

하위 무릎뼈를 지닌 성인들을 대상으로 쪼그려 앉기 운동 시 하위 무릎뼈 스트랩을 이용한 무릎뼈 높이 변화가 넓다리네갈래근의 근 활성화도에 미치는 영향

강민혁

인제대학교 대학원 물리치료학과

김지원, 윤지연

인제대학교 대학원 재활과학과

장준혁

해운대 자생한방병원 물리치료실

오재섭

인제대학교 의생명공학대학 물리치료학과

Abstract

The Effect of Changes in Patellar Height Using Infra-Patellar Strap on the EMG Activity of Quadriceps Muscles During a Squat Exercise in Adults With Patellar Baja

Min-hyeok Kang, B.H.Sc., P.T.

Dept. of Physical Therapy, The Graduate School, Inje University

Ji-won Kim, M.Sc., P.T.

Ji-yeon Yoon, M.Sc., P.T.

Dept. of Rehabilitation Science, The Graduate School, Inje University

Jun-hyeok Jang, M.Sc., P.T.

Dept. of Physical Therapy, Haeundae Jaseng Hospital of Oriental Medicine

Jae-seop Oh, Ph.D., P.T.

Dept. of Physical Therapy, College of Biomedical Science and Engineering, Inje University

The purpose of this study was to assess the influence of patellar height on quadriceps muscles' electromyography (EMG) activity during a squat exercise in adults with patella baja. For the study, we recruited 15 volunteers who had patella baja on the right side. We measured the EMG activity of the right rectus femoris, vastus medialis oblique, and vastus lateralis muscles during squat exercises under two conditions, specifically with and without an infra-patellar strap. The infra-patellar strap was applied below the tested patella to elevate the patella to a normal height. A paired t-test was used to compare the effects of patella height on EMG activity of the quadriceps muscles. The EMG activity of the rectus femoris (RF), vastus medialis oblique (VMO), and vastus lateralis (VL) muscles were significantly decreased during the squat exercise with the infra-patellar strap compared to the same exercise without the infra-patellar strap ($p < .05$), while the VMO/VL ratio was not different significantly between two conditions ($p > .05$). The findings of this study suggest that an infra-patellar strap may benefit people with patellar baja, as changes in patellar height could improve the efficiency of the quadriceps muscles.

Key Words: Electromyography; Infra-patellar strap; Patellar baja; Quadriceps muscles.

I. 서론

무릎뼈는 무릎관절 복합체를 이루는 관절 중 하나인 무릎넙다리관절(patellofemoral joint)을 구성하는 해부학적 구조물이며 무릎관절 펌의 생체역학적 기전에 중요한 역할을 한다(Levangie와 Norkin, 2005; Neumann, 2010). 무릎뼈는 무릎관절 축으로부터 넙다리네갈래근 힘줄(quadriceps tendon)과 무릎 힘줄(patellar tendon)의 거리를 증가시킴으로써 넙다리네갈래근의 내적 모멘트 팔(internal moment arm)을 더 길게 만들고, 결과적으로 무릎 펌 모멘트를 증가시킨다(Levangie와 Norkin, 2005). 또한 내적 모멘트 팔의 증가는 같은 양의 펌 근육 토크를 생성하는데 필요한 넙다리네갈래근의 힘을 감소시키기 때문에 넙다리네갈래근의 효율성을 증진시킨다(Kaufer, 1971; Neumann, 2010).

무릎뼈의 위치는 무릎관절의 생체역학을 변화시킬 수 있는 중요한 요소이므로 올바른 무릎뼈 정렬 측정은 임상적으로 중요하며, 이를 위해 방사선 촬영, 자기공명 영상 촬영 등 다양한 방법들이 사용되고 있다(Insall과 Salvati, 1971; Shabshin 등, 2004). 이 중 무릎관절을 방사선 촬영하여 무릎 힘줄 길이/무릎뼈의 길이(patellar length) 비율을 측정하는 Insall과 Salvati 지표가 가장 보편적으로 사용되고 있다. Insall과 Salvati 지표에 의하면 정상적인 무릎뼈 위치는 무릎 힘줄 길이/무릎뼈의 길이 비율이 .8~1.2 사이인 경우이며, 고위 무릎뼈(patella alta)와 하위 무릎뼈(patella baja)는 각각 1.2 이상 및 .8 이하로 분류된다(Insall과 Salvati, 1971).

