

## 하지거상운동시 자세변화에 따른 대퇴직근의 활동전위

김호성, 유창준, 홍승호, 구애련  
연세대학교 보건과학대학 재활학과

### Abstract

#### Rectus Femoris Action Potentials under 4 Positions during Straight Leg Raising

Kim Ho-sung, B.H.Sc., R.P.T.  
Yu Chang-joon, B.H.Sc., R.P.T.  
Hong Seung-ho, B.H.Sc., R.P.T.  
Marion E. Current, M.P.H., B.P.T., Tea. Cert. P.T.  
*Dept. of Rehabilitation, College of Health Science,  
Yonsei University*

The purpose of this study was to investigate which of 4 positions produced the highest action potential in the rectus femoris muscle of normal adult subjects. Testing was performed in supine with the right leg performing a simple straight leg raise with the knee fully extended. The left leg, however, was placed in 4 different positions:

1. Full support with 0° flexion.
2. Flexed on the plinth with 60° knee flexion and foot flat.
3. Same as N0.2 but with 90° knee flexion.
4. Left leg hanging over the end of the plinth with 90° knee flexion, 0° hip flexion and no foot support.

This study was designed to compare the level of electromyographic activity of the rectus femoris under 4 positions. Forty-three healthy young adults performed three trials of each exercise condition in random order in the supine position. Electromyographic activity was recorded from surface electrodes. Rectus femoris action potentials in all 4 positions were significantly different. The highest action potential at the end of movement of the right leg occurred with the left leg hanging over the end of the plinth with 90° knee flexion. It is therefore recommended the straight leg raising be performed with the contralateral leg flexed at 90° over the end of the supporting surface to obtain a maximum rectus femoris isometric contraction.

**Key Words** : Straight leg raising; Action potential.

## I. 서론

하지거상운동(straight-leg-raising)은 뒤대퇴근육(hamstring muscle)의 강직(spasticity)과 좌골신경통(sciatica), 신경 뿌리(nerve root)의 자극을 진단하며 대퇴사두근의 위축을 예방하고 근력을 강화하기 위하여 사용되어 왔다. 하지거상운동은 뒤대퇴근인대 단위(hamstring musculotendinous unit, MTU)길이의 측정에 사용되어져 왔고, 하지거상운동의 타당도는 뒤대퇴근 인대 단위의 시기와 종시 사이의 거리에 따라 운동의 능력을 결정하였다(Bohannon, 1982). 진단의 목적으로 사용되는 하지거상운동은 척추신경근에서 염증의 침범 정도를 알아보기 위하여 임상에서 사용되어 왔으나 하지거상운동의 효과에 대해서는 아직까지 명확하게 밝혀진 바가 없다(Smith 등, 1993).

치료의 목적으로 사용되는 것에 대하여 살펴보면 최근의 연구에서 이충휘와 권혁철(1993)은 누운 자세에서 대퇴사두근 등척성 동작을 하면서 하지거상운동을 하지 않았을 때와 하였을 때로 나누어 대퇴직근의 활동전위를 비교하였다. 그 결과 하지거상운동을 병행하였을 때 대퇴직근의 활동전위가 가장높게 나타났다. 일반적으로 임상에서 특별한 이유는 없지만 환자에게 족관절을 배측굴곡(dorsiflexion) 시키도록 권하고 있다. Tepperman 등(1986)은 누운 상태에서 대퇴사두근 등척성 운동을 할 때 족관절의 위치에 따라 대퇴사두근에 발생하는 활동전위를 비교 하였는데, 발목을 밑으로 하였을 때와 위로 하였을 때 대퇴사두근의 활동전위는 변화 없었다고 한다. Richard(1985)는 하지거상운동을 능동, 수동적으로 할 때 족관절의 배측굴곡(dorsiflexing)이 저측굴곡(plantar flexing)보다 하지거상운동의 각이 작았다. 그러나 이러한 각의 소실은 대퇴 두갈래근(biceps femoris)의 긴 머리(long head)는 근전도 실시

때 아무런 영향을 미치지 못했다. 이충휘 등(1988)의 연구에서는 앉은 자세에서 대퇴사두근 등척성 운동시 손의 위치에 따라 대퇴직근의 활동전위에 변화가 있다고 밝히고 있다. 이충휘 등(1993)의 연구에서는 손의 위치를 고려하여 대상자가 편안하고 힘을 최대한 쓸 수 있는 자세를 선택하게 한 뒤, 근전도 바이오 피드백을 이용하여 최대활동전위가 나타나는 발목의 위치에서 운동하도록 권하고 있다.

