

Comparison of Muscle Activity of Vastus Lateralis and Medialis Oblique among Knee Extension Angles at 90°, 135°, 180° in Sitting Position

InCheol Jeon

Department of Physical Therapy, College of Life and Health Science, Hoseo University, Research Institute for Basic Sciences, Hoseo University, Asan, Korea

Purpose: This study compared the muscle activities of the Vastus medialis oblique (VMO) and the Vastus lateralis (VL) at three different knee extension angles: 90°, 135°, and 180° in the sitting position.

Methods: Twenty subjects between 20 and 30 years of age participated in the study. A mobile phone application called the Clinometer was used to measure the knee joint angle. Electromyography (EMG) was performed to measure the muscle activities of the VMO and VL muscles during knee isometric extension exercises. The pulling sensor was used to maintain 70% of the maximum strength of the knee extensor continuously in the sitting position. After attaching the EMG sensor, the subjects were asked to perform isometric knee extension exercises randomly among three knee extension angles (90°, 135°, or 180°) in the sitting position. One-way repeated measures analysis of the variance and a Bonferroni post hoc test was used to identify the VMO and VL muscle activity during knee extension angles among 90°, 135°, and 180°.

Results: The VMO and VL muscle activities increased with increasing knee extension angle in the sitting position ($p < 0.01$).

Conclusions: Knee extension exercise at a 180° angle in the sitting position can be recommended to increase the muscle activity of the VMO and VL muscle activities efficiently.

Keywords: Muscle activity, Knee joint, Vastus lateralis, Vastus medialis oblique

서론

안쪽 넓은근(VMO)과 가쪽 넓은근(VL)은 넙다리네갈래근을 구성하는 근육으로써, 무릎뼈의 정렬에 영향을 준다.¹ 총 네 개의 근육으로 이루어진 넙다리네갈래근은 무릎의 기능을 도와주는데 있어서 서로 다른 역할을 수행한다.² 그 중 VMO와 VL은 무릎 펴는 동안에 무릎뼈의 안정화에 기여하는 중요한 협력근이며, VMO와 VL의 비율은 이론적으로 1:1이다.³ 추가적으로 보행주기 중 발꿈치 떼기 시 무릎관절의 굽힘을 방지하기 위해서 위 두 근육이 균형을 이뤄 협력함으로써 무릎을 안정화시키는 역할을 한다.⁴ 하지만 많은 무릎관절 손상 환자의 특성 중 넙다리네갈래근에서 발생하는 양상은 VMO의 약화와 이와 상대적으로 VL의 과도한 근작용으로 인해 무릎관절의 바깥 방향으로 위치의 변화가 나타나는 것이다.^{5,6} 또한 이러한 불균형은 무릎넙다리관절의 접촉, 힘, 압력의 변화를 일으킨다.⁷ 그러므로 안쪽

넓은근 긴갈래와 달리 VMO를 선택적으로 강화하는 것이 무릎관절과 무릎뼈 안정성에 중요하다.⁷ 또한, VMO와 VL의 근육 불균형을 감소시키는 운동이 무릎 넙다리 통증(PFP)이 있는 대상자에게 무릎뼈의 과도한 가쪽 끌림을 막아주고, 통증도 줄일 수가 있다!

PFP는 운동을 너무 많이 하거나, 전혀 하지 않는 경우 모두 영향을 주는 공통적인 문제이다.⁸ 무릎넙다리관절의 생체역학은 정적 및 동적 구성 요소에 의해 통제된다.⁹ 관절 표면의 형태, 내측 및 외측 지지대, 무릎넙다리 및 무릎정강뼈는 인대의 정적 구성 요소이다.⁸ 넙다리 두갈래근, 큰모음근과 긴모음근, 거위 날 힘줄인대 그룹 및 엉덩정강근막띠로부터 부수적 입력이 있는 넙다리네갈래근 복합체는 주요 동적 구성 요소라고 볼 수 있다.⁸ 평균적으로 스포츠 의학 병원에서 4명중 1명 꼴로 무릎부상을 진단 받는다.¹⁰ PFP의 원인은 관절의 직접적 외상으로 인한 손상이나, 관절주머니 또는 인대가 꺾여 있거나 또는 느슨해져 있는 무릎 주변 근육들의 불균형, 뼈의 기형과 같은 비

