음은 엉덩정강근막띠 증후군[5], 무릎 넓다리 통증증후군[6], 앞십자인대 손상[7], 무릎 골관절염[8]을 유발하는 하지의 위험 요소로 제안되었으며 많은 연구에서 엉덩관절 벌림근 또는 가쪽 돌림근의 근력과 동적 무릎 외반 사이의 연관성을 보여주었다[9-12].

Received: Dec 27, 2022 Revised: Jan 19, 2023 Accepted: Feb 9, 2023

Corresponding author: Changho Song (ORCID <https://orcid.org/0000-0002-5709-3100>)

Department of Physical Therapy, College of Health and Welfare, Sahmyook University, Seoul, Republic of Korea [01795]

Tel: Fax: +82-2-3399-1639 E-mail: chsong@syu.ac.kr

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://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.  
 Copyright © 2023 Korean Academy of Physical Therapy Rehabilitation Science

Sahrmann 등[13]의 연구에서는 엉덩관절의 과도한 안쪽회전이 개인의 보행과 움직임 패턴과 관련이 있게 된다면 TFL의 과활성화가 있다고 제안하였다. 이러한 관점에서 볼 때 GMED의 약화가 있는 사람들은 TFL을 더 많이 사용하며 긴장 상태로 있을 수 있다. 이러한 움직임 패턴을 교정하기 위한 많은 운동들이 TFL의 근활성도를 최소화하면서 벌림근과 가쪽회전근을 강화시키기 위한 운동에 초점을 맞추고 있다[14-18]. 그렇기 때문에 GMAX과 GMED 및 TFL의 상대적 근활성도를 이해하는 것은 임상적으로 중요하다. 이러한 움직임 패턴을 해결하기 위한 엉덩이 운동 중재 프로그램은 환자의 신체적 기능과 기능적 결과를 개선 시키며 하지의 다양한 근골격계질환을 중재하기 위한 유용한 방법으로 알려져 있다[19-22].

일련의 열린 운동 사슬 및 폐쇄 운동 사슬 단계를 포함하는 저항밴드를 이용한 옆으로 걷기 운동은 과도한 엉덩관절 모음과 안쪽회전의 비정상적인 움직임 패턴을 교정하기 위해 많이 사용되는 기능적 운동 중 하나이다 [23-25].

Cambridge 등[24]의 연구에서는 옆으로 걷기 운동 시 밴드의 위치를 발목이나 무릎에 적용하는 것보다 발에 적용하는 것이 엉덩관절 벌림근의 근활성도가 더 증가했으며 발목에서 발로 밴드가 이동되었을 때 TFL의 활성도를 높이지 않고 엉덩이 근육의 활성도가 증가를 보였다. 이와 유사하게 Lewis 등[25]의 연구에서도 무릎과 발목에 밴드를 적용하는 것보다 발에 밴드를 적용하는 것이 엉덩이 근육에 가장 큰 근활성도를 보여주었으며 발에 밴드를 적용했을 때 TFL의 활성도를 높이지 않고 더 높은 엉덩이 근육의 활성도를 보여주었다.

Berry 등[23]의 연구에서는 발목에 밴드를 적용하고 옆으로 걷기 운동 시 직립 자세와 세미 스쿼트 자세에서의 엉덩관절 벌림근의 근활성도 변화를 관찰하였다. 직립 자세에 비해 세미 스쿼트 자세에서 더 높은 GMAX과 GMED의 근활성도와 더 낮은 TFL의 활성화를 보여주었다.

선행연구들의 결과는 발의 밴드 위치와 세미스쿼트 자세로 실시할 때 TFL의 활성도를 높이지 않고 엉덩이 근육을 활성화 시킬 수 있음을 제시한다. 이러한 생체역학적 기전에는 발에 밴드를 적용했을 때 엉덩관절의 모음 및 안쪽회전에 대한 외부 토크를 만들어내게 되는데 이러한 힘을 상쇄시키기 위해서는 TFL보다 엉덩관절을 가쪽회전 시키는 GMAX과 GMED들 더욱 활성화된다 [24, 25].

하지만 이러한 가정은 최근 실제 토크를 정량화한 연구에 의해서 뒷받침되지 않았다. Medeiros 등[26]의 연구에서는 실제로 옆으로 걷기 저항운동 시 발에 밴드를

적용한 후 발생하는 토크의 양을 측정하였다. 옆으로 걷기 운동을 하는 동안의 정중면 및 가로면에서의 토크를 정량화 하였으며 결론적으로 운동을 수행하는 동안의 근육의 토크는 성별이나 운동 방향에 관계없이 벌림과 가쪽회전이 아닌 안쪽회전에 대한 토크를 보여주었다. 이는 이전의 Lewis 등[25]과 Cambridge 등[24]에서 주장하는 발 주위에 밴드를 적용하는 것이 엉덩관절의 안쪽회전에 대한 외부 토크를 생성하기 때문에 운동 수행 시 벌림과 가쪽회전을 만든다는 가정과는 반대되는 결과이다. 또 다른 연구에서는 저항밴드를 발목에 위치시키고 엉덩관절을 중립, 안쪽회전 및 가쪽회전 조건에서 옆으로 걷기 운동을 실시하여 근활성도 뿐만 아니라 엉덩관절의 회전 각도를 측정하였다. 비록 발이 아니라 발목에 밴드를 적용했지만 운동 중 엉덩관절 회전 각도에 대한 차이가 관찰되었는데도 불구하고 GMAX과 GMED의 근활성도에는 유의미한 차이가 없었다[27]. 이는 엉덩관절의 회전 방향에 따라서 엉덩이 근육의 근활성도에 차이가 없음을 보여주었으며 운동 중 엉덩관절 근육에 대한 기능이 직관적으로 간단하게 해석될 수 없음을 보여준다. 실제로 옆으로 걷기 운동은 다관절 운동이며 근육들의 시너지 효과에 따라 토크가 달라질 수 있다. 또한 최근 연구에서는 엉덩관절의 회전 토크의 변동성은 평균 무릎 각도로 설명된다고 하였기 때문에 무릎 굽힘 각도를 변경하는 것이 엉덩관절 근활성도에 더 많은 영향을 미칠 수 있음을 시사 한다[26].

저항밴드를 이용한 옆으로 걷기 운동을 중재한 대부분의 연구에서 엉덩관절과 무릎관절의 각도가 30°~40°의 각도로 수행되는 세미 스쿼트 자세로 처방되기 때문에 [28-32] 무릎관절 각도를 더 많이 구부린 더 깊은 스쿼트 자세에서의 엉덩관절 벌림근의 근활성도에 미치는 영향은 불확실하며. 또한 다른 밴드의 위치 수준과 수축 유형에 따라 분석되지 않았다. 또한 임상적으로 엉덩관절 모음과 안쪽회전과 관련 있는 TFL의 활성화 수준에 대한 이해는 특정 환자에게는 중요한 고려사항임에도 불구하고[13, 33] 옆으로 걷기 운동의 수정은 다른 운동에 비해 연구의 수가 부족하다[14, 34, 35].

