한국전문물리치료학회지 제8권 제2호
KAUTPT Vol. 8 No. 2 2001.

기립자세에서 발위치가 무릎 폄근의 등척성수축 근전도 활성도에 미치는 영향

김성중
삼성서울병원 물리치료실
권오윤, 조상현
연세대학교 보건과학대학 재활학과 및 보건과학연구소
황지혜
성균관대학교 삼성서울병원 재활의학교실

Abstract

The Effects of Foot Position on Electromyographic Activity of Knee Extensors in Standing

Kim Seng-jung, M.Sc., P.T.
Dept. of Physical Medicine & Rehabilitation, Samsung Medical Center
Kwon Oh-yun, Ph.D., P.T.
Cho Sang-hyun, Ph.D., M.D.
Dept of Rehabilitation Therapy, College of Health Science. Yonsei University
Institute of Health Science, Yonsei University
Hwang Ji-hye, M.D.
Dept. of Physical Medicine & Rehabilitation, Samsung Medical Center
Sung Kyun Kwan University, College of Medicine

This study was designed to identify the effects of foot position on electromyographic (EMG) activity of the quadriceps femoris during maximum voluntary contraction (MVC) in standing. Twenty young adults who had not experienced any knee injuries were recruited. Their Q-angles were within a normal range. They were asked to stand in five different foot positions (40° externally rotated, 30° internally rotated, neutral, 20° plantarflexed, and 10° dorsiflexed foot position). The EMG activities of the vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), and vastus medialis oblique (VMO) were recorded in standing by surface electrodes and normalized by MVC EMG values derived from manual muscle test. The normalized EMG activity levels (%MVC EMG) of muscles in the five foot positions were compared using repeated measures ANOVA. The EMG activity levels of the VL, RF, and VMO were the highest when foot was externally rotated. The EMG activity levels of the VL and RF were significantly different among the foot positions ($p<.05$). However, EMG activity levels of the VL, RF, VMO, and VMO/VL ratio did not show significant differences in each foot position ($p>.05$).

The results suggest that the quadriceps femoris may be effectively activated by performing MVC at an externally rotated foot position. Therefore, the externally rotated foot position can be considered as an effective foot position for quadriceps femoris strengthening exercise. Further studies are needed to identify whether there are differences in the effects of foot position on muscle strength after MVC exercise of quadriceps femoris in standing.

Key Words: Quadriceps femoris; Electromyography; Muscle strengthening; Foot position.

Ⅰ. 서론

무릎은 신체 여러 부위 중에서 가장 흔하게 손상 받는 곳으로, 손상 정도에 따라 장기간의 재활치료를 요하기도 한다(Reid, 1992). 넙다리네갈래근(quadriceps femoris)의 강화 운동은 무릎 손상 및 장애 환자들의 치료에 매우 중요하게 여겨져 왔다(Karst와 Jewett, 1993).

넙다리네갈래근 중 안쪽넓은근(vastus medialis)은 무릎의 내측력을 발휘하는 일차적 요소로 작용하고, 가쪽넓은근(vastus lateralis)은 외측에서 주로 작용한다. 무릎을 펼 때는 두 근육이 협력적으로 작용하지만, 정강뼈에 대해 넙다리뼈의 회전을 고정시킬 때는 길항적으로 작용한다(Grabiner 등, 1994; Schmitt와 Mittelmeier 1978). 따라서 넙다리네갈래근 중 안쪽넓은근과 가쪽넓은근의 형태적, 기능적 균형이 무릎관절의 균형에 매우 중요하다고 하겠다(Kapandji 1982; Karst와 Willett, 1995).

안쪽넓은근에 의한 넙다리뼈 회전에 대한 고정작용은 무릎 손상의 예방과 치료에 매우 중요하기 때문에 일반적으로 무릎 손상 후 넙다리네갈래근 중 안쪽넓은근의 기능 강화는 반드시 필요하다고 여겨지고 있다(Schmitt와 Mittelmeier, 1978). 그러나 안쪽넓은근의 선택적 강화 운동은 방법면에 있어 다양한 보고들이 있어왔다(Hanten과 Schulthies, 1990; Karst와 Jewett, 1993; Mirzabeigi 등, 1999; Reynolds 등, 1983; Tepperman 등, 1986).

무릎 환자의 재활 중에 특히, 앞십자인대 수술 후에 넙다리 근력강화 운동은 열린운동고리(open kinetic chain) 형태에 의해 많이 시행되고, 있고 심지어 이것이 앞십자인대에 과도한 당김을 유발함에도 불구하고 이 운동을 강조하기까지 한다(Palmitier 등, 1991). 근력강화 운동 방법 중 닫힌운동고리(closed kinetic chain)에 의한 넙다리네갈래근 강화운동은 무릎 관절 움직임에 엉덩관절과 발목관절의 움직임을 함께 수반하게 되므로 하지의 복합적인 치료에서 많이 이용되고 있으며, 근력강화, 지구력 증진, 고유수용성 기능 촉진, 뼈 위축 방지를 포함하는 여러 장점이 있기 때문에 임상에서 많이 권장되고 있다(Ohkoshi 등, 1991; Woodall과 Welsh, 1990). 특히 넙다리부에서 정강뼈가 앞으로 이동하는 것을 최소화시켜 앞십자인대에 가해지는 당기는 힘(strain)과 관절에 가해지는 전단력(shear force)을 감소시키므로, 앞십자인대 재건 수술 초기에 넙다리네갈래근의 근력을 강화시킨다(Brotzman과 Head, 1996; Grood 등, 1984; Ohkoshi 등, 1991; Palmitier 등, 1991).

무릎 손상 후 재활 초기에 재 손상의 우려가 있는 환자들의 경우에 무릎을 구부릴수록 무릎뼈에 대한 압박력(compressive force)이 높아지는 것을 방지하기 위하여 넙다리네갈래근 운동은 무릎을 편 상태에서 실시한다(Signorile 등, 1995). 이전의 연구자들(Brownstein 등, 1985; Cailliet, 1983; Signorile 등, 1995)은 안쪽빗넓은근의 강화를 목적으로 하는 경우 이 근육이 무릎의 마지막 폄 각도

에서 안쪽 정강뼈 돌림근(medial tibial rotator)으로 작용하므로 이 각도에서의 제한적인 운동이 바람직하다고 주장해 왔다. 그러므로 안쪽 정강뼈 돌림(medial tibial rotation)은 안쪽빗넓은근을 선택적으로 강화시키는 가능한 방법이며(Signorile, 1995), 발의 모음, 벌림이 정강뼈의 돌림을 일으키고 이것이 넙적다리네갈래근의 수축 양상에 변화를 일으킨다(Blakee 등, 1981; Greenfield, 1990).