Received Jan 6, 2020 Revised Feb 6, 2020

Accepted Feb 13, 2020

Corresponding author InCheol Jeon

E-mail jeon6984@hoseo.edu

Copyright ©2020 The Korean Society of Physical Therapy

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

외상적 요인과 연관 될 수 있다.^{8,9}

PFPP의 비외상적 점진적 발병의 원인에 대한 이론의 일부는 (1) VMO와 VL의 신경근 불균형 (2) 가쪽 무릎 지지띠, 넙다리뒤근육, 엉덩장근막띠 그리고 장딴지근의 긴장 (3) 목말뿔관절의 과도한 옆침이 있다.⁸ 넙다리에서 무릎뼈의 과도한 가쪽 끌림은 위의 요인들로 인한 것으로 발생되는데, 특히, PFPP가 있는 많은 사람들에게 무릎뼈의 과도한 가쪽 끌림이 보여졌다.⁸ 넓고 편평하며, 삼각형 모양으로 생긴 무릎뼈는 무릎관절의 앞부분에 위치하며, 넙다리내갈래근 힘줄과 무릎 힘줄 사이의 가운데 부분에 위치한다.⁹ 무릎관절을 굽힘과 폼을 하는 동안 무릎뼈는 넙다리 용기그랑 내에서 높이의 변화를 통해 관절 반발력을 제공하게 되며, 그렇게 무릎관절이 더 큰 부하를 견디고 도르래 역할을 하기 때문에 기계적인 이득을 준다.⁹ 무릎뼈는 이 과정에서 무릎뼈의 불안정이 있을 경우, 무릎뼈의 통증과 같은 다양한 증상이 발생하게 된다.¹¹ 무릎의 기능을 정상적으로 유지하는데 있어서 가장 필요한 근육 중에 하나는 넙다리내갈래근이며,^{9,12} VMO와 VL의 근육 균형이라고 볼 수 있다.¹

이론상으로는 선택적으로 VMO를 강화시키기 위해서, VMO를 활성화 시키고 넙다리내갈래근을 구성하는 다른 근육들은 덜 활동적인 운동이 좋다.¹³ 가쪽으로 부정렬 된 무릎뼈의 결과물인 PFPP를 줄이기 위해 선택적으로 VMO를 강화시키려는 연구는 많이 진행되고 있다.¹³ 제한된 관절 가동 범위와 함께 무릎 폼 운동으로 선택적인 VMO 강화가 시도되었고, 닫힌 사슬 자세에서 체중을 지지하며 스쿼트 운동 시 무릎 관절 각도에 따른 VMO와 VL의 근활성도에 대한 연구도 이뤄졌다.¹³ 하지만 무릎 관절 주변을 구성하는 다른 근육들을 제외하고, VMO를 선택적으로 강화시키기에는 한계가 있었다.¹³ 지금까지의 연구를 보면 열린 사슬 자세에서 무릎 폼 동안 일정 각도에서 VL와 VMO 근활성도가 유의한 차이를 보여 준 연구는 없었다. 본 연구에서는 장력센서를 이용하여 무릎 폼 근력을 일정하게 조절한 채로 열린 사슬 자세에서의 무릎 폼 각도 90°, 135°, 180°에서 등척성 무릎 폼을 하였을 때 VMO와 VL의 근활성도를 비교하여 어떤 각도에서 가장 높은지 비교하는 것을 목적으로 하였다.

연구 방법

1. 연구대상

20대 건강한 성인 20명이 본 연구를 위하여 자발적으로 참여하였다. G-power 프로그램(ver.3.1.2, Franz Faul, University of Kiel, Kiel, Germany)을 이용해서 10명 이상의 연구대상자가 필요했고, 대상자 탈락으로 인한 부족을 피하기 위해 20명이 참가하였다(power 0.80, alpha level 0.05, effect sizes 1.17). 연구대상자의 선정기준은 특별한 무릎 질환이 없는 자, 최근 6개월 내에 통증이나 심각한 신경계 및 근골격계 질병

이 없는 자를 대상으로 선정하였다. 제외기준은 극심한 무릎 통증을 호소하는 자, 1년 이내에 무릎 수술 및 물리치료를 경험한 자, 만성적인 무릎 통증을 호소하는 자는 제외하였다. 연구를 시작하기 앞서, 모든 과정을 대상자에게 설명되었다. 대상자는 미리 작성된 동의서에 모두 서명하였다.