고위 무릎뼈는 무릎뼈와 넙다리뼈 사이의 접촉면(contact area)을 감소시키기 때문에 무릎넙다리관절의 스트레스 증가와 무릎넙다리관절 불안정성 및 앞쪽 무릎 통증(anterior knee pain)을 유발한다(Sahrman, 2010; Ward 등, 2007). 반면에 하위 무릎뼈는 넙다리네갈래근 약화로 인해 발생할 수 있으며(Levangie와 Norkin, 2005; Morshed와 Ries, 2002; Noyes 등, 1991), Ahmad 등(1998)은 하위 무릎뼈로 인한 무릎넙다리관절 반발력(patellofemoral joint reaction force) 증가와 변화된 접촉 부위가 앞쪽 무릎 통증을 야기할 수 있다고 제시하였다. 또한 하위 무릎뼈는 전방십자인대 손상의 위험 인자로 고려될 뿐만 아니라, 무릎넙다리 골관절염을 야기하는 경직(stiffness)과 통증을 유발할 수

있으므로 무릎 손상 예방 및 재활에 있어서 중요하게 고려된다(Lin 등 2005; Noyes 등 1991).

무릎뼈의 이상정렬과 그에 따른 문제점을 보완하기 위해서 테이핑, 보조기(brace) 등과 같은 보조물을 이용한 치료 방법들이 적용되고 있다(Chew 등, 2007; Christou, 2004; Holtzman과 Harris-Hayes, 2012). 보조기는 무릎뼈의 정렬을 변화시켜 정상적인 움직임 유도할 수 있으며, 무릎뼈의 가쪽으로 적용되는 힘(lateral patellar forces)을 완화시킬 수 있다(Chew 등, 2007). Holtzman과 Harris-Hayes(2012)는 고위 무릎뼈를 지닌 환자에게 무릎뼈 테이핑을 적용 시킨 후 환자의 기능이 향상되었음을 보고하였고, Christou(2004)는 무릎넙다리 통증증후군(patellofemoral pain syndrome) 환자에게 무릎뼈 안쪽 방향으로 적용한 테이핑 중재가 안쪽빗넓은근의 근 활성도를 선택적으로 강화시킬 수 있으므로 이러한 중재 방법이 유용한 치료 방법이 될 수 있다고 제안하였다. Noyes 등(1991)은 하위 무릎뼈 치료를 위해 무릎뼈의 정상적인 움직임 및 정렬을 유도할 수 있는 운동의 중요성을 언급하였는데, 하위 무릎뼈 스트랩(infra-patellar strap)은 정상적인 무릎뼈 정렬을 유도할 수 있는 도구로써 무릎뼈의 위쪽 움직임 및 탈구 방지를 도와줄 뿐 아니라, 보조기와 테이핑 방법에 비해 경제적이고 간편하게 적용할 수 있다(정진우 등, 2009).

현재 임상에서는 이러한 보조물을 이용하는 방법 외에도 하위 무릎뼈를 야기하는 원인 중 하나인 넙다리네갈래근을 강화시키기 위해 쪼그려 앉기 운동(squat exercise)을 많이 사용하고 있다(Irish 등, 2010; Richards 등, 2008). 쪼그려 앉기 운동과 같은 닫힌 사슬 운동은 일상생활동작에 쉽게 적용할 수 있는 과제이며 상대적으로 낮은 무릎넙다리 관절 스트레스를 제공하기 때문에 무릎관절 재활에 있어서 열린 사슬 운동에 비해 더 기능적이고 효율적인 운동으로 고려된다(Fagan과 Delahunt, 2008). Tang 등(2001)은 60°무릎 굽힘 쪼그려 앉기 운동이 무릎뼈의 가쪽 이동 제한과 무릎관절의 동적 안정성에 기여하는 안쪽빗넓은근을 선택적으로 강화시킬 수 있는 운동이라고 제시하였다. 또한 Irish 등(2010)은 등척성 엉덩관절 모음을 접목 시킨 쪼그려 앉기 운동이 올바른 무릎뼈 움직임을 유지하며 안쪽빗넓은근을 선택적으로 강화시킬 수 있는 운동 방법이라 보고하였다.

현재까지 쪼그려 앉기 운동 연구들은 관상면(coronal plane)에서 나타나는 무릎뼈의 비정상적인 가쪽 이동을 제한하기 위한 넙다리네갈래근의 근 활성화 연구에 초점이 맞춰져 있었으며(Irish 등, 2010; Tang 등, 2001; Yoon 등, 2011), 시상면에서 나타나는 무릎뼈의 높이 변화가 넙다리네갈래근의 근 활성화에 미치는 영향에 대한 연구는 미비하였다. 또한 테이핑과 보조기를 적용한 연구들에서도 무릎뼈 높이의 효과를 검증한 연구는 부족하였다. 따라서 본 연구의 목적은 하위 무릎뼈를 지닌 성인들을 대상으로 쪼그려 앉기 운동 시 하위 무릎뼈 스트랩을 이용한 무릎뼈 높이 변화가 넙다리네갈래근의 근 활성화에 미치는 영향을 알아보고자 실시하였다. 본 연구의 가설은 하위 무릎뼈 스트랩을 착용하여 쪼그려 앉기 운동을 실시하였을 때 넙다리네갈래근의 근 활성화도가 감소할 것이라고 설정하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구를 위해 인제대학교에 재학 중인 52명의 학생들을 무작위로 선정한 뒤 오른쪽 무릎의 무릎뼈 높이를 측정하여 무릎뼈가 하위 무릎뼈에 속하는 성인 남녀 15명(남성 9명, 여성 6명)을 대상으로 선정하였다. 대상자 선정의 기준이 되는 무릎뼈 높이를 측정하기 위해서 동일한 실험자가 대상자를 치료용 테이블에 바로 눕힌 후, 대상자의 오른쪽 무릎뼈 위극(patella superior pole), 무릎뼈 아래극(patella inferior pole), 정강뼈 결절(tibial tubercle)을 측정하여 펜으로 표시하였다. 무릎뼈 위극부터 무릎뼈 아래극까지의 길이와 무릎뼈 아래극부터 정강뼈 결절까지의 길이를

