

고관절 각도에 따른 대퇴사두근의 Q-setting 운동 시 근활성도에 미치는 영향

이건철* · 김종수 · 김성훈 · 김명근 · 김지원 · 추설희 · 김보라
경남정보대학교 물리치료과

The Effects of Hip Angle on Muscle Activity of Quadriceps during Q-Setting Exercise

Lee Geoncheol, PT, Ph.D* · Kim Jongsu, PT · Kim Sunghun, PT · Kim Myungkeun, PT
Kim Jiwon, PT · Chu Seolhui, PT · Kim Bora, PT
Dept. of Physical Therapy, Kyungnam College of Information & Technology

Abstract

Purpose : The aim of this study was to find out differences between muscle activity of quadriceps according to hip angle.

Method : 40 healthy adults produced maximum isometric muscle contraction of quadriceps femoris and each part of the quadriceps femoris were measured with a surface EMG in hip joint angle of 90°, 135°, 180°.

Result : There was no significant difference between muscle activity of vastus medialis and lateralis according to hip angle. But there was significant difference in muscle activity of rectus femoris and the muscle activity was maximum at 135 degrees of hip angle.

Conclusion : In conclusion, maximum muscle activation of rectus femoris is affected by hip angle, and the findings from this study may be helpful for physical therapists in selecting hip position when instructing patients to do Q-setting exercise. So, we suggest that patients perform Q-setting exercise at 135 degrees of hip angle for the best result.

Key Words : muscle activity, hip angle, quadriceps setting exercise

*교신저자 :

이건철, rptgeon@lycos.co.kr, 051-320-2911

접수일 2013년 12월 27일 | 수정일 2014년 01월 22일 | 게재확정일 2014년 02월 07일

I. 서론

무릎관절은 구조적으로 매우 불안정한 관절로 강력한 연부조직의 지지를 받고 있지만 외부에 노출되어 있어 손상받기 쉬우며, 무릎관절 손상 후 결과적으로 대퇴 근력의 근육약화를 더욱 심화시키며 특별한 처치가 없으면 무릎관절의 불안정성이 지속적으로 나타나 활동에 많은 제한을 주어 재산상의 위험도 증가하게 된다(강동훈 등, 2013). 슬관절의 기능과 회복에는 안정성 및 슬관절 주변의 근육과 인대의 강화운동이 중요시되고 있다. 임상 현장에서는 슬관절 병변 시 대퇴사두근의 약화를 방지하고 이미 약화된 대퇴사두근의 근력을 증강시키기 위해 대퇴사두근의 근력강화운동을 실시한다. 이 근육은 슬관절 신전의 작용의 주동근이며 기립자세나 보행 시 하지의 안정성, 특히 슬관절의 안정성을 제공하는데 중요한 근육으로 작용한다.

대퇴사두근의 강화운동은 무릎 손상 및 장애 환자들의 치료에 매우 중요하다(Karst & Jewett, 1993). 이 근육을 강화시키는 방법으로는 하지직거상(straight leg raise), 대퇴사두근 등척성, 등장성, 등속성 운동 등이 있다(Soderberg & Cook, 1983).

슬관절 재활훈련 초기 프로그램에는 관절의 제한된 가동범위에 의해 부분적인 근력강화운동을 시행하고 있다. 임상에서는 보통 슬관절의 고정이나 병리학적인 소견이 보이는 경우 위축 예방과 근력강화를 위하여 대퇴사두근 등척성 운동을 시행한다(Brewster 등, 1983). 대퇴사두근의 등척성 운동은 근력의 유지와 증진에 효율적인 운동이다(이성철 등, 2009).

등척성 운동 시 근력 증가에 필요한 요소로 운동자세, 체간의 안정성, 운동 시 슬관절의 각도, 손의 위치, 고관절 각도 등이 관여한다(이충희 등, 1988).