2. 실험방법

1) 실험절차

근활성도를 측정하기에 앞서, 대상자는 측정을 하면서 비롯될 수 있는 통증이나 불편함을 예방하기 위해 워밍업을 수행하였다. 워밍업을 위해서 약간 느린 빠르기에서의 조깅을 5분간 수행하였다.¹⁴ 우세 측 다리를 결정하기 위해 공을 찰 때 선호하는 쪽으로 수행하였다.¹⁵ 20명의 대상자들은 앉은 자세에서 세 가지 다른 무릎 각도에서 등척성 무릎 폼 동작을 수행하였다. 세 가지 다른 무릎 폼 각도의 순서는 무작위화 하였다. 측정은 메트로놈을 이용하여 일정한 속도로 진행되었다.¹⁶ 대상자의 몸에 EMG 센서는 VMO와 VL에 부착하였다. 대상자는 전극 부착 후, 최대 근활성도 측정을 위해 앉은 자세에서 상체를 살짝 뒤로 젖힌 채 무릎 폼 180°도 자세를 취하였다.¹⁷ 측정자가 대상자의 측정하고자 하는 발목의 가쪽 복숭아뼈 위 2 cm 부위를 고정하고 저항을 줌으로써 대상자에게 5초 동안 최대 힘을 유지하도록 하였다. 이후 대상자는 각도계를 이용하여 대상자 무릎 폼 90°/135°/180° 자세를 취하여, VMO와 VL의 근활성도를 측정하였다. 모든 자세에서 무릎 폼 최대 근력의 일정한 수준에서 무릎 폼이 수행될 수 있도록 하기 위해 장력센서 (Smart KEMA Pulling Sensor, Factorial Holdings Co., Ltd., Seoul, Korea) 와 비탄력성 밴드를 이용하여 최대 힘의 70%를 유지하도록 하였다. 70%의 근력을 5초 동안 유지하면서 총 세 번을 반복하였다. 동작을 수행하면서 근피로를 최소화하기 위하여 각각의 동작 사이에 2분씩 2번의 휴식시간을 가졌다. 측정 전 연습을 2-3회 실시하였다.

(1) 앉은 자세에서 무릎 폼 각도 90°에서의 VMO와 VL 측정

대상자는 앉은 자세에서 무릎 폼 각도 90°를 유지할 수 있도록 비탄력성 밴드를 조절하였다. 체간은 편안하게 뒤로 젖힌 채 양 팔로 고정하고, 등척성 무릎 폼을 수행하였다. 수행을 하는 동안 반대쪽 다리는 근수축이 일어나지 않도록 하며 그대로 편안한 상태로 유지하였다. 무릎 폼 각도 90°에서 수행할 수 있도록 하였다. 최대 폼 근력의 70%에서 유지된 채로 VMO와 VL의 근활성도를 5초 동안 측정하였다. 5초 뒤에는 원래 자세로 서서히 돌아오도록 하였다(Figure 1).

(2) 앉은 자세에서 무릎 폼 각도 135°에서의 VMO와 VL 측정

대상자는 앉은 자세에서 무릎 폼 각도 135°를 유지할 수 있도록 비탄



Figure 1. Knee extension 90° angle.



Figure 2. Knee extension 135° angle.

력성 밴드를 조절하였다. 체간은 편안하게 뒤로 젖힌 채 양 팔로 고정하고, 등척성 무릎 펌을 수행하였다. 수행을 하는 동안 반대쪽 다리는 근수축이 일어나지 않도록 하며 그대로 편안한 상태로 유지하였다. 무릎 펌 각도 135°에서 수행할 수 있도록 하였다. 최대 펌 근력의 70%에서 유지된 채로 VMO와 VL의 근활성도를 5초 동안 측정하였다. 5초 뒤에는 원래 자세로 서서히 돌아오도록 하였다(Figure 2).