Currier(1975)의 연구에서 사두근(quadriceps)의 근력과 길이, 장력을 강화하는 저항운동을 하는 동안에 무릎 아래에 받침대(wedge)을 넣어 각을 조절한 실험에서 무릎의 각도가 60도에서 가장 큰 근육의 힘을 보였으며, 무릎이 최대한 신전되었을 때 가장 적은 힘을 기록하였다. Kapandji(1982)는 대퇴사두근 중에서 대퇴직근만이 유일하게 모든 운동을 통하여 기계적 효율(mechanical effect)을 감소시키지 않으며, 고관절의 각도에 따라 효율이 달라지고, 특히 고관절 굴곡시 효율이 가장 높다고 하였다. 이와 같은 이유에서 본 연구에서는 대퇴사두근 중에서 대퇴직근만을 대상으로 하였다.

이와 같이 여러가지 방법으로 등척성 수축을 시행하여 왔으나, 기존의 연구를 보면 손과 발목의 위치에 따른 대퇴직근의 활동전위와 교차성 효과에 대한 연구(권혁철과 원종혁, 1991)만 있을뿐 대퇴사두근 등척성 수축시 효과적 동작을 선택하는것 이외에 반대쪽 다리의 자세와 각도, 그것에 따른 하지거상운동시 활동전위의 비교는 없었다. 그러므로 이 연구의 목적은 네 가지 자세에 따른 하지거상운동의 실시에 있어서, 대퇴직근 활동전위를 측정하여 등척성 수축시 가장 효과적인 하지거상의 자세를 찾고자 한다.

이 연구에서의 가설은 다음과 같다.

왼쪽 무릎의 각도 변화에 따라 오른쪽 다리에 능동적인 하지거상운동을 실시한 경우 오른쪽 다리의 대퇴직근의 활동전위에는 유의한 차이가 있다.

## II. 연구방법

90도 굴곡시키고 오른쪽 다리를 능동적으로 하지거상운동을 하게 한다.

### 1. 연구대상자 및 연구기간

이 연구의 대상은 연세대학교 보건과학대학에 재학중인 학생들로 연구의 취지를 알고 참여 하겠다고 자원한 20대 전후의 정상 남자 32명, 여자 11명으로 전체 43명이었으며, 평균 나이는 22.5세 였다. 연구대상에 포함시킬 때, 대상자가 전극을 부착시킬 대퇴직근의 개방성 상처가 없을 것, 실험에 참가할 때 근육의 피로를 동반하지 않을 것, 실험 하루 전에 실험에 영향을 줄 수있는 약물 복용을 하지 않았을 것, 대퇴 부위에 근이식, 피부이식, 화상, 피부 감각의 이상, 골절, 탈구 그리고 슬관절의 동통을 호소하는 경우에 제외하였다. 실험기간은 1994년 8월 15일부터 동년 8월 21일까지 였다.

### 2. 실험방법

이 연구에서 무릎의 굴곡각은 Goniometer EDI 320(Cybex, 1987) 사용하여 측정함으로써 되도록 각의 변화가 없도록 하였으며, 골반은 벨트로 고정하여 최대한으로 영향을 줄였다. 대퇴직근의 활동전위는 근전도 바이오 피드백 기구(EMG Enraf-Nonius 1432,1992)을 사용하여 측정하였다.

하지거상운동 자세는 다음 네가지로 정하였다.

- 가. 왼쪽 다리의 무릎을 0도 즉, 수평으로 펴게 하고 오른쪽 다리를 능동적으로 하지거상운동을 하게 한다.
- 나. 왼쪽 다리의 무릎을 60도 굴곡시키고 오른쪽 다리를 능동적으로 하지거상운동을 하게 한다.
- 다. 왼쪽 다리의 무릎을 90도 굴곡시키고 오른쪽 다리를 능동적으로 하지거상운동을 하게 한다.
- 라. 왼쪽 다리를 침대 밑으로 떨구어 무릎을

실험대상자가 하지거상운동시 최대한의 가동범위에서 자세 마다 멈추고 등척성 수축을 5-6초동안 실행했으며 각 자세 마다 측정하는 횟수는 3회 였다. 한 동작에서의 측정이 끝난 다음에 쉬는 시간은 10초로 정하였다. 실험에 들어가기 전에 환자를 딱딱한 치료대 위에 눕게 한 후에 평가기록지 뒤에 있는 확률수표(random number table)에서 임의의 수를 선택한 후 네 가지의 자세에서 활동전위를 측정하는 순서를 정하였다. 가능한한 오차를 줄이기 위해 고관절과 족관절을 고정시켰다. 고관절의 고정은 양쪽의 장골가시(iliac spine)를 기준으로 하여 벨트로 고정하였으며, 족관절의 고정을 위하여 끈을 사용하였다.