무릎 부위의 재활치료에 있어 넙다리네갈래근, 특히 안쪽빗넓은근의 선택적 강화가 임상적으로 중요시 여겨져 왔고, 앞십자인대 손상 후 닫힌운동고리를 통한 효과적인 근육강화의 중요성이 강조되어 왔지만 연구자마다 근력강화 방법에 대해서는 주장하는 바가 달랐다. 또한 열린운동고리 형태 운동의 문제점(Grood 등, 1984)으로 인한 닫힌운동고리 운동 중 마지막 무릎 폄 각도에서의 선택적 근력 강화 방법(Brownstein 등, 1985; Signorile 등, 1995)의 장점과 발의 위치가 정강뼈의 돌림을 유발시켜 넙다리네갈래근 각(Q-angle)의 변화를 일어나게 함으로써, 넙다리네갈래근 근력 운동에 영향을 미칠 수 있다(Signorile 등, 1995).

본 연구는 닫힌고리운동 형태인 기립 자세에서 무릎의 폄 마지막 범위에서 최대 등척성 수축(maximal isometric contraction) 시 발의 위치에 따른 넙다리곧은근, 안쪽빗넓은근, 가쪽넓은근의 근전도 활성도(electromyography activity)를 알아봄으로써 임상에서 보다 효과적인 선택적 근력 강화법을 찾고자 실시하였다.

Ⅱ. 연구방법

1. 연구대상

본 연구는 넙다리네갈래근 기능에 영향을 미칠 수 있는 과거 넙다리 손상이나 무릎 손상의 병력이 없는 정상 성인 남자 20명을 대상으로 하였다. 실험을 실시하기 전에 실험전과정에 대하여 대상자에게 설명한 후, 자발적 동의를 얻었다. 연구 대상자들의 선정 조건은 다음과 같다.

가. 현재 요통과 하지에 통증이 없는 자
나. 발의 관절가동범위가 정상 범위에 속한 자
다. 넙다리네갈래근의 촉진이 가능한 자
라. 넙다리네갈래근 각(quadriceps angle: Q-angle)이 정상 범위인 자
마. 최근 6개월 이내 하지 근력 강화 운동을 실시하지 않은 자

2 실험기기 및 도구

가. 근전도

근전도 자료 수집을 위해 표면전극(surface electrode: AE-131 circular surface EMG disposable Electrode NeuroDyne Medical Corp. MA. USA)을 사용하였다. 이 전극은 하나의 도자에 두 개의 활성전극(active electrode)과 하나의 접지전극(reference electrode)으로 구성되었다. 근전도 신호를 500 samples/sec로 표집한 후, MP100SWS (BIOPACK Systems Inc. USA 1997)를 이용하여 아날로그에서 디지털 신호로 전환하였다. 아날로그 신호는 band pass filter(low; 40 ㎐, high; 250 ㎐)를 거쳐 60 ㎐에서 notch filter로 처리한 후, full-wave rectify하고 Root Mean Square(RMS) 과정을 통해 smoothing한 다음 컴퓨터 파일로 저장하였다(그림 1).

나. 쐐기

측정하는 동안 발이 발등굽힘과 발바닥굽힘 위치로 기립자세를 유지할 수 있도록 쐐기를 제작하여 사용하였다(그림 2). 발등굽힘은 경사도 10°, 발바닥굽힘은 경사도 20°로 하였다. 쐐기를 두개로 만들어 측정하지 않는 반대편 다리도 측정하는 쪽과 동일하게 적용

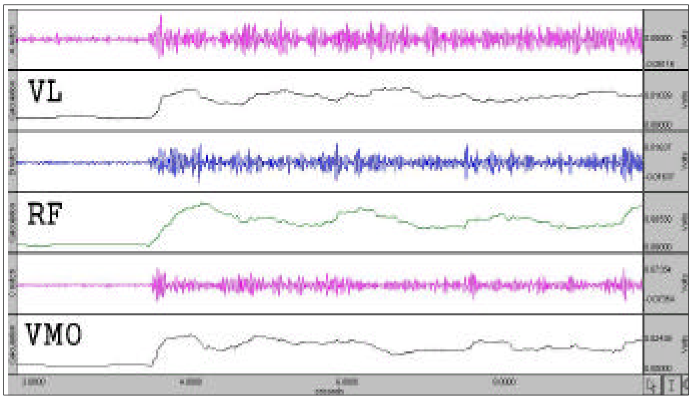

그림 1. MVC 동안의 근전도 신호
(VL: 가쪽넓은근. RF: 넙다리곧은근. VMO: 안쪽빗넓은근)

그림 2. 10° 경사판의 예

하였다.

다. Balance Scan Test

중립, 발등굽힘, 발바닥굽힘 상태에서 중력중심(center of gravity: COG)의 변화를 측정하기 위하여 Balance Scan (FARO Medical Technologies Inc. USA 1991)을 사용하였다(그림 3). 발등굽힘과 발바닥굽힘은 각각 10°와 20°의 쐐기를 이용하여 측정자세를 유지하였다. 각도의 정확성을 유지하기 위해서 쐐기의 뒷축을 발판의 뒷축에 일치시키고 대상자를 각각의 측정자세에서 안정된 상태로 균형을 잡고 서게 한 다음 넙다리네갈래근 최대등척성 수축을 하도록 지시하였다. 연구 대상자는 발판 위에서 넙다리근 수축과 함께 자신의 중력중심 위치를 컴퓨터 화면을 통해 확인하도록 하였고, 무게중심 위치를 가능한 시작했던 지점에 일치하도록 하였다. 중력중심은 5초간 최대 등척성 수축 시 모니터에 나타난 중앙중심점으로부터 대상자가 자세유지 시 나타나는 중력중심점까지의 평균거리를 측정자세의 중력중심점으로 계산하였다.

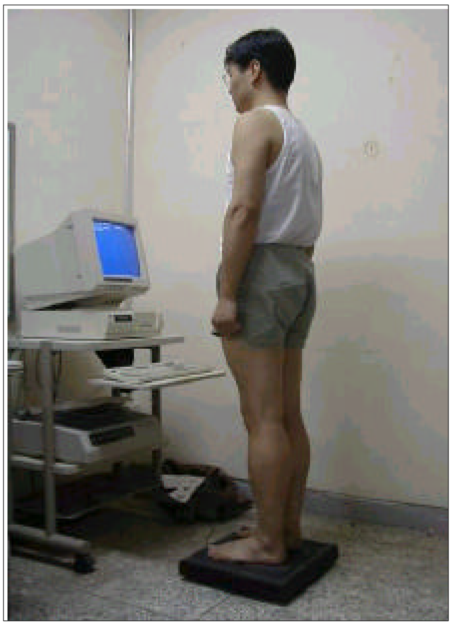

그림 3. Balance Scan Test
(발의 중립위치)