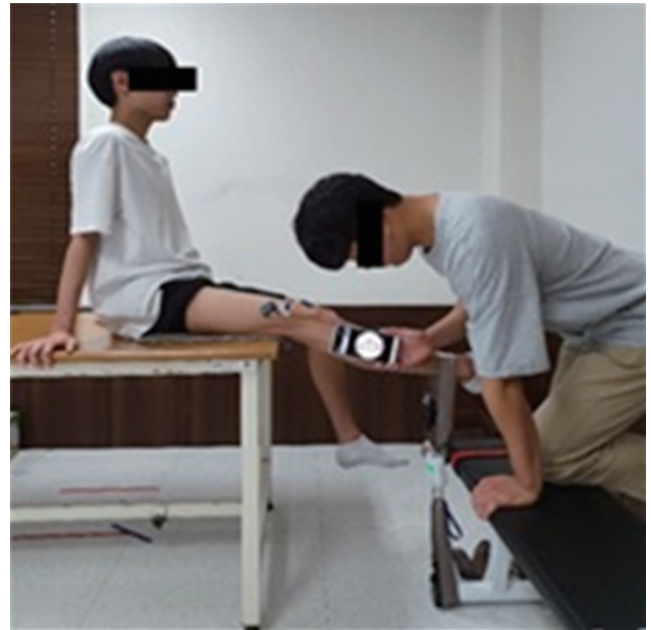


Figure 3. Knee extension 180° angle.

(3) 앉은 자세에서 무릎 펌 각도 180°에서의 VMO와 VL 측정

대상자는 앉은 자세에서 무릎 펌 각도 180°를 유지할 수 있도록 비탄력성 밴드를 조절하였다. 체간은 편안하게 뒤로 젖힌 채 양 팔로 고정하고, 등척성 무릎 펌을 수행하였다. 수행을 하는 동안 반대쪽 다리는 근수축이 일어나지 않도록 하며 그대로 편안한 상태로 유지하였다. 무릎 펌 각도 180°에서 수행할 수 있도록 하였다. 최대 펌 근력의 70%에서 유지된 채로 VMO와 VL의 근활성도를 5초 동안 측정하였다. 5초 뒤에는 원래 자세로 서서히 돌아오도록 하였다(Figure 3).

2) 측정도구

(1) 가쪽 넓은근과 안쪽 넓은근의 근활성도 측정

EMG-feedback (wireless EMG System 1000, BTS, Italy) 장비를 이용하여 근활성도 측정을 하였다. 우세측 다리의 VMO와 VL의 근활성도를 분석하기 위해 전용 소프트웨어를 사용하였다. 저항을 최소화하기 위해서 근전도 패치를 부착하는 위치에 면도를 실시한 후, 알코올 솜을 이용하여 소독하였다. 2개의 전극은 근섬유 방향과 평행하게 부착하였다. VL의 두 전극 부착위치는 2cm 간격으로 무릎뼈 위 약 3-5cm 높이에 바깥쪽으로 수평에서 중간까지 사선 각도에 위치하였다. VMO는 무릎뼈 위쪽 가장자리로부터 안쪽으로 2cm 부위에 대략 55도의 각도로 전극을 부착하였다.¹⁸ 여과필터(60 Hz), 대역 통과 필터(20-450 Hz), 표본 추출률(1,024 Hz)로 설정하였고, 수집된 근활성도는 RMS 처리하였다. %MVIC (maximal voluntary isometric contraction) 방법을 이용하였다. 무릎을 최대한 펌 동작으로 취하고 있을 때, 가쪽 복사뼈(Lateral malleolus) 기준에서 5cm 위에 발목을 감싸 쥐고서 측

정자의 손을 이용해서 반대방향으로 저항을 제공하였다. %MVIC 측정을 위해 총 3번의 측정을 실시하였다. 그 후에 앉은 자세에서 무릎 관절 펴 각도는 무작위 순서대로 적용하여 VMO와 VL의 근활성도를 측정하고 후 표준화(normalization) 하였다.¹⁷

(2) 능동적 그리고 수동적 무릎관절 펴 각도

세 가지 다른 무릎 관절 각도를 측정하기 위하여 휴대폰 어플리케이션 Clinometer (clinometer+bubble level, plaincord)를 이용하였다.

3) 통계분석

모든 데이터는 SPSS software (ver. 18.0, SPSS IL, Chicago)을 통해서 분석하였다. 측정의 정규분포 확인을 위해 One-sample Kolmogorov-Smirnov test를 사용하였다. VMO와 VL의 각각의 무릎 펴 90°, 135°, 180° 자세에서 근 활성도 비율을 알아보기 위하여 반복 측정 분산분석(One-way repeated ANOVA)를 사용하였고, Bonferroni adjustment를 통해서 그룹간 짝비교를 수행하였다. 유의수준 조절을 위하여 Significance level $\alpha = \alpha / \text{the number of dependent variables}$ (I.e., $0.05/3 = 0.0167$)을 적용하였다. 측정된 자료에 대한 통계분석은 SPSS ver. 25.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 사용하여 처리하였다.

