



스쿼트 운동시 자세가 안쪽빗넓은근과 가쪽넓은근의 근활성도 및 근활성비에 미치는 효과

김 현 희¹⁾ · 송 창 호²⁾

1) 삼육대학교 물리치료학 박사과정, 2) 삼육대학교 물리치료학 교수

Effects of Knee and Foot Position on EMG Activity and Ratio of the Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis during Squat Exercise

Kim, Hyun-Hee¹⁾ · Song, Chang-Ho²⁾

1) Doctoral candidate, Department of Physical Therapy, Sahmyook University

2) Professor, Department of Physical Therapy, Sahmyook University

Abstract

Purpose: The purpose of this study was to examine EMG activities and VMO/VL ratio of the vastus medialis oblique, vastus lateralis, and rectus femoris during squat exercise (knee angle: 15, 45, and 60 degrees; tibial rotation: internal rotation, neutral, and external rotation).

Methods: Twelve subjects performed squat exercise at each knee angle and tibial rotation while electromyographic (EMG) activity was collected. Statistical analysis consisted of two-way repeated measures analysis of variance with post hoc analysis. **Results:** There were significant main effects of knee angles and

foot positions and interaction effect on EMG activities of vastus medialis oblique and vastus lateralis. VMO/VL ratios were significantly different by tibial rotations and there was an interaction effect. A neutral position produced significantly more VMO/VL activity ratio than that from internally rotated position and externally rotated position at 60 degrees. **Conclusion:** Considering the interaction effects for EMG activity across quadriceps muscles tested, the 60 degrees knee angle with a neutral foot position may provide the most effective condition for patients with acute patellofemoral syndrome.

주요어 : 근전도, 넙다리내갈래근, 무릎넙다리통증증후군

접수일: 2010년 9월 13일 심사완료일: 2010년 10월 18일 게재확정일: 2010년 10월 28일

• Address reprint requests to : Song, Changho(Corresponding Author)

Department of Physical Therapy, Sahmyook University

26-21, Gongneung 2-dong, Nowon-gu, Seoul 139-742, Korea

Tel: 82-2-3399-1631 Fax: 82-2-3399-1639 Email: chsong@syu.ac.kr

Key words : Electromyography, Quadriceps Muscle, Patellofemoral Pain Syndrome

서 론

연구의 필요성

무릎넙다리통증증후군(patellofemoral pain syndrome, PFPS)은 운동선수의 10-19%가 가지고 있는 일반적인 질환이며(McConnell, 1996; Murray, Murray, MacKenzie, & Coleman, 2005), 여성은 일생동안 약 25%에서 이러한 질환을 경험한다고 한다(McConnell, 1996). 특히 10세에서부터 35세 까지의 여성에서 자주 발생하며, 남자보다 2-3배 이상 더 많이 발생한다고 하였다(Lichota, 2003). 이러한 질환이 심해져 관절염과 같은 만성질환으로 발전한다면 완치가 어렵기 때문에 환자들이 스스로 자신의 질병을 잘 관리하는 것이 중요하다(Jeong & Kim, 2010).

무릎넙다리관절은 근육에 의해 자유롭게 움직일 수 있는 윤회관절이며, 무릎뼈는 안정성을 유지하기 위해 주위의 결합조직에 의해 둘러싸여 있다. 무릎넙다리통증증후군은 무릎넙다리관절의 신체역학적 변화로 인해 무릎뼈가 비정상적인 위치로 움직이거나 과도한 무릎관절 사용이 주요한 원인이며, 가쪽넓은근(vastus lateralis, VL)과 안쪽빗넓은근(vastus medialis obliquus, VMO) 사이의 협응 감소가 기여요인으로 작용한다고 하였다(LaBella, 2004).

정상인에서 가쪽넓은근에 대한 안쪽빗넓은근의 비율은 일반적으로 약 1:1로 보고되고 있지만(Souza & Gross, 1991), 무릎넙다리통증증후군 환자에 대해서는 다양한 결과로 보고되어지고 있다. Powers (2000)는 무릎넙다리통증증후군 환자군과 정상군의 가쪽넓은근에 대한 안쪽빗넓은근의 비율(VMO/VL)에 대한 연구에서 0.54와 0.85라고 보고하였다. 또한, 무릎넙다리통증증후군 환자는 등척성 무릎 신전시 가쪽넓은근에 대한 안쪽빗넓은근의 표면근전도 진폭비가 정상인과 비교하여 낮았다고 보고하였다(Makhsous, Lin, Koh, Nuber, & Zhang, 2004). 이러한 근활성비의 감소는 과도한 가쪽 당김으로 인해 무릎뼈가 정상적 진로를