왼쪽 슬관절의 굴곡각이 일정한 각도로 고정되었는가를 보기 위해 Goniometer EDI 320을 사용하였다. 실험대상자를 딱딱한 치료대 위에 똑바로 눕기(supine)자세로 한 후 왼쪽 다리의 슬관절에서 외측견골의 관절구(lateral tibial condyle)를 축으로하여 감각기 Hand-Held Unit을 부착시켰다. 그리고 실험대상자에게 무릎을 굽혀보라고 한다. 일정한 각도로 굽혔을 시 멈추도록 하고 그 자세를 유지하도록 한다. 그때 실험자는 계속 모니터를 보면서 각도가 변하는지 확인하였다. 손의 위치는 편안한 자세를 취하도록 하였으며 발은 중립자세로 하였다.

대퇴직근의 활동전위를 측정하기 위해 근전도 바이오 피드백을 사용하였다. 대퇴부에서 표면자극이 부착될 위치는 대퇴직근에 힘을 주었을 때 가장 많이 돌출되는 부위로 정하였다. 전극이 배치된 방향은 근섬유의 방향과 나란하게 하였으며 접지전극은 오른쪽 팔의 삼두근(triceps brachii)에 놓았다. 표면전극의 내경(inner diameter)은 4 mm, 외경(outer diameter)



자세 2에서 55.69로 가장 적은 활동전위가 위를 보였다. 나타났고 자세 4에서 가장 높은 98.39의 활동전

**표2. 변수간의 상관관계**

	자세 1	자세 2	자세 3
자세 2	0.707		
자세 3	0.678	0.868	
자세 4	0.839	0.721	0.697

자세 1과 3에서 0.678의 가장 낮은 상관관계를 나타내었다. 관계를 자세 2와 3에서 0.868의 가장 높은 상관

**표3. 대퇴직근의 활동전위의 측정결과**

Hotelling T값	F값	F의 유의도
6.51	63.53	0.00

D.F : 3.00

Error D.F : 40.00

**IV. 고찰**

본 연구의 목적은 4가지 자세에 따른 하지 거상운동의 실시에 있어서 대퇴직근 활동전위를 측정하여 가장 효과적인 하지거상자세를 찾고자 하였다. 본 연구는 43명의 정상 성인을 대상으로 반복 측정에 의한 실험설계를 하였으며 이 설계는 많은 사람을 실험대상으로 하는 효과를 얻을 수 있으나 학습효과(learning effect), 이월효과(carry-over effect), 피로에 의한 효과 등 단점이 있다. 이를 줄이기 위해 확률수표를 사용하여 측정순서를 정함으로써 학습효과를 최소화 하였으며 이월효과를 줄이기 위해 한 측정이 끝난 후 근전도 바이오 피드백의 눈금이 0으로 된 후에 다음 측정을 실

시하였다. 매 측정마다 10초의 휴식시간을 두어 피로에 의한 영향을 최소화 하였는데 10초로 정한 것은 Henly(1988) 연구방법에 근거하였다. 등척성 수축시 근육의 수축을 5-6초로 정하였는데 이는 Currier(1967)과 Henly(1988)의 연구방법에 따랐으며 이는 객관적인 논거는 없으나 가장 보편적으로 쓰이는 것이므로 이에 따랐다. 측정자간의 오차를 줄이기 위해 측정자는 1인이 전담 하였으며, 대퇴직근의 활동전위를 측정할때는 등척성 수축이 시작된후 약 3초 이후에 나타나는 값을 3회 측정하여 그 중간값을 대표값으로 정하였다. 이는 등척성 수축 초기에 활동전위가 수시로 변하므로 이를 감안해서 정하였다.

이 연구에서는 최대한 등척성 수축을 실시하려 하였으나, 총 60초 동안해야하는 실험설계 때문에 많은 근육의 피로와, 등척성 수축 초기의 활동전위가 너무 크게 변하는 등 많은 오차가 전검사(pretest)결과 나타났다. 휴식 상태를 오래 주었보았을때 근전도 바이오 피드백의 수치는 떨어졌으나 근 피로를 여전히 호소하였다. 그래서 단지 자세 유지에 필요한 등척성 수축만을 실시하게 하였다. 참고로 6명의 전검사결과 최대한 힘을 주고 있었을 때와 자세 유지에 필요한 힘만을 주었을 때와는 절대값의 차이는 있었지만 그 비율에는 차이가 없었다.