결 과

세 가지의 무릎 펴에서의 VMO와 VL의 근활성도를 비교하였을 때

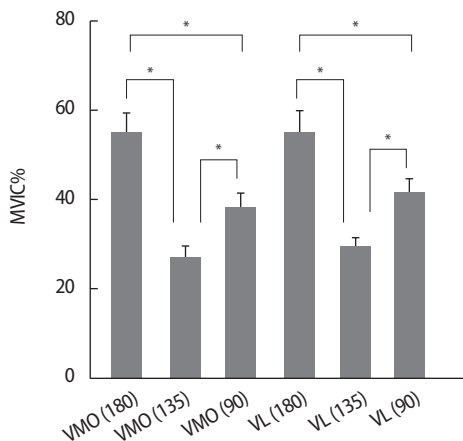


Figure 4. change of muscle activities for three

Table 2. Muscle activities of VMO and VL in the knee extension angle

Angle	Mean ± SD			F	p
Muscle	90°	135°	180°		
VMO	38.70 ± 12.45	26.85 ± 11.98	54.88 ± 20.50	22.448	0.000
VL	41.22 ± 14.87	29.41 ± 10.15	55.60 ± 18.35	31.280	0.000

SD: standard deviation, VMO: Vastus medialis oblique, VL: Vastus lateralis.

VMO는 무릎 펴 90°와 무릎 펴 135°를 비교하였을 때 90°에서 VMO와 VL의 근활성도가 유의하게 증가되었고($p = 0.001$). 무릎 펴 90°와 무릎 펴 180°를 비교하였을 때 180°에서 유의하게 증가되었으며($p = 0.009$). 무릎 펴 135°와 무릎 펴 180°를 비교하였을 때 180°에서 유의하게 증가함을 확인할 수 있었다($p = 0.000$) (Figure 4). VL은 무릎 펴 90°와 무릎 펴 135°를 비교하였을 때 90°에서 VMO와 VL의 근 활성도가 유의하게 증가되었고($p = 0.010$). 무릎 펴 90°와 무릎 펴 180°를 비교하였을 때 180°에서 유의하게 증가되었으며($p = 0.007$). 무릎 펴 135°와 무릎 펴 180°를 비교하였을 때 180°에서 유의하게 증가함을 확인할 수 있었다($p = 0.000$) (Figure 4). 실험에 참가한 대상자들의 특성은 Table 1과 같다.

고 찰

VL과 VMO의 근활성도는 세 가지 다른 무릎 관절의 각도(Knee extension 90°, Knee extension 135°, Knee extension 180°) 사이에서 유의한 차이를 확인할 수 있었다. 본 연구의 목적은 앉은 자세에서 무릎 펴 각도 90°, 135°, 180°에서의 VMO와 VL의 근활성도를 비교하는 것이며, 이때 무릎 펴 각도 180°에서 VMO의 근활성도가 다른 무릎 펴 각도보다 더 높아 질 것이라는 가설을 세웠다.

연구의 결과로 무릎 펴 90°, 135°, 180°에서 VMO와 VL의 근활성도에서 유의한 차이가 나타났으며(Table 2), 무릎 펴 180°에서 수행했을 때, VMO와 VL의 근활성도가 무릎 펴 135°와 90°에 비해서 통계학적으로 유의한 증가를 보여 가설에 부합한 결과를 얻었다($p < 0.001$). 선행연구에서 정상인을 대상으로 슬링을 이용한 열린 사슬 운동과 닫힌 사슬 운동에서 VMO의 근활성도를 비교하였을 때 열린 사슬 운동에서 VMO의 근활성도가 높아졌다는 것을 알 수 있었다.¹⁹ 다른 연구에서는 큰볼기근을 활성화시키고 뒤넓다리근을 억제시키기 위해서 엉덩벌림 각도 0°, 15°, 30°에서 큰볼기근의 근활성도를 측정하였을 때 엉덩 벌림 30°에서 가장 큰 근활성도를 보였으며, 이를 토대로 관절

Table 1. Subject characteristics (n = 20).