이 중에서 고관절 각도는 대퇴사두근의 길이와 연관성이 있기 때문에 고관절의 각도에 따라 대퇴사두

근의 근활성도는 달라질 수 있다(Kapandji, 1982). 또한 엉덩이의 위치에 따라 대퇴사두근의 근력에 차이가 발생한다(김의영, 2010).

슬관절의 안정성을 위해 대퇴사두근의 근력 증진은 중요시되며, 이를 위한 대퇴사두근의 다양한 운동 시 근활성도를 높이기 위한 고관절 각도에 대한 연구가 계속되고 있다. 그러나 등척성 운동 시 영향을 주는 고관절 각도를 세분화하여 대퇴사두근의 근활성도를 연구한 논문은 많지 않다. 이에 본 연구는 고관절 각도에 따른 대퇴사두근 등척성 운동 시 대퇴사두근을 구성하는 각 근육의 근활성도를 측정하여 최대 근활성도를 나타내는 정확한 고관절 각도를 규명하여 등척성 운동의 효율성을 높이는데 그 목적이 있으며 대퇴사두근의 근력의 증가로 슬관절의 안정성을 제공하여 기립자세나 보행 시 하지의 안정성이 증진될 것이다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

연구대상자는 대퇴사두근의 상해나 개인적인 질환이 없고, 약물 복용을 하지 않는 자로 K대학교의 재학 중인 건강한 20대 성인 남·여 40명으로 선정하였다.

2. 측정도구

본 연구는 대퇴사두근의 근활성도를 측정하기 위해 표면 근전도기(WEMG-8, laxtha, Korea)를 사용하여 측정하였으며 TeleScan version 3.03 software로 분석하였다(그림 1). 또한 고관절의 각도를 측정하기 위해 각도계를 사용하였다(Bierma-Zeinstra 등, 1998)(그림 2).

Jewett, 1993; Laprade 등, 1998).



그림 1. 표면 근전도기



그림 3. 고관절 0°

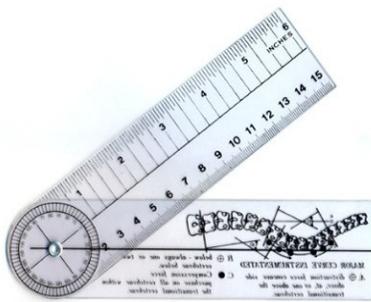


그림 2. 각도계

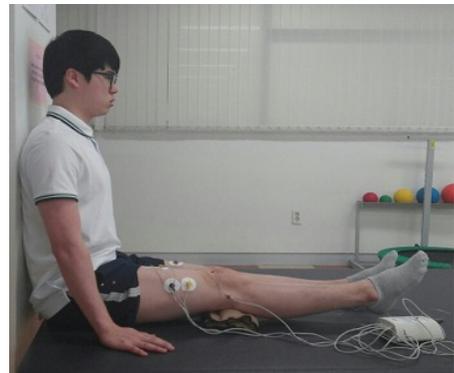


그림 4. 고관절 90°



그림 5. 고관절 135°

3. 실험방법

1) 고관절 각도에 따른 대퇴사두근 등척성 운동시 근활성도 측정 방법

대상자는 Q-setting 운동을 숙지하기 위해서 실험 전에 최대 등척성 수축운동의 내용을 정확히 이해하고, 운동 시 다른 보상작용 없이 순수한 운동이 일어나도록 Q-setting 운동방법을 교육받았다. 또한 자극 스케줄링의 시작과 끝의 신호음을 숙지하게 하였다.

측정은 대상자의 우세쪽 다리로 정하여 측정하였다. 고관절 각도별 측정은 0°(그림 3), 90°(그림 4), 135°(그림 5), 3 그룹으로 나누어 측정하였다. 대퇴사두근의 최대 등척성 수축을 5초간 실시 후 30초간의 휴식시간을 가지게 자극 스케줄링하였다. 측정은 3회 실시하였으며 측정값의 평균값을 구하였다(Hanten & Schulthies, 1990; Hung & Gross, 1999; Karst &

2) 근전도 측정 방법

본 연구에서는 고관절의 각도별(0°, 90°, 135°) 대퇴사두근의 근활성도를 측정하기 위하여 표면 근전도기 WEMG-8로 측정하여 TeleScan version 3.03 software로 분석하였다.