따라서 이 연구에서 저항밴드를 이용한 옆으로 걷기 운동 시 기존의 선행연구 방법에 추가적으로 더 깊은 스쿼트 자세와 저항밴드의 위치, 수축의 유형에 따라 엉덩관절 벌림근의 근활성도의 차이를 확인하고자 한다.

## 연구방법

### 연구의 대상

본 연구를 위해 서울에 소재하는 S대학에 재학 중인

학생과 경기에 소재하는 S병원에 근무하고 있는 20-30대 건강한 젊은 성인 남성 24명을 대상으로 하였으며 엉덩관절 및 하지, 허리 부위에 통증이 없으며 본 과제를 수행할 정도의 충분한 근력과 관절 가동 범위에 문제가 없는 사람을 대상으로 선정하였다. 1년 이내 2주 이상 지속되는 허리, 엉덩관절, 무릎 및 발목 통증을 경험한 사람은 제외하였다[23].

본 연구의 대상자는 실험을 이해하고 절차와 과정 그리고 예상 효과에 대한 충분한 설명을 들은 후, 연구 참여에 대한 동의서에 서명한 자만 대상으로 하였으며 삼육대학교 생명윤리위원회의 연구계획서 승인(2022-10-005-002)을 받아 진행하였다.

G-Power 3.19 소프트웨어[36]를 사용하여 표본 크기를 결정했으며, 확률 및 검정력의 알파 오류는 각각 0.05 및 0.8로 설정하고 효과 크기는 파일럿 테스트에서 GMED을 기반으로 0.28로 설정했다. 따라서 총 23명의 표본 크기가 필요한 것으로 결정되었으며, 본 연구는 탈락을 대비하여 1명씩 더하여 24명으로 진행했다.

### 실험 절차

실험 전 대상자의 연령, 신장, 체중 등의 일반적 특성을 기록하였고, 대상자에게 GMAX, GMED, TFL의 최대 수의적 등척성 수축(Maximum voluntary isometric contraction, MVIC)를 측정하였다. 근전도 전극은 우세 다리의 GMAX, GMED, TFL에 부착되었다. 최대 수의적 등척성 수축 후 5분간 휴식을 취하고 대상자들은 옆으로 걷기 운동 시 세미 스쿼트 자세와 스쿼트 자세에서 무릎, 발목, 발에 적용된 밴드 위치, 총 6가지의 조건에서 무작위로 운동을 실시하였다. 근피로를 최소화하기 위하여 각 조건 사이에는 3분의 휴식이 주어졌다. 운동 전 연구자는 운동에 대한 설명과 시범을 보였으며 대상자는 운동이 익숙해질 때까지 각 조건에서 여러 번의 연습을 실시하였다. 옆으로 걷기 운동의 방향은 우세 다리 방향으로 진행되는 동심성 수축과 반대 방향으로 진행되는 편심성 수축으로 구분하였다. 1분에 45박자로 구성된 메트로놈 신호에 맞춰 각각 6걸음씩 연속적으로 실시하였으며 각 단계에서 측정된 근활성도를 수집하였다. 신발 차이로 인한 영향을 방지하기 위해 모든 조건에서의 운동은 신발 없이 수행되었다.

### 실험 방법

대상자의 우세다리에 GMAX, GMED, TFL의 근활성도를 보기 위해 표면 근전도(Ultium EMG®, Noraxon, Arizona, USA)를 사용하였다.

밴드위치는 무릎은 넙다리뼈의 가쪽위관절용기 몸쪽에

위치하였고 발목은 바깥쪽 복숭아뼈 몸쪽, 발은 발허리뼈 머리에 위치하였다[25]. 저항밴드는 12 inch의 초록색 리형 저항밴드(TheraBand™, The Hygenic Corporation, Akron, OH)를 사용하였다. 자세는 세미 스쿼트 자세와 스쿼트 자세로 구분하였으며 세미 스쿼트 자세는 선행 연구에 따라 무릎과 엉덩관절의 굽힘 각도는 30~40°였으며 자세에 대한 환자의 교육 없이 기본적인 운동 방법을 제공하고 자체 선택된 자세로 실시하였다. 세미 스쿼트의 경우 운동 수행을 위한 연습 시 자세의 깊이 또는 관절 위치에 대한 피드백을 주지 않았다. 스쿼트 자세는 선행연구보다 더 깊은 자세를 유지하기 위해 무릎 각도를 60°로 조정하기 위해 각도계(AP5322 Apsun Inc, Korea)를 사용하였으며 동작 수행 전 구두 피드백을 통해 충분한 연습이 주어졌다. 대상자는 양발 간격을 30 cm 간격으로 바닥에 테이프로 표시된 곳에 발이 정면을 향하도록 유지한 후 스텝 거리는 30 cm로 적용되었다. 이는 이전 연구에서 임상 적용의 용이성을 감안할 때 허용 가능한 것으로 간주하였다[23]. 1분에 45박자로 구성된 메트로놈 신호에 맞춰 각각 여섯 걸음씩 연속적으로 실시하였으며 동작의 성공적인 수행은 연구자가 판단했으며 잘못된 자세로 운동을 수행할 경우 연습을 반복하고 다시 시작하였다.