벗어나므로 무릎관절복합체에 악영향을 끼칠 것이며, 가쪽넓은근과 안쪽빗넓은근의 활성화 타이밍이 바뀌거나 무릎뼈를 안쪽으로 당기는 힘이 감소한다면, 정상적 움직임동안 무릎뼈는 잘못된 경로로 이동하여 연골하골(subchondral bone)에 과도한 부하를 발생시킬 것이다(McConnell, 1996; Neptune, Wright, & van den Bogert, 2000). 또한 안쪽빗넓은근은 사용하지 않아서 약화되거나 무릎뼈 안쪽의 안정성에 영향을 미치는 부종이나 통증으로 인해서도 억제될 수 있다고 하였다(Spencer, Hayes, & Alexander, 1984).

Grabiner, Koh와 Draganich (1994)는 무릎넙다리통증증후군 환자에 대한 보편적 치료 중재를 위해 사용하는 열린사슬운동에서는 넙다리네갈래근의 힘이 증가함에 따라 무릎뼈와 넙다리뼈의 접촉면이 적어지기 때문에 전단력을 증가시키고, 전십자인대의 과긴장과 비기능적인 근동원 패턴(nonfunctional muscle recruitment patterns)을 유발시킨다고 하였다. 그러므로 넙다리네갈래근을 전체적으로 발달시키는 열린사슬운동은 무릎넙다리통증증후군 환자에게 적용하는 것은 어려움이 있다고 하였다(Tang et al., 2001). 이와 대조적으로 닫힌사슬운동(closed chain exercise)은 무릎넙다리관절의 압박력 증가와 넙다리네갈래근과 뒤넙다리근의 협력수축으로 인해 전단력 발생이 적으며(Grelsamer & Klein, 1998), 다관절 움직임에 의한 기능적인 근동원 패턴(functional recruitment patterns)을 제공할 수 있다고 하였다(de Looze, Toussaint, van Dieen, & Kemper, 1993).

지금까지 무릎넙다리통증증후군에 대한 기능적 능력과 병리에 따른 운동을 측정하기 위해 무릎관절복합체를 평가할 수 있는 다양한 운동분석적 방법이 사용되었으며, 이러한 연구를 통해 무릎넙다리통증증후군을 가지고 있는 환자는 보행속도가 감소되며, 계단 보행이나 중간입각기시 무릎관절의 굽힘 감소(Dillon, Updyke, & Allen, 1983)와 같은 많은 행동적 제약이 있음이 조명되었다.

스쿼트 운동과 같은 체중지지를 통한 넙다리네갈래근의 근력강화는 비체중지지운동 보다 많은 관절의 움직임이 요구되며, 근육 동원의 기능적 패턴을 촉진시키고, 고유수용성감각을 자극하므로 기능적이라고 하였다(Selseth, Dayton, Cordova, Ingersoll, & Merrick,

2000). 이러한 장점 때문에 스쿼트 운동은 임상에서 무릎뼈다리환자의 재활에 광범위하게 사용되고 있으나, 많은 사용에도 불구하고 환자의 자세에 따른 효과의 차이점이 명확하게 내려져 있지 않기 때문에 임상 적용시 다양한 자세로 적용되어지고 있다.

이에 본 연구에서는 체중지지운동의 대표적인 운동 방법인 스쿼트 운동을 다양한 운동각도와 정강뼈 회전을 통해 안쪽빗넓은근과 가쪽넓은근, 넓다리곧은근의 선택적인 근활성과 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성비에 미치는 영향을 알아보고자 하였다.

연구의 목적

본 연구의 구체적 목적은 다음과 같다.

첫째, 스쿼트 운동시 무릎관절의 굽힘 각도와 정강뼈 회전에 따른 안쪽빗넓은근, 가쪽넓은근, 넓다리곧은근의 근활성을 검증한다.

둘째, 스쿼트 운동시 무릎관절 굽힘 각도와 정강뼈 회전에 따른 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성비를 검증한다.

연구 방법

연구 설계

본 연구의 설계는 20대의 건강한 여성에 대한 무릎 굽힘 각도와 넓다리뼈에 대한 정강뼈 돌림에 따른 안쪽빗넓은근과 가쪽넓은근, 넓다리곧은근의 근활성도를 확인하기 위한 단일군 전후실험설계(one group pre-post study design)였다.