이 연구에서는 대퇴사두근 등척성 수축을 시행할때 누운 상태에서 시행하였는데, 이는 임상에서 누운 자세로 하는 경우가 많기 때문이며, 실험설계에도 용의하여 이 방법을 선택하였다. 손은 손바닥이 실험대에 닿게 한 뒤 몸에 나란히 붙였다. 이는 이충휘 등(1988)의 연구에 근거하여 동일한 기준을 설정한 것이며, 다리의 자세는 중립(neutral)으로 하였다. 발목의 관절 각도는 오른쪽은 중립자세, 왼쪽은 자세 2, 자세 3에서 지면에 발바닥이 닿도록 하였으며 나머지는 중립으로 하였다. 이렇게 자세에 따라 발목의 각도를 다르게 한것은 이충휘 등(1988)의 연구에서 발목의 각도가 대퇴직근의 활동전위에 아무런 영향을 주지 못한다는 결과에 근거한 것이다.

골반과 발목의 보상효과를 줄이기 위해서 벨트로 고정하였는데 골반은 양쪽의 장골가시를, 발목은 복숭아뼈를 기준으로 정하였다. 그러나 발목의 고정에서 자세 4와 다른 자세들과의 동질성을 유지하는데 많은 어려움이 있었다. 균일한 기준으로 고정시킬 수 있는 도구가 만들어 진다면 더 정확한 측정값을 구할 수 있을 것이다. 또 본 연구에서 오른쪽 대퇴직근의 활동전위만을 다루었는데 대퇴사두근 전부를 측정하거나 굽힘에 관여하는 근육전체를 대상으로 한다면 더욱 정확한 값을 얻을 수 있을 것

이다. 그리고 왼쪽과 오른쪽 비교, 성별 비교도 추후의 연구에서 다루어 저야 할 것이다.

## V. 결론

본 연구는 누운자세에서 하지거상운동으로 등척성 수축을 할때 4가지 자세별로 대퇴직근의 활동전위를 비교하여 보다 효과적인 자세를 찾고자 하였다. 4가지 자세별 활동전위는 통계학적으로 유의한 차이가 있었다. 왼쪽 다리의 무릎을 30도로 하고 오른쪽 다리를 하지거상운동을 할때 가장 적은 활동전위가 나타났고, 무릎이 90도 일때는 비교적 활동전위가 높게 나타났으나, 고관절 0도, 슬관절 90도 일때 높은 활동전위를 보여 이 자세에서 하지거상운동시 가장 큰 등척성운동 효과를 얻을 수 있다.

## 인용문헌

- 원종혁, 권혁철. 근수축에 따른 교차성 효과에 관한 연구. 대한물리치료사학회지. 1991; 12(1):45-51.
- 이충휘, 권혁철. 대퇴사두근 등척성 운동과 하지거상운동시 대퇴직근의 활동전위에 관한 연구. 대한물리치료사학회지. 1994; 14(2):33-41.
- 이충휘, 권혁철, 김인숙 등. 대퇴사두근 등척성 운동시 손과 발목의 위치가 대퇴직근의 활동전위에 미치는 영향. 대한물리치료사학회지. 1988;9(2):75-87.
- Bohannon RW. Effect of electrical stimulation to the vastus medialis muscle in a patient with chronically dislocation patellae. Phys Ther. 1983;63(3):1445-1447.
- Currier DP. Evaluation of the use of a wedge in quadriceps strengthening. Phys

- Ther. 1975;55(8):870-874.
- Currier DP. Positioning for knee strengthening exercises. J Bone Joint Surg. 1945;27A:645-667.
- Fisher NM, Pendergast DR, Calkins EC. Maximal isometric torque of knee extension as a function of muscle in subjects of advancing age. Arch of Phys Med and Rehabil. 1990;71(10):729-733.
- Gajadosik R. Effects of ankle dorsiflexion on active and passive unilateral straight leg raising. Phys Ther. 1985; 62:1178-1181.
- Kapandji IA. The physiology of Rectus femoris. The physiology of the joints 5th. 1982;128-129.
- Kerst GM, Jewett PD. Electromyographic analysis of exercises proposed for differential activation of medial and lateral quadriceps femoris muscle components. Phys Ther. 1993; 73(5):286-295.
- Smith SA, Massie JB, Cheanut R, et al. Straight leg raising. Anatomical effects on the spinal nerve root and fusion. Spine. 1993;18(8):992-999.
- Soderberg GL, Cook TM. An electromyographic analysis of quadriceps femoris muscle setting and straight leg raising. Phys Ther. 1983; 63:1434-1438.
- Tepperman PS, Malziah J, Naumann S, et al. Effect of ankle position on isometric quadriceps strengthening. Am J Phys Med. 1986;65(2):69-74.