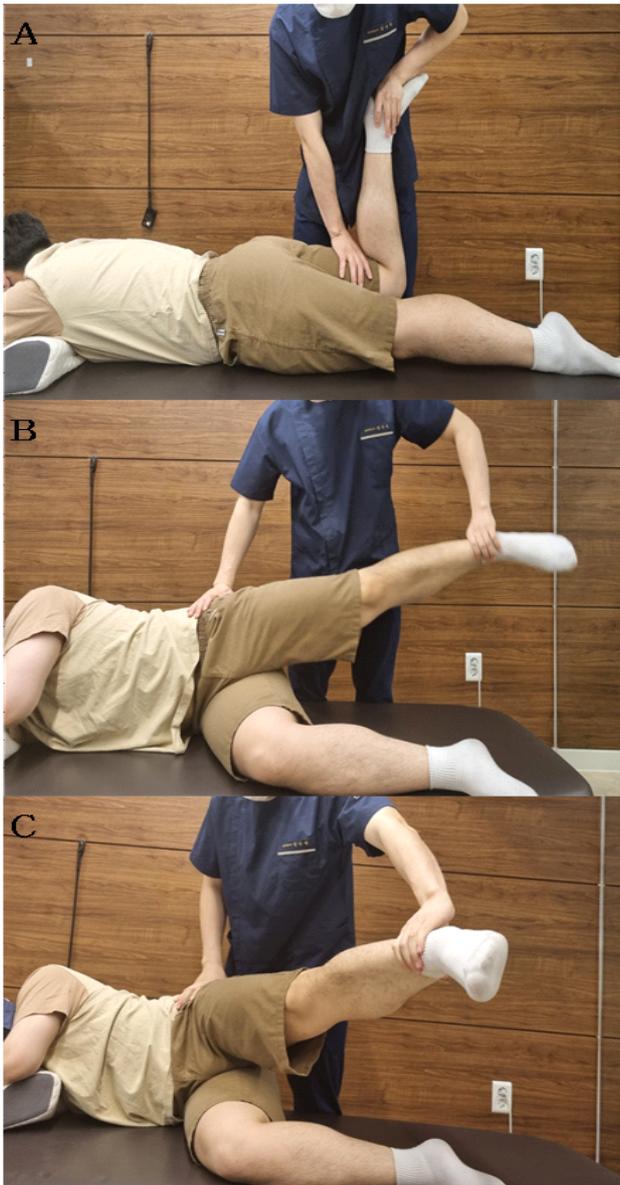
### 측정 도구와 자료 수집 과정

#### 최대 수의적 등척성 수축 측정(Measurement of %MVIC)

옆으로 걷기 운동을 실시하기 전 정규화를 목적으로 GMAX, GMED, TFL에 대한 최대 수의적 등척성 수축을 측정하였다. 측정 자세는 Kendall 등[37]의 권장사항을 기반으로 하였다. 근전도 데이터를 시각적으로 모니터링 하면서 구두 격려와 함께 1회 반복과 수축을 3초 이상 유지하였으며 MVIC 테스트 중에 측정된 1000 msec 기간 동안 계산된 피크 평균 진폭으로 정규화(normalization)하였다[38].

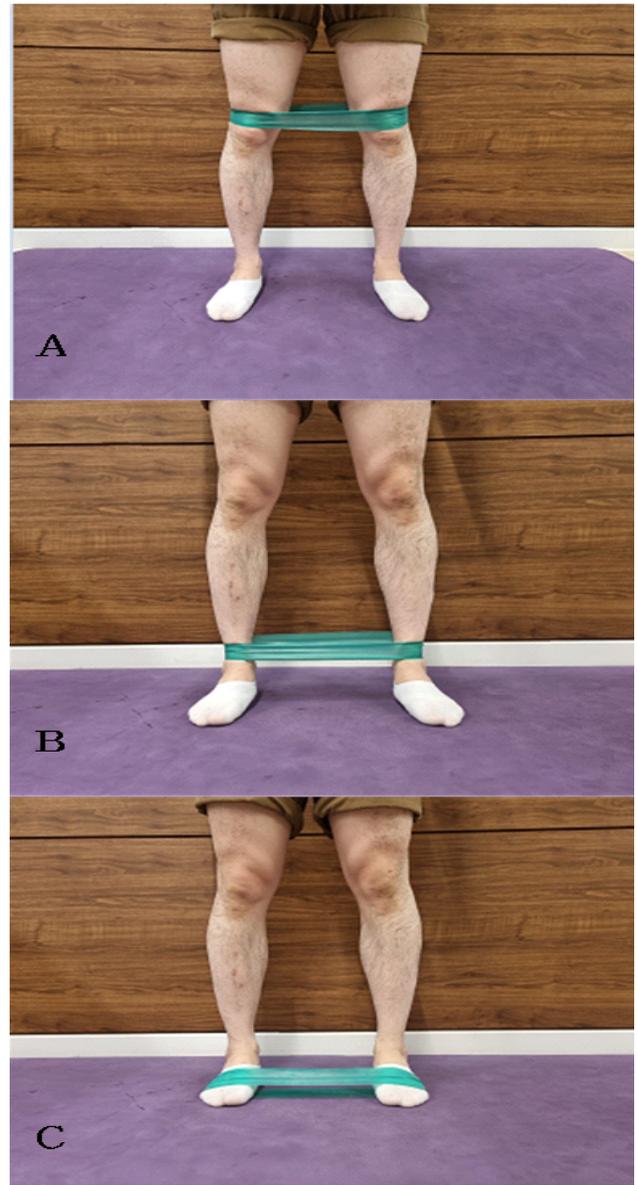
#### 근활성도(Measurement of muscle activations)

각 근육에 근활성도를 측정하기 위해 표면 근전도(Ultium EMG®, Noraxon, Arizona, USA)를 사용하였으며 전극을 부착하기 전 피부 저항을 최소화하기 위해 털을 제거한 후 알코올 솜으로 문질러 피부를 청결하게 하였다. 근전도 부착 부위는 Rainoldi 등[39]과 Konrad [40]의 권장사항을 기반으로 우세다리의 GMED, TFL에 부착하였다. GMAX의 경우 기능적으로 위쪽 섬유와 아래쪽 섬유로 분류되기 때문에 위쪽 섬유에 부착하기 위해 다른 권장사항을 기반으로 하였다[38].



**Figure 1.** Positions to measure maximal voluntary isometric contraction (MVIC) for: A) gluteus maximus; B) gluteus medius; and C) tensor fascia lata.

운동 중 측정된 표면 근전도 신호는 Myoresearch XP Master edition 소프트웨어(Noraxon Inc, Arizona, USA)를 사용하여 신호를 측정하였다. 수집된 근전도 신호의 표본 추출률(sampling rate)은 2000 Hz로 설정하였으며, 주파수 대역폭은 20~390 Hz로 설정하였다. 또한, 근전도 신호를 정파 정류(full wave rectification)로 처리하였으며 평균제곱근(root mean square, RMS) 100 ms 값으로 측정하였다. 본 연구에서 옆으로 걷기 운동을 하는 동안의 우세다리의 각 근육에 대한 근활성도(%MVIC)는 평균제곱근(root mean square, RMS)으로 처리된 근



**Figure 2.** Locations of the elastic band on: A) knee; B) ankle; and C) feet.

전도 신호를 최대 수의적 등척성 수축 값으로 나누어 백분율(%)로 계산하였다.

#### 분석방법

본 연구의 모든 작업과 통계는 SPSS (ver.25.0, IBM, USA)를 이용하였으며 전체 대상자의 일반적 특성은 기술통계를 평균과 표준편차를 산출하였다. 2가지 자세인 세미 스쿼트 자세, 스쿼트 자세와 3개의 밴드 위치인 무릎, 발목, 발, 2가지의 수축유형인 동심성 수축, 편심성

수축에 따라 엉덩관절 별립근의 근활성도에 미치는 영향을 알아보기 위해 삼원 반복측정 분산분석(three-way repeated ANOVA)을 사용하였다. 사후 분석을 위해 Bonferroni검정을 실시하였으며 자료의 모든 통계학적 유의수준은  $p < 0.05$ 로 설정하였다.

## 연구결과

대상자는 총 24명으로 남성이었고 평균 연령은 28.6세, 평균 신장은 173.9 cm, 평균 체중은 77.79 kg이며, 우세다리는 모두 오른쪽이었다(Table 1).