연구 대상

본 연구의 대상자는 충청남도 소재 S대학 재학 중인 건강한 여학생이며, 표본크기는 G Power 3.1을 이용하여 구하였다. 효과크기 $f=0.80$, 유의수준 $\alpha=0.05$, 검정력 $=0.80$ 일 때 표본수는 15명으로 연구 전 선정하였다. 그러나 최종적으로 연구에 참가한 대상자는 스쿼트 운동을 통한 자료수집 중 근피로로 인해 휴식시 원근전도 값이 기준을 초과하는 3명을 제외한 12명이

었다.

연구에 참여한 대상자의 배제기준은 최근 무릎의 골관절염이나 근·힘줄 손상, 무릎뼈다리통증증후군이거나 무릎 움직임의 제한이 있는 자로 하였다.

연구 절차

본 연구는 자료수집 전 연구자의 소속대학 연구윤리위원회의 승인을 받았으며, 연구대상자에게 본 실험절차에 대해 충분히 설명한 후 서면동의서를 배부하여 직접 작성하도록 하였다.

대상자는 근전도 측정을 위해 전극이 잘 드러날 수 있으며, 스쿼트 운동을 실시하는데 지장이 없도록 반바지를 착용하였다.

스쿼트 운동을 통해 근전도 신호를 측정할 때 중립, 안쪽돌림, 가쪽돌림의 순서는 순서에 따른 효과를 배제하기 위해 준비뿔기를 이용하여 무작위로 결정하였다. 스쿼트 운동시 대상자의 자세는 어깨넓이의 120%로 양발을 벌렸으며(Earl, Schmitz, & Arnold, 2001), 양팔은 가볍게 팔짱을 낀 자세에서 체간은 기립을 유지한 상태로 수행하였다. 근전도 신호를 표준화하는 방법으로는 최대 등척성 수축(MVIC, maximal voluntary isometric contraction)을 사용하여 표준화하는 %MVIC 방법과 특정 동작의 근수축을 기준 수축으로 표준화하는 %RVC (RVC, reference voluntary contraction) 방법이 있다. 본 연구에서는 %MVIC 방법을 사용하여 스쿼트 운동시 무릎관절 굽힘과 정강뼈 회전에 따른 근전도 신호를 표준화하였다(Cram, Kasman, & Holtz, 1998).

최대 등척성 수축의 측정은 스쿼트 운동을 시행하기 전에 수행하였으며, 5-10분 동안 신장운동이나 저강도 유산소운동을 통해 준비운동을 시행한 후 시작하였다. 환자는 무릎이 직각이 될 수 있는 높이의 의자에 두 팔을 가슴 앞에 교차시킨 후 허리를 곧게 펴고 앉는다. 검사자는 전자측각기(Lafayette Instrument Model 01129, Lafayette, IN)를 이용하여 환자의 엉덩관절이 90도 굽혀진 상태에서 발목관절을 90도로 유지시켰다. 골반과 넓다리는 벨크로를 이용하여 의자에 견고히 고정시켰다. 탄력성이 없는 줄의 한 쪽 끝은 고정된 벽에 묶었으며, 다른 한 쪽은 환자의 복승

아빠 위쪽 5cm에 가죽끈을 사용하여 발목을 묶은 후 연결하였다. 최대 등척성 수축은 무릎관절이 90도를 유지된 상태에서 발목에 묶인 끈에 대해 무릎을 펼 때 측정하였다. 측정을 알리는 5초간의 비퍼소리 동안 환자는 최대 강도의 힘을 발휘할 수 있도록 수축력을 증가시켰으며, 5초 중 앞·뒤 1초씩을 제외한 중간 3초를 가지고 분석하였다. 최대 수축을 유지할 수 있도록 말을 통해 독려하였으며, 대상자의 측정 자세는 측정 전 세 번의 연습을 통해 수정하였다. 세 번의 측정을 실시하여, 측정된 값의 평균값을 사용하여 평가하였다. 측정간 5분의 휴식시간을 주었다.

스쿼트 운동 각도는 다리 가쪽에 부착한 2D 전자각도계를 통해 다리를 구부리고 펴는 동안 측정하였으며, 정강뼈 회전은 바닥에 부착한 테이프에 두 번째 발가락뼈허리가 수평이 되도록 위치하였다. 스쿼트 운동시 속도를 일정하게 유지하였으며, 스쿼트 운동은 각 조건별로 3회 실시하였고, 각 회간 1분간 휴식을 취하도록 하여 근피로를 최소화하였다. 각 조건별 3개의 자료는 그 평균값을 자료값으로 이용하였다.