Variable	Female (n = 8)	Male (n = 12)
Age	22 ± 1	23 ± 2
Height (cm)	160.0 ± 3.05	170.0 ± 6.00
Body weight (kg)	51.0 ± 6.05	58.0 ± 7.85

^amean ± standard deviation.

의 주변 근육들은 관절의 움직임을 위한 최적의 각도가 존재한다는 것을 알 수 있었다.²⁰ 따라서 VMO가 무릎 폼 180°에서 가장 높은 근활성도를 보이는 첫 번째 이유는 길이-장력 관계이다. 최적의 길이-장력 관계란 액틴과 마이오신이 최대한 많이 닿을 수 있는 능력을 말하며 근육의 형태에 따라 차이가 난다. 근육의 길이가 너무 길어졌다면 마이오신과 액틴이 겹쳐지는 부위가 감소하게 되며, 이러한 감소는 힘 생성률의 저하를 야기시키게 된다.⁹ 근육의 길이가 너무 짧아진다면 액틴과 마이오신은 이미 최대로 겹쳐져있는 상태이기 때문에 더 이상 움직임도 일어나기 어렵기 때문에 힘 생성률의 저하를 야기하게 된다.⁹ VMO는 넙다리뼈의 안쪽의 중간지점에 붙어서 넙다리네갈래근 힘줄에 비스듬히 붙어 있다. 따라서 무릎 폼 180°에서 VMO가 수축할 수 있는 최적의 근육 길이가 형성되는 각도라고 생각할 수 있다. 두 번째로는 길항근 대항근 역할을 생각할 수 있다. 무릎 폼 90°와 135° 각도에서는 무릎 관절이 굽힘 자세를 취하고 있기 때문에, 넙다리네갈래근의 수축과 더불어 뒤넙다리근의 동시수축이 더 활성화되기가 쉬운 자세이다. 특히 넙다리네갈래근이 약한 경우, 뒤넙다리근을 이용해 무릎관절을 뒤로 당기면서 무릎 폼을 수행하는 보상작용을 보이기 때문에 무릎관절이 135°이상 펴진 상태에서 넙다리네갈래근 운동을 하는 것이 뒤넙다리근의 작용을 최소화 시키면서 넙다리네갈래근의 활성도를 높인데 효율적으로 작용했다고 본다.^{20,21} 이러한 이유들로 본 연구는 앉은 자세에서 무릎 폼 180°시 VMO가 가장 활성화 된다는 것을 확인 할 수 있었다. 선행연구에서는 체중을 지지하여 스쿼트를 하는 자세에서, 무릎 관절 굽힘 각도가 20°, 50°, 80°에서의 VMO, VL의 근활성도를 비교하였다.²² 이 연구에서는 80° 무릎관절 굽힘이 이뤄진 상태에서 운동을 수행하는 ‘딥스쿼트’가, 20°와 50° 무릎 굽힘 자세에서의 스쿼트보다 VMO와 VL의 근활성도를 높인데 효과적이라고 보고 있다.²² 하지만 선행연구에서는 체중지지를 하여 닫힌 사슬 운동에서의 근활성도 비교라는 점에서 본 연구 결과와 직접적인 비교는 한계가 있다.²² 이 연구에서는 앉은 자세에서 체중을 지지하지 않고 열린 사슬 운동을 수행했고, 무릎 폼 근력을 최대근력의 70%로 표준화한 상태에서 VMO와 VL의 근활성도를 비교하고자 하였다.

결론적으로, 앉은 자세에서 무릎 폼 90°, 135°, 180°에서 근활성도를 분석하였을 때 VMO는 무릎관절 폼 180°에서 근활성도가 가장 증가하였다. 따라서 임상적으로 열린 사슬 운동에서 VMO의 근활성도를 더 증가시키기 위해서 무릎 관절 각도를 180°에서 유지시키며 운동하는 것이 효율적일 것이다.