### GMAX의 자세와 밴드위치, 수축유형에 따른 근활성도 변화

GMAX의 자세와 밴드 위치, 수축유형에 따른 근활성도의 변화는 다음과 같다(Table 2). GMAX의 자세와 밴드위치, 수축유형에 따른 근활성도의 일원배치 반복측정분산분석 결과 자세( $F = 182.292$ ,  $p < 0.01$ )와 밴드위치( $F = 41.290$ ,  $p < 0.01$ ) 수축유형( $F = 49.055$ ,  $p < 0.01$ )에 따라 유의한 차이를 보였다. 또한 이원배치 반복측정분산분석 결과 자세 $\times$  밴드위치( $F = 12.541$ ,  $p < 0.01$ ), 밴드 위치 $\times$  수축유형( $F = 13.062$ ,  $p < 0.01$ )는 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 삼원배치 반복측정 분산 분석

결과는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 세미스쿼트 자세는 평균 19.71%의 근활성도와 스쿼트 자세에서는 평균 33.29%의 근활성도를 보였고 무릎과 발목 발에 밴드를 위치 시 각각, 22.42%, 26.25%, 30.83%의 근활성도를 보여주었다. 동심성 수축 시 평균 23% 근활성도와 편심성 수축 시 평균 30%의 근활성도를 보여주었으며 자세와 밴드 위치에서는 세미 스쿼트 자세에서 무릎, 발목, 발에 대한 각각, 평균 16.50%, 19.92%, 22.72%를 보여주었으며 스쿼트 자세에서 무릎, 발목, 발에 대한 각각, 평균 28.35%, 32.58%, 38.94%를 보여주었다. 동심성 수축에서는 무릎, 발목, 발에 대한 각각, 평균 19.75%, 22.52%, 26.74%의 근활성도를 보여주었으며 편심성 수축에서는 무릎, 발목, 발에 대한 각각, 평균 25.09%, 29.99%, 34.92%를 보여주었다.

### GMED의 자세와 밴드 위치, 수축유형에 따른 근활성도 변화

GMED의 자세와 밴드 위치, 수축유형에 따른 근활성도의 변화는 다음과 같다(Table 3). GMED의 자세와 밴드위치, 수축유형에 따른 근활성도의 일원배치 반복측정분산분석 결과 자세( $F = 15.113$ ,  $p < 0.01$ )와 밴드 위치( $F = 99.450$ ,  $p < 0.01$ ) 수축유형 ( $F = 58.972$ ,  $p < 0.01$ )

**Table 1.** General Characteristics of Subject

	Health Adults (N=24)
Sex (male/female)	24 / 0
Age (year)	28.6 $\pm$ 2.78
Height (cm)	173.9 $\pm$ 3.64
Weight (kg)	77.79 $\pm$ 6.76
Dominant leg (right/left)	24 / 0

Note. Values are expressed as mean  $\pm$  standard deviation.

**Table 2.** Gluteus maximus activation (%MVIC) depending on the posture, placement of the elastic band, and contraction type (N=24).

Type of Contraction	Placement of the band	Semi-squat posture	Squat posture
Concentric contraction	Knee (A)	13.76 $\pm$ 3.83	25.74 $\pm$ 7.56
	Ankle (B)	16.36 $\pm$ 5.66	28.67 $\pm$ 8.62
	Foot (C)	19.02 $\pm$ 8.28	34.46 $\pm$ 11.37
Eccentric contraction	Knee (A)	19.23 $\pm$ 6.88	30.96 $\pm$ 10.52
	Ankle (B)	23.49 $\pm$ 9.03	36.49 $\pm$ 12.57
	Foot (C)	26.43 $\pm$ 10.37	43.41 $\pm$ 15.18

Note. Values are expressed as mean  $\pm$  standard deviation.

**Table 3.** Gluteus medius activation (%MVIC) depending on the position, placement of the band, and contraction type (N=24).

Type of Contraction	Placement of the band	Semi-squat posture	Squat posture
Concentric contraction	Knee (A)	21.85 ± 6.67	26.84 ± 7.85
	Ankle (B)	26.16 ± 7.02	33.31 ± 11.85
	Foot (C)	30.36 ± 8.21	39.20 ± 12.27
Eccentric contraction	Knee (A)	26.23 ± 8.23	30.84 ± 8.81
	Ankle (B)	31.82 ± 8.55	39.30 ± 12.52
	Foot (C)	36.88 ± 10.2	46.02 ± 12.71

Note. Values are expressed as mean ± standard deviation

에 따라 유의한 차이를 보였다. 또한 이원배치 반복측정 분산분석 결과 자세x 밴드 위치( $F=4.739$ ,  $p<0.05$ ), 밴드 위치x 수축유형( $F=5.512$ ,  $p<0.05$ )는 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 삼원배치 반복측정 분산 분석 결과는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다.

세미 스퀴트 자세는 평균 28.88%의 근활성도와 스퀴트 자세에서는 평균 35.92%의 근활성도를 보였고 무릎과 발목 발에 밴드를 위치 시 각각 평균 26.44%, 32.65%, 38.12%의 근활성도를 보여주었다. 동심성 수축 시 평균 29.62% 근활성도와 편심성 수축 시 평균 35.18%의 근활성도를 보여주었으며 자세와 밴드 위치에서는 세미 스퀴트 자세에서 무릎, 발목, 발에 대한 각각, 평균 24.04%, 38.99%, 33.62%를 보여주었으며 스퀴트 자세에서 무릎, 발목, 발에 대한 각각, 평균 28.84%, 36.31%, 42.61%를 보여주었다. 동심성 수축에서는 무릎, 발목, 발에 대한 각각, 평균 24.35%, 29.73%, 34.78%의 근활성도를 보여주었으며 편심성 수축에서는 무릎, 발목, 발에 대한 각각, 평균 28.53%, 35.56%, 41.45%를 보여주었다.

TFL의 자세와 밴드 위치, 수축유형에 따른 근활성도의 변화는 다음과 같다(Table 4). TFL의 자세와 밴드 위치, 수축유형에 따른 근활성도의 이원배치 반복측정 분산분석 결과 자세( $F=6.006$ ,  $p<0.05$ )와 밴드 위치( $F=71.793$ ,  $p<0.01$ ) 수축유형( $F=8.229$ ,  $p<0.01$ )에 따라 유의한 차이를 보였다. 또한 이원배치 반복측정 분산 분석 결과 밴드 위치 x 수축유형( $F=3.573$ ,  $p<0.05$ )에서 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 삼원배치 반복측정 분산 분석 결과는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 세미 스퀴트 자세는 평균 16.78%의 근활성도와 스퀴트 자세에서는 평균 18.69%의 근활성도를 보였고 무릎과 발목 발에 밴드를 위치 시 각각, 평균 13.86%, 17.45%, 21.89%의 근활성도를 보여주었다. 동심성 수축 시 평균 17.16% 근활성도와 편심성 수축 시 평균 18.31%의 근활성도를 보여주었으며 동심성 수축에서는 무릎, 발목, 발에 대한 각각, 평균 13.37%, 16.48%, 21.62%의 근활성도를 보여주었으며 편심성 수축에서는 무릎, 발목, 발에 대한 각각, 평균 14.34%, 18.42%, 22.16%를 보여주었다.