연구 도구

● 표면근전도

근육의 활동을 측정하기 위해 16채널 표면근전도(MyoSystem 1400A, Noraxon Inc., USA) 시스템을 사용하였으며, 스쿼트 운동시 무릎관절 관절가동범위와 근전도 신호를 동조하기 위해 2D 전자각도계(Flexible 2D Goniometer, Noraxon Inc., USA)를 사용하였다



Figure 1. Flexible 2D goniometer

(Figure 1). 원근전도(raw EMG)의 신호 저장과 처리를 위해 MyoResearch XP master edition 1.06 프로그램을 사용하였다.

스쿼트 운동시 근육의 활성을 측정하기 위해 프리앰프 회로(pre-amplification circuitry, gain= 500, input impedance>100Mohms, AC noise< 1 mVrms, CMRR>100dB, low frequency cutoff=10Hz (3dB))를 가진 전극(T246H, 바이오프로테크, Korea)을 사용하여 안쪽넓은근(VMO), 가쪽넓은근(VL), 넙다리곧은근(RF)에 부착하였다. 부착된 전극은 저알러지 젤이 포함된 접착력이 있는 은/염화은 전극으로 전극간 거리는 2cm였으며, 부착될 부위를 의료용 알코올로 깨끗이 닦은 다음 부착하였다. 안쪽넓은근(VMO)의 전극은 무릎뼈 위안쪽면으로 2cm에 부착하였으며, 가쪽넓은근(VL)의 전극은 넙다리뼈의 중앙선을 기준으로 무릎뼈 가쪽 3-5cm에 부착하였고, 넙다리곧은근(RF)은 무릎과 엉덩뼈가시의 중간에 부착하였다(Cram, et al., 1998). 안쪽넓은근(VMO)과 가쪽넓은근(VL)의 전극은 넙다리뼈의 장축에 각각 55도와 15도의 경사를 이룬다(Lam & Ng, 2001; Ng, 2005)(Figure 2).

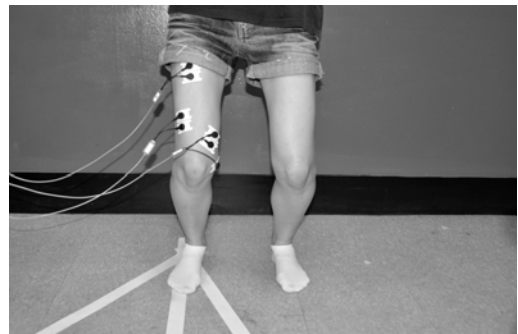


Figure 2. Electrode placing with squat exercise

공통 기준 전극(common reference electrode)은 실험을 실시하는 발의 종아리뼈 머리에 부착하였다. 전극이 피부에 잘 부착될 수 있도록 저자극성 테이프를 이용하여 프리앰프 위를 잘 고정하였으며, 측정시작 전에 주위의 힘(hum), 노이즈(noise) 등이 유입될 가능성이 있는 측정에 무관한 전원이나 형광등과 같은 전기 장치는 모두 제거하였다. 측정자는 도수근력검사를 통해 전극의 부착이 정확하게 이루어졌는지 확인하였으며, 교차대화가 발생하지 않도록 하였다.

원근전도(raw EMG)는 각 시기 당 샘플링 주파수를 1000Hz로 측정 한 후 아날로그-디지털 변환기(A/D converter)를 이용하여 기록하였다. 디지털화된 신호는 20-500Hz 대역통과 필터링(bandpass filter)하고, 정류(full wave rectification)한 후, RMS (root mean square)를 이용하여 평활화(smoothing)하였다.

분석 방법

스쿼트 운동시 무릎의 관절각도(15도, 45도, 60도)와 정강뼈 돌림(중립, 가쪽돌림, 안쪽돌림)에 따른 안쪽빗넓은근, 가쪽넓은근, 넓다리곧은근의 근활성과 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성비를 비교하기 위해 반복측정된 이원분산분석(2-way ANOVA repeated measure)을 실시하였다. 사후검정은 정강뼈 돌림에 따른 관절각도의 차이검정을 위해 자료변환과정 후 Sheffe 방법을 이용하였다. 통계적 유의성을 검정하기 위해 유의수준 α 는 .05로 정하였고, 수집된 자료는 상용통계프로그램인 윈도우 SPSS version 12.0k를 이용하여 분석하였다.

연구 결과

대상자의 일반적 특성

본 연구에 참여한 연구대상자의 평균나이는 21.3세였으며, 평균체중은 54.8kg이었고, 평균신장은 161.6cm이었다(Table 1).

Table 1. General Features of the Studied Subjects (n=12)

Variable	Mean±SD	Range
Age (yr)	21.3±1.3	20-25
Weight (kg)	54.8±5.6	43-62
Height (cm)	161.6±3.7	156-168

SD=standard deviation.