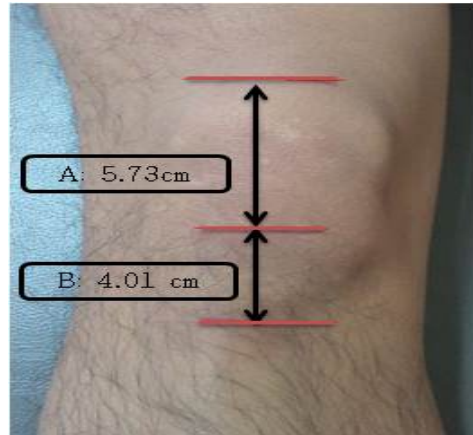


그림 1. 무릎뼈와 무릎 힘줄 길이. A: 대상자의 평균 무릎뼈 길이, B: 대상자의 평균 무릎 힘줄 길이.

각각 무릎뼈 길이와 무릎 힘줄 길이로써 측정하여 무릎 힘줄 길이/무릎뼈 길이의 비율이 .8이하인 대상자를 본 연구의 대상자로 선정하였다(Insall과 Salvati, 1971)(그림 1). 대상자 선정 과정에서 신경학적 질환이 있거나 무릎관절에 근골격계 수술 경험 혹은 최근 6개월 동안 무릎넙다리통증증후군 증상을 보인 대상자는 본 연구에서 제외하였다. 연구 대상자의 일반적 특징은 표 1에 제시되었다.

2. 실험기기 및 도구

넙다리네갈래근의 근 활성도를 측정하기 위해 MP150WSW¹⁾을 이용하여 자료를 수집 처리 하였다. 근진도 신호의 표본추출률(sampling rate)은 1,000 Hz로 설정하였고, 아날로그 신호는 60 Hz 노치 필터(notch filter)를 사용하여 수집하였다. MP150WSW를 통해 전환된 디지털 신호는 제곱근 평균 제곱(root mean square; RMS) 처리하여 분석하였다.

표 1. 연구대상자의 일반적 특성

(N=15)

일반적 특성	평균±표준편차	범위
나이(세)	23.9±2.5	21~29
신장(cm)	168.2±8.1	155~180
체중(kg)	60.1±6.4	49~73
무릎뼈 길이(cm)	5.7±.5	5.0~6.7
무릎 힘줄 길이(cm)	4.0±.5	3.2~4.9
무릎 힘줄 길이/무릎뼈 길이	.7±.1	.6~.8

1) MP150WSW, BIOPAC System Inc., Santa Barbara, CA, U.S.A.

3. 실험방법

가. 근전도 전극 부착 및 최대 수의적 등척성 수축

근전도 전극을 부착하기 전에 표면 근전도 신호에 대한 피부저항을 감소시키기 위하여 부착 부위를 제모한 후, 사포로 3~4회 문질러 피부 각질층을 제거하고 소독용 알코올로 잘 닦고 충분히 말려 준 다음 근육의 근섬유 방향과 평행하게 전극을 부착하였다. 각 근육의 근전도 전극은 Criswell(2010)이 제안한 부착 부위에 따라 오른쪽 넙다리곧은근은 넙다리 앞면의 엉덩뼈능선과 무릎 중간 지점, 가쪽넓은근은 무릎뼈의 3~5 cm 위에서 중심선의 가쪽 사선방향, 안쪽넓은근은 무릎뼈의 2 cm 위에서 중심선의 안쪽 사선방향에 각각 부착하였다. 접지 전극(ground electrode)은 오른쪽 위앞엉덩뼈가시에 부착하였다.

근전도 부착 후, 근전도 값의 정규화(normalization) 과정을 위해 Kendall 등(2005)이 제시한 도수 근력 측정 방법을 이용하여 각 근육의 최대 수의적 등척성 수축(maximal voluntary isometric contraction; MVIC)을 5초간 2회 측정하였다. 넙다리네갈래근의 최대 수의적 등척성 수축을 측정하기 위하여 대상자는 의자에 바로 앉은 자세에서 실험자의 도수 저항에 대해 무릎 펴 자세를 등척성으로 유지하였다. 5초 동안 수집한 근전도 값 중 중간 3초의 2회 평균값을 최대 수의적 등척성 수축 백분율의 기준값으로 이용하였다.