연구 대상자의 피부표면 저항으로 생기는 오차범위

를 최소화하기 위하여 전극의 부착부위에 알코올을 이용하여 닦아내었다(Cowan 등, 2001).

근전도 측정을 위해 대상자는 반바지를 착용하였으며, 전극의 부착 부위는 활동전극을 대퇴직근의 내부인 전상장골극(ASIS)에서 종자골의 상극점까지 거리의 1/2인 점에서 2.5cm 내측 지점에, 외측광근은 전자간선의 아래 부분에서 종자골의 상극점까지 거리의 2/3인 지점에, 내측광근은 강한 등척성 수축시 보이는 근팽대 부위에 부착하였다. 기준전극은 활동전극의 원위부 2cm에 부착하였고, 접지선은 반대편 다리에 부착하였다(Hermie 등, 1999). 표면전극은 근전도 패드(Red Dot)를 이용하였다(그림 6).

측정단위는 uV로 기록하였으며, 근전도 주파수 신호의 범위는 20~500Hz로 설정하였다(Herrington & Pearson, 2006). 그리고 샘플링 주파수는 1024Hz로 설정하였다.

대퇴사두근의 근활성도 신호량은 실질적인 출력값에 가까운 RMS(root mean square) 값에 수의적 최대 등척성근수축(MVIC)값으로 나누어 백분율로 환산한 값인 %MVIC 값을 사용하였다(이구형과 이면우, 1982; Cram 등, 1998).

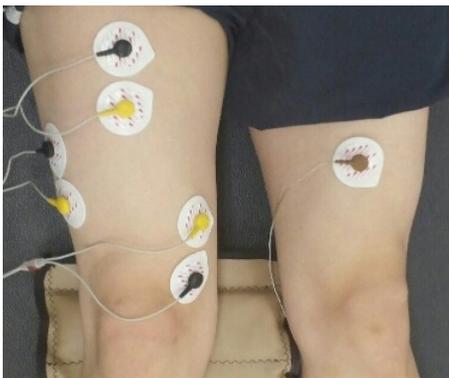


그림 6. 대퇴사두근의 전극 부착부위

3. 분석방법

측정 결과는 SPSS Win. version 21.0 program을 이용하여 분석하였다.

고관절 각도에 따른 대퇴사두근의 근활성도 유의성 검증을 위해 일원배치 분산분석(ANOVA)을 실시하였으며 사후검증은 Duncan 검증을 실시하였다. 통계학적 유의수준을 검증하기 위해서 유의수준 α 는 .05로 구하였다.

III. 결 과

1. 연구대상자의 일반적 특성

연구대상자의 일반적 특성은 남자의 경우 연령 22.20±3.15세, 신장 176.30±4.84cm, 몸무게 71.25±8.17kg이었다. 여자는 연령 21.75±3.29세, 신장 163.03±3.53cm, 몸무게 53.05±4.85kg이었다(표 1).

표 1. 연구대상자의 특성

성별	연령(세)	신장(cm)	몸무게(kg)
남자	22.20±3.15a	176.30±4.84	71.25±8.17
여자	21.75±3.29	163.03±3.53	53.05±4.85

a Mean±SD

2. 고관절 각도에 따른 대퇴사두근의 근활성도

대퇴직근은 135° 시 근활성도가 294.85±147.08로 0°와 90° 보다 %MVIC의 평균값이 높게 나왔으며, 통계학적으로 유의한 차이를 보였다($p<.05$). Duncan 사후검증 결과 135°에서 0°와 90° 보다 유의하게 높았다. 내측광근과 외측광근은 135° 근활성도가 가장 증가하였으나 통계학적으로 유의한 차이는 없었다(표 2).