정강뼈 돌림과 관절각도에 따른 근활성도 (%MVIC)

정강뼈 돌림과 관절각도에 따른 근활성도에서 넓다리곧은근은 관절각도의 변화에 유의한 차이를 나타냈지만($p<.000$), 정강뼈 돌림과 정강뼈 돌림과 관절각도의 상호작용 효과에서는 유의한 차이가 없었다. 안쪽빗넓은근의 근활성도는 정강뼈 돌림($p=.002$), 관절각도($p<.000$) 및 정강뼈 돌림과 관절각도의 상호작용 효과($p=.006$)에서 유의한 차이를 나타냈다. 가쪽넓은근의 근활성도는 정강뼈 돌림($p=.003$), 관절각도($p<.000$) 및 정강뼈 돌림과 관절각도의 상호작용 효과($p=.001$)에서 유의한 차이를 나타냈다(Table 2).

Table 2. Muscle Activity by Tibial Rotation and Knee Angle (%MVIC)

Muscle	Internal rotation			Neutral			External rotation			ρ		
	15°	45°	60°	15°	45°	60°	15°	45°	60°	Rot	Angle	Rot × angle
RF	20.5±11.72	38.5±20.94	48.9±24.29	24.4±16.32	41.4±22.58	53.7±33.97	22.5±13.23	43.3±26.09	55.4±35.31	.153	<.000	.357
VMO	20.9±11.11	49.0±27.12	46.9±12.22	23.8±13.55	54.3±29.74	66.9±22.01	24.7±13.81	58.9±41.59	67.9±33.5	.002	<.000	.006
VL	24.5±12.40	54.4±30.79	53.73±16.38	27.1±12.83	61.6±37.73	54.9±11.27	27.8±13.66	64.0±42.72	75.1±29.86	.003	<.000	.001

RF=rectus femoris; VMO=vastus medialis oblique; VL=vastus lateralis; Rot=rotation.

Table 3. VMO/VL Ratio by Tibial Rotation and Knee Angle

Variable	Internal rotation			Neutral			External rotation			ρ		
	15°	45°	60°	15°	45°	60°	15°	45°	60°	Rot	Angle	Rot × angle
VMO/VL	1.5±0.54	1.6±0.78	1.5±0.43	1.5±0.60	1.7±1.07	2.0±0.64	1.6±0.69	1.7±0.97	1.5±0.31	.018	.550	.001

VMO=vastus medialis oblique; VL=vastus lateralis; Rot=rotation.

정강뼈 돌림과 관절각도에 따른 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성비

정강뼈 돌림과 관절각도에 따른 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성비에서는 정강뼈 돌림($p=.018$)과 정강뼈 돌림과 관절각도의 상호작용 효과는 유의하였지만 ($p=.001$), 관절각도에 따라서 유의한 차이는 없었다. 사후검정을 통해 중립 위치에서 관절각도가 60도 일 때 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성비가 2.03으로 안쪽돌림과 가쪽돌림시 1.50과 1.46보다 유의하게 높았다($p=.038$, $p=.024$)(Table 3).

논 의

본 연구는 무릎넙다리통증증후군 환자의 넙다리넙다리근 근력강화를 위해 이용되는 스쿼트 운동이 관절각도와 정강뼈 돌림에 따라 근활성도와 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성비에 미치는 효과를 알아보고자 실시하였다.

스쿼트 운동은 넙다리넙다리근의 근력강화를 위해 실시하는 닫힌사슬운동(closed - chain exercise) 중 대표적인 운동으로 특별한 기능적 요구에 대한 다리 근 조직의 활동과 훈련을 위해 유익하다(Kisner & Colby, 2002). 넙다리넙다리근이 무릎관절의 굽힘을 조절하기 위해 원심성으로 수축하거나 무릎관절을 펴기 위해 구심성으로 수축할 때, 정강뼈의 안정을 위해 뒷넙다리근과 가자미근 및 십자인대의 협력은 중요하게 작용할 것이다.

닫힌사슬 근력강화 운동은 열린사슬 근력강화운동보다 무릎관절의 인대에 전방병진으로 인한 전단력을 덜 일으키므로 전십자인대와 같은 조직의 치유를 위해서도 열린사슬운동보다 더 빨리 적용할 수 있다.