#### TFL의 자세와 밴드 위치, 수축유형에 따른 근활성도 변화

**Table 4.** Tensor fascia lata activation (%MVIC) depending on the position, placement of the band, and contraction type (N=24).

Type of Contraction	Placement of the band	Semi-squat posture	Squat posture
Concentric contraction	Knee (A)	12.30 ± 4.84	14.45 ± 5.82
	Ankle (B)	15.34 ± 5.69	17.62 ± 6.19
	Foot (C)	20.80 ± 8.35	22.44 ± 7.56
Eccentric contraction	Knee (A)	13.20 ± 5.04	15.48 ± 5.56
	Ankle (B)	17.82 ± 6.93	19.01 ± 6.55
	Foot (C)	21.12 ± 8.60	23.10 ± 7.96

Note. Values are expressed as mean ± standard deviation

## 논의

본 연구에서는 건강한 성인을 대상으로 저항밴드를 이용한 옆으로 걷기 운동시 자세와 저항밴드의 위치 및 수축유형이 엉덩관절 벌림근의 근활성도에 미치는 영향을 확인하고자 하였다. 그 결과 세미 스쿼트와 스쿼트 자세 그리고 무릎, 발목, 발에 적용된 저항밴드의 위치 및 수축유형에 따라서 GMAX, GMED, TFL의 근활성도에 차이를 보였다. 또한 모든 근육에서 밴드위치와 수축유형 간의 상호작용 효과와 GMAX과 GMED에서 밴드위치와 자세 간의 상호작용 효과가 나타났다.

본 연구에서 GMAX, GMED, TFL은 세미 스쿼트 자세에서는 각각, 평균 19.71%, 28.88%, 16.78%의 근활성도와 스쿼트 자세에서는 각각 평균 33.29%, 35.92%, 18.69%의 근활성도를 보여주었다. 스쿼트 자세로 바뀔 때 GMAX의 경우 평균 근활성도가 약 70% 가까이 증가하였으며 GMED과 TFL은 각각 25%, 11% 증가하였다.

선행연구에서는 직립 자세에서 세미 스쿼트 자세로 운동을 수행했을 때 GMAX과 GMED은 각각, 70%, 40% 증가하였으며 TFL은 오히려 감소하였다[23]. Berry 등 [23]의 연구에서는 직립 자세에서 세미 스쿼트 자세로 실시하였고 본 연구에서는 세미스쿼트 자세에서 스쿼트 자세로 실시하였기 때문에 직접적인 비교는 어렵지만 본 연구에서는 이전에 수행된 자세보다 무릎 굽힘 각도가 더 높았기 때문에 본 연구에서의 더 높은 GMAX과 GMED의 근활성도를 설명할 수 있다. 무릎의 굽힘 각도가 증가하게 되면 엉덩관절의 각도도 증가하기 때문에 [41] 엉덩관절 평근에 대한 모멘트 팔이 증가하게 된다. 결과적으로 모멘트 팔은 힘을 생성하는 중요한 인자이므로 더 높은 엉덩관절 굽힘 토크에 대응하기 위해 GMAX을 활성화 시키며 이차적으로는 GMED을 활성화 시킬 수 있으며[3, 42] 일반적으로 스쿼트 동작 시 깊이 앉을수록 GMAX의 점진적인 활성화가 나타나는 것으로 알려져 있다[41, 43]. 게다가 깊게 앉게 되면 무릎에 더 큰 외반각을 만들어 내기 때문에 이를 조절하고 방지하기 위해서 GMED을 더욱 활성화시키게 된다[44].

본 연구에서는 TFL의 근활성도는 자세가 더 낮아졌음에도 불구하고 감소하지 않았다. 이전 연구들에서는 직립 자세에서 세미 스쿼트 자세로 변경했을 때 엉덩관절 굽힘 모멘트가 형성되기 때문에 TFL의 요구가 줄어들 수 있으며[23] 다른 연구에서는 생체역학적인 측면에서 엉덩관절이 구부러지게 되면 TFL의 길이-장력 관계를 변화시켜 결과적으로 근활성도가 줄어들 수 있음을 확인하였다 [45]. 하지만 본 연구에서는 오히려 TFL의 근활성도가 증가하였다. 이러한 이유는 연구에서 사용된 더 깊은 스

쿼트 자세와 밴드의 강도 때문일 수 있다. Muraoka & Suzuki [43]의 연구에서는 스쿼트 동작 시 무릎의 굽힘 각도가 30°에서 60°로 이동할수록 GMAX을 포함한 하지의 근육들의 근활성도가 증가하였다. 따라서 전체적인 다리근육의 활성도가 요구될 수 있기 때문에 이는 TFL의 근육 동원을 높일 수 있다[41, 43]. 또한 본 연구에서는 중간 정도의 강도인 초록색의 고리형 밴드를 사용하였으며 이전 연구에서는 대부분 대상자가 빨간색 밴드를 사용하였다[25]. 일반적으로 더 높은 저항은 더 많은 근육 동원을 필요로 하기 때문에 기존의 선행연구보다 더 깊은 자세와 더 강도 높은 밴드로 인한 부하에 저항하기 위해 TFL을 더 활성화 시킬 수 있다.

저항밴드의 위치가 무릎에서 발목 및 발로 이동할수록 GMAX, GMED, TFL의 근활성도가 점진적으로 증가하였다. 이와 대조적으로 Cambridge 등[24]과 Lewis 등 [25] 연구에서는 발목에서 발로 밴드를 옮겼을 때는 TFL의 증가 없이 GMAX과 GMED의 근활성도가 증가하였다. 이론적으로 밴드의 위치를 발목에서 발에 적용하게 되면 레버 암의 길이가 길어지면서 발에 대한 안쪽회전 모멘트가 만들어지게 되면서 이에 대응하기 위해 운동 중 가쪽회전에 대한 힘을 만들어낸다. 하지만 TFL의 기능은 엉덩관절을 안쪽회전 시키는 것이기 때문에[16] TFL의 근활성도는 발목에서 발로 밴드위치를 변경한다고 영향을 받지 않는다[24, 25].

본 연구에서는 발목에서 발로 밴드를 옮겼을 때 이전 연구들처럼 TFL의 근활성도가 유지되거나 감소하지 않고 엉덩이 근육과 같이 증가하였다. Medeiros 등[26]의 최근 연구에 따르면 발에 밴드를 적용시키고 옆으로 걷는 것이 실제로 엉덩관절의 안쪽회전에 모멘트에 저항하기 위한 가쪽회전 힘을 생성하기보다는 안쪽회전 힘을 생성한다고 하였다. 이는 본 연구에서 발목에서 발로 밴드위치를 옮겼을 때 엉덩이 근육과 같이 증가된 TFL의 근활성도를 부분적으로 설명할 수 있다. 하지만 특정 근육의 근활성도를 기반으로 토크의 크기와 방향을 추론하는 것은 문제가 될 수 있다. 엉덩이 근육은 다양한 면에서의 기능을 가지기 때문에 하지의 관절 각도에 따라 다를 수 있으며[46] 토크 방향을 가정하기 위해서는 움직임 시 근육의 공동수축 효과와 크기를 계산해야한다[26, 47]. 따라서 각각의 근육 활동 수준이 단순히 해석되기는 어려울 수 있다. 다양한 연구에서 단일관절 동작으로 구성된 엉덩관절 벌림근 운동들은 엉덩관절의 회전 유무에 따라서 TFL의 활성도를 최소화시키면서 엉덩이근육을 더욱 활성화시킬 수 있다는 것을 보여주었지만[15, 18, 48-50]. 옆으로 걷기 운동의 경우 다관절 운동으로써 열린 사슬운동과 닫힌 사슬운동을 포함하기 때문에 근육에 대한 요구를 단순히 직관적 확인하기는 어려울 수 있다

[26, 47].