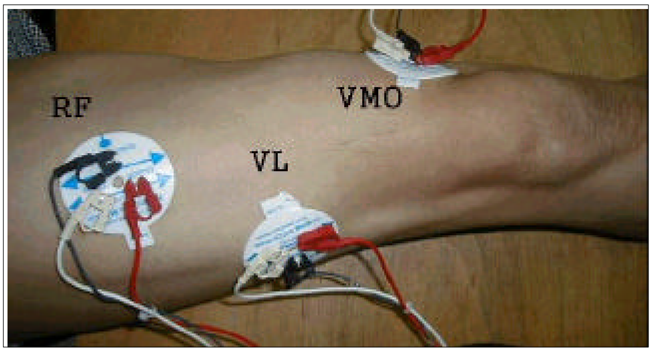

그림 4. 도자 부착 부위
(VL:가쪽넓은근. RF:넙다리곧은근. VMO:안쪽빗은근)

4. 실험과정

가. 대상자 준비

본 실험에 참가하기 앞서 모든 대상자는 발목관절의 관절 가동범위, 체중, 넙다리네갈래근 각을 측정하였다. 넙다리네갈래근 각 측정 시 오류를 최소화하기 위해 발의 위치를 표준화해야 하므로(Olerud와 Berg, 1984; Woodall과 Welsh, 1990) 측정 시 발을 중립 상태로 위치하게 한 후, 각도기의 축을 무릎뼈 중심부(midpoint) 위에 위치하도록 하고, 위앞엉덩뼈가시에서 무릎뼈중심을 연결한 선과 무릎뼈 중심에서 정강뼈조면 사이를 연결한 선이 이루는 각도를 측정하였다. 측정에 정확성을 높이기 위해 각도기 끝에 위앞엉덩뼈가시와 무릎뼈를 잇는 끈을 달아 측정하였다(Paulos 등, 1980; Tomsich 등, 1996).

모든 대상자의 우세쪽 다리에 도자를 붙일 위치를 정하고 면도를 한 후 알콜로 닦았다. 세 개의 도자 중 하나는 안쪽빗넓은근의 근육힘살(muscle belly) 중에서 가장 돌출된 부분에 부착하였다(Hung과 Gross, 1999; Karst와 Jewett, 1993; Laprade 등, 1998; Ninos 등, 1997; Signorile 등, 1995). 다른 하나는 무릎뼈 바닥(base)에서 근위부 방향으로 대상자의 손바닥 넓이 위에서 바깥쪽으로 가쪽넓은근 위에 부착하였고, 나머지 하나는 넙다리곧은근에 부착하기 위해 위앞엉덩뼈가시와 무릎뼈 위모서리 중간지점에 근섬유 방향과 나란하게 부착하였다(Delagi 등, 1975). 모든 관절 가동범위와 넙다리네갈래근 각의 측정, 도자 부착은 측정자간 오차를 최소화하기 위하여 동일한 실험자가 실시하였다(그림 4).

검사 전에 모든 대상자는 Cybex (FITRON Cycle-Ergometer Lumex Inc. New York, USA)를 이용해 3분 동안 90 RPM의 저항과 300 kgm/min의 속도로 편안하며 피로를 느끼지 않을 정도의 저강도 준비운동(warm-up)을 실시하였다. 최대 근수축 동안 느낄 수 있는 불편함을 줄이고, 발의 위치에 따른 근육신장으로 인해 발생될 수 있는 통증이나 불편함을 최소화하기 위하여 발목관절에서 중등도(moderate)의 강도로 10초 동안 자가 정적 신장운동(static self-stretching)을 안쪽번짐근, 가쪽번짐근, 발바닥굽힘근, 발등굽힘근에 대해서 실시하였다(Zakaria 등, 1997). 실험에 참여하기에 앞서 기립 상태에서 넙다리네갈래근 등척성 운동에 대한 방법과 요령을 모든 대상자에게 교육시켰다.

나. 근력검사 자세의 MVC (Maximal Voluntary Contraction) 근전도 신호량 측정

가쪽넓은근, 넙다리곧은근, 안쪽빗넓은근의 활동전위를 표준화하기 위해 넙다리네갈래근의 최대 등척성 수축 시의 근전도 활성도를

Kendall 등(1993)에 의한 맨손근력검사(manual muscle test:MMT) 자세에서 측정하였다 (Gryzlo 등, 1994; Hanten과 Schulthies, 1990).

대상자를 책상에 걸터앉게 하고 양손을 테이블 가장자리를 잡게 하였다. 검사자는 한 손을 대퇴 원위부 아래에 두어 무릎을 펼 때 테이블에 가해지는 압력으로 생기는 통증을 줄이도록 하였다. 대상자는 대퇴부 회전없이 검사자의 지시와 함께 무릎을 최대 신전하도록 하였으며 이때 검사자는 대상자가 최대의 근수축을 실시하도록 동일한 구두 자극을 주었다. 근전도 신호는 발위치 변화에 따른 MVC 근전도 신호량 측정시와 동일한 방법으로 처리하였으며 5초 동안의 자료값 중 초기와 마지막 1초를 제외한 3초 동안의 IEMG (Integrated electromyography)값을 근력검사 자세의 MVC 근전도 신호량(%MVC EMG) 으로써, 검사자료의 표준화값(normalizing value)으로 선택하였다.

다. 기립 시 발위치 변화에 따른 MVC 근전도 신호량 측정

모든 대상자에서 순서 효과(order effect) 중 실험 결과에 영향을 미칠 수 있는 피로 효과를 배제시키기 위하여 발위치에 대한 우선 순위를 무작위로 정하였다. 측정은 맨발 상태에서 실시하였다.

발위치 변화에 따른 측정은 5가지 중립, 모음(30°), 벌림(40°), 발등굽힘(10°), 발바닥굽힘 (20°) 자세에서 실시하였다. 기준이 되는 발의 중립은 체중지지선이 엉덩뼈의 위앞엉덩뼈가시와 종아리뼈(tibia)를 지나고 첫 번째 발가락 사이를 지나도록 하였다(Olerud 와Berg, 1984). 대상자는 각각의 자세를 유지하도록 하였으며 발의 모음, 벌림은 평지에서 측정을 하였으며 중립, 발등굽힘, 발바닥굽힘은 체중지지면에서 중력중심점 이동 측정을 위해 Balance Scan Test와 동시에 실시하였다. 동일한 자세로 균형을 유지하기 위해 최대 등척성 수축 시 대상자가 모니터를 보면서 스스로 균형을 유지하도록 하였다. 무릎관절을 편 자세에서 최대 등척성 넙다리네갈래근을 수축하도록 하였고, 이때 검사 보조자는 엉덩관절과 발목의 정렬이 일치되는지 점검하였다. 쐐기를 이용한 발등굽힘, 발바닥굽힘 측정 시 Balance Scan Test의 모니터를 통해 대상자가 균형을 유지하는지를 관찰하였다.