나. 실험설계

본 연구를 위해 모든 대상자들은 하위 무릎뼈 스트랩을 착용하지 않은 쪼그려 앉기 운동과 무릎뼈가 정상 높이에 놓이도록 하위 무릎뼈 스트랩을 착용한 쪼그려 앉기 운동을 각각 실시하였다. 쪼그려 앉기 운동은 임상에서 무릎의 동적 안정성에 기여하는 안쪽빗넓은근의 선택적 강화를 위해 많이 사용되고 있다 (Irish 등, 2010; Tang 등, 2001). 이전 연구에서 90° 무릎 굽힘을 실시하는 동안 안쪽빗넓은근을 선택적으로 강화시킬 수 있는 무릎 굽힘 각도를 60°로 제한하였으므로 본 연구에서 쪼그려 앉기 운동의 무릎 굽힘 범위를 60°로 선정하였다(Tang 등, 2001). 60° 무릎 굽힘 각도를 통제하기 위해 칸막이의 위치를 고정시킨 후 모든 대상자들이 60° 무릎 굽힘을 실시하였을 때 무릎뼈가 칸막이에 살짝 닿도록 대상자 위치를 선정하였다. 무릎 굽힘 각도는 각도계(goniometer)를 이용해 측정하였으며, 대상자의 발 위치를 테이프로 표시하여 모든 쪼그려 앉기 운동이 60° 무릎 굽힘 범위에서 일어나도록 통제하였다.

하위 무릎뼈 스트랩을 착용하지 않은 쪼그려 앉기 운동은 대상자들이 테이프로 표시된 곳에 발을 위치시킨 후 양발을 어깨너비로 벌리고 체간은 곧게 유지시킨 바로 선 자세에서 실시되었다. 대상자는 쪼그려 앉기 운동을 수행하는 동안 양 팔을 가슴에 올려놓고

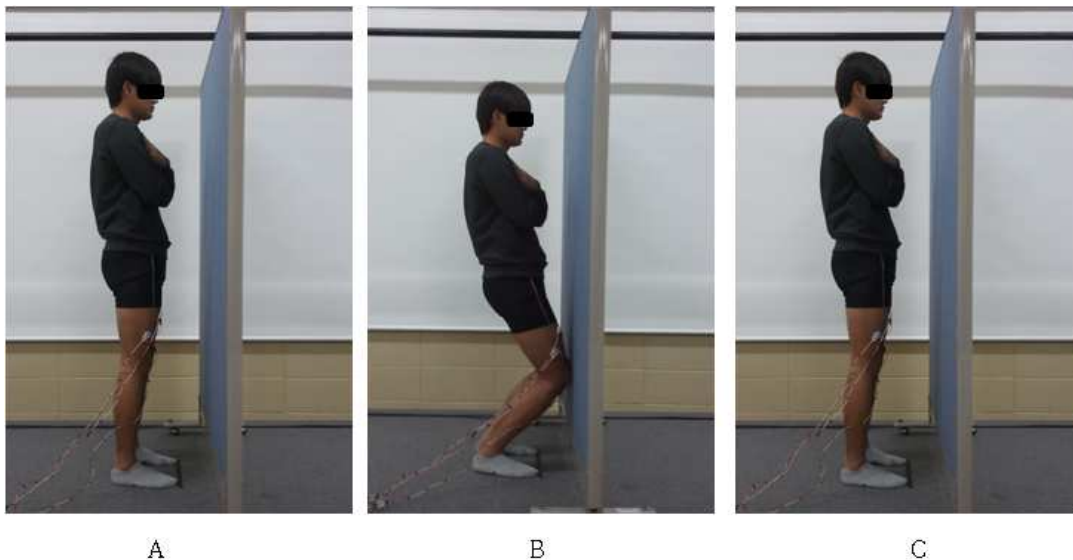


그림 2. 쪼그려 앉기 운동. A: 시작 자세, B: 60° 무릎 굽힘 자세, C: 끝 자세.

2) SP-5650, Special Protector Co., Taipei, Taiwan.



그림 3. 하위 무릎뼈 스트랩 착용.