또한 Cambridge 등[24]과 Lewis 등[25]의 연구에서는 옆으로 걷기 운동 시 실제로 엉덩관절 회전 각도에 관한 요소들은 측정하지 않았다. 이는 가쪽회전과 안쪽회전에 대한 움직임이 실제로 TFL의 근활성도에 영향을 미치는지를 더욱 어렵게 만든다. 또 다른 연구에서는 옆으로 걷기 운동 시 엉덩관절의 회전각도를 측정하였지만 발에 밴드를 위치시키지 않았으며 엉덩관절의 회전에 따라서 엉덩이 근육의 활성도가 변하지는 않았다[27] 따라서 이전에 주장한 발에 밴드를 위치시킴으로써 엉덩관절이 안쪽회전되면서 생기는 토크에 대응하기 위해 가쪽회전근의 근활성도가 높아지고 안쪽회전근의 근활성도는 최소화된다는 생체역학적인 가정은 불확실하다[24, 25].

본 연구에서는 동심성 수축 단계와 편심성 수축 단계로 구성된 옆으로 걷기 운동 시 편심성 수축 단계에서 더 높은 근활성도를 보여주었다. 이는 이전 연구와 일치한다[23, 25, 27]. 본 연구에서 운동 수행 시 반대쪽 방향으로 움직이면서 편심성 수축이 될 때 벌립하는 동작에 대응하기 위해 엉덩이 근육들은 골반과 몸통을 안정화시키는 역할을 하며 생체역학적으로 가로면과 정중면에서의 골반의 바람직하지 않는 보상적 움직임을 방지하기 위해 편심성 수축에서 더 높은 근활성도를 생성할 수 있다[3].

GMAX, GMED, TFL에서 밴드 위치와 수축유형에서 상호작용 효과가 나타났다. 밴드의 위치가 먼쪽으로 이동할수록 편심성 수축 단계에서 더 높은 비율로 근활성도가 증가하였다. 이는 이전 연구와 다른 결과였다. Lewis 등[25]은 동심성 수축에서 먼쪽 부위에 밴드 위치에 대한 효과크기가 크다고 했지만 본 연구에서는 편심성 수축에서 효과가 더 크게 나타났다. 이러한 이유는 본 연구에서는 더 깊은 스쿼트 자세를 이용한 것이 이유가 될 수 있다. 일반적으로 이는 무릎이나 발목보다 발에서는 저항밴드의 길이가 더 크게 늘어난다. 게다가 더 깊은 스쿼트 자세는 세미 스쿼트 자세보다 무릎을 더 많이 구부리기 때문에 한발로 지지하게 되는 편심성 수축 시 더 불안정해질 수 있다[25, 51]. 이는 엉덩이 근육에 더 많은 근활성도를 유발할 수 있다.

동심성 수축 단계(concentric phase)와 편심성 수축 단계(eccentric phase)를 구분하여 근활성도를 분석하는 것도 또한 매우 중요한 임상 평가이며 운동의 어느 순간에 더 높은 수준의 근활성화가 필요한지를 결정하는 연구는 운동 강도를 설정하는데 유용할 수 있다[52]. 우세다리가 편심성 수축일 때 더 많은 근육 활동을 보이기 때문에 엉덩관절의 병리가 있는 경우에 점진적인 재활을 위해서 약한 쪽의 근육을 편심성 수축 단계 방향으로 사용하지 않고 동심성 수축만 시키는 것이 필요할 수 있다[53]. 이와는 반대로 근육 활성화를 최적화하기 위해서는 저항

밴드를 이용한 옆으로 걷기 운동 시 양방향으로 수행되어야 함을 이해하는 것이 중요하며 역동적이고 기능적인 움직임 패턴으로 엉덩이 근육을 활성화 시켜 운동의 복잡성을 증가시키는 것이 중요할 수 있다[54].

본 연구에서는 이전 선행연구 결과와 다르게 밴드의 위치를 발목에서 발로 옮기거나 스쿼트 자세 시 무릎을 더 구부린다고 해서 TFL의 근활성도가 감소하거나 유지되지 않았다. 많은 연구에서 하지 손상과 TFL의 활성화에 대한 관계에 중점을 두고 있다는 사실에 비춰볼 때 이러한 요인은 특정 환자 집단에게 중요한 고려사항일 수 있다[55-58]. 하지만 TFL에 대한 생체역학적인 가정에 대한 해부학적 기능과 잠재적인 하지 부상 위험에 대한 전향적 연구의 경우 여전히 논란이 있는 주제이다[59-61]. 따라서 본 연구 결과를 바탕으로 환자의 개인의 능력에 맞는 부하를 설정하고 더 높은 엉덩이 근육 활성화를 유도하기 위한 운동프로그램을 처방하기 위해서는 유용한 자료가 될 수 있을 것이라 생각된다.

본 연구는 몇 가지 제한점을 가지고 있다. 첫째, 남성 대상자만 모집하였으며 병리학적인 연구에 대한 데이터는 이 연구에서 고려되지 않았으므로 일반화하기가 어렵다. 따라서 향후 연구에서는 하지의 병리가 있는 대상자를 상대로 운동의 효과를 증명하는 연구가 추가적으로 필요할 것으로 생각된다. 둘째, 본 연구에서는 운동학적인 요소를 측정하지 않았다. 이는 운동 수행 중 더 깊은 스쿼트 자세에 대한 무릎관절 각도를 수치화할 수 없었다. 하지만 웹캠을 사용하여 무릎 깊이에 따른 동작의 정확성을 판단하였다. 차후 추가적인 연구에서는 저항밴드를 이용한 옆으로 걷기 운동 시 밴드 위치와 자세에 따라서 토크의 크기와 근활성도를 동시에 측정한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