근수축 시 완전 수축을 위한 1초의 예비 시간을 포함해 5초 동안 수축 자세를 유지하게 하였고 각각의 시도 사이에 근 피로의 가능성을 최소화하기 위해 30초 동안 휴식 시간을 주었다(Hanten과 Schulthies, 1990; Hung과 Gross, 1999; Karst와 Jewett, 1993; Laprade 등, 1998). 모든 검사기간 동안 팔은 대퇴부 큰돌기에 편안하게 놓도록 하였다. 근전도 활성도는 각 발위치에서 3회씩 실시한 값을 수집하였으며, 대상자가 최대 등척성 수축을 유지할 수 있도록 동일한 형태의 구두 독려(verbal encouragement)가 측정 동안 이루어졌다(Tepperman 등, 1986; Hanten과 Schulthies, 1990). 측정되는 근육의 긴장 (tension)이 초기 시작된 후 5초 동안 기록된 근전도 신호 중 초기와 마지막 1초 값을 제외한 중간 3초 동안의 근전도 신호만을 자료값으로 이용하였다(Hung과 Gross, 1999). 각 발위치에서 3회 측정한 맨손근력검사 자세의 MVC 근전도 신호량으로 나누어 표준화하였다.

5. 분석 방법

근전도 측정에 대한 신뢰도를 구하기 위해 대상자 중 10명을 무작위로 추출해 각각의 발위치에서 3번의 시도가 얼마만큼의 측정자내 신뢰도가 있는지 급간내상관계수(Intratester Correlation Coefficients: ICCs[3,3])로 구하였으며(Hung과 Gross, 1999), 측정 자료가 정규분포하는지 알아보기 위하여 단일 표본 콜모고로프-스미르노프 검정(Kolmogorov-Smirnov test)을 실시하였다. 그 결과 정규분포하여 모수검정을 하였다.

표 1. 연구대상자의 일반적 특성 (n＝20)

일반적 특성	평균±표준편차	범위
나이(세)	26.0±2.5*	22.0 29.0
체중(㎏)	70.4±6.7	60.0 82.0
키(㎝)	175.6±4.0	167.0 183.0
Q각(°)	10.9±1.9	9.5 12.5

*평균 ± 표준편차

각각의 근육이 발위치에서 나타나는 근전도 차이는 반복측정된 일요인 분산분석(one-way repeated ANOVA)으로 하였고, 각 발위치에서 근육의 근전도 활성도(%MVC EMG)에 대해 일요인 분산분석(one-way ANOVA)을 이용하였다. 발자세와 넙다리곧은근, 안쪽빗넓은근, 가쪽넓은근의 근전도 결과 차이와 근육과 발의 위치 간에 상호작용이 있는지 알아보기 위하여 반복측정된 자료에 대한 이요인 분산분석(two-way repeated ANOVA)을 실시하였다. 유의한 차이를 보인 경우 추후검정은 본훼로니 수정법(Bonferoni's correction)을 이용하였고, 통계학적인 유의성을 검증하기 위한 유의수준 α는 .05로 하였다.

Ⅲ. 결과

1. 연구대상자의 일반적 특성

실험에 참가한 대상자는 허리와 다리에 통증이 없고, 이전에 손상당한 경험이 없는 건강한 남자 20명을 대상으로 하였다. 연구 대상자의 특성은 다음과 같다(표 1). 대상자의 평균 나이는 26.0세였으며, 평균 체중은 70.4 ㎏, 평균 키는 175.6 ㎝이었다. 대상자 모두 정상적인 넙다리네갈래근 각(Q-angle)에 포함되었으며, 평균은 10.9°이었다.

2. 각 근육과 발위치에서 대상자내 신뢰도

모든 신뢰도는 중립상태의 넙다리곧은근에서의 수축 시 r＝.77를 제외하고는 r=.80 이상의 양호(good)한 신뢰도를 보였다(Portney와 Watkins, 1993). 특히, 벌림 상태에서는 r=.92 이상의 높은 신뢰도를 보여 근피로, 학습효과, 도자의 부착상태 등에 의해 많은 영향을 받지 않았다는 것을 알 수 있었다(표 2).

3. 각 근육에서 발위치에 따른 근전도 신호량(%MVC EMG)

각 근육에서 발위치에 따른 근전도 신호량(%MVC EMG)의 차이를 알아보기 위하여 반복측정된 일요인 분산분석을 실시한 결과는 표 3과 같다. 가쪽넓은근과 넙다리곧은근

표 2. 5가지 발위치에서 3회 측정한 근전도 값의 대상자내 신뢰도 (ICCs[3,3])

근육	발위치				
	벌림	모음	중립	발바닥굽힘(중립)	발등굽힘(중립)
가쪽넓은근	.97*	.91	.96	.86	.86
넙다리곧은근	.94	.87	.77	.90	.80
안쪽빗넓은근	.92	.89	.94	.80	.82

*신뢰도(r)

표 3. 각 근육과 발위치에 따른 근전도 신호량(%MVC EMG)의 반복측정된 일요인 분산분석

	평방합	자유도	평방평균	F	p
가쪽넓은근	4101.70	4	1025.42	5.07	.0011
넙다리곧은근	8441.18	4	2110.30	3.83	.0068
안쪽빗넓은근	3056.69	4	764.17	2.29	.0671

표 4. 각 근육에서 발위치에 따른 근전도 신호량(%MVC EMG) (단위: %)

근육	발위치				
	벌림	모음	중립	발바닥굽힘 (중립)	발등굽힘 (중립)
가쪽넓은근	73.14±16.80[a]*	63.11±13.27	54.33±16.03	59.10±15.74	58.36±15.73
넙다리곧은근	82.42±27.54**	54.49±22.39	61.54±28.90	65.89±36.07	66.06±34.91
안쪽빗넓은근	72.93±32.78	64.07±28.73	56.79±34.04	64.27±29.31	59.27±24.59

[a]평균 ± 표준편차, *중립과 비교시 $p<.05$, **모음과 비교시 $p<.05$

에서 유의한 차이를 보였으나($p<.05$), 안쪽빗넓은근에서는 유의한 차이를 보이지 않았다. 다중 비교 방법으로 본훼로니 수정법(Bonferroni correction)을 이용한 결과 가쪽넓은근에서는 벌림과 중립에서 유의한 차이를 보였고($p<.05$), 넙다리곧은근은 벌림과 모음에서 유의한 차이를 보였다($p<.05$),(표 4),(그림 5).