시선은 항상 정면을 바라보았다. 쪼그려 앉기 운동의 내려가는 구간(descending phase)은 바로 선 자세에서 무릎뼈가 칸막이에 살짝 닿을 때까지의 구간, 유지 구간(holding phase)은 무릎뼈가 칸막이에 살짝 닿은 상태를 유지하는 구간, 올라가는 구간(ascending phase)은 무릎뼈가 칸막이에서 떨어진 시점부터 바로 선 자세로 돌아오는 구간으로 설정하였으며, 모든 대상자들은 각 구간을 2초씩 연속적으로 수행하였다(그림 2). 하위 무릎뼈 스트랩을 착용한 쪼그려 앉기 운동은 무릎뼈를 정상 높이에 위치시킨 후 실시되었다. 이를 위하여 실험자는 대상자를 치료용 테이블에 바로 눕히고, 대상자의 무릎뼈 길이와 무릎 힘줄 길이가 동일하도록 무릎뼈를 위쪽 방향으로 활주(gliding)시켰다. 무릎뼈 길이와 무릎 힘줄 길이가 일치한지 한 번 더 각각의 길이를 측정한 후 길이가 동일하다면 하위 무릎뼈 스트랩²⁾을 이용하여 무릎뼈의 높이를 고정시켰다(그림 3). 하위 무릎뼈 스트랩을 착용한 대상자는 무릎뼈 스트랩을 착용하지 않은 쪼그려 앉기 운동과 동일한 방법의 쪼그려 앉기 운동을 실시하기 위하여 테이블로 표시된 곳에 발을 위치시키고 내려가는 구간, 유지 구간, 올라가는 구간을 각각 2초씩 연속적으로 수행하였다.

하위 무릎뼈 스트랩을 착용하지 않은 쪼그려 앉기 운동과 하위 무릎뼈 스트랩을 착용한 쪼그려 앉기 운동은 무작위 순서로 실시하였으며 각 운동은 3회 반복 측정 하였다. 대상자의 학습효과를 최소화하기 위해 같은 조건의 운동은 1분, 다른 조건의 운동은 5분간의 휴식시간을 제공하였다. 두 가지 쪼그려 앉기 운동을 비교하기 위해 각 조건마다 3회 반복된 근전도 데이터

의 평균값을 자료 분석에 이용하였다.

4. 분석방법

쪼그려 앉기 운동 시 무릎뼈 높이 변화에 따른 넵다리네갈래근의 근 활성도를 비교하기 위해 짝비교 t-검정(paired t-test)을 실시하였다. 통계분석 프로그램은 PASW Statistics ver. 18.0 프로그램을 이용하여 분석하였고 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 하였다.

III. 결과

무릎뼈가 정상 높이에 놓이도록 무릎뼈 스트랩을 착용한 쪼그려 앉기 운동 시, 하위 무릎뼈 스트랩을 착용하지 않은 쪼그려 앉기 운동에 비해 모든 구간에서 넵다리네킨근, 안쪽빗넓은근, 가쪽넓은근의 근 활성도가 감소하였으며, 통계적으로 유의한 차이가 있었다($p<.05$). 그러나 두 조건 사이에서 무릎뼈 스트랩 착용에 따른 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근 활성도 비율은 모든 구간에서 유의한 차이가 없었다($p>.05$) (표 2). 본 연구 결과는 무릎뼈의 높이 변화가 넵다리네갈래근의 근 활성도 변화에는 영향을 미칠 수 있으나, 안쪽빗넓은근의 선택적 강화에 영향을 주기는 어렵다는 사실을 보여준다.

IV. 고찰

무릎뼈의 부정정렬(malalignment)은 무릎관절 굽힘과 폼을 하는 동안 비정상적인 무릎뼈의 움직임을 야기하여 넵다리네갈래근의 근 활성도에 영향을 미치게 된다(Christou, 2004; Neumann, 2010; Tang 등, 2001). 그러나 무릎뼈 높이 변화가 넵다리네갈래근의 근 활성도에 미치는 영향에 대한 선행 연구가 없었기 때문에, 본 연구에서는 하위 무릎뼈를 지닌 성인들이 쪼그려 앉기 운동 시 하위 무릎뼈 스트랩에 의한 무릎뼈 높이 변화가 넵다리네갈래근의 근 활성도에 미치는 영향을 알아보았다.

쪼그려 앉기 운동을 수행하는 동안 넵다리네갈래근의 근 활성도를 살펴본 결과, 하위 무릎뼈 스트랩을 착용하여 무릎뼈를 정상 높이에 놓았을 때 세 구간 모두 넵다리네갈래근의 근 활성도가 유의하게 감소하였다($p<.05$). Ahmad 등(1998)은 무릎 힘줄 유착(patellar

표 2. 쪼그려 앉기 운동 시 하위 무릎뼈 스트랩 착용에 따른 넙다리네갈래근의 근 활성화(%MVIC) (N=15)

		하위 무릎뼈 스트랩 미착용	하위 무릎뼈 스트랩 착용	t	p
내려가는 구간	넙다리곧은근	9.60±5.58 ^a	7.31±4.29	2.180	.047*
	안쪽빗넓은근	12.00±8.22	10.61±7.04	2.205	.045*
	가쪽넓은근	13.79±5.74	12.42±5.47	3.242	.006*
	안쪽빗넓은근/가쪽넓은근	.91±.65	.89±.64	.620	.545
유지구간	넙다리곧은근	12.63±6.94	10.72±6.33	4.098	.001*
	안쪽빗넓은근	17.78±10.39	15.99±9.58	2.387	.032*
	가쪽넓은근	22.57±9.86	19.60±9.01	3.008	.009*
	안쪽빗넓은근/가쪽넓은근	.85±.56	.86±.54	-.480	.639
올라가는 구간	넙다리곧은근	11.67±6.82	10.27±5.84	2.799	.014*
	안쪽빗넓은근	16.08±9.39	14.45±8.85	3.114	.008*
	가쪽넓은근	22.21±8.63	19.54±8.37	3.054	.009*
	안쪽빗넓은근/가쪽넓은근	.75±.48	.77±.48	-.947	.359