표 2. 고관절 각도에 따른 대퇴사두근의 근활성도

(단위 : %MVIC)

근육	0°	90°	135°	F	p
대퇴직근	233.78±115.63	232.69±132.28	294.85±147.08	3.182	.045 *
내측광근	277.35±124.17	280.71±130.58	299.36±141.74	0.353	.703
외측광근	295.62±134.11	295.39±154.78	314.08±153.51	0.232	.793

*: p<.05

IV. 고 찰

대퇴사두근의 효율적인 운동은 무릎재활의 환자에게 필요하며(Soderberg 등, 1987), 재활 시 부상의 악화를 방지하기 위해서 손상된 부위를 자극하지 않도록 선택적인 운동 방법이 필요하다. 대퇴사두근의 등척성 운동은 주로 급성 손상의 신근기전 손상, 반월상 연골, 인대 문제 시 재활운동으로 사용된다(Malone 등, 1980).

대퇴사두근의 등척성 운동 시 힘의 변화는 고관절 각도와 대퇴직근의 근활성도에 영향을 받으며 내측광근과 외측광근은 영향을 주지 않는다(나영무 등, 2002).

또한 고관절 각도를 90°에서 130°까지 10°씩 증가시킬 때 최소한 110° 이상의 각도가 되어야 큰 힘을 낼 수 있다고 하였다(Mendler 등, 1967). 이강옥 등(2002)은 대퇴직근의 효과적인 고관절 각도의 구간은 100°에서 130°라고 하였다.

본 실험에서는 Q-setting 운동 시 고관절 각도 0°, 90°, 135°에서 대퇴사두근의 통계학적 유의한 차이를 알아보기 위하여 분석한 결과, 대퇴직근의 고관절 각도가 135°에서 효율적인 근활성도를 보였으며, 내측광근과 외측광근에서는 고관절의 각도가 영향을 미치지 않았다.

이러한 결과는 대퇴직근만이 두 관절근육으로써 근활성도의 증가에 영향을 미치고 기계적인 효율성은

감소시키지 않았기 때문이다. 즉, 슬관절 신근으로써 효율성은 고관절 각도에 영향을 미치지 때문인 것으로 생각된다(Kendal 등, 1993).

본 연구의 제한점은 다음과 같다. 소수의 건강한 성인 남·여를 대상으로 실험이 이루어졌기 때문에 환자들이나 모든 연령대의 사람들에게 일반화하기에는 제한이 있다. 또한 표면 근전도기의 표준화를 위해 특정 근육에서 최대 정적 수축 동작을 발생하는 MVIC(Maximum voluntary isometric contraction; MVIC)의 값이 피험자의 최대 노력을 통해 최대 힘을 발생시켜야하는 신체적, 심리적인 문제를 객관적으로 통제하기에는 제한점이 있을 수 있다.

일반적으로 Q-setting 운동은 등을 벽에 기대지 않고 실시하지만 이 실험에서는 정확한 고관절 각도의 유지를 위해 등을 벽에 기대고 했으므로 이에 따른 근활성도의 차이가 있을 수 있다.

또한 내측광근과 외측광근의 근활성도에 통계학적으로 유의한 차이를 가지는 고관절 각도는 이 실험에서 확인할 수 없었다.

본 연구에 대한 여러 가지 제한점은 추후의 연구를 통해 보완할 필요가 있을 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구에서 대퇴사두근의 Q-setting 운동을 각각

고관절 각도 0°, 90°, 135°에서 수행하였을 때 내측광근과 외측광근에서의 근활성도에는 영향을 미치지 않았다. 하지만 대퇴직근에서는 고관절 각도 135°에서의 %MVIC 값이 다른 고관절 각도에 비해 유의하게 높게 나타났다. 본 연구의 결과는 물리치료사가 환자에게 Q-setting 운동을 교육하거나 지시할 때 환자의 고관절의 자세를 선택함에 있어 도움이 될 것이라고 생각되며, Q-setting 운동 시 가장 효과적인 고관절 각도는 135°도 라고 제시할 수 있겠다.