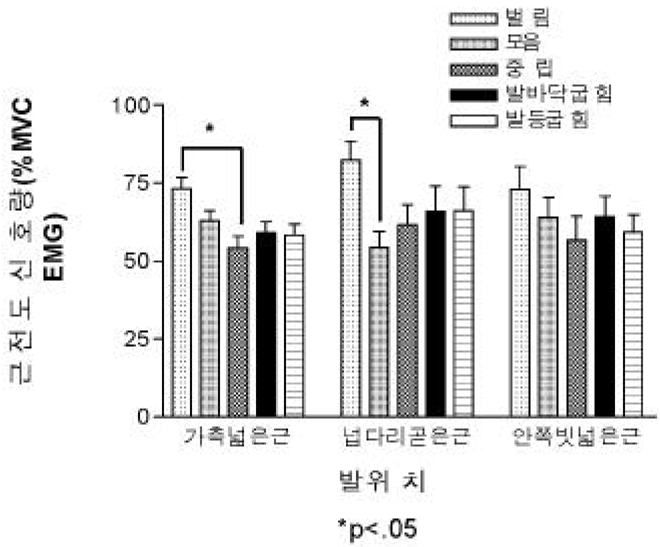

그림 5. 각 근육에서 발위치에 따른 근전도 신호량
(%MVC EMG)

표 5. 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근에 의한 근전도 신호량(%MVC EMG)의 비

	발위치				
	벌림	모음	중립	발바닥굽힘 (중립)	발등굽힘 (중립)
VMO/VL	0.99±0.30*	1.05±0.64	1.02±0.35	1.08±0.40	1.03±0.42

*평균 ± 표준편차

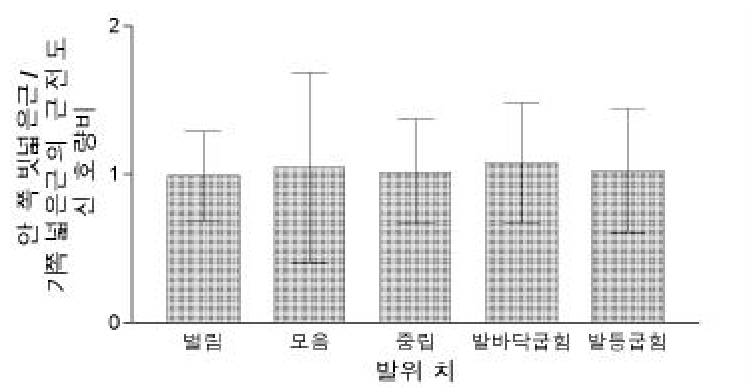

그림 6. 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근에 의한 근전도 신호량 (%MVC EMG)의 비

4. 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근에 의한 은전도 신호량(%MVC EMG)의 비

안쪽빗넓은근과 가쪽넓은근에서의 근전도 신호량(%MVC EMG)의 비는 표 5와 같다. 발의 벌림위치를 제외하고는 안쪽빗넓은근의 근전도 활동이 모든 발위치에서 우세하게 나타남을 볼 수 있었으며(그림 6), 발위치간에는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다($p > .05$).

5. 각 발위치에서 근육의 근전도 신호량 (%MVC EMG) 비교

각기 다른 5가지 발위치에서 각 근육의 근전도 신호량(%MVC EMG) 비교는 그림 7과 같다. 모든 발 위치에서 가쪽넓은근, 넙다리곧은근, 안쪽빗넓은근의 근전도 신호량(%MVC EMG)은 모든 발위치에서 넙다리곧은근이 다른 근육보다 우세하게 나타남을 볼 수 있었으나, 모음 자세에서는 안쪽빗넓은근이 가장 우세하게 나타났다. 하지만 각 자세에서의 근육별 근전도 신호량을 알아보기 위한 일요인 분산분석 시 유의한 차이를 보이지 않았다(표 6).

각각의 근육과 발위치에 대해 반복측정된 이요인 분산분석을 한 결과 근육과 발위치 두 요인 간의 상호작용은 통계적으로 유의하지 않았다($p > .05$). 근육간 근전도 신호량(%MVC EMG)은 유의한 차이를 보이지 못했으나($p > .05$), 각각의 발위치에서는 유의한 차이를 보였다($p < .05$),(표 7).

다중 비교법을 이용한 결과에서는 벌림(평균 76.16%MVC EMG)과 중립자세(평균 57.55%MVC EMG)에서 유의한 차이가 있었다($p < .05$).

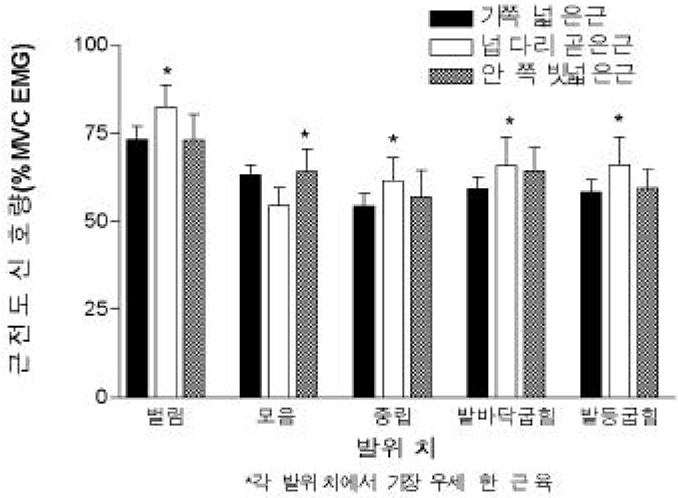

그림 7. 각 발위치에서 근육의 근전도 신호량 (%MVC EMG) 비교

Ç¥ 6. 각 발위치에서 근육의 근전도 신호량(%MVC EMG)에 대한 일요인 분산분석

	평방합	자유도	평방평균	F	p
벌림	1175.358	2	587.679	0.834	.44
모음	1112.819	2	556.410	1.111	.34
중립	537.6441	2	268.822	0.358	.70
발바닥굽힘(중립)	502.265	2	251.133	0.313	.73
발등굽힘(중립)	708.239	2	354.120	0.513	.60

표 7. 각 근육과 발위치에서의 근전도 신호량(%MVC EMG)에 대한 반복측정된 이요인 분산분석

	평방합	자유도	평방평균	F	p
근육	1009.58	2	504.79	1.39	.25
발위치	12572.82	4	3143.21	8.68	.0001
근육×발위치	3026.75	8	378.34	1.05	.40

6. 발바닥굽힘, 중립, 발등굽힘 시 중력중심점의 변화

발바닥굽힘, 중립 및 발등굽힘 시 Balance Scan Test를 이용한 상대적 중력중심점의 변화를 알아본 결과, 발등굽힘 시는 중립상태에서 전방으로 평균 11.13 ㎜ 이동하였고 발바닥굽힘 시에는 후방으로 15.19 ㎜ 중력중심점이 이동하였다(표 8).

Ⅳ. 고찰

이 연구는 기립 상태에서 발의 위치를 중

표 8. 발바닥굽힘, 중립, 발등굽힘 시 상대적 중력중심점 변화 (단위 : ㎜)

	발등굽힘	중립	발바닥굽힘
중력중심점 변화	11.13±19.59*	.0	- 15.19±10.05

*평균 ± 표준편차

립, 중립상태에서 발바닥굽힘(20°), 중립상태에서 발등굽힘(10°), 모음(30°), 벌림(40°) 상태로 놓고 넙다리네갈래근의 최대 등척성 수축을 시켰을 때, 근전도 활성도를 비교하기 위하여 실시하였다. 발의 모음, 벌림 위치는 넙다리네갈래근에서 특정 근육을 목표로 해서 제시한 자세였고 중립자세는 재활치료에서 가장 흔히 사용되는 자세이기 때문이었다. 발바닥굽힘과 발등굽힘 자세는 쐐기를 이용하였는데 그로 인해 중력선과 관절운동 축(joint motion axis)이 변하고 무릎 관절을 펴게하는 외부 모멘트(external moment)의 증감과 발과 무릎 주변의 근육의 근긴장도의 변화로 수의적 운동 시 무릎 신전근에 변화가 있을 것이라 생각하였다.