^a평균±표준편차, *p<.05.

tendon adhesion)이 하위 무릎뼈를 야기할 수 있고 이러한 무릎뼈의 비정상적 정렬이 무릎 펌 기전의 모멘트 팔을 감소시킨다고 보고하였다. Mostamand 등(2010)은 McConnell 테이핑 방법을 무릎넙다리통증증후군 환자에게 적용한 후 쪼그려 앉기 운동을 수행하였을 때 무릎넙다리관절 반발력이 감소하였다고 보고하였는데, 이러한 원인으로써 McConnell 테이핑이 무릎뼈를 하방으로 이동시켜 넙다리네갈래근의 모멘트 팔을 감소시켰기 때문이라고 제안하였다. Derasari 등(2010)은 McConnell 테이핑이 무릎뼈를 하방으로 이동시킨다는 사실을 자기공명영상촬영을 통해 증명하였으며, 이러한 연구 결과들은 무릎뼈의 하방 이동이 넙다리네갈래근의 내적 모멘트 팔을 감소시킨다는 선행 연구 결과를 뒷받침 해준다. 근육의 내적 모멘트 팔의 감소는 같은 크기의 외적 토크에 대항하기 위해서 근육의 내적 토크를 증가시킬 뿐만 아니라(Chapman, 2008; Neumann, 2010), 근육의 근 활성화에도 영향을 미치게 된다(Nourbakhsh와 Kukulka, 2004). Nourbakhsh와 Kukulka(2004)는 종아리세갈래근(triceps surae)의 근육 길이 및 모멘트 팔 변화에 따른 종아리세갈래근의 근 활성도를 비교해 본 결과, 종아리세갈래근의 근육 길이와 모멘트 팔이 모두 감소한 경우와 모멘트 팔만 감소한 경우에서 종아리세갈래근의 근 활성화가 유의하게 증가하였음을 보고하였고, 이 때 근육의 모멘트 팔의 변화가 근육의 길이 변화보다 더 크게 기여한다는 사실을 증명하였다.

본 연구에서는 하위 무릎뼈 스트랩 착용에 따른 두 가지 조건 모두에서 동일한 60°무릎 굽힘 쪼그려 앉기 운동을 실시하였기 때문에 무릎 관절에 적용되는 외적 토크는 동일하다. 따라서 이처럼 같은 크기의 외적 토크에 대항하기 위해서는 같은 크기의 내적 토크가 필요하므로, 내적 모멘트 팔이 감소된 하위 무릎뼈인 경우 보상 작용으로써 더 큰 넙다리네갈래근의 근 활성도를 보인 것으로 사료된다.

쪼그려 앉기 운동 시 하위 무릎뼈 스트랩 착용에 따른 넙다리네갈래근의 근 활성화 감소의 다른 원인으로써 하위 무릎뼈 스트랩에 의한 고유수용성 감각 및 피부 자극(cutaneous stimulation) 변화가 고려될 수 있다. 무릎뼈 테이핑에 의해 제공되는 피부 자극이 무릎관절 기능에 미치는 효과에 관한 정확한 기전은 불분명하지만(Aminaka와 Gribble, 2005), Callaghan 등(2002)은 5° 이상의 관절 위치 감각 오차(joint position sense error)를 보인 대상자들에게 적용한 무릎뼈 테이핑이 근육 및 관절낭의 압박과 피부 자극 입력을 증가시켜 대상자들의 고유수용성 감각을 향상시켰다고 보고하였다. Christou(2004)는 무릎통증증후군 환자에게 무릎뼈 안쪽 방향으로 적용한 테이핑 중재가 피부에 있는 감각 섬유들을 자극하여 유해 자극 전달을 차단시키기 때문에 안쪽빗넓은근과 가쪽넓은근의 근 활성화가 각각 증가 및 감소되었다고 제안하였다. 따라서 본 연구에서도 하위 무릎뼈 스트랩 착용에 의한 피부 자극이 피부에

있는 감각 신경 및 기계수용기를 자극하여 넵다리네갈래근의 근 활성화 감소에 영향을 미친 것으로 사료된다.