## 결론

본 연구는 저항밴드를 이용한 옆으로 걷기 운동 시 자세와 저항밴드의 위치, 수축유형이 엉덩관절 벌립근의 근활성도에 미치는 영향에 대해 알아보고자 실시하였다. 그 결과 자세와 밴드 위치, 수축유형에 따라 GMAX, GMED, TFL에 근활성도에 유의한 차이가 관찰되었다( $p < 0.05$ ). 세미 스쿼트 자세보다 스쿼트 자세에서 엉덩관절 벌립근의 근활성도가 증가하였으며 밴드의 위치를 몸쪽에 배치하는 것보다 먼쪽에 배치하는 것이 더 높은 근활성도를 보였다( $p < 0.05$ ). 또한 운동단계에서는 동심성 수축 단계보다 편심성 수축 단계에서 근활성도가 더 높게 나타났다( $p < 0.05$ ). 이러한 결과를 바탕으로 발목에서 발로 밴드의 위치를 적용한다고 해서 TFL의 근활성도를 최소화시키지는 않았지만 더 높은 부하를 통해 엉덩관절

별립근을 강화시키기 위해서는 스쿼트 자세와 저항밴드를 발에 위치시키고 편심성 수축 단계를 이용하는 것이 엉덩관절 별립근을 강화시키기 위한 가장 효과적인 방법이라는 것을 확인하였다. 앞으로는 엉덩관절에 대한 병리를 가지고 있는 환자를 대상으로 한 여러 가지 운동프로그램의 개발이 필요하다고 생각한다.

## 참고문헌

- Bishop BN, Greenstein J, Etnoyer-Slaski JL, Sterling H, Topp R. Electromyographic analysis of gluteus Maximus, gluteus medius, and tensor fascia Latae during therapeutic exercises with and without elastic resistance. *Int J Sports Phys Ther.* 2018;13:668-75.
- Elzanie A, Borger J. *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb.* 2022.
- Neumann DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40:82-94.
- Grimaldi A. Assessing lateral stability of the hip and pelvis. *Man Ther.* 2011;16:26-32.
- Lavine R. Iliotibial band friction syndrome. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2010;3:18-22.
- Van Cant J, Pineux C, Pitance L, Feipel V. Hip muscle strength and endurance in females with patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis. *Int J Sports Phys Ther.* 2014;9:564-82.
- Homan KJ, Norcross MF, Goerger BM, Prentice WE, Blackburn JT. The influence of hip strength on gluteal activity and lower extremity kinematics. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23:411-5.
- Thomas DT, R S, Prabhakar AJ, Dineshbhai PV, Eapen C. Hip abductor strengthening in patients diagnosed with knee osteoarthritis - a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2022;23:622.
- Dix J, Marsh S, Dingenen B, Malliaras P. The relationship between hip muscle strength and dynamic knee valgus in asymptomatic females: A systematic review. *Phys Ther Sport.* 2019;37:197-209.
- Hewett TE, Myer GD. The mechanistic connection between the trunk, hip, knee, and anterior cruciate ligament injury. *Exerc Sport Sci Rev.* 2011;39:161-6.
- Malloy PJ, Morgan AM, Meinerz CM, Geiser CF, Kipp K. Hip external rotator strength is associated with better dynamic control of the lower extremity during landing tasks. *J Strength Cond Res.* 2016;30:282-91.
- Neal BS, Lack SD, Lankhorst NE, Raye A, Morrissey D, van Middelkoop M. Risk factors for patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2019;53:270-81.
- Sahrmann S, Azevedo DC, Van Dillen L. Diagnosis and treatment of movement system impairment syndromes. *Braz J Phys Ther.* 2017;21:391-9.
- Macadam P, Cronin J, Contreras B. An examination of the gluteal muscle activity associated with dynamic hip abduction and hip external rotation exercise: A systematic review. *Int J Sports Phys Ther.* 2015;10:573-91.
- McBeth JM, Earl-Boehm JE, Cobb SC, Huddleston WE. Hip muscle activity during 3 side-lying hip-strengthening exercises in distance runners. *J Athl Train.* 2012;47:15-23.
- Selkowitz DM, Beneck GJ, Powers CM. Which exercises target the gluteal muscles while minimizing activation of the tensor fascia lata? Electromyographic assessment using fine-wire electrodes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013;43:54-64.
- Sidorkewicz N, Cambridge EDJ, McGill SM. Examining the effects of altering hip orientation on gluteus medius and tensor fasciae latae interplay during common non-weight-bearing hip rehabilitation exercises. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2014;29:971-6.
- Willcox EL, Burden AM. The influence of varying hip angle and pelvis position on muscle recruitment patterns of the hip abductor muscles during the clam exercise. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013;43:325-31.
- Loyd BJ, Jennings JM, Judd DL, Kim RH, Wolfe P, Dennis DA, et al. Influence of hip abductor strength on functional outcomes before and after total knee arthroplasty: Post hoc analysis of a randomized controlled trial. *Phys Ther.* 2017;97:896-903.
- Piva SR, Teixeira PEP, Almeida GJM, Gil AB, DiGioia AM, 3rd, Levison TJ, et al. Contribution of hip abductor strength to physical function in patients with total knee arthroplasty. *Phys Ther.* 2011;91:225-33.
- Raya-González J, García-Esteban S, Hume P, Castillo D. Effects of gluteal muscles strengthening on lower-limb injuries in male professional handball players: A preliminary study. *J Strength Cond Res.*