대상자 선정은 무릎이나 넙다리 부근의 손상이 없고 넙다리네갈래근 각이 정상 범위인 자로 선정하였는데, 이것은 이전의 손상이 대퇴부근 근 활성 형태에 변화를 주어 비정상적인 넙다리네갈래근 각이 되고, 이것으로 인해 실험에 영향을 끼칠 수 있으므로 넙다리네갈래근 각이 13±5° 내의 범위에 있는(Ninos 등, 1997) 남성으로 대상자를 선정하였다. 남자만 연구 대상자로 선정한 이유는 박은영 등(1999)의 연구에서 여성들은 높은 신발을 신는 생활습관으로 인해 하지 근육에 변화가 있다는 보고가 있어 연구대상에서 제외시켰다.

표면전극을 이용한 근전도 신호량은 근육의 운동단위의 수와 발사율(firing rate)을 직접 나타낸다고 할 수는 없지만 일반적으로 근육의 전기적 활성도를 나타내기 때문에 근긴장도 연구에서 많이 사용되고 있다(Basmajian과 De Luca, 1985; De Luca, 1997; Mathiassen 등, 1995; Signorile 등, 1995; Turker, 1993). 근전도 신호는 도자 적용, 위치, 땀, 온도, 근피로, 수축속도, 근길이, 다른 주동근과 길항근의 활동, 근막 지방 두께, 과제 수행 방법 등에 의해 영향을 받는다(Mathiassen 등, 1995). 임상에서 근전도 시행 시 이러한 모든 변수를 통제한다는 것은 거의 불가능하다. 이러한 여러 내적, 외적 변수에 의한 실험결과의 오염정도를 최대로 줄이기 위해 근수축 시 얻어진 근전도 자료를 여러 과정을 거쳐 최적화하였고 RMS값을 구하여 그 신호량을 분석하였다. 이 값은 수축하는 동안 활동하는 운동단위의 수를 대표하고 특히 등척성 근수축 시, 근전도 활성도와 힘은 선형적 관계를 갖게 되므로 근육에 의한 힘을 나타내는데 흔히 사용된다(Basmajian등, 1985; De Luca, 1997; Signorile 등, 1995; Soderberg와 Knutson, 2000; Soderberg와 Cook, 1984). 그러므로 근육에 의해 발생되는 힘을 정량화한 근전도 신호값으로 추정하여 연구에 이용하였다(De Luca, 1997; Soderberg와 Knutson, 2000; Soderberg와 Cook, 1984). 표준화는 근육에서 발생되는 생리적 신호를 최대로 통제하게 해주며 동일 근육내 여러 도자를 이용하거나, 여러 근육을 비교할 때, 그리고 수일에 걸쳐 실험을 하는 경우에는 반드시 필요하다(Basmajian과 De Luca, 1985; De Luca, 1997; Knutson 등, 1994; Lehman과 McGill, 1999; Soderberg와 Knutson, 2000).

본 연구에서도 그러한 점을 감안하여 발위치와 넙다리근에 따른 근전도값을 비교하였기 때문에 RMS 과정과 표준화를 통해 자료값에 영향을 미칠 수 있는 변수들을 최대한 동일하게 함으로써 결과 해석에 발생할 수 있는 오류를 줄이도록 하였다.

각 근육에서 발위치에 따른 근전도 신호량(%MVC EMG)은 가쪽넓은근과 넙다리곧은근에서 유의한 차이를 보였으나 안쪽빗넓은근에서는 유의한 차이를 보이지 않았다. 유의한 차이를 보인 가쪽넓은근과 넙다리곧은근 모두 발의 벌림 위치에서 가장 많은 근전도 신호량을 보였고 가쪽넓은근은 중립에서 넙다리곧은근은 모음위치에서 각각 가장 적은 근전도 신호량을 보였다. 안쪽빗넓은근의 근전도 신호량도 각 발위치에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았지만 다른 두 근육에서와 같이 벌림에서 가장 많은 활동전위를 나타냈다. 이론적으로 넙다리네갈래근 각이 증가하여 비정상적인 구조가 되면 안쪽넓은근과 가쪽넓은근의 기시와 정지 거리에 영향을 끼쳐, 가쪽넓은근의 당김선이 짧아지게 되어 근육이 수축 상태(contracted state)가 된다. 안쪽빗넓은근은 가쪽넓은근이 수축된 상태에서 당겨야 하기 때문에 가쪽넓은근이 수축되지 않을 때 보다 과사용(overuse) 상태가 된다(Blake 등, 1981; D'amico와 Rubin, 1986). 그러므로 발의 모음 상태가 되면 넙다리네갈래근 각이 증가되므로(Olerud와 Berg, 1984), 안쪽빗넓은근은 가쪽넓은근보다 근전도 신호량이 커야 한다. Signorile 등(1995)의 연구에서는 무릎을 175°에서 발을 모음 상태로 두고 등척성 운동을 시행했을 경우, 발을 벌림 상태로 두고 운동을 했을 때보다 안쪽빗넓은근에서 근전도 신호량이 많았다고 보고하였다. 그러나 본 연구의 결과는 모음에서보다 벌림 위치에서 안쪽빗넓은근의 근전도 신호량이 증가한 것을 보여 제시된 이론을 지지할 수 없었다.

본 연구에서는 모음, 벌림, 중립, 발바닥굽힘, 발등굽힘 시 유의한 근전도 신호량의 차이가 있을 것이라는 가설이 지지되지 못했다. 벌림 위치에서 넙다리근들의 근전도 신호량이 전반적으로 증가했던 것을 설명할 수 있는 가능한 요인으로는 첫째, 제시된 이론에서 나타나는 역학적 기전보다 체중지지면의 증감으로 인한 안정성에 기여하는 요인이 더 크게 작용하였을 것이라는 것(Tyldesley와 Grieve, 1994), 둘째, 벌림위치에서는 엉덩관절 벌림근, 폄근, 바깥돌림근의 공동수축이 일어나 근위부의 안정화가 유발됨으로 넙다리 근육의 수축력이 증가하였을 것이라는 것(O'Sullivan, 1994; Rothwell, 1995; Tyldesley와 Grieve, 1994), 셋째, 발의 모음위치나 중립, 발등굽힘, 발바닥굽힘 시는 양무릎에 의한 힘이 분산되는 반면 발의 벌림 위치에서는 무릎폄근에 의한 힘의 합력이 후방지점에서 일치되므로 수축력이 강하게 작용하였을 것이라는 것이다(LeVeau, 1992). 이것으로 발의 벌림 위치가 전반적인 넙다리 근육의 근력강화에 효과적인 자세임을 알 수 있었다.