본 연구 결과 무릎뼈 스트랩 착용에 따른 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근 활성화 비율은 쪼그려 앉기 운동의 모든 구간에서 유의한 차이가 없었다($p>.05$). 가쪽넓은근에 대한 안쪽빗넓은근의 상대적 약화는 무릎뼈의 비정상적 가쪽 이동을 유발하여 무릎 통증의 원인이 된다고 알려져 왔다(Aminaka와 Gribble, 2005; Neumann, 2010). 관상면에서 발생하는 무릎뼈의 가쪽 움직임을 제한하기 위해 안쪽 방향으로 적용한 테이핑 방법은 무릎넵다리관절의 안쪽인대를 역학적으로 보조해주는 역할을 하기 때문에 안쪽빗넓은근의 근 활성도를 증가시킨다고 보고되었다(Christou, 2004). 본 연구에서 하위 무릎뼈 스트랩 적용은 관상면보다 시상면에서 일어나는 무릎뼈의 움직임에 더 큰 영향을 주었기 때문에 넵다리네갈래근의 근 활성화도는 유의하게 감소하였지만 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근 활성화도 비율에는 유의한 차이를 보이지 않은 것으로 사료된다.

이전 연구들을 살펴보았을 때, 무릎뼈의 움직임과 이에 따른 넵다리네갈래근의 근 활성화도 연구는 무릎뼈의 비정상적인 가쪽 움직임에 대한 문제점 보완에 초점을 맞추고 있었다(Christou, 2004; Tang 등, 2001). 본 연구는 무릎뼈의 높이 변화가 넵다리네갈래근의 효율성에 영향을 미칠 수 있다는 사실을 제시하였으며, 이를 통해 임상에서 환자 평가 시 무릎뼈 높이 측정의 필요성을 보여주었다. 무릎넵다리관절 병변의 보조적 치료 방법으로 사용되는 하위 무릎뼈 스트랩은 무릎뼈의 위쪽 움직임을 도와줄 뿐 아니라 일상생활에서 쉽고 간편하게 적용할 수 있다(정진우 등, 2009; Seymour, 2002). Noyes 등(1991)은 하위 무릎뼈의 비수술적 치료를 위해 무릎뼈의 움직임을 도와주는 무릎뼈 가동술(patellar mobilization technique)과 넵다리네갈래근의 기능을 회복시킬 수 있는 운동이 필요하다고 제시하였는데, 본 연구에서 적용한 하위 무릎뼈 스트랩은 무릎뼈의 상방 움직임을 도와줄 뿐 아니라 넵다리네갈래근의 효율성도 증진시켰기 때문에 하위 무릎뼈 문제 개선에 효과적인 방법이 될 수 있을 것으로 사료된다.

본 연구의 제한점은 다음과 같다. 첫째, 대상자의 선정에 있어서 방사선 촬영, 자기공명영상 촬영 등의 방법을 사용하지 않고 측진을 통해 무릎뼈의 위치를 측정하였다. 측진을 통한 무릎뼈 위치 분류는 임상적으로 쉽게 적용할 수 있다는 이점이 있지만 아직까지 이러한

방법에 대한 신뢰도 연구는 진행되지 않았다. 둘째, 넵다리네갈래근의 힘을 측정할 수 있는 도구가 아닌 근전도를 사용하였기 때문에 향후 연구에서는 근육의 힘을 측정할 수 있는 등속성 근력 운동기기 등을 이용한 연구가 필요할 것으로 사료된다. 셋째, 하위 무릎뼈 스트랩 착용이 무릎 힘줄에 미치는 영향에 대하여 측정하지 못 하였다. 하위 무릎뼈 스트랩은 무릎 힘줄의 스트레스를 증가시킬 수 있기 때문에 무릎 힘줄의 스트레스가 넵다리네갈래근의 근 활성화도에 어떠한 영향에 미치는지 향후 연구가 필요할 것이다.

V. 결론

본 연구는 하위 무릎뼈를 지닌 성인 남녀 15명을 대상으로 쪼그려 앉기 운동 시 하위 무릎뼈 스트랩을 이용한 무릎뼈 높이 변화가 넵다리네갈래근의 근 활성화도에 미치는 영향을 알아보기 위해 실시하였다. 그 결과 하위 무릎뼈 스트랩을 착용하여 무릎뼈를 정상 높이에 위치시켰을 때 쪼그려 앉기 운동의 내려가는 구간, 유지구간, 올라가는 구간 모두에서 유의하게 낮은 넵다리네갈래근의 근 활성도를 보인 반면($p<.05$), 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근 활성화도 비율은 유의한 차이를 보이지 않았다($p>.05$). 본 연구 결과는 무릎뼈의 높이 변화가 넵다리네갈래근의 근 활성화도에 영향을 미칠 수 있음을 보여주었으며, 하위 무릎뼈를 지닌 사람들에게 하위 무릎뼈 스트랩 착용이 시상면에서 발생하는 무릎뼈의 비정상적 정렬 보완 및 넵다리네갈래근의 효율성을 증진시키는 효과적인 보조적 치료 방법으로 제시될 수 있을 것이다.