스쿼트 운동시 엉덩관절 모음과 발의 위치변화를 이용한 복합적 자세를 통해 안쪽빗넓은근과 가쪽넓은근의 근활성도를 확인한 연구에서 엉덩관절 모음과 발을 가쪽돌림 한 상태와 전방으로 기울어진 경사대 위에서 실시한 스쿼트 운동이 높은 근활성도를 나타냈다고 하였다(Yoo, Lee, & Lee, 2004). 무릎관절 90도 굽힘상태에서 정강뼈 위치에 따라 정강뼈 안쪽돌림근에 저항을 주었을 때 안쪽빗넓은근의 근활성도는

유의한 영향이 없었으며(Sousa & Macedo, 2010), 정강뼈의 중립, 안쪽돌림, 가쪽돌림 상태에서 실시한 스쿼트 운동시 역시 안쪽빗넓은근의 근활성도에 차이가 없었다고 하였다(Serrao, Cabral, Berzin, Candolo, & Monteiro-Pedro, 2005). 그러나 중립자세의 스쿼트 운동이 안쪽빗넓은근의 근활성이 더 높았다는 상반된 연구도 있었다(Signorile et al., 1995).

본 연구에서는 다양한 스쿼트 운동을 위해 양 발은 어깨넓이의 120% 벌린 자세에서 두 가지 독립 변수를 이용하였다. 하나는 스쿼트 운동시 무릎관절의 관절각도를 15도, 45도, 60도로 사용하였으며, 다른 하나는 넙다리뼈에 대한 정강뼈 돌림으로 안쪽돌림, 중립, 가쪽돌림 세 방향을 이용하였다. 무릎관절의 관절각도를 15도, 45도, 60로 설정한 것은 무릎넙다리통증증후군 환자에 대한 초기 운동시 무릎 각도를 60도 이상 증가시켰을 때 넙다리뼈에 대한 무릎뼈의 압박이 급격히 증가하여 통증이 증가할 수 있기 때문이다.

본 연구에서 정강뼈 돌림과 관절각도에 따른 근활성도에서 넙다리넙다리근은 관절각도의 변화에 유의한 차이를 나타냈지만, 정강뼈 돌림과 정강뼈 돌림과 관절각도의 상호작용에는 유의한 차이가 없었다. 안쪽빗넓은근의 근활성도는 정강뼈 돌림, 관절각도 및 정강뼈 돌림과 관절각도의 상호작용 효과에서 유의한 차이를 나타냈으며, 가쪽넓은근의 근활성도는 정강뼈 돌림, 관절각도 및 정강뼈 돌림과 관절각도의 상호작용 효과에서 유의한 차이를 나타냈다. 이것은 스쿼트 운동의 각도가 증가함에 따라 넙다리넙다리근의 모멘트 팔이 증가하므로 근 활성이 증가하였을 것으로 생각되며, 안쪽돌림시 보다 중립이나 가쪽돌림 자세에서 근활성이 높았던 것은 넙다리넙다리근이 효율적으로 수축할 수 있는 길이였을 것으로 생각된다.

안쪽빗넓은근과 가쪽넓은근의 불균형은 종종 무릎넙다리통증증후군의 병인으로 보고되고 있으며, 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성비는 무릎뼈에 대한 안쪽과 가쪽 힘의 지표로 고려되며, 근육 기능장애와 동원패턴 변화의 지시자로 사용된다(ng, Zhang, & Li, 2008). 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성비가 1보다 더 큰 것은 안쪽빗넓은근이 가쪽넓은근 보다 정규화된 활성이 더 크다는 것을 나타낸다. 더 큰 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성비를 나타내는 운동은 기

능적 활동을 하는 동안 안쪽빗넓은근과 가쪽넓은근의 근 활성 패턴에 변화를 줄 것이다. 무릎넓다리통증증후군을 가진 환자는 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성비가 낮으며, 이러한 낮은 근활성비는 무릎넓다리통증증후군을 예견할 수 있는 요인으로 받아들여 진다(Ficat & Hungerford, 1977).

탄력밴드 저항을 통한 스쿼트 운동시 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성비를 알아보고자 한 연구에서 45도에서 실시한 스쿼트 운동이 90도 스쿼트 운동보다 근활성비를 증가시켰다고 하였다(Nam, 2008). 본 연구에서 정강뼈 돌림과 관절각도에 따른 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성비는 정강뼈 돌림과 정강뼈 돌림과 관절각도의 상호작용 효과는 유의하였지만, 관절각도에 따라서는 차이가 없었다. 이것은 관절각도가 증가할 때 안쪽빗넓은근과 가쪽넓은근의 근활성도가 동시에 증가하였기 때문으로 생각되며, 관절각도가 증가시 근활성비가 증가하였다는 Nam (2008)의 연구와는 다른 결과를 나타냈다. 사후검정을 통해 중립 상태에서 관절각도가 60도 일 때 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성비가 2.03으로 안쪽돌림과 가쪽돌림시 1.50과 1.46보다 유의하게 높았다. 이것은 중립 자세에서 시행하는 스쿼트 운동시 안쪽빗넓은근의 근활성도가 가쪽넓은근의 근활성도 보다 크게 증가하였기 때문이며, 이러한 자세를 통해 안쪽빗넓은근의 선택적 축진이 가능할 것으로 생각된다. 그러므로 스쿼트 운동을 실시하는 경우 발의 중심선인 두 번째 발가락이 앞쪽을 향하는 자세에서 관절각도를 증가시켜 운동하는 것이 무릎넓다리통증증후군 환자의 무릎관절의 안정성을 위해 효과적일 것으로 생각된다.