각 발위치에서 근육의 근전도 신호량(%MVC EMG)의 비교에서 가쪽넓은근, 넙다리곧은근, 안쪽빗넓은근은 모든 위치에서 통계적으로 유의한 차이를 보이지 못했다. 벌림, 중립, 발바닥굽힘, 발등굽힘 자세에서는 넙다리곧은근의 근전도 신호량이 가장 많았으나 모음 위치에서는 안쪽빗넓은근의 근전도 신호량이 가장 많았음을 볼 수 있었다. 이것으로 모음 위치에서 안쪽빗넓은근이 우세하게 작용한다고 생각할 수 있으나 통계적으로 유의하지 않아 임상적 적용은 어렵다고 볼 수 있다.

높은 굽 신발을 신고 서 있으면, 앞으로 넘어지는 느낌 때문에 체간을 뒤로 이동시켜 그것을 보상하려 한다. 그로 인해 허리 만곡의 완화, 골반 후방경사가 일어나며 중력선에 대해 발목, 무릎, 체간, 머리 모두 후방으로 유의하게 이동하게 되어 무릎 관절을 펴게하는 외부 모멘트가 증가한다(Opila 등, 1988). 발바닥 굽힘으로 인한 중력 중심선의 이동과 골반후방 경사로 인해 장딴지근(gastrocnemius)과 무릎굽힘근(hamstring)은 이완이 된다. 그러므로 체간을 앞으로 구부려 무릎굽힘근을 긴장시킨 자세가 넙다리근육의 근수축을 증가시킨다는 Ohkoshi 등(1991)의 보고를 통해 연구자는 발바닥굽힘과 발등굽힘 상태에서 최대 등척성 수축 시 근 활성도에 유의한 차

이가 있으라고 생각하였으나, 본 연구의 결과에서는 이러한 가설을 뒷받침 해주지 못하였다.

약해진 안쪽빗넓은근은 넙다리근이 당기는 방향을 더욱 가쪽으로 향하도록 하여 넙다리각을 기능적으로 증가시키므로 안쪽빗넓은근을 선택적으로 운동시키는 것은 중요하다(Woodall과 Welsh, 1990). 운동 형태에 따른 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근전도 활성도비(ratio)에 대한 연구가 이전의 다른 연구자들(Boucher 등, 1992: Cerny, 1995: Laprade 등, 1998)에 의해 많이 시행되어 왔다. 하지만 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 비는 연구자마다 시행 방법에 따라 약간의 차이가 있었다. 본 연구에서는 벌림에서 최소평균 .99에서 발바닥굽힘(중립) 시 최대 1.08까지 나타났으나, 발위치간에는 유의한 차이를 보이지 않았다. 이전의 다른 연구자들 중 Cerny(1995)는 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근전도 활성도비가 1.20, Souza와 Gross(1991)는 1.18을 보여 본 연구에서의 결과가 상대적으로 적은 값을 보였다. 이것은 운동 방법과 기준값으로 설정한 운동 형태 등이 서로 달라 차이가 발생했을 수 있다. 본 연구에서의 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근활성도 비도 이전의 연구(Cerny, 1995; Souza와 Gross, 1991)에서와 같이 운동 형태에 따른 유의한 차이를 보이지는 않았다. 벌림에서 가쪽넓은근에 상대적인 안쪽빗넓은근의 근전도 신호량이 평균 1.0 이하인 것을 제외하고 모든 발위치에서 안쪽빗넓은근이 가쪽넓은근에 비해 전반적으로 우세하게 작용하는 것으로 볼 수 있었다. 그러므로 무릎의 마지막 폄 부분에서 안쪽빗넓은근의 선택적 작용이 이루어진다는 것을 지지할 수 있었다.

넙다리 근육에 대한 이전 연구가 많았음에도 불구하고 연구방법, 통제조건, 근전도 자료처리, 대상자 특성 등 많은 변수들로 인해 추정되는 여러 가설들이 밝혀지기가 어려웠었다. 그럼에도 불구하고 지속적인 관련 연구들이 진행되고 있는 것은, 넙다리 근력 강화운동이 무릎의 재활치료에서 아주 중요한 역할을 한다는 것이다. 본 연구의 결과가 효과적인 넙다리 근육 강화운동 방법으로 밝혀지기 위해서는 좀더 통제된 조건과 다양한 실험이 필요하다고 생각된다. 하지만 넙다리무릎뼈 통증 증후군, 앞십자인대 손상 등의 무릎에 문제가 있는 사람에게 발위치를 고려하지 않은 똑같은 자세의 근력 강화운동은 비효율적 일수도 있으므로 본 연구가 임상에서 넙다리 근력 강화가 필요한 환자들 또는 기립상태에서 운동을 하는 것이 더 좋은 무릎 손상 환자들의 치료에 도움이 될 것이다.

V. 결론

본 연구는 무릎을 편 기립 상태에서 발의 위치를 달리하고 무릎을 편 상태에서 넙다리네갈래근의 최대 등척성 수축을 실시하였을 때 근육간 근전도 활성도에 차이가 있는지를 알아보고자 하였다. 연구대상은 허리와 다리에 통증이 없고 이전에 손상 당한 경험이 없는 남자 중에 넙다리네갈래근 각이 정상 범위에 속하는 20명으로 하였다.

발위치를 벌림, 모음, 중립, 발바닥굽힘, 발등굽힘 자세에서 넙다리네갈래근의 최대 등척성 수축을 시켰을 때 가쪽넓은근, 넙다리곧은근, 안쪽빗넓은근에서 얻은 근전도 신호량(%MVC EMG)을 이용하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

기립 상태에서 넙다리네갈래근의 최대 등척성 수축운동 시 측정된 근육의 근전도 신호량은 안쪽빗넓은근, 가쪽넓은근, 넙다리곧은근 모두 벌림 위치에서 많게 나타났으며 가쪽넓은근, 넙다리곧은근은 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < .05$). 각각의 발위치에서 특정 근육의 근전도 신호량, 안쪽빗넓은근/가쪽넓은근의 근전도 신호량 비, 중력중심점 이동시 근전도 신호량은 유의한 차이를 보이지 않았다($p > .05$).

본 연구를 통해 무릎재활에서 중요시 여겨

지고 있는 안쪽빗넓은근의 선택적 강화를 위한 발위치는 밝히지 못했지만, 전반적인 넙다리근육의 근전도 활성도는 발의 벌림 위치에서 많다는 것을 알 수 있었다. 무릎 손상 환자 중 넙다리 근력운동을 기립상태에서 시행하는 것이 더 좋은 환자는 발을 벌린 상태에서 근력 강화를 하는 것이 바람직하다고 사료된다.

인용문헌

박은영, 김원호, 김경모 등. 신발 굽의 높이와 신발착용기간이 대퇴근육 활동량에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지. 1999; 6(2):32-42.

Basmajian JV, De Luca CJ. Muscles Alive. 5th ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1985.

Blake RL, Burns DP, Colson JP. Etiology of atraumatic medial knee pain. J Am Podiatry Assoc. 1981;71(10):580-583.