- 2021;35:1593-8.
22. Stasi S, Papathanasiou G, Chronopoulos E, Galanos A, Papaioannou NA, Triantafyllopoulos IK. Association between abductor muscle strength and functional outcomes in hip-fractured patients: a cross-sectional study. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2018;18:530-42.
  23. Berry JW, Lee TS, Foley HD, Lewis CL. Resisted side stepping: The effect of posture on hip abductor muscle activation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2015;45:675-82.
  24. Cambridge EDJ, Sidorkewicz N, Ikeda DM, McGill SM. Progressive hip rehabilitation: the effects of resistance band placement on gluteal activation during two common exercises. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012;27:719-24.
  25. Lewis CL, Foley HD, Lee TS, Berry JW. Hip-muscle activity in men and women during resisted side stepping with different band positions. *J Athl Train.* 2018;53:1071-81.
  26. Medeiros HBO, Silvano GA, Herzog W, Nunes MO, de Brito Fontana H. Hip torques and the effect of posture in side-stepping with elastic resistance. *Gait Posture.* 2022;93:119-25.
  27. Youdas JW, Foley BM, Kruger BL, Mangus JM, Tortorelli AM, Madson TJ, et al. Electromyographic analysis of trunk and hip muscles during resisted lateral band walking. *Physiother Theory Pract.* 2013;29:113-23.
  28. Emamvirdi M, Letafatkar A, Khaleghi Tazji M. The effect of Valgus control instruction exercises on pain, strength, and functionality in active females with patellofemoral pain syndrome. *Sports Health.* 2019;11:223-37.
  29. Koldenhoven RM, Fraser JJ, Saliba SA, Hertel J. Ultrasonography of gluteal and fibularis muscles during exercises in individuals with a history of lateral ankle sprain. *J Athl Train.* 2019;54:1287-95.
  30. Lininger MR, Miller MG. Iliotibial band syndrome in the athletic population: Strengthening and rehabilitation exercises. *Strength Cond J.* 2009;31:43-6.
  31. Rabelo NDdA, Costa LOP, Lima BMD, dos Reis AC, Bley AS, Fukuda TY, et al. Adding motor control training to muscle strengthening did not substantially improve the effects on clinical or kinematic outcomes in women with patellofemoral pain: A randomised controlled trial. *Gait Posture.* 2017;58:280-6.
  32. Rabelo NDdA, Lima B, Reis ACd, Bley AS, Yi LC, Fukuda TY, et al. Neuromuscular training and muscle strengthening in patients with patellofemoral pain syndrome: a protocol of randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord.* 2014;15:157.
  33. Fredericson M, Cookingham CL, Chaudhari AM, Dowdell BC, Oestreicher N, Sahrman SA. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clin J Sport Med.* 2000;10:169-75.
  34. Macadam P, Feser EH. Examination of gluteus Maximus electromyographic excitation associated with dynamic hip extension during body weight exercise: A systematic review. *Int J Sports Phys Ther.* 2019;14:14-31.
  35. Moore D, Semciw AI, Pizzari T. A systematic review and meta-analysis of common therapeutic exercises that generate highest muscle activity in the gluteus medius and gluteus minimus segments. *Int J Sports Phys Ther.* 2020;15:856-81.
  36. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G\* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods.* 2007;39:175-91.
  37. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers M, Romani W. *Muscles: Testing and function, with posture and pain.* 5 ed. Baltimore, MD: Wolters Kluwer Health; 2014 2014/12/1.
  38. Selkowitz DM, Beneck GJ, Powers CM. Comparison of electromyographic activity of the superior and inferior portions of the gluteus Maximus muscle during common therapeutic exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2016;46:794-9.
  39. Rainoldi A, Melchiorri G, Caruso I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *J Neurosci Methods.* 2004;134:37-43.
  40. Konrad P. *The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography.* 2005.
  41. Caterisano A, Moss RE, Pellingier TK, Woodruff K, Lewis VC, Booth W, et al. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *J Strength Cond Res.* 2002;16:428-32.
  42. Reiman MP, Bolgla LA, Loudon JK. A literature review of studies evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises. *Physiother Theory Pract.* 2012;28:257-68.

43. Muraoka H, Suzuki T. Effects of trunk anterior tilt and knee joint flexion angle changes on muscle activity in the lower limb muscles. *J Phys Ther Sci.* 2021;33:472-9.
44. Lorenzetti S, Ostermann M, Zeidler F, Zimmer P, Jentsch L, List R, et al. Correction to: How to squat? Effects of various stance widths, foot placement angles and level of experience on knee, hip and trunk motion and loading. *BMC Sports Sci Med Rehabil.* 2020;12:7.
45. de Almeida Paz I, Frigotto MF, Cardoso CA, Rabello R, Rodrigues R. Hip abduction machine is better than free weights to target the gluteus medius while minimizing tensor fascia latae activation. *J Bodyw Mov Ther.* 2022;30:160-7.
46. Delp SL, Hess WE, Hungerford DS, Jones LC. Variation of rotation moment arms with hip flexion. *J Biomech.* 1999;32:493-501.
47. Martins EC, Ruschel C, Roesler EM, Silvano GA, de Castro MP, Herzog W, et al. Tensor fascia latae and gluteal muscles myoelectric responses to increasing levels of hip medial rotation torque. *J Biomech.* 2022;132:110944.
48. Baik SM, Cynn HS, Shim JH, Lee JH, Shin AR, Lee KE. Effects of Log-Rolling Position on Hip-Abductor Muscle Activation During Side-Lying Hip-Abduction Exercise in Participants With Gluteus Medius Weakness. *Journal of athletic training.* 2021;56:945-51.
49. Lee J-H, Cynn H-S, Choi S-A, Yoon T-L, Jeong H-J. Effects of different hip rotations on gluteus medius and tensor fasciae latae muscle activity during isometric side-lying hip abduction. *J Sport Rehabil.* 2013;22:301-7.
50. Lee J-H, Cynn H-S, Kwon O-Y, Yi C-H, Yoon T-L, Choi W-J, et al. Different hip rotations influence hip abductor muscles activity during isometric side-lying hip abduction in subjects with gluteus medius weakness. *J Electromyogr Kinesiol.* 2014;24:318-24.
51. Reiman MP, Bolgla LA, Lorenz D. Hip functions influence on knee dysfunction: a proximal link to a distal problem. *J Sport Rehabil.* 2009;18:33-46.
52. Vigotsky AD, Halperin I, Lehman GJ, Trajano GS, Vieira TM. Interpreting signal amplitudes in surface electromyography studies in sport and rehabilitation sciences. *Front Physiol.* 2018;8.
53. Jacobs CA, Lewis M, Bolgla LA, Christensen CP, Nitz AJ, Uhl TL. Electromyographic analysis of hip abductor exercises performed by a sample of total hip arthroplasty patients. *J Arthroplasty.* 2009;24:1130-6.
54. Ford KR, Nguyen A-D, Dischiavi SL, Hegedus EJ, Zuk EF, Taylor JB. An evidence-based review of hip-focused neuromuscular exercise interventions to address dynamic lower extremity valgus. *Open Access J Sports Med.* 2015;6:291-303.
55. Baker RL, Souza RB, Rauh MJ, Fredericson M, Rosenthal MD. Differences in knee and hip adduction and hip muscle activation in runners with and without iliotibial band syndrome. *PM R.* 2018.
56. Besomi M, Maclachlan L, Mellor R, Vicenzino B, Hodges PW. Tensor fascia Latae muscle structure and activation in individuals with lower limb musculoskeletal conditions: A systematic review and meta-analysis. *Sports Med.* 2020;50:965-85.
57. Flaxman TE, Alkjaer T, Smale KB, Simonsen EB, Krogsgaard MR, Benoit DL. Differences in EMG-moment relationships between ACL-injured and uninjured adults during a weight-bearing multi-directional force control task. *J Orthop Res.* 2019;37:113-23.
58. Ganderton C, Pizzari T, Harle T, Cook J, Semciw A. A comparison of gluteus medius, gluteus minimus and tensor fascia latae muscle activation during gait in post-menopausal women with and without greater trochanteric pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol.* 2017;33:39-47.
59. Bianco A, Lorenzetti S, Seiler J, Fontana HdB, Herzog W, Silvano GA, et al. The "journal of functional morphology and kinesiology" Journal Club series: Highlights on recent papers in corrective exercise. *J Funct Morphol Kinesiol.* 2020;5.
60. Chia L, de Oliveira Silva D, McKay MJ, Sullivan J, Micolis de Azevedo F, Pappas E. Limited support for trunk and hip deficits as risk factors for athletic knee injuries: A systematic review with meta-analysis and best-evidence synthesis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2020;50:476-89.
61. Dischiavi SL, Wright AA, Hegedus EJ, Bleakley CM. Rethinking dynamic knee Valgus and its relation to knee injury: Normal movement requiring control, not avoidance. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2019;49:216-8.