평가 동안 다양한 주의에도 불구하고 표면근전도 활성은 반복적 측정시 다양하게 측정된다. 그러므로, 본 연구의 자료는 분석전에 정규화하였으며, 기준 최대 근전도 값은 앉은 자세에서 한쪽 다리를 펼 때 얻어지는 근전도 값을 이용하였다. 이러한 정규화 절차는 통증이나 불편함으로 인해 최대 신전을 발휘할 수 없는 환자에게도 쉽게 적용할 수 있을 것이다.

본 연구는 기존의 스쿼트 운동에 대한 결과를 바탕으로 관절각도와 정강뼈 회전의 두 가지 독립변수를 적용하여 9가지 스쿼트 운동 자세를 가지고 평가하였다. 안쪽빗넓은근과 가쪽넓은근의 근활성과 근활성비

는 스쿼트 운동시 정강뼈 회전의 자세가 중요한 영향을 미치므로 스쿼트 운동시 정강뼈 회전의 방향이 운동전 고려되어야 할 것으로 생각된다.

결 론

본 연구는 건강한 여대생을 대상으로 무릎넓다리통증증후군 환자에게 자주 사용되는 단힌사슬운동 중 스쿼트 운동을 이용하여 무릎관절 굽힘 각도와 넓다리뼈에 대한 정강뼈 돌림을 통해 안쪽빗넓은근, 가쪽넓은근, 넓다리곧은근의 근활성도와 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성비에 대한 영향을 확인하기 위해 실시한 단일군 전후실험설계였다.

연구결과 정강뼈 돌림과 관절각도에 따른 근활성도에서 넓다리곧은근은 관절각도의 변화에 유의한 차이를 나타냈으며, 안쪽빗넓은근과 가쪽넓은근은 정강뼈 돌림, 관절각도 및 정강뼈 돌림과 관절각도의 상호작용 효과에서 유의한 차이를 나타냈다. 정강뼈 돌림과 관절각도에 따른 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성비에서는 정강뼈 돌림과 정강뼈 돌림과 관절각도의 상호작용 효과는 유의하였다. 또한 사후검정을 통해 중립 위치에서 관절각도가 60도 일 때 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성비가 안쪽돌림과 가쪽돌림시 보다 유의하게 높은 것을 알 수 있었다.

이상의 연구결과를 통해 무릎넓다리통증증후군을 호소하는 환자에게 스쿼트 운동을 적용할 때 무릎관절 각도를 증가시키는 것이 바람직하며, 안쪽돌림이나 가쪽돌림 상태에서 실시하는 것 보다는 중립 위치에서 실시하는 것이 효과적일 것으로 생각된다.

앞으로의 연구에서는 만성 환자에게도 적용할 수 있도록 무릎관절의 굽힘 각도를 증가시키고, 다양한 균형 도구를 통해 넓다리네갈래근의 근활성을 확인하는 것이 필요할 것으로 생각된다.

REFERENCES

- Nam, K. S. (2008). Effect of the resistance direction by an elastic band on the VMO/VL electromyographic activity ratio during dynamic squat exercise. *The Journal Korea Society of Physical Therapy*, 20(3), 23-34.