Boucher JP, King MA, Lefebre R, et al. Quadriceps femoris muscle activity in patellofemoral pain syndrome. Am J Phys Med. 1992;20:527-532.

Brotzman SB, Head P. Clinical Orthopaedic Rehabilitation. A Times Mirror Company. 1996.

Brownstein BA, Lamb RL, Mangine RE. Quadriceps torque and integrated electromyography. J Orthop Sports Phys Ther. 1985;6:309-314.

Cailliet R. Knee Pain and Disability. Philadelphia, F.A. Davis Co., 1983.

Cerny K. Vastus Medialis Oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome. Phys Ther. 1995;75(8):672-682.

D'amico JC, Rubin M. The influence of foot orthoses on the quadriceps angle. J Am Podiatry Assoc. 1986;76(6):337-340.

Delagi EF, Perotto A, Lazzetti J, et al. Anatomic Guide for the Electro-myographer. Charles C Thomas Publisher, 1975.

De Luca CJ. The Use of surface electromyography in biomechanics. J App Biomech. 1997;13:135-163.

Grabiner MD, Koh TJ, Draganich LF. Neuromechanics of the patellofemoral joint. Med Sci Sports Exerc.1994; 26(1):10-21.

Greenfield B. Evaluation of overuse Syndromes. In: Donatelli R. The Biomechanics of the Foot and Ankle. F. A. Davis CO., 1990:162

Grood ES, Suntay WJ, Noyes FR, et al. Biomechanics of the knee-extension exercise. J Bone Joint Surg. 1984;66(5): 725-733.

Gryzlo SM, Patek RM, Pink M, et al. Electromyographic analysis of knee rehabilitation exercises. J Orthop Sports Phys Ther. 1994;.20(1):36-43.

Hanten WP, Schulthies SS. Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. Phys Ther. 1990; 70(9):561-565.

Hung YJ, Gross MT. Effect of foot position on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis during lower-extremity weight-bearing activities. J Orthop Sports Phys Ther. 1999;29(2):93-104.

Kapandji IA. The Physiology of the Joints. Churchill Livingstone, 1982.

Karst GM, Jewett PD. Electromyographic

analysis of exercises proposed for differential activation of Medial and lateral quadriceps femoris muscle components. Phys Ther. 1993;73(5):286-299.

Karst GM, Willett GM. Onset timing of electromyographic activity in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. Phys Ther. 1995;75(9):813-823.

Kendall FP, McCreary EK, Provance PG. Muscles Testing and Function. Williams & Wilkins, 1993.

Knutson LM, Soderberg GL, Ballantyne BT et al. A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. J Electromyogr Kinesiol. 1994;4(1):47-59.

Laprade J, Culhan E, Brouwer B. Comparison of five isometric exercise in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without patellofemoral pain syndrome. J Orthop Sports Phys Ther. 1988; 27(3):197-204.

Lehman GJ, McGill SM. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: A proof of principle. J Manipulative Physiol Ther. 1999;22(7):444-446.

LeVeau BF. Biomechanics of Human Motion. Philadelphia, WB Sauners Co., 1992.

Mathiassen SE, Winkel J, Hagg GM. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies: A review. J Electromyogr kinesiol. 1995;5(4):197-226.

Mirzabeigi E, Jordan C, Gronley JK, et al. Isolation of the vastus medialis oblique muscle during exercise. Am J Sports Med. 1999;27(1):50-53.

Ninos JC, Irrgang JJ, Burdett R, et al. Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30° of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position. J Orthop Sports Phys Ther. 1997;25(5):307-315.

Ohkoshi Y, Yasuda K, Kaneda K, et al. Biomechanical analysis of rehabilitation in the standing position. Am J Sports Med. 1991;19(6):605-611.

Olerud C, Berg P. The variation of the Q angle with different of the foot. Clin Orthop. 1984;191:162-165.

Opila KA, Wagner SS, Schiowitz S, et alJ. Postural alignment in barefoot and high-heeled stance. Spine. 1988;13(5): 542-547.

O'Sullivan SB. Strategies to Improve Motor control and motor learning. In: O'Sullivan SB, Schmitz TJ. Physical Rehabilitation Assessment and Treatment. 3rd ed. Philadelphia, F.A. Davis Co., 1994;225-249.

Palmitier RA, An KN, Scott SG, et al. Kinetic chain exercise in knee rehabilitation. Sports Med. 1991;11(6): 402-413.

Paulos L, Rusche K, Johanson C, et al. Patellar malalignment: A treatment rationale. Phys Ther, 1980;60(12):1624-1632.

Portney LG, Watkins MP. Reliability. In: Davis KW, Mehalik CL, eds. Foundations of Clinical Reserch: Applications to Practice. Connecticut, Appleton & Lange, 1993:53-67.

Reid DC. Anterior Knee Pain and the

Patellofemoral Pain Syndrome. Sports Injury Assessment and Rehabilitatioin. Churchill Livingstone, 1992.

Reynolds L, Levin TA, Medeiros JM, et al. EMG activity of the vastus medialis oblique and the vastus lateralis in their in patellar alignment. Am J Phys Med Rehabil. 1983;62(2):61-70.

Rothwell J. Control of Human Voluntary Movement. Chapman & Hall, 1995.

Schmitt O, Mittelmeier H. The bio-mechanical significance of the vastus medialis and lateral muscles. Arch Orthop Trauma Surg. 1978;91(4):291-295.

Signorile JF, Kacsik D, Perry A, et al. The effect of knee and foot position on the elctromyographical activity of the superficial quadriceps. J Orthop Sports Phys Ther. 1995;22(1):2-9.

Soderberg GL, Cook TM. Electromyography in biomechanics. Phys Ther. 1984; 12(64):1813-1820

Soderberg GL, Knutson KM. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. Phys Ther. 2000;80(5):485-498.

Souza DR, Gross MT. Comparison of vastus medialis obliquus: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemmoral pain. Phys Ther. 1991;71(4):310-316.

Tepperman PS, Mazliah J, Naumann S et al. Effect of ankle position on isometric quadriceps strengthening. Am J Phys Med. 1986;65(2):69-74.

Tomsich DA, Nitz AJ, Threlkeld AJ, et al Patellofemoral alignment: Reliability. J Orthop Sports Phys Ther. 1996;23(3): 200-208.

Turker KS. Electromyography: Some methodological problems and issues. Phys Ther. 1993;73(10):57-69.

Tyldesley B, Grieve J. Muscle, Nerves and Movement. Blackwell Scientific publi-cations, 1994.

Woodall W, Welsh J. A Biomechanical basis for rehabilitation programs involving the patellofemoral joint. J Orthop Sports Phys. 1990;11:535-542.

Zakaria D, Harburn KL, Kramer JF. Preferential activation of the vastus medialis oblique, vastus lateralis, and hip adductor muscles during isometric exercises in females. J Orthop Sports Phys Ther. 1997;26(1):23-28.