본 연구의 제한점은 첫째, 건강한 성인 남녀 20-30대를 대상으로 실험을 진행하였기 때문에 50대 이상의 대상자들에게는 적용하기에는 한계가 있다. 둘째, 무릎뼈의 위치 변화를 측정하지 않은 것이다. 무릎 폼 시 VMO 활성화는 무릎뼈 가쪽 끌림 현상에 영향을 줄 수 있기 때

문에 추후 연구에서는 무릎뼈 가쪽 끌림 현상이 있는 대상자에게 무릎관절 폼 각도에 따른 VMO 운동시 무릎뼈의 위치 변화 측정이 필요할 것이다. 셋째, 이 연구에서는 남자와 여자 대상자가 성별에 따른 유의한 차이를 보이지 않았지만, 더 많은 연구대상자에서의 성별에 따른 차이점이 존재하는지 추가적인 연구도 필요하다. 마지막으로 본 연구는 열린 사슬 운동에서만 진행하였다. 열린 사슬 운동과 닫힌 사슬 운동에서 무릎뼈의 위치의 변화에 차이가 나타나기 때문에 닫힌 사슬 운동에서의 추가적인 연구도 필요할 것으로 보인다.

Acknowledgements

본 연구는 한국연구재단 기초과학연구 (생애첫연구)의 연구비 지원을 받았음 (No. 2017R1C1B5076172).

REFERENCES

1. Szczepanski TL, Gross MT, Duncan PW et al. Effect of contraction type, angular velocity, and arc of motion on VMO:VL EMG Ratio. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1991;14(6):256-62.
2. Mathur S, MacIntyre DL. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15(1):102-10
3. Souza DR, Gross MT. Comparison of vastus medialis obliquus: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain. *Phys Ther.* 1991;71(4):310-6
4. Kim HS, Kim EY, Han JW. The effects of quadriceps femoris muscle activation by closed and open kinetic chain exercises. *Journal of The Korean Society of Integrative Medicine.* (2015): 71-80.
5. Witvrouw E, D'Anneels L, Van Tiggelen D, et al. Open versus closed kinetic chain exercises in patellofemoral pain: a 5-year prospective randomized study. *Am J Sports Med.* 2004;32(5):1122-30.
6. 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):1441-5.
7. Neptune RR, Wright IC, van den Bogert AJ. The influence of orthotic devices and vastus medialis strength and timing on patellofemoral loads during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2000;15(8):611-8.
8. Sheehy P, Burdett RG, Irrgang JJ, et al. An electromyographic study of vastus medialis oblique and vastus lateralis activity while ascending and descending steps. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;27(6):423-9.
9. Neumann DA. *Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: foundations for rehabilitation.* Edinburgh, Elsevier Health Sciences. 2013.
10. Pal S, Besier TF, Draper CE, et al. Patellar tilt correlates with vastus lateralis: vastus medialis activation ratio in maltracking patellofemoral pain patients. *J Orthop Res.* 2012;30(6):927-33.
11. Grana WA, Kriegshauser LA. Scientific basis of extensor mechanism disorders. *Clin Sports Med.* 1985;4(2):247-57.

12. Mellor R, Hodges PW. Motor unit synchronization of the vastus muscles in closed and open chain tasks. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86:716-21.
13. Hanten WP, Schulthies SS. Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. *Phys Ther.* 1990;70(9):561-5.
14. Hunter AM, Gibson ASC, Lambert MI, et al. Effects of supramaximal exercise on the electromyographic signal. *Br J Sports Med.* 2003;37:296-9.
15. Bolgla LA, Uhl TL. Electromyographic analysis of hip rehabilitation exercises in a group of healthy subjects. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005; 35:487-94.
16. Nyland J, Kuzemchek S, Parks M et al. Femoral anteversion influences vastus medialis and gluteus medius EMG amplitude: composite hip abductor EMG amplitude ratios during isometric combined hip abduction-external rotation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004;14:255-61.
17. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG et al. Muscles: testing and function, with posture and pain. 5th ed. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins. 2005.
18. Cram JR. Cram's introduction to surface electromyography. Massachusetts, Jones & Bartlett Learning. 2010
19. Chang WD, Huang WS, Lee CL. Effects of open and closed kinetic chains of sling exercise therapy on the muscle activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis. *J Phys Ther Sci.* 2014;26(9):1363-6.
20. Kang SY, Jeon HS et al. Activation of the gluteus maximus and hamstring muscles during prone hip extension with knee flexion in three hip abduction positions. *J of Elsevier, Man Ther.* 2013;18(4):303-7.
21. Sahrman SA. Movement system impairment syndromes of the extremities, cervical and thoracic spines-e-book. Elsevier Health Sciences. 2010.
22. Jaberzadeh S, Yeo D, Zoghi M. The effect of altering Knee position and squat depth on VMO:VL EMG ratio during squat exercises. *Physiother Res Int.* 2016;21(3):164-73.