- Cram, J. R., Kasman, G. S., & Holtz, J. (1998). *Introduction to surface electromyography* (1st ed.). Maryland: Aspen.
- de Looze, M. P., Toussaint, H. M., van Dieen, J. H., & Kemper, H. C. (1993). Joint moments and muscle activity in the lower extremities and lower back in lifting and lowering tasks. *Journal of Biomechanics*, 26(9), 1067-1076.
- Dillon, P. Z., Updyke, W. F., & Allen, W. C. (1983). Gait analysis with reference to chondromalacia patellae. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 5(3), 127-131.
- Earl, J. E., Schmitz, R. J., & Arnold, B. L. (2001). Activation of the VMO and VL during dynamic mini-squat exercises with and without isometric hip adduction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(6), 381-386.
- Ficat, R. P., & Hungerford, D. S. (1977). *Disorders of the patellofemoral joint* (1st ed.). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Grabiner, M. D., Koh, T. J., & Draganich, L. F. (1994). Neuromechanics of the patellofemoral joint. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 26(1), 10-21.
- Grelsamer, R. P., & Klein, J. R. (1998). The biomechanics of the patellofemoral joint. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 28(5), 286-298.
- Jeong, Y. H., & Kim, J. I. (2010). Effects of a 9-week self-help management aquatic exercise program on pain, flexibility, balance, fatigue and self-efficacy in the patients with osteoarthritis. *Journal of Muscle and Joint Health*, 17(1), 47-57.
- Kisner, C., & Colby, L. A. (2002). *Therapeutic exercise foundations and techniques* (4th ed.). Philadelphia: The F. A. Davis.
- LaBella, C. (2004). Patellofemoral pain syndrome: evaluation and treatment. Primary Care. *Clinics in Office Practice*, 31(4), 977-1003.
- Lam, P. L., & Ng, G. Y. (2001). Activation of the quadriceps muscle during semisquatting with different hip and knee positions in patients with anterior knee pain. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 80(11), 804-808.
- Lichota, D. K. (2003). Anterior knee pain: symptom or syndrome. *Current Women's Health Reports*, 3(1), 81-86.
- Makhsous, M., Lin, F., Koh, J. L., Nuber, G. W., & Zhang, L. Q. (2004). In vivo and noninvasive load sharing among the vasti in patellar misalignment. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(10), 1768-1775.
- McConnell, J. (1996). Management of patellofemoral problems. *Manual Therapy*, 1(2), 60-66.
- Murray, I. R., Murray, S. A., MacKenzie, K., & Coleman, S. (2005). How evidence based is the management of two common sports injuries in a sports injury clinic. *British Journal of Sports Medicine*, 39(12), 912-916; discussion 916.
- Neptune, R. R., Wright, I. C., & van den Bogert, A. J. (2000). The influence of orthotic devices and vastus medialis strength and timing on patellofemoral loads during running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 15(8), 611-618.
- Ng, G. Y. F. (2005). Patellar taping does not affect the onset of activities of vastus medialis obliquus and vastus lateralis before and after muscle fatigue. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 84(2), 106-111.
- Ng, G. Y. F., Zhang, A. Q., & Li, C. K. (2008). Biofeedback exercise improved the EMG activity ratio of the medial and lateral vasti muscles in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(1), 128-133.
- Powers, C. M. (2000). Patellar kinematics, Part I: The influence of vastus muscle activity in subjects with and without patellofemoral pain. *Physical Therapy*, 80(10), 956-964.
- Selseth, A., Dayton, M., Cordova, M. L., Ingersoll, C. D., & Merrick, M. A. (2000). Quadriceps concentric EMG activity is greater than eccentric EMG activity during the lateral step-up exercise. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9(2), 124-134.
- Serrao, F. V., Cabral, C. N., Berzin, F., Candolo, C., & Monteiro-Pedro, V. (2005). Effect of tibia rotation on the electromyographical activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis longus muscles during isometric leg press. *Physical Therapy in Sports*, 6(1), 15-23.
- Signorile, J. F., Kacsik, D., Perry, A., Robertson, B., Williams, R., Lowensteyn, I., et al. (1995). The effect of knee and foot position on the electromyographical activity of the superficial quadriceps. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 22(1), 2-9.
- Sousa, A., & Macedo, R. (2010). Effect of the contraction of medial rotators of the tibia on the electromyographic activity of vastus medialis and vastus lateralis. *Journal of Electromyography and*

Kinesiology, 20(5), 967-972.

- Souza, D. R. & Gross, M. T. (1991). Comparison of vastus medialis obliquus: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain. *Physical Therapy*, 71(4), 310-316; discussion 317-320.
- Spencer, J. D., Hayes, K. C., & Alexander, I. J. (1984). Knee joint effusion and quadriceps reflex inhibition in man. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 65(4), 171-177.
- Tang, S. F., Chen, C. K., Hsu, R., Chou, S. W., Hong, W. H., & Lew, H. L. (2001). Vastus

medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: an electromyographic study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(10), 1441-1445.

- Yoo, W. G., Lee, C. H., & Lee, H. J. (2004). Effects of a combined posture of the lower extremity on activity of the vastus medialis oblique muscle and vastus lateralis muscle during static squat exercise. *Journal of the Korean academy of university trained physical therapists*, 11(3), 1-9.