참고문헌

- 강동훈, 유일영, 이진철(2013). 다양한 지지면에서의 스쿼트 운동이 무릎관절 근력 및 위치감각 향상에 미치는 영향. 대한통합의학회지, 1(2), 47-57.
- 김의영(2010). Hip position에 따른 대퇴사두근과 햄스트링의 등속성 근력 차이. 한국체육학회지, 49(3), 321-328.
- 나영무, 임길병, 김호성 등(2002). 고관절 각도에 따른 근전도 분석에 의한 대퇴사두근 근활성도. 대한스포츠의학회지, 20(2), 201-208.
- 이강옥, 유영대, 김호성(2002). 고관절각도에 따른 대퇴사두근의 등척성운동 효율성에 관한 연구. 한국체육과학회지, 11(1), 629-640.
- 이성철, 채정룡, 김형준(2009). 신경 전기 자극과 등척성 운동이 대퇴사두근력에 미치는 영향. 한국생활환경학회지, 16(3), 239-245.
- 이충휘, 권혁철, 김인숙(1988). 대퇴사두근 등척성 운동시 손과 발목의 위치가 대퇴직근의 활동전위에 미치는 영향. 대한물리치료사협회지, 9(2), 75-88.
- 이구형, 이면우(1982). 上腕二頭筋과 大퇴四頭筋의 等長性 收縮에 대한 EMG Amplitude의 比較·分析. 한국국방경영분석학회지, 8(1), 77-98.
- Bierma-Zeinstra SM, Bohnen AM, Ramlal R, et al(1998). Comparison between two devices for measuring hip joint motions. Clin Rehabil, 12(6), 497-505.
- Brewster CE, Moynes DR, Jobe FW(1983). Rehabilitation for anterior cruciate reconstruction. J Orthop Sports Phys Ther, 5(3), 121-126.
- Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, et al(2001). Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. Arch Phys Med Rehabil, 82(2), 183-189.
- Cram JR, Kasman GS, Holtz J(1998). Introduction to surface electromyography. Gaithersburg, Aspen Publishers.
- Hanten WP, Schulthies SS(1990). Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. Phys Ther, 70(9), 561-565.
- Hermie J, Bart F, Roberto M, et al(1999). The european recommendations for surface electromyography. Europe, Seniam Co.
- Herrington L, Pearson S(2006). Does exercise type affect relative activation levels of vastus medialis oblique and vastus lateralis?. J Sport Rehabil, 15(4), 271-279.
- Hung YJ, Gross MT(1999). 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, 29(2), 93-102.
- Kapandji IA(1982). The physiology of the joints. 5th ed. Edinburg, Churchill Living stone.
- Karst GM, Jewett PD(1993). Electromyographic analysis of exercises proposed for differential

- activation of medial and lateral quadriceps femoris muscle components. *Phys Ther*, 73(5), 286-295.
- Kendal FP, McCreary EK, Provance P(1993). *Muscle, testing and function : with posture and pain*. 4th ed, Baltimore, Williams & Wilkins.
- Laprade J, Culham E, Brouwer B(1998). Comparison of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*, 27(3), 197-204.
- Malone T, Blackburn TA, Wallace LA(1980). Knee rehabilitation. *Phys Ther*, 60(12), 1602-1610.
- Mendler HM(1967). Effect of stabilization of maximum isometric knee extensor force. *Phys Ther*, 47(5), 375-379.
- Soderberg GL, Cook TM(1983). An electromyographic analysis of quadriceps femoris muscle setting and straight leg raising. *Phys Ther*, 63(9), 1434-1438.
- Soderberg GL, Minor SD, Arnold K(1987). Electromyographic analysis of knee exercises in healthy subjects and in patients with knee pathologies. *Phys Ther*, 67(11), 1691-1696.