인용문헌

- 정진우, 오경환, 임인혁, 등. 보조기 의지학. 서울, 대학서림, 2009:145.
- Ahmad CS, Kwak SD, Ateshian GA, et al. Effects of patellar tendon adhesion to the anterior tibia on knee mechanics. *Am J Sports Med.* 1998;26(5):715-724.
- Aminaka N, Gribble PA. A systematic review of the effects of therapeutic taping on patellofemoral

- pain syndrome. *J Athl Train.* 2005;40(4):341-351.
- Callaghan MJ, Selfe J, Bagley PJ, et al. The effects of patellar taping on knee joint proprioception. *J Athl Train.* 2002;37(1):19-24.
- Chapman AE. *Biomechanical Analysis of Fundamental Human Movements.* Champaign, IL, Human Kinetics, 2008:43-46.
- Chew KT, Lew HL, Date E, et al. Current evidence and clinical applications of therapeutic knee braces. *Am J Phys Med Rehabil.* 2007;86(8):678-686.
- Christou EA. Patellar taping increases vastus medialis oblique activity in the presence of patellofemoral pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004;14(4):495-504.
- Criswell E. *Cram's Introduction to Surface Electromyography.* 2nd ed. Sudbury, MA, Jones and Bartlett Publishers, 2010:363-367.
- Derasari A, Brindle TJ, Alter KE, et al. McConnell taping shifts the patella inferiorly in patients with patellofemoral pain: A dynamic magnetic resonance imaging study. *Phys Ther.* 2010;90(3):411-419.
- Fagan V, Delahunt E. Patellofemoral pain syndrome: A review on the associated neuromuscular deficits and current treatment options. *Br J Sports Med.* 2008;42(10):789-795.
- Holtzman GW, Harris-Hayes M. Treatment of patella alta with taping, exercise, mobilization, and functional activity modification: A case report. *Physiother Theory Pract.* 2012;28(1):71-83.
- Insall J, Salvati E. Patella position in the normal knee joint. *Radiology.* 1971;101(1):101-104.
- Irish SE, Millward AJ, Wride J, et al. The effect of closed-kinetic chain exercises and open-kinetic chain exercise on the muscle activity of vastus medialis oblique and vastus lateralis. *J Strength Cond Res.* 2010;24(5):1256-1262.
- Kaufner H. Mechanical function of the patella. *J Bone Joint Surg Am.* 1971;53(8):1551-1560.
- Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, et al. *Muscles: Testing and function with posture and pain.* 5th ed. Baltimore, MD, Williams & Wilkins, 2005:420-421.
- Levangie PK, Norkin CC. *Joint Structure and Function: A comprehensive analysis.* 4th ed. Philadelphia, PA, F.A. Davis Co., 2005:393-426.
- Lin CF, Wu JJ, Chen TS, et al. Comparison of the insall-salvati ratio of the patella in patients with and without an ACL tear. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005;13(1):8-11.
- Morshed S, Ries MD. Patella infera after nonoperative treatment of a patellar fracture. A case report. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84-A(6):1018-1021.
- Mostamand J, Bader DL, Hudson Z. The effect of patellar taping on joint reaction forces during squatting in subjects with Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS). *J Bodyw Mov Ther.* 2010;14(4):375-381.
- Neumann DA. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for physical rehabilitation.* 2nd ed. St Louis, MO, Mosby, 2010:520-549.
- Nourbakhsh MR, Kukulka CG. Relationship between muscle length and moment arm on EMG activity of human triceps surae muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004;14(2):263-273.
- Noyes FR, Wojtys EM, Marshall MT. The early diagnosis and treatment of developmental patella infera syndrome. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;(265):241-252.
- Richards J, Thewlis D, Selfe J, et al. A biomechanical investigation of a single-limb squat: Implications for lower extremity rehabilitation exercise. *J Athl Train.* 2008;43(5):477-482.
- Sahrmann SA. *Movement System Impairment Syndromes of the Extremities, Cervical and Thoracic Spines.* St. Louis, MO, Mosby, 2010:386-392.
- Seymour R. *Prosthetics and Orthotics: Lower limb and spinal.* Baltimore, MD, Williams & Wilkins, 2002:355-356.
- Shabshin N, Schweitzer ME, Morrison WB, et al. MRI criteria for patella alta and baja. *Skeletal Radiol.* 2004;33(8):445-450.
- Tang SF, Chen CK, Hsu R, et al. Vastus medialis

obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: An electromyographic study. Arch Phys Med Rehabil. 2001;82(10):1441-1445.

Ward SR, Terk MR, Powers CM. Patella alta: Association with patellofemoral alignment and changes in contact area during weight-bearing. J Bone Joint Surg Am. 2007;89(8):1749-1755.

Yoon JY, Kang MH, Oh JS. Effects of visual bio-

feedback using a laser beam on the EMG ratio of the medial and lateral vasti muscles and kinematics of hip and knee joints during a squat exercise. J Phys Ther Sci. 2011;23(4):559-563.

논문 접수 일	2012년 1월 7일
논문 심사 일	2012년 1월 12일
논문 게재 승인 일	2012년